



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

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

**“Diseño y desarrollo de un sistema ambulatorio de análisis de
movimiento: monitoreo, reproducción y seguimiento del hombro”**

T E S I S

Que presenta

M. en C. José Antonio Barraza Madrigal

Para obtener el grado de

DOCTOR EN CIENCIAS

**EN LA ESPECIALIDAD DE
INGENIERÍA ELÉCTRICA**

Directores de Tesis: Dr. Roberto Muñoz Guerrero
Dr. Lorenzo Leija Salas

Ciudad de México

Mayo, 2016

Toda persona debe decidir una vez en su vida si se lanza a triunfar, arriesgándolo todo, o si se sienta a ver el paso de los triunfadores"

Thomas Alva Edison

DEDICATORIAS

A mi Moshita, mi Mamá y mi Hermano

A mi amor, mi cómplice y mi todo.

Gracias moshita, por luchar a mi lado y no dejarme caer, por creer siempre en mí y nunca permitir que yo dejase de hacerlo, por ayudarme a afrontar los retos y mirar los obstáculos como oportunidades, por motivarme a alcanzar mis metas y no desistir, por tu paciencia y comprensión, por ser mi confidente, mi amiga, mi novia, mi esposa, el amor de mi vida, mi felicidad. Por esa dicha de observar tu sonrisa al despertar, y al final del día poderte tomar de la mano y descansar, y saber que sin importar que, mañana será un nuevo día y podremos crecer y ser mejores juntos, porque a tu lado nada es imposible. Porque en la calle codo a codo, somos mucho más que dos. ¡TE AMO!

A mi madre, sin duda mi inspiración y ejemplo a seguir.

Gracias mamá, por dedicar tu vida a la nuestra, tus desvelos a nuestros sueños, tus lagrimas a nuestras penas y tu felicidad a nuestra sonrisa, por tu marcha incansable ese ímpetu inagotable que nos inspira a continuar, por tus canas invisibles esa sabiduría infinita con la que nos guías, por tu tenacidad ante la adversidad nuestro ejemplo a seguir, por ser ese apoyo incondicional, ese hombro incansable, esa mano extendida, esa palabra de aliento, por motivarme a mirar siempre al frente sin importar las circunstancias, por enseñarme a afrontar los momentos difíciles y a valorar lo aprendido en el camino, por ayudarme alcanzar mis metas, nuestros triunfos, tus triunfos, pues he aquí tan solo uno de ellos.

GRACIAS Mamá

Esta vez respondamos juntos, SI, Y ES SOLO EL PRINCIPIO...

A mi hermano

Gracias coco, por ser astronauta en nuestros viajes al espacio, piloto en nuestros vuelos, acróbata temerario, locutor en la radio, anfitrión en nuestras obras de teatro, caballero dorado, tortuga ninja, estratega maestro en las campales con globos de agua, salvador en las escondidillas, ... mi primer y mejor amigo, cómplice de travesuras y compañero de viaje.

Gracias, por enseñarme que la vida vale la pena vivirla, que el tiempo no se mide en segundos sino en oportunidades, por mantener siempre una puerta abierta, por ser un escucha y consejero imparcial, por enseñarme que las cosas tienen la importancia que les damos, que nada importa si no es necesario y que no es necesario que nos importe, que, aunque parezca que el mundo se derrumba siempre hay un mañana por el que vale la pena luchar, gracias por enseñarme a no dejar de luchar
Gracias amigo, gracias hermano, gracias coco.

AGRADECIMIENTOS

A mi Doc., Dr. Roberto Muñoz Guerrero, guía, mentor y gurú. Gracias doc., por permitirme ser parte de su equipo de trabajo, por enseñarme a reconocer mis aciertos y aceptar mis errores, por ponerse la camiseta y ser aquel líder que no solo guía, sino que comulga con el ejemplo. Gracias doc., por los años de formación y enseñanza, por los buenos momentos, por los malos momentos en los que nunca me dejo caer, por motivarme a seguir, por enseñarme que no existen los fracasos si no oportunidades, por sus consejos, por celebrar conmigo las victorias, por las largas charlas acerca del todo y de la nada, gracias por apostar y ser el primero en creer en mí, por ese voto de confianza que hoy me permitió llegar hasta aquí, pero sobre todo gracias por su invaluable amistad.

Al Dr. Lorenzo Leija Salas, por su apoyo, asesoría y dirección. Por siempre valorar mi trabajo y mostrarme lo valioso que puede éste puede ser, por establecer esa brecha de confianza la cual siempre me permitió acudir libremente a usted.

Al Dr. Pablo Rogelio Hernández Rodríguez, por todo su apoyo y valiosos consejos, por siempre tener una puerta abierta a la cual poder recurrir, por permitirme ser un miembro honorario de su equipo de trabajo y ser para mí, asesor honorario de mi formación.

Al Ing. Eladio Cardiel Pérez, por dedicar sus conocimientos enseñanzas y paciencia para instruirme tanto en el manejo de los instrumentos, como en la realización de las pruebas, análisis e interpretación de la información. Gracias a quien sin duda me refiero como instructor, maestro, colega y amigo, cuyo apoyo y valiosos consejos me ayudaron a no desistir y salir adelante.

A Hippiie, Ana, Jaime, Amira, Chava, Mapi, Pris, Meco y toda la banda de pilares. Porque no importan los años ni la distancia, los amigos son para siempre, y he hallado en ustedes los mejores amigos. Los que, sin importar el momento, la hora o las circunstancias, siempre están allí dispuestos a brindar su apoyo, hacerme reír, compartir las tristezas y celebrar los triunfos. Gracias por su confianza e invaluable amistad.

A mis suegrís, cuñaos, tíos y abuelos postizos quienes me recibieron en su familia como un miembro más, quienes rezaban, brindaban, celebraban y me apoyaban durante mi formación, gracias por todo su apoyo.

A mis compañeros del Laboratorio 11; las comadres Saraí, Esme y Anais, los benjamines Martín, Leo, Joaquín, los doctorantes Diana, Luis, Pedro y Raquel, Herlinda, generaciones presentes, generaciones pasadas, a los que se integran y los que no. A mis compañeros en general: Jen, Jess, Gonzalo, Alvarock y Violeta, Tony, Luis aguas, a las florecitas; Vianey y Chelo, Hugo Zepeda, Ruben (el tigre), agradezco por todo su apoyo, la compañía, los momentos juntos, convivencia y amistad, ya que juntos recorrimos el camino y nos impulsamos los unos a los otros.

A mi Lila, fiel guardián y compañera, gracias por esas largas jornadas de paseo y reflexión.

A mis sinodales de tesis; Dr. Roberto Muñoz Guerrero, Dr. Lorenzo Leija Salas, Dr. Pablo Rogelio Hernández Rodríguez, Dr. Arturo Vera Hernández, Dr. Ramírez García Alfredo, Dr. Chong Quero Jesús Enrique, por el tiempo dedicado, sus observaciones, recomendaciones, consejos y valiosas aportaciones, de las cuales sin duda se vio beneficiado el presente trabajo.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por brindarme el apoyo económico para poder realizar los estudios de posgrado, y al Cinvestav por fomentar el conocimiento y mi formación académica.

ÍNDICE GENERAL

Capítulo 1	1
Introducción	1
1.1 Organización de la tesis.....	2
Capítulo 2	5
Antecedentes	5
2.1 Anatomía y biomecánica	5
2.2 El hombro	6
2.2.1 Movimientos del hombro.....	6
2.2.2 Particularidades del movimiento del hombro	7
2.2.3 Rango de movimiento	8
2.3 Posición y orientación de un objeto arbitrario en el espacio 3D	9
2.4 Transformación entre sistemas coordenados.....	10
2.5 Matrices de rotación	10
2.6 Cuaternios	12
2.7 Ángulos de Euler y ángulos de navegación	13
2.8 Comparación entre los distintos métodos de localización espacial.....	14
2.9 Sensores inerciales y magnéticos.....	15
2.10 IMU y MARG.....	17
Capítulo 3	18
Estado del arte	18
3.1 Técnicas e instrumentos comúnmente utilizados para llevar a cabo el análisis de movimiento de las articulaciones	18
3.2 Principales estudios reportados recientemente en la bibliografía	20
Capítulo 4	24
Planteamiento del proyecto.....	24
4.1 Definición del problema	24
4.2 Justificación de la tesis	25
4.3 Objetivos de la tesis	26

4.3.1	Objetivo general.....	26
4.3.2	Objetivos específicos.....	26
Capítulo 5	28
Solución propuesta y desarrollo.....		28
5.1	Modelado del hombro	28
5.1.1	Transformación entre sistemas coordenados.....	29
5.1.2	Modelado de los principales movimientos del hombro a partir de la transformación entre sistemas coordenados.....	30
5.2	Estimación de la orientación utilizando un giroscopio	35
5.2.1	Necesidad de contar con un sistema de referencia	36
5.2.2	Compensación de offset y estimación de la orientación instantánea utilizando un giroscopio.....	38
5.3	Estimación de la orientación utilizando un acelerómetro	39
5.3.1	Limitantes de estimar la orientación de la extremidad superior a partir de la información proporcionada por un acelerómetro.....	42
5.4	Estimación de la orientación de la extremidad superior, basados en las componentes de la velocidad angular y la aceleración gravitacional.....	43
5.4.1	Simplificación de la matriz de transformación.....	47
5.4.2	Ventajas y desventajas de estimar de la orientación de la extremidad superior, basados en las componentes de la velocidad angular y la aceleración gravitacional.....	49
5.5	Estimación de la orientación a partir del magnetómetro	51
5.5.1	Limitantes de estimar la orientación a partir de la información proporcionada por un magnetómetro	54
5.5.2	Compensación <i>soft iron</i> y estimación de la orientación, basados en las componentes de la aceleración gravitacional y el campo magnético terrestre	55
5.6	Estimación de la orientación, basados en las componentes de la velocidad angular, aceleración gravitacional y el campo magnético terrestre.....	58
5.7	Estimación de la orientación absoluta de la extremidad superior: orientación de la extremidad superior con respecto a la orientación del tronco	64
5.8	Optimización del algoritmo.....	66
5.9	Desarrollo de un sistema ambulatorio de análisis de movimiento.....	71
5.10	Descripción del sistema.....	72
5.11	Módulos de monitoreo	74

5.12	Configuración e intercambio de información entre dispositivos; MARG y dsPIC	75
5.12.1	Adquisición y pre procesamiento de datos	76
5.12.2	Intercambio y transferencia de información entre módulos	80
5.12.3	Módulos de monitoreo: consumo y fuente de alimentación	82
5.13	Módulo de comando	83
5.13.1	Módulo de comando: Particularidades, consumo y fuente de alimentación	85
5.14	Métodos alternativos de transmisión de datos	87
5.15	Modelo virtual	88
5.16	Modelo mecatrónico	91
Capítulo 6	96
Pruebas y resultados	96
6.1.	Primera etapa de prueba: evaluación del desempeño de los sensores, giroscopio, acelerómetro e IMU, en la estimación de la orientación tanto en posición estática como en movimiento.	98
6.1.1.	Acondicionamiento de la información.	98
6.1.2.	Análisis cualitativo y cuantitativo de la respuesta obtenida en posición estática: giroscopio, acelerómetro e IMU.	99
6.1.3.	Particularidades de la respuesta de cada sensor	101
6.1.4.	Análisis cualitativo y cuantitativo de la respuesta obtenida en movimiento: giroscopio VS IMU.	102
6.2.	Segunda etapa de prueba: Evaluación del desempeño del sistema desarrollado para llevar a cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento de la extremidad superior como respuesta a la rotación del hombro	106
6.2.1.	Participantes.....	106
6.2.2.	Equipo.....	106
6.2.3.	Preparación para el estudio	107
6.2.4.	Procedimiento del estudio	108
6.2.5.	Acondicionamiento de la información: MPUMA VS APAS	109
6.2.6.	Procedimiento experimental.....	110
6.2.6.1.	Equivalencia cualitativa entre MPUMA y APAS	110
6.2.6.2.	Diferencias entre sistemas	111
6.2.6.3.	Concordancia entre sistemas	113

6.2.6.4.	Reproducción y seguimiento de la extremidad superior	114
6.3.	Tercera etapa de prueba: Evaluación del desempeño de los módulos de monitoreo	117
6.3.1.	Acondicionamiento de la información: Módulos de monitoreo.....	117
6.3.2.	Análisis cualitativo y cuantitativo de la respuesta obtenida en posición estática: giroscopio, acelerómetro, magnetómetro, IMU y MARG.	117
6.3.3.	Particularidades de la respuesta obtenida por cada sensor	119
6.3.4.	Análisis cualitativo y cuantitativo de la respuesta obtenida en movimiento: IMU VS MARG. 120	
6.4.	Cuarta etapa de prueba: Evaluación del desempeño del sistema desarrollado para ser utilizado como un sistema ambulatorio de análisis de movimiento	122
6.4.1.	Preparación para el estudio	122
6.4.2.	Evaluación del desempeño en postura corporal erguida con apoyo bipodal.....	123
6.4.3.	Evaluación del desempeño durante la marcha	124
6.4.4.	Procedimiento experimental.....	126
6.5.	Aplicación del sistema desarrollado para el diseño y desarrollo de una interfaz gráfica de usuario basada en BCI's.....	133
6.5.1.	Diseño, desarrollo e integración de la interfaz gráfica y modelo virtual (VR).....	134
Capítulo 7	136
	Conclusiones y perspectivas.....	136
7.1	Conclusiones.....	136
7.2	Perspectivas	138
Capítulo 8	139
	Principales aportaciones de la tesis	139
8.1	Aportaciones propias del sistema	140
8.2	Aportaciones del algoritmo desarrollado	141
8.3	Aportaciones de los estudios realizados	141
Capítulo 9	145
	Productos	145
9.1	Artículo de revista internacional indexada (JCR)	145
9.2	Artículo de revista internacional indexada (Scopus, SciELO y otros)	145
9.3	Congresos internacionales	146
9.4	Derecho de autor	146

9.5	Estancia de investigación en la Université de Lorraine	146
9.6	Participación en el Curso – Taller	146
	Referencias	147
	Apéndices	155
A.1	Módulo de comando (MOMO-1907): Diagramas esquemático y PCB.....	156
A.2	Módulos de monitoreo (IMU-BT): Diagramas esquemático y PCB	157
A.3	Protocolo de evaluación del módulo de entrenamiento BCI	158
A.4	Parámetros de evaluación e inclusión de distintos métodos de retroalimentación	159
A.5	Diseño, desarrollo e integración del modelo virtual e intercomunicación de componentes 162	
A.6	Sistema de evaluación.....	164
A.7	Parámetros de evaluación.....	166
	Estructura del módulo de entrenamiento para un sistema BCI.....	167
	Configuración de parámetros	168

ÍNDICE DE FIGURAS

ANTECEDENTES

Fig. 2. 1 Movimientos del hombro	7
Fig. 2. 2 Sistema de referencia OXYZ y solidario al objeto OUVW	10
Fig. 2. 3 Representación de la orientación con respecto a cada uno de los ejes principales del sistema de referencia	11
Fig. 2. 4 Ángulos de Euler	13
Fig. 2. 5 Ángulos de Euler: Roll, Pitch, Yaw, y representación de la orientación por eje y ángulo de giro	14

SOLUCIÓN PROPUESTA Y DESARROLLO

Fig. 5. 1 Modelado del hombro como una esfera y un socket, dividido en los principales planos y ejes anatómicos	28
Fig. 5. 2 Modelado de la extremidad superior a partir de los principales planos y ejes anatómicos del cuerpo humano y su representación en el espacio vectorial	29
Fig. 5. 3 Flexo-extensión del hombro	31
Fig. 5. 4 Abducción-aducción del hombro	31
Fig. 5. 5 Rotación interna/externa del hombro	32
Fig. 5. 6 Movimiento de aducción con respecto a la flexión	33
Fig. 5. 7 Movimiento de flexión con respecto a la aducción	34
Fig. 5. 8 Hipótesis: Metodología propuesta para estimar la orientación de la extremidad superior, utilizando un giroscopio como fuente principal de información	36
Fig. 5. 9 Compensación de offset y estimación de la orientación instantánea	39
Fig. 5. 10 Estimación de la orientación de la extremidad superior, basados en las componentes vectoriales de la aceleración gravitacional	42
Fig. 5. 11 Estimación de la orientación de la extremidad superior, basados en las componentes de la velocidad angular y la aceleración gravitacional, a partir de la sumatoria de sus desplazamientos angulares	45
Fig. 5. 12 Estimación de la orientación de la extremidad superior, basados en las componentes de la velocidad angular y la aceleración gravitacional, utilizando un filtro complementario y un control proporcional integral, para la integración gradual de los desplazamientos angulares	46
Fig. 5. 13 Estimación de la orientación utilizando un magnetómetro	53
Fig. 5. 14 Compensación <i>soft iron</i> y estimación de la orientación, basados en las componentes de la aceleración gravitacional y el campo magnético terrestre	57
Fig. 5. 15 Matriz de transformación general: Estimación de la orientación de la extremidad superior, basados en las componentes de la velocidad angular, aceleración gravitacional y campo magnético terrestre, utilizando un filtro complementario y un control proporcional integral, para la incorporación gradual de los desplazamientos angulares	61

Fig. 5. 16 Matriz simplificada: Estimación de la orientación de la extremidad superior, basados en las componentes de la velocidad angular, aceleración gravitacional y campo magnético terrestre, utilizando un filtro complementario y un control proporcional integral, para la incorporación gradual de los desplazamientos angulares	63
Fig. 5. 17: Optimización utilizando cuaternios: Estimación de la orientación de la extremidad superior, basados en las componentes de la velocidad angular, aceleración gravitacional y campo magnético terrestre, utilizando un filtro complementario y un control proporcional integral, para la incorporación gradual de los desplazamientos angulares	69
Fig. 5. 18 Módulos de monitoreo y comando	72
Fig. 5. 19 Modelo virtual del brazo y modelo mecatrónico del hombro.....	73
Fig. 5. 20 Unidad de seguimiento de movimiento	74
Fig. 5. 21 Módulos de monitoreo arquitectura y principales componentes.....	83
Fig. 5. 22 Módulo de comando como interfaz de transferencia de datos entre los módulos de monitoreo y el o los elementos a través de los cuales ha de ser llevado a cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento de los segmentos bajo análisis.....	84
Fig. 5. 23 Módulo de comando MO-MO 1907; arquitectura y principales componentes	86
Fig. 5. 24 Modelo virtual	89
Fig. 5. 25 Metodología empleada para llevar a cabo la representación de la información correspondiente al movimiento de la extremidad superior, como respuesta a la rotación del hombro, a través de un modelo virtual del brazo	90
Fig. 5. 26 Modelo mecatrónico del hombro.....	92

PRUEBAS Y RESULTADOS

Fig. 6. 1 Respuesta obtenida en posición estática: acelerómetro, giroscopio e IMU.	99
Fig. 6. 2 Respuesta obtenida en movimiento: giroscopio e IMU; empleando un filtro complementario y la retroalimentación de la información a un control Proporcional Integral.	103
Fig. 6. 3 Representación de la trayectoria descrita a partir de la respuesta obtenida de la estimación de la orientación utilizando un IMU y la combinación de un filtro complementario y un control PI..	105
Fig. 6. 4 Elementos utilizados en el estudio:	108
Fig. 6. 5 Comparación cualitativa, evaluación del movimiento de flexo-extensión de la articulación del hombro; MPUMA y APAS.	110
Fig. 6. 6 Concordancia entre MPUMA y APAS: Valores máximos y mínimos obtenidos en la evaluación del movimiento de flexo-extensión (XYZ).	113
Fig. 6. 7 Representación 3D de los tres movimientos de la articulación del hombro (MPUMA&APAS); Flexión-extensión, abducción-aducción, rotación horizontal interna/externa.	115
Fig. 6. 8 Principales elementos involucrados en la evaluación del MPUMA para el seguimiento de movimientos.....	117
Fig. 6. 9 Desempeño de los módulos de monitoreo: giroscopio, acelerómetro, magnetómetro, IMU, MARG	118
Fig. 6. 10 Respuesta obtenida en movimiento: IMU vs MARG	121

Fig. 6. 11 Representación 2D y reconstrucción 3D de la trayectoria descrita por la extremidad superior, el tronco y la extremidad superior tomando como referencia la orientación del tronco, durante la evaluación del desempeño del sistema desarrollado, en postura erguida con apoyo bipodal – primera secuencia.	127
Fig. 6. 12 Representación 2D y reconstrucción 3D de la trayectoria descrita por la extremidad superior, el tronco y la extremidad superior tomando como referencia la orientación del tronco, durante la evaluación del desempeño del sistema desarrollado, en postura erguida con apoyo bipodal – segunda secuencia.	127
Fig. 6. 13 Representación 2D y reconstrucción 3D de la trayectoria descrita por la extremidad superior, el tronco y la extremidad superior tomando como referencia la orientación del tronco, durante la evaluación del desempeño del sistema desarrollado, en postura erguida con apoyo bipodal – segunda secuencia.	128
Fig. 6. 14 Representación 2D y reconstrucción 3D de la trayectoria descrita por la extremidad superior, el tronco y la extremidad superior tomando como referencia la orientación del tronco, durante la evaluación del desempeño del sistema durante la marcha– primera secuencia.....	128
Fig. 6. 15 Representación 2D y reconstrucción 3D de la trayectoria descrita por la extremidad superior, el tronco y la extremidad superior tomando como referencia la orientación del tronco, durante la evaluación del desempeño del sistema durante la marcha– segunda secuencia.....	129
Fig. 6. 16 Representación 2D y reconstrucción 3D de la trayectoria descrita por la extremidad superior, el tronco y la extremidad superior tomando como referencia la orientación del tronco, durante la evaluación del desempeño del sistema durante la marcha– tercera secuencia.....	129

APÉNDICES

Fig. A. 1 Módulo de comando: Esquemático - Altium Designer 2011.....	156
Fig. A. 2 Módulo de comando: PCB – Altium Designer 2011	156
Fig. A. 3 Módulos de monitoreo: Esquemático - Altium Designer 2011	157
Fig. A. 4 Módulos de monitoreo: PCB - Altium Designer 2011	157
Fig. A. 5 Diagrama a bloques de las 4 etapas principales.....	159
Fig. A. 6 Elementos utilizados en las distintas estrategias de retroalimentación	160
Fig. A. 7 Subdivisión de la interfaz gráfica en sus tres principales funciones; Virtual, Propiocepción y Observación.....	161
Fig. A. 8 Diseño de una nueva interfaz gráfica	163
Fig. A. 9 Ilustración representativa de la información recopilada de manera automática.....	164
Fig. A. 10 Nuevo protocolo de evaluación: Diagrama a bloques correspondiente a las 5 etapas principales	165
Fig. A. 11 Descripción de funciones y parámetros de retroalimentación	167
Fig. A. 12 Descripción de parámetros	168

ÍNDICE DE TABLAS

SOLUCIÓN PROPUESTA Y DESARROLLO

Tabla 5. 1 Secuencia Ráfaga de escritura	76
Tabla 5. 2 Secuencia Ráfaga de lectura	76
Tabla 5. 3 Selección del rango de escala completa y sensibilidad del giroscopio.....	77
Tabla 5. 4 Selección del rango de escala completa y sensibilidad del acelerómetro	78
Tabla 5. 5 Medición de datos del magnetómetro.....	79
Tabla 5. 6 Características principales servomotores Hitec HS-785HB	93

PRUEBAS Y RESULTADOS

Tabla 6. 1 Grado de desviación a la deriva y RMSE en posición estática	100
Tabla 6. 2 Grado de desviación a la deriva y RMSE en movimiento	103
Tabla 6. 3 Diferencias entre sistemas	112
Tabla 6. 4 Deriva y RMSE en posición estática: Módulos de monitoreo.....	119
Tabla 6. 5 Grado de desviación a la deriva y RMSE en movimiento: módulos de monitoreo	121

RESUMEN

En este trabajo se presenta el desarrollo de un sistema ambulatorio para el análisis de movimientos humanos; con el objetivo particular de proporcionar información en línea referente a la posición y orientación de la extremidad superior, como respuesta a la rotación del hombro, tomando como referencia la orientación del tronco. Este sistema permite llevar a cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento del movimiento de la articulación del hombro, a partir de la medición del rango de movimiento descrito por la extremidad superior durante su elevación activa.

El sistema desarrollado consiste de tres módulos; dos de monitoreo y uno de comando. Los módulos de monitoreo son utilizados para estimar la orientación de la extremidad superior y el módulo de comando es empleado para transformar la información en parámetros de control que han de gobernar el funcionamiento de un modelo virtual del brazo y un modelo mecatrónico del hombro; elementos desarrollados para llevar cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento de la extremidad superior.

Un sensor magnético/inercial de nueve ejes denominado MARG (*Magnetic Angular Rate Gravity*), integrado por un giroscopio, un acelerómetro y un magnetómetro triaxial, contenidos en un solo empaquetado LGA, además de un procesador digital de señales de 16 bits (dsPIC), fueron utilizados para llevar a cabo el monitoreo, adquisición y procesamiento de la información proporcionada por los sensores. De esta manera, se conformó un sistema de referencia de actitud y rumbo (AHRS), *Attitude and Heading Reference System*, como componente principal que permite a cada uno de los módulos de monitoreo, obtener información acerca de la cinemática del movimiento evaluado.

Para la estimación de la orientación se desarrolló un algoritmo el cual permite fusionar la información obtenida de los sensores; giroscopio, acelerómetro y magnetómetro, utilizando cuaterniones y la composición de una matriz de cosenos directores, mientras que la combinación entre un filtro complementario y un control proporcional integral fueron utilizados a fin de llevar cabo la integración de la información.

La validación del sistema y algoritmo desarrollados, así como la evaluación del desempeño de su funcionamiento fue realizada en 4 etapas principales; 1) Evaluación del desempeño de los sensores tanto en posición estática como en movimiento; 2) desempeño del sistema desarrollado en la evaluación del movimiento de la extremidad superior, en donde se llevó a cabo una comparación utilizando como referencia los resultados obtenidos de un sistema de análisis de movimiento comercial basado en video; 3) capacidad del sistema para ser utilizado como un sistema ambulatorio de análisis de movimiento; 4) desempeño del sistema desarrollado en la evaluación del movimiento de la extremidad superior, tomando como referencia la orientación del tronco. Los resultados obtenidos demostraron la capacidad del sistema desarrollado para llevar a cabo la estimación de la orientación de la extremidad superior como respuesta a la rotación del hombro, tomando como referencia la orientación del tronco. El método resultó computacionalmente eficiente, el cual no está sujeto a problemas de singularidad, deriva (*Drift*), variaciones o fluctuaciones en la orientación estimada. Las características del sistema desarrollado hacen que sea fácilmente reproducible y compacto, de bajo costo y fácil manejo; le confieren un gran potencial para ser utilizado en el análisis, reproducción y seguimiento de la trayectoria los segmentos corporales, así como en aplicaciones orientadas a la rehabilitación, diagnóstico clínico, investigación, diseño, desarrollo y fabricación de órtesis y prótesis. Así mismo el desempeño en la reproducción y seguimiento de la trayectoria de la extremidad superior en línea, demostró que la información proporcionada por el sistema desarrollado puede ser extrapolada para ser utilizada dentro de los parámetros y estrategias de control que han de gobernar el comportamiento de una prótesis para extremidad superior, permitiendo la integración funcional entre un sujeto amputado y su prótesis.

ABSTRACT

In this work the development of an ambulatory system for analyzing human movement is presented; with the particular aim to providing online information regarding the position and orientation of the upper extremity, in response to the rotation of the shoulder joint, with reference to the orientation of the trunk. This system allows to carry out the monitoring, reproduction and track the movement of the shoulder joint, by measuring the range of movement described by the upper extremity during its active elevation.

The developed system consists of three modules; two monitoring modules and one command module. Monitoring modules are used to estimate the orientation of the upper extremity and the command module is used to transform information into control parameters that are to govern the operation both a virtual model of the arm and a mechatronic model of the shoulder joint; elements developed to monitoring, reproducing and track the movement of the shoulder joint.

A nine axes magnetic/inertial sensor MARG (Magnetic Angular Rate Gravity), composed of a gyroscope an accelerometer and a triaxial magnetometer in a single package LGA, plus a digital signal processor 16-bit (dsPIC) were used to monitoring, acquisition and processing of information provided by the sensors. Thus conforming an AHRS (Attitude and Heading Reference System), as a main component that allows each monitor modules, to obtain information about the kinematics of the evaluated movement.

To estimate the orientation an algorithm to merge the information obtained from sensors; gyroscope, accelerometer and magnetometer, is developed. This by using quaternions and composition of a Direction Cosine Matrix (DCM). Besides, the combination of a complementary filter and a Proportional Integral controller (PI) were used to carry out the integration of information.

Validation of the developed system and algorithm, as well as the performance of its operation was carried out in four main stages; 1) Evaluation of sensors performance in static position and during motion; 2) performance of the developed system in the evaluation of upper limb motion, where a comparison was performed taking as a reference the results obtained by using a commercial video-based motion analysis system; 3) suitability of the system to be used as an ambulatory motion analysis system; 4) performance of the system developed in evaluating the movement of the upper extremity, with reference to the orientation of the trunk. The results demonstrated capability of the system developed to estimating the orientation of the upper limb as a response to rotation of the shoulder, with reference to the orientation of the trunk. The method was computationally efficient, which is not subject to problems of singularity Drift, variations or fluctuations in the estimated orientation. The features of the system developed makes it easily reproducible and compact, inexpensive and easy handling; gives it great potential to be used in the analysis, reproduction and tracking body segments, as well as in applications oriented to rehabilitation, clinical diagnosis, research, design, development and manufacture of orthotic and prosthetic devices. Likewise, the performance in reproduction and trajectory tracking upper extremity online, showed that the information provided by the developed system can be extrapolated to be used within the parameters and control strategies that are to govern the behavior of a prosthesis for upper limb, allowing functional integration between an amputee subject and its prosthesis.

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

Caracterizada por su movilidad y capacidad para manipular y sujetar, la extremidad superior es una estructura compleja cuyos elementos trabajan de manera conjunta para la realización de una tarea en específico. Es por ello, que la ausencia de alguno de sus elementos y/o articulaciones compromete de manera significativa su funcionamiento. Actualmente han sido realizados grandes esfuerzos en desarrollar elementos protésicos, que ayuden a personas con amputación de la extremidad superior en su reincorporación a la realización de actividades de la vida cotidiana. No obstante, dichas prótesis se ven limitadas, ya que basan su diseño y estrategias de control en cubrir en medida de lo posible las funciones que la extremidad amputada podía realizar, sin considerar el comportamiento de sus elementos adyacentes y de qué manera influyen. Tal es el caso de una prótesis para extremidad superior con amputación por arriba de la articulación del codo, ya que, aunque generalmente los modelos más novedosos permiten la reincorporación artificial tanto de la extremidad como la articulación afectada (antebrazo y codo). Dichas prótesis no consideran dentro de sus estrategias de control el comportamiento y funcionamiento del miembro sano que le precede (brazo), siendo tarea del usuario determinar la posición y orientación del mismo, para el correcto funcionamiento del elemento protésico. La manipulación de un elemento externo al cuerpo humano (prótesis) no es tarea sencilla, ya que demanda un alto grado de concentración por parte del usuario, quien no solo debe enfocarse en la ejecución de los comandos que gobiernan el funcionamiento de la prótesis, sino que además debe coordinar los movimientos entre prótesis



y brazo durante su ejecución, propiciando un control secuencial y poco natural. La inclusión de un sistema capaz de proporcionar la información referente a la posición y orientación de la extremidad superior remanente, dentro de las estrategias de control que comandan el funcionamiento de la prótesis, permitiría que ambos elementos trabajasen de manera conjunta. De este modo se promovería una estrategia de control más robusta y natural, en comparación con el control por movimientos secuenciales actualmente empleados.

En este trabajo se presenta el diseño y desarrollo de un sistema ambulatorio de análisis de movimiento, cuyo objetivo es proporcionar información en línea referente a la posición y orientación de la extremidad superior, como respuesta a la rotación del hombro. Se espera que dicho sistema e información proporcionada por el mismo, puedan ser utilizados dentro de las estrategias de control que gobiernen el funcionamiento de una prótesis para extremidad superior con amputación por arriba de la articulación del codo. Para ello se debe demostrar que el sistema es capaz de llevar a cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento del movimiento de la articulación del hombro, a partir de la medición del rango de movimiento descrito por la extremidad superior durante su elevación activa.

1.1 Organización de la tesis

El presente escrito se encuentra dividido en 9 capítulos como se enuncia a continuación:

Capítulo 1. Introducción

En este capítulo se da una breve descripción de la necesidad de contar con un sistema de ambulatorio de análisis de movimiento que permita llevar a cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento del movimiento de la extremidad superior como respuesta a la rotación del hombro.

Capítulo 2. Antecedentes

A fin de establecer la relación entre la problemática a resolver y el desafío que ello conlleva, en este capítulo se definen los principales elementos a considerar, incluyendo los criterios de inclusión y exclusión de la metodología a emplear.



Capítulo 3. Estado del arte

En este capítulo se presenta un resumen de la metodología comúnmente empleada para la estimación de la orientación de los segmentos corporales, así como los estudios de investigación que han sido realizados.

Capítulo 4. Justificación de la tesis

En este capítulo se hace mención de las principales ventajas y limitaciones de los sistemas existentes y se propone una alternativa para los problemas latentes. Con respecto a ello, en este capítulo se presentan los objetivos, general y específicos, que toman como punto base el desarrollo del sistema propuesto.

Capítulo 5: Solución propuesta y desarrollo

En este capítulo se presentan los criterios de diseño, desarrollo del sistema y algoritmo presentados, así como las distintas consideraciones que fueron tomadas en cuenta durante su desarrollo.

Capítulo 6. Pruebas y resultados

En este capítulo se incluyen los protocolos de validación del sistema y algoritmo desarrollados, así como la evaluación del desempeño de su funcionamiento bajo diferentes circunstancias: Se evaluó el desempeño de los sensores tanto en posición estática como en movimiento; se realizó un análisis del desempeño del sistema desarrollado en la evaluación del movimiento de la extremidad superior, comparando los resultados obtenidos con aquellos obtenidos utilizando un sistema de análisis de movimiento como referencia; se evaluó la viabilidad del sistema y algoritmo desarrollados, para ser utilizados como un sistema ambulatorio de análisis de movimiento; se analizó el comportamiento del sistema desarrollado, en la evaluación del movimiento de la extremidad superior tomando como referencia la orientación del tronco, demostrando su capacidad para ser utilizado como un sistema ambulatorio de análisis de movimiento el cual permite el monitoreo, reproducción y



seguimiento de los movimientos de la extremidad superior en línea, tomando como referencia la orientación del tronco.

Capítulo 7. Conclusiones y perspectivas

Se discute acerca de la efectividad del sistema, de los resultados obtenidos en los estudios realizados, así se presenta una propuesta de trabajos a futuro.

Capítulo 8. Principales aportaciones de la tesis

Se presentan las contribuciones en innovación y diseño del sistema, así como los nuevos métodos de análisis de datos que se utilizaron en los estudios.

Capítulo 9. Productos

Se ofrece un panorama de los logros y productos obtenidos durante los estudios de doctorado: artículos de congreso, revista arbitrada, revista internacional indexada, realización de estancia en la Université de Lorraine – Centre de Recherche en Automatique de Nancy *CRAN-ENSEM*, derecho de autor, e invitación a participar en cursos-talleres.

CAPÍTULO 2

ANTECEDENTES

2.1 Anatomía y biomecánica

La anatomía nos muestra, en reposo y en un momento dado, las formas de un proceso fisiológico mientras que la biomecánica nos permite comprender cómo actúan las fuerzas internas y externas sobre los distintos segmentos corporales [1].

La biomecánica se vale de los conceptos de la física y la ingeniería para describir el movimiento experimentado por los diferentes segmentos corporales y las fuerzas que actúan sobre los mismos durante las actividades normales. En sí, la biomecánica se considera una rama de la bioingeniería y la ingeniería biomédica, las cuales se basan en los principios y métodos de la ingeniería, las ciencias básicas y la mecánica clásica para el análisis de los sistemas biológicos y fisiológicos, involucrando conceptos de mecánica aplicada. Su objetivo es mejorar nuestro conocimiento de una estructura muy compleja: el cuerpo humano, en donde el diseño, desarrollo y análisis de modelos matemáticos son un importante componente para llevar a cabo su evaluación. En general, puede usarse un modelo basado en los resultados experimentales para predecir el efecto de factores que influyen en el movimiento y comportamiento de los segmentos corporales.

La investigación aplicada en biomecánica es el uso del conocimiento científico para beneficiar a los seres humanos. Las lesiones y enfermedades musculo esqueléticas pueden ser



combatidas mediante el aprendizaje de cómo el sistema musculo esquelético se ajusta más íntimamente a las limitaciones físicas del cuerpo humano y a los movimientos naturales de los segmentos corporales [2].

2.2 El hombro

El hombro, articulación proximal de la extremidad superior, es la más móvil de todas las articulaciones del cuerpo humano. Posee tres grados de libertad, lo que le permite orientar el extremidad superior en relación a la planimetría [3]. Cuya característica, permite describir los movimientos del hombro como desplazamientos angulares de la extremidad superior, respecto al tronco [4-7]. Dichos desplazamientos son medidos como inclinaciones en el plano anatómico durante la elevación activa de la extremidad superior tomando como referencia su posición, orientación y movimiento evaluado [8, 9]. Sin embargo, la proyección exacta de un eje de rotación para el complejo articular del hombro es ambiguo, debido a que envuelven movimientos conjuntos de sistemas multiarticulares [10, 11]. Estudios experimentales sugieren que su rotación parte de la cabeza humeral, suponiendo que el humero es el único hueso que gira en torno al tronco y que por lo tanto la extremidad superior puede ser considerada como una cadena articulada compuesta por cuerpos rígidos. Permitiendo modelar la articulación del hombro; articulación escapulo humeral o glenohumeral, y extremidad superior como una esfera y un socket divididos en los principales planos y ejes anatómicos del cuerpo humano [12-14].

2.2.1 Movimientos del hombro

Para el estudio del comportamiento del hombro es importante considerar el plano o planos en los que se desarrolla el movimiento, así como el eje en torno al cual gira, con el objetivo de poder realizar una equivalencia en un sistema coordinado y posterior a ello describir su trayectoria. La planimetría nos permite describir los movimientos del hombro considerando dichos planos y ejes, como se describe a continuación.

El eje transversal incluye el plano frontal, lo cual permite al hombro movimientos de flexo-extensión realizados en el plano sagital Fig. 2.1 a); En el eje anteroposterior, que incluye al



plano sagital, se permiten los movimientos abducción-aducción, los cuales se realizan en el plano frontal Fig. 2.1 b); En el eje vertical, determinado por la intersección del plano sagital y el plano frontal, con el brazo en abducción de 90°, se producen movimientos de flexo-extensión realizados en el plano horizontal Fig. 2.1 c), [3, 15]. El eje longitudinal del húmero permite la rotación externa e interna del brazo Fig. 2.1 d), dichos movimientos son realizados en dos formas diferentes: voluntaria y automática. La voluntaria utiliza el tercer grado de libertad y la automática, que se realiza sin ninguna acción voluntaria, se explica por la paradoja de Codman, et. al [16, 17].

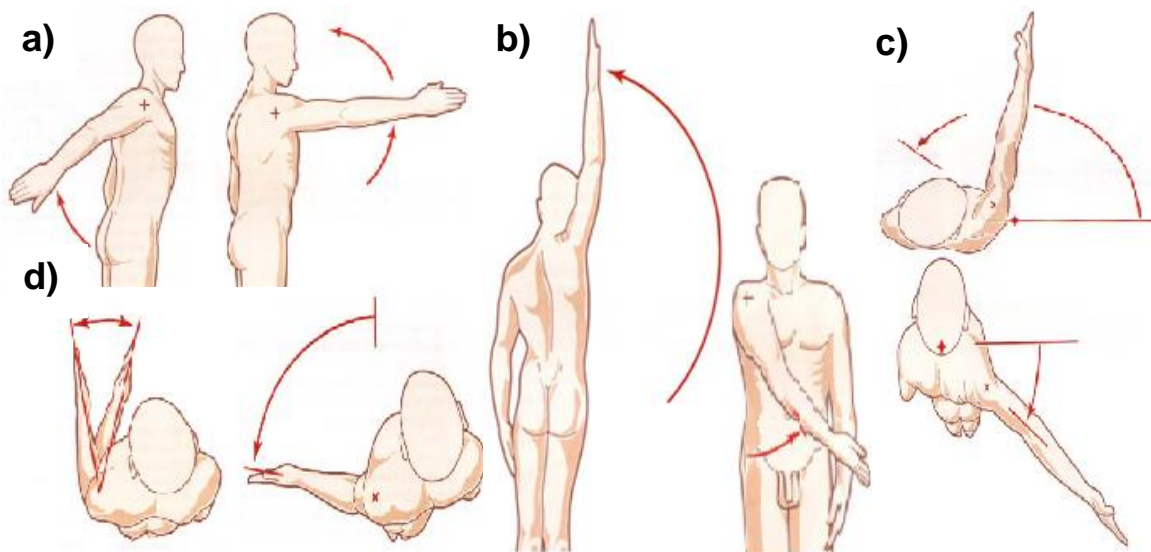


Fig. 2. 1 Movimientos del hombro
a) flexo-extensión, b) abducción-aducción, c) flexo-extensión horizontal, d) rotación interna/externa

2.2.2 Particularidades del movimiento del hombro

El movimiento de flexo-extensión es un movimiento de gran amplitud, el cual desplaza una parte del cuerpo hacia delante o hacia atrás (según sea el caso) de la posición anatómica. Los movimientos de abducción-aducción, alejan o acercan el brazo a la línea media del cuerpo. Estos movimientos a diferencia de los movimientos de flexo-extensión presentan ciertas particularidades, por ejemplo; la aducción (movimiento que aproxima al brazo a la línea media del cuerpo) desde la posición anatómica, no es factible si no se asocia con una extensión (permitiendo una aducción muy leve) o una flexión (en donde la aducción alcanza su mayor arco de movimiento, con respecto a esta evaluación). Por otro lado, desde cualquier posición



de abducción, la aducción, denominada entonces "aducción relativa" siempre es posible, en el plano frontal hasta la posición anatómica. Por su parte la abducción como tal (movimiento que aleja la extremidad superior, del tronco) no presenta particularidades aparentes de esta índole.

La rotación del brazo sobre su eje longitudinal, puede realizarse en cualquier posición del hombro. Se trata de la rotación voluntaria sobre tres ejes y tres grados de libertad. Generalmente, esta rotación se mide en la posición anatómica del brazo que pende verticalmente a lo largo del cuerpo, denominada como posición anatómica 0° o posición anatómica fisiológica. El movimiento en el plano transversal que desplaza una parte del cuerpo hacia afuera se llama rotación externa, en cambio, cuando la desplaza hacia adentro, se llama rotación interna. En la posición anatómica y fisiológica, denominada de rotación interna/externa 0°: para medir la amplitud de estos movimientos de rotación, el codo debe estar necesariamente flexionado a 90° de forma que el antebrazo está entonces en el plano sagital. Sin esta precaución, a la amplitud de los movimientos de rotación interna/externa del brazo se añadiría la de los movimientos de pronosupinación del antebrazo [3, 18, 19].

2.2.3 Rango de movimiento

El arco o rango de movimiento es la cantidad de movimiento expresada en grados que presenta una articulación entorno a cada uno de los tres planos del espacio.

Cada articulación posee un rango de movimiento característico que la distingue de las otras. Esto depende fundamentalmente de su anatomía y el tipo de movimiento que presenten. En el caso de la extremidad superior, refiriéndonos al hombro de manera específica, se trata de una diartrosis o articulación sinovial (articulación que posee cavidad articular, membrana y líquido sinovial, cápsula, ligamentos y, en ocasiones, meniscos), ya que este tipo de articulaciones son la que poseen mayor movimiento. Dentro de esta rama el hombro se clasifica como una enartrosis, ya que se trata de una articulación de superficie esférica, que permite movimientos en todas las direcciones.

Para su estudio el rango de movimiento (RoM) se clasifica en activo y pasivo: el rango de movimiento activo corresponde al movimiento que se produce por la contracción muscular



voluntaria; sin la asistencia de un examinador. Provee información sobre la fuerza muscular y la coordinación del movimiento. El rango de movimiento pasivo es el que realiza el examinador sin la ayuda de la acción muscular activa de la persona examinada, que puede o no estar consciente. No existe contracción muscular voluntaria, por lo que se requiere una fuerza externa para ejecutarlo. El rango de movimiento pasivo provee información sobre la integridad de las superficies articulares y de la cápsula, ligamentos y músculos.

Cabe destacar que la movilidad pasiva siempre es mayor que la movilidad activa, dicha característica permite proteger las estructuras articulares de movimientos forzados y de fuerzas excesivas [20]. Las articulaciones presentan cierto grado de movimiento posible que no se encuentra bajo el control de la voluntad, por ejemplo: el movimiento de flexión tiene un RoM activo de 180° y hasta 210° pasivo.

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

La evaluación de la cinemática de las articulaciones, requiere de la determinación de la posición y orientación de los segmentos corporales bajo análisis, los cuales son generalmente modelados como cuerpos rígidos y relacionados con un sistema de referencia inercial [21]. La posición y orientación de un cuerpo en el espacio 3D está definida por tres grados de libertad; *Degrees of Freedom* (DoF), o tres componentes linealmente independientes, las cuales pueden ser representadas en el espacio vectorial. Para poder describir la posición y orientación de un objeto arbitrario en el espacio 3D, generalmente son asignados dos sistemas coordenados; un sistema coordenado de referencia y un sistema coordenado solidario al cuerpo. Cuya posición y orientación estará definida por la relación espacial existente entre ambos sistemas coordenados. Una convención apropiada, para la determinación de la relación espacial entre sistemas coordenados, es asumir ambos sistemas coincidentes en el origen y por lo tanto invariantes al cambio de posición entre ellos. Dicha convención permite estudiar el comportamiento de un cuerpo en el espacio 3D mediante la estimación de su orientación, la cual es definida a partir de los desplazamientos angulares descritos durante su movimiento, siendo estos la proyección de rotaciones realizadas en torno a cada uno de los ejes coordenados del sistema de referencia [22].



2.4 Transformación entre sistemas coordenados

La relación espacial entre vectores puede ser determinada mediante el uso de cosenos directores, los cuales permiten determinar la orientación de un vector, mediante la estimación de los ángulos que se forman con respecto a cada uno de los ejes coordenados del sistema de referencia. No obstante, para llevar a cabo la estimación de la orientación entre sistemas coordenados, el uso de cosenos directores no solo resulta poco atractivo sino por demás inconveniente. La principal razón radica en que sus elementos se encuentran sujetos a errores debidos a las aproximaciones y ajustes de los valores obtenidos durante su estimación, provocando la pérdida de ortogonalidad e inclusión de variaciones o fluctuaciones en la estimación de la magnitud, y con ello pérdida en la orientación del vector transformado. En contraste, existen dos métodos los cuales permiten preservar dichas propiedades de ortogonalidad y precisión en la magnitud del vector estimado: las matrices de rotación y los cuaterniones [23, 24].

2.5 Matrices de rotación

Las matrices de rotación son el método más extendido para la descripción de orientaciones debido principalmente a la comodidad que proporciona el uso del algebra matricial. Su construcción se basa en la conformación de dos sistemas coordenados; referencia XYZ y móvil UVW, con un mismo origen O, cuyos vectores unitarios estarán definidos por las componentes i_x, j_y, k_z e i_u, j_v, k_w , respectivamente Fig. 2. 2.

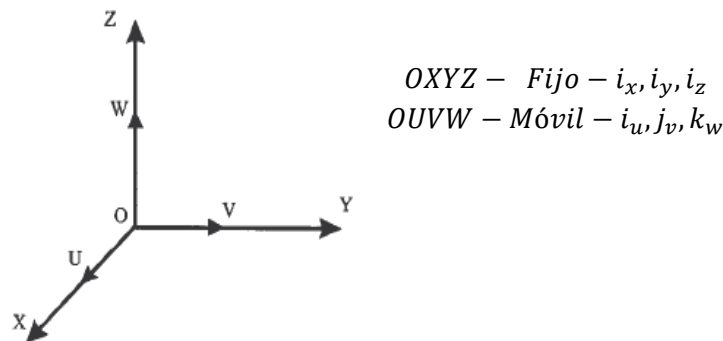


Fig. 2. 2 Sistema de referencia OXYZ y solidario al objeto OUVW

Un vector \mathbf{P} en el espacio puede ser referido a cualquiera de los sistemas de la siguiente forma:



$$\begin{aligned} \mathbf{P}_{u,v,w} &= [P_u, P_v, P_w]^T = P_u i_u + P_v i_v + P_w k_w \\ \mathbf{P}_{x,y,z} &= [P_x, P_y, P_z]^T = P_x i_x + P_y i_y + P_z k_z \end{aligned}$$

Mientras que a partir de una sencilla transformación se puede llegar a la siguiente equivalencia.

$$P_{xyz} = R_{uvw}^{xyz} P_{uvw} = \begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \end{bmatrix} = R \begin{bmatrix} P_u \\ P_v \\ P_w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} i_x i_u & i_x i_v & i_x k_w \\ j_y i_u & j_y i_v & j_y k_w \\ k_z i_u & k_z i_v & k_z k_w \end{bmatrix}$$

Donde R es llamada matriz de rotación que define la orientación del sistema OUVW con respecto al sistema OXYZ, y sirve para transformar las coordenadas de un vector en un sistema a las del otro. Cabe destacar que esta matriz también recibe el nombre de matriz de cosenos directores (DCM), por sus siglas en inglés *Direction Cosine Matrix*, dicho nombre es debido a que los elementos de esta matriz corresponden a los cosenos directores de los principales ejes coordenados del sistema de referencia. Cuya 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. La principal utilidad de esta matriz de rotación, corresponde a la representación de la orientación de sistemas girados únicamente sobre uno de los ejes principales del sistema de referencia XYZ Fig. 2. 3.

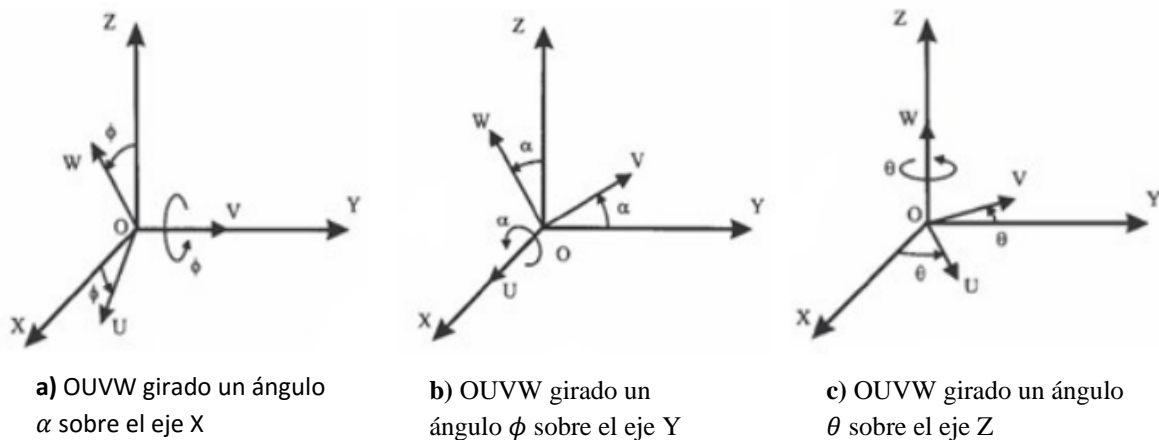


Fig. 2. 3 Representación de la orientación con respecto a cada uno de los ejes principales del sistema de referencia



A partir de lo cual pueden ser obtenidas las tres matrices básicas de rotación:

$$R(x, \alpha) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & C(\alpha) & -S(\alpha) \\ 0 & S(\alpha) & C(\alpha) \end{bmatrix}, R(y, \phi) = \begin{bmatrix} C(\phi) & 0 & S(\phi) \\ 0 & 1 & 0 \\ -S(\phi) & 0 & C(\phi) \end{bmatrix}, R(z, \theta) = \begin{bmatrix} C(\theta) & -S(\theta) & 0 \\ S(\theta) & C(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Las cuales pueden componerse para expresar la aplicación continua de varias rotaciones, no obstante se debe ser cuidadoso en el orden de composición de las mismas, ya que el producto de matrices no es conmutativo [22-24].

2.6 Cuaternios

Un cuaternio es un número hipercomplejo conformado por cuatro componentes (q_0, q_1, q_2, q_3) las cuales representan las coordenadas del cuaternio de una base o cuaternio unitario.

$$q = q_0 \mathbf{e} + q_1 \mathbf{i} + q_2 \mathbf{j} + q_3 \mathbf{k}$$

A su vez dichas componentes se encuentran divididas en un escalar q_0 y un vector 3D $\mathbf{q} = [q_1, q_2, q_3]$. A partir del cual es posible definir un vector rotacional, asociando su vector unitario con el seno (S) y el coseno (C) del ángulo de rotación, siendo \mathbf{k} el eje de giro y σ los ángulos de rotación.

$$q = \{q_0, \mathbf{q}\} \rightarrow q = \text{rot}(\mathbf{k}, \sigma) \left(\cos \frac{\theta}{2}, (\mathbf{q}) \text{sen} \frac{\theta}{2} \right)$$

Mientras que el conjunto de cuaternios (q) que permiten determinar la orientación de elementos girados con respecto a cada uno de los ejes XYZ del sistema de referencia están dados por.

$$q_x = \frac{1}{2} \{ \cos(\alpha), [-\sin(\alpha), 0, 0] \} \quad q_y = \frac{1}{2} \{ \cos(\phi), [0, -\sin \phi, 0] \} \quad q_z = \frac{1}{2} \{ \cos(\theta), [0, 0, -\sin(\theta)] \}$$

Cuyas expresiones, al igual que en el caso de las matrices de rotación, pueden componerse para expresar la aplicación de varias rotaciones continuas, lo cual es realizado mediante el producto de cuaternios:

$$q = q_a \otimes q_b = (q_{a_0}, \mathbf{q}_a) \otimes (q_{b_0}, \mathbf{q}_b) = \{ q_{a_0} q_{b_0} - \mathbf{q}_a \mathbf{q}_b, \mathbf{q}_a \times \mathbf{q}_b + q_{a_0} \mathbf{q}_b + q_{b_0} \mathbf{q}_a \}$$



Luego entonces su rotación global y por tanto la orientación en el espacio 3D, quedara definida por el producto entre cuaternios, como se muestra a continuación.

$$q = q_z(\alpha) \otimes q_y(\phi) \otimes q_x(\alpha)$$

Cabe destacar que al igual que la composición de las matrices de rotación, se debe ser cuidadoso en el orden en el que es realizado, ya que el producto de cuaternios no es conmutativo [25-27].

2.7 Ángulos de Euler y ángulos de navegación

Para la representación de la orientación en un espacio tridimensional mediante una matriz de rotación, es necesario definir nueve elementos, y aunque la utilización de las matrices de rotación presente múltiples ventajas, existen otros métodos de definición de orientación como los ángulos de Euler que requieren únicamente de tres componentes para su descripción.

Los ángulos de Euler establecen que un sistema OUVW solidario al cuerpo puede definirse con respecto al sistema OXYZ y ser representado mediante tres ángulos. No obstante, es necesario conocer tanto los valores de los ángulos, como los ejes sobre los que se realizan los giros Fig. 2. 4.

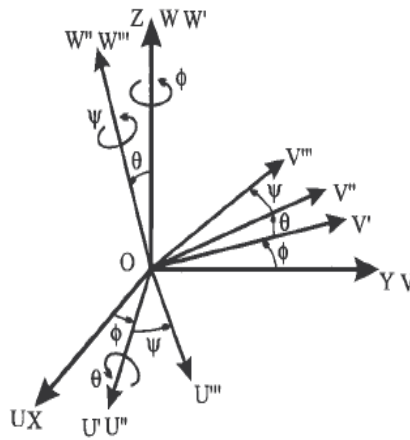


Fig. 2. 4 Ángulos de Euler

Por otro lado, al igual que los ángulos de Euler, los ángulos de navegación Roll, Pitch, Yaw (alabeo, cabeceo, guiñada), permiten llevar a cabo la representación de giros sobre los ejes del



sistema de referencia. Por lo tanto, si se parte de los sistemas OXYZ y OUVW, se puede colocar al sistema OUVW en cualquier orientación siguiendo una secuencia de rotaciones entorno sus ejes coordenados Fig. 2. 5.

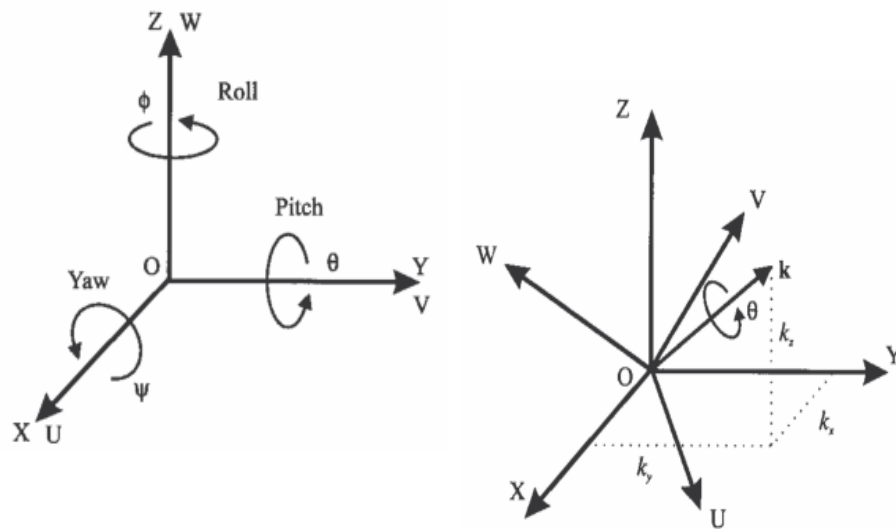


Fig. 2. 5 Ángulos de Euler: Roll, Pitch, Yaw, y representación de la orientación por eje y ángulo de giro

Cabe destacar que tanto los ángulos de Euler como los ángulos de navegación, solo son capaces de representar orientación, y aunque permiten una notación compacta, son difíciles de manejar para la composición de rotaciones y su aplicación sobre un vector. Generalmente tanto las matrices de rotación como los cuaterniones son utilizados para estimar la orientación de un objeto arbitrario en el espacio 3D, mientras que los ángulos de Euler o ángulos de navegación son empleados para llevar a cabo la representación de la orientación estimada [22, 28].

2.8 Comparación entre los distintos métodos de localización espacial

Las matrices de rotación, los cuaterniones y los ángulos de Euler, representan una serie de métodos los cuales permiten realizar la localización espacial de un cuerpo y su sistema de referencia asociado. Algunos solo sirven para la representación de la orientación, mientras que otros son especialmente útiles para la composición de rotaciones. En un principio dichos métodos son equivalentes, no obstante, su uso depende de su aplicación destacando; su capacidad de llevar a cabo la representación conjunta de la posición y orientación, la



capacidad de expresar un vector de un sistema coordinado a otro, o bien de rotar dicho vector con respecto a un sistema de referencia fijo.

Por su parte, las matrices de transformación homogénea o matrices de rotación, permiten llevar a cabo la representación conjunta de la posición y orientación de un cuerpo en el espacio 3D, a partir de la composición de las matrices de transformación correspondientes. Además de que es posible aplicar una transformación sobre un vector referido a un sistema fijo, únicamente multiplicando la matriz de transformación por el vector correspondiente. Por otro lado. Los cuaternios como tal, son capaces de representar la orientación relativa de un sistema con respecto a otro, mediante el uso de cuatro componentes. No obstante, al igual que en el caso de las matrices de transformación, es posible representar la composición de rotaciones y translaciones de manera sencilla y computacionalmente menos costosa en comparación con dichas matrices. De igual modo, pueden aplicarse transformaciones de un vector tanto en translación como en rotación. En contraste, los ángulos de Euler, en cualquiera de sus modalidades, son capaces de representar la orientación, y aunque permiten una notación compacta, la composición de rotaciones y su aplicación sobre un vector no son triviales.

En cierto modo los métodos antes mencionados son equivalentes entre sí, basados en el hecho de que expresan lo mismo, aunque de distinta forma, por ejemplo: La obtención de una matriz homogénea correspondiente a cada conjunto de ángulos de Euler es inmediata; ya que basta con componer las matrices que representan las rotaciones que definen los propios ángulos. No obstante, la representación mediante una matriz homogénea a cualquiera de los conjuntos de ángulos de Euler no es trivial, pues es necesaria la resolución de las ecuaciones trigonométricas acopladas. Por otro lado, con respecto a la relación existente entre cuaternios y una matriz de transformación, y viceversa, estas se pueden deducir fácilmente utilizando como representación intermedia el eje y ángulo de rotación [29-31].

2.9 Sensores inerciales y magnéticos

Los sensores inerciales; giroscopios y acelerómetros, son dispositivos que miden la velocidad angular y aceleración gravitacional a las que es sometida el sensor, mientras que los sensores magnéticos miden la intensidad del flujo magnético local contenido en las inmediaciones [32].



Las mediciones de la velocidad angular proporcionadas por un giroscopio, pueden ser integradas con respecto al tiempo, toda vez que sus condiciones iniciales son conocidas, permitiendo llevar a cabo la estimación de la orientación del sensor durante su movimiento. No obstante, la integración de mediciones erróneas, debidas a variaciones o fluctuaciones en los valores medidos, provocan la acumulación de errores de desviación a la deriva (*Drift*) en la orientación estimada. En consecuencia, los giroscopios no pueden ser utilizados de manera independiente, para llevar a cabo la medición o estimación de la orientación absoluta de un cuerpo u objeto arbitrario en el espacio 3D, a menos que se cuente con una fuente externa de referencia que permita compensar dichas variaciones o fluctuaciones, cuando este se encuentra en posición estática [33, 34].

Por otro lado, un acelerómetro mide la magnitud y dirección del campo gravitacional, cuyas componentes pueden ser utilizadas para estimar la orientación del sensor cuando este se encuentra en posición estática. No obstante, la información proporcionada por el acelerómetro, incluye la medición de aceleraciones lineales debidas a la cinemática del sensor, siendo susceptible a ruido de alta frecuencia toda vez que se presenta un cambio súbito de aceleración. Debido a ello, un acelerómetro no puede ser utilizado de manera independiente para llevar a cabo la medición o estimación de la orientación absoluta de un cuerpo u objeto arbitrario en el espacio 3D, a menos que se cuente con una fuente externa que permita compensar la presencia de dichas aceleraciones cuando este se encuentra en movimiento [35, 36].

Un magnetómetro mide la magnitud y dirección del campo magnético terrestre, cuyas componentes pueden ser utilizadas para llevar a cabo la estimación de la orientación del sensor con respecto al plano horizontal; el magnetómetro usualmente es utilizado para determinar la dirección del sensor, tomando como referencia el norte magnético terrestre. Sin embargo, la medición de distorsiones contenidas en el flujo magnético local, debidas al campo generado por elementos ferromagnéticos, así como la desalineación del sensor con respecto al plano horizontal, provocan la inclusión de errores en la orientación estimada. Por lo tanto, un magnetómetro no puede ser utilizado de manera independiente, para llevar a cabo la medición o estimación de la orientación absoluta de un cuerpo u objeto arbitrario en el espacio 3D, a



menos que se cuente con la información necesaria para llevar a cabo la compensación de dichos errores [35, 37].

2.10 IMU y MARG

Una unidad de medición inercial (IMU), por sus siglas en inglés Inertial Measurement Unit, es un dispositivo conformado por sensores inerciales; acelerómetros y giroscopios, los cuales permiten estimar los desplazamientos traslacionales y rotacionales a los que es sometida la IMU. Mientras que un sensor MARG, Magnetic, Angular Rate, and Gravity, es un sensor híbrido el cual incorpora una IMU y un magnetómetro.

La IMU solo permite medir la actitud de un objeto, en relación a la dirección del campo gravitacional, lo cual es suficiente en algunas aplicaciones [38-40]. En contraste los sensores MARG, también conocidos como sistemas de referencia de actitud y rumbo (AHRS), *Attitude and Heading Reference System*, proporcionan una medición completa de la orientación en relación a la dirección de la gravedad y el campo magnético terrestre [37, 41].

La estimación de la orientación de un cuerpo u objeto arbitrario en el espacio 3D, puede ser llevada a cabo utilizando una IMU o un MARG. No obstante, dicha estimación requiere de la fusión de la información proporcionada por los sensores contenidos en estos, de manera independiente. Para lo cual, es necesario realizar la transformación de los vectores de velocidad, aceleración, y dirección (vector director), en información que pueda ser utilizada para llevar a cabo la representación de la orientación, las matrices de rotación (DCM), cuaternios (q) y ángulos de Euler (Roll, Pitch, Yaw) [42-44].

CAPÍTULO 3

ESTADO DEL ARTE

3.1 Técnicas e instrumentos comúnmente utilizados para llevar a cabo el análisis de movimiento de las articulaciones

La evaluación de la movilidad de la articulación del hombro ha sido realizada utilizando un gran número de instrumentos y técnicas entre las cuales destacan la goniometría, el uso de sistemas de análisis de movimiento en video y recientemente el uso de sensores inerciales.

La goniometría ha sido usada ampliamente dada su portabilidad y bajo costo, siendo uno de los métodos comúnmente empleados en clínica para llevar a cabo la evaluación del rango de movimiento descrito por los segmentos corporales durante su movimiento. Sin embargo, su uso es limitado ya que la evaluación de las articulaciones requiere la habilidad del examinador para llevar a cabo tanto la estabilización de la extremidad bajo análisis como la alineación del goniómetro en la superficie corporal. Por un lado, la estabilización requiere que el evaluador utilice ambas manos; una para sostener el brazo fijo y la otra para sostener al brazo móvil del goniómetro, incrementando la posibilidad de obtener variaciones en las mediciones realizadas debidas a errores de tipo sistemático. 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 [45, 46].



La evaluación del movimiento de las articulaciones utilizando un sistema de análisis de movimiento basado en video, proveen de información acerca de la cinemática de las articulaciones. Dichos sistemas permiten determinar los cambios de posición y orientación de los segmentos bajo análisis, cuya información puede ser utilizada para llevar a cabo la reconstrucción de la posición y orientación de las articulaciones y extremidades. Los sistemas de análisis de movimiento basados en video son considerados como un parámetro de referencia, en el análisis del movimiento humano dada su precisión. No obstante, estos sistemas son sujetos a varios problemas tales como: la identificación de los reparos óseos para la colocación de los marcadores, variaciones en las mediciones realizadas debidas al desplazamiento de los marcadores colocados sobre vestimentas o sobre la piel misma, y problemas de oclusión, sobre todo en aquellos movimientos de rotación en donde son superpuestos los segmentos corporales, como en al caso de la elevación de la extremidad superior. Por otro lado, los sistemas de análisis de movimiento requieren de un espacio de evaluación controlado, herramientas de hardware y software dedicadas, sin contar que son costosos y por lo tanto poco accesibles, además de que demandan una gran cantidad de tiempo para llevar a cabo el procesamiento de la información obtenida [47, 48].

Durante la última década, sensores inerciales; giroscopios y acelerómetro, han sido utilizados en la evaluación cinemática de las articulaciones ofreciendo la ventaja de permitir la identificación y evaluación del movimiento humano en una variedad de ambientes no controlados. Numerosos estudios reportan su uso enmarcando su bajo costo, tamaño reducido y bajo consumo energético [49-51]. No obstante, los sensores inerciales no miden la posición u orientación de los segmentos corporales sino cantidades físicas las cuales son relacionadas al movimiento del objeto a las que se encuentran adheridas [52]. Los sensores inerciales carecen de la capacidad de identificar su orientación en el plano horizontal, siendo comúnmente empleados sensores magnéticos y de posicionamiento (GPS) para complementar dicha información. Independientemente del sensor o sensores que sean utilizados, la estimación de la orientación de los segmentos corporales mediante su uso, requieren de la óptima integración de la información proporcionada por cada uno de ellos, a fin de obtener una solo fuente de información libre de Drift y variaciones o fluctuaciones en las mediciones realizadas [35, 37, 39].



3.2 Principales estudios reportados recientemente en la bibliografía

Como se expone en apartados posteriores, numerosos estudios que utilizan diferentes instrumentos y técnicas como la goniometría, análisis de movimiento en video y análisis de movimiento utilizando sensores inerciales, han sido desarrollados a fin de poder realizar la evaluación de los segmentos corporales. A continuación, se incluye una reseña de los principales estudios reportados recientemente en la literatura científica.

Magermans et.al. [53] demostró que los movimientos del hombro y codo, junto con las rotaciones internas y externas del húmero, así como los movimientos de pronosupinación del brazo, son fundamentales en la evaluación de las actividades de la vida cotidiana. Tondu et.al [54] realizó un análisis riguroso del complejo articular del hombro, modelando dicha articulación como una cadena articulada compuesta por cuerpo rígidos. Klopkar et.al [8] modelo la extremidad superior y hombro estableciendo una base de datos que, toma como referencia el rango de movimiento descrito por la extremidad superior durante su movimiento, y que se basa en el procedimiento estándar para la evaluación en fisioterapia. Sen et.al [14] propuso el diseño de un modelo a computadora orientado a simular los movimientos de la articulación del hombro, para un usuario en específico; la simulación incluye la medición de las fuerzas y torques producidos por la articulación evaluada durante su movimiento.

Gianzanti et.al [21] analizó la sensibilidad de modelos analíticos, diseñados para llevar a cabo la reconstrucción del movimiento descrito por los segmentos corporales, utilizando un sistema compuesto por arreglos de acelerómetros; 6 ejes y 9 ejes, a fin de determinar diferentes fuentes de error. Para ello, llevó a cabo la simulación y evaluación estadística del rendimiento de dichos modelos durante la realización de movimientos activos, bajo el control muscular voluntario de los segmentos corporales. Los resultados experimentales obtenidos, demostraron que no es posible llevar a cabo la estimación de la posición y orientación de manera precisa utilizando los modelos analíticos empleados. Dejnabadi et.al [55], propuso un método para medir articulaciones uniaxiales utilizando una combinación de acelerómetros y giroscopios. Los ángulos fueron determinados utilizando entidades trigonométricas, sin realizar integración alguna de la información proporcionada por ambos sensores. La metodología propuesta fue



validada mediante la medición de los movimientos de flexo-extensión de la rodilla, considerando un modelo 2D para modelar el movimiento del segmento bajo análisis. Luinge et.al [56] desarrolló un método para medir la orientación de la pelvis, tronco y codo, utilizando una IMU. Para ello, utilizó un filtro Kalman a fin de para realizar la compensación de las señales espectrales envueltas, así como de las variaciones o fluctuaciones debidas a los valores de offset del giroscopio. Mihelj et.al [57] propuso una técnica para el cómputo de la cinemática inversa del modelo del brazo humano. Para ello, se enfocó en las mediciones de la posición y orientación de la mano, estimadas a partir de la medición de los valores de aceleración y velocidad angular de la extremidad superior durante su movimiento. La posición y orientación fue determinada utilizando cuaterniones, mientras que la integración de la información fue llevada a cabo utilizando un filtro Kalman. El algoritmo desarrollado permite estimar la postura del brazo en condiciones específicas. Vlastic et.al [58] presentó un sistema ambulatorio basado en la combinación de sensores inerciales y ultrasónicos; un filtro Kalman fue utilizado la reconstrucción de las configuraciones del cuerpo. El prototipo desarrollado, no demostró ser confiable para la transformación global de los sistemas de referencia, debido a los problemas de Drift presentes en la transformación global concerniente a la rotación. Los autores sugieren que una solución ideal es utilizar sensores adicionales que permitan la medición absoluta, tal es el caso de un GPS o magnetómetro, así como un algoritmo más robusto el cual permita incluir la información proporcionada por éste. Luinge y Veltnik et.al [59] describen un método en el cual se restringe el movimiento del codo, a fin de medir la orientación de ambos segmentos de la sección distal del brazo con respecto a la sección proximal. Basado en la información proporcionada por los sensores colocados en cada uno de estos. Los autores sugieren que la exactitud y precisión del método propuesto está limitada por la precisión de los sensores utilizados. El objetivo del estudio fue determinar un método derivativo a partir del cual fuese posible estimar la orientación de ambos segmentos libres de Drift, utilizando sensores inerciales (IMU's). Los resultados obtenidos indicaron que la imposición de restricciones en el codo impacta de manera positiva en la estimación de la orientación. No obstante, siguen existiendo errores de Drift lo suficientemente grandes como para poder llevar a cabo la aplicación de la metodología propuesta. Hyde et.al [60] propuso llevar a cabo la estimación de la orientación de la extremidad superior, utilizando



acelerómetros y giroscopios para medir el tremor en pacientes con esclerosis múltiple, a fin de contar con un sistema de soporte clínico y fisioterapéutico. Una de sus principales objetivos, fue determinar el número de sensores requeridos para estimar la orientación de la extremidad superior. Para ello, realizó una simulación en Simulink® (herramienta de software de Matlab®), simulando la estimación de todos los ángulos de movimiento de la extremidad superior. Resultados experimentales demostraron que la mejor respuesta es obtenida utilizando un giroscopio de tres ejes y un acelerómetro de tres ejes. La aplicación desarrollada, fue inspirada en trabajos previos, en donde es llevada a cabo la fusión de dichos sensores en aplicaciones de vuelo. No obstante, este artículo sugiere que cuando el sensor rota de tal forma que se aproxima al eje vertical, es imposible distinguir entre ángulos. Zhang et. al [61] presenta un algoritmo de estimación del movimiento de la extremidad superior, mediante la fusión jerárquica de la información proporcionada por sensores y la restricción de los movimientos del codo, determinada a partir de su modelado geométrico. La orientación de los segmentos de la extremidad superior fue representada utilizando cuaternios, siendo este un método efectivo capaz de lidiar con problemas de singularidad. Adicionalmente fue utilizado un filtro de partícula para fusionar la información proporcionada por acelerómetros y giroscopios triaxiales. Los autores sugieren que, a pesar de ser un método computacionalmente costoso, la restricción de los movimientos del codo, a partir de su modelado geométrico, junto con la utilización de un filtro de partícula, permite atenuar de manera significativa los valores de Drift, reportados por varios autores, mejorando la precisión en la estimación de la orientación.

Yun et. al [62] presenta un algoritmo basado en el uso del filtro Kalman extendido, dicho algoritmo está orientado a llevar a cabo el seguimiento de las extremidades superior tomando con respecto a un sistema de referencia fijo. El filtro desarrollado toma como entradas la información proporcionada por acelerómetros, giroscopios y magnetómetros triaxiales. Para la estimación de la orientación utiliza cuaternios a fin de mejorar la eficiencia computacional y evitar problemas de singularidad en el espacio. Sin embargo, al no incluir compensación de los efectos magnéticos contenidos en el flujo magnético local, el algoritmo desarrollado es susceptible a problemas de variaciones o fluctuaciones provocando errores en las mediciones realizadas. El algoritmo que presenta no es aplicable en todas aquellas situaciones en donde



sea sometido variaciones de velocidad o cambios en la aceleración por periodos no definidos. Cloete and Sheffer et. al [63] realizaron una comparación entre sistemas de captura ópticos e inerciales y su aplicación en estudios de la marcha. En sus estudios utilizan conversiones entre cuaternios y ángulos de Euler. El sistema comercial de captura inercial consiste en un traje de captura de movimiento el cual permite medir la posición y orientación de los segmentos corporales, dentro de un sistema coordinado global, utilizando dieciséis unidades inerciales de movimiento acopladas a un traje de licra. La información proporcionada por los sensores es procesada de manera automática utilizando filtro Kalman a fin de corregir los errores de Drift. En los resultados experimentales ellos demuestran que el traje de licra provoca errores en el cálculo de la orientación debido al desplazamiento de los sensores. No obstante, despreciando dichos errores de desplazamiento, errores de Drift, siguen estando presentes para todos aquellos movimientos realizados en el plano horizontal, concluyendo que el sistema utilizado solo es capaz de medir la cinemática de la marcha con cierta precisión. Tao and Hu et. al [64] presentan la evaluación de un sistema comercial de adquisición y fusión de datos, orientado a realizar el seguimiento 3D del movimiento del brazo. Una video cámara y sensores inerciales fueron utilizados para capturar el movimiento del brazo de un sujeto. Los sensores inerciales fueron utilizados para obtener la orientación y posición de la muñeca con respecto a un sistema de referencia, y la video cámara fue utilizada para proyectar una imagen 2D de dicho segmento. Ambos datos fueron utilizados como entrada en un algoritmo desarrollado para estimar el estado de los vectores de manera recursiva. Pese a los buenos resultados obtenidos, demostraron que ante la ausencia de uno de los sistemas; visual o inercial, severos problemas de Drift son obtenidos poniendo en evidencia la necesidad de contar con un algoritmo más robusto. Zhang et. al [65] propone el uso de dos unidades de medición inercial colocadas en el brazo y antebrazo de manera respectiva, a fin de modelar la relación existente entre los movimientos realizados por ambos segmentos. Los resultados obtenidos demuestran que es posible utilizar sensores inerciales en distintos segmentos para determinar su comportamiento de manera independiente.

CAPÍTULO 4

PLANTEAMIENTO DEL PROYECTO

4.1 Definición del problema

El análisis del movimiento humano juega un papel importante en aplicaciones médicas para el diagnóstico, pronóstico terapéutico, rehabilitación e investigación biomédica, así como para el diseño y fabricación de dispositivos de instrumentación quirúrgica, prótesis y órtesis [66]. El análisis de movimiento humano consiste en el almacenamiento y medición del movimiento descrito por los segmentos corporales [67]. Algunas técnicas tales como la goniometría y el análisis en video han sido utilizadas con dichos propósitos.

La goniometría, es uno de los métodos comúnmente empleados en la práctica clínica, ésta es utilizada para medir el rango de movimiento descrito por los segmentos corporales bajo análisis. Sin embargo su uso es limitado, ya que la correcta evaluación requiere de la habilidad del examinador para realizar tanto la estabilización manual de la extremidad bajo análisis y la alineación del goniómetro en la superficie corporal [45, 46]. Por otro lado, los sistemas de análisis de movimiento basados en video, proporcionan información acerca de la cinemática de las articulaciones, permitiendo determinar en línea la posición y orientación de los segmentos corporales bajo análisis. Es debido a ello que estos sistemas son comúnmente utilizados como sistemas de referencia para el análisis del movimiento humano [68]. No obstante, los sistemas basados en video requieren de un espacio de evaluación controlado, costosas herramientas de hardware y software dedicadas, demandan mucho tiempo para el



procesamiento de datos y presentan problemas de oclusión para ciertos movimientos; tal es caso de la rotación de las articulaciones [47, 48].

4.2 Justificación de la tesis

Se han reportado numerosos intentos en el desarrollo de sistemas destinados a evaluar y monitorear el movimiento humano en diversos entornos [49-51]. Algunos de ellos reportan el uso de sensores inerciales como los acelerómetros [69-71] y giroscopios [72, 73]; esto debido a su reducido tamaño, bajo peso, bajo costo y gran precisión. Sin embargo, pese a dichos beneficios, variaciones o fluctuaciones en las mediciones realizadas (*Ruido*) así como serios problemas de desviaciones a la deriva (*Drift*), han sido reportadas, toda vez que dichos sensores son utilizados individualmente [56]. Algunos otros sugieren que la combinación de acelerómetros y giroscopios, conocidos como Unidades de Medida Inercial, (IMU), por su siglas en inglés *Inertial Measurement Unit*, pueden ser utilizados para reducir los problemas de *Drift* y *Ruido* como primera aproximación [74, 75]. Pese a que algunos sistemas comerciales basados en *IMU's* ya se encuentran disponibles, algunos solo permiten capturar y almacenar información cruda, proveniente de los sensores, mediante el uso de unidades de almacenamiento o mediante conexión con ordenadores (PC) [52, 76, 77]; algunos otros proporcionan información ya procesada. Sin embargo estos últimos son diseñados para el análisis de actividades en específico [78-80]. Aunado al hecho de que ninguno de los sistemas antes mencionados permiten realizar ambas tareas, el seguimiento del movimiento, la reconstrucción de la trayectoria descrita, así como la reducción y/o eliminación del *Drift*, siguen siendo un problema a resolver [81, 82]; limita el uso de los sistemas comerciales existentes para diseñar, desarrollar o implementar nuevos algoritmos que permitan dar solución a dichos problemas [83].

En tal virtud, se propone el diseño y desarrollo de un sistema de análisis de movimiento el cual permita la medición y almacenamiento del movimiento descrito por la extremidad superior, como respuesta a la rotación del hombro, tomando como referencia la orientación del tronco. Se espera que el sistema no dependa de la habilidad, experiencia o conocimiento calificado del evaluador respecto a los segmentos corporales, de un espacio de evaluación controlado o de



herramientas de hardware o software especiales (más allá de los componentes del mismo sistema). Además, su colocación y uso deberá ser sencillo, obteniendo un método rápido y preciso el cual no se encuentre sujeto a problemas de oclusión, no requiera de un periodo prolongado para el procesamiento de la información y de esta manera reducir significativamente el tiempo necesario la evaluación de los segmentos corporales.

4.3 Objetivos de la tesis

4.3.1 Objetivo general

Desarrollar un sistema ambulatorio de análisis de movimiento, el cual permita el monitoreo, reproducción y seguimiento del movimiento de la extremidad superior, como respuesta a la rotación del hombro, tomando como referencia la orientación del tronco.

4.3.2 Objetivos específicos

- Desarrollar un sistema ambulatorio de análisis de movimiento, mediante la combinación de sensores inerciales y magnéticos, y un procesador digital de señales, el cual permita: la adquisición y transferencia de la información proporcionada por los sensores de manera independiente y de aquella previamente procesada.
- Desarrollar un algoritmo que permita la fusión de la información proporcionada por sensores inerciales y magnéticos y cuya respuesta no sea susceptible a problemas de singularidad en la estimación de la orientación, desviaciones a la deriva (*Drift*) y variaciones o fluctuaciones en las mediciones de la orientación estimada.
- Evaluar el desempeño del sistema propuesto, considerando la repuesta de los sensores de manera independiente, así como la fusión de la información proporcionada por éstos.
- Evaluar el desempeño del sistema propuesto para llevar a cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento en línea de la extremidad superior.
- Evaluar el desempeño del sistema propuesto para ser utilizado como un sistema ambulatorio de análisis de movimiento.



- Evaluar el desempeño del sistema propuesto para el monitoreo, reproducción y seguimiento en línea de la extremidad superior, como respuesta a la rotación del hombro, tomando como referencia la orientación del tronco.
- Desarrollo de un modelo virtual del brazo y modelo mecatrónico del hombro, a fin de demostrar la capacidad del sistema desarrollado e información proporcionada por el mismo, para ser utilizados como parámetros y estrategias de control que han de gobernar el comportamiento de una prótesis para extremidad superior, permitiendo la integración funcional entre sujeto amputado y su prótesis.

CAPÍTULO 5

SOLUCIÓN PROPUESTA Y DESARROLLO

5.1 Modelado del hombro

Con el objetivo de describir los movimientos del hombro, referentes a los desplazamientos angulares de la extremidad superior respecto al tronco, así como para establecer la relación traslacional y rotacional entre elementos adyacentes entre la extremidad superior (hombro/brazo) y tronco, la extremidad superior fue modelada como una cadena articulada compuesta por cuerpos rígidos, definiendo a la articulación del hombro como una esfera y un socket Fig. 5. 1 [12-14].

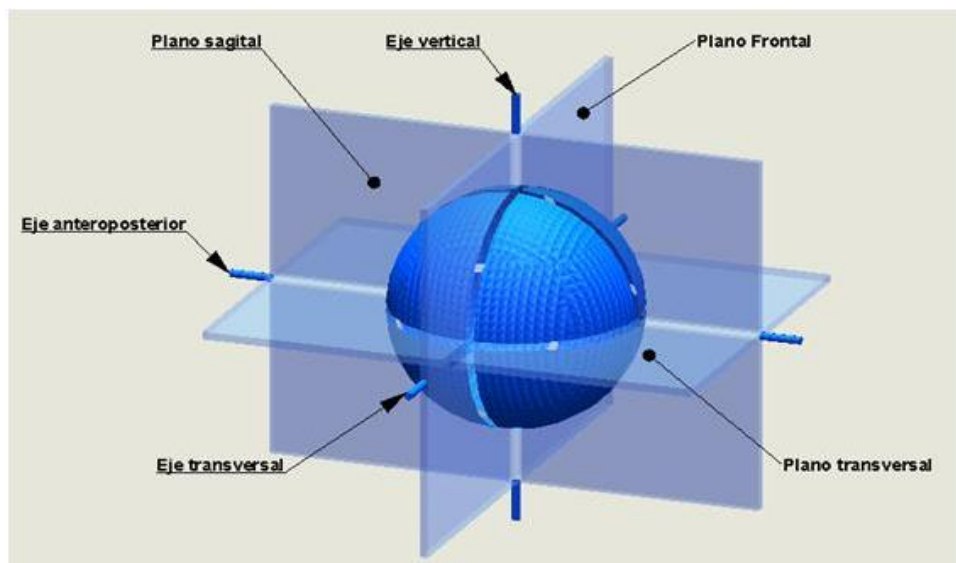


Fig. 5. 1 Modelado del hombro como una esfera y un socket, dividido en los principales planos y ejes anatómicos



Dividida en los principales planos y ejes anatómicos del cuerpo humano, la extremidad superior fue representada en el espacio vectorial con dos sistemas coordenados: un sistema coordenado fijo de referencia (XYZ) que define el eje de rotación del hombro (H_{ref}) y un sistema coordenado móvil solidario a la extremidad superior (UVW), utilizado para describir su movimiento como respuesta a la rotación del hombro (H_{mov}), Fig. 5. 2. Dicha representación, permitió hacer el estudio de los movimientos del hombro considerando los planos y ejes de rotación en torno al cual son realizados los movimientos, así como la posición y orientación de la extremidad superior con respecto al sistema de referencia. No obstante, considerando la posición de la extremidad superior respecto al tronco, siendo el hombro la unión entre ambos elementos. Ambos sistemas coordenados; referencia y móvil (H_{ref} y H_{mov}), fueron superpuestos coincidentes en el origen: $OXYZ \rightarrow H_{ref}$ y $OUVW \rightarrow H_{mov}$ y por lo tanto invariantes al cambio de posición. De este modo se puede realizar el estudio del movimiento del hombro a partir de la estimación de la orientación de la extremidad superior con respecto al sistema de referencia.

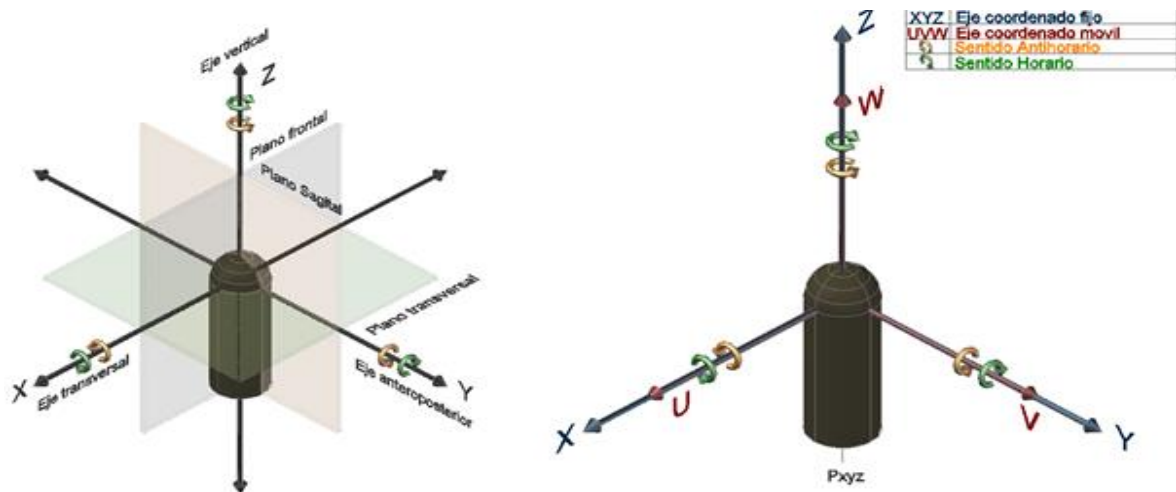


Fig. 5. 2 Modelado de la extremidad superior a partir de los principales planos y ejes anatómicos del cuerpo humano y su representación en el espacio vectorial

5.1.1 Transformación entre sistemas coordenados

Para determinar la orientación de la extremidad superior con respecto al sistema de referencia, se estableció un vector de posición \vec{P} representando la relación entre la extremidad superior y el origen (O) con respecto a ambos sistemas coordenados; $OXYZ$ y $OUVW$. A partir de esta



representación, se definió la relación entre el movimiento de la extremidad superior H_{mov} y el desplazamiento angular de \vec{P} , como el cambio de orientación de la extremidad superior con respecto al sistema coordenado de referencia H_{ref} . Dicha orientación fue determinada a partir de la relación espacial entre sistemas coordenados, mediante la transformación lineal de H_{mov} a H_{ref} , siendo i_x, j_y, k_z e i_u, j_v, k_w los vectores unitarios de los sistemas coordenados $OXYZ$ y $OUVW$ respectivamente, Ec. (1).

$$\begin{aligned} \mathbf{P}_{u,v,w} &= [P_u, P_v, P_w]^T = P_u i_u + P_v i_v + P_w k_w \\ \mathbf{P}_{x,y,z} &= [P_x, P_y, P_z]^T = P_x i_x + P_y i_y + P_z k_z \end{aligned} \quad Ec. (1)$$

Esta relación tiene como resultado una matriz de transformación (R), Ec. (2) la cual permite representar la orientación de los sistemas girados, con respecto a cada uno de los ejes del sistema coordenado de referencia (XYZ) [22-24].

$$P_{xyz} = R_{uvw}^{xyz} P_{uvw} = \begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \end{bmatrix} = R \begin{bmatrix} P_u \\ P_v \\ P_w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} i_x i_u & i_x i_v & i_x k_w \\ j_y i_u & j_y j_v & j_y k_w \\ k_z i_u & k_z j_v & k_z k_w \end{bmatrix} \rightarrow R = \begin{bmatrix} xu & xv & xw \\ yu & yv & yw \\ zu & zv & zw \end{bmatrix} \quad Ec. (2)$$

Donde P_{xyz} es el vector definido en el sistema $H_{ref} \rightarrow OXYZ$, P_{uvw} es el vector definido en el sistema $H_{mov} \rightarrow OUVW$ y R_{uvw}^{xyz} es la matriz de rotación que convierte de H_{mov} a H_{ref} .

5.1.2 Modelado de los principales movimientos del hombro a partir de la transformación entre sistemas coordenados

A partir de la matriz de transformación R Ec. (2), fueron modelados los tres principales movimientos de la articulación del hombro; flexo-extensión, aducción-abducción y rotación interna/externa, tomando como referencia su división anatómica, representando mediante los ángulos de Euler la trayectoria descrita por el movimiento evaluado, Fig. 5. 3, Fig. 5. 4 y Fig. 5. 5. Esta representación se caracteriza por dos elementos: el eje, en torno al cual es realizada la rotación del hombro y el plano en el que es descrito el desplazamiento angular de la extremidad superior como respuesta a dicha rotación. Considerando que el eje de rotación es fijo y que el desplazamiento angular se encuentra definido por las componentes del plano en el que es descrito el movimiento. Se obtiene, que el ángulo existente debido al cambio de



orientación de P_{xyz} a P_{uvw} , representa tanto la cantidad de rotación del hombro, como el desplazamiento angular de la extremidad superior y por lo tanto la relación espacial existente entre los sistemas coordenados H_{ref} y H_{mov} . Dicho ángulo es estimado a partir de la relación trigonométrica entre vectores y utilizado para definir la expresión que caracteriza el comportamiento de cada uno de los movimientos bajo análisis: Flexo-extensión, Fig. 5. 3 - Ec. (3); Abducción-aducción, Fig. 5. 4-Ec. (4), Rotación interna/externa, Fig. 5. 5 – Ec. (5).

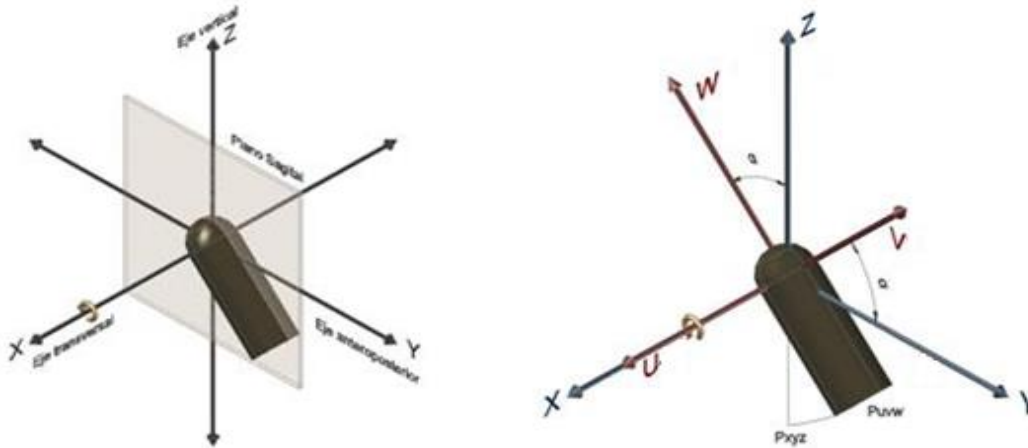


Fig. 5. 3 Flexo-extensión del hombro

$$\begin{bmatrix} xu & xv & xw \\ yu & yv & yw \\ zu & zv & zw \end{bmatrix} \rightarrow \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & yv & yw \\ 0 & zv & zw \end{bmatrix} \begin{cases} yv = \frac{OY}{OV} = \text{Cos}(\alpha) \\ yw = \frac{-OY}{OW} = -\text{Sen}(\alpha) \\ zv = \frac{OY}{OZ} = \text{Sen}(\alpha) \\ zw = \frac{OW}{OZ} = \text{Cos}(\alpha) \end{cases} \rightarrow R(x, \alpha) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & C(\alpha) & -S(\alpha) \\ 0 & S(\alpha) & C(\alpha) \end{bmatrix} \text{ Ec. (3)}$$

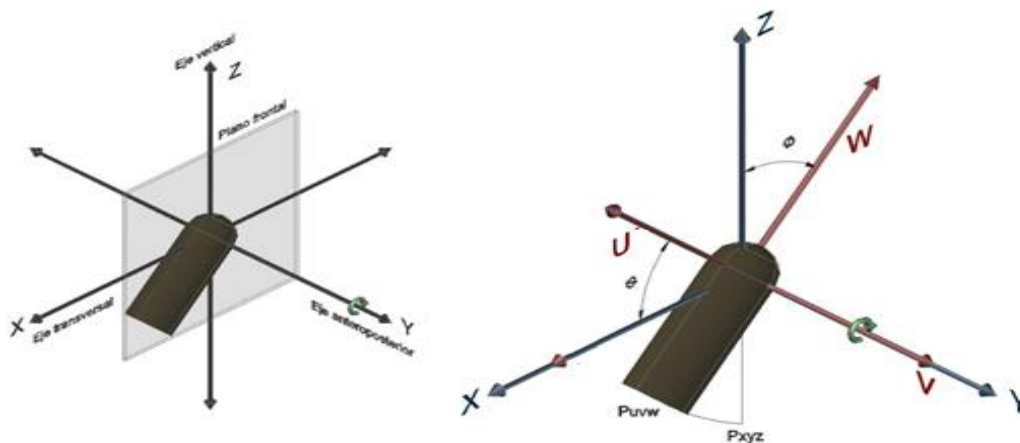


Fig. 5. 4 Abducción-aducción del hombro



$$\begin{bmatrix} xu & xv & xw \\ yu & yv & yw \\ zu & zv & zw \end{bmatrix} \rightarrow \begin{bmatrix} xu & 0 & xw \\ 0 & 1 & 0 \\ zu & 0 & zw \end{bmatrix} \begin{cases} xu = \frac{OX}{OU} = \text{Cos}(\phi) \\ xw = \frac{-OX}{OW} = -\text{Sen}(\phi) \\ zu = \frac{OU}{OZ} = \text{Sen}(\phi) \\ zw = \frac{OW}{OZ} = \text{Cos}(\phi) \end{cases} \rightarrow R(y, \phi) = \begin{bmatrix} C(\phi) & 0 & -S(\phi) \\ 0 & 1 & 0 \\ S(\phi) & 0 & C(\phi) \end{bmatrix} \text{ Ec. (4)}$$

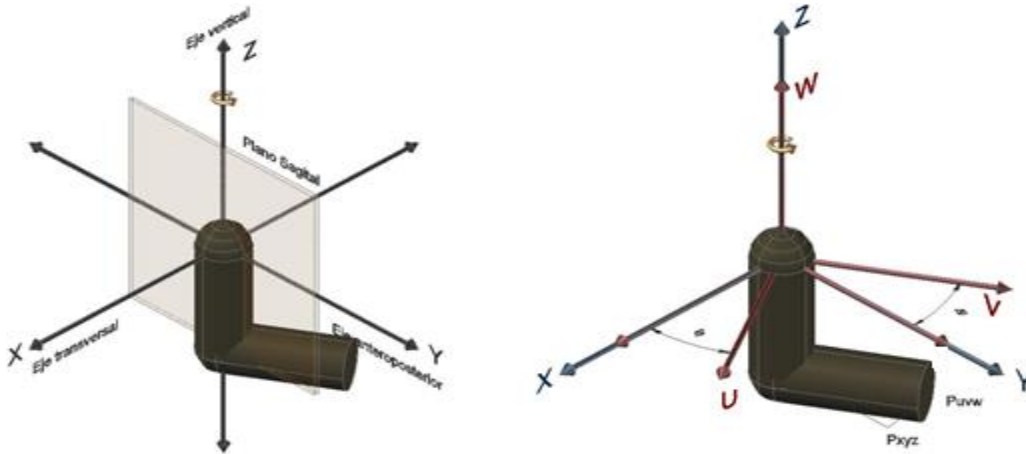


Fig. 5. 5 Rotación interna/externa del hombro

$$\begin{bmatrix} xu & xv & xw \\ yu & yv & yw \\ zu & zv & zw \end{bmatrix} \rightarrow \begin{bmatrix} xu & xv & 0 \\ yu & yv & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{cases} xu = \frac{OX}{OU} = \text{Cos}(\theta) \\ xv = \frac{-OX}{OV} = -\text{Sen}(\theta) \\ yu = \frac{OU}{OY} = \text{Sen}(\theta) \\ yv = \frac{OV}{OY} = \text{Cos}(\theta) \end{cases} \rightarrow R(z, \theta) = \begin{bmatrix} C(\theta) & -S(\theta) & 0 \\ S(\theta) & C(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ Ec. (5)}$$

Las ecuaciones (3), (4) y (5), corresponden a las matrices básicas de rotación, cuya principal característica es permitir llevar a cabo la representación de la orientación de sistemas u objetos girados, con respecto a cada uno de los ejes coordenados del sistema de referencia. No obstante, pese a que las matrices básicas de rotación son muy útiles para describir el comportamiento de los tres principales movimientos de la articulación del hombro. Tienen el inconveniente de permitir su uso para determinar la orientación, únicamente sobre uno de los ejes coordenados del sistema de referencia a la vez, restringiendo el movimiento evaluado a su plano y eje de acción. Sin embargo, las matrices básicas de rotación pueden componerse para expresar la aplicación continua de varias rotaciones. Con todo, se debe ser cuidadoso en el orden en que se realizan las rotaciones, ya que el producto de matrices no es conmutativo, de



tal suerte que la secuencia de rotaciones en un orden diferente provocará un cambio significativo en la orientación estimada [24]. Por ejemplo: Si comenzamos definiendo el comportamiento del movimiento de aducción con respecto a la flexión, la representación de su orientación en el espacio vectorial, de acuerdo a los ángulos de Euler [28, 84], estará dada por la Fig. 5. 6. Mientras que a partir del modelado del comportamiento del hombro, empleando elementos matriciales [23, 24], es posible obtener su matriz característica Ec (6).

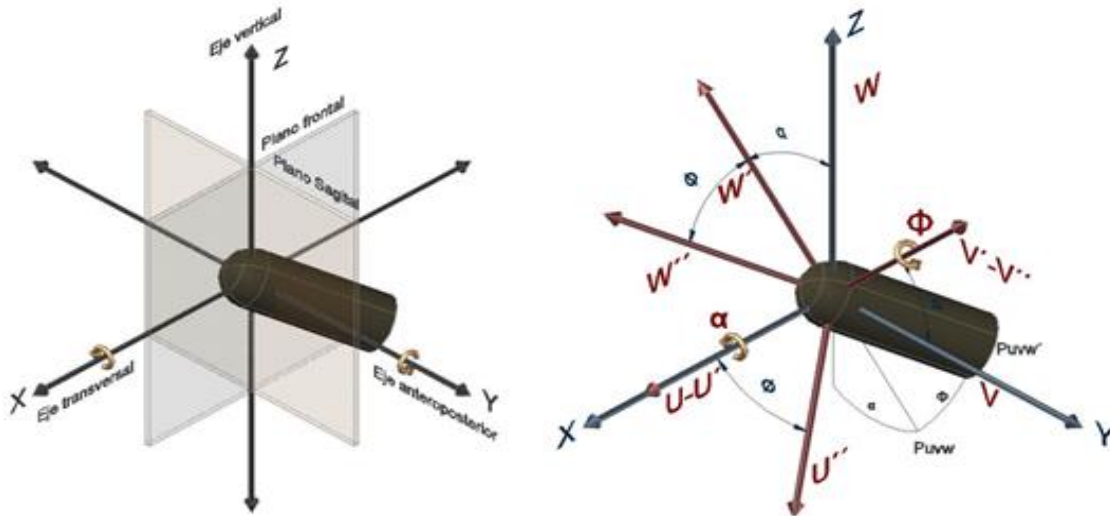


Fig. 5. 6 Movimiento de aducción con respecto a la flexión

$$Aducción - Flexión = R(Y, \phi)(X, \alpha) = \begin{bmatrix} C(\phi) & 0 & -S(\phi) \\ 0 & 1 & 0 \\ S(\phi) & 0 & C(\phi) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & C(\alpha) & -S(\alpha) \\ 0 & S(\alpha) & C(\alpha) \end{bmatrix}$$

$$R_{Ad-Fl} = \begin{bmatrix} C(\phi) & -S(\phi)\text{sen}(\alpha) & -S(\phi)C(\alpha) \\ 0 & C(\alpha) & -S(\alpha) \\ S(\phi) & C(\phi)S(\alpha) & C(\phi)C(\alpha) \end{bmatrix} \quad Ec. (6)$$

Por el contrario, si comenzamos definiendo el comportamiento del movimiento de flexión con respecto a la aducción, se puede observar que no solo la trayectoria descrita es distinta Fig. 5. 7, sino que su matriz característica Ec. (7) difiere significativamente de aquella que representa el movimiento opuesto Ec. (6).

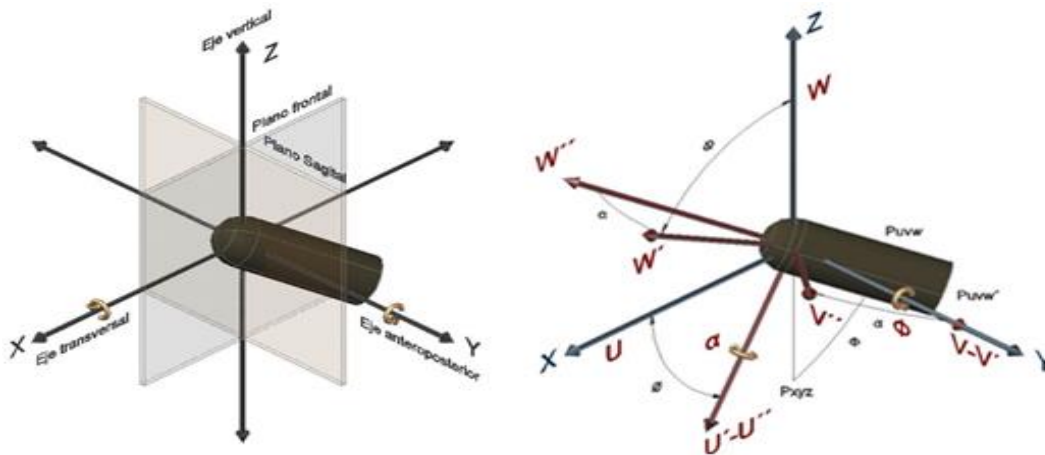


Fig. 5. 7 Movimiento de flexión con respecto a la aducción

$$\text{Flexión - Aducción} = R(X, \alpha)R(Y, \phi) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & C(\alpha) & -S(\alpha) \\ 0 & S(\alpha) & C(\alpha) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C(\phi) & 0 & -S(\phi) \\ 0 & 1 & 0 \\ S(\phi) & 0 & C(\phi) \end{bmatrix}$$

$$R_{Fl-Ad} = \begin{bmatrix} C(\phi) & 0 & -S(\phi) \\ -S(\alpha)S(\phi) & C(\alpha) & -S(\alpha)C(\phi) \\ C(\alpha)S(\phi) & S(\alpha) & C(\alpha)C(\phi) \end{bmatrix} \quad \text{Ec. (7)}$$

Por lo tanto, para la determinación de la orientación de la extremidad superior como respuesta a la rotación del hombro, en torno a los tres ejes coordenados del sistema de referencia, fue utilizada la convención XYZ [84, 85], definiendo una única expresión denominada matriz de cosenos directores (DCM) [24]. Cuya particularidad es permitir determinar la orientación de sistemas girados con respecto a los tres ejes coordenados del sistema de referencia OXYZ [22-24]. Así, si al sistema H_{mov} se le aplica una rotación de ángulo α sobre OX, seguida de una rotación de ángulo ϕ sobre OY y de una rotación θ sobre OZ, la rotación global y por lo tanto su orientación, quedara definida a partir de la matriz de transformación DCM, como se muestra en Ec. (8).

$$R(Z, \theta)R(Y, \phi)R(X, \alpha) = \begin{bmatrix} C(\theta) & -S(\theta) & 0 \\ S(\theta) & C(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C(\alpha) & 0 & -S(\alpha) \\ 0 & 1 & 0 \\ S(\alpha) & 0 & C(\alpha) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & C(\alpha) & -S(\alpha) \\ 0 & C(\alpha) & C(\alpha) \end{bmatrix}$$

$$DCM = \begin{bmatrix} C(\theta)C(\phi) & -S(\theta)C(\alpha) + C(\theta)S(\phi)S(\alpha) & S(\theta)S(\alpha) + C(\theta)S(\phi)C(\alpha) \\ S(\theta)C(\phi) & C(\theta)C(\alpha) + S(\theta)S(\phi)S(\alpha) & -C(\theta)S(\alpha) + S(\theta)S(\phi)C(\alpha) \\ -S(\phi) & C(\phi)S(\alpha) & C(\phi)C(\alpha) \end{bmatrix} \quad \text{Ec. (8)}$$



5.2 Estimación de la orientación utilizando un giroscopio

Como se expuso en el punto anterior, la orientación del hombro puede ser determinada como desplazamientos angulares (α, ϕ, θ) de la extremidad superior entorno a cada uno de los ejes coordenados del sistema de referencia H_{ref} . Por lo tanto, si consideramos que para cada valor del vector de posición P_{uvw} en el instante (t) , su orientación instantánea tiene la misma velocidad angular (ω) y esta a su vez viene dada por la variación del desplazamiento angular $(d\sigma)$ con respecto al tiempo (dt) , como se muestra en Ec. (9).

$$\omega = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta \sigma}{\Delta t} = \frac{d\sigma}{dt} \quad \text{Ec. (9)}$$

Podemos inferir, que conociendo el valor de ω , es posible determinar el desplazamiento angular (σ) de la extremidad superior integrando ambos lados de la ecuación (9):

$$\begin{aligned} \sigma - \sigma_0 &= \int_{t_0}^t \omega dt \\ \sigma &= \sigma_0 + \int_{t_0}^t \omega dt \end{aligned} \quad \text{Ec. (10)}$$

Lo cual nos permite plantear la hipótesis de que para la estimación de la orientación, puede ser utilizado un giroscopio de tres ejes como fuente principal de información, ya que este dispositivo permite la medición de la velocidad angular ω , de sistemas girados en torno a cada uno de sus tres ejes de rotación (G_x, G_y, G_z) [70, 71]. Por lo tanto, estableciendo σ_g como la variable que representa los desplazamientos angulares $(\alpha_g, \phi_g, \theta_g)$ de la extremidad superior, entorno a cada uno de los ejes coordenados $OXYZ$ del sistema de referencia H_{ref} . Siendo $(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ las componentes del vector ω que representan al sistema coordenado $OUVW$, mismo que acompaña el movimiento de la extremidad superior H_{mov} . La relación entre ambos sistemas coordenados; H_{mov} y H_{ref} , y por lo tanto la orientación de la extremidad superior como respuesta a la rotación del hombro, estará definida por la matriz de transformación DCM_g y los desplazamientos angulares σ_g Ec. (10), como se muestra en la Ec. (11).



$$\left. \begin{matrix} \sigma_g \\ DCM_g \end{matrix} \right\} \rightarrow \begin{bmatrix} C(\theta_g)C(\phi_g) & -S(\theta_g)C(\alpha_g) + C(\theta_g)S(\phi_g)S(\alpha_g) & S(\theta_g)S(\alpha_g) + C(\theta_g)S(\phi_g)C(\alpha_g) \\ S(\theta_g)C(\phi_g) & C(\theta_g)C(\alpha_g) + S(\theta_g)S(\phi_g)S(\alpha_g) & -C(\theta_g)S(\alpha_g) + S(\theta_g)S(\phi_g)C(\alpha_g) \\ -S(\phi_g) & C(\phi_g)S(\alpha_g) & C(\phi_g)C(\alpha_g) \end{bmatrix}$$

Ec. (11)

Mientras que la representación del procedimiento antes descrito, a partir del cual se plantea la hipótesis de que es posible estimar la orientación de la extremidad superior, utilizando un giroscopio como fuente principal de información, se muestra en la Fig. 5. 8

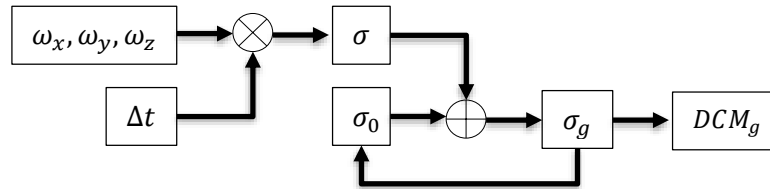


Fig. 5. 8 Hipótesis: Metodología propuesta para estimar la orientación de la extremidad superior, utilizando un giroscopio como fuente principal de información

5.2.1 Necesidad de contar con un sistema de referencia

La determinación de la orientación utilizando al giroscopio como fuente principal de información presenta hasta cierto punto una buena alternativa, ya que permite estimar el desplazamiento angular de la extremidad superior σ_g , en torno a los tres ejes (XYZ) del sistema coordinado de referencia H_{ref} , basados en las componentes de su velocidad angular ω . No obstante, se ve limitado ya que ω es directamente proporcional al desplazamiento angular (σ) y este a su vez al movimiento de la extremidad superior H_{mov} . En otras palabras, el giroscopio permitirá estimar la orientación de la extremidad superior únicamente cuando esta se encuentra en movimiento, ya que, de lo contrario, no existe diferencia espacial entre los sistemas coordinados que definen su movimiento: H_{ref} y H_{mov} , y por lo tanto σ es nulo. Esto presenta varios inconvenientes, por ejemplo: Supongamos por un momento que la extremidad superior parte del reposo ($\omega = 0$) desde un punto distinto a la posición inicial 0° ($H_{ref} \rightarrow P_{xyz}$), sabemos que la orientación viene definida por la relación espacial entre los vectores de posición; inicial (P_{xyz}) y final (P_{uvw}) y dicha relación es expresada como σ_g . No obstante, dado que $\omega = 0$ decimos que σ_g es nulo y por lo tanto $P_{xyz} = P_{uvw}$, indicando que la



extremidad superior se encuentra en la posición inicial 0° , pese a que esto no es cierto, provocando un error en la orientación estimada. Por otro lado, imaginemos que deseamos estimar la orientación de la extremidad superior en t_0 , cuando esta se encuentra en movimiento ($\omega \neq 0$), siendo $P_{xyz} \neq P_{uvw}$. Nótese que aun cuando $\sigma \neq 0$, la orientación es estimada con respecto $H_{ref} \rightarrow P_{xyz}$ y no respecto a P_{uvw} provocando nuevamente un error en la orientación estimada. Ambos casos demuestran que no es posible estimar la orientación de la extremidad superior en t_0 , a partir de la información proporcionada por el giroscopio (ω), a menos que se indique la orientación inicial, ya que de lo contrario esta quedará definida por H_{ref} .

Por otro lado, aun conociendo la orientación inicial de la extremidad superior, al igual que en cualquier dispositivo de medición, la información proporcionada por el giroscopio se encuentra susceptible a errores de tipo sistemático y aleatorio los cuales son debidos a dos principales razones. La primera corresponde al desplazamiento de los valores ω obtenidos con respecto al valor real, dicho desplazamiento es conocido usualmente como valores de offset (ω_{off}). La segunda es consecuencia de la integración de mediciones erróneas (ϵ), la cual provoca la desviación del valor σ_g estimado, con respecto al real, este último es usualmente reportado como errores de desviaciones a la deriva o *Drift* [86, 87]. La existencia de ambos errores presenta un grave problema en la estimación de la orientación de la extremidad superior, contrario a lo que se indica en Ec. (10). La integración de ω_{off} y ϵ con respecto a Δt para la estimación de σ_g Ec. (12), conllevan a la acumulación gradual de errores sistemáticos y aleatorios en los elementos de la matriz de transformación DCM_g Ec. (11) y eventualmente la pérdida de la orientación.

$$\sigma_g = \sigma_{g_0} + \int_{t_0}^t ((\omega + \omega_{off}) * \Delta t) + \epsilon \quad Ec. (12)$$

Por lo tanto para la correcta estimación de la orientación de la extremidad superior es necesaria la estimación de los errores de offset, para mediante su eliminación atenuar los valores de *Drift*, así como contar con un sistema de referencia que permita realizar la compensación y eliminación de los mismos [40, 88].



5.2.2 Compensación de offset y estimación de la orientación instantánea utilizando un giroscopio

El desplazamiento de los valores de la velocidad angular con respecto al valor real, es generalmente debido a factores intrínsecos a la arquitectura del giroscopio, en donde pequeñas variaciones ω_{off} con respecto a su estado inercial provocan dichos desplazamientos [41]. Es debido a ello que antes de efectuar la estimación del desplazamiento angular σ_g , para su posterior integración, es realizada la determinación y compensación de ω_{off} como se muestra en las Ec. (13) y (14). Cabe destacar que este proceso es ejecutado únicamente en la etapa inicial, mientras el giroscopio se encuentra en reposo (cual proceso de calibración), ya que la determinación de ω_{off} , durante la toma de mediciones, anularía los valores de velocidad angular medidos en el instante t (ω_t) dada la naturaleza de la información [33, 40].

$$\omega_{off} = \frac{\sum_{i=0}^{n=1000} \omega_i}{n} \quad Ec. (13)$$

$$\omega = \omega_t - \omega_{off} \quad Ec. (14)$$

No obstante, aunque la compensación de ω_{off} contribuye de manera significativa a la disminución de los errores de desviaciones a la deriva (*Drift*). La ausencia de un elemento de referencia externo, que permita identificar tanto el estado en reposo como la orientación real de la extremidad superior, imposibilita la estimación precisa de la orientación. Ya que al no pertenecer a un proceso determinístico, los valores de *Drift* seguirán estando presentes corrompiendo inevitablemente los valores de σ_g , toda vez que la orientación sea estimada únicamente a partir de la información proporcionada por el giroscopio [73, 89]. Por lo tanto, en lugar de realizar la integración de σ_g Ec. (10), con el objetivo de estimar la orientación de la extremidad superior. Los valores del giroscopio, libres de offset Ec. (14), son utilizados para definir un vector temporal σ_{mov} , Ec. (15), representando el desplazamiento angular instantáneo $[\alpha_g, \phi_g, \theta_g]$ y por lo tanto la orientación instantánea a través de la DCM_g Ec. (11), como se muestra en la Fig. 5. 9.

$$\sigma_{mov} = \omega * \Delta t \quad Ec. (15)$$

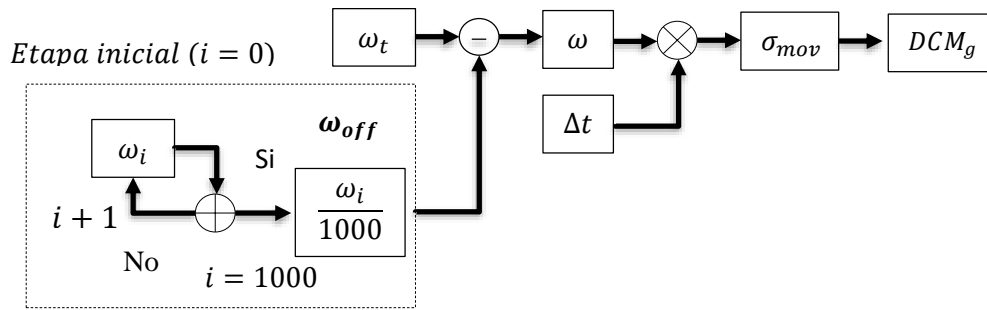


Fig. 5. 9 Compensación de offset y estimación de la orientación instantánea

5.3 Estimación de la orientación utilizando un acelerómetro

El movimiento de la extremidad superior, durante su elevación activa, describe una trayectoria curva, luego entonces este movimiento conlleva una aceleración. Cada instante o cada punto de la trayectoria descrita queda definido por un vector de velocidad, el cual varía tanto en módulo como en dirección al pasar de un punto a otro, provocando cambios en la velocidad al ser esta es tangente a la trayectoria descrita.

Un acelerómetro mide el cambio de velocidad, pero cuando este se encuentra estático la única aceleración que detecta es la aceleración debida a la fuerza de gravedad (\hat{g}) [21, 51, 90]. Usando esta aceleración podemos calcular el ángulo de inclinación del sensor con respecto al eje vectorial de la gravedad, ya que la fuerza de gravedad genera componentes vectoriales en los ejes XYZ [91]. Por lo tanto, se dice que un acelerómetro puede ser utilizado para determinar la posición de la extremidad superior, dado que, al conocerse su aceleración en todo momento, es posible calcular los desplazamientos que tuvo [36, 69, 92, 93].

Consideremos que la información del acelerómetro (λ_A) define al vector de posición \vec{P} , el cual representa la relación entre la extremidad superior y el origen (O), siendo $(\lambda_{Ax}, \lambda_{Ay}, \lambda_{Az})$ las componentes vectoriales del sistema de coordenado de referencia $H_{ref} \rightarrow OXYZ$. Por lo tanto H_{ref} tiene como origen el acelerómetro tri-axial y cada uno de los ejes que le definen (A_x, A_y, A_z) .



Sabemos que la relación entre el movimiento de la extremidad superior H_{mov} y el desplazamiento angular de \vec{P} , esta dado por el cambio de orientación de la extremidad superior con respecto al sistema de referencia H_{ref} . Dicho cambio de orientación, puede ser determinado mediante la estimación de la relación espacial entre ambos sistemas coordenados; H_{mov} y H_{ref} , a partir de la matriz de transformación DCM Ec. (8). No obstante, al no existir diferencia espacial entre estos, DCM quedara definida en términos de H_{ref} . Para ejemplificar esto consideremos el siguiente caso:

Sea λ_A la posición de la extremidad superior en un punto arbitrario en el espacio vectorial, representado por \vec{P}_{xyz} , y DCM la orientación instantánea de la extremidad superior en el instante t , definida por los ángulos de rotación $[\alpha, \phi, \theta]$. Consideremos que la extremidad superior se encuentra en reposo, ya sea debido a la inercia o bien a que ambos valores son tomados en el instante t . Luego entonces el acelerómetro medirá únicamente la aceleración gravitacional \hat{g} , por lo tanto una convención apropiada sería asumir que $\hat{g} = [0 \ 0 \ 1]$ define el eje vertical Z de ambos sistemas coordenados; H_{mov} y H_{ref} [23]. A partir de ello podemos establecer dos vectores; un vector direccional inercial (\vec{v}) representando H_{ref} y un vector gravitacional (\hat{v}) coincidente con el eje vertical Z de la DCM , estableciendo H_{mov} . El vector inercial \vec{v} es determinado a partir de la normalización de las componentes vectoriales $(\lambda_{Ax}, \lambda_{Ay}, \lambda_{Az})$ de H_{ref} , como se muestra en Ec. (16).

$$\vec{v} = \frac{\lambda_A}{\|\lambda_A\|} \quad \text{Ec. (16)}$$

$$\vec{v} = \frac{\lambda_{Ax} + \lambda_{Ay} + \lambda_{Az}}{\sqrt{(\lambda_{Ax}^2 + \lambda_{Ay}^2 + \lambda_{Az}^2)}} = [\lambda_{Ax}, \lambda_{Ay}, \lambda_{Az}]$$

Mientras que el vector gravitacional \hat{v} , es determinado a partir de la relación entre \hat{g} y DCM como se muestra en Ec. (17).

$$\hat{v} = \hat{g} * DCM \quad \text{Ec. (17)}$$



$$\hat{v} = [0 \ 0 \ 1] \begin{bmatrix} C(\theta)C(\phi) & -S(\theta)C(\alpha) + C(\theta)S(\phi)S(\alpha) & S(\theta)S(\alpha) + C(\theta)S(\phi)C(\alpha) \\ S(\theta)C(\phi) & C(\theta)C(\alpha) + S(\theta)S(\phi)S(\alpha) & -C(\theta)S(\alpha) + S(\theta)S(\phi)C(\alpha) \\ -S(\phi) & C(\phi)S(\alpha) & C(\phi)C(\alpha) \end{bmatrix}$$

$$\hat{v} = [-S(\phi) \quad C(\phi)S(\alpha) \quad C(\phi)C(\alpha)]$$

Dada la ortogonalidad entre los vectores de referencia; H_{mov} y H_{ref} , se puede inferir que su relación espacial estará dada por el producto vectorial entre ellos. El cual es particularmente útil ya que su magnitud es proporcional al seno del ángulo existente entre ellos y su dirección perpendicular a los mismos [24]. Por consiguiente, la Ec. (18) presenta tanto un eje de rotación como la cantidad de rotación σ_A necesaria para rotar \hat{v} y volverlo paralelo a \vec{v} . En otras palabras, el producto vectorial entre estos vectores, es aproximadamente igual al desplazamiento angular instantáneo $[\alpha_A, \phi_A, \theta_A]$ que debe ser aplicado a H_{mov} para alinearlo con H_{ref} .

$$\sigma_A = \vec{v} \times \hat{v} \quad \text{Ec. (18)}$$

$$\sigma_A = [\lambda_{Ax}, \lambda_{Ay}, \lambda_{Az}] \times [-S(\phi) \quad C(\phi)S(\alpha) \quad C(\phi)C(\alpha)]$$

$$\sigma_A = \begin{bmatrix} \lambda_{Ay}C(\phi)C(\alpha) - \lambda_{Az}C(\phi)S(\alpha) \\ -\lambda_{Az}S(\phi) - \lambda_{Ax}C(\phi)C(\alpha) \\ \lambda_{Ax}C(\phi)S(\alpha) + \lambda_{Ay}S(\phi) \end{bmatrix}^T = [\alpha_A, \phi_A, \theta_A]$$

Por lo tanto, mediante la representación de σ_A en la DCM Ec. (8), es posible estimar la orientación instantánea de la extremidad superior DCM_A , basados en las componentes de la aceleración gravitacional, Ec. (19).

$$\left. \begin{matrix} \sigma_A \\ DCM \end{matrix} \right\} \begin{bmatrix} C(\theta_A)C(\phi_A) & -S(\theta_A)C(\alpha_A) + C(\theta_A)S(\phi_A)S(\alpha_A) & S(\theta_A)S(\alpha_A) + C(\theta_A)S(\phi_A)C(\alpha_A) \\ S(\theta_A)C(\phi_A) & C(\theta_A)C(\alpha_A) + S(\theta_A)S(\phi_A)S(\alpha_A) & -C(\theta_A)S(\alpha_A) + S(\theta_A)S(\phi_A)C(\alpha_A) \\ -S(\phi_A) & C(\phi_A)S(\alpha_A) & C(\phi_A)C(\alpha_A) \end{bmatrix}$$

$$\text{Ec. (19)}$$

Mientras que a partir de la integración de la DCM con respecto al tiempo, es posible obtener la orientación de la extremidad superior como se muestra en Ec. (20).



$$DCM = DCM_{t-1} * DCM \quad \text{Ec. (20)}$$

El procedimiento necesario para llevar a cabo la estimación de la orientación de la extremidad superior, basados en las componentes vectoriales de la aceleración gravitacional, es mostrado en la Fig. 5. 10.

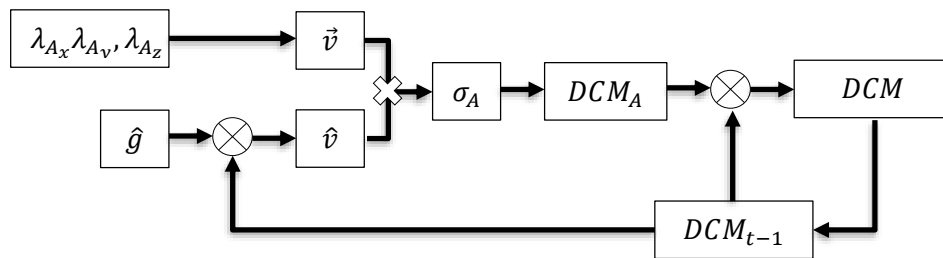


Fig. 5. 10 Estimación de la orientación de la extremidad superior, basados en las componentes vectoriales de la aceleración gravitacional

5.3.1 Limitantes de estimar la orientación de la extremidad superior a partir de la información proporcionada por un acelerómetro

La determinación de la orientación utilizando al acelerómetro como fuente principal de información, a diferencia de la utilización del giroscopio, no es susceptible a errores de *offset* o *drift* [32]. Ya que depende de las componentes de la aceleración gravitacional (λ_A), y estas son invariantes al cambio de posición con respecto al tiempo, al ser consecuencia de la fuerza de atracción gravitacional \hat{g} . Sin embargo, el desplazamiento angular (σ_A) estimado a partir de dichas componentes, es susceptible a altos niveles de ruido provocado por variaciones en la velocidad durante el movimiento [36]. Estas variaciones podrían ser consideradas despreciables cuando la extremidad superior se encuentra en reposo, no obstante, durante el movimiento provocan falsas estimaciones de la orientación instantánea, al menos por periodos cortos de tiempo. A pesar de ello, este podría representar un problema menor, ya que un filtro pasa bajos permitiría la compensación de dichas variaciones acotando la estimación de σ_A únicamente a los efectos de la gravedad. Sin embargo, al depender de la aceleración de la gravedad y esta ser invariante al cambio de posición respecto al plano horizontal XY. Se dice que no es posible obtener el desplazamiento angular de la extremidad superior para todas aquellas rotaciones efectuadas en torno al eje vertical Z [56, 59, 94]. Restringiendo la estimación de la orientación únicamente a partir de rotaciones efectuadas



entorno a los ejes coordenados X e Y del sistema de referencia H_{ref} , generalmente conocidas como movimientos de alabeo (*roll*) y elevación (*pitch*) [22]. Por lo tanto, la estimación de la orientación utilizando al acelerómetro como fuente principal de información presenta dos inconvenientes principales: 1.- La estimación de la orientación es relativamente lenta, ya que la orientación estimada es únicamente fiable cuando las componentes de la aceleración gravitacional λ_A , son los únicos factores que influyen en la determinación de la orientación, 2.- Los desplazamientos angulares σ_A , determinados a partir de la información proporcionada por el acelerómetro, no permiten la estimación de la orientación de sistemas girados con respecto al plano horizontal, generalmente conocido como movimiento de dirección (*Yaw*). Luego entonces, se asume que un acelerómetro solo permitirá estimar la orientación relativa de la extremidad superior, a partir del desplazamiento angular de rotaciones *roll* y *pitch* (σ_{RP}), obteniendo la siguiente igualdad.

$$\sigma_{RP} = \sigma_A \overrightarrow{\text{por lo tanto}} \sigma_{RP} = [\alpha_A, \phi_A, \theta_A]$$

Siendo σ_{RP} el desplazamiento angular relativo definido como el error existente o bien la cantidad de rotación $[\alpha_A, \phi_A, \theta_A]$ que necesita ser aplicada para alinear H_{mov} a H_{ref} en los planos verticales XZ e YZ .

5.4 Estimación de la orientación de la extremidad superior, basados en las componentes de la velocidad angular y la aceleración gravitacional

Actualmente en este escrito, han sido reportados dos métodos distintos para la estimación de la orientación del hombro como desplazamientos angulares de la extremidad superior; utilizando un giroscopio o un acelerómetro como fuente principal de información. Cada uno de los métodos reportados presenta ventajas y desventajas sobre los otros. Aunque solamente el giroscopio, permite la estimación de la orientación entorno a los tres ejes del sistema coordenado XYZ . No obstante, como se mencionó anteriormente, para la correcta estimación de la orientación de la extremidad superior, utilizando al giroscopio como fuente principal de información, es necesaria la compensación y eliminación de los errores de desviaciones a la deriva (*Drift*).



La estimación de la orientación instantánea a partir de la información proporcionada por el giroscopio, permite definir la orientación de la extremidad superior únicamente cuando esta se encuentra en movimiento. Siendo necesaria la integración de la orientación estimada con respecto al tiempo, la cual generalmente es realizada a partir de la Ec. (10). Sin embargo, los problemas de *Drift* ocurren tanto; cuando la extremidad superior se encuentra en reposo, como cuando existe un cambio súbito de velocidad. Es debido a ello, que no es adecuado realizar la integración de la orientación con respecto al tiempo, a menos que se cuente con un sistema de referencia inercial.

Por otro lado, la orientación estimada a partir de la información proporcionada por un acelerómetro no es susceptible a errores de *drift*, ya que depende de las componentes de la aceleración gravitacional (λ_A) y estas son invariantes al cambio de posición con respecto al tiempo. Sin embargo, uno de los principales inconvenientes de estimar la orientación de la extremidad superior, a partir de la información proporcionada por el acelerómetro, radica en que la orientación estimada es únicamente fiable cuando la extremidad superior se encuentra en reposo [21]. Dichas particularidades nos invitan a reflexionar al respecto de las capacidades y limitaciones de cada método. Ya que si bien el giroscopio permite la estimación de la orientación en movimiento y el acelerómetro la estimación de la orientación en reposo. Luego entonces, es fácil inferir que la combinación de ambos sensores, permitiría compensar tanto los problemas de *Drift*, ocasionados por la integración de mediciones erróneas en posición estática, como la precisión en la estimación de la orientación durante el movimiento de la extremidad superior. Por lo tanto, para la realización de dicha combinación, tanto el cambio de posición λ_A como el cambio de velocidad ω con respecto al tiempo dt , fueron representados como desplazamientos angulares (σ) a partir de sus componentes vectoriales. Siendo σ_{RP} y σ_{mov} los desplazamientos angulares $[\alpha_A, \phi_A, \theta_A]$ y $[\alpha_g, \phi_g, \theta_g]$ que definen a los sistemas coordenados H_{ref} y H_{mov} respectivamente. Permitiendo de este modo, realizar la combinación entre ambos sistemas coordenados, añadiendo el vector corrector σ_{RP} al vector de desplazamiento angular instantáneo σ_{mov} , a partir de la sumatoria de sus desplazamientos angulares como se muestra en la Ec. (21).



$$\sigma = \sigma_{mov} + \sigma_{RP} \quad \text{Ec. (21)}$$

La metodología requerida para llevar a cabo la estimación de la orientación a partir de la fusión de la información proporcionada por ambos sensores es mostrada en la Fig. 5. 11.

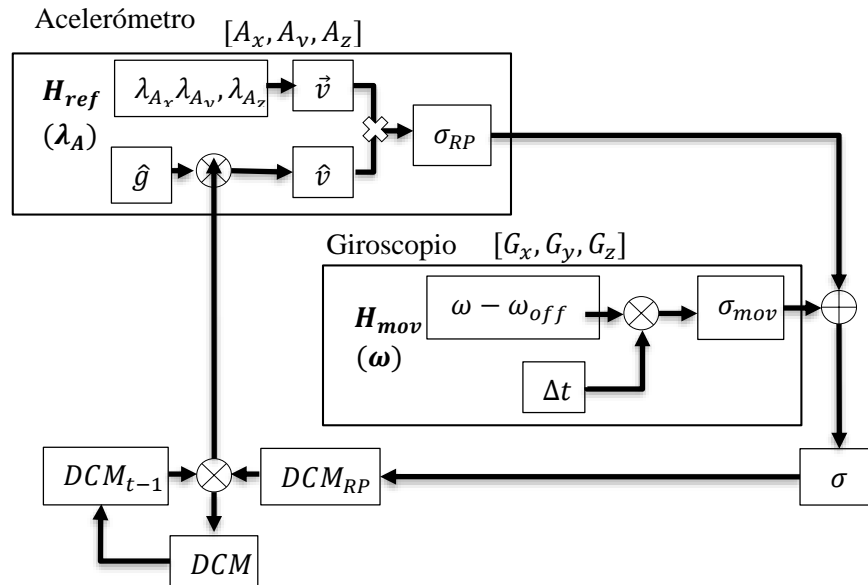


Fig. 5. 11 Estimación de la orientación de la extremidad superior, basados en las componentes de la velocidad angular y la aceleración gravitacional, a partir de la sumatoria de sus desplazamientos angulares

En donde se observa que la fusión de la información proporcionada por ambos sensores; giroscopio y acelerómetro, es utilizada para llevar a cabo la estimación de la orientación instantánea, independientemente de si la extremidad superior se encuentra en reposo o en movimiento. En tanto que la orientación relativa de la extremidad superior es llevada a cabo mediante la actualización de la matriz DCM , a partir de la integración de la orientación estimada en los instantes $(t - 1)$ y (t) , empleando la Ec. (20). No obstante, pese a que la fusión de la información proporcionada por ambos sensores, mediante la sumatoria de los desplazamientos angulares estimados; σ_{mov} y σ_{ref} Ec. (21), presenta una buena alternativa para la estimación de la orientación en algunas aplicaciones [38-40]. Como se mencionó anteriormente, σ_{RP} es susceptible a variaciones en las mediciones efectuadas por el acelerómetro debidas al cambio de velocidad durante su movimiento, lo cual disminuye de manera significativa la compensación de los errores de *Drift*.

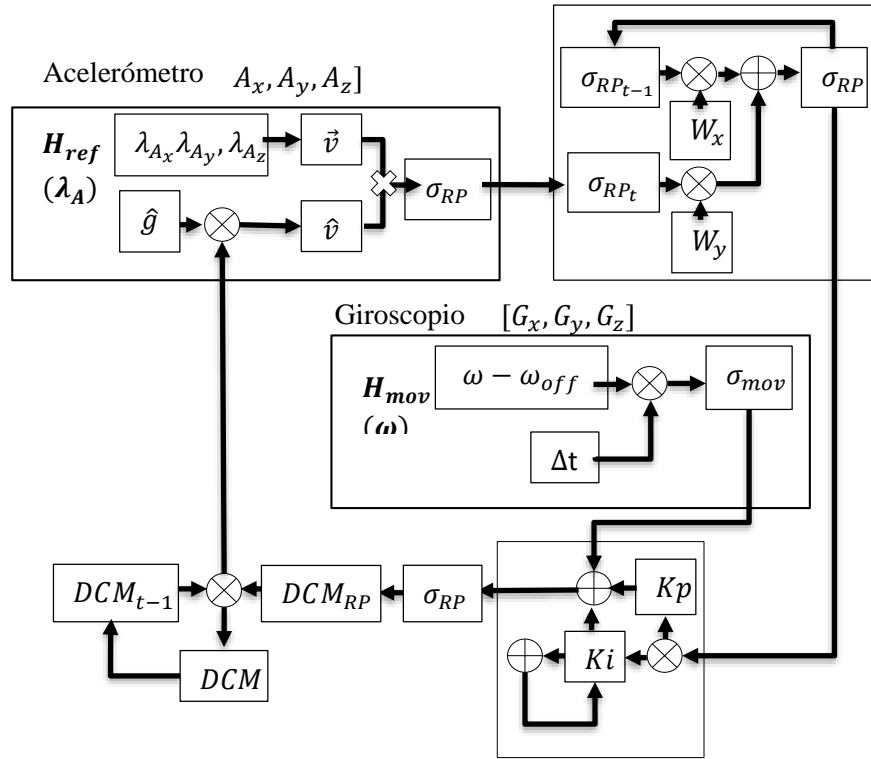


Fig. 5. 12 Estimación de la orientación de la extremidad superior, basados en las componentes de la velocidad angular y la aceleración gravitacional, utilizando un filtro complementario y un control proporcional integral, para la integración gradual de los desplazamientos angulares

Por lo tanto, en lugar de aplicar la total corrección del *Drift* a partir de la Ec. (21). Es tomada tan solo una parte proporcional del desplazamiento angular σ_{RP} mediante la utilización de un filtro complementario Ec. (22). Cuya respuesta, es utilizada para retroalimentar un control Proporcional Integral (*PI*) previo a ser agrupado con σ_{mov} Ec. (23), como se muestra en la Fig. 5. 12.

$$\sigma_{RP} = Wx[\sigma_{RP}]_{t-1} + Wy[\sigma_{RP}]_t \quad \text{Ec. (22)}$$

$$\sigma = \sigma_{mov} + Kp[\sigma_{RP}] + Ki \int_0^t [\sigma_{RP}] \quad \text{Ec. (23)}$$

Cabe destacar que, considerando que la selección y configuración de los valores de ganancia del control PI; Kp y Ki , y pesos del filtro complementario; Wx y Wy ; conllevan un compromiso entre precisión y velocidad de recuperación de los disturbios en el sistema. Dichos valores fueron establecidos basados en *The Good Gain method for PI (D) controller and the balance filter* [89, 95, 96].



5.4.1 Simplificación de la matriz de transformación

Como se definió en el apartado anterior, la orientación de la extremidad superior es estimada a partir de la integración de la matriz de transformación, Matriz de Cosenos Directores (*DCM*), con respecto al tiempo. Sin embargo, dicha integración resulta ser computacionalmente costosa dada la naturaleza de la *DCM*, ya que cada uno de sus elementos se encuentra conformado a su vez por expresiones trigonométricas [22, 27-29]. Por otro lado, recordemos que la conformación de la *DCM* depende de la incorporación del desplazamiento angular instantáneo σ de la extremidad superior, el cual puede ser estimado utilizando como fuente principal de información; un giroscopio σ_{mov} , un acelerómetro σ_{RP} o incluso ambos σ . Sabemos que existen ciertas diferencias significativas con respecto a la estimación de σ , ya que cuando la extremidad superior se encuentra inmóvil, σ_{RP} es estimado a partir de las componentes de la aceleración gravitacional $(\lambda_x, \lambda_y, \lambda_z)$, mientras que cuando la extremidad superior se encuentra en movimiento, σ_{mov} es estimado a partir de las componentes de la velocidad angular ω . No obstante, independientemente de su estado, la matriz *DCM* seguirá proporcionando la misma información: orientación instantánea de la extremidad superior. Luego entonces se asume que la integración de la *DCM* estará dada por la velocidad, ya que por definición esta representa el cambio de posición con respecto al tiempo, y por lo tanto es posible optimizar su estructura [41].

$$\begin{aligned}\cos(\sigma) &\approx 1 \\ \sin(\sigma) * \sin(\sigma) &\approx 0\end{aligned}$$

Nótese que sustituyendo dichas expresiones en la matriz *DCM*, ya sea expresada a partir de los desplazamientos angulares σ_{mov} y σ_{RP} ; Ec. (11) y (19) respectivamente, obtenemos la siguiente relación.

$$DCM \left\{ \begin{array}{l} \text{expresión a partir de } \sigma_{RP} \\ \text{expresión a partir de } \sigma_{mov} \\ \text{DCM general} \end{array} \right. = \begin{bmatrix} 1 & -S(\theta_A) & S(\phi_A) \\ S(\theta_A) & 1 & -S(\alpha_A) \\ -S(\phi_A) & S(\alpha_A) & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & -S(\theta_g) & S(\phi_g) \\ S(\theta_g) & 1 & -S(\alpha_g) \\ -S(\phi_g) & S(\alpha_g) & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{xx} & r_{xy} & r_{xz} \\ r_{yx} & r_{yy} & r_{yz} \\ r_{zx} & r_{zy} & r_{zz} \end{bmatrix}$$



Sin embargo, errores numéricos, dado el uso de aproximaciones en lugar de identidades trigonométricas, reducen gradualmente las condiciones de ortogonalidad entre vectores provocando la pérdida eventual de la orientación, siendo necesaria la realización un proceso de normalización. Dicho proceso puede ser realizado a partir del producto escalar entre vectores, ya que este permite determinar al ángulo existente entre los mismos, denotando la cantidad de rotación o error existente [23, 30].

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

Por lo tanto, inicialmente la estimación del error es desarrollada a partir del producto escalar entre los vectores X e Y , demostrando su ortogonalidad, ya que al estar alineados siendo estos paralelos el producto escalar entre los mismos deberán resultar cero; el seno del ángulo entre dos vectores paralelos es un vector nulo. No obstante, para el caso contrario la corrección del error es realizado rotando ambos ejes en dirección opuesta, considerando un medio de la porción del error obtenido Ec. (24) y multiplicando de manera cruzada como se muestra a continuación.

$$\begin{aligned} X_{ort} &= [r_{xx}, r_{xy}, r_{xz}] - \frac{error}{2} Y \\ Y_{ort} &= [r_{yx}, r_{yy}, r_{yz}] - \frac{error}{2} Y \end{aligned} \quad Ec. (24)$$

Una vez alineados X e Y ambos vectores son ortogonales entre sí. Por consiguiente, sabiendo que Z es perpendicular al plano XY , el vector ortogonal Z es estimado a partir del producto cruz entre vectores Ec. (25).

$$Z_{ort} = X_{ort} \times Y_{ort} \quad Ec. (25)$$

Finalmente, con el objetivo de asegurar la ortogonalidad y normatividad entre vectores $[X_{ort}, Y_{ort}, Z_{ort}]$, es realizado un proceso de re normalización, Para ello son propuestos dos métodos; expansión de Taylor [97] o división de un vector por su módulo (cual vector unitario) [23, 98], como se muestra a continuación.



$$\begin{array}{c} \text{expansion de taylor} \\ \begin{bmatrix} X_{norm} \\ Y_{norm} \\ Z_{norm} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{2}[3 - (X_{ort})(X_{ort})^T] * X_{ort} \\ \frac{1}{2}[3 - (Y_{ort})(Y_{ort})^T] * Y_{ort} \\ \frac{1}{2}[3 - (Z_{ort})(Z_{ort})^T] * Z_{ort} \end{bmatrix} \Leftrightarrow \begin{array}{c} \text{vector unitario} \\ \begin{bmatrix} \frac{X_{ort}}{\sqrt{X_{ort}^2 + Y_{ort}^2 + Z_{ort}^2}} \\ \frac{Y_{ort}}{\sqrt{X_{ort}^2 + Y_{ort}^2 + Z_{ort}^2}} \\ \frac{Z_{ort}}{\sqrt{X_{ort}^2 + Y_{ort}^2 + Z_{ort}^2}} \end{bmatrix} \end{array} \end{array}$$

De ambas expresiones es posible demostrar que las magnitudes de los vectores $[X, Y, Z]$ son unitarias y por lo tanto la matriz de transformación DCM simplificada estará dada por la Ec. (26).

$$DCM_{Norm} = \begin{bmatrix} X_{norm} \\ Y_{norm} \\ Z_{norm} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & -\theta & \phi \\ \theta & 1 & -\alpha \\ -\phi & \alpha & 1 \end{bmatrix}_{Norm} \quad \text{Ec. (26)}$$

La importancia de utilizar la representación de la DCM a partir de la Ec. (26), radica en que a partir de esta es posible reducir considerablemente el coste computacional, como puede observarse al comparar con la Ec. (8). Esto repercute de manera directa en la integración de la DCM para la obtención de la orientación relativa a partir de la Ec. (20), ya sea sustituyendo el desplazamiento angular obtenido a partir del uso de un giroscopio σ_{mov} , el desplazamiento angular obtenido a partir del uso acelerómetro σ_A , o bien el desplazamiento angular determinado a partir de la información proporcionada por ambos sensores.

5.4.2 Ventajas y desventajas de estimar de la orientación de la extremidad superior, basados en las componentes de la velocidad angular y la aceleración gravitacional

La fusión de la información proporcionada por ambos sensores; acelerómetro y giroscopio, permite la estimación de la orientación de la extremidad superior tanto en movimiento como en posición estática. La principal ventaja de dicha fusión radica en que cuando la extremidad superior se encuentra en movimiento, la integración de los desplazamientos angulares en la matriz de transformación DCM Ec. (11), estimados a partir de las mediciones de velocidad angular ω proporcionadas por el giroscopio. Permiten la compensación de las variaciones de la aceleración debidas al movimiento, medidas por el acelerómetro. Mientras que cuando la



extremidad superior se encuentra en reposo, la integración de los desplazamientos angulares en la matriz de transformación *DCM* Ec. (19), estimados a partir de las componentes de la aceleración gravitacional, permiten la compensación de las desviaciones a la deriva *Drift*, debidas a la integración de las componentes ω , medidas por el giroscopio.

Por otro lado, la integración de los desplazamientos angulares mediante el producto de matrices Ec. (20) es particularmente útil, dado que no es susceptible a problemas de singularidad en el espacio, a diferencia de la integración independiente de los desplazamientos angulares; σ_{mov} y σ_{RP} cual ángulos de Euler [84, 85]. Por si fuera poco, la actualización proporcional del desplazamiento angular σ_{RP} , a partir de la utilización de un filtro complementario, así como la retroalimentación de un control Proporcional Integral (*PI*), a partir de los desplazamientos angulares de ambos sensores; giroscopio y acelerómetro Ec. (23), promueven un desempeño óptimo y estable con un grado de oscilación mínimo. A pesar de ello, aunque significativamente atenuados, el método propuesto sigue siendo susceptible a errores de *Drift* para todos aquellos desplazamientos realizados en el plano horizontal *XY* como respuesta a rotaciones entorno al eje vertical *Z*. Toda vez, que estos sean sometidos tanto a cambios de velocidad o dirección abruptos, como a registros de la información por periodos prolongados. Recordemos que un acelerómetro solo permite estimar la orientación relativa de la extremidad superior a partir del desplazamiento angular de rotaciones *roll* y *pitch* (σ_{RP}), y por lo tanto la compensación del *Drift* de todas a aquellas rotaciones (*Yaw*) no podrá ser realizada, siendo únicamente atenuada a partir de la retroalimentación del control *PI*. Sin embargo, estas particularidades no descartan la idoneidad de solución propuesta; *estimación de la orientación de la extremidad superior basados en las componentes de la velocidad angular y la aceleración gravitacional*, en la evaluación de movimientos realizados por periodos relativamente prolongados o bien que no son sometidos a cambios de velocidad o dirección abruptos [36, 56, 59, 94]. No obstante, aunque podría ser utilizado en aplicaciones que requieran el uso de sistemas ambulatorios, la respuesta con respecto al eje vertical *Z* debería ser constantemente ajustada. Siendo necesaria la inclusión de un sistema de referencia adicional que permita la descripción de trayectorias realizadas a lo largo del plano horizontal *XY*.



5.5 Estimación de la orientación a partir del magnetómetro

Del mismo modo en que un acelerómetro mide un vector que representa la intensidad del campo gravitacional, relacionando la aceleración debida al movimiento a la gravedad. Un magnetómetro devuelve un vector referido a un sistema no inercial, el cual representa la intensidad del campo magnético local [52]. Por lo tanto, al igual que el vector de aceleración se obtiene a partir de la gravedad, el campo magnético puede ser obtenido del campo terrestre. Recordemos que la fuerza de gravedad genera componentes vectoriales λ_A en los ejes XYZ del sistema de referencia H_{ref} , a partir de las cuales es posible determinar un vector inercial \vec{v} mediante la normalización de dichas componentes Ec. (16). Luego entonces decimos que el campo terrestre puede ser de igual modo dividido en componentes vectoriales λ_M representando los ejes XYZ de un sistema de referencia secundario H_{ref_S} . A partir de las cuales es posible determinar un vector de flujo magnético \vec{h} mediante la normalización λ_M como se muestra en la Ec. (27).

$$\vec{h} = \frac{\lambda_M}{\|\lambda_M\|} = \frac{\lambda_{Mx} + \lambda_{My} + \lambda_{Mz}}{\sqrt{(\lambda_{Mx}^2 + \lambda_{My}^2 + \lambda_{Mz}^2)}} = [\lambda_{Mx}, \lambda_{My}, \lambda_{Mz}] \quad \text{Ec. (27)}$$

No obstante, dado que las medidas del magnetómetro recogen el campo magnético local, y en él se incluye la parte debida al campo magnético terrestre y otros campos generados en las inmediaciones [99]. Se dice que λ_M es susceptible a distorsiones, las cuales provocan errores sustanciales, corrompiendo de manera significativa la estimación de la orientación. Generalmente estas distorsiones son debidas a dos principales razones; fuentes de interferencia (*hard iron*) y declinación e inclinación magnética (*soft iron*). Las distorsiones *hard iron* tales como elementos ferromagnéticos y estructuras metálicas, son consideradas como errores de *offset* siendo estos los causantes de distorsiones o errores en las mediciones del campo magnético [35, 37]. Estas distorsiones pueden ser corregidas mediante un proceso de calibración del sensor, estimando los valores máximos y mínimos del flujo magnético λ_M y sustrayendo dichas mediciones del valor original Ec. (28) y Ec. (29). Por lo tanto, previo a la



estimación del vector del flujo magnético Ec. (27) han de ser compensados los errores de *offset* debidos a las distorsiones magnéticas.

$$\lambda_{M_{off}} = \frac{\max(\lambda_M) - \min(\lambda_M)}{2} \quad \text{Ec. (28)}$$

$$\lambda_M = \lambda_M - \lambda_{M_{off}} \quad \text{Ec. (29)}$$

La compensación *hard iron*, asegura que las perturbaciones magnéticas estarán delimitadas únicamente a la afección de las componentes debidas a la declinación e inclinación magnética *soft iron* [35]. Este problema es común en aquellos elementos en donde se busca estimar la orientación de un objeto a partir de la observación en el sistema de referencia local H_{ref_S} , de dos vectores no nulos y no colineales que son conocidos en otro sistema de referencia H_{ref} . Luego entonces la dirección medida del campo magnético terrestre (h), es estimado a partir de la relación entre \vec{h} y su rotación definida por *DCM* Ec. (30), considerando que esta última es un buen indicador de los cambios de orientación $[\alpha, \phi, \theta]$.

$$h = \vec{h} * DCM \quad \text{Ec. (30)}$$

$$h = \begin{bmatrix} \lambda_{Mx} + \lambda_{My}\theta - \lambda_{Mz}\phi \\ -\lambda_{Mx}\theta + \lambda_{My} + \lambda_{Mz}\alpha \\ \lambda_{Mx}\phi - \lambda_{My}\alpha + \lambda_{Mz} \end{bmatrix}$$

La declinación magnética representa el ángulo comprendido entre h y el norte verdadero en el plano horizontal, mientras que la inclinación magnética indica el ángulo existente entre h y la superficie terrestre en el plano vertical [37]. Por lo tanto, decimos que el vector direccional del campo magnético terrestre (\hat{m}) puede ser estimado a partir de la representación de sus dos componentes; declinación e inclinación magnética, definiendo los ejes horizontal y vertical H_{ref_S} respectivamente, como se muestra en la Ec. (31).

$$\hat{m} = [h_x, 0, h_z] = \left[\sqrt{h_x^2 + h_y^2}, 0, h_z \right] \quad \text{Ec. (31)}$$



Los efectos de una medición errónea de \vec{h} , pueden ser corregidos si \hat{m} tiene la misma inclinación (\hat{h}). Por lo tanto, la relación entre \hat{m} y DCM permiten estimar \hat{h} Ec. (32).

$$\hat{h} = \hat{m} * DCM = \begin{bmatrix} \hat{m}_x - \hat{m}_z \phi \\ -\hat{m}_x \theta + \hat{m}_z \alpha \\ \hat{m}_x \phi + \hat{m}_z \end{bmatrix} \quad Ec. (32)$$

Mientras que el producto vectorial entre \vec{h} y \hat{h} permite determinar un vector perpendicular a estos, siendo σ_M el desplazamiento angular estimado a partir de las componentes del campo terrestre Ec. (33), cuya representación en términos la DCM constituye la orientación instantánea de la extremidad superior, tal y como se muestra en la Ec. (34).

$$\sigma_M = \vec{h} \times \hat{h} = \begin{bmatrix} \lambda_{My} \hat{h}_z - \lambda_{Mz} \hat{h}_y \\ \lambda_{Mz} \hat{h}_x - \lambda_{Mx} \hat{h}_z \\ \lambda_{Mx} \hat{h}_y - \lambda_{My} \hat{h}_x \end{bmatrix} = [\alpha_M, \phi_M, \theta_M] \quad Ec. (33)$$

$$\left. \begin{matrix} \sigma_M \\ DCM \end{matrix} \right\} \begin{bmatrix} C(\theta_M)C(\phi_M) & -S(\theta_M)C(\alpha_M) + C(\theta_M)S(\phi_M)S(\alpha_M) & S(\theta_M)S(\alpha_M) + C(\theta_M)S(\phi_M)C(\alpha_M) \\ S(\theta_M)C(\phi_M) & C(\theta_M)C(\alpha_M) + S(\theta_M)S(\phi_M)S(\alpha_M) & -C(\theta_M)S(\alpha_M) + S(\theta_M)S(\phi_M)C(\alpha_M) \\ -S(\phi_M) & C(\phi_M)S(\alpha_M) & C(\phi_M)C(\alpha_M) \end{bmatrix} \quad Ec. (34)$$

Finalmente, a partir de la integración de DCM con respecto al tiempo, es posible obtener la orientación de la extremidad superior basados en las componentes del campo terrestre, cuyo proceso se encuentra representado en la Fig. 5. 13.

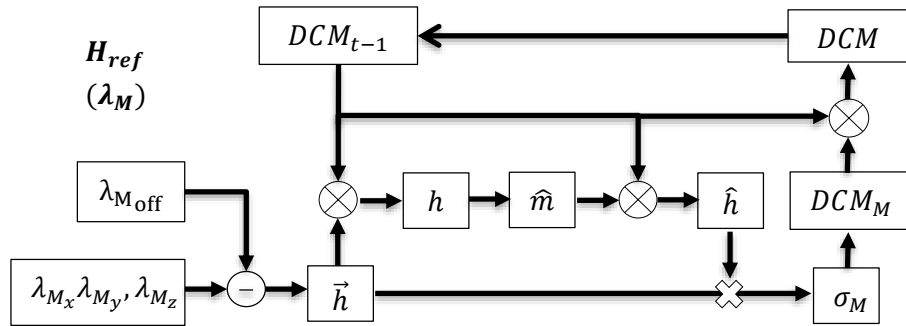


Fig. 5. 13 Estimación de la orientación utilizando un magnetómetro



5.5.1 Limitantes de estimar la orientación a partir de la información proporcionada por un magnetómetro

Pese a que un magnetómetro podría ser utilizado como fuente principal de información para la estimación de la orientación. Los problemas derivados de la declinación e inclinación magnética *soft iron* definen a este método, de entre los tres métodos aquí reportados: giroscopio, acelerómetro, magnetómetro, como la opción menos adecuada. Ya que, aunque estos problemas *soft iron* pueden ser compensados a partir de la alineación del vector de flujo magnético \vec{h} Ec. (27) y el vector direccional del campo terrestre \hat{m} Ec. (33). Al no existir una fuente externa que permita estimar de manera fiable la dirección de medida del campo magnético terrestre h Ec. (30) y por lo tanto el vector direccional del campo magnético terrestre \hat{m} Ec. (31). El desplazamiento angular σ_M Ec. (33) se verá afectado por valores o mediciones erróneas, toda vez que \hat{h} Ec. (32) sea estimada únicamente a partir de la información del magnetómetro λ_M . Nótese de igual modo que al depender del campo terrestre y esta ser invariante al cambio de posición respecto al plano horizontal XY . No es posible obtener el desplazamiento angular de la extremidad superior, para todas aquellas rotaciones efectuadas en torno a los ejes del plano horizontal X e Y , ya que son precisamente estas las que ocasionan los problemas de declinación e inclinación [52]. Esta particularidad restringe la estimación de la orientación únicamente a partir de rotaciones efectuadas entorno al eje coordenado Z (*Yaw*) del sistema de referencia H_{ref} . Por lo tanto, la estimación de la orientación utilizando al magnetómetro como fuente principal de información, presenta dos inconvenientes principales: 1.- La estimación de la orientación es relativamente inadecuada, ya que la orientación estimada es únicamente fiable cuando las componentes del campo magnético terrestre λ_M no se encuentran bajo la influencia de errores de tipo *soft iron*. 2.- Los desplazamientos angulares σ_M , determinados a partir de la información proporcionada por el magnetómetro, no permiten la estimación de la orientación de sistemas girados con respecto a los ejes X e Y del plano horizontal. Luego entonces, se asume que un magnetómetro solo permitirá estimar la orientación relativa de la extremidad superior, a partir del desplazamiento angular de rotaciones (σ_Y) obteniendo la siguiente igualdad.



$$\sigma_Y = \sigma_M \xrightarrow{\text{por lo tanto}} \sigma_Y = [\theta_M, \theta_M, \theta_M]$$

Siendo σ_Y el desplazamiento angular relativo, definido como el error existente o bien la cantidad de rotación $[\alpha_M, \phi_M, \theta_M]$ que necesita ser aplicada para alinear H_{mov} a H_{ref} en el plano horizontal XY .

5.5.2 Compensación *soft iron* y estimación de la orientación, basados en las componentes de la aceleración gravitacional y el campo magnético terrestre

Tanto el acelerómetro como el magnetómetro permiten la determinación de la orientación de la extremidad superior, definiendo un sistema de referencia inercial; H_{ref_A} y H_{ref_M} respectivamente. A pesar de ello, ninguno de estos puede ser considerado como un sistema de referencia absoluto, ya que el acelerómetro es incapaz de proporcionar información de rotaciones realizadas a lo largo del plano horizontal (entorno al eje Z). Mientras que el magnetómetro es susceptible a efectos de mediciones erróneas *soft iron*, debidas a problemas de alineación entre el vector de flujo magnético \vec{h} y el vector direccional del campo magnético terrestre \hat{m} , como respuesta a inclinaciones realizadas con respecto al plano horizontal XY . Sin embargo, considerando que dichas inclinaciones son la consecuencia de rotaciones realizadas en torno a los ejes coordenados X e Y del mismo plano, y que el acelerómetro permite determinar la cantidad de rotación de dichos ejes. Sea el acelerómetro la fuente externa de información, que permita estimar de manera fiable la dirección h y la inclinación \hat{h} , a partir de la sustitución de la matriz de transformación DCM_A en las Ec. (30) y Ec. (32). Luego entonces el desplazamiento angular $\sigma_M \rightarrow \sigma_Y$ quedará definido por las componentes vectoriales del campo magnético terrestre λ_M en términos de las componentes vectoriales de la aceleración gravitacional λ_A . Permitiendo, a partir de la estimación de la relación espacial entre dichos vectores, su alineación Ec. (35) y por lo tanto la compensación *soft iron*.

$$\left. \begin{array}{l} h = \vec{h} * DCM_A \\ \hat{h} = \hat{m} * DCM_A \end{array} \right\} \rightarrow \sigma_Y = \vec{h} \times \hat{h} = [\alpha_M, \phi_M, \theta_M] \quad \text{Ec. (35)}$$



Cabe destacar, que este método solamente permite la compensación de los errores debidos a la dirección e inclinación, lo cual no modifica su capacidad de estimar la orientación entorno a los ejes coordenados X e Y al ser dependiente del campo magnético terrestre. No obstante, la estimación del desplazamiento angular mediante el uso individual de ambos sensores; acelerómetro y magnetómetro, presentan características especiales las cuales en cierto modo complementan las restricciones del otro, por ejemplo; el acelerómetro permite la representación de rotaciones *roll* y *pitch* pero no en *yaw*, mientras que el magnetómetro permite la estimación de rotaciones en *yaw* siendo incapaz de determinar rotaciones en *roll* y *pitch*. Esta cualidad nos invita a reflexionar en el hecho de que es posible combinar la información de ambos sensores λ_A y λ_M , con el objetivo de contar con un sistema de referencia absoluto H_{ref} . Sobre todo, considerando que ambos sistemas de referencia; H_{ref_A} y H_{ref_M} , actúan como sistemas de referencia y están representados en términos del desplazamiento angular; σ_{RP} Ec. (22) y σ_Y Ec. (33). Dicha combinación puede ser realizada a partir de la sumatoria de las componentes de ambos vectores, como se muestra en la Ec. (36).

$$\sigma_{RPY} = \sigma_{RP} + \sigma_Y \quad \text{Ec. (36)}$$

A pesar de ello, variaciones debidas a los cambios de velocidad, así como perturbaciones en cualquiera de los dos sistemas de referencia; H_{ref_A} y H_{ref_M} , provocaran mediciones erróneas comprometiendo de manera significativa la estabilidad del sistema. Sin embargo, ya que dichas mediciones erróneas solo se encuentran presentes por intervalos cortos de tiempo, es utilizado un filtro complementario con el objetivo de realizar la integración de ambos elementos, atenuando en medida de lo posible dichos errores Ec. (37).

$$\sigma_{RPY} = Wx * [\sigma_{RP}] + Wy * [\sigma_Y] \quad \text{Ec. (37)}$$

$$\begin{matrix} \sigma_{RP} = [\alpha_A, \phi_A, \theta_A] \\ \sigma_Y = [\alpha_M, \phi_M, \theta_M] \end{matrix} \rightarrow \begin{matrix} \sigma_{RPY} = Wx * [\sigma_{RP}] + Wy * [\sigma_Y] \\ \sigma_{RPY} = Wx * [\alpha_A, \phi_A, \theta_A] + Wy * [\alpha_M, \phi_M, \theta_M] \end{matrix} \rightarrow [\alpha_{ref}, \phi_{ref}, \theta_{ref}]$$

Definiendo a partir de la relación entre el desplazamiento angular y la orientación de la extremidad superior en reposo, un sistema de referencia absoluto H_{ref} .



$$\begin{aligned} \sigma_{ref} &= \sigma_{RPY} \\ \sigma_{ref} &= [\alpha_{ref}, \phi_{ref}, \theta_{ref}] \end{aligned} \xrightarrow{\text{por lo tanto}} \begin{aligned} \sigma_{ref} &= H_{ref} \\ H_{ref} &= [\alpha_{ref}, \phi_{ref}, \theta_{ref}] \end{aligned}$$

Siendo σ_{ref} el desplazamiento angular relativo, definido como el error existente o bien la cantidad de rotación $[\alpha_{ref}, \phi_{ref}, \theta_{ref}]$ que necesita ser aplicada para alinear H_{mov} a H_{ref} en el espacio vectorial, formado por el plano XYZ y sus respectivos ejes coordenados. Cuya representación en términos la DCM constituye la orientación instantánea, mientras que la integración de esta última con respecto al tiempo, representa la orientación de la extremidad superior; basados en las componentes de la aceleración gravitacional y el campo magnético terrestre Fig. 5. 14.

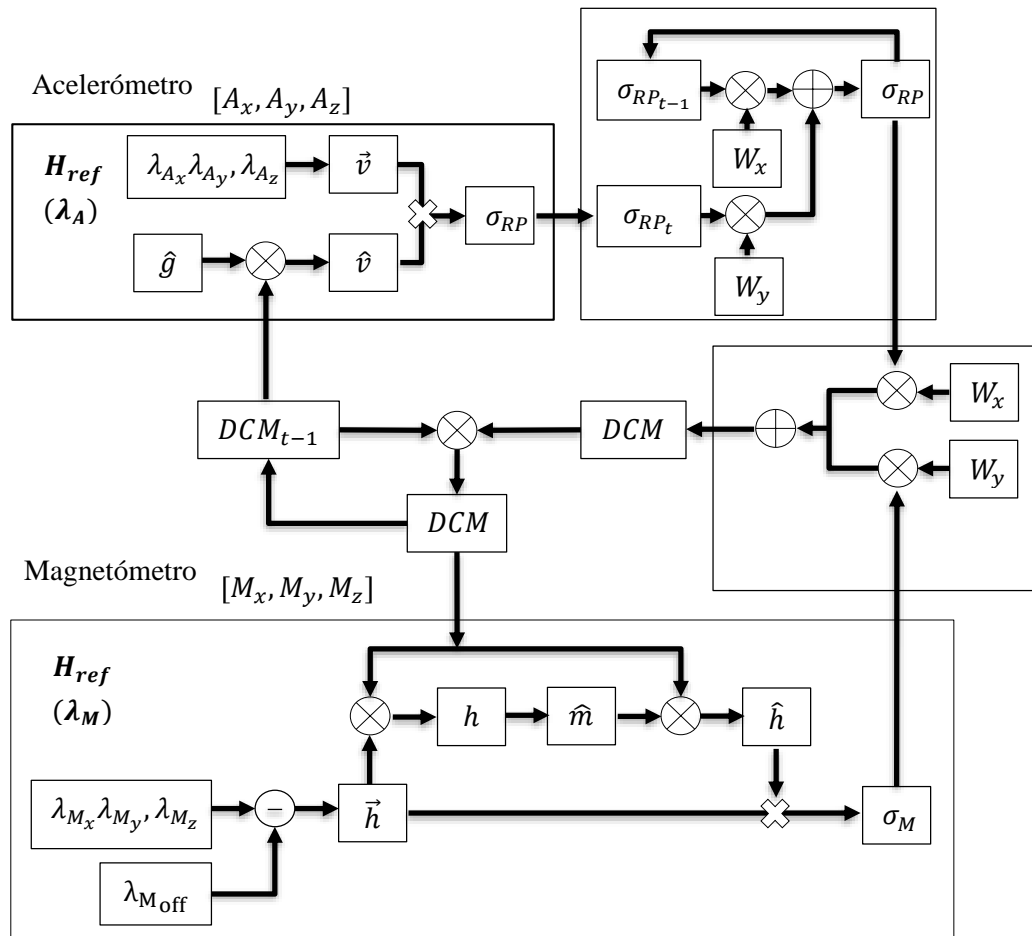


Fig. 5. 14 Compensación soft iron y estimación de la orientación, basados en las componentes de la aceleración gravitacional y el campo magnético terrestre



5.6 Estimación de la orientación, basados en las componentes de la velocidad angular, aceleración gravitacional y el campo magnético terrestre

Anteriormente se mencionó que es posible estimar la orientación de la extremidad superior, a partir de la información proporcionada por un giroscopio, cuando esta se encuentra en movimiento. Sin embargo, los desplazamientos angulares estimados a partir de los cuales es determinada la orientación, son susceptibles a problemas de *drift*; tanto cuando la extremidad se encuentra en reposo, como cuando existe un cambio súbito de velocidad. Una posible solución a ello, es realizar la fusión de la información proporcionada por un giroscopio y un acelerómetro como se mostró en la Fig. 5. 12. Permitiendo de este modo tanto la compensación de los problemas de *Drift*, ocasionados por la integración de mediciones erróneas en posición estática, como la precisión en la estimación de la orientación durante el movimiento. No obstante, a pesar de que este método podría ser suficiente en algunas aplicaciones, como en la evaluación de movimientos realizados por periodos relativamente prolongados. Al no contar con un sistema de referencia que permita definir la orientación con respecto al plano horizontal XY . La orientación estimada a partir de la fusión de ambos sensores; giroscopio y acelerómetro, seguirá siendo susceptible a errores de *Drift* para todas aquellas rotaciones realizadas en torno al eje vertical Z .

Por otro lado, sabemos que, a partir de la fusión de la información proporcionada por el acelerómetro y el magnetómetro, es posible llevar a cabo la estimación de la orientación de la extremidad superior en reposo, con respecto a los 3 ejes coordenados sin errores de *Drift*, como se mostró en la Fig. 5. 14. No obstante, tanto el acelerómetro como el magnetómetro son susceptibles a variaciones debidas a la aceleración, ya que de encontrarse en movimiento la integración de las variaciones de la velocidad con respecto al tiempo, influirán de manera directa en la información proporcionada por el acelerómetro y esta a su vez en la del magnetómetro.

Con todo, una ventaja de la fusión de la información proporcionada por ambos sensores; acelerómetro y magnetómetro, es que, a pesar de no ser un método adecuado para la estimación de la orientación de la extremidad superior en movimiento, si presenta las



características necesarias como para ser utilizado como un sistema de referencia inercial H_{ref} . Ya que, al no ser susceptible al cambio de posición con respecto al tiempo, permitiría la compensación de los errores de *Drift* presentes cuando la orientación es estimada utilizando un giroscopio como fuente principal de información. Mientras que cuando la extremidad superior se encuentra en movimiento, la integración de los valores de velocidad angular ω con respecto al tiempo, permitirá la compensación de las variaciones debidas a la aceleración. Logrando a partir de la fusión de la información proporcionada por los tres sensores; giroscopio, acelerómetro y magnetómetro, la estimación de la orientación de la extremidad superior tanto en movimiento como en reposo. Lo cual puede ocurrir; 1.- debido a la integración de los valores de la velocidad angular ω con respecto al tiempo dt , durante el movimiento de la extremidad superior, 2.- a partir de la integración de las componentes de la aceleración gravitacional como respuesta al cambio de posición del vector de posición \vec{P} , 3.- mediante la integración de las componentes del campo magnético terrestre, como respuesta al cambio de orientación con respecto al norte magnético terrestre.

Por lo tanto, siendo el giroscopio la fuente principal de información y σ_{mov} los desplazamientos angulares instantáneos $[\alpha_{mov}, \phi_{mov}, \theta_{mov}]$, utilizados para designar al sistema coordinado que representa el movimiento de la extremidad superior H_{mov} . Es definida a la fusión de la información obtenida del acelerómetro y el magnetómetro σ_{ref} , como la fuente externa de información $[\alpha_{ref}, \phi_{ref}, \theta_{ref}]$ utilizada para establecer un sistema de referencia inercial H_{ref} , representando el eje de rotación del hombro. Permitiendo de este modo realizar la combinación entre ambos sistemas coordinados; H_{mov} y H_{ref} , añadiendo σ_{ref} al vector de desplazamiento angular instantáneo σ_{mov} . Lo cual puede ser realizado ya sea a partir de la sumatoria total de sus componentes, aplicando la corrección total del *Drift* Ec. (38), o bien a partir de la retroalimentación del error, mediante la utilización de un filtro complementario y un control (*PI*), compensando de manera proporcional los errores de *drift* Ec. (39).

$$\left. \begin{array}{l} \sigma_{ref} = [\alpha_{ref}, \phi_{ref}, \theta_{ref}] \\ \sigma_{mov} = [\alpha_{mov}, \phi_{mov}, \theta_{mov}] \end{array} \right\} \rightarrow \sigma_{rel_H} = \sigma_{mov} + \sigma_{ref} \quad \text{Ec. (38)}$$



$$\sigma_{rel_H} = \sigma_{mov} + Kpf[\sigma_{ref}] + Ki \int_0^t f[\sigma_{ref}] * \Delta t \quad Ec. (39)$$

La expresión obtenida de cualquiera de las dos ecuaciones; (38) y (39), corresponde al vector de desplazamiento angular σ_{ref_H} que ha de ser sustituido en la matriz de transformación DCM , con el objetivo de determinar la orientación instantánea de la extremidad superior. Para de este modo mediante la integración de la DCM en el tiempo Ec. (40), poder llevar a cabo la estimación de la orientación de la extremidad superior con respecto al tronco, como se muestra en la Fig. 5. 15.

$$DCM_{rel_H} = (DCM_{rel_H})_{t-1} (DCM_{Href}^{Hmov}) \quad Ec. (40)$$

$$DCM_{rel_H} = \left(\begin{bmatrix} r_{xx} & r_{xy} & r_{xz} \\ r_{yx} & r_{yy} & r_{yz} \\ r_{zx} & r_{zy} & r_{zz} \end{bmatrix}_{rel_H} \right)_{t-1} \begin{bmatrix} C(\theta)C(\phi) & -S(\theta)C(\alpha) + C(\theta)S(\phi)S(\alpha) & S(\theta)S(\alpha) + C(\theta)S(\phi)C(\alpha) \\ S(\theta)C(\phi) & C(\theta)C(\alpha) + S(\theta)S(\phi)S(\alpha) & -C(\theta)S(\alpha) + S(\theta)S(\phi)C(\alpha) \\ -S(\phi) & C(\phi)S(\alpha) & C(\phi)C(\alpha) \end{bmatrix}$$

Sustituyendo cada uno de los elementos ($a_{ij} \rightarrow a_{nm}$) de la matriz con el objetivo de simplificar el computo de la estimación de la matriz DCM .

$$\begin{bmatrix} C(\theta)C(\phi) & -S(\theta)C(\alpha) + C(\theta)S(\phi)S(\alpha) & S(\theta)S(\alpha) + C(\theta)S(\phi)C(\alpha) \\ S(\theta)C(\phi) & C(\theta)C(\alpha) + S(\theta)S(\phi)S(\alpha) & -C(\theta)S(\alpha) + S(\theta)S(\phi)C(\alpha) \\ -S(\phi) & C(\phi)S(\alpha) & C(\phi)C(\alpha) \end{bmatrix}_{rel_H} \rightarrow \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix}_{rel_H} \quad Ec. (41)$$

Por lo tanto

$$DCM_{rel_H} = \left(\begin{bmatrix} r_{xx} & r_{xy} & r_{xz} \\ r_{yx} & r_{yy} & r_{yz} \\ r_{zx} & r_{zy} & r_{zz} \end{bmatrix}_{rel_H} \right)_{t-1} \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix}$$

$$DCM_{rel_H} = \begin{bmatrix} r_{xx}a_{11} + r_{xy}a_{21} - r_{xz}a_{31} & -r_{xx}a_{12} + r_{xy}a_{22} + r_{xz}a_{32} & r_{xx}a_{13} - r_{xy}a_{23} + r_{xz}a_{33} \\ r_{yx}a_{11} + r_{yy}a_{21} - r_{yz}a_{31} & -r_{yx}a_{12} + r_{yy}a_{22} + r_{yz}a_{32} & r_{yx}a_{13} - r_{yy}a_{23} + r_{yz}a_{33} \\ r_{zx}a_{11} + r_{zy}a_{21} - r_{zz}a_{31} & -r_{zx}a_{12} + r_{zy}a_{22} + r_{zz}a_{32} & r_{zx}a_{13} - r_{zy}a_{23} + r_{zz}a_{33} \end{bmatrix} \quad Ec. (42)$$

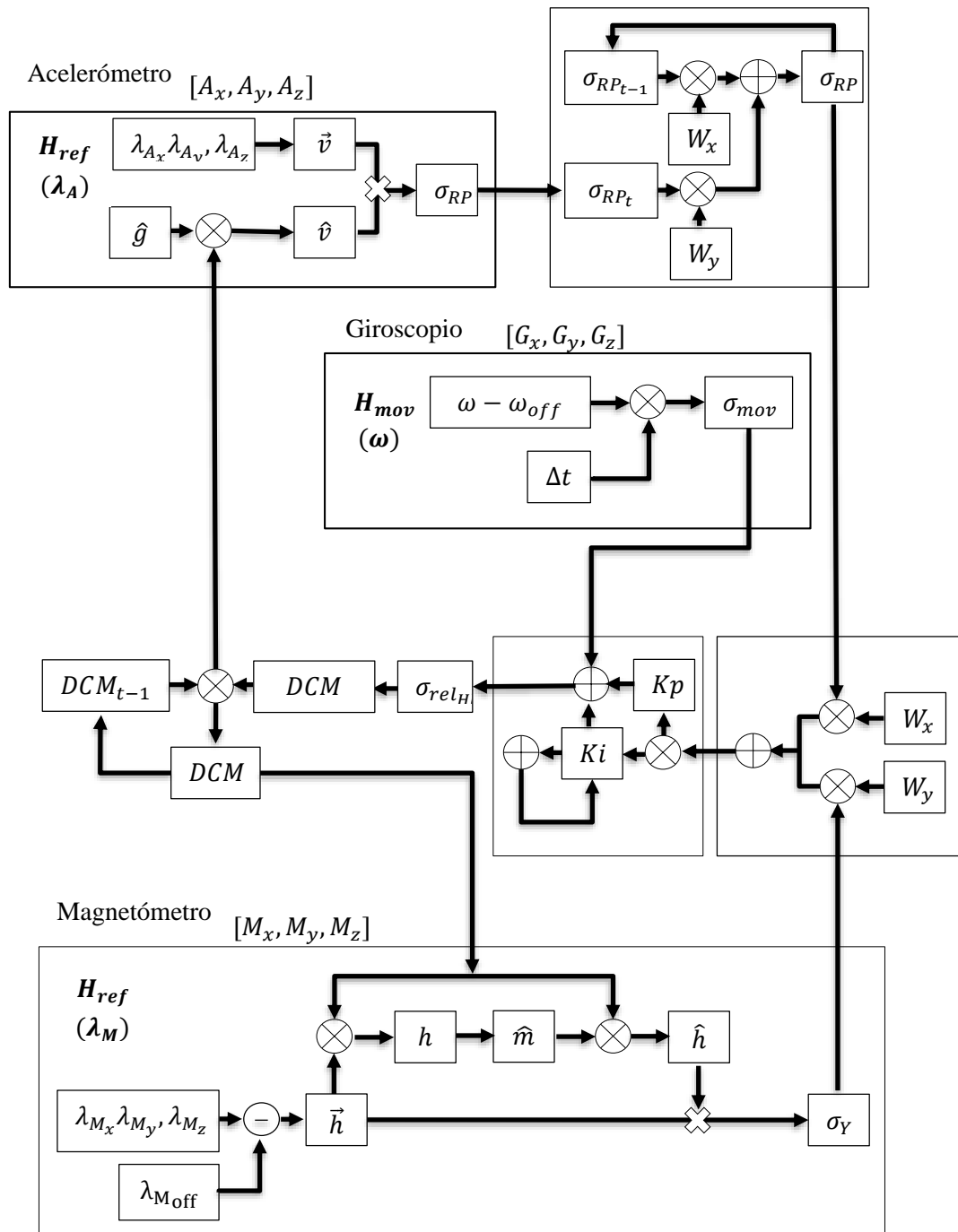


Fig. 5. 15 Matriz de transformación general: Estimación de la orientación de la extremidad superior, basados en las componentes de la velocidad angular, aceleración gravitacional y campo magnético terrestre, utilizando un filtro complementario y un control proporcional integral, para la incorporación gradual de los desplazamientos angulares



La Ec. (40) demuestra lo postulado en apartados anteriores; *la sustitución de los valores del desplazamiento angular (σ) en la matriz de transformación general DCM Ec. (8) es computacionalmente costosa, sobre todo considerando que dicha DCM ha de ser integrada con respecto al tiempo*, ya que como se observa cada una de las matrices de rotación DCM utilizadas, adoptan la forma de la matriz de transformación general mostrada en la Ec. (8).

Por lo tanto, a fin de contar un método computacionalmente eficiente, en lugar de realizar el proceso descrito en la Fig. 5. 15, en donde la matriz de transformación DCM es estimada a partir de las Ec. (40), (41) y (42). La estimación de la orientación de la extremidad superior, es llevada a cabo mediante la metodología descrita para la *simplificación de la matriz de transformación*, reduciendo de manera significativa el coste computacional. En donde la integración de la matriz de transformación DCM con respecto al tiempo Ec. (43), es realizada a partir de la sustitución de los desplazamientos angulares σ_{rel_H} en la matriz general optimizada Ec. (26) obteniendo la expresión mostrada en la Ec. (44).

$$DCM_{rel_H} = (DCM_{rel_H})_{t-1} (DCM_{H_{ref}}^{H_{mov}}) \quad Ec. (43)$$

$$DCM_{rel_H} = \left(\begin{bmatrix} r_{xx} & r_{xy} & r_{xz} \\ r_{yx} & r_{yy} & r_{yz} \\ r_{zx} & r_{zy} & r_{zz} \end{bmatrix}_{rel_H} \right)_{t-1} \left(\begin{bmatrix} 1 & \theta & -\phi \\ -\theta & 1 & \alpha \\ \phi & -\alpha & 1 \end{bmatrix} \right) \quad Ec. (44)$$

Nótese que a diferencia de la Ec. (41), no es necesaria la sustitución de los elementos ($a_{ij} \rightarrow a_{nm}$) de la matriz DCM Ec. (42), ya que la matriz de transformación estimada a partir de la Ec. (44), ya se encuentra optimizada. Lo cual puede ser corroborado al comparar la respuesta obtenida en las Ec. (42) y (45).

$$DCM_{rel_H} = \begin{bmatrix} r_{xx} - r_{xy}\theta + r_{xz}\phi & r_{xx}\theta + r_{xy} - r_{xz}\alpha & -r_{xx}\phi + r_{xy}\alpha + r_{xz} \\ r_{yx} - r_{yy}\theta + r_{yz}\phi & r_{yx}\theta + r_{yy} - r_{yz}\alpha & -r_{yx}\phi + r_{yy}\alpha + r_{yz} \\ r_{zx} - r_{zy}\theta + r_{zz}\phi & r_{zx}\theta + r_{zy} - r_{zz}\alpha & -r_{zx}\phi + r_{zy}\alpha + r_{zz} \end{bmatrix}_{rel_H} \quad Ec. (45)$$

Sin embargo, es necesario llevar a cabo un proceso de re normalización a fin de asegurar la ortogonalidad y normatividad entre vectores, como se muestra en la Ec. (46).

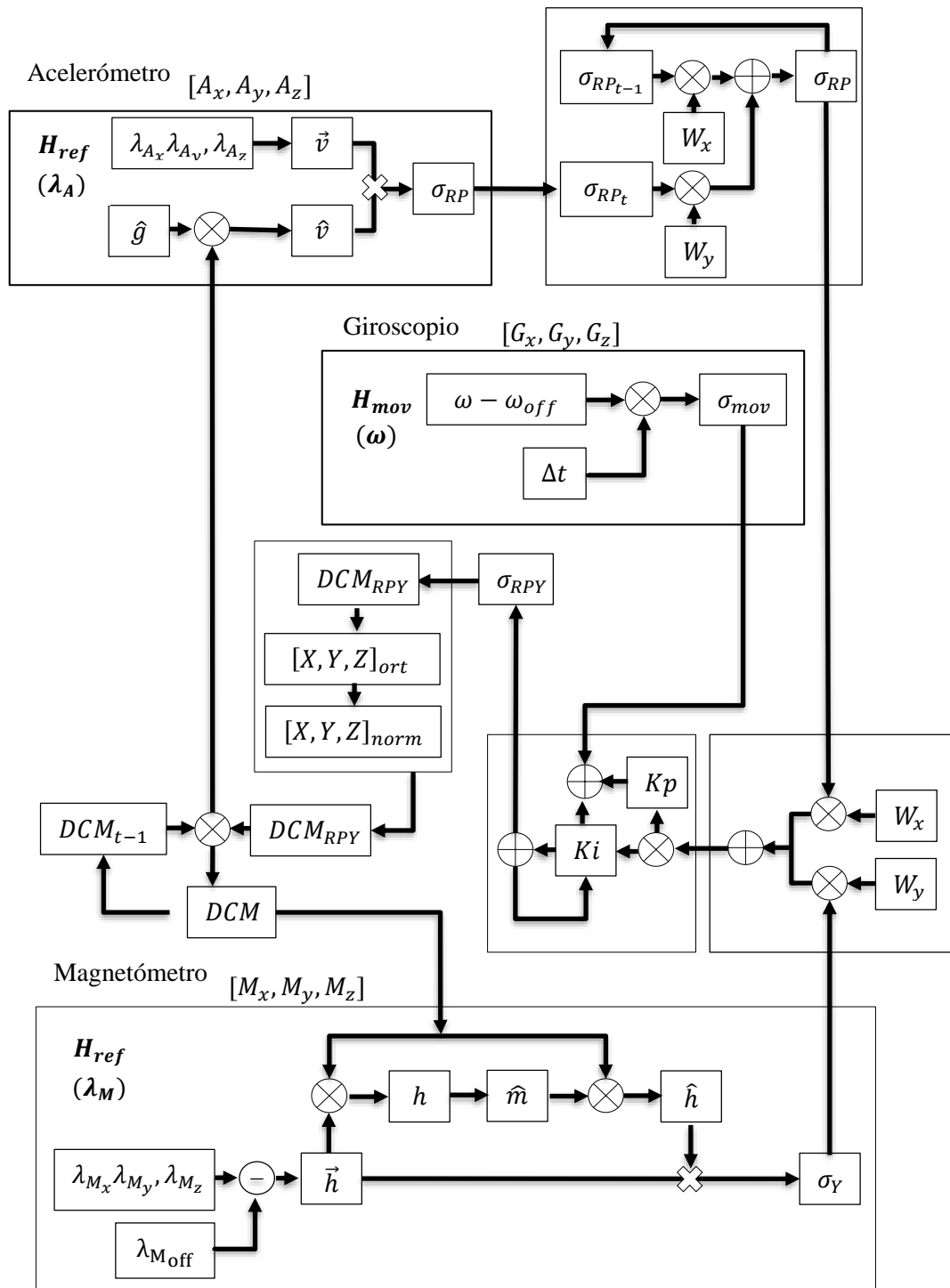


Fig. 5. 16 Matriz simplificada: Estimación de la orientación de la extremidad superior, basados en las componentes de la velocidad angular, aceleración gravitacional y campo magnético terrestre, utilizando un filtro complementario y un control proporcional integral, para la incorporación gradual de los desplazamientos angulares



$$DCM_{rel_H} = \left\{ \begin{array}{l} [X * Y^T] \rightarrow \begin{bmatrix} X - \frac{error}{2} Y \\ Y - \frac{error}{2} X \\ [X_{Ort} \times Y_{Ort}] \end{bmatrix} \rightarrow \begin{bmatrix} X_{Norm} \\ Y_{Norm} \\ Z_{Norm} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{xx} & r_{xy} & r_{xz} \\ r_{yx} & r_{yy} & r_{yz} \\ r_{zx} & r_{zy} & r_{zz} \end{bmatrix}_{rel_H} \end{array} \right. \quad Ec. (46)$$

En donde DCM_{rel_H} corresponde a la matriz de transformación simplificada, a partir de la cual es llevada a cabo la estimación de la orientación de la extremidad superior, basados en las componentes de la velocidad angular, aceleración gravitacional y campo magnético terrestre, utilizando un filtro complementario y un control proporcional integral (PI), para la incorporación gradual de los desplazamientos angulares σ_{rel_H} , como se muestra en Fig. 5. 16.

5.7 Estimación de la orientación absoluta de la extremidad superior: orientación de la extremidad superior con respecto a la orientación del tronco

La estimación de la orientación de la extremidad superior; hombro/brazo, a partir de la fusión de la información obtenida de sensores inerciales y magnéticos; giroscopio, acelerómetro y magnetómetro. Presenta una buena solución para el monitoreo, reproducción y seguimiento de la trayectoria descrita durante su movimiento, toda vez que el hombro sea el único elemento que contribuye al cambio de posición u orientación de la extremidad superior, siendo esta la única que se encuentra en movimiento. No obstante, dichas condiciones solo se cumplen cuando los movimientos son efectuados a nivel de la extremidad superior, mientras el sujeto bajo estudio se encuentra en reposo. Ya que cualquier movimiento del tronco contribuiría de manera significativa en la orientación estimada, modificando los valores obtenidos. En otras palabras, la representación de los desplazamientos angulares de la extremidad superior, como respuesta a la rotación del hombro, estará dada por la matriz DCM_{rel_H} siempre y cuando no exista un cambio de posición u orientación del tronco con respecto a la posición inicial de evaluación.

La realización de un sistema ambulatorio, el cual permita la estimación de la orientación de la extremidad superior, requiere de la estimación precisa de la orientación, independientemente del cambio de posición u orientación de sus elementos adyacentes; extremidad superior y



tronco. Es decir, la estimación de la orientación de la extremidad superior, debe ser invariante al cambio de posición u orientación del tronco.

Si consideramos que, para su estudio, el hombro articulación proximal de la extremidad superior, fue dividido en los principales planos y ejes anatómicos del cuerpo humano y estos a su vez representados en el espacio vectorial, estableciendo dos sistemas coordenados; H_{ref} y H_{mov} ; definiendo el eje de rotación y el movimiento de la extremidad superior respectivamente. Luego entonces, es fácil inferir que, para su estudio, el tronco puede ser de igual modo dividido en los principales planos y ejes anatómicos del cuerpo humano y estos a su vez representados en el espacio vectorial, estableciendo dos sistemas coordenados; un sistema coordenado de referencia T_{ref} , definiendo el eje de rotación del tronco y un sistema coordenado móvil T_{mov} , utilizado para describir su movimiento. Por lo tanto, al igual que se hiciera para estimación de la orientación de la extremidad superior, sensores inerciales y magnéticos son empleados con el objetivo de establecer dichos sistemas coordenados. Utilizando un giroscopio como fuente principal de información a fin de establecer T_{mov} , y la fusión de la información proporcionada por un acelerómetro y un magnetómetro como fuente externa de referencia estableciendo T_{ref} . Siendo DCM_{rel_T} la matriz de transformación que permite estimar la relación espacial entre ambos sistemas coordenados. Cuyo proceso puede ser realizado al igual que se hiciera para la estimación de la orientación de la extremidad superior Fig. 5. 16. Cabe destacar que dicho método, permite la representación de la información de ambos segmentos; extremidad superior y tronco, de manera independiente, estableciendo dos sistemas: un sistema capaz de proporcionar información relativa a la posición y orientación de la extremidad superior y un sistema capaz de proporcionar información relativa a la posición y orientación del tronco. Luego entonces estableciendo ambos sistemas coincidentes en el origen, podemos asumir que estos son invariantes al cambio de posición y por lo tanto el estudio de su comportamiento, estaría definido únicamente a partir de la estimación de su orientación.

$$\begin{aligned} DCM_{rel_H} &\rightarrow DCM_{H_{ref}}^{H_{mov}} \\ DCM_{rel_T}^T &\rightarrow DCM_{T_{ref}}^{T_{mov}^T} \end{aligned}$$



En donde DCM_{rel_H} corresponde a la matriz de transformación que define la orientación de la extremidad superior y DCM_{rel_T} , a la matriz de transformación que define la orientación del tronco cuya relación espacial está dada por la Ec. (47).

$$DCM_{abs_H} = DCM_{DCM_{rel_T}}^{DCM_{rel_H}} = (DCM_{rel_T})^T (DCM_{rel_H}) \quad Ec. (47)$$

$$DCM_{abs_H} = \begin{bmatrix} r_{xx} & r_{xy} & r_{xz} \\ r_{yx} & r_{yy} & r_{yz} \\ r_{zx} & r_{zy} & r_{zz} \end{bmatrix}_{rel_T}^T \begin{bmatrix} S_{xx} & S_{xy} & S_{xz} \\ S_{yx} & S_{yy} & S_{yz} \\ S_{zx} & S_{zy} & S_{zz} \end{bmatrix}_{rel_H}$$

$$DCM_{abs_H} = \begin{bmatrix} r_{xx}S_{xx} + r_{yx}S_{yx} + r_{zx}S_{zx} & r_{xx}S_{xx} + r_{yx}S_{yx} + r_{zx}S_{zx} & r_{xx}S_{xx} + r_{yx}S_{yx} + r_{zx}S_{zx} \\ r_{xy}S_{xy} + r_{yy}S_{yy} + r_{zy}S_{zy} & r_{xy}S_{xy} + r_{yy}S_{yy} + r_{zy}S_{zy} & r_{xy}S_{xy} + r_{yy}S_{yy} + r_{zy}S_{zy} \\ r_{xz}S_{xz} + r_{yz}S_{yz} + r_{zz}S_{zz} & r_{xz}S_{xz} + r_{yz}S_{yz} + r_{zz}S_{zz} & r_{xz}S_{xz} + r_{yz}S_{yz} + r_{zz}S_{zz} \end{bmatrix} Ec. (48)$$

Siendo DCM_{abs_H} Ec. (48), la matriz de transformación que permite llevar a cabo la estimación de la orientación absoluta de la extremidad superior con respecto a la orientación del tronco, basados en la relación espacial existente entre estos.

5.8 Optimización del algoritmo

Al igual que las matrices de rotación, los cuaternios nos proporcionan una relación física y matemática a partir de la cual es posible llevar a cabo la estimación de la orientación de la extremidad superior. Una de las ventajas que nos aporta su uso, es ofrecer un modelado del espacio relativamente más sencillo y numéricamente más estable, permitiendo un método más eficiente a la hora de realizar cálculos y por ende computacionalmente menos costoso que las matrices de rotación [25-27].

$$q = rot(\mathbf{k}, \sigma) = \frac{1}{2} [C(\sigma), \mathbf{q}S(\sigma)] \quad Ec. (49)$$

El cuaternio unitario mostrado en la Ec. (49), al igual que las matrices de rotación, permite determinar la orientación de elementos girados únicamente sobre uno de los ejes principales del sistema de referencia, restringiendo el movimiento evaluado a su plano y eje de acción. No



obstante, sabemos que las propiedades de los cuaternios, tales como el producto entre los mismos Ec. (50), permiten la representación y composición de rotaciones [29, 30, 84].

$$q = q_a \otimes q_b = (q_{a_0}, \mathbf{q}_a) \otimes (q_{b_0}, \mathbf{q}_b) = \{q_{a_0}q_{b_0} - \mathbf{q}_a \mathbf{q}_b, \mathbf{q}_a \times \mathbf{q}_b + q_{a_0}\mathbf{q}_b + q_{b_0}\mathbf{q}_a\} \quad \text{Ec. (50)}$$

De este modo si consideramos al conjunto de cuaternios (q) que permiten determinar la orientación de elementos girados un ángulo $[\alpha, \phi, \theta]$ con respecto a cada uno de los ejes XYZ del sistema de referencia. Podemos inferir que su rotación global y por lo tanto su orientación en el espacio 3D quedará definida a partir del producto entre cuaternios, como se muestra en la Ec. (51).

$$q = q(\theta) \otimes q(\phi) \otimes q(\alpha) = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} C(\theta)C(\phi)C(\alpha) + S(\theta)S(\phi)S(\alpha) \\ C(\theta)C(\phi)S(\alpha) - S(\theta)S(\phi)C(\alpha) \\ C(\theta)S(\phi)C(\alpha) + S(\theta)C(\phi)S(\alpha) \\ S(\theta)C(\phi)C(\alpha) - C(\theta)S(\phi)S(\alpha) \end{bmatrix}^T \quad \text{Ec. (51)}$$

Nótese que la Ec. (51) presenta un método para la estimación de la orientación, computacionalmente menos costoso que el que presentan las matrices de rotación, como se indica en [26, 29, 30, 84, 90, 100]. Lo cual se puede corroborar al comparar esta expresión con la obtenida en la Ec. (8). No obstante, al igual que dichas expresiones, la composición de cuaternios permiten determinar la orientación de manera precisa.

Con todo, la expresión representada en la Ec. (51) es optimizada mediante la simplificación de sus componentes Ec. (52) y sometida a un proceso de re normalización Ec. (53), bajo los mismos criterios que la matriz de transformación DCM , a fin de asegurar la ortogonalidad y normatividad entre sus elementos. Permitiendo de este modo la optimización de la Ec. (51), siendo esta expresión Ec. (54), la combinación de cuaternios que representan la orientación instantánea de la extremidad y el tronco.

$$\left. \begin{array}{l} \cos(\sigma) \approx 1 \\ \sin(\sigma) * \sin(\sigma) \approx 0 \end{array} \right\} \rightarrow q = \frac{1}{2} [1 + S(\alpha) + S(\phi) + S(\theta)]$$

$$q = \frac{1}{2} [1, \alpha, \phi, \theta] \quad \text{Ec. (52)}$$



$$q = \frac{q}{\|q\|} \quad \text{Ec. (53)}$$

Cabe destacar, que esta simplificación repercute de manera directa en la estimación de la orientación relativa de los segmentos bajo análisis; extremidad superior q_{rel_H} y tronco q_{rel_T} . Ya que como se observa en la Ec. (54), la relación que representa la integración de la información de la orientación con respecto al tiempo, es computacionalmente menos costosa que aquellas estimadas a partir de la matriz *DCM* e incluso la simplificación de esta; Ec. (42) y (45) respectivamente.

$$q = q_0 + \int_{t_0}^t p dt = \begin{bmatrix} q_1 + \frac{1}{2}(-q_2\alpha - q_3\phi - q_4\theta) \\ q_2 + \frac{1}{2}(q_1\alpha + q_3\theta - q_4\phi) \\ q_3 + \frac{1}{2}(q_1\phi + q_4\alpha - q_2\theta) \\ q_4 + \frac{1}{2}(q_1\theta + q_2\phi - q_3\alpha) \end{bmatrix}^T \quad \text{Ec. (54)}$$

Por lo tanto, al igual que se hiciera en el caso de la matriz de transformación *DCM*, sustituyendo σ_{rel_H} o σ_{rel_T} en el cuaternio (q) Ec. (54), es posible determinar la orientación relativa de la extremidad superior (q_{rel_H}) y el tronco (q_{rel_T}) de manera independiente.

$$q_{H_{ref}}^{H_{mov}} = \begin{bmatrix} q_1 + \frac{1}{2}(-q_2\alpha - q_3\phi - q_4\theta) \\ q_2 + \frac{1}{2}(q_1\alpha + q_3\theta - q_4\phi) \\ q_3 + \frac{1}{2}(q_1\phi + q_4\alpha - q_2\theta) \\ q_4 + \frac{1}{2}(q_1\theta + q_2\phi - q_3\alpha) \end{bmatrix}_{rel_H}^T \rightarrow q_{T_{ref}}^{T_{mov}} = \begin{bmatrix} q_1 + \frac{1}{2}(-q_2\alpha - q_3\phi - q_4\theta) \\ q_2 + \frac{1}{2}(q_1\alpha + q_3\theta - q_4\phi) \\ q_3 + \frac{1}{2}(q_1\phi + q_4\alpha - q_2\theta) \\ q_4 + \frac{1}{2}(q_1\theta + q_2\phi - q_3\alpha) \end{bmatrix}_{rel_T}^T \quad \text{Ec. (55)}$$

$$q_{rel_H} = \frac{q_{H_{ref}}^{H_{mov}}}{\|q_{H_{ref}}^{H_{mov}}\|} \rightarrow q_{rel_T} = \frac{q_{T_{ref}}^{T_{mov}}}{\|q_{T_{ref}}^{T_{mov}}\|}$$

La metodología requerida para llevar a cabo la estimación de la orientación de la extremidad superior y el tronco de manera independiente Ec. (55), a partir de la fusión de la información obtenida de sensores inerciales y magnéticos utilizando cuaternios, se muestra en la Fig. 5. 17.

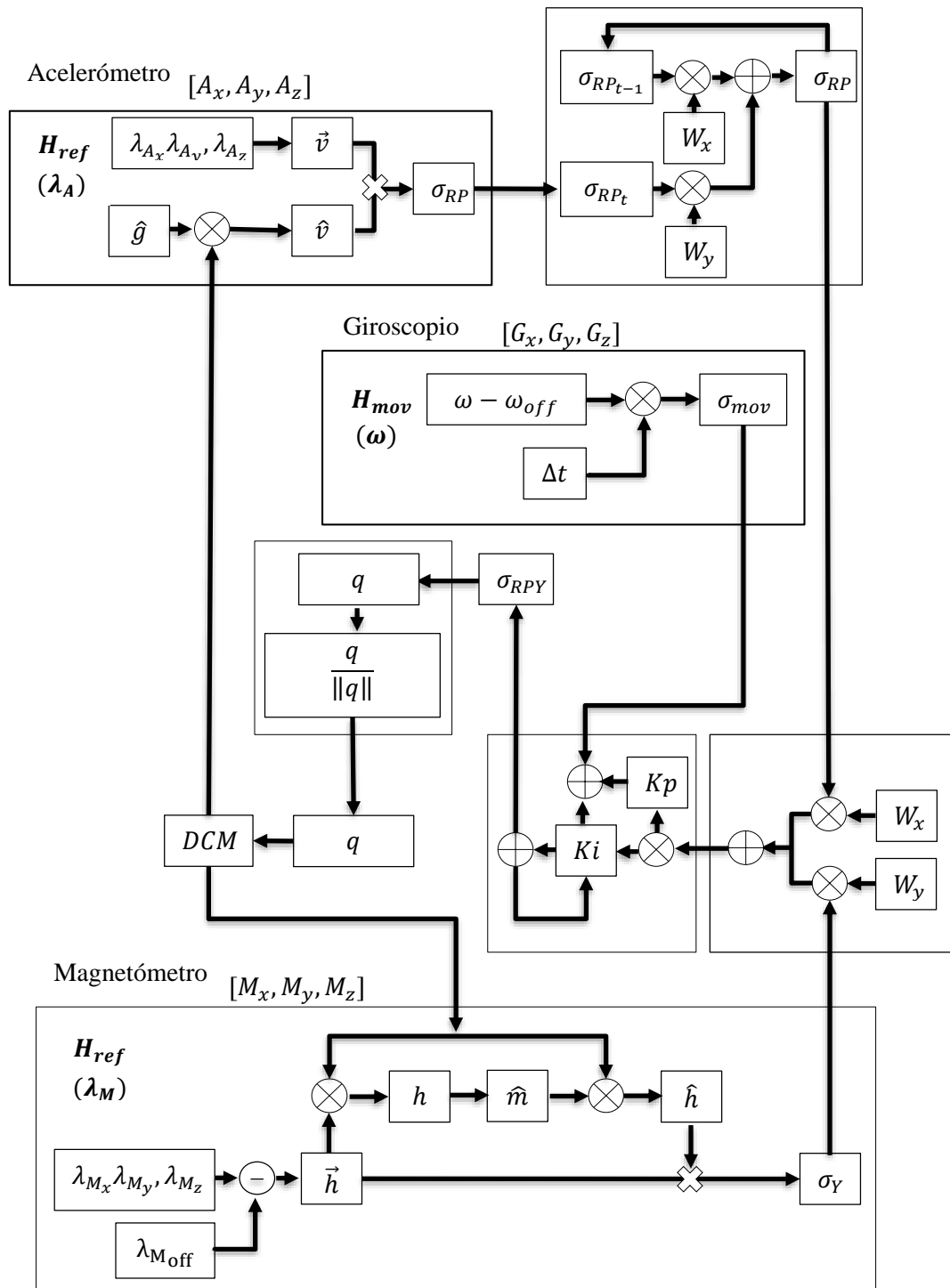


Fig. 5. 17: Optimización utilizando cuaternios: Estimación de la orientación de la extremidad superior, basados en las componentes de la velocidad angular, aceleración gravitacional y campo magnético terrestre, utilizando un filtro complementario y un control proporcional integral, para la incorporación gradual de los desplazamientos angulares



Es importante destacar que, aunque a partir de la Ec. (55), es posible llevar a cabo la estimación de la orientación relativa de los segmentos corporales bajo análisis; extremidad superior *hombro/brazo* (q_{rel_H}) y tronco (q_{rel_T}) de manera independiente. La determinación de los desplazamientos angulares σ_{mov} y σ_{ref} no se encuentra exenta de la necesidad de contar con la matriz *DCM*. Ya que tanto el vector gravitacional (\vec{v}), estimado a partir de la información proporcionada por el acelerómetro Ec. (17), como la dirección medida del campo magnético terrestre (h) y el vector direccional del campo magnético (\hat{h}), estimados a partir de la información proporcionada por el magnetómetro Ec. (30) y (32), dependen de la matriz de transformación *DCM* para su determinación, como se observa en la Fig. 5. 17. Por lo tanto, a fin de llevar a cabo la representación de la orientación mediante elementos matriciales, es realizada la transformación de cuaternios a *DCM* [26, 29, 30, 84], lo cual es realizado a partir de la expresión mostrada en la Ec. (56).

$$DCM = (q_0^2 - \mathbf{q}'\mathbf{q}) - I + 2\mathbf{q}\mathbf{q}' + 2q_0\mathbf{Q} \quad Ec. (56)$$

Donde

$$\mathbf{Q} = \begin{bmatrix} 0 & -q_3 & q_2 \\ q_3 & 0 & -q_1 \\ -q_2 & q_1 & 0 \end{bmatrix}$$

$$DCM = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2(q_1q_2 + q_0q_3) & 2(q_1q_3 - q_0q_2) \\ 2(q_1q_2 - q_0q_3) & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2(q_2q_3 + q_0q_1) \\ 2(q_1q_3 + q_0q_2) & 2(q_2q_3 - q_0q_1) & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{bmatrix} \quad Ec. (57)$$

Siendo *DCM* Ec. (57), la matriz de transformación representativa a la información contenida en los cuaternios q_{rel_H} y q_{rel_T} , a partir de la cual han de ser establecidos; el vector gravitacional \hat{v} , la dirección del campo magnético terrestre h y el vector direccional del campo magnético terrestre \hat{h} . Permitiendo la evaluación de los desplazamientos angulares; σ_{mov} y σ_{ref} y por ende la estimación de la orientación de la extremidad superior q_{rel_H} y el tronco q_{rel_T} de manera independiente Ec. (55). Finalmente, a partir de dichas expresiones es llevada a cabo la estimación de la orientación absoluta de la extremidad superior, con respecto a la orientación del tronco q_{abs_H} como se muestra en la Ec. (58).



$$q_{abs_H} = q_{rel_T}^* \otimes q_{rel_H} \quad Ec. (58)$$

$$q_{abs_H} = \begin{bmatrix} (q_{1rel_T} * q_{1rel_H}) + (q_{2rel_T} * q_{2rel_H}) + (q_{3rel_T} * q_{3rel_H}) + (q_{4rel_T} * q_{4rel_H}) \\ (q_{1rel_T} * q_{2rel_H}) - (q_{2rel_T} * q_{1rel_H}) - (q_{3rel_T} * q_{4rel_H}) + (q_{4rel_T} * q_{3rel_H}) \\ (-q_{3rel_T} * q_{1rel_H}) + (q_{1rel_T} * q_{3rel_H}) - (q_{4rel_T} * q_{2rel_H}) + (q_{2rel_T} * q_{4rel_H}) \\ (-q_{4rel_T} * q_{1rel_H}) + (q_{1rel_T} * q_{4rel_H}) + (q_{3rel_T} * q_{2rel_H}) + (q_{2rel_T} * q_{3rel_H}) \end{bmatrix}^T$$

5.9 Desarrollo de un sistema ambulatorio de análisis de movimiento

Para la estimación, tanto de la orientación relativa de la extremidad superior y el tronco, de manera independiente, como de la orientación absoluta de la extremidad superior. Se propone el desarrollo de un sistema ambulatorio de análisis de movimiento, basado en el uso de sensores inerciales y magnéticos. El sistema propuesto, tiene la finalidad de permitir el monitoreo, reproducción y seguimiento de la extremidad superior en línea. Sin la necesidad de contar con un espacio de evaluación controlado, herramientas de hardware o software especiales, el cual no sea susceptible a problemas de oclusión o desviaciones a la deriva (*Drift*).

La metodología descrita para la estimación de la orientación de los segmentos corporales; extremidad superior (hombro/brazo) y tronco, a partir de la fusión de la información obtenida de sensores inerciales y magnéticos: basados en el uso de cuaterniones para la conformación de una matriz de transformación, filtros pasa bajos y complementario para la atenuación de distorsiones y un control proporcional integral para la incorporación progresiva de la información Fig. 5. 17. Plantea la hipótesis de ser método compacto y robusto, el cual abre oportunidades de ser empleado para la realización de dicho sistema ambulatorio. Ya que, entre sus particularidades, presenta un algoritmo libre de problemas de desplazamiento con respecto al valor real *offset* o desviaciones a la deriva *Drift*, poco susceptible al ruido de alta frecuencia debido al cambio de velocidad con respecto al tiempo o distorsiones provocadas por fuentes de interferencia externa; tales como elementos ferromagnéticos y declinación/inclinación magnética, e incluso invariante al cambio de posición u orientación del tronco.



5.10 Descripción del sistema

El dispositivo desarrollado está compuesto por tres módulos; dos de monitoreo y uno de comando. Los módulos de monitoreo son utilizados para estimar la orientación de la extremidad superior con respecto al tronco, mientras que el módulo de comando es empleado para transformar la orientación en parámetros de control. De manera general, cada uno de los módulos se encuentra conformado por un controlador digital de señales de 16 bits *Microchip®dsPIC-30F6014A (dsPIC)*, un módulo de transmisión de datos vía *USB FT232RL UART IC (USB)*, un módulo de transmisión serial de datos vía *Bluetooth RN-42 mate silver (BT)* y dos terminales de comunicación serial vía *Inter-Integrated Circuit (I²C)*, los módulos de monitoreo y comando, antes mencionados, son mostrados en Fig. 5. 18.

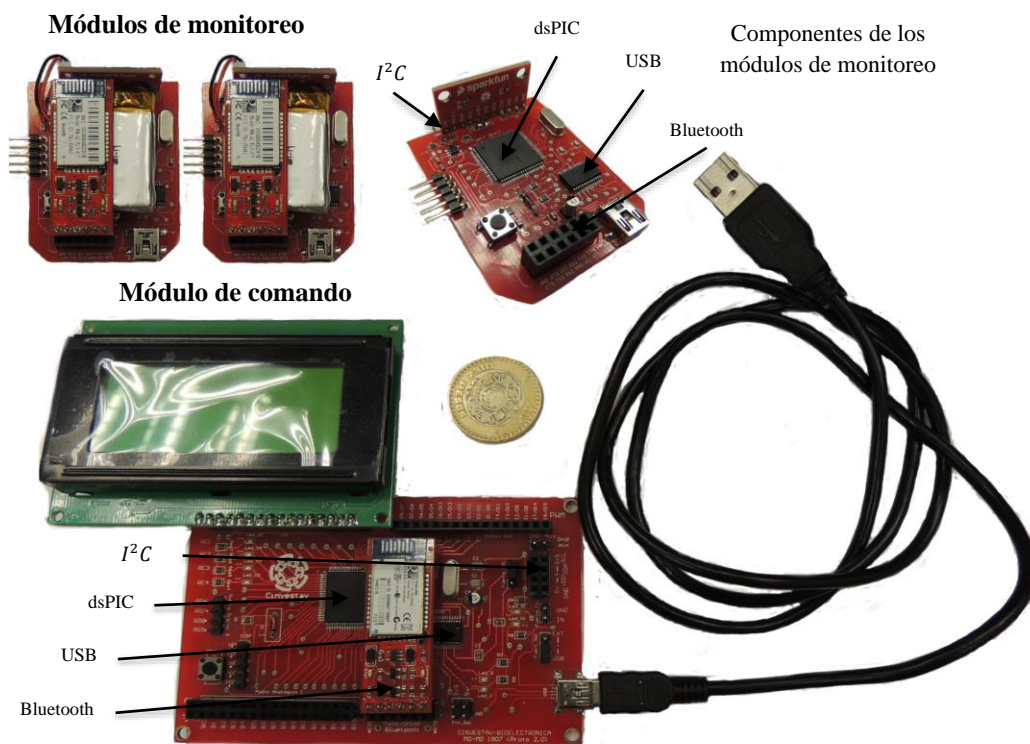


Fig. 5. 18 Módulos de monitoreo y comando

La ventaja de contar con tres distintos métodos de comunicación; *BT*, *USB* e *I²C*, radica en la capacidad de permitir llevar a cabo la transferencia e intercambio de información no solo entre módulos, sino entre todos aquellos dispositivos que sean compatibles con el método de



comunicación empleado, entre los cuales destacan: ordenadores (*PC*), teléfonos inteligentes, tabletas electrónicas, etc.

Por otro lado, como parte del sistema y a fin de validar y llevar a cabo la representación tanto de la orientación relativa de la extremidad superior (hombro/brazo) y el tronco, como de la orientación absoluta de la extremidad superior, fueron desarrollados dos modelos; un modelo virtual de la extremidad superior y un modelo mecatrónico del hombro, Fig. 5. 19.

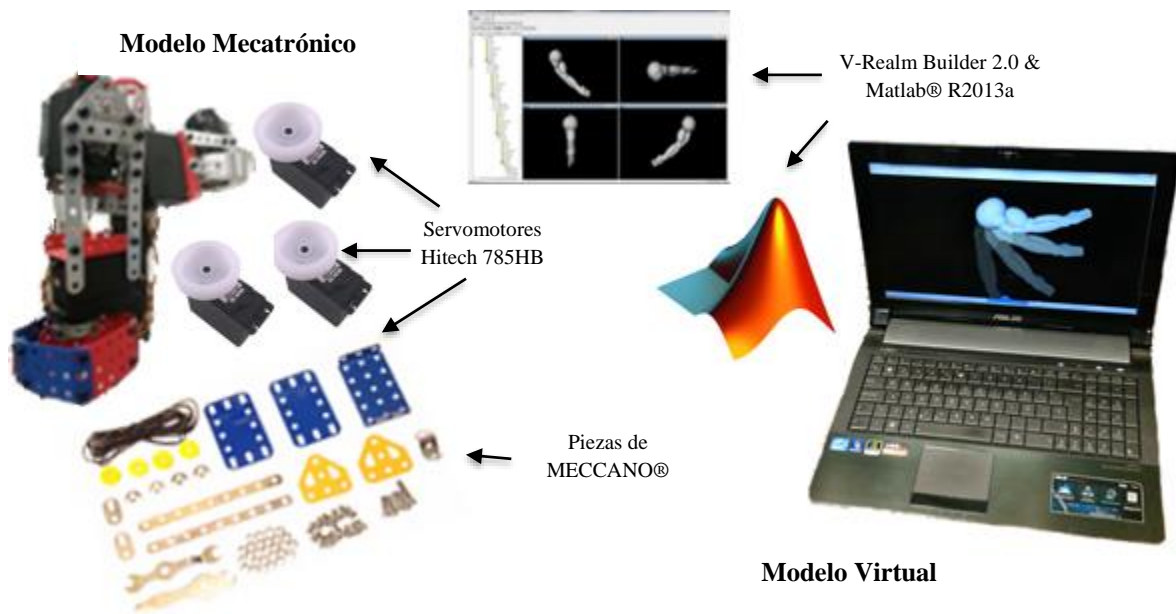


Fig. 5. 19 Modelo virtual del brazo y modelo mecatrónico del hombro

El modelo virtual fue desarrollado en la herramienta de software V-Realm Builder 2.0, orientada a la realidad virtual, siendo esta un complemento de *MATLAB® R2013a*. Mientras que el modelo mecatrónico del hombro fue realizado utilizando tres servomotores *Hitech – 785HB* y piezas de mecano®.

La características y particularidades tanto de los módulos de monitoreo y comando, como de los modelos virtual y mecatrónico serán descritos en apartados posteriores.



5.11 Módulos de monitoreo

A demás de sus componentes generales; *dsPIC*, *BT*, *USB* e *I²C*, cada uno de los módulos de monitoreo incorporan la parte sensorial del sistema, la cual es una unidad de seguimiento de movimiento de 9 ejes *Invensense MPU-9150* denominada *Magnetic, Angular Rate, Gravity (MARG)* [40]. Dicha unidad de seguimiento, combina el movimiento rotacional (ω), la aceleración (λ_A) e información de rumbo (λ_M) en un solo empaquetado LGA 4x4x1mm. Siendo este un módulo multichip (*MCM*) en el cual se concentran dos sistemas micro electro mecánicos (*MEMS*). El primer sistema corresponde a una unidad de medición inercial *Inertial Measurement Unit* [41]– *Invensense MPU-6050 (IMU)*; integrada por un giroscopio de 3 ejes y un acelerómetro de 3 ejes. Mientras que el segundo sistema corresponde a un magnetómetro de 3 ejes *Microdevices Corporation - AK8975 – Asahi Kasei*, dicha unidad de seguimiento de movimiento *MARG* es mostrada en Fig. 5. 20.

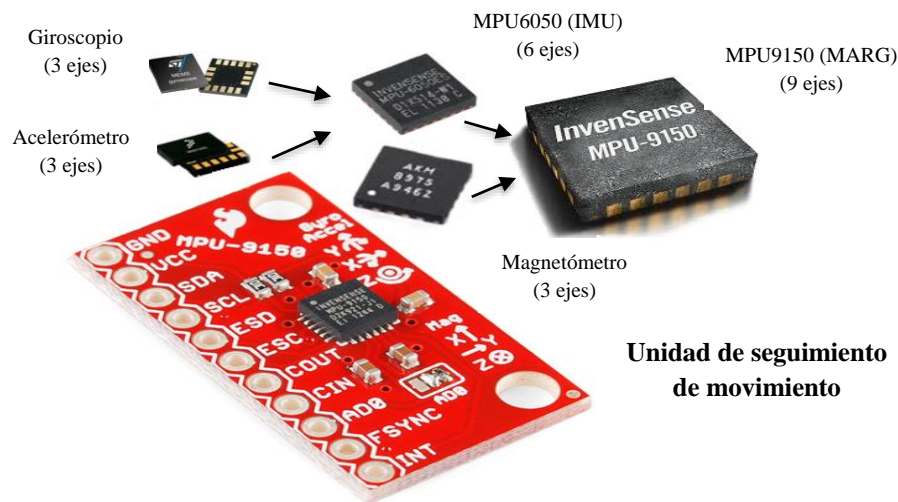


Fig. 5. 20 Unidad de seguimiento de movimiento

Previo a la fusión de la información obtenida de los sensores inerciales y magnéticos, con el objetivo de estimar la orientación relativa tanto de la extremidad superior y el tronco como la orientación absoluta de la extremidad superior, es realizado un proceso de digitalización, el procesamiento e integración de dicha información. Por un lado, la digitalización de la información para ambos módulos de monitoreo es llevada a cabo en el *MPU9150 (MARG)*, el cual contiene nueve convertidores analógicos digitales (*ADC's*); 6 *ADC's* de 16 bits para la



digitalización de la información proporcionada tanto por el giroscopio como por el acelerómetro y 3 *ADC's* de 13 bits para la digitalización de la información proporcionada por el magnetómetro. Mientras que, por el otro lado, el procesamiento e integración de la información proporcionada por los dispositivos inerciales y magnéticos; *IMU* y magnetómetro (*MARG*), es ejecutada en el *dsPIC*.

5.12 Configuración e intercambio de información entre dispositivos; *MARG* y *dsPIC*

La comunicación entre ambos dispositivos; *MARG* y *dsPIC*, es realizada mediante el protocolo de comunicación serial *Inter Integrated Circuit (I²C)*, a una frecuencia de comunicación estándar de *400kHz*. Dicho proceso de comunicación, consiste tanto en la configuración de los registros necesarios para el funcionamiento del *MARG*, como el intercambio de información entre ambos dispositivos; *MARG* y *dsPIC*.

Por su parte, la etapa de configuración consiste en la escritura de datos, a razón de selección de los parámetros correspondientes, en los 27 registros principales que permiten el funcionamiento del *MPU9150*. Entre los cuales destacan; la configuración de la frecuencia de muestreo, la utilización de un filtro pasa bajos, el rango de escala completa tanto del giroscopio como del acelerómetro, la configuración del bus *I²C* auxiliar (activación/desactivación) y selección del dispositivo *IMU/AK8975*, entre otros. Mientras que el intercambio de información, consiste en la lectura de 18 de los 20 registros principales, los cuales contienen la información referente a ω, λ_A y λ_M ; giroscopio, acelerómetro y magnetómetro respectivamente.

Tanto la configuración de los registros como el intercambio de la información, fueron llevados a cabo mediante la secuencia ráfaga de lectura y escritura *I²C (burst Write/Read sequence)*, Tabla 5. 1 y Tabla 5. 2. De este modo el *dsPIC* es el encargado de controlar el periodo de asignación de valor y respuesta en los registros del *MPU9150*, a través del protocolo de comunicación *I²C*. Esto es debido a que los registros de medición correspondientes a cada uno de los sensores, se componen de dos registros; registro interno y registro de lectura. La información contenida en el registro interno de cada sensor es



actualizada conforme a la frecuencia de muestreo seleccionada. Mientras que en el registro de lectura son duplicados los valores del registro interno, toda vez que la comunicación serial se encuentra activa. Esto garantiza que las mediciones realizadas corresponden al mismo instante muestreado mientras la secuencia ráfaga de escritura/lectura (I^2C) es utilizada.

Tabla 5. 1 Secuencia Ráfaga de escritura

Maestro	S	AD+W		RA		DATA		DATA		P
Esclavo			ACK		ACK		ACK		ACK	

Tabla 5. 2 Secuencia Ráfaga de lectura

Maestro	S	AD+W		RA		S	AD+R			ACK		NACK	P
Esclavo			ACK		ACK			ACK	DATA		DATA		

Señal	Descripción
S	Condición de inicio: SDA se pone en bajo cuando SCL está en alto
AD	Dirección del esclavo I^2C
W	Escritura (bit 0)
R	Lectura (bit 1)
ACK	Reconocimiento: SDA se pone en bajo cuando SCL está en alto en el 9 ^{no} ciclo
NACK	Sin reconocimiento: SDA permanece en alto en el 9 ^{no} ciclo
RA	<i>MPU9150</i> direcciones de registros internos
DATA	Transmisión o recepción de datos
P	Condición de parada: SDA pasa de bajo a alto mientras SCL está en alto

El código completo en el cual se incluye la sección correspondiente a la configuración de todos y cada uno de los registros que controlan el funcionamiento del *MPU9150*, es incluido en un disco de datos entregado junto con el presente manuscrito. Cabe destacar, que dicha configuración es primordial, aun y cuando no sea requerida alguna de las funciones en específico, ya que, de no ser realizada, no es posible llevar a cabo la adquisición y pre procesamiento de datos.

5.12.1 Adquisición y pre procesamiento de datos

Como se mencionó anteriormente, el intercambio de información entre los dispositivos; *MARG* y *dsPIC*, es realizado a través del protocolo de comunicación serial I^2C , mediante la escritura y lectura de los registros que almacenan la información correspondiente a cada uno de los sistemas micro electro mecánicos (*MEMS*) contenidos en el *MPU9150*. No obstante, la adquisición de datos depende de la correcta interpretación de la información recibida, ya que



cada uno de los sensores; giroscopio, acelerómetro y magnetómetro, requieren la configuración de distintos parámetros entre los cuales destacan; su rango de escala completa, sensibilidad y valores de ajuste.

La información proporcionada por el giroscopio corresponde a la medición de los valores de velocidad angular, en grados sobre segundo ($^{\circ}/s$), a los que es sometido el sensor toda vez que este se encuentra en movimiento rotacional. Mientras que la información proporcionada por el acelerómetro corresponde a la medición de los valores del campo gravitacional, en milésimas de aceleración gravitacional (mg), a los que es sometido el sensor, cuando este se encuentra inclinado un ángulo $[\alpha, \phi, \theta] \neq 0$, con respecto al plano horizontal. Por otro lado, la información obtenida de cada uno de los tres ejes (XYZ), tanto del giroscopio (G_x, G_y, G_z) como el acelerómetro (A_x, A_y, A_z), corresponde a un set de datos de 16 bits complemento a dos. Lo cual significa que la información de cada eje, se encuentra almacenada en dos bytes; cada uno de ellos conteniendo los valores más significativos (MSB) y menos significativos (LSB) de la palabra completa de 16 bits. Es importante mencionar que la información contenida en cada conjunto de datos depende de los valores del rango de escala seleccionado, ya que, para cada dato, existe un único valor de sensibilidad asociado a su valor real. Por lo tanto, considerando tanto el set de datos correspondientes a la información proporcionada por el giroscopio, como la selección del rango de escala completa y su valor de sensibilidad, Tabla 5. 3. El valor de la velocidad angular medida estará dado por la Ec. (59).

Tabla 5. 3 Selección del rango de escala completa y sensibilidad del giroscopio

Selección del rango de escala	Rango de escala completo	Sensibilidad LSB
0	$\pm 250^{\circ}/s$	$131 \text{ LSB}/^{\circ}/s$
1	$\pm 500^{\circ}/s$	$65.5 \text{ LSB}/^{\circ}/s$
2	$\pm 1000^{\circ}/s$	$32.8 \text{ LSB}/^{\circ}/s$
3	$\pm 2000^{\circ}/s$	$16.4 \text{ LSB}/^{\circ}/s$

$$G_{xyz} = \begin{matrix} MSB_x \\ LSB_x \\ MSB_y \\ LSB_y \\ MSB_z \\ LSB_z \end{matrix} \left\{ \begin{matrix} ((signed \text{ int}16)MSB_x \ll 8) | (LSB_x)/(LSB/^{\circ}/s) \\ ((signed \text{ int}16)MSB_y \ll 8) | (LSB_y)/(LSB/^{\circ}/s) \\ ((signed \text{ int}16)MSB_z \ll 8) | (LSB_z)/(LSB/^{\circ}/s) \end{matrix} \right\} \begin{bmatrix} G_x \\ G_y \\ G_z \end{bmatrix}^T = [\omega_x, \omega_y, \omega_z] \quad Ec. (59)$$



Mientras que a partir de la selección del rango de escala completa Tabla 5. 4, así como de la relación entre la sensibilidad y el set de datos correspondientes a la información proporcionada por el acelerómetro, el valor del campo gravitacional medido estará dado por la Ec. (60)

Tabla 5. 4 Selección del rango de escala completa y sensibilidad del acelerómetro

Selección del rango de escala	Rango de escala completo	Sensibilidad LSB
0	$\pm 2g$	16384 LSB/mg
1	$\pm 4g$	8192 LSB/mg
2	$\pm 8g$	4096 LSB/mg
3	$\pm 16g$	2048 LSB/mg

$$A_{xyz} = \begin{matrix} MSB_x \\ LSB_x \\ MSB_y \\ LSB_y \\ MSB_z \\ LSB_z \end{matrix} \left\{ \begin{matrix} ((signed\ int16)MSB_x \ll 8) | (LSB_x)/(LSB/mg) \\ ((signed\ int16)MSB_y \ll 8) | (LSB_y)/(LSB/mg) \\ ((signed\ int16)MSB_z \ll 8) | (LSB_z)/(LSB/mg) \end{matrix} \right\} \begin{bmatrix} A_x \\ A_y \\ A_z \end{bmatrix}^T = [\lambda_{A_x}, \lambda_{A_y}, \lambda_{A_z}]$$

Ec. (60)

De manera específica, para la aplicación presentada en este escrito, fueron seleccionados valores de escala completa de $\pm 250^\circ/s$ y $\pm 2g$, con un ancho de banda de 256Hz y 260Hz; giroscopio y acelerómetro respectivamente. La selección tanto de los valores de escala completa como el ancho de banda, fueron definidos de acuerdo a los valores comúnmente reportados en la evaluación cinemática de las articulaciones [55, 56, 72, 90, 100, 101]; $\pm 200^\circ/s \rightarrow \pm 600^\circ/s$ y $\pm 2g \rightarrow \pm 5g$, con un ancho de banda de entre 2Hz y 200Hz respectivamente.

Por otro lado, sabemos que la información proporcionada por el magnetómetro, corresponde a la medición de los valores del campo magnético local, principalmente la medición del campo magnético terrestre. No obstante, los valores obtenidos son susceptibles a errores de medición debidos a la inclusión del campo magnético generado por elementos ferromagnéticos.

La información obtenida de cada uno de los tres ejes (XYZ) del magnetómetro $(\lambda_{M_x}, \lambda_{M_y}, \lambda_{M_z})$ corresponde a un set de datos de 13 bits complemento a dos formato *little-endian*. Lo cual significa que la información de cada eje se encuentra almacenada en dos



bytes, cuya lectura debe ser efectuada de manera incremental; de los valores menos significativos (*LSB*) a los valores más significativos (*MSB*), omitiendo los últimos tres bits de estos. A diferencia del giroscopio y el acelerómetro, la información proporcionada por el magnetómetro tiene un rango único de escala completa, en microteslas (μT). La relación entre el set de datos y su escala completa es mostrada en la Tabla 5. 5 y estimada a partir de la Ec. (61)

Tabla 5. 5 Medición de datos del magnetómetro

Complemento 2	Hexadecimal	Decimal	Densidad de flujo magnético [μT]
0000 1111 1111 1111	0FFF	4095	1229 (máx.)
I	I	I	I
0000 0000 0000 0001	0001	1	0.3
0000 0000 0000 0000	0000	0	0
1111 1111 1111 1111	FFFF	-1	-0.3
I	I	I	I
1111 0000 0000 0000	F000	-4096	-1229 (mín.)

$$H_{xyz} = \left. \begin{array}{l} HXL \\ HXH \\ HYL \\ HYH \\ HZL \\ HZH \end{array} \right\} \left\{ \begin{array}{l} \left(\left((\text{signed int16}) \left((\text{int8}) \left((\text{int8}) \text{MSB}_x \ll 3 \right) \gg 3 \right) \ll 8 \right) | (\text{LSB}_x) \right) * 0.3 \\ \left(\left((\text{signed int16}) \left((\text{int8}) \left((\text{int8}) \text{MSB}_y \ll 3 \right) \gg 3 \right) \ll 8 \right) | (\text{LSB}_y) \right) * 0.3 \\ \left(\left((\text{signed int16}) \left((\text{int8}) \left((\text{int8}) \text{MSB}_z \ll 3 \right) \gg 3 \right) \ll 8 \right) | (\text{LSB}_z) \right) * 0.3 \end{array} \right\} \begin{bmatrix} H_x \\ H_y \\ H_z \end{bmatrix}^T \quad Ec. (61)$$

Dado que los datos obtenidos a partir de la Ec. (61) corresponden a la medición del campo magnético local, es necesario llevar a cabo el ajuste de los valores de sensibilidad, a fin de compensar los errores de offset debidos a la inclusión de la medición de errores de tipo sistemático, dicho proceso es realizado como se muestra en la Ec. (62).

$$H_{adj} = H_{xyz} * \left. \begin{array}{l} ASA_x \\ ASA_y \\ ASA_z \end{array} \right\} \left\{ \begin{array}{l} H_x * \left(\frac{((ASA_x - 128) * 0.5)}{128} + 1 \right) \\ H_y * \left(\frac{((ASA_y - 128) * 0.5)}{128} + 1 \right) \\ H_z * \left(\frac{((ASA_z - 128) * 0.5)}{128} + 1 \right) \end{array} \right\} \begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix}^T = [\lambda_{M_x}, \lambda_{M_y}, \lambda_{M_z}] \quad Ec. (62)$$

Donde H_{xyz} es el valor obtenido del magnetómetro, ASA_{xyz} es el valor de ajuste para la sensibilidad y H_{adj} es el valor ajustado resultante.



De las ecuaciones 59-62 se puede observar, que posterior a la etapa de adquisición y pre-procesamiento. El movimiento rotacional (ω), la aceleración (λ_A) y el rumbo (λ_M), quedan en términos de poder ser utilizados para la estimación tanto de la orientación relativa de la extremidad superior (hombro/brazo) y el tronco Ec. (55), como de la orientación absoluta de la extremidad superior con respecto a la orientación del tronco, a partir de la fusión de la información obtenida, como se muestra en la Ec. (58).

5.12.2 Intercambio y transferencia de información entre módulos

Cada uno de los módulos de monitoreo cuenta tanto con una unidad de seguimiento de movimiento (*MARG*), la cual les permite obtener información referente al desplazamiento rotacional (ω), la aceleración (λ_A) y el rumbo (λ_M), como con un controlador digital de señales (*dsPIC*), el cual les permite llevar a cabo la estimación, tanto de la orientación relativa del segmento bajo estudio; extremidad superior *hombro/brazo* (q_{rel_H}) o tronco (q_{rel_T}), como la orientación absoluta de la extremidad superior (q_{abs_H}). No obstante, pese a que cada una de las *MARG* es utilizada para estimar q_{rel_H} y q_{rel_T} de manera independiente a partir de la Ec. (54). No necesariamente ambos *dsPIC* deben ser utilizados para llevar a cabo el procesamiento y fusión de la información, a fin de obtener q_{abs_H} Ec. (58). Ya que el *dsPIC* incorporado en cada uno de ellos, tiene la capacidad suficiente como para llevar a cabo dichos procesos. Por lo tanto, en lugar de realizar la adquisición, procesamiento e intercambio de la información de manera independiente, es utilizado únicamente uno de los *dsPIC*. Realizando tanto la adquisición como el intercambio de información entre módulos de monitoreo, mediante la secuencia ráfaga de lectura y escritura Tabla 5. 1 y Tabla 5. 2, utilizando las dos terminales de comunicación serial *I²C* incorporadas en estos.

Una vez estimada la orientación es llevada a cabo la transferencia de información a un módulo de comando. El cual es utilizado no solo para hacer las veces de interfaz de transferencia de datos, sino también para llevar a cabo el procesamiento de la información obtenida. Permitiendo transformar dicha información en parámetros de control, que han de gobernar el comportamiento de el o los elementos utilizados para la representación de la misma.



La transferencia de información del módulo de monitoreo al módulo de comando, consiste en el envío de los cuaternios \mathbf{q} utilizados para describir la orientación del segmento bajo análisis, dicho proceso es realizado vía Bluetooth como se muestra en la Ec. (63).

$$\begin{array}{ccc}
 \textit{Acondicionamiento} & & \textit{Etiquetado} \\
 q^* = [q_0, q_1, q_2, q_3]^* \rightarrow \left\{ \begin{array}{l} S1 = ((q_0) + 1) * 100 \\ S2 = ((-q_1) + 1) * 100 \\ S3 = ((-q_2) + 1) * 100 \\ S4 = ((-q_3) + 1) * 100 \end{array} \right. & \rightarrow & \left\{ \begin{array}{l} \textit{putc('A')} \\ \textit{putc(S1)} \\ \textit{putc('B')} \\ \textit{putc(S2)} \\ \textit{putc('C')} \\ \textit{putc(S3)} \\ \textit{putc('D')} \\ \textit{putc(S4)} \end{array} \right. \textit{ Ec (63)}
 \end{array}$$

Donde q^* corresponde al cuaternio conjugado de cualquiera de los cuaternios $(q_{rel_H}, q_{rel_T}, q_{abs_H})$ utilizados para describir tanto la orientación relativa de la extremidad superior y el tronco Ec. (55), como la orientación absoluta de la extremidad superior Ec. (58).

Por su parte de la Ec. (63), se observa que la información de los cuaternios \mathbf{q} no es enviada de manera directa, sino que, para su envío, son llevadas a cabo dos etapas; acondicionamiento y etiquetado.

Por un lado, la etapa de acondicionamiento es empleada a fin de poner la información en términos que pueden ser utilizados para su envío. Esto es debido a que la transferencia de información vía Bluetooth se encuentra limitada a la transmisión de paquetes de datos de 8 bits (0-255 Decimal). Mientras que la información contenida en cada uno de los elementos del cuaternio \mathbf{q} está dada en valores flotantes signados. Por lo tanto, para la realización de dicha etapa de acondicionamiento fueron consideradas dos características principales; 1. La información de \mathbf{q} se encuentra dada en términos del seno y el coseno del ángulo, 2. La información obtenida conlleva un proceso de normalización para su estimación. Dichas características nos invitan a reflexionar acerca de la información a tratar, ya que a partir de estas es posible inferir que dichos elementos tomaran valores en un rango de entre (-1 y 1). De este modo considerando dicho rango, es fácil inferir que de acuerdo al proceso de



acondicionamiento aplicado Ec. (63) la información enviada jamás superara el valor de 250 Decimal, permitiendo su envío en cadenas de 8 bits.

Finalmente, de la misma Ec. (63), se observa que en la etapa de etiquetado son utilizadas de manera intercalada banderas de identidad, lo cual es realizado a fin de permitir la identificación de la información enviada. Esta etapa es particularmente útil, ya que a partir de ella es organizada la información una vez que es recibida en el módulo de comando, evitando de este modo la pérdida o mala interpretación de la misma.

5.12.3 Módulos de monitoreo: consumo y fuente de alimentación

En cuanto consumo y alimentación, cada uno de los módulos de monitoreo tiene una demanda de corriente promedio de 45mAh, sin embargo, la arquitectura dispuesta permite, utilizando a uno de los módulos como esclavo, un consumo promedio de entre 55 y 60mAh en conjunto. Esto considerando la realización del procesamiento de la información utilizando únicamente uno de los procesadores digitales de señales *dsPIC*.

Una batería LiPo de 3.7V – 400mAh proporciona una autonomía de entre 6-8hrs de funcionamiento independiente ininterrumpido, y entre 5-7hrs alimentando ambos módulos con una sola batería. Por lo tanto, la autonomía total promedio de ambos módulos de monitoreo, considerando una batería por cada uno de ellos, es de entre 10 y 14hrs, seccionada en dos etapas. No obstante, cada módulo incorpora un cargador de baterías USB-MCP73831T, el cual permite utilizar el dispositivo durante la carga, prolongando de manera significativa el tiempo de uso. La virtud de dicho integrado y la arquitectura dispuesta para su uso, es que puede ser alimentado y/o cargado con cualquier eliminador de baterías mini-USB de 5V-500/2000mA, un cargador mini-USB, una batería auxiliar de carga como la utilizada en smartphones o bien a través del puerto USB de un ordenador (PC). En Fig. 5. 21 se muestra la arquitectura de los módulos de monitoreo, describiendo cada uno de sus componentes, en donde se puede observar la batería y etapa de carga. Los diagramas; esquemático y PCB, de los módulos de monitoreo son mostrados en la sección de apéndices (apéndices A.2), de igual modo dichos elementos son incluidos en un disco de datos entregado junto con este manuscrito.

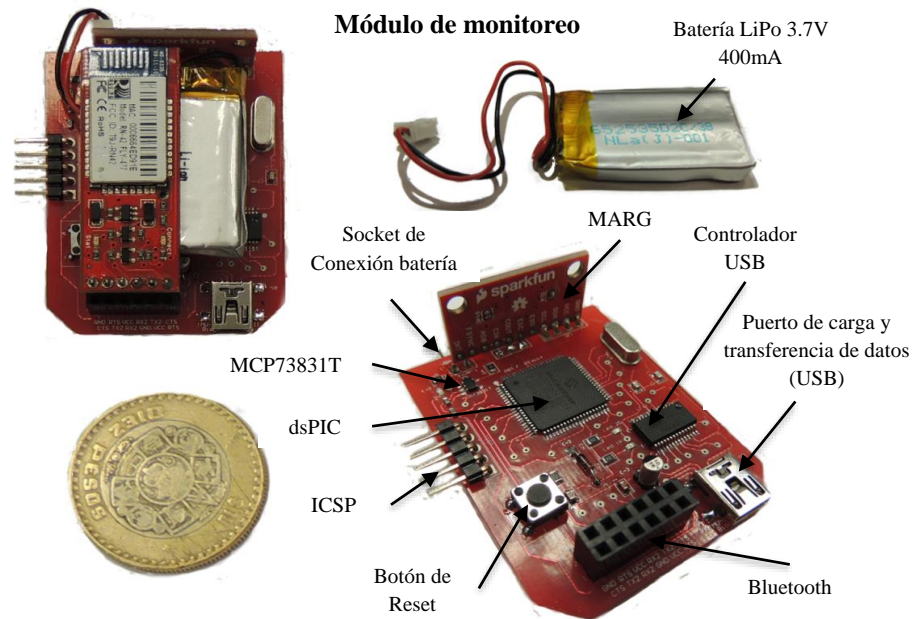


Fig. 5. 21 Módulos de monitoreo arquitectura y principales componentes

5.13 Módulo de comando

El módulo de comando, desarrollado en colaboración con la Dr. Sandra Arias Guzmán (Lab. 4) y denominado MO-MO 1907 (*Motion Monitoring*), ha sido diseñado a fin de cumplir dos funciones en específico, las cuales se encuentran íntimamente relacionadas entre sí: 1.- servir como interfaz de transferencia de datos entre los módulos de monitoreo y el o los elementos a través de los cuales ha de ser representada la información obtenida, permitiendo llevar a cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento de los segmentos bajo análisis 2.- transformar la información obtenida en parámetros de control que han de gobernar el comportamiento de dichos elementos. Los módulos de monitoreo y comando, así como los elementos empleados para llevar a cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento de la extremidad superior, son mostrados en Fig. 5. 22; dichos procesos son detallados en la sección de pruebas y resultados.

Por otro lado, si bien es cierto que los módulos de monitoreo son los encargados de llevar la adquisición, procesamiento, etiquetado y envío de la información obtenida, por las unidades de seguimiento de movimiento *MARG*, a fin de obtener tanto la orientación relativa de la extremidad superior y tronco, como la orientación absoluta de la extremidad superior. El



módulo de comando (MO-MO 1907), es el elemento que permite la recepción, identificación, interpretación, procesamiento y transferencia de dicha información.

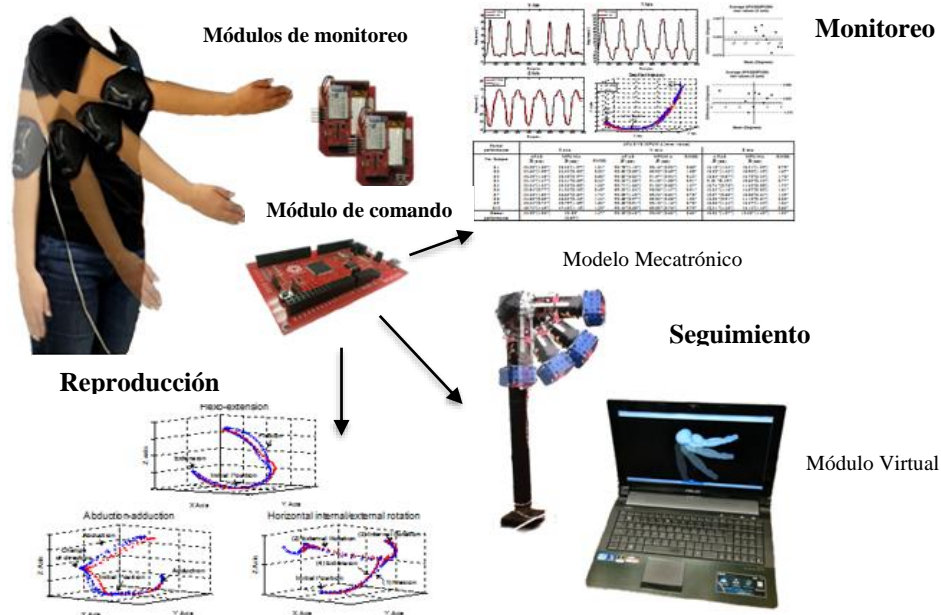


Fig. 5. 22 Módulo de comando como interfaz de transferencia de datos entre los módulos de monitoreo y el o los elementos a través de los cuales ha de ser llevado a cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento de los segmentos bajo análisis.

Por su parte la recepción, identificación e interpretación de la información recibida, corresponde al proceso inverso efectuado para el envío de datos realizado en el módulo de monitoreo Ec. (63), como se muestra en la Ec. (64).

$$\begin{array}{l}
 \text{Identificación} \\
 \left. \begin{array}{l}
 \text{getc('A')} \\
 q_0 = \text{getc}(S_1) \\
 \text{getc('B')} \\
 q_1 = \text{getc}(S_2) \\
 \text{getc('C')} \\
 q_2 = \text{getc}(S_3) \\
 \text{getc('D')} \\
 q_3 = \text{getc}(S_4)
 \end{array} \right\} \rightarrow \left. \begin{array}{l}
 \text{Interpretación} \\
 q_0 = ((q_0/100) - 1) \\
 q_1 = ((q_1/100) - 1) \\
 q_2 = ((q_2/100) - 1) \\
 q_3 = ((q_3/100) - 1)
 \end{array} \right\} \rightarrow q = [q_0, q_1, q_2, q_3] \quad \text{Ec. (64)}
 \end{array}$$

Donde se observa que la recepción de datos es realizada a partir de la identificación de la información recibida, tomando como referencia las etiquetas asignadas a cada cadena de datos.



Cuya interpretación, corresponde a la transformación de dicha información, de una cadena de datos de 8 bits a un valor flotante signado, para cada uno de los elementos del cuaternio q , permitiendo recuperar la información original.

En cuanto al procesamiento y transferencia de datos refiere, dichos métodos son realizados dependiendo de él, o los elementos en los que ha de ser representada la información obtenida. Por un lado, el monitoreo y reproducción son generalmente efectuados en un ordenador (*PC*), siendo únicamente necesaria la transferencia de información entre ambos elementos, la cual es realizada vía (*USB*), como se muestra en la Ec. (65).

$$fprintf(USB, \%ld \%ld \%ld \%ld \setminus n, q_0, q_1, q_2, q_3) \quad \text{Ec. (65)}$$

Mientras que, por el otro lado, para el seguimiento de la extremidad superior, es utilizado un modelo mecatrónico del brazo el cual requiere de la realización de una etapa de procesamiento, a fin transformar la información obtenida en parámetros de control que han de regir su comportamiento.

5.13.1 Módulo de comando: Particularidades, consumo y fuente de alimentación

Si bien es cierto que los módulos de monitoreo son los encargados de llevar a cabo la estimación tanto de la orientación relativa de la extremidad superior y tronco, como de la orientación absoluta de la extremidad superior. Su arquitectura y diseño está basada en la del módulo de comando (MO-MO 1907), incorporando dentro de su estructura, los elementos clave para llevar a cabo la estimación de la orientación. Tal es el caso de un controlador digital de señales (*dsPIC*), módulos de transmisión de datos (*Bluetooth/USB*) y terminales de comunicación serial (*I²C*). No obstante, a diferencia de los módulos de monitoreo, el módulo de comando incluye elementos que permiten llevar a cabo la visualización, identificación, envío y recepción de parámetros específicos, concernientes a la información recibida. Esto es debido a que dicho módulo está orientado a hacer las veces de interfaz de transferencia y procesamiento de datos. De entre los principales elementos incluidos destacan; puerto digital display LCD, indicadores de estado, puerto digital 2, puerto analógico, módulos



captura/comparación/modulación de ancho de pulso *PWM*, etc., Fig. 5. 23. Los diagramas; esquemático y PCB, del módulo de comando MO-MO 1907, son mostrados en la sección de apéndices, de igual modo dichos elementos son incluidos en un disco de datos entregado junto con este manuscrito.

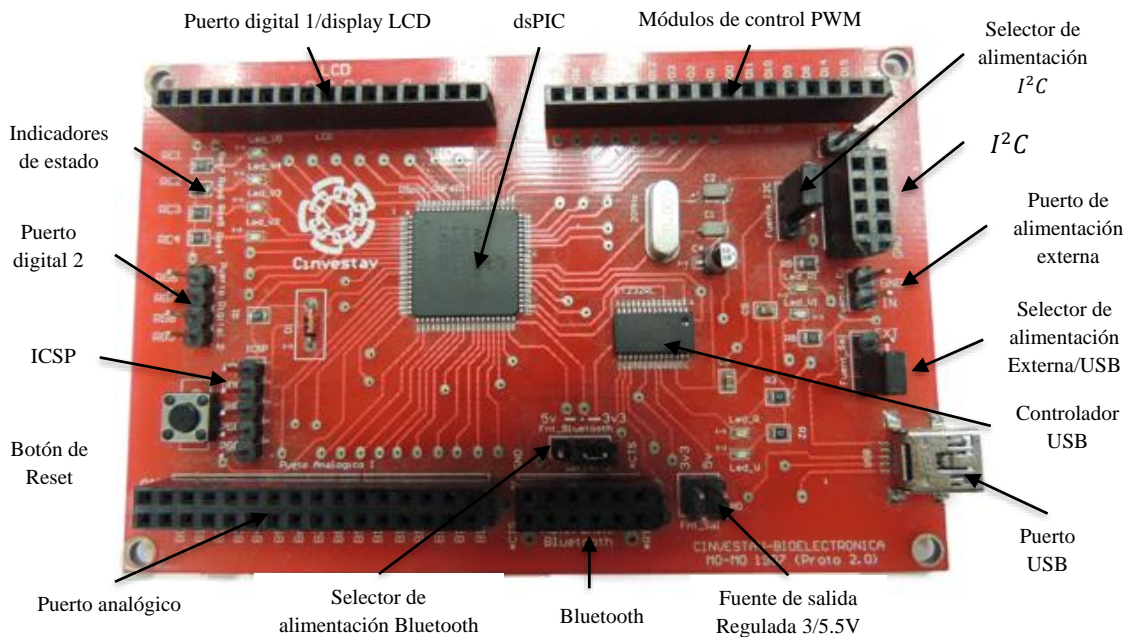


Fig. 5. 23 Módulo de comando MO-MO 1907; arquitectura y principales componentes

Por otro lado, en cuanto a consumo y alimentación, el módulo de comando tiene una demanda de corriente promedio de 60mAh, y puede ser alimentado con cualquiera de las siguientes opciones: una batería Li-Po de 5V-500/2A, cualquier eliminador de baterías mini-USB de 5V-500/2000mA, un cargador mini-USB, una batería auxiliar de carga como la utilizada en smartphones o bien a través del puerto USB de un ordenador (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. Los diagramas; esquemático y PCB, del módulo de comando son mostrados en la sección de apéndices (apéndices A.1), de igual modo dichos elementos son incluidos en un disco de datos entregado junto con este manuscrito.



5.14 Métodos alternativos de transmisión de datos

De entre los tres distintos métodos de comunicación serial que ofrece cada uno de los módulos de monitoreo y comando; Bluetooth (*BT*), USB e *I²C*. Existen tres alternativas para llevar a cabo el intercambio y transferencia de la información entre estos: 1 realizar el intercambio de información entre módulos de monitoreo mediante el protocolo de comunicación *I²C*, permitiendo la transferencia de información al módulo de comando vía Bluetooth y la intercomunicación con el ordenador (*PC*) vía *USB*, 2.- realizar el intercambio de información entre módulos de monitoreo vía bluetooth, efectuando la transferencia de información al módulo de comando mediante el protocolo de comunicación *I²C* y la intercomunicación con el ordenador (*PC*) vía *USB*, 3.- realizar la transferencia de información directa, vía Bluetooth, desde los módulos de monitoreo, hacia los elementos utilizados para la representación del movimiento; modelo virtual (*PC*) y modelo mecatrónico del brazo.

Cabe destacar que la elección del método a utilizar no es arbitraria, sino que depende de la aplicación del sistema ambulatorio, ya que tanto el intercambio como la transferencia de la información entre módulos, ofrece ciertas ventajas y desventajas dependiendo de la elección realizada. Por ejemplo, considerando que en el primer método la transferencia de datos entre módulos; monitoreo y comando es realizada vía inalámbrica. Dicho método resulta adecuado en todas aquellas aplicaciones en donde el sujeto bajo análisis requiera alejarse libremente del espacio de evaluación. Siendo una herramienta ideal para su utilización como sistema ambulatorio de análisis de movimiento. Esto es debido a que su utilización tiene aplicación en distintos ámbitos, los cuales van desde el análisis y monitoreo del movimiento de los segmentos corporales, con fines terapéuticos y de rehabilitación para la evaluación y/o diagnóstico, hasta la reproducción y seguimiento del movimiento de los mismos. Por otro lado, dada la cercanía requerida para llevar a cabo la comunicación vía *I²C*, entre los módulos de monitoreo y comando, el segundo método resulta ideal para todas aquellas aplicaciones en donde el usuario y el elemento que dependa de la información adquirida, demandan permanecer juntos. Tal es el caso de exoesqueletos, prótesis u órtesis, los cuales requieran de la inclusión de la información obtenida dentro de los parámetros de control que gobiernan su



funcionamiento. Cabe destacar que, a diferencia de las propuestas anteriores, el tercer método se caracteriza en no depender del módulo de comando como interfaz de transferencia de información, ofreciendo características equivalentes a las del primer método, dada su flexibilidad a ser aplicado en distintos ámbitos. No obstante, dicha flexibilidad requiere de la capacidad de comunicación entre el o los elementos que serán utilizados para la representación de la misma; ordenadores (PC), teléfonos inteligentes, tabletas electrónicas, órtesis, prótesis, etc.

De manera particular, para la obtención de los resultados reportados en esta tesis, fue utilizado el primer método de comunicación propuesto. Ya que a partir de este es posible llevar a cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento de los segmentos bajo análisis, cual sistema de análisis de movimiento ambulatorio. Permitiendo al sujeto bajo estudio, alejarse del espacio de evaluación caminando libre mente sin limitar sus movimientos. No obstante, los resultados obtenidos (sección de resultados), demuestran la capacidad del sistema ambulatorio desarrollado, para ser utilizado dentro de las estrategias de control, que han de gobernar el comportamiento de elementos que requieran; ya sea de la cercanía con el sistema ambulatorio o bien de la transferencia de información para con elementos externos.

5.15 Modelo virtual

El modelo virtual del brazo no sólo concierne al diseño del modelo en sí, ya que, si bien el diseño es importante, una parte esencial del mismo, corresponde a su capacidad de reproducir los movimientos de la extremidad superior, como respuesta a impulsos generados por una fuente de información externa al ambiente de trabajo en el que este fue diseñado. Esto es debido a que las instrucciones que han controlar su funcionamiento, corresponden a la información obtenida mediante el uso del sistema ambulatorio propuesto. Por lo tanto, sería deseable, ya sea que la plataforma en la que el modelo virtual de la extremidad superior sea desarrollado, permita la adquisición, procesamiento, almacenamiento y reproducción de la información recibida para su análisis inmediato o posterior. O bien que la plataforma utilizada, permita la intercomunicación con un entorno que cuente con dicha capacidad. Ya que el objetivo principal, es que a partir del uso de ambos elementos en conjunto; sistema



ambulatorio y modelo virtual, sea posible llevar a cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento de los movimientos realizados por la extremidad superior, como respuesta a la rotación del hombro.

Anteriormente en [102] fue desarrollada una prótesis virtual para extremidad superior con amputación por arriba de la articulación del codo, cuya función principal era responder a comandos generados por señales electromiográficas. En dicho proyecto, se demostró su capacidad no solo de cumplir los requerimientos antes especificados, sino de permitir el procesamiento de la información recibida, a fin de determinar las capacidades y limitaciones del sistema. Es debido a ello que para la evaluación del sistema aquí propuesto; sistema ambulatorio de análisis de movimiento, se desarrolló un modelo virtual del brazo, basado en el prototipo antes mencionado, a fin realizar el monitoreo, reproducción y seguimiento de la extremidad superior, dicho modelo es mostrado en Fig. 5. 24.

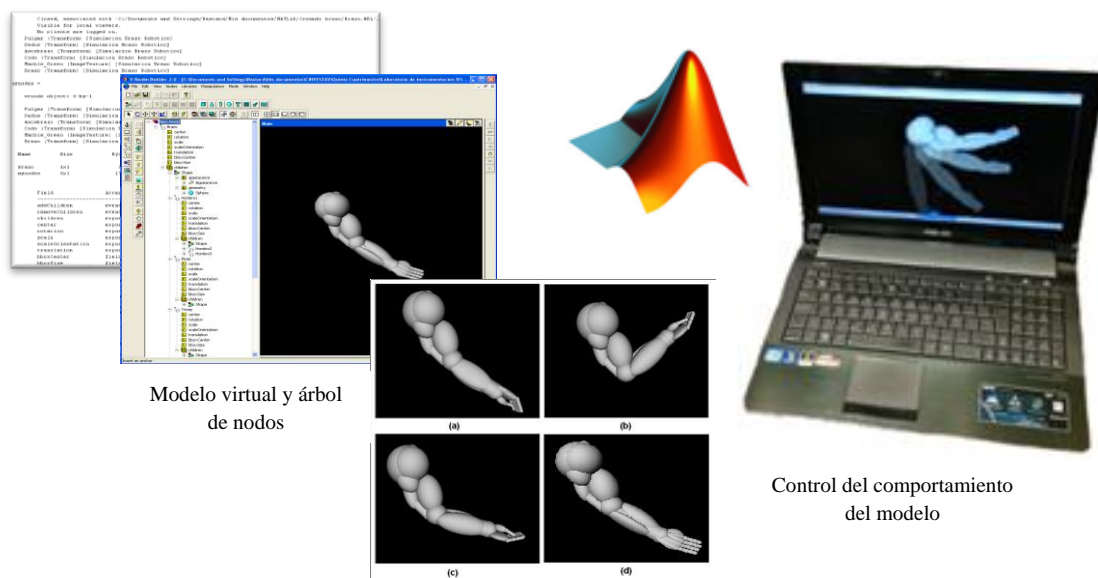


Fig. 5. 24 Modelo virtual

El modelo virtual fue desarrollado en V-Real Builder 2.0®, siendo este un complemento de MATLAB®, herramienta de software empleada para llevar a cabo tanto el procesamiento de la información, como determinar las capacidades y limitaciones del sistema ambulatorio desarrollado. La arquitectura de dicho modelo, consiste en un conjunto de elementos



geométricos, modelados a fin de representar la estructura de la extremidad superior, cuya distribución se encuentra estructurada un árbol de nodos. La manera de acceder a cada uno de los elementos que hacen las veces de articulaciones, es realizada a través del lenguaje de programación VRML (Virtual Reality Modelling Language). Siendo este un lenguaje de programación de elementos 3D dentro de un entorno virtual, el cual tiene como objetivo llevar a cabo la representación de escenas u objetos interactivos tridimensionales. En donde son utilizadas instrucciones de comando a fin de controlar el comportamiento del modelo empleado [103, 104].

La intercomunicación entre ambas herramientas de software MATLAB® y V-Realm Builder 2.0® fue desarrollada a partir de la intercomunicación serial vía USB, a una tasa de transferencia de información de 115200 baudios, sin paridad, 1 bit de parada y un buffer de entrada de 64 bytes (dichas características también son válidas cuando la intercomunicación de datos es realizada vía Bluetooth). Utilizando la información recibida para controlar el comportamiento del modelo virtual, lo cual es realizado como se muestra en la Fig. 5. 25.

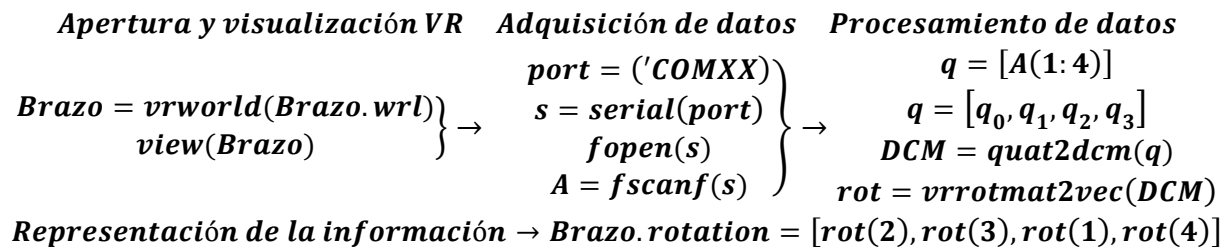


Fig. 5. 25 Metodología empleada para llevar a cabo la representación de la información correspondiente al movimiento de la extremidad superior, como respuesta a la rotación del hombro, a través de un modelo virtual del brazo

De la relación anterior, se puede observar que la representación de la información obtenida se encuentra dividida en tres etapas; Apertura y visualización (VR), Adquisición de datos, Procesamiento de datos. Por su parte la apertura y visualización (VR), corresponde a la secuencia de instrucciones realizadas para incorporar el modelo virtual del brazo, dentro del entorno de trabajo de MATLAB®, esto a fin de controlar su comportamiento. Mientras que la etapa de adquisición de datos, concierne a la intercomunicación entre ambos elementos; sistema ambulatorio de monitoreo y modelo virtual, a través de MATLAB®. En donde son



realizadas tanto la configuración de los parámetros de control que han de permitir establecer dicha intercomunicación, como la interpretación de la información recibida. Finalmente, la etapa de procesamiento de datos, como su nombre lo indica, corresponde a la fase de procesamiento y transformación de la información, en vectores de datos a partir de los cuales sea posible llevar a cabo la representación de la información. Cabe destacar, que las funciones empleadas en esta etapa, permiten la simplificación de la información antes determinada. Por ejemplo, la expresión *quat2dcm* permite la representación del cuaternio (q) que describe la orientación de la extremidad superior, mediante una matriz de rotación. Luego entonces el resultado obtenido y asignado a la matriz *DCM* tomara la forma de la Ec. (57). Mientras que la expresión *vrrotmat2vec* permite definir la orientación del modelo virtual (*VR*), a partir de la representación de la matriz de rotación, en sus ejes angulares. De lo anterior, se obtiene como resultado un vector de rotación de cuatro elementos, el cual define la rotación *VR*, donde los tres primeros elementos especifican el eje de rotación y el último elemento define su ángulo de rotación. Finalmente, una vez realizada la etapa de procesamiento, la respuesta obtenida es utilizada para representar la información correspondiente al movimiento de la extremidad superior como respuesta a la rotación del hombro, a través del modelo virtual.

5.16 Modelo mecatrónico

Tres servomotores *Hitec 785HB* y un set de construcción de modelos *MECCANO®*; consistente en piezas de diversos tamaños, forma y color, construidas en metal, con filas de barrenos para sujeción entre piezas por medio de tornillos. Fueron utilizados para construir un modelo mecatrónico del hombro, a fin de contar con un elemento de evaluación, que permita determinar la capacidad del sistema desarrollado para reproducir e imitar el comportamiento de la extremidad superior como respuesta al movimiento del hombro, Fig. 5. 26.

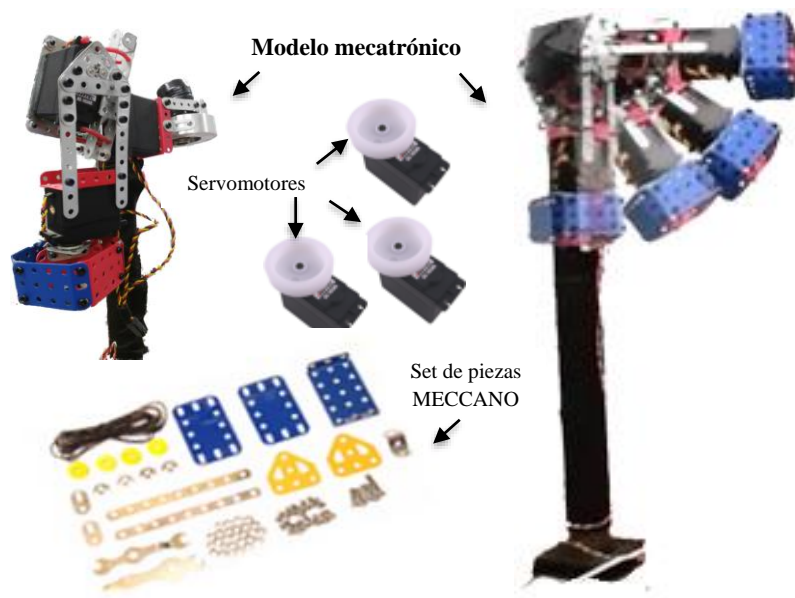


Fig. 5. 26 Modelo mecatrónico del hombro

Cada uno de los servomotores, es utilizado para orientar el modelo mecatrónico como respuesta a la trayectoria descrita por la extremidad superior durante su movimiento, con el objetivo de emular su comportamiento. Para ello, es llevada a cabo la transformación de la información correspondiente a la orientación absoluta de la extremidad superior, en ángulos de Euler $[\alpha, \phi, \theta]$. Dicho proceso es realizado en dos etapas; la primera de ellas corresponde a la representación del cuaternio q_{abs_H} Ec. (58), en términos de una matriz DCM Ec. (56) y Ec. (57), mientras que la segunda corresponde a la representación de la matriz de transformación DCM obtenida, en ángulos de Euler $[\alpha, \phi, \theta]$ Ec. (66).

$$\begin{aligned} \alpha &= \text{atan2}\left(2(q_0q_1 + q_2q_3), -2(q_1^2 + q_2^2)\right) \\ \phi &= \text{asin}\left(2(q_0q_2 - q_3q_1)\right) \\ \theta &= \text{atan2}\left(2(q_0q_3 + q_1q_2), -2(q_2^2 + q_3^2)\right) \end{aligned} \quad \text{Ec. (66)}$$

Las expresiones mostradas en la Ec. (66), son particularmente útiles por dos razones; 1.- representan la cantidad de rotación realizada por el hombro con respecto a cada uno de sus ejes de rotación de manera independiente, a partir de la cual es ubicada la extremidad superior en un punto en específico, 2.- corresponden a la información necesaria para mover cada uno de los servomotores, a fin de orientar el modelo mecatrónico en la misma ubicación.



Por su parte, el control de los servomotores cuyas características se muestran en la Tabla 5. 6, es llevado a cabo mediante la modulación del ancho de pulso (*PWM*), requerido para el movimiento de los mismos, en base a la información de la orientación obtenida de la Ec. (66). Dicha modulación es realizada en el *dsPIC*, componente principal del módulo de comando MO-MO 1907, en donde es llevada a cabo la transferencia y procesamiento de la información entre módulos de monitoreo y modelo mecatrónico.

Tabla 5. 6 Características principales servomotores Hitec HS-785HB

Características				
Sistema de control	Ancho de pulso de control 1500 μ s (Neutral)			
Pulso requerido	Señal cuadrada: 3-5V pico a pico $\rightarrow T_{pwm} = 20ms$ y $F_{PWM} = 50Hz$			
Angulo/Periodo de operación	Giro completo 1260°(3.5 vueltas) \rightarrow 630° (1.5 vueltas) por lado 400 μ s			
Dirección	Contra sentido a las agujas del reloj 1500 \rightarrow 1900 μ s			
Operación	Voltaje	Corriente libre/Sin carga	Velocidad de operación	Torque
	4.8 V	8mA/230mA	1.68s/360°	11 kg \cdot cm
	6V	8.7mA/285mA	1.40s/360°	13.2 kg \cdot cm

De la hoja de datos del *dsPIC*, se obtiene que el periodo del PWM (T_{PWM}) puede ser determinado a partir de la Ec. (67). Mientras que dicha expresión en términos de la frecuencia (F_{PWM}) está dada por la Ec. (68).

$$T_{PWM} = [PR2 + 1] * 4 * T_{osc} * TMR2_{presc} \quad Ec. (67)$$

$$F_{PWM} = \left[\frac{F_{osc}}{(PR2+1)*(TMR2_{presc})*4} \right] \quad Ec. (68)$$

De ambas ecuaciones se observa que tanto T_{PWM} como F_{PWM} , corresponden a los valores de periodo y frecuencia requeridos para la operación de los servomotores Tabla 5. 6. Mientras que T_{osc} y F_{osc} corresponden al periodo y frecuencia de oscilación del módulo de comando. Sin embargo, se desconocen tanto el registro del periodo ($PR2$), como el preescaler del timer ($TMR2_{presc}$). Dichos valores son de suma importancia, ya que $PR2$ es utilizado para definir la resolución máxima permitida, a partir de la cual es configurado el ciclo de trabajo requerido para ubicar los servomotores en la posición deseada (PWM_{duty}). En tanto que $TMR2_{presc}$ es el multiplicador que permite ajustar el valor $PR2$ con el mismo fin.



De las Ec. (67) y (68), son obtenidas las expresiones que permiten determinar el valor de $PR2$ Ec. (69). Sin embargo, independientemente de si dicho valor es estimado en términos del periodo o de la frecuencia de operación u oscilación, en la Ec. (69), se observa que ambas expresiones dependen de la correcta selección de $TMR2_{presc}$. Cuyo proceso, es realizado a partir de la sustitución de cada uno de los valores de $TMR2_{presc}$, recomendados en la hoja de datos (refiérase a la hoja de datos del *dsPIC 30f6014A*), en cualquiera de las dos expresiones dadas en la Ec. (69). De manera análoga mediante la realización del proceso inverso, es decir sustituyendo los valores de $PR2$ (obtenido) y $TMR2_{presc}$ (seleccionado), en las Ec. (67) y Ec. (68), es posible verificar si dichos valores concuerdan con el periodo y frecuencia de operación requerido para el funcionamiento de los servomotores; T_{PWM} y F_{PWM} .

$$PR2 = \left[\left(\frac{T_{PWM}}{T_{osc} * 4 * TMR2_{presc}} \right) - 1 \right] \text{ "o bien" } PR2 = \left[\left(\frac{F_{osc}}{F_{PWM} * 4 * TMR2_{presc}} \right) - 1 \right] \quad Ec. (69)$$

$$\begin{aligned} \text{Donde } \rightarrow \quad & T_{PWM} = \left(\frac{1}{7.37MHz} \right) ms \rightarrow F_{osc} = 737MHz \\ & T_{osc} = 20ms \rightarrow F_{PWM} = 50Hz \\ & TMR2_{presc} \rightarrow [1: 1, 1: 8, 1: 64, 1: 256], \text{ refiérase a la hoja de datos} \end{aligned}$$

Finalmente, una vez corroborada la concordancia con T_{PWM} y F_{PWM} requeridos. Es determinado un valor proporcional al periodo de muestreo actual ($T_{PWM_{Act}}$), Ec. (70), el cual junto con $PR2$ y T_{PWM} permite establecer el ciclo de trabajo requerido para ubicar los servomotores en la posición deseada PWM_{duty} Ec. (71).

$$T_{PWM_{Act}} = \left(\frac{[\alpha, \phi, \theta] * \Delta Hs}{Dec_{max}} \right) + Servo_{off} \quad Ec. (70)$$

$$\begin{aligned} \text{Donde } \rightarrow \quad & \Delta Hs = (1900\mu s - 1500\mu s) = 400\mu s \\ & Dec_{max} = 3.5(\pi_{rad}) = 1.75(360^\circ) = 630^\circ \\ & Servo_{off} = 1500\mu s \end{aligned}$$

$$PWM_{duty} = \frac{T_{PWM_{Act}} * PR2}{T_{PWM}} \quad Ec. (71)$$



Nótese que el periodo de muestreo actual ($T_{PWM_{Act}}$), es estimado a partir de la relación entre la cantidad de rotación $[\alpha, \phi, \theta]$ necesaria para mover cada uno de los servomotores en la posición deseada Ec. (66), el ángulo (Dec_{max}) y el periodo (Δ_{HS}) de operación máximo de los servomotores, más un valor de offset ($Servo_{off}$), equivalente al ancho de pulso o sistema de control requerido para llevar a cabo su ubicación en posición neutra.

CAPÍTULO 6

PRUEBAS Y RESULTADOS

En este capítulo se describen las diferentes pruebas realizadas, así como la presentación de los resultados obtenidos y su discusión. Cabe destacar que la presentación de los resultados y la discusión de los mismos, es realizada de manera conjunta a fin de facilitar su interpretación.

Para su presentación, los resultados fueron divididos en cuatro etapas:

1.-Evaluación del desempeño de los sensores, giroscopio, acelerómetro e IMU, en la estimación de la orientación tanto en posición estática como en movimiento mediante la realización de un análisis cualitativo y cuantitativo de la respuesta obtenida en ambos casos. Se incluye, la representación 3D de la trayectoria descrita por el sensor durante su movimiento, en un rango de movimiento, completo de 90°, realizada a partir de la estimación de la orientación de un objeto arbitrario en el espacio 3D.

2.- Evaluación del desempeño del sistema desarrollado a través del monitoreo, reproducción y seguimiento de la extremidad superior, como respuesta a la rotación del hombro. En esta prueba se realizó un estudio del movimiento de flexo-extensión de la articulación del hombro, con un rango de movimiento completo de 120°, en 10 voluntarios sin problemas neuromusculares aparentes. Se utilizó un sistema 3D de análisis de movimiento en video “*Ariel Performance Analysis System APAS*” junto con el sistema desarrollado para monitorear y registrar de manera simultánea la información correspondiente al rango de movimiento



descrito por la extremidad superior durante su elevación activa. A fin de evaluar el desempeño en el seguimiento de la extremidad superior, se realizaron dos pruebas adicionales: la primera de ellas consiste en la reconstrucción 3D de tres de los principales movimientos de la extremidad superior (flexo-extensión, abducción-aducción y rotación horizontal externa/interna) y la segunda consiste en el seguimiento de su movimiento en línea, durante la ejecución, tanto de los tres movimientos de la articulación del hombro, antes mencionados, como de un movimiento aleatorio continuo. En ambos casos, un modelo virtual del brazo y un modelo mecatrónico del hombro se utilizan para el seguimiento del movimiento. Un análisis cualitativo y cuantitativo del desempeño del sistema desarrollado, así como la identificación de las diferencias y concordancia entre sistemas, son presentados a partir de los resultados obtenidos.

3.- Evaluación del desempeño de los módulos de monitoreo. En esta prueba se realiza la evaluación de los módulos de monitoreo previamente descritos en las secciones 5.10 y 5.11. Considerando la evaluación del nuevo diseño, inicialmente es valorado de nueva cuenta el desempeño del giroscopio, acelerómetro e IMU, tanto en posición estática como en movimiento, al igual que se hiciera en la primera etapa, esto es, realizando un análisis cualitativo y cuantitativo de la respuesta obtenida en ambos casos. La importancia de este análisis radica en la evaluación del desempeño del sistema desarrollado, considerando la inclusión de un magnetómetro, cuya particularidad es permitir la estimación de la orientación de elementos girados entorno al eje vertical Z. Así mismo en la evaluación son incluidas las pruebas realizadas incorporando la comparativa entre los sistemas principales; IMU (fusión de la información; giroscopio y acelerómetro) y MARG (fusión de la información; IMU y magnetómetro), siendo estos la solución propuesta para llevar a cabo el desarrollo de un sistema ambulatorio de análisis de movimiento para la estimación de la orientación de la extremidad superior como respuesta a la rotación del hombro, tomando como referencia la orientación del tronco.

4.- Evaluación del desempeño de los módulos de monitoreo para ser utilizados como un sistema ambulatorio de análisis de movimiento. Una vez valorado el desempeño de los sensores, ambos módulos de monitoreo son utilizados a fin de realizar dos pruebas



adicionales; evaluación del desempeño del sistema ambulatorio en postura erguida con apoyo bipodal y evaluación del desempeño del sistema durante la marcha. Ambas pruebas fueron realizadas en sujetos sin problemas neuromusculares aparentes, poniendo a prueba la capacidad del sistema para efectuar la estimación de la orientación de la extremidad superior, sin necesidad de contar con un espacio de evaluación controlado.

6.1. Primera etapa de prueba: evaluación del desempeño de los sensores, giroscopio, acelerómetro e IMU, en la estimación de la orientación tanto en posición estática como en movimiento.

6.1.1. Acondicionamiento de la información.

A fin de evaluar el desempeño del giroscopio, acelerómetro e IMU (giroscopio/acelerómetro), en la estimación de la orientación tanto en posición estática como en movimiento, se llevó a cabo el acondicionamiento de la información obtenida por cada uno de los sensores. Para ello, fueron utilizadas cuatro Matrices de Cosenos Directores (*DCM*): la primera de ellas (*DCM_g*), conformada a partir de la información proporcionada por el giroscopio, la segunda (*DCM_A*) a partir de la información proporcionada por el acelerómetro y las últimas dos a partir de la información proporcionada por la IMU; utilizando un control Proporcional Integral (*PI*), para la conformación de una de las matrices (*DCM_{PI}*) y la combinación de un Filtro Complementario (*FC*) y *PI*, para la conformación de la otra (*DCM_{FC&PI}*). Una vez definidas, cada una de las matrices fue utilizada para llevar a cabo la representación de la orientación estimada en ángulos de Euler, cuya relación está dada por la Ec. (72).

$$\begin{bmatrix} DCM_{11} & \cdots & DCM_{13} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ DCM_{31} & \cdots & DCM_{33} \end{bmatrix} \rightarrow \begin{cases} \alpha = \text{atan2}(DCM_{23}, DCM_{33}) \\ \phi = \text{asin}(DCM_{13}) \\ \theta = \text{atan2}(DCM_{12}, DCM_{11}) \end{cases} \quad \text{Ec. (72)}$$

Permitiendo de este modo, llevar a cabo la comparación de los resultados obtenidos con respecto a cada uno de los ejes coordenados del sistema de referencia XYZ. Siendo (α, ϕ, θ) la cantidad de rotación aplicada en torno a cada uno estos.



6.1.2. Análisis cualitativo y cuantitativo de la respuesta obtenida en posición estática: giroscopio, acelerómetro e IMU.

Para el análisis del comportamiento de los sensores en posición estática, inicialmente se llevó a cabo un análisis cualitativo de la respuesta obtenida durante la estimación de la orientación utilizando el giroscopio, el acelerómetro y la IMU. Para ello, el sistema desarrollado fue colocado paralelo a suelo, sobre una superficie plana y fuera de cualquier fuente de interferencia, cambios de orientación o vibraciones y utilizado para grabar cinco minutos de la información proporcionada por los sensores. La respuesta obtenida de cada uno de los ejes evaluados XYZ, por cada uno de los sensores, fue graficada; ángulos vs tiempo, a fin de mediante la inspección visual poder identificar tanto posibles desviaciones a la deriva con respecto al tiempo (*Drift*), como la existencia de variaciones o fluctuaciones en la medición de la orientación estimada (Ruido).

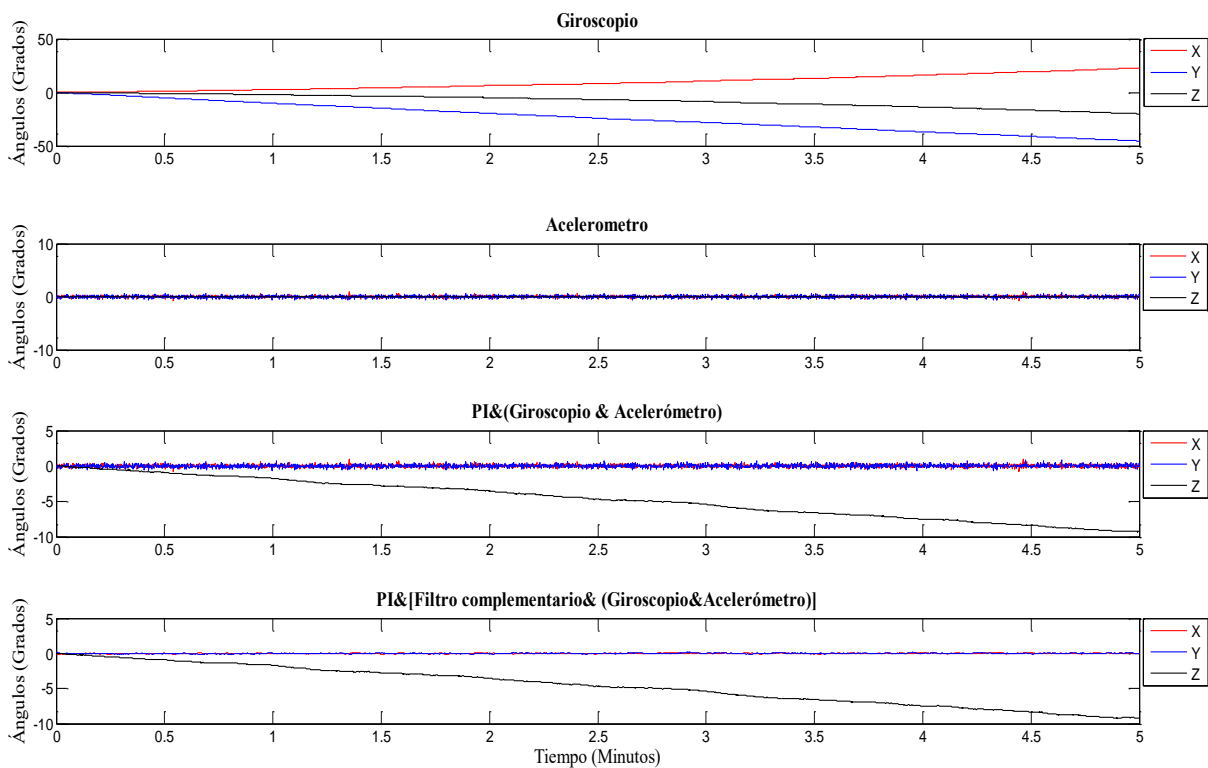


Fig. 6. 1 Respuesta obtenida en posición estática: acelerómetro, giroscopio e IMU.

En la Fig. 6. 1 se observa que la respuesta obtenida de la estimación de la orientación a partir de la información proporcionada por el giroscopio no parece ser ruidosa, sin embargo,



presenta desviaciones a la deriva con respecto al tiempo, para cada uno de los ejes evaluados XYZ. Por otro lado, la respuesta obtenida de la estimación de la orientación a partir de la información proporcionada por el acelerómetro, no presenta dichas desviaciones, pero se muestra susceptible a variaciones o fluctuaciones en la medición de la orientación. Esto se puede apreciar, mediante su comparación con la respuesta obtenida a partir de la información proporcionada por el giroscopio. Al analizar la respuesta de la orientación estimada a partir de la información proporcionada por la IMU (Giroscopio & Acelerómetro), ya sea utilizando un control Proporcional Integral (PI); $PI&(Giroscopio \&Acelerómetro)$ o bien utilizando PI y un Filtro Complementario; $PI\&[Filtro \ complementario(Giroscopio\&Acelerómetro)]$, se observa que la deriva parece cancelarse mientras que el ruido en la señal disminuye. No obstante, pese a la considerable reducción en el ruido, entre la orientación estimada utilizando PI únicamente y utilizando PI junto con un Filtro Complementario, se destaca que la deriva es compensada pero no eliminada del todo en el eje Z, manteniendo el comportamiento de la señal proporcionada por el giroscopio para este eje. La razón principal es debida a que los algoritmos empleados dependen de la fusión de la información proporcionada por ambos sensores; giroscopio y acelerómetro, en donde la información del acelerómetro solo puede ser utilizada para estimar la orientación de un objeto girado con respecto los ejes X e Y, pero no en Z. Esto último, dada la dependencia de las componentes de la aceleración gravitacional, para la estimación de la orientación, como se reporta en [56].

Posterior a la realización del análisis cualitativo, con el objetivo de verificar el grado de deriva (*Drift*), así como las variaciones o fluctuaciones en la respuesta obtenida (ruido). Se realizó un análisis cuantitativo de la respuesta obtenida; representado el *Drift* en grados y la cantidad de ruido mediante la determinación de raíz del error medio cuadrático (RMSE), los resultados obtenidos son mostrados en la Tabla 6. 1.

Tabla 6. 1 Grado de desviación a la deriva y RMSE en posición estática

	Eje X		Eje Y		Eje Z	
	Drift 5min	RMSE	Drift 5min	RMSE	Drift 5min	RMSE
σ_g	22.85°	1.3e-4	45.15°	1.4e-4	19.87°	1.8e-4
σ_A	0.34°	0.18	0.17°	0.21	0.02°	0.007
$PI\&(Giroscopio\&Acelerómetro)$	0.33°	0.18	0.12°	0.21	9.26°	0.007
$PI\&[FC\&(\sigma_{RP})]$	0.001°	0.04	0.10°	0.05	9.21°	0.007



En esta tabla se observa que la respuesta obtenida a partir de la estimación de la orientación, utilizando la información proporcionada por el giroscopio (σ_g) presenta un alto grado de *Drift* y un bajo nivel de ruido (*RMSE*) para cada uno de los ejes evaluados (XYZ), como se asumió en el análisis cualitativo. Mientras que la respuesta obtenida a partir de la estimación de la orientación, utilizando la información proporcionada por el acelerómetro (σ_A), se muestra invariante al *Drift*, pero susceptible a variaciones en la medición de la orientación, debidas al ruido intrínseco al sistema el *RMSE* es significativamente mayor al obtenido utilizando un giroscopio como fuente única de información. Adicionalmente de la información proporcionada por la IMU, se muestra la estimación de la orientación a partir de la fusión de un giroscopio y un acelerómetro (σ_{RP}), utilizando PI; *PI(Giroscopio&Acelerómetro)* o la combinación entre un Filtro Complementario y un control PI; *PI&[FC&(Giroscopio&Acelerómetro)*. Por un lado, que ambos métodos permiten obtener una respuesta sin deriva en los ejes X, Y y significativamente menos susceptible a éstas con respecto al eje Z. Esto confirmando la eliminación del *Drift* en los ejes X e Y, al ser estos compensados, y su atenuación en el eje Z, ante la imposibilidad de su eliminación dada la naturaleza de la información proporcionada por ambos sensores. Por otro lado, se observa que la respuesta obtenida utilizando un Filtro Complementario y un control PI, es significativamente menos susceptible a variaciones en la medición de la orientación, debidas al ruido intrínseco al sistema, que la solución empleando únicamente PI; se puede corroborar mediante la comparación de los valores *RMSE* obtenidos (Tabla 6. 1).

6.1.3. Particularidades de la respuesta de cada sensor

Del análisis cualitativo y cuantitativo de la respuesta de los sensores en posición estática, se observa, que pese a que la orientación estimada a partir de la información proporcionada por el acelerómetro (σ_A) es susceptible a fluctuaciones o variaciones debidas al ruido. Dicha información, puede ser utilizada para estimar la orientación de un objeto con respecto a los ejes X e Y, lo cual es suficiente en algunas aplicaciones [21, 101]. No obstante, si bien es cierto que una de las particularidades de llevar a cabo la estimación de la orientación utilizando σ_A , radica en la obtención de una respuesta libre de deriva con respecto al tiempo (*Drift*). En el análisis cualitativo y cuantitativo, de la respuesta de los sensores en posición



estática, se demostró que su principal limitante reside en que dicha información no puede ser utilizada para estimar la orientación en el espacio 3D, dada su dependencia de las componentes de la aceleración gravitacional.

Por otro lado, a pesar del hecho de que la estimación de la orientación a partir de la información proporcionada por el giroscopio (σ_g) es susceptible a errores de *Drift*, los resultados obtenidos en posición estática sugieren que dicha información, a diferencia de la información proporcionada por σ_A , podría ser útil en la estimación de la orientación en el espacio 3D, libre de variaciones o fluctuaciones en las mediciones realizadas. Por lo tanto, para el estudio del comportamiento de los sensores en movimiento, se llevó a cabo un análisis cualitativo y cuantitativo de la respuesta obtenida durante la estimación de la orientación. Utilizando la información proporcionada por el giroscopio (σ_g), al ser éste el único sensor capaz de proporcionar información en el espacio 3D y la información proporcionada por la IMU empleando un Filtro Complementario [89] y la retroalimentación de la información a un control Proporcional Integral (*PI*) [95, 96]. Este método proporciona una respuesta libre de *Drift* e invariante a variaciones o fluctuaciones en la medición de la orientación estimada.

6.1.4. Análisis cualitativo y cuantitativo de la respuesta obtenida en movimiento: giroscopio VS IMU.

Para el análisis cualitativo de la respuesta obtenida de los sensores en movimiento, se realizó un estudio, el cual consistió en hacer oscilar ambos sensores; giroscopio e IMU, entorno a cada uno de sus ejes coordenados XYZ, describiendo un movimiento fluido y continuo con un rango de movimiento completo de 180° ($-90^\circ, 90^\circ$), hasta completar un total de seis repeticiones. Para ello, se utilizó una base rotatoria graduada de 0° a 360° , desarrollada para la evaluación. Al igual que en el análisis cualitativo en posición estática, la respuesta obtenida de cada uno de los ejes evaluados XYZ, giroscopio e IMU respectivamente, fue graficada; ángulos vs tiempo, a fin que mediante la inspección visual poder identificar posibles derivas con respecto al tiempo (*Drift*) y la existencia de variaciones o fluctuaciones en la medición de la orientación estimada (*Ruido*).

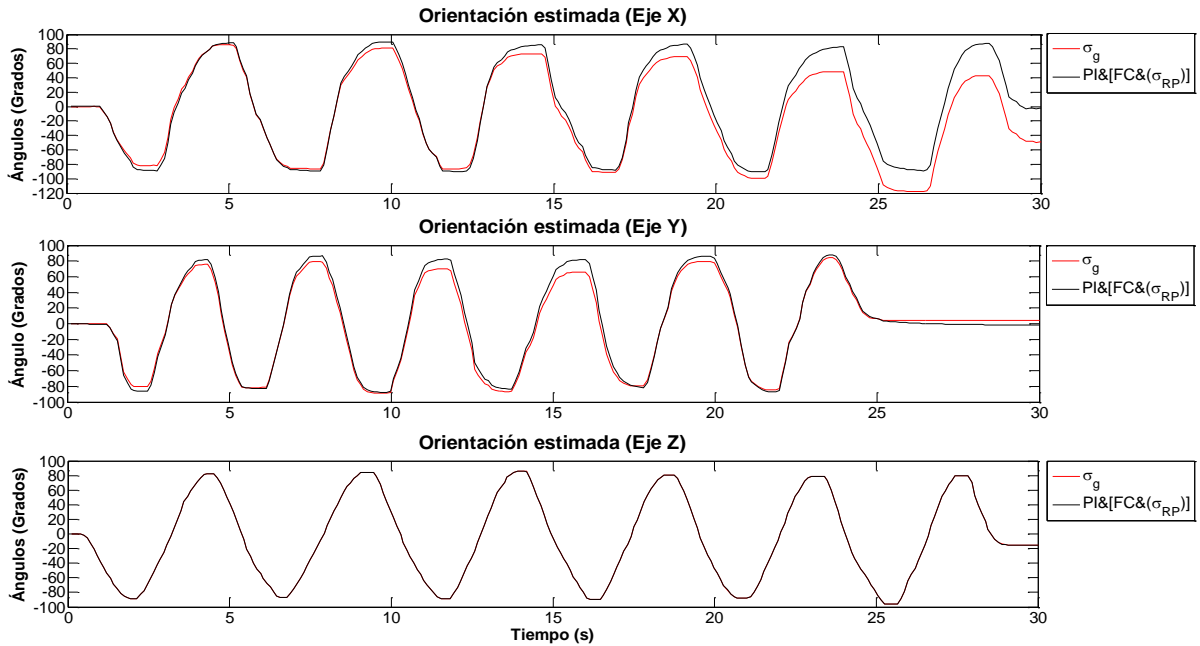


Fig. 6. 2 Respuesta obtenida en movimiento: giroscopio e IMU; empleando un filtro complementario y la retroalimentación de la información a un control Proporcional Integral.

En Fig. 6. 2 se observa que la respuesta obtenida en los ejes X e Y, la orientación estimada a partir de la información proporcionada por el giroscopio (σ_g) es susceptible a errores de Drift, en apenas un corto periodo, mientras que la orientación estimada a partir de la información proporcionada por la IMU (σ_{RP}), empleando un Filtro Complementario (FC) y la retroalimentación de la información a un control Proporcional Integral (PI); $PI&[FC&(\sigma_{RP})]$, no solo no presenta errores de *Drift*, sino que se muestra invariante a variaciones o fluctuaciones en las mediciones realizadas. Por otro lado, la equivalencia en amplitud y forma de la respuesta obtenida en el eje Z sugiere una óptima fusión de la información proporcionada el giroscopio y acelerómetro. A partir de esta información puede estimarse la orientación en el espacio 3D, poco a nada susceptible a errores de *Drift*, al igual que la información proporcionada por el acelerómetro, e invariante a fluctuaciones en las mediciones realizadas, al igual que la respuesta obtenida de la información proporcionada por σ_g .

Tabla 6. 2 Grado de desviación a la deriva y RMSE en movimiento

	Eje X		Eje Y		Eje Z	
	Drift 30s	RMSE	Drift 30s	RMSE	Drift 30s	RMSE
σ_g	48.82°	24.12°	4.39°	11.36°	15.15°	7.14°
$PI&[FC&(\sigma_{RP})]$	2.59°	2.75°	1.32°	2.98°	15.15°	7.14°



A diferencia de los resultados obtenidos en la evaluación cualitativa y cuantitativa en posición estática, los resultados obtenidos en la evaluación en movimiento, señalan, que tanto el *Drift* como los niveles de ruido, dependen directamente de la actividad realizada, incrementando sus efectos de manera exponencial. Un ejemplo de ello se muestra en la Tabla 6. 2, siendo ésta la recopilación de la información obtenida de un análisis cuantitativo, realizado a fin de verificar el grado de *Drift* y nivel de Ruido. En esta tabla se observa que la respuesta obtenida a partir de la estimación de la orientación, utilizando la información proporcionada por el giroscopio (σ_g), presenta un alto grado de *Drift*, el cual repercute directamente en la medición de las fluctuaciones o ruido (*RMSE*), esto imposibilita la determinación del mismo independientemente del eje evaluado (XYZ). En contraste, la estimación de la orientación utilizando la IMU; $PI\&[FC\&(\sigma_{RP})]$, muestra una respuesta sin deriva significativa, bajo nivel de ruido en los ejes X e Y, y una respuesta equivalente a la estimación de la orientación utilizando σ_g , con respecto al eje Z. Esto indica que la fusión de la información proporcionada por ambos sensores giroscopio y acelerómetro, mediante la metodología empleada, no solo permite compensar y eliminar el *Drift* y ruido, sino que mediante su utilización es posible llevar a cabo la estimación de la orientación en el espacio 3D.

Finalmente, a fin de demostrar la capacidad del sistema y algoritmo desarrollados en la estimación de la orientación de un objeto arbitrario en el espacio 3D, se llevó a cabo la representación de la trayectoria descrita por el sensor durante su movimiento en un rango completo de 90°. Dicha representación fue realizada estableciendo la relación entre una terna coordenada (O_{xyz}), utilizada para la representación vectorial de un objeto arbitrario en el espacio 3D y una Matriz de Cosenos Directores (*DCM*) formada a partir de la fusión de la información proporcionada por el giroscopio y el acelerómetro (σ_{RP}) utilizando la combinación de un Filtro Complementario (*FC*) y un control Proporcional Integral (*PI*). La relación entre O_{xyz} y la *DCM* se encuentra dada por la Ec. (73), mientras que la representación de la trayectoria descrita por el sensor durante su movimiento es mostrada en la Fig. 6. 3.

$$O_{xyz} = O_{xyz_1} * DCM \quad \text{Ec. (73)}$$

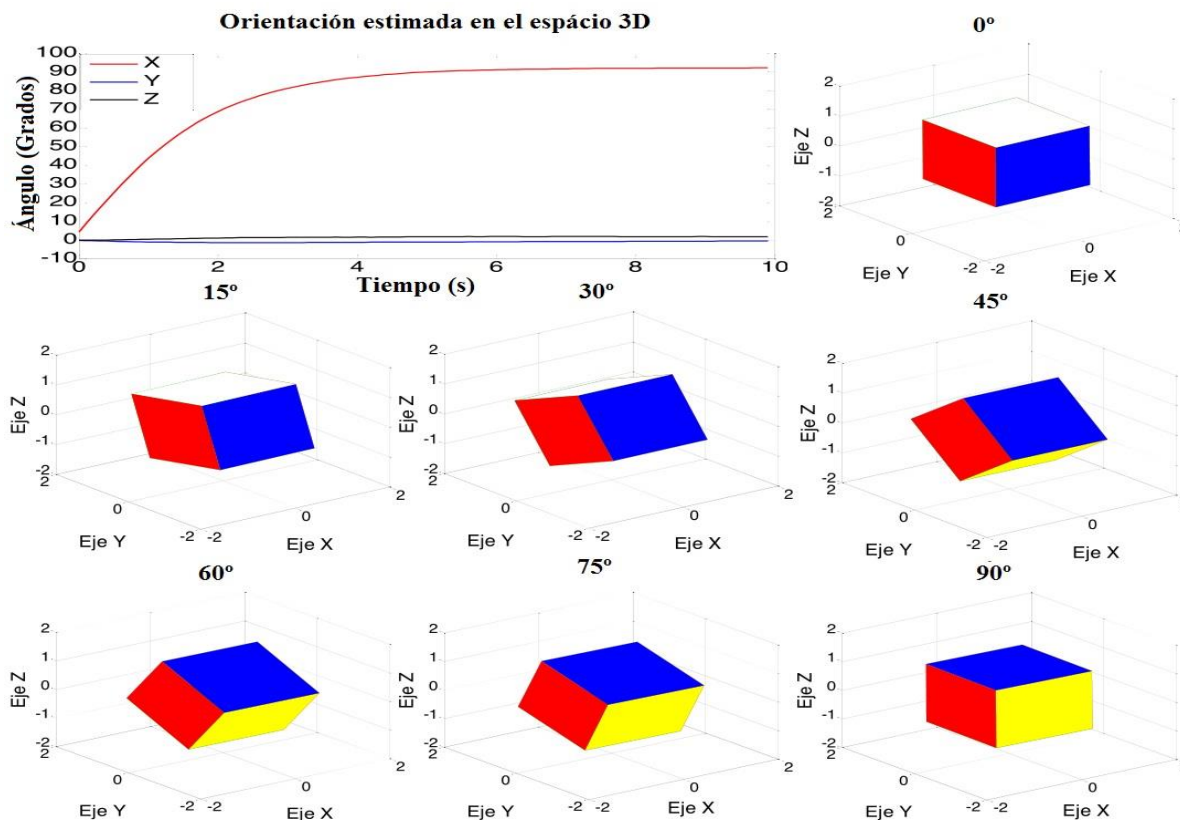


Fig. 6. 3 Representación de la trayectoria descrita a partir de la respuesta obtenida de la estimación de la orientación utilizando un IMU y la combinación de un filtro complementario y un control PI

En la Fig. 6. 3 se observa, por un lado, la respuesta obtenida por cada uno de los ejes evaluados XYZ, denotando una trayectoria descrita con un RoM completo de 90°, entorno al eje X, sin variaciones o fluctuaciones en los ejes perpendiculares al mismo; ejes Y&Z. Por otro lado, en las figuras adyacentes es mostrada la trayectoria descrita, en intervalos de 15°, empleando un modelo 3D. Cabe destacar que la representación de la trayectoria descrita utilizando un cubo, cuyas caras son de diversos colores, permite identificar el sentido de giro, la cara y por lo tanto el eje entorno a los cuales es realizado el giro, e incluso aproximar la cantidad de rotación aplicada para llegar a la posición mostrada. La representación, tanto de la respuesta obtenida por cada uno de los ejes evaluados, como de la trayectoria descrita empleando un modelo 3D, demuestra que a partir de respuesta obtenida de la estimación de la orientación utilizando el sistema y algoritmo desarrollado, es posible reproducir el comportamiento de un objeto arbitrario en el espacio 3D mediante la estimación de la posición y orientación instantánea de éste con respecto al tiempo.



6.2. Segunda etapa de prueba: Evaluación del desempeño del sistema desarrollado para llevar a cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento de la extremidad superior como respuesta a la rotación del hombro

6.2.1. Participantes

Diez sujetos sanos; 5 hombres y 5 mujeres de entre 25 y 32 años ($27.8 \pm 2.13SD$), de estatura y peso de $1.70m \pm 0.06 SD$ y $66kg \pm 6.15 SD$ respectivamente, fueron reclutados para este estudio. El criterio de inclusión fue definido para sujetos sanos y personas sin lesiones recientes en la extremidad superior. El procedimiento a ser realizado fue explicado por completo a los participantes antes del estudio, y después y durante un procedimiento particular cada vez que fuese necesario. Previo al estudio, se solicitó a los voluntarios firmar un consentimiento informado indicándoles que podrían retirarse en cualquier etapa de éste, por cualquier razón y sin ninguna restricción.

6.2.2. Equipo

Para la comparación del desempeño del sistema desarrollado en la estimación de la orientación de la extremidad superior en el espacio 3D, se utilizó un sistema de análisis de movimiento; *Ariel Performance Analysis System (APAS, USA)* dicho sistema es parte del equipo de análisis de movimiento del laboratorio 4 – Anexo 1 de la Sección de Bioelectrónica. Para el estudio fueron utilizadas; tres cámaras de alta resolución IR LED (*SAMSUNG SCO-2080R*) con una capacidad de captura de $60fps$ a una resolución de 811×508 pixeles, una computadora *Intel®Pentium® D, CPU @ 3.4 GHz-1.99GB* en RAM, y un cubo de calibración conformado por 21 marcadores esféricos reflejantes al infrarrojo de 30mm de diámetro (20 marcadores conformando el cubo; 1-20, y 1 marcador de referencia; Ref.). Cabe destacar que el número de cámaras utilizado para el estudio, fue establecido a fin de aliviar las dificultades que surgen debido a la oclusión y degeneración de las vistas durante la evaluación de la extremidad superior (no se reportaron problemas de oclusión). La comunicación entre las cámaras y la computadora fue realizada utilizando una tarjeta de captura de video *Piccolo tetra Device* y el software *Microsoft VidCap Versión 5.0*; las secuencias fueron obtenidas a una velocidad estándar de captura de $30fps$ por cámara, formato *NTSC V8* configuración estándar *NTSC 256*



grayscale piccolo tetra [105]. La sincronización, digitalización, y el proceso de filtrado, así como la representación y visualización de los videos obtenidos por las tres cámaras fueron realizados utilizando las herramientas de software; *Trim, Versión 1.0; Ariel Dynamics, Inc. C3D TRANSFO; APAS Multiple Screen Digitalizing Application & Digi + Application Version 1.0; DLT APAS View 1.0; and APAS DISPLAY application 1.0*, respectivamente. La localización de las cámaras, sincronización, corte, y metodología requerida para el procesamiento de los videos fueron realizados de acuerdo a las recomendaciones del fabricante.

6.2.3. Preparación para el estudio

Para la realización del estudio se pidió a los sujetos, colocarse en el centro del espacio de evaluación, sentados con la espalda recta, apoyada en el respaldo de la silla, mirada al frente, brazos rectos, palmas de ambas manos en los costados del cuerpo y dedos extendidos, rodillas alineadas con los hombros en el plano sagital y plantas de los pies paralelas al piso. Esta posición fue definida como posición inicial 0° de la extremidad superior. El estudio consistió en el análisis de movimiento de flexo-extensión del hombro en un rango completo de 120° . A fin de establecer dicho rango de movimiento, se utilizó un goniómetro estándar, considerando el eje y plano de evaluación del movimiento a efectuar. Dos barras de 50cm de longitud alineadas en el plano sagital fueron utilizadas como topes e indicadores de trayectoria; una barra fue colocada en la parte anterior (bar 1) y la otra en la parte posterior (bar 2) del sujeto evaluado. Una vez definida la posición de evaluación y las barras, se solicitó a los participantes realizar la elevación activa de la extremidad superior derecha en sentido anti-horario, describiendo una flexión del hombro de 90° seguido de una elevación activa de la extremidad superior en sentido horario, describiendo una extensión de -30° . Tanto el cubo de calibración, como la posición inicial 0° , la localización de la barras y objetivos a alcanzar, son mostrados en la Fig. 6. 4.

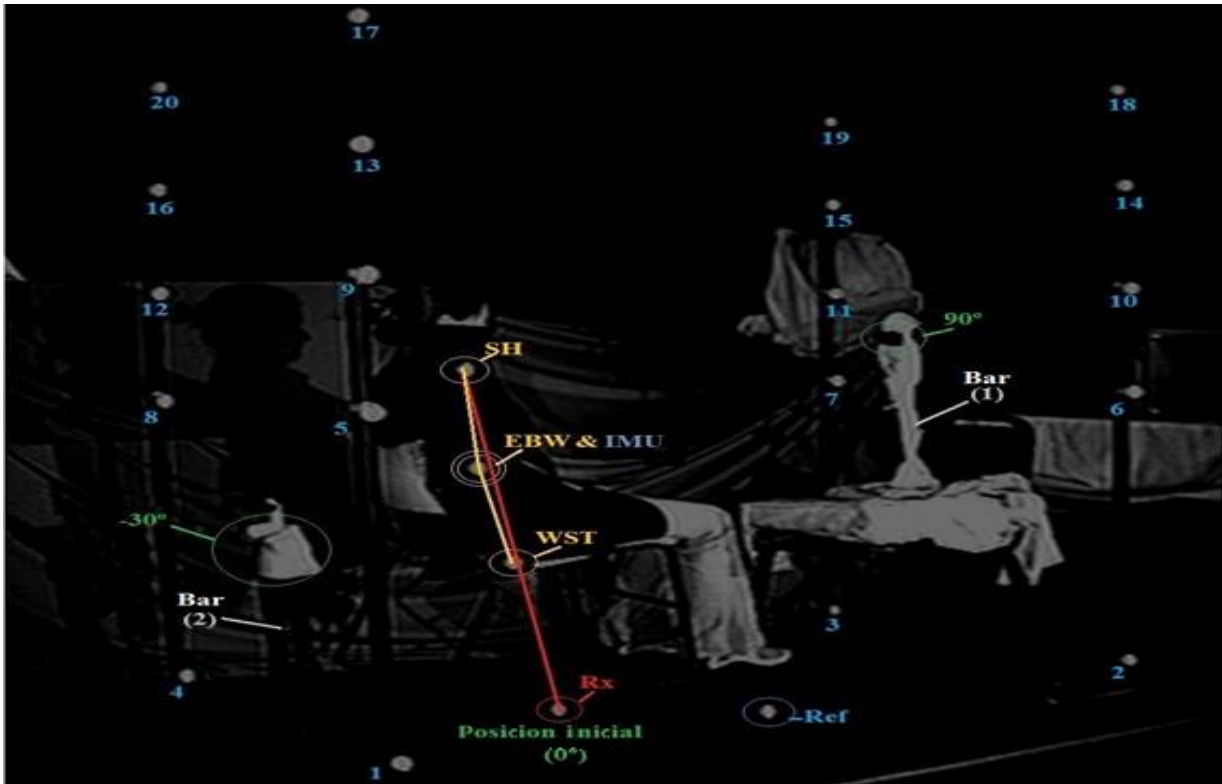


Fig. 6. 4 Elementos utilizados en el estudio:

Cubo de calibración (números 1-20 & Ref.), Posición inicial 0°, localización de las barras; bar (1) y bar (2), y objetivos a alcanzar (90°/-30°), localización de los marcadores reflejantes (SH, EBW, WST, Rx), representación de los segmentos; análisis (SH&EBW&WST) y referencia (Rx&SH), ubicación del dispositivo (EBW&IMU).

6.2.4. Procedimiento del estudio

Tres marcadores reflejantes de 30mm de diámetro fueron colocados en el hombro (SH), codo (EBW), y muñeca (WST) de la extremidad superior derecha del sujeto evaluado, considerando la siguiente distribución: *SH* en el músculo deltoides, 3 cm por debajo del acromion; *EBW* en la porción lateral externa del brazo, 3cm por encima del epicóndilo lateral del húmero; y *WST*, en la distancia media entre los huesos cubital y radial. Un marcador reflejante adicional (Rx), fue colocado en el piso definiendo la posición 0° de la extremidad superior. Los marcadores fueron agrupados a fin de formar dos segmentos: análisis (*SH&EBW&WST*) y referencia (*Rx&SH*). Ambos creados con el objetivo de determinar los desplazamientos angulares durante la ejecución del movimiento considerando que el movimiento evaluado flexo-extensión de la articulación del hombro fue desarrollado a lo largo del plano sagital del hombro entorno a su eje transversal [3, 19]. Un brazalete deportivo fue utilizado tanto para ubicar el dispositivo de



análisis con el marcador del codo (Marcador&IMU), como para restringir la evaluación únicamente a nivel del hombro. Esto a fin de evitar falsas mediciones en el APAS debidas a errores de tipo sistemático; tales como la desalineación del segmento (*SH&EBW&WST*). La información de ambos sistemas; APAS y sistema desarrollado MO-MO 1907 cuya combinación con la IMU es denominado “*Micro-processing Unit of Motion Analysis*” (*MPUMA*), fue almacenada de manera simultánea. Para el estudio, se pidió a los participantes realizar de manera continua la elevación de la extremidad superior, describiendo el movimiento de flexo-extensión del hombro de manera fluida y natural; un total de 5 repeticiones, comenzando y concluyendo en la posición inicial 0°. Los movimientos de flexión (Fle) y extensión (Ext) fueron desarrollados basados en el Rango de Movimiento previamente definido (RoM 120°, Fle 90°/ Ext -30°). Las dos barras colocadas en la parte anterior (bar 1, 90°) y posterior (bar 2, 90°) del sujeto evaluado, fueron utilizadas como topes e indicadores de trayectoria con el objetivo de asegurar en la medida de lo posible que la posición deseada (90°/−30°) fuese alcanzada. El dispositivo fue colocado y removido después de cada medición y ajustado a segmentos de diferentes tamaños. La localización de los marcadores reflejantes, la representación de los segmentos; análisis y referencia, así como la ubicación del dispositivo, son mostradas en la Fig. 6. 4.

6.2.5. Acondicionamiento de la información: MPUMA VS APAS

El acondicionamiento de la información de ambos sistemas: MPUMA y APAS, fue realizado en dos etapas: transformación de la información proporcionada por el MPUMA de una Matriz de Cosenos Directores DCM a ángulos de Euler Ec. (72), al igual que se hizo en la evaluación del desempeño del giroscopio, acelerómetro e IMU “*acondicionamiento de la información*”, cuyo proceso es ejecutado en línea durante la evaluación y compensación del offset, lo cual es realizado substrayendo el valor inicial a cada muestra Ec. (74).

$$valor = valor_t - valor_{t_0} \quad Ec. (74)$$

Cabe destacar que es gracias a la compensación del offset que es posible llevar a cabo la comparación de ambos sistemas considerando el mismo origen.



6.2.6. Procedimiento experimental

6.2.6.1. Equivalencia cualitativa entre MPUMA y APAS

Con el objetivo determinar el rendimiento de los sistemas; MPUMA y APAS en la evaluación del movimiento de flexo-extensión de la articulación del hombro, se utilizó un conjunto completo de las respuestas obtenidas por ambos sistemas para representar la trayectoria descrita por la extremidad superior durante su elevación activa, como respuesta a la rotación del hombro. Para ello, la posición inicial de la extremidad superior fue representada como un punto en el espacio 3D con coordenadas $(0,0,-1)$, mientras que una matriz anti simétrica [41, 84, 88, 90, 106] fue utilizada para definir la nueva posición (x, y, z) de dicho punto, conforme es recibida la información (N) Ec. (75).

$$[z, y, z] = \left[[R(Z, \theta)R(Y, \phi)R(X, \alpha)]^T * [0 \ 0 \ -1] \right]_{t_0}^N \quad \text{Ec. (75)}$$

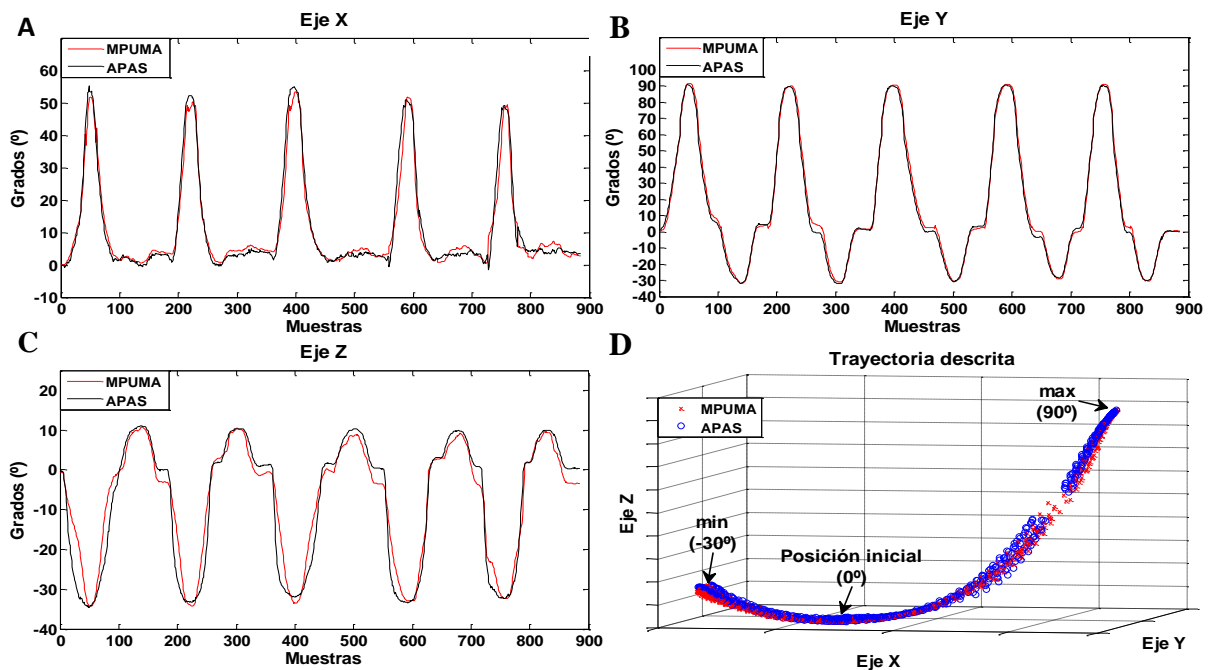


Fig. 6. 5 Comparación cualitativa, evaluación del movimiento de flexo-extensión de la articulación del hombro; MPUMA y APAS.

A, B, C: representación del movimiento de la extremidad superior considerando cada uno de los ejes principales del sistema de referencia (XYZ), D; reconstrucción 3D de la trayectoria descrita por la extremidad superior durante su movimiento.



Como primera instancia se plantea la hipótesis de que, a partir de esta representación, es posible determinar tanto la equivalencia en forma y amplitud de la trayectoria descrita por la extremidad superior durante su elevación activa, tomando como referencia la respuesta obtenida por ambos sistemas, así como observar su rendimiento con respecto a cada uno de los ejes principales del sistema de coordenadas (XYZ). Esto permitiendo identificar posible deriva (*Drift*), valores atípicos y ruido. A fin de demostrar tal aseveración, por un lado, la información recopilada fue utilizada para llevar a cabo la representación del movimiento de la extremidad superior como respuesta a la rotación del hombro, considerando cada uno de los ejes principales del sistema de referencia XYZ, como se muestra en las Fig. 6. 5 (A, B, C). Mientras que, por el otro lado, la información obtenida de los tres ejes en conjunto, fue utilizada para la reconstrucción 3D de la trayectoria descrita por la extremidad superior durante su movimiento, como se muestra en la Fig. 6. 5 D. El movimiento de flexo-extensión fue realizado en un rango completo de 120° (90° flexión/ -30° extensión) a lo largo del plano sagital, entorno al eje transversal del hombro (eje coordenado Y); dos pedestales de 50cm de longitud fueron utilizados, como se mencionó anteriormente, con el objetivo de que los sujetos evaluados pudiesen alcanzar la posición deseada. En la Fig. 6. 5B se puede observar que los puntos máximos y mínimos en el eje Y parecen converger en los valores esperados (90° max, -30° min), denotando tanto repetitividad como la ausencia de desviaciones con respecto al tiempo (*Drift*), así como valores atípicos o ruido; estas últimas basados en el número de muestras. En las Fig. 6. 5A y Fig. 6. 5C se observa que, durante su movimiento, la extremidad superior rota sobre el eje X (53° max/ -3° min) y se aleja del eje Z (10° max/ -35° min), flexión (max) y extensión (min) respectivamente. Por su parte, la figura Fig. 6. 5D demuestra que a partir de la información obtenida es posible realizar la reconstrucción del movimiento evaluado. En general, la convergencia entre los puntos máximos y mínimos, así como la superposición de las respuestas obtenidas de ambos sistemas para cada uno de los ejes de evaluación (XYZ), sugieren un rendimiento equivalente ya que presentan resultados similares.

6.2.6.2. Diferencias entre sistemas

Con el objetivo de determinar las posibles diferencias entre los sistemas; MPUMA y APAS, se realizó un análisis cuantitativo de su rendimiento parcial y global. El análisis se hizo para cada uno de los ejes del sistema coordenado (XYZ). Por un lado, el rendimiento parcial fue



representado por el valor promedio (\bar{X}) y la desviación estándar (SD) de los valores máximos y mínimos, de los resultados obtenidos por cada uno de los diez sujetos evaluados (S), considerando cinco repeticiones por sujeto. Por el otro lado, el rendimiento global fue representado por los valores (\bar{X}) y (SD) calculados a partir de los resultados obtenidos por todos los sujetos (resultados del rendimiento parcial). Adicionalmente, se determinó la raíz del error cuadrático medio ($RMSE$) con el objetivo de identificar las diferencias entre los resultados obtenidos por ambos sistemas. Las diferencias entre MPUMA y APAS para cada uno de los ejes coordenados (XYZ) se muestran en la Tabla 6. 3.

Tabla 6. 3 Diferencias entre sistemas

Rendimiento parcial	APAS VS MPUMA (valores máximos)								
	Eje X			Eje Y			Eje Z		
No. Sujeto	APAS \bar{X} (SD)	MPUMA \bar{X} (SD)	RMSE	APAS \bar{X} (SD)	MPUMA \bar{X} (SD)	RMSE	APAS \bar{X} (SD)	MPUMA \bar{X} (SD)	RMSE
S1	53.22°(1.00°)	52.33°(1.07°)	1.21°	90.78°(1.12°)	90.16°(0.93°)	0.82°	13.12°(1.54°)	12.51°(1.95°)	0.79°
S2	55.63°(1.90°)	54.35°(0.83°)	2.25°	90.83°(0.82°)	89.93°(0.69°)	1.08°	12.32°(1.43°)	10.90°(1.53°)	1.67°
S3	52.50°(1.48°)	50.40°(0.97°)	2.82°	90.85°(0.85°)	91.07°(0.94°)	0.45°	12.84°(0.87°)	13.72°(2.35°)	1.76°
S4	53.13°(1.47°)	55.41°(0.60°)	2.45°	90.53°(1.20°)	91.40°(1.08°)	0.91°	9.33°(0.50°)	10.23°(2.54°)	2.77°
S5	53.34°(1.35°)	53.33°(0.82°)	1.32°	90.71°(1.06°)	91.03°(0.80°)	1.37°	12.74°(0.76°)	11.33°(0.82°)	1.75°
S6	53.84°(0.77°)	51.33°(0.30°)	2.49°	89.53°(1.24°)	90.06°(1.47°)	0.91°	13.35°(1.16°)	14.67°(0.85°)	1.61°
S7	55.36°(1.83°)	56.65°(0.85°)	1.74°	90.02°(1.42°)	89.53°(0.85°)	0.78°	10.67°(0.60°)	12.06°(0.61°)	1.59°
S8	54.82°(0.69°)	56.05°(0.56°)	1.44°	90.68°(0.97°)	89.85°(0.68°)	1.02°	13.20°(0.91°)	11.12°(0.81°)	2.22°
S9	52.35°(2.75°)	50.79°(1.69°)	1.85°	90.60°(0.91°)	90.12°(1.16°)	0.78°	12.26°(1.44°)	13.37°(1.34°)	1.24°
S10	48.75°(1.48°)	47.46°(1.16°)	1.59°	90.45°(0.69°)	89.82°(0.76°)	0.79°	12.51°(1.56°)	13.14°(1.45°)	0.83°
Rendimiento global	53.29°(1.96°)	52.83°(2.89°)	1.57°	90.50°(0.42°)	90.30°(0.63°)	0.63°	12.23°(1.27°)	12.30°(1.42°)	1.25°
Rendimiento parcial	APAS VS MPUMA (valores mínimos)								
	X axis			Y axis			Z axis		
No. Sujeto	APAS \bar{X} (SD)	MPUMA \bar{X} (SD)	RMSE	APAS \bar{X} (SD)	MPUMA \bar{X} (SD)	RMSE	APAS \bar{X} (SD)	MPUMA \bar{X} (SD)	RMSE
S1	-0.07°(1.00°)	-1.41°(1.16°)	1.44°	-32.51°(0.73°)	-30.10°(1.34°)	2.80°	-35.67°(0.73°)	-34.82°	1.50°
S2	-1.12°(1.14°)	-1.36°(0.68°)	0.82°	-31.01°(1.08°)	-29.79°(1.58°)	1.33°	-33.17°(1.51°)	-31.62°	1.71°
S3	-4.10°(4.29°)	-5.88°(2.42°)	2.69°	-29.08°(0.53°)	-29.68°(1.00°)	0.79°	-38.19°(2.39°)	-36.05°	2.63°
S4	2.25°(1.86°)	1.57°(1.44°)	0.88°	-28.09°(1.23°)	-28.35°(0.86°)	0.86°	-34.78°(1.01°)	-32.73°	2.42°
S5	-0.35°(1.04°)	0.21°(2.02°)	1.20°	-29.42°(0.42°)	-28.65°(0.55°)	1°	-39.49°(1.02°)	-35.70°	4.26°
S6	3.12°(1.23°)	1.97°(0.55°)	1.76°	-30.94°(1.26°)	-30.41°(0.93°)	0.8°	-43.72°(0.72°)	-41.08°	2.67°
S7	0.87°(0.96°)	-0.62°(0.79°)	1.83°	-30.45°(0.56°)	-28.84°(0.62°)	1.76°	-37.09°(1.40°)	-35.30°	1.90°
S8	-1.48°(1.06°)	-0.12°(0.83°)	1.55°	-30.50°(1.28°)	-28.69°(1.06°)	1.96°	-26.57°(2.21°)	-26.44°	1.24°
S9	1.38°(1.65°)	1.38°(1.65°)	0.74°	-28.37°(0.84°)	-27.79°(0.47°)	0.74°	-40.56°(1.45°)	-39.52°	1.29°
S10	1.36°(2.20°)	0.07°(1.48°)	3.07°	-29.32°(1.48°)	-27.76°(0.60°)	1.99°	-29.99°(0.80°)	-28.66°	1.42°
Rendimiento global	0.19°(2.09°)	-0.42°(2.25°)	1.13°	-29.97°(1.36°)	-29.01°(0.94°)	1.31°	-35.92°(5.09°)	-33.69°(4.50°)	1.98°

Nota: Los valores son: Promedio (Desviación estándar)

RMSE: Diferencias entre los resultados obtenidos de ambos sistemas.

A primera instancia, los resultados del rendimiento parcial en Y muestran que los valores máximos y mínimos promedio (\bar{X}), de las cinco repeticiones de cada sujeto (S) son muy cercanos a los valores esperados ($90^\circ \max, -30^\circ \min$), como se indicó en la evaluación cualitativa. De igual modo, el rendimiento parcial confirma una rotación de la extremidad superior entorno al eje X y un desplazamiento de la extremidad superior del eje Z. Los valores medidos de manera simultánea utilizando el MPUMA y el APAS, son muy cercanos a los valores observados en la evaluación cualitativa, eje X ($53^\circ \max/3^\circ \min$) y eje Z ($10^\circ \max/$



-35° min). Adicionalmente, se puede observar que la raíz del error cuadrático medio (*RMSE*), tanto del rendimiento parcial como del rendimiento global, fue muy bajo para cada sujeto y para cada eje; menor a 3° en la evaluación parcial y menor a 2° en la evaluación global. Esto confirma que ambos sistemas obtienen resultados equivalentes para el movimiento evaluado, como se sugirió en el análisis cualitativo.

6.2.6.3. Concordancia entre sistemas

Diferentes técnicas e instrumentos de evaluación fueron utilizadas durante el estudio de movimiento de la articulación del hombro. Los valores máximos y mínimos de cada conjunto de datos fueron procesados a fin de obtener valores característicos, de la diferencia promedio y límites de acuerdo, a partir de los cuales pudiera ser identificada la concordancia entre sistemas. Para este propósito fue utilizado el método de *Bland-Altman* [107], considerando los valores del sistema desarrollado y los resultados del APAS como mediciones de referencia, Fig. 6. 6.

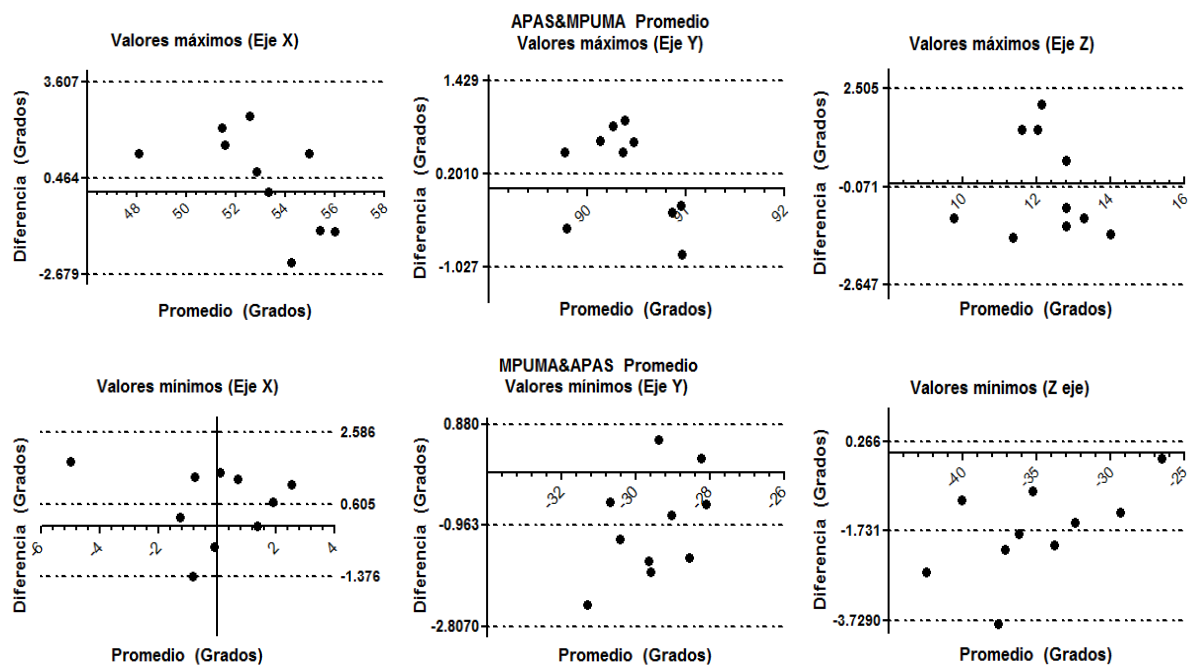


Fig. 6. 6 Concordancia entre MPUMA y APAS: Valores máximos y mínimos obtenidos en la evaluación del movimiento de flexo-extensión (XYZ).



El promedio en grados indica el rango de variación entre sistemas, en donde los valores máximos y mínimos promedio coinciden con los resultados observados y obtenidos en la evaluación cualitativa y cuantitativa. Mientras que la diferencia en grados muestra los límites de concordancia, destacando tanto la ausencia de errores de tipo sistemático, dada la simetría en la distribución de la información con respecto al bias, como la ausencia de errores atípicos (outliers), considerando que ninguno de los valores obtenidos excede estos límites. Estos resultados experimentales confirman la concordancia del MPUMA con respecto al APAS, en el movimiento evaluado, demostrando su capacidad para realizar las mediciones del movimiento realizado; flexo-extensión de la articulación del hombro.

6.2.6.4. Reproducción y seguimiento de la extremidad superior

Con el objetivo de evaluar la utilidad del sistema desarrollado para la reproducción y seguimiento del movimiento de la extremidad superior, fueron realizados dos estudios cualitativos adicionales: representación 3D del movimiento y seguimiento de la extremidad superior. En ambos casos, uno de los sujetos evaluados fue invitado a realizar tres movimientos de la extremidad superior; flexo-extensión, abducción-aducción y rotación horizontal interna/externa; esta última en el plano horizontal, a fin de facilitar su observación. Es importante mencionar que los movimientos fueron realizados sin ninguna restricción, dado que esta evaluación no está orientada a la comparación del rango de movimiento de la articulación evaluada, sino a valorar la capacidad del sistema desarrollado (MPUMA), tanto para la reproducción de la trayectoria descrita por la extremidad superior, como al seguimiento del movimiento de la misma; en comparación con el rendimiento del sistema de análisis de movimiento en video (APAS). En el primer estudio, MPUMA y APAS fueron utilizados para almacenar de manera simultánea la información del movimiento de la articulación del hombro, como respuesta a la elevación activa de la extremidad superior. Con los resultados obtenidos se creó una representación 3D de la trayectoria descrita, por cada uno de los movimientos evaluados Ec. (75), dicha representación es mostrada en Fig. 6. 7. Por otro lado, en el segundo estudio, fueron utilizados simultáneamente por un modelo virtual y un modelo mecatrónico, a fin de demostrar la capacidad del sistema desarrollado el seguimiento de manera continua; tanto de los tres movimientos previamente evaluados (flexo-extensión, abducción-aducción,



rotación interna/externa en el plano horizontal), como de movimientos aleatorios continuos. Para ello, V-Realm Builder 2.0® en combinación con MATLAB® fueron utilizados para animar un modelo virtual del brazo, mientras que tres servomotores Hitech-785HB y un set de piezas Meccano® fueron utilizadas para construir el modelo mecatrónico de la articulación del hombro.

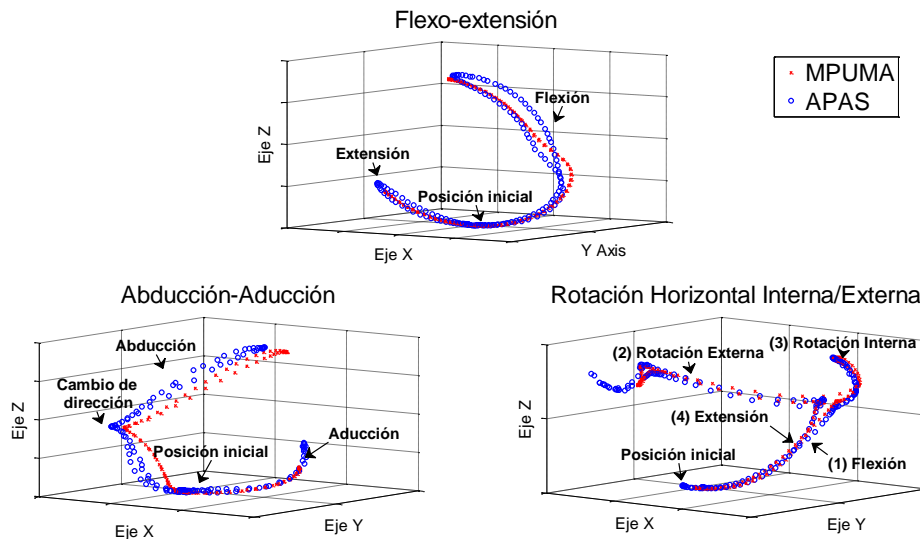


Fig. 6. 7 Representación 3D de los tres movimientos de la articulación del hombro (MPUMA&APAS); Flexión-extensión, abducción-aducción, rotación horizontal interna/externa.

En cuanto a la representación 3D de la trayectoria descrita por cada uno de los movimientos evaluados (primer estudio), en la Fig. 6. 7 se muestra que pesar de las diferencias técnicas entre sistemas; como el conjunto de datos e información adquirida, marcos de referencia, posición de las cámaras, marcadores y sensores, los resultados sugieren un rendimiento equivalente entre MPUMA y APAS, sobre todo considerando que ambas respuestas son continuas y describen la misma trayectoria. Cabe mencionar que estos resultados fueron especialmente útiles en la evaluación de la articulación del hombro, debido a que a partir de ellos pueden ser identificadas características específicas del movimiento evaluado, tales como; los ejes y planos de evaluación, el cambio de posición u orientación, deriva y posibles valores atípicos, entre otros. Por ejemplo, en la Fig. 6. 7 se observa que el movimiento de flexo-extensión fue realizado en el plano XZ girando en torno al eje Y en ambas direcciones; horario y anti-horario, conforme la extremidad superior se aleja de la posición inicial. Por otro lado, en



el movimiento de abducción-aducción, se observa un cambio de dirección durante el curso del movimiento. Dicho cambio es reportado en la bibliografía como un movimiento natural causado por la rotación del hombro sobre su eje [3, 19, 108]. En el caso de la rotación interna/externa, se aprecia que el movimiento fue dividido en 4 etapas: (1) flexión hasta el plano horizontal, (2) rotación externa, (3) rotación interna y (4) extensión hasta la posición de inicio. Esto es, debido a que esta representación en específico corresponde a una combinación de dos movimientos diferentes, flexo-extensión y rotación interna/externa, y cada uno de ellos tiene sus propias características.

Finalmente, el desempeño del MPUMA para el seguimiento de la extremidad superior (segundo estudio), es mostrado en un video; Video 1, el cual se encuentra un disco de datos adjunto con el presente manuscrito. Como referencia, al observar el video 1 se aprecia un pequeño retardo en el movimiento del modelo mecatrónico; esto ocurre, debido a la capacidad y características de los servomotores empleados. No obstante, el modelo virtual del brazo, el cual fue utilizado de manera simultánea durante el seguimiento de los movimientos para su reproducción, no presenta retardo alguno, destacando la capacidad del MPUMA para llevar a cabo el seguimiento de la extremidad superior sin deriva, falsos movimientos o pérdida de orientación.

En Fig. 6. 8 se muestra una captura de imagen del video 1, en la cual se pueden observar los principales elementos involucrados en la evaluación del MPUMA para el seguimiento de la extremidad superior.

Los resultados obtenidos del procedimiento experimental realizado, demuestran que el MPUMA tiene la capacidad de reproducir el movimiento del hombro, como respuesta a la trayectoria descrita por la extremidad superior, involucrando diferentes planos y ejes, basada en la representación 3D de la información adquirida previamente. Los resultados son equiparables a aquellos obtenidos utilizando un sistema de análisis de movimiento basado en video.

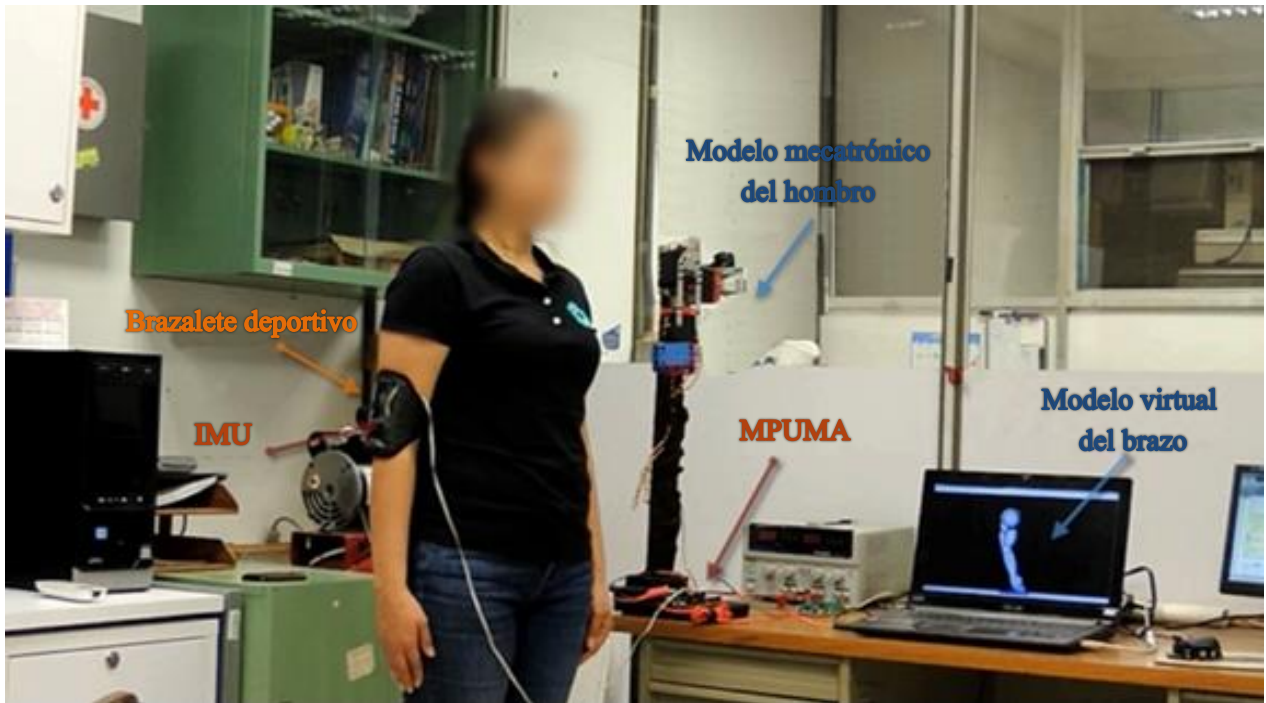


Fig. 6. 8 Principales elementos involucrados en la evaluación del MPUMA para el seguimiento de movimientos.

6.3. Tercera etapa de prueba: Evaluación del desempeño de los módulos de monitoreo

6.3.1. Acondicionamiento de la información: Módulos de monitoreo

Para la evaluación del desempeño de los módulos de monitoreo, previamente descritos en las secciones 5.10 y 5.11, se hizo un análisis cualitativo y uno cuantitativo de la respuesta obtenida de los sensores contenidos en estos; ambas pruebas fueron realizadas tanto en posición estática como en movimiento. A fin de establecer una comparativa de los resultados de la evaluación, se siguió el mismo procedimiento de 6.1.1 *Acondicionamiento de la información*, permitiendo la transformación de la información de una DCM [23, 24, 84] formada a partir de la información proporcionada por cada uno de los sensores en ángulos de Euler [22, 28, 85], Ec. (72).

6.3.2. Análisis cualitativo y cuantitativo de la respuesta obtenida en posición estática: giroscopio, acelerómetro, magnetómetro, IMU y MARG.

Para el análisis del comportamiento en posición estática, ambos módulos de monitoreo fueron colocados paralelos al suelo, sobre una superficie plana y fuera de cualquier fuente de



interferencia, cambios de orientación o vibraciones, utilizados para grabar cinco minutos de la información proporcionada por los sensores; giroscopio, acelerómetro, magnetómetro, IMU y MARG. La respuesta obtenida de cada uno de los ejes evaluados, por cada sensor, se muestra de manera cualitativa en la Fig. 6. 9: ángulos vs tiempo, permitiendo tanto la identificación de posibles derivas respecto al tiempo (*Drift*), como la existencia de variaciones o fluctuaciones en la medición de la orientación estimada (Ruido).

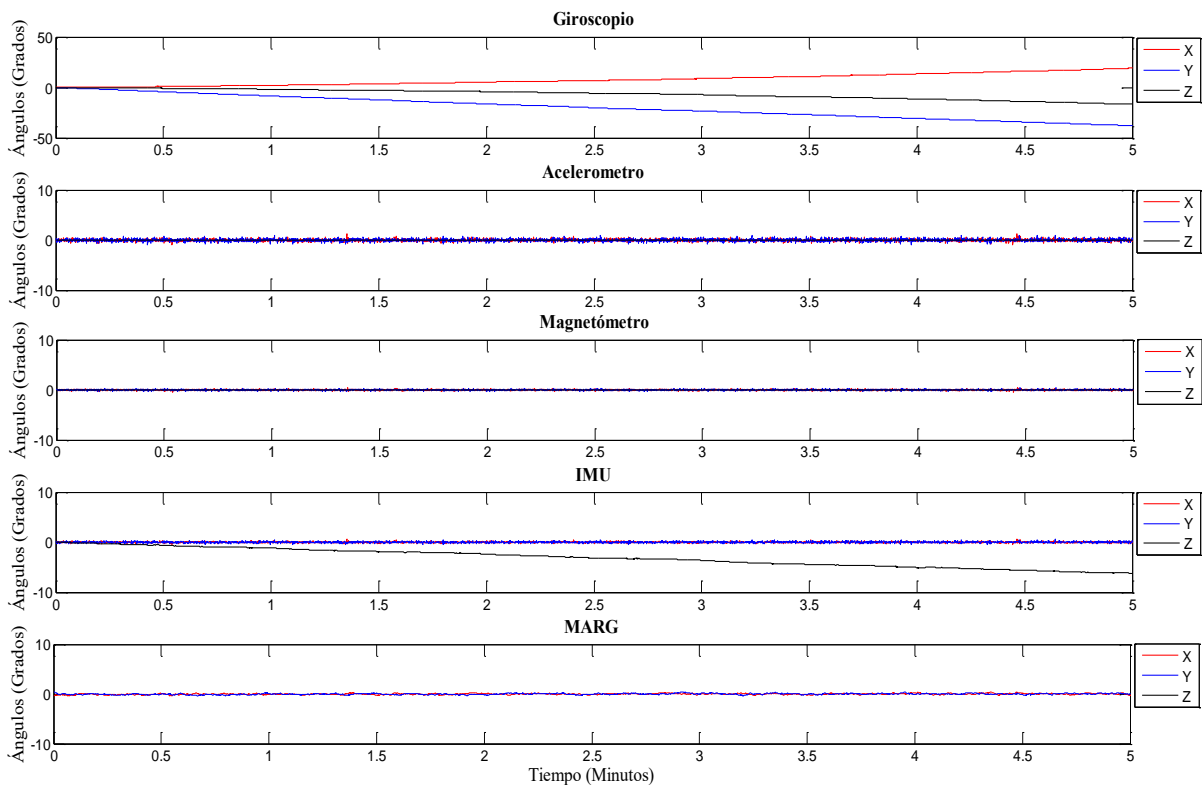


Fig. 6. 9 Desempeño de los módulos de monitoreo: giroscopio, acelerómetro, magnetómetro, IMU, MARG

Adicionalmente, a partir de los resultados se determinaron la deriva (*Drift*), representada en grados, así como la cantidad de ruido existente, estimado a partir de la determinación de la raíz del error cuadrático medio (RMSE). Esto, a fin realizar un análisis cuantitativo de la respuesta obtenida, como se muestra en la Tabla 6. 4.

En esta tabla se observa en primera instancia que la respuesta de los sensores giroscopio, acelerómetro e IMU describen el mismo comportamiento reportado en la primera etapa de prueba: un alto grado de *Drift* y bajo nivel de ruido *RMSE* en la respuesta del giroscopio, un



comportamiento inamovible al *Drift*, pero susceptible al ruido en la respuesta del acelerómetro, y una respuesta invariante al *Drift* en los ejes X e Y, pero susceptible a éste con respecto al eje Z en el caso de la IMU.

Tabla 6. 4 Deriva y RMSE en posición estática: Módulos de monitoreo

	Eje X		Eje Y		Eje Z	
	Drift 5min	RMSE	Drift 5min	RMSE	Drift 5min	RMSE
Giroscopio	24.8°	1.7e-3	43.12°	1.5e-3	17.06°	1.8e-3
Acelerómetro	0.39°	0.21	0.22°	0.19	0.03°	0.007
Magnetómetro	0.24°	0.063	0.16°	0.24	0.13°	0.7
IMU	0.22°	0.038	0.19°	0.051	8.64°	0.007
MARG	0.09°	0.027	0.06°	0.033	0.097°	0.024

Por otro lado, de la respuesta del magnetómetro se observa que su respuesta se mantiene constante con respecto al *Drift* y al Ruido, mientras que el MARG; combinación de la información proporcionada por un giroscopio, un acelerómetro y un magnetómetro, presenta resultados significativamente menos susceptibles a dichos parámetros, como puede corroborarse de los valores RMSE obtenidos.

6.3.3. Particularidades de la respuesta obtenida por cada sensor

En análisis cualitativo y cuantitativo de la respuesta obtenida de los sensores; giroscopio, acelerómetro e IMU, en posición estática, se menciona que su desempeño es equivalente al reportado anteriormente en la primera etapa de prueba. Desde luego, dicho comportamiento es de esperarse sobre todo considerando que cada uno de los sensores antes mencionados, carece de una fuente externa de referencia la cual permita compensar dichas variaciones. Eso sin contar que se trata de los mismos sensores, estrategias de control y metodología empleada para llevar a cabo la fusión de la información. No obstante, dicha prueba es de suma importancia, ya que la incorporación de un nuevo sensor en el sistema desarrollado, tal es el caso del magnetómetro, podría provocar variaciones no deseadas en el comportamiento del sistema. Por otro lado, en cuanto a la respuesta del magnetómetro refiere, los resultados obtenidos sugieren un comportamiento poco a nada susceptible tanto al *Drift* como al ruido, de lo cual se podría asumir que la utilización de dicho sensor para llevar a cabo la estimación de la orientación en el espacio 3D será la opción ideal. Sin embargo, vale la pena recordar que la información proporcionada por el magnetómetro, únicamente permite determinar la orientación de objetos girados con respecto al plano horizontal (eje vertical Z). Lo cual lo hace



poco o nada recomendable para la estimación de la orientación en el espacio 3D, pero ideal para la corrección de las desviaciones a la deriva reportadas en el eje Z, cuando una IMU y la combinación entre un Filtro Complementario y un control Proporcional Integral son utilizados. Por otro lado, en la segunda etapa de prueba; “*evaluación del desempeño del sistema desarrollado para llevar a cabo el monitoreo, seguimiento y reproducción de la extremidad superior como respuesta a la rotación del hombro*”, se demostró que la utilización de una IMU y la combinación de un Filtro Complementario y un control Proporcional Integral, son ideales para llevar a cabo la estimación de la orientación de la extremidad superior en el espacio 3D. No obstante, en el análisis cualitativo y cuantitativo de la respuesta obtenida en posición estática, se observa que, pese a su buen desempeño, la IMU sigue siendo susceptible a errores de *Drift* con respecto al eje vertical Z, lo cual compromete su funcionamiento cuando son realizadas mediciones por periodos prolongados. Por el contrario, en el mismo estudio se muestra que a diferencia de la IMU la respuesta obtenida por el dispositivo MARG, no es susceptible a dichos errores independientemente del tiempo de evaluación. Por lo tanto, para el análisis del comportamiento de los módulos de monitoreo en movimiento, se propone llevar a cabo la comparativa de la respuesta obtenida por ambos sensores; IMU y MARG, a fin de determinar su idoneidad para ser utilizados en el desarrollo de un sistema ambulatorio de análisis de movimiento, el cual permita llevar a cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento de la extremidad superior en el espacio 3D.

6.3.4. Análisis cualitativo y cuantitativo de la respuesta obtenida en movimiento: IMU VS MARG.

Con el objetivo de establecer una comparativa del desempeño de los sensores; IMU y MARG, en movimiento. Inicialmente ambos sensores se hicieron oscilar en torno a cada uno de sus ejes coordinados XYZ, describiendo un movimiento fluido y continuo con un rango de movimiento de 180°, hasta completar un total de seis repeticiones. Posterior a ello, igual que se hiciera en la evaluación en posición estática, la información recopilada fue graficada ángulos vs tiempo Fig. 6. 10, permitiendo la identificación tanto de errores de *Drift* y Ruido de manera cualitativa, como el grado de desviación a la deriva y el nivel de variaciones o fluctuaciones en la respuesta obtenida de manera cuantitativa.

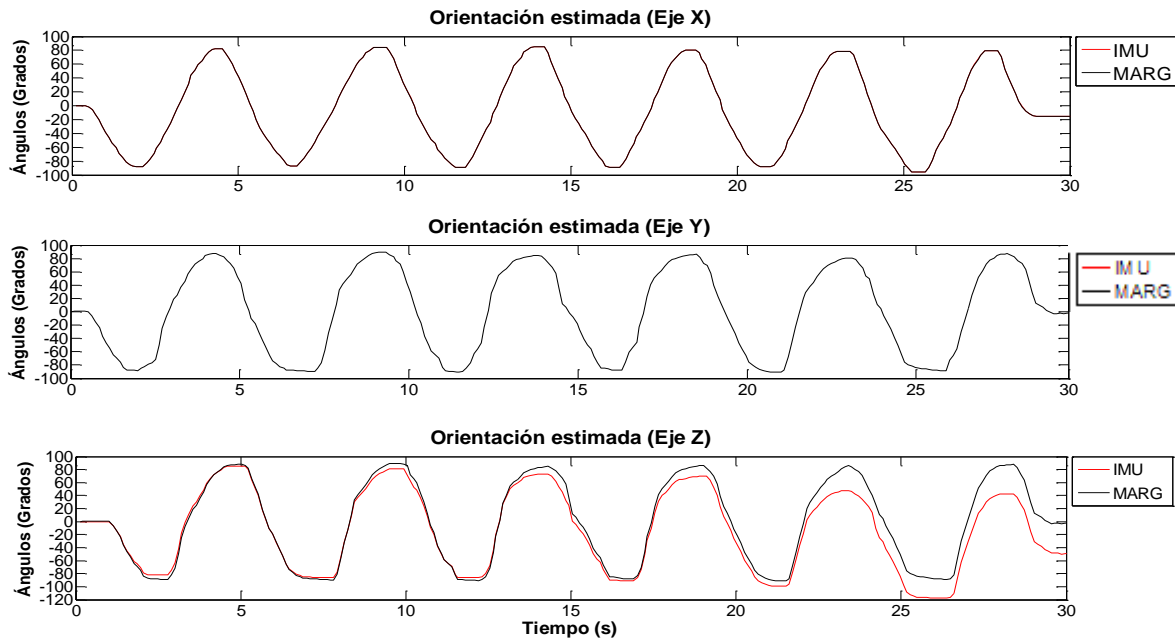


Fig. 6. 10 Respuesta obtenida en movimiento: IMU vs MARG

De los resultados obtenidos se observa, que la respuesta del MARG a diferencia de la respuesta del IMU, no presenta variaciones significativas que evidencien la existencia errores de *Drift* o susceptibilidad al ruido. No obstante, a fin de corroborar lo antes mencionado, en la Tabla 6. 5 son mostradas las mediciones del *Drift*, en grados, y el nivel de variaciones o fluctuaciones, medidos a partir de la estimación de la raíz del error cuadrático medio (RMSE).

Tabla 6. 5 Grado de desviación a la deriva y RMSE en movimiento: módulos de monitoreo

	Eje X		Eje Y		Eje Z	
	Drift 30s	RMSE	Drift 30s	RMSE	Drift 30s	RMSE
IMU	1.24°	0.34°	1.47°	0.43°	27.8°	9.24°
MARG	1.26°	0.37°	1.32°	0.38°	1.39°	0.21°

Ambos experimentos demuestran que, si bien es cierto que la determinación de la orientación utilizando un IMU como fuente de información, permite llevar a cabo la estimación de la orientación 3D. El utilizar dicha solución para la realización de un sistema ambulatorio de análisis de movimiento podría verse comprometido. Ya que el IMU es susceptible a errores de *Drift* para todos aquellos movimientos realizados en torno al eje Z; lo cual es debido a la ausencia de un elemento de referencia extremo que permita compensar dichos errores. En contraste la propuesta de incluir un magnetómetro para la compensación de dichos errores a la



deriva, proporcionan un sistema invariante no solo a dichos errores, sino también a fluctuaciones o variaciones debidas a los efectos de la velocidad. Siendo esto posible, gracias a la incorporación de un filtro complementario y la retroalimentación de los valores obtenidos, utilizando un control Proporcional Integral *PI*. Por lo tanto, para la evaluación del desempeño del sistema desarrollado, para ser utilizado como un sistema ambulatorio de análisis de movimiento, se propone el uso de ambos módulos de monitoreo empleando la solución que incorpora la información proporcionada por un magnetómetro. Se espera que a partir de ello sea posible llevar a cabo la estimación de la orientación de la extremidad superior como respuesta a la rotación del hombro, tomando como referencia la orientación del tronco.

6.4. Cuarta etapa de prueba: Evaluación del desempeño del sistema desarrollado para ser utilizado como un sistema ambulatorio de análisis de movimiento

A fin de evaluar el desempeño del sistema desarrollado, para ser utilizado como un sistema ambulatorio de análisis de movimiento, fueron utilizados los módulos de monitoreo; previamente descritos en las secciones 5.10 y 5.11. La evaluación realizada consistió en dos etapas: evaluación del desempeño del sistema en postura corporal erguida con apoyo bipodal y evaluación del desempeño del sistema durante la marcha. Diez sujetos sanos cuyas características y criterios de inclusión corresponden a los ya definidos en la sección 6.2.1 Participantes, fueron reclutados para la realización de esta evaluación.

6.4.1. Preparación para el estudio

Para la realización del estudio se pidió a los sujetos colocarse en la posición inicial de evaluación, orientados al norte magnético terrestre en el plano sagital, tomando en cuenta las siguientes consideraciones: posición erguida bipodal, con las piernas semi-separadas, alineadas con los hombros y plantas de los pies paralelas al piso, brazos extendidos colocados a los costados del cuerpo, con las palmas de ambas manos apoyadas al mismo y dedos extendidos. Dos marcas de distinto color; azul y rojo, colocadas en el piso y dispuestas en forma de cruz, fueron utilizadas como punto de referencia y partida. Siendo la línea roja el indicador o punto de referencia que permite la orientación del sujeto evaluado con respecto al norte magnético terrestre, y la línea azul el punto de apoyo o colocación de las plantas de los



pies, señalando el punto de partida. A fin de asegurar la orientación con respecto al norte magnético terrestre, fueron utilizados tres elementos: 1.- brújula de mano; con una escala graduada de 0 a 360° y divisiones de 1°, 2.- brújula digital *Smart Compass*; utilizando magnetómetro y GPS para mejorar precisión, 3.- módulos de monitoreo; empleando el magnetómetro y acelerómetro junto con los algoritmos desarrollados para la estimación de la orientación. Un brazalete deportivo y una banda elástica, especialmente diseñada para el estudio, fueron utilizados para llevar a cabo la colocación de los módulos de monitoreo en el brazo ($BT1_{AD0}$) y abdomen ($BT2_{AD1}$) del sujeto a evaluar, considerando la siguiente distribución; $BT1_{AD0}$ en la porción lateral externa del brazo derecho, en la distancia media entre el acromion y el epicóndilo lateral del humero, centrado en el plano coronal, tomando como referencia el punto medio entre los músculos bíceps braquial y tríceps braquial; $BT2_{AD1}$ a la altura del epigastrio, centrado con el plano sagital, tomando como referencia la punta del esternón. 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 a cada segmento.

6.4.2. Evaluación del desempeño en postura corporal erguida con apoyo bipodal

Para la evaluación del desempeño del sistema desarrollado en postura corporal erguida con apoyo bipodal, se pidió a cada sujeto adoptar la posición inicial de evaluación y realizar tres distintas secuencias involucrando en cada una de ellas tres de los principales movimientos de la articulación del hombro; flexo-extensión, abducción-aducción y rotación externa/interna en el plano horizontal, contemplando las siguientes tres secuencias:

Postura erguida con apoyo bipodal - primera secuencia: Flexión de la extremidad superior derecha con un rango de movimiento completo de 90° (RoM 90°); rotación completa del cuerpo en torno a su eje vertical, en sentido horario, describiendo un desplazamiento angular de 90° (CW 90°); extensión de la extremidad superior derecha RoM 120°, hasta alcanzar la posición extensión a 30°, con respecto a la posición inicial 0°; rotación completa del cuerpo entorno a su eje sagital en sentido anti-horario, describiendo un desplazamiento angular de 90°



(CCW 90°); flexión de la extremidad superior derecha RoM 30°, hasta alcanzar la posición inicial 0°.

Postura erguida bipodal - segunda secuencia: Abducción de la extremidad superior derecha RoM 90°; rotación completa del cuerpo en torno a su eje vertical CW 90°; aducción de la extremidad superior derecha RoM 120°, hasta alcanzar la posición aducción 30° con respecto a la posición inicial 0°; rotación completa del cuerpo en torno a su eje vertical CCW 90°; abducción de la extremidad superior derecha RoM 30°, hasta alcanzar la posición inicial 0°.

Postura erguida bipodal - tercera secuencia: Flexión de la extremidad superior derecha RoM 90°; rotación horizontal externa de la extremidad superior derecha RoM 90°; rotación completa del cuerpo en torno a su eje vertical CW 90°; rotación interna de la extremidad superior derecha RoM 120°, hasta alcanzar la posición rotación horizontal interna 30° con respecto al plano sagital del hombro; rotación completa del cuerpo en torno a su eje vertical CCW 90°; rotación horizontal externa de la extremidad superior derecha RoM 30°, hasta alinearse con el plano sagital del hombro; extensión de la extremidad superior derecha RoM 90°, hasta alcanzar la posición inicial 0°.

6.4.3. Evaluación del desempeño durante la marcha

Para la evaluación del desempeño del sistema desarrollado durante la marcha, se pido a cada sujeto adoptar la posición inicial de evaluación y realizar tres distintas secuencias, involucrando en cada una de ellas tanto los tres de los principales movimientos de la articulación del hombro, previamente evaluados, como una combinación entre rotaciones del cuerpo y marcha; concluyendo en una posición y orientación completamente distinta a la posición de evaluación. Al igual que la evaluación del desempeño del sistema en postura corporal erguida con apoyo bipodal, cada una de las secuencias tiene sus propias particularidades, como se describe a continuación.

Desempeño durante la marcha, primera secuencia: Flexión de la extremidad superior derecha RoM 90°, regresando a la posición inicial 0°; Extensión de la extremidad superior derecha RoM 30°, regresando a la posición inicial 0°; marcha en línea recta hasta alcanzar el primer



objetivo (pedestal 1); rotación completa del cuerpo en torno a su eje vertical CCW 90°; marcha en línea recta hasta alcanzar el segundo objetivo (pedestal 2); rotación completa del cuerpo en torno a su eje vertical CW 90°; marcha en línea recta hasta alcanzar el tercer objetivo (pedestal 3); rotación completa del cuerpo en torno a su eje vertical CW 90°; marcha en línea recta hasta alcanzar el cuarto objetivo (pedestal 4); rotación completa del cuerpo en torno a su eje vertical CCW 90°; marcha en línea recta hasta alcanzar el indicador final de marcha (marcador de referencia en el suelo); rotación completa del cuerpo en torno a su eje vertical CW 90°; Flexión de la extremidad superior derecha RoM 90°, regresando a la posición inicial 0°; Extensión de la extremidad superior derecha RoM 30°, regresando a la posición inicial 0°.

Desempeño durante la marcha, segunda secuencia: Abducción de la extremidad superior derecha RoM 90°, regresando a la posición inicial 0°; Aducción de la extremidad superior derecha RoM 30°, regresando a la posición inicial 0°; marcha en línea recta hasta alcanzar el primer objetivo (pedestal 1); rotación completa del cuerpo entorno a su eje vertical CCW 90°; marcha en línea recta hasta alcanzar el segundo objetivo (pedestal 2); rotación completa del cuerpo en torno a su eje vertical CW 90°; marcha en línea recta hasta alcanzar el tercer objetivo (pedestal 3); rotación completa del cuerpo en torno a su eje vertical CW 90°; marcha en línea recta hasta alcanzar el cuarto objetivo (pedestal 4); rotación completa del cuerpo en torno a su eje vertical CCW 90°; marcha en línea recta hasta alcanzar el indicador final de marcha; rotación completa del cuerpo en torno a su eje vertical CW 90°; Abducción de la extremidad superior derecha RoM 90°, regresando a la posición inicial 0°; Aducción de la extremidad superior derecha RoM 30°, regresando a la posición inicial 0°.

Desempeño durante la marcha, tercer secuencia: Flexión de la extremidad superior derecha RoM 90°; Rotación horizontal externa de la extremidad superior derecha RoM 90°, regresando sobre el plano horizontal hasta alinearse de nueva cuenta con el plano sagital del hombro; Rotación horizontal interna de la extremidad superior derecha RoM 30°, regresando sobre el plano horizontal hasta alinearse de nueva cuenta con el plano sagital del hombro; Extensión de la extremidad superior derecha RoM 90°; marcha en línea recta hasta alcanzar el primer objetivo (pedestal 1); rotación completa del cuerpo en torno a su eje vertical CCW 90°; marcha en línea recta hasta alcanzar el segundo objetivo (pedestal 2); rotación completa del cuerpo en



torno a su eje vertical CW 90°; marcha en línea recta hasta alcanzar el tercer objetivo (pedestal 3); rotación completa del cuerpo entorno a su eje vertical CW 90°; marcha en línea recta hasta alcanzar el cuarto objetivo (pedestal 4); rotación completa del cuerpo en torno a su eje vertical CCW 90°; marcha en línea recta hasta alcanzar el indicador final de marcha; rotación completa del cuerpo en torno a su eje vertical CW 90°; Flexión de la extremidad superior derecha RoM 90°; Rotación horizontal externa de la extremidad superior derecha RoM 90°, regresando sobre el plano horizontal hasta alinearse de nueva cuenta con el plano sagital del hombro; Rotación horizontal interna de la extremidad superior derecha RoM 30°, regresando sobre el plano horizontal hasta alinearse de nueva cuenta con el plano sagital del hombro; Extensión de la extremidad superior derecha RoM 90° hasta alcanzar la posición inicial 0°.

6.4.4. Procedimiento experimental

Durante la etapa de experimentación, se llevó a cabo el almacenamiento de la información proporcionada por ambos módulos de monitoreo; $BT1_{AD0}$ y $BT2_{AD1}$. Dicho proceso fue realizado de manera simultánea durante la ejecución de los movimientos correspondientes a cada una de las secuencias previamente definidas; postura erguida con apoyo bipodal y marcha; un indicador audible fue reproducido previo a la ejecución de cada movimiento señalando el momento en el que estos debían ser realizados. El almacenamiento fue llevado a cabo contemplando tanto la información correspondiente a cada uno de los módulos de monitoreo, como la información proporcionada por ambos módulos trabajando en conjunto. Por un lado, la información recopilada fue utilizada para llevar a cabo la representación 2D del movimiento de la extremidad superior, el tronco y la extremidad superior tomando como referencia la orientación del tronco, considerando cada uno de los ejes principales del sistema de referencia XYZ Ec. (73). Mientras que, por el otro lado, la información obtenida de los tres ejes en conjunto, fue utilizada para llevar a cabo la reconstrucción 3D de la trayectoria descrita por cada uno de los movimientos evaluados Ec. (75). Ambas representaciones son mostradas en Fig. 6. 11 a Fig. 6. 16.

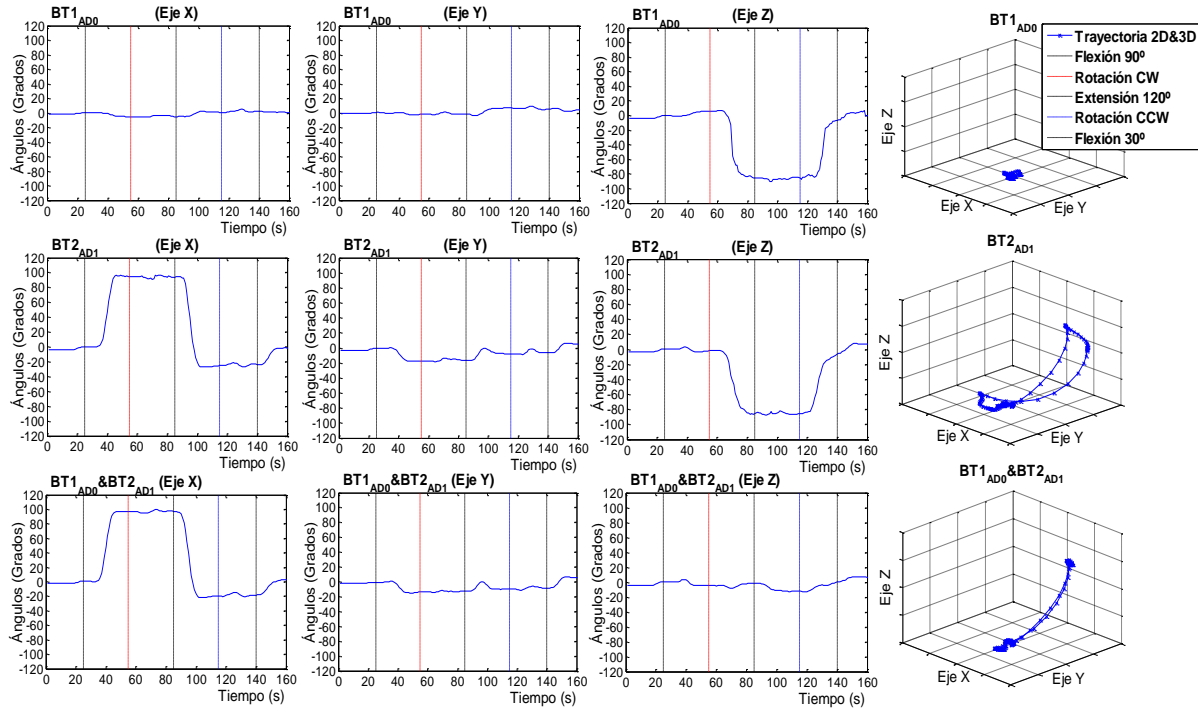


Fig. 6. 11 Representación 2D y reconstrucción 3D de la trayectoria descrita por la extremidad superior, el tronco y la extremidad superior tomando como referencia la orientación del tronco, durante la evaluación del desempeño del sistema desarrollado, en postura erguida con apoyo bipodal – primera secuencia.

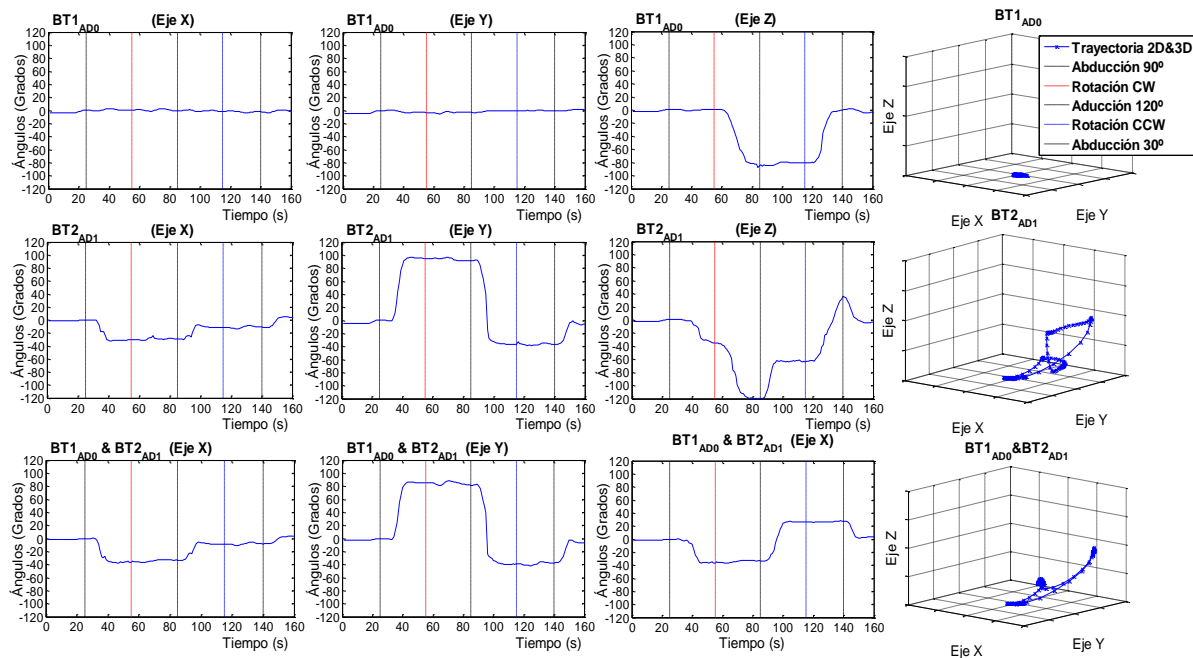


Fig. 6. 12 Representación 2D y reconstrucción 3D de la trayectoria descrita por la extremidad superior, el tronco y la extremidad superior tomando como referencia la orientación del tronco, durante la evaluación del desempeño del sistema desarrollado, en postura erguida con apoyo bipodal – segunda secuencia.

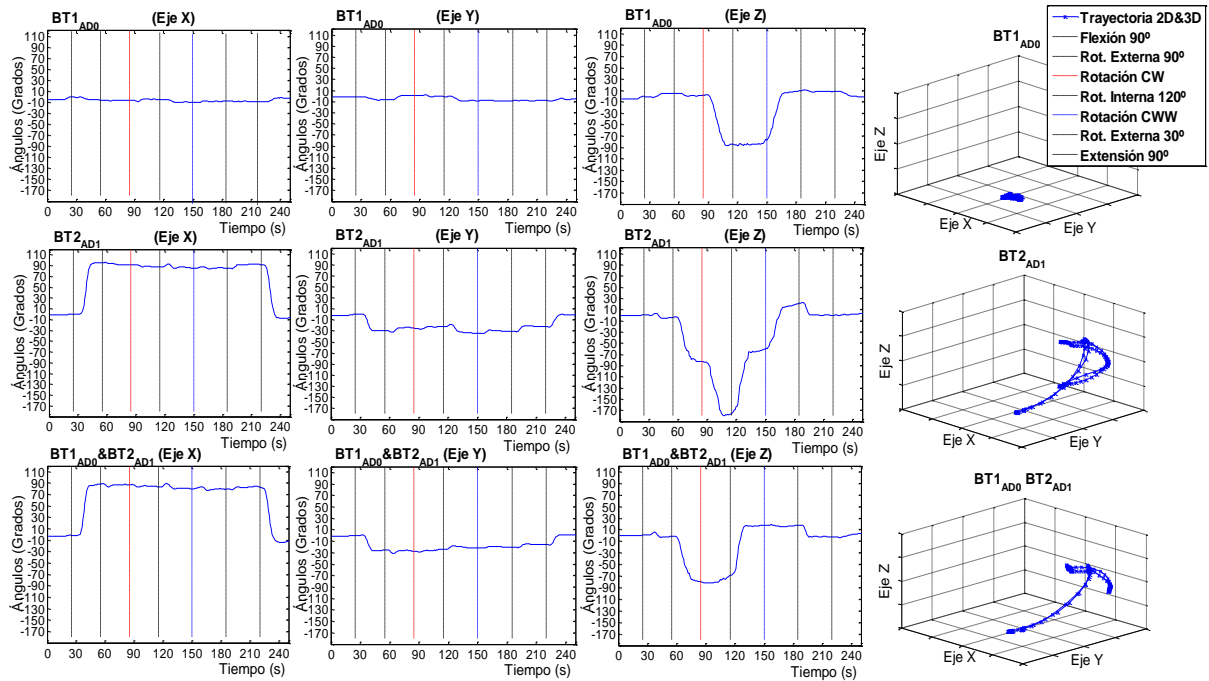


Fig. 6. 13 Representación 2D y reconstrucción 3D de la trayectoria descrita por la extremidad superior, el tronco y la extremidad superior tomando como referencia la orientación del tronco, durante la evaluación del desempeño del sistema desarrollado, en postura erguida con apoyo bipodal – segunda secuencia.

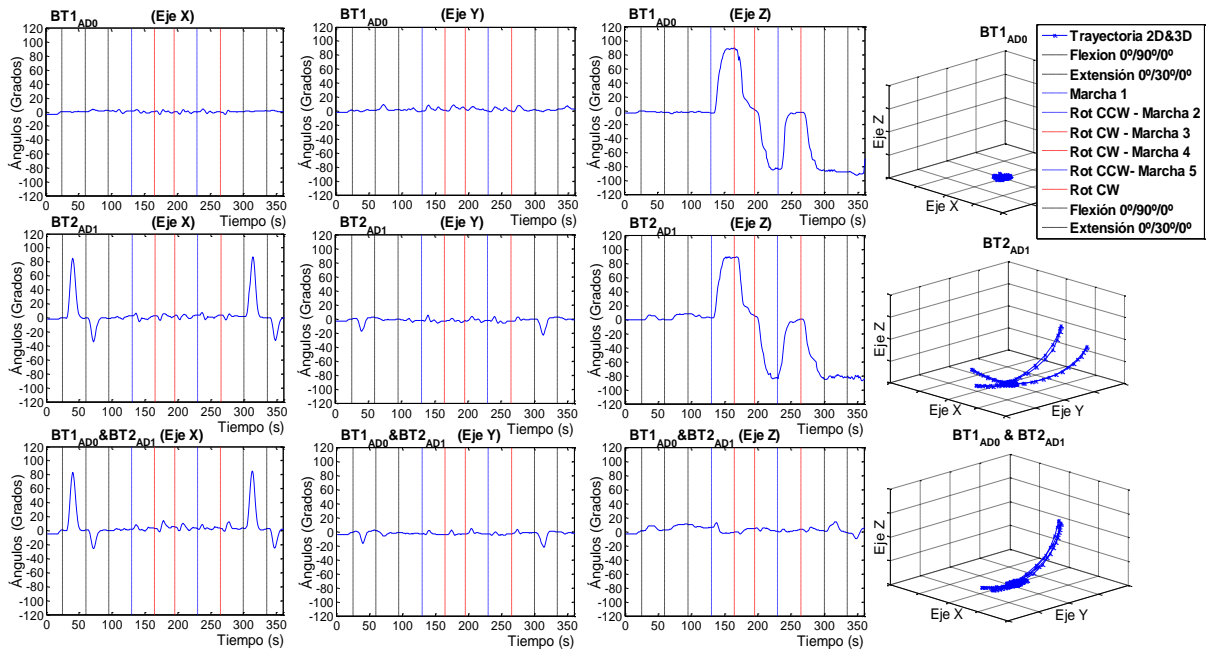


Fig. 6. 14 Representación 2D y reconstrucción 3D de la trayectoria descrita por la extremidad superior, el tronco y la extremidad superior tomando como referencia la orientación del tronco, durante la evaluación del desempeño del sistema durante la marcha – primera secuencia.

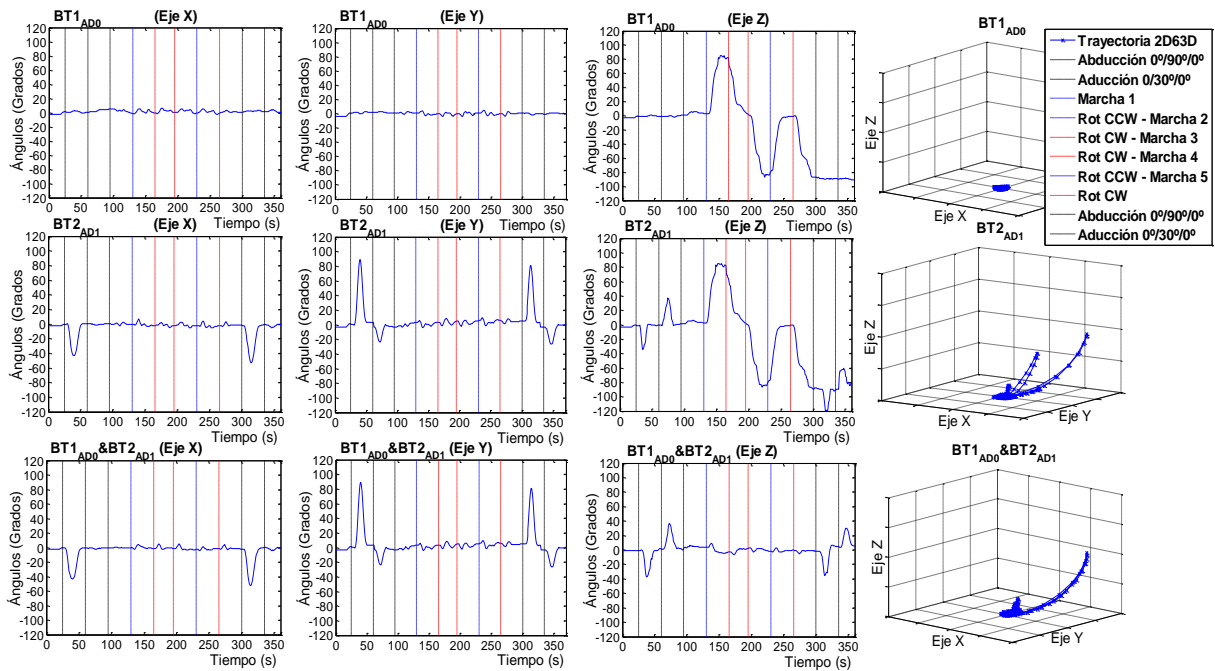


Fig. 6. 15 Representación 2D y reconstrucción 3D de la trayectoria descrita por la extremidad superior, el tronco y la extremidad superior tomando como referencia la orientación del tronco, durante la evaluación del desempeño del sistema durante la marcha– segunda secuencia.

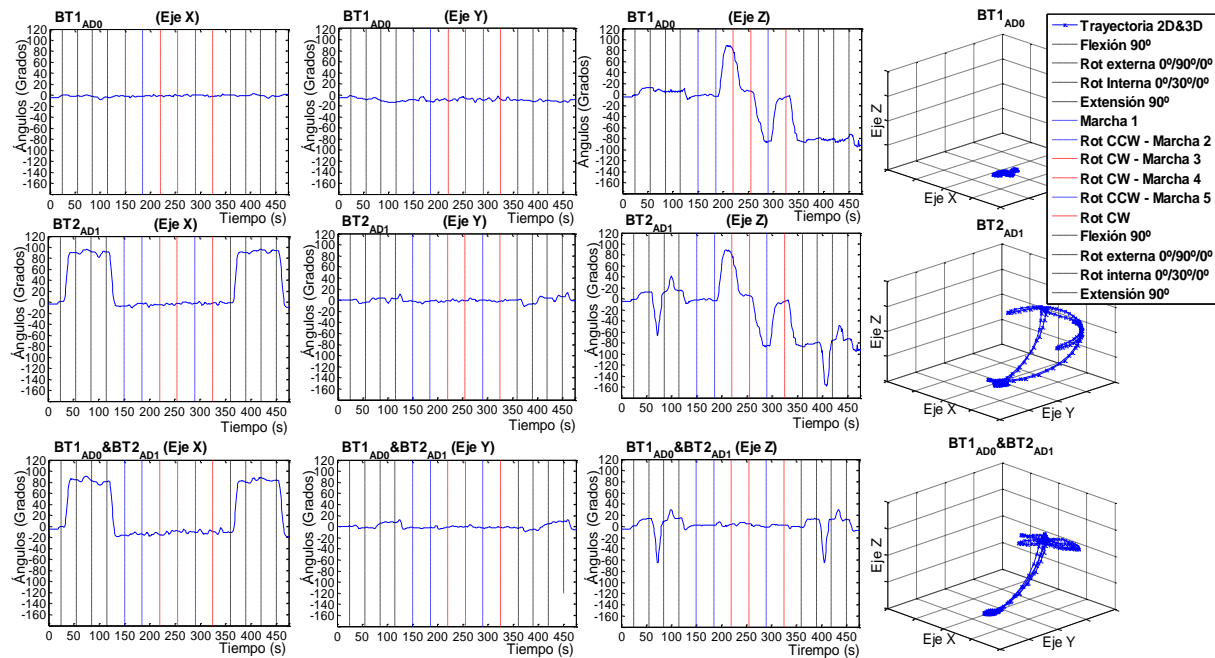


Fig. 6. 16 Representación 2D y reconstrucción 3D de la trayectoria descrita por la extremidad superior, el tronco y la extremidad superior tomando como referencia la orientación del tronco, durante la evaluación del desempeño del sistema durante la marcha– tercera secuencia.



En las figuras Fig. 6. 11 a Fig. 6. 16, se muestra el desempeño del sistema desarrollado considerando tanto la información proporcionada por cada uno de los módulos de monitoreo; $BT1_{AD0}$ y $BT2_{AD1}$, como las ventajas que ofrece el llevar a cabo la combinación de la información proporcionada por ambos módulos $BT1_{AD0}&BT2_{AD1}$. En donde $BT1_{AD0}$ representa el comportamiento del tronco, $BT2_{AD1}$ el comportamiento de la extremidad superior la extremidad superior, y $BT1_{AD0}&BT2_{AD1}$ el comportamiento de la extremidad superior tomando como referencia la orientación del tronco.

De acuerdo a las secuencias previamente definidas, el comportamiento del tronco corresponde a movimientos de rotación del cuerpo, entorno a su eje vertical, mientras que el comportamiento de la extremidad superior corresponde a tres de los principales movimientos de la articulación del hombro; flexo-extensión, abducción-aducción, rotación horizontal externa/interna. Si consideramos una relación entre los ejes anatómicos del cuerpo y los ejes coordenados de nuestro sistema de referencia; en donde el eje vertical corresponde al eje Z, el eje transversal al eje Y, y el eje antero posterior al eje X. De la representación 2D se observa que los resultados obtenidos a partir de las mediciones realizadas por $BT1_{AD0}$, corresponden a movimientos de rotación realizados con respecto al eje vertical Z. Mientras que las mediciones realizadas por $BT2_{AD1}$, corresponden a una combinación de movimientos, entre las cuales, no solo se evidencia la presencia de movimientos de rotación en torno al eje vertical Z, sino que dichas rotaciones hasta cierto punto muestran un comportamiento equivalente a aquellas rotaciones descritas en $BT1_{AD0}$. Cabe destacar que, aunque dicho comportamiento se encuentra presente en todos los casos evaluados, las equivalencias en el comportamiento descrito a partir de las mediciones realizadas por $BT1_{AD0}$ y $BT2_{AD1}$ de manera independiente, son evidentes en Fig. 6. 11, Fig. 6. 14, Fig. 6. 15, Fig. 6. 16.

Por su parte, en la representación 3D se observa por un lado que $BT1_{AD0}$, describe el movimiento del tronco de acuerdo a lo expuesto en las secuencias previamente definidas; movimiento de rotación entorno al eje vertical Z. Mientras que, por el otro lado, se evidencia que pese a que $BT2_{AD1}$ describe trayectorias en torno a los ejes X e Y representando el movimiento de flexo-extensión, en torno al eje anteroposterior X, abducción-aducción en torno al eje transversal Y, y rotación horizontal externa/interna como una combinación entre



los movimientos de flexo-extensión y rotación horizontal, realizadas en torno a los ejes X y Z principalmente. Su comportamiento se ve afectado por los movimientos de rotación del tronco en torno al eje vertical Z, al no contar un sistema de referencia que proporcione información concerniente al cambio de orientación de este. Siendo incapaz de discernir entre los movimientos realizados por el tronco y aquellos realizados por la extremidad superior. Este comportamiento expone la necesidad de contar con un sistema de análisis de movimiento, cuya respuesta sea invariante al cambio de orientación ocasionado por los elementos adyacentes a la extremidad bajo análisis. Tal es el caso de la inclusión de los movimientos del tronco en el análisis del comportamiento de la extremidad superior.

La respuesta obtenida a partir de las mediciones realizadas empleando la combinación de la información proporcionada por ambos módulos de monitoreo; $BT1_{AD0}$ & $BT2_{AD1}$ confirman la hipótesis de que el sistema desarrollado junto con los algoritmos propuestos para llevar a cabo la fusión de la información, tanto de los sensores magnético inerciales como la información proporcionada por ambos módulos de monitoreo. Ofrecen una solución ideal para llevar a cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento del movimiento de la extremidad superior, mediante el uso de este, cual sistema ambulatorio de análisis de movimiento.

Por un lado, en la representación 2D de $BT1_{AD0}$ & $BT2_{AD1}$, se muestra el comportamiento de la extremidad superior tomando como referencia la orientación del tronco. En donde se observa, que las repercusiones de los movimientos de rotación de este segmento se encuentran ausentes, mostrando únicamente la trayectoria descrita en torno al eje anteroposterior X, para los movimientos de flexo-extensión, la trayectoria descrita en torno al eje transversal Y, para los movimientos de abducción-aducción, y la trayectoria descrita en torno a los ejes X y Z, para los movimientos de rotación horizontal externa/interna. Dicho comportamiento es evidente y fácilmente discernible en la representación 3D de la trayectoria descrita, durante la ejecución de los movimientos previamente mencionados.

Por otro lado, de acuerdo a las secuencias realizadas durante la evaluación, los movimientos realizados en postura erguida con apoyo bipodal; Fig. 6. 11, Fig. 6. 12, Fig. 6. 13, parten y regresan al mismo punto inicial de evaluación. Por lo tanto, si consideramos que el elemento



de interés durante la evaluación corresponde a los movimientos realizados únicamente por la extremidad superior durante su movimiento, omitiendo los movimientos del tronco. La trayectoria descrita debería corresponder únicamente a los movimientos de flexo-extensión, abducción-aducción y rotación horizontal externa/interna, partiendo y convergiendo en el mismo punto; como se muestra en la reproducción 3D ($BT1_{AD0}$ & $BT2_{AD1}$). Es importante destacar que dicha respuesta difiere significativamente de aquella que no contempla los movimientos de este; tal es el caso del módulo $BT2_{AD1}$.

Los resultados antes expuestos parecen ser concluyentes, no obstante, abren la siguiente interrogante ¿Qué ocurre cuando el punto inicial y final no son el mismo?, el sistema desarrollado, junto con los algoritmos propuestos para llevar a cabo la fusión de los sensores y los módulos de monitoreo, ¿son lo suficientemente robustos como para identificar y separar la información correspondiente a cada segmento; tronco y extremidad superior? Como respuesta a ello, de acuerdo a la evaluación del desempeño del sistema, en marcha, las secuencias involucran junto con la realización de los movimientos de la extremidad superior y la rotación del tronco, la evaluación del sistema durante y posterior a la marcha. En donde la posición final de evaluación no solo dista de la posición inicial, debido a la marcha, sino que se encuentra girada 90° con respecto a esta. No obstante, los resultados obtenidos en la representación 2D muestran una vez más la identificación y omisión de los movimientos del tronco, superponiendo ambas trayectorias; inicial y final, en el mismo punto de partida; como si los movimientos de rotación o traslación del tronco no estuviesen presentes. Dichos resultados son evidentes en la representación 3D de la trayectoria descrita por la extremidad superior, tomando como referencia la orientación del tronco ($BT1_{AD0}$ & $BT2_{AD1}$) cuyos efectos pueden ser constatados al comparar con la respuesta obtenida por el módulo $BT2_{AD1}$, respondiendo la interrogante antes planteada. Lo antes expuesto demuestra que la combinación de la respuesta obtenida por ambos módulos de monitoreo ofrecen una solución ideal para llevar a cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento de la trayectoria descrita por la extremidad superior durante su movimiento, incluyendo el comportamiento de sus elementos adyacentes; el movimiento del tronco.



6.5. Aplicación del sistema desarrollado para el diseño y desarrollo de una interfaz gráfica de usuario basada en BCI's.

Adicional a las cuatro etapas de evaluación, previamente detalladas, se llevó a cabo el diseño y desarrollo de una interfaz gráfica de usuario *Graphic User Interface* (GUI) basada en una interfaz cerebro computadora *Brain Computer Interface* (BCI). Dicho proyecto fue realizado en colaboración con el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR), con el apoyo del Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología CONACyT-México. El objetivo de este proyecto, consistió en extrapolar la aplicación del sistema desarrollado, las herramientas y metodología empleadas para su evaluación. A fin de llevar a cabo una interfaz gráfica de usuario, la cual haga las veces de un sistema de evaluación y entrenamiento para personas con problemas neuromotores, a nivel de la extremidad superior. Para ello, fueron empleadas técnicas de retroalimentación visual y física, mediante la presentación de estímulos sensorial-motrices, estos últimos clasificados en tres grupos: 1) únicamente visual, empleando videos; 2) retroalimentación visual, utilizando un modelo virtual de la extremidad afectada; 3) retroalimentación física, utilizando una órtesis.

En cuanto a la GUI refiere, por un lado, los parámetros de evaluación tienen como objetivo determinar hasta qué grado una persona es capaz de controlar los movimientos realizados por la extremidad "afectada", basados en el nivel de la actividad cerebral; empleando señales EEG como parámetros de control. Mientras que, por el otro, el entrenamiento tiene como objetivo verificar de qué manera intervienen los estímulos presentados y si a partir estos es posible promover la capacidad de control antes mencionado.

En relación al proyecto antes mencionado; diseño y desarrollo de una interfaz gráfica de usuario basada en BCI's, la metodología y herramientas empleadas para llevar a cabo el sistema y algoritmos desarrollados en esta tesis doctoral, no solo involucran la retroalimentación visual y física de los movimientos desarrollados por la extremidad superior; utilizando tanto modelos virtuales, como un modelo mecatrónico el cual hace las veces de exoesqueleto. Sino que ambos elementos en conjunto; sistema y algoritmos desarrollados, permiten llevar a cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento de la extremidad superior en



línea. Cuyas características lo hace un sistema ideal para la definición de los movimientos a evaluar, basados en la reconstrucción y reproducción 3D de la trayectoria descrita. Permitiendo la retroalimentación visual y física de movimientos que imiten el comportamiento natural de los segmentos corporales, sobre todo, considerando que la retroalimentación, es uno de los puntos clave en el desarrollo de la GUI basada en BCI

6.5.1. Diseño, desarrollo e integración de la interfaz gráfica y modelo virtual (VR)

La interfaz gráfica fue desarrollada en tres etapas: 1. Diseño y desarrollo de una interfaz gráfica de usuario (GUI), 2. Diseño, desarrollo e integración del modelo virtual (VR), 3. Intercomunicación de componentes.

1. El diseño y desarrollo de la interfaz gráfica de usuario, fueron realizados empleando la herramienta de software Matlab R2013a y el toolbox GUI (Graphic User Interface).
2. Tomando como referencia el diseño y desarrollo del modelo virtual del brazo, empleado en las pruebas previamente descritas en esta tesis, se llevó a cabo el diseño, desarrollo e integración de tres de los principales elementos que conforman el funcionamiento de la GUI: 1) modelo virtual de una mano (VR), 2) interfaz gráfica de usuario (GUI), 3) interfaz cerebro computadora (BCI). Dichos elementos fueron desarrollados empleando una arquitectura basada en arboles de nodos y diseño por coordenadas; se utilizaron V-Realm Builder 2.0 en combinación con Matlab R2013a®, para dicho propósito. Ambos módulos de monitoreo, $BT1_{AD0}$ y $BT2_{AD1}$ previamente descritos en esta tesis, fueron utilizados para la medición y almacenamiento del rango de movimiento (RoM) descrito, por los segmentos bajo análisis, durante la evaluación de seis distintas actividades: apertura y cierre de la mano, flexión y extensión de la muñeca, pronación y supinación del antebrazo. La información recopilada, fue utilizada para desarrollar la animación del modelo virtual de la mano, mediante su retroalimentación recursiva en algoritmos de posicionamiento y detección del estado actual, reproduciendo dicho movimiento, como respuesta a los comandos generados durante el funcionamiento de la BCI.



3. La intercomunicación entre BCI y GUI fue realizada a través de puerto USB, mientras que la intercomunicación entre la GUI y VR, así como los parámetros y estrategias de control, fueron realizados mediante la fusión del lenguaje de programación VRML (Virtual Reality Modeling Language) y la programación con comandos de Matlab. Ambos procesos, se realizaron tomando como referencia la metodología previamente empleada la intercomunicación, transferencia de la información, el control y comando del modelo virtual, utilizado en la evaluación del seguimiento de la extremidad superior en línea; previamente reportado en esta tesis.

El objetivo de este proyecto consistió en extrapolar la aplicación del sistema desarrollado, las herramientas y metodología empleadas para su evaluación, para el diseño y desarrollo de GUI basada en una BCI. Una vez desarrollada, fue realizada la etapa de evaluación de dicha GUI, como sistema de entrenamiento, dentro de la cual se incluye las pruebas realizadas con el sistema BCI. Esta etapa es independiente a la evaluación, validación y resultados mostrados en esta tesis. No obstante, en la sección de anexos se incluye un apartado en donde son descritos: los parámetros de evaluación e inclusión de los distintos métodos de retroalimentación empleados; el diseño, desarrollo e integración del módulo virtual; la intercomunicación de componentes; el sistema de evaluación; los parámetros de evaluación; así como la estructura y configuración del módulo de entrenamiento basado en un sistema BCI.

CAPÍTULO 7

CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS

7.1 Conclusiones

En este documento se presentó el desarrollo y validación de un sistema ambulatorio de análisis de movimiento, el cual permite el monitoreo, seguimiento y reproducción de la trayectoria descrita por la extremidad superior como respuesta a la rotación del hombro. El sistema desarrollado corresponde a la integración de la información proporcionada por sensores inerciales; giroscopio y acelerómetro, y magnéticos; magnetómetro, utilizando un algoritmo basado en cuaterniones y la composición de una Matriz de Cosenos Directores. A diferencia de lo que ocurre con sistemas basados en métodos tradicionales; como la determinación de la orientación a partir de la estimación de ángulos de Euler (α, ϕ, θ) o ángulos de navegación (*roll, pitch, yaw*), el algoritmo aquí presentado no es susceptible a problemas de singularidad en la estimación de la orientación, desviaciones a la deriva (*Drift*), variaciones ni a fluctuaciones en la orientación estimada.

Innumerables técnicas que realizan la fusión de la información proporcionada por sensores inerciales han sido reportadas en la literatura, entre las cuales destacan; filtro Kalman, gradiente descendiente, filtro de partículas, integración de los datos empleando ecuaciones cinemáticas, etc. Sin embargo, el uso de un filtro complementario y la retroalimentación de la información utilizando un control Proporcional Integral (PI), en el algoritmo aquí presentado,



ofrecen de la ventaja de ser un método computacionalmente menos costoso y eficiente, sin sacrificar precisión en la estimación de la orientación.

La combinación de un MARG y un dsPIC permitió el almacenamiento y transmisión tanto de la información proporcionada por los sensores de manera independiente, como la información previamente procesada, al igual que algunos sistemas comerciales basados en estos dispositivos. Sin embargo, contrario a lo que ocurre con los sistemas comerciales actuales, el sistema desarrollado es reprogramable, cuya característica le confiere la particularidad para desarrollar algoritmos específicos en el mismo dispositivo, sin la necesidad de depender de dispositivos externos de almacenamiento y procesamiento de la información.

Los modelos virtual y mecatrónico demostraron la capacidad del sistema desarrollado para emular el comportamiento de la extremidad superior hombro y brazo, promoviendo su uso dentro de los parámetros y estrategias de control que han de gobernar el comportamiento de una prótesis para extremidad superior, permitiendo la interacción funcional entre sujeto amputado y su prótesis.

Así mismo, los resultados experimentales demostraron que es posible extrapolar la aplicación del sistema desarrollado para llevar a cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento de la trayectoria descrita por la extremidad superior durante su elevación activa, como respuesta al movimiento del hombro, cuyo desempeño ofrece ventajas significativas en comparación con técnicas de análisis de movimiento tradicionales como la goniometría e incluso sistemas de análisis de movimiento en video dedicados a la evaluación de los segmentos corporales, ya que no depende de: la habilidad del evaluador, experiencia o conocimiento calificado de los segmentos corporales, de un espacio de evaluación controlado o herramientas de hardware o software especiales (más allá de los componentes del sistema). Además, su colocación y uso es simple, siendo un método rápido y preciso el cual no se encuentra sujeto a problemas de oclusión, no requiere de un periodo prolongado para el procesamiento de la información, reduciendo de manera significativa el tiempo necesario para la evaluación de los segmentos corporales. Finalmente, dadas las características de ser fácilmente reproducible y compacto, de bajo costo y fácil manejo, ofrece un gran potencial para ser utilizado en el análisis,



reproducción y seguimiento de los segmentos corporales, así como en aplicaciones orientadas a la rehabilitación, diagnóstico clínico, investigación, el diseño, desarrollo y fabricación de dispositivos tales como exoesqueletos, órtesis y prótesis.

7.2 Perspectivas

A partir de los estudios y discusiones presentados en esta tesis doctoral, las perspectivas y trabajos futuros se orientan en tres direcciones:

En primera instancia, se propone la utilización del sistema desarrollado para el análisis de su desempeño en la evaluación del movimiento de la extremidad superior en personas con amputación por arriba de la articulación del codo. Esto con el objetivo de verificar si la respuesta del sistema, varía con respecto a los resultados obtenidos.

En segunda instancia, se sugiere incluir al sistema, la capacidad de identificar desplazamientos lineales, a fin de permitir la evaluación de movimientos de ante pulsión y retropulsión del hombro. Así mismo, se recomienda el aprovechamiento de la información proporcionada por los sensores utilizados; giroscopio, acelerómetro y magnetómetro, a fin de obtener información correspondiente a la velocidad, aceleración y posicionamiento (con respecto al punto de partida), de los segmentos bajo análisis.

En tercera instancia, considerando que el sistema desarrollado es capaz de proporcionar información correspondiente al movimiento del hombro, se propone investigar de qué manera podría ser utilizada dicha información dentro de los parámetros y estrategias de control, que gobiernan el funcionamiento de una prótesis para extremidad superior con amputación por arriba de la articulación del codo. Para ello, se sugiere utilizar la combinación de la información proporcionada por el sistema desarrollado, junto con la información obtenida de los músculos remanentes con el objetivo de desarrollar un sistema de monitoreo y detección de parámetros de identificación de la acción e intención del movimiento a realizar. Permitiendo de este modo, el desarrollo de elementos protésicos que promuevan la integración funcional y la interacción entre un sujeto amputado y su prótesis.

CAPÍTULO 8

PRINCIPALES APORTACIONES DE LA TESIS

En este trabajo de tesis doctoral, se presentó un sistema ambulatorio de análisis de movimiento el cual permite llevar a cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento del movimiento de la extremidad superior, tomando como referencia la orientación del tronco. La capacidad de discernir entre los movimientos del tronco y los movimientos de la extremidad superior, le confieren la particularidad de permitir llevar a cabo el análisis del comportamiento de extremidad superior, sin la necesidad de requerir un protocolo de evaluación riguroso, ya que independiente mente de la posición u orientación del sujeto bajo estudio, el sistema seguirá proporcionando información precisa y confiable. Por otro lado, sus dimensiones, peso y fácil colocación permiten la extrapolación de su aplicación, para la evaluación de los distintos segmentos corporales. Además de que, al ser un sistema ambulatorio, a diferencia de los sistemas de análisis de movimiento 3D basados en video, las mediciones de los segmentos corporales bajo análisis pueden ser realizadas in situ; fuera de un espacio de evaluación controlado, prescindiendo de herramientas de hardware o software adicionales. A continuación, se puntualizan algunas de las principales aportaciones del sistema desarrollado en esta tesis doctoral, dichas aportaciones son divididas en tres etapas principales:



Aportaciones propias del sistema, aportaciones del algoritmo desarrollado, aportaciones de los estudios realizados.

8.1 Aportaciones propias del sistema

- *Combinación de un MARG y un dsPIC, para la conformación de un sistema AHRS*

La utilización de un sensor magnético/inercial MARG (*Magnetic Angular Rate System*); integración de un giroscopio de 3 ejes, un acelerómetro de 3 ejes y un magnetómetro de 3 ejes, en un solo empaquetado LGA, impide la presencia de errores de medición debidos a la alineación de los ejes coordenados de referencia de cada uno de los sensores. Por su parte, el uso de un controlador digital de señales, dsPIC (digital signal controller), para llevar a cabo la adquisición, acondicionamiento y procesamiento de la información, permite el desarrollo de nuevos algoritmos de control y fusión de la información, de acuerdo a las características y requerimientos determinados con base en su aplicación. La combinación entre ambos elementos; MARG y dsPIC, le confieren la particularidad de prescindir de herramientas de hardware y software adicionales, para llevar a cabo el procesamiento y almacenamiento de la información proporcionada por los sensores, a diferencia de los sistemas comerciales actuales. Las características antes mencionadas, permiten contar un Sistema de Referencia de Actitud y Rumbo, AHRS (*Attitude and Heading Reference System*), preciso, reprogramable y portable, cuya aplicación puede ser extrapolada para la medición y evaluación del comportamiento de los distintos segmentos corporales.

- *Capacidad de conexión con distintos dispositivos; I²C, USB, Bluetooth*

La característica del sistema desarrollado de poder llevar a cabo la intercomunicación y transferencia de la información por distintos medios; I²C, USB, Bluetooth, permiten tanto la inclusión de nuevos módulos de monitoreo, expandiendo su capacidad para llevar a cabo el análisis y evaluación de los distintos segmentos corporales, como la representación, reproducción y visualización de los resultados obtenidos, ya que en la actualidad muchos dispositivos son compatibles con la tecnología USB y Bluetooth, tal es el caso de ordenadores (PC), Tablets, PDA's, Smartphones.



- *Capacidad de carga*

El sistema desarrollado es alimentado con una batería LiPo de 3.7V – 400mAh la cual le proporciona una autonomía de entre 6-8hrs de funcionamiento ininterrumpido. No obstante, el sistema desarrollado incorpora una etapa de carga, la cual permite utilizar el dispositivo durante la carga prolongando de manera significativa el tiempo de uso. La virtud de dicha etapa de carga y la arquitectura dispuesta para su uso, es que puede ser alimentado y/o cargado con cualquier eliminador de baterías mini-USB de 5V-500/2000mA, un cargador mini-USB, una batería auxiliar de carga como la utilizada en smartphones o bien a través del puerto USB de un ordenador (PC), demostrando la flexibilidad del sistema desarrollado.

8.2 Aportaciones del algoritmo desarrollado

El algoritmo desarrollado para llevar a cabo la fusión de la información proporcionada por los sensores; giroscopio, acelerómetro y magnetómetro, utilizando cuaterniones y la composición de una Matriz de Cosenos Directores. Permite la estimación de la orientación sin problemas de singularidad, desviaciones a la deriva, ni variaciones o fluctuaciones en las mediciones realizadas; a diferencia de lo que ocurre con sistemas basados ángulos de Euler (α, ϕ, θ) o ángulos de navegación (*roll, pitch, yaw*). Así mismo, el uso de un filtro complementario y la retroalimentación de la información utilizando un control Proporcional Integral (PI), para llevar a cabo la integración de la información, ofrecen de la ventaja de ser un método confiable y computacionalmente eficiente.

8.3 Aportaciones de los estudios realizados

- *Evaluación del desempeño de los sensores, giroscopio, acelerómetro e IMU*

En esta evaluación se propone un método de análisis cualitativo y cuantitativo del desempeño de los sensores; giroscopio, acelerómetro e IMU, en la estimación de la orientación tanto en posición estática como en movimiento, así como la representación 3D de la trayectoria descrita durante su movimiento. Los resultados obtenidos, exponen las ventajas y desventajas de utilizar cada uno de los sensores por separado, así como los beneficios que ofrece el llevar a



cabo la fusión de la información empleando los algoritmos propuestos. Su principal aportación, radica en permitir la extrapolación de la metodología aquí empleada, para el análisis y evaluación del desempeño de los sensores en distintas aplicaciones. Siendo una poderosa herramienta, a partir de la cual es posible determinar si mediante la elección de un sensor o combinación de sensores se obtendrán los resultados deseados.

- *Evaluación del desempeño del sistema desarrollado para llevar a cabo el monitoreo, reproducción y seguimiento de la extremidad superior como respuesta a la rotación del hombro*

Fueron propuestos tres distintos métodos de evaluación; 1.- monitoreo, análisis y evaluación del rango de movimiento descrito por la extremidad superior durante su movimiento, 2.- reproducción de la trayectoria descrita con respecto a cada uno de los ejes coordenados del sistema de referencia XYZ y en el espacio 3D, considerando tres de los principales movimientos de la articulación del hombro; flexo-extensión, abducción-aducción y rotación externa/interna, 3.- seguimiento del movimiento de la extremidad superior en línea considerando los tres principales movimientos de la articulación del hombro previamente evaluados, además del seguimiento de un movimiento aleatorio continuo y sin restricción alguna. La principal aportación de cada uno de los métodos propuestos se enlista a continuación: 1.- monitoreo, análisis y evaluación: proporciona información útil con respecto al comportamiento de los segmentos corporales, información generalmente utilizada en clínica, con aplicaciones en el diagnóstico y pronóstico terapéutico, rehabilitación e investigación, así como en el desarrollo de elementos protésicos, órtesis y prótesis. 2.- reproducción de la trayectoria descrita: permite la observación de los alcances y limitaciones, así como posibles desviaciones y alteraciones en la realización del movimiento efectuado. Ofreciendo un método de monitoreo, análisis y evaluación cualitativa del comportamiento de los segmentos corporales. 3.- seguimiento del movimiento de la extremidad superior: demuestra la capacidad del sistema para emular el comportamiento de los segmentos corporales, así como llevar a cabo el comando, control y operación de distintos elementos; virtual y mecatrónico, aprobando su aplicación e inclusión para el diseño y desarrollo de



estrategias de control que permitan llevar a cabo la integración funcional entre un sujeto amputado y su prótesis.

- *Evaluación del desempeño de los módulos de monitoreo*

En esta evaluación se propone un método de análisis cualitativo y cuantitativo del desempeño de los sensores; giroscopio, acelerómetro, magnetómetro, IMU y MARG, en la estimación de la orientación tanto en posición estática como en movimiento, así como la representación 3D de la trayectoria descrita durante su movimiento. Los resultados obtenidos, exponen las ventajas y desventajas de utilizar cada uno de los sensores por separado, así como los beneficios que ofrece el llevar a cabo la fusión de la información empleando los algoritmos propuestos. Su principal aportación, radica en permitir la extrapolación de la metodología aquí empleada, para el análisis y evaluación del desempeño de los sensores en distintas aplicaciones. Siendo una poderosa herramienta, a partir de la cual es posible determinar si mediante la elección de un sensor o combinación de sensores se obtendrán los resultados deseados. La particularidad de este método de evaluación a diferencia de la evaluación del desempeño de los sensores, es demostrar la capacidad de los módulos de monitoreo para ser utilizados para la conformación de un sistema ambulatorio de monitoreo de análisis de movimiento.

- *Evaluación del desempeño de los módulos de monitoreo para ser utilizados como un sistema ambulatorio de análisis de movimiento*

Fueron presentados dos métodos distintos de evaluación: evaluación del desempeño del sistema ambulatorio en postura erguida con apoyo bipodal y evaluación del desempeño del sistema ambulatorio durante la marcha. Ambos métodos presentan una propuesta novedosa para la evaluación del desempeño de un sistema ambulatorio de análisis de movimiento, cuyo desempeño ofrece ventajas significativas en comparación con técnicas de análisis de movimiento tradicionales; goniometría y análisis de movimiento 3D basado en video. La principal aportación del estudio radica en ofrecen un método de análisis tanto en posición estática como en movimiento. Involucrando los principales factores que afectan al comportamiento del sistema; rotaciones en el plano horizontal (en torno al eje vertical), y



variaciones o fluctuaciones en las mediciones realizadas, tales como *Drift* o ruido, durante la marcha. Los resultados obtenidos demuestran el potencial del sistema para ser utilizado como un sistema ambulatorio de monitoreo, reproducción y seguimiento de la extremidad superior, siendo este una poderosa herramienta de evaluación y análisis de los segmentos corporales, con aplicaciones en diversos ámbitos: tal es el caso de aplicaciones orientadas a la rehabilitación, diagnóstico y pronóstico clínico, así como el diseño, desarrollo y fabricación de exoesqueletos, órtesis y prótesis.

CAPÍTULO 9

PRODUCTOS

9.1 Artículo de revista internacional indexada (JCR)

Título del artículo: *“Evaluation of Suitability of a Micro-Processing Unit of Motion Analysis for Upper Limb Tracking”*

Autores: **José Antonio Barraza Madrigal**, Eladio Cardiel, Pablo Rogeli, Lorenzo Leija Salas, Roberto Muñoz Gurrero

Revista: *“Medical Engineering & Physics”*

ISSN: 13504533

Fecha: Aceptado en Abril, 2016

9.2 Artículo de revista internacional indexada (Scopus, SciELO y otros)

Título del artículo: *“Instantaneous Position and Orientation of the Body Segments as an Arbitrary Object in 3D Space by Merging Gyroscope and Accelerometer Information”*

Autores: **J. A. Barraza-Madrigal***, R. Muñoz-Guerrero, L. Leija-Salas, R. Ranta

Revista: *“Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica”*, Vol. 35, No. 3, pp 241-252

ISSN: 01889532

Fecha: Publicado en Diciembre, 2014



9.3 Congresos internacionales

Título del artículo: “*A Novel Method for Determination and Representation the Range of Motion for the Shoulder Joint Through its Coordinate Axis*”

Autores: **Barraza-Madrigal JA***, Muñoz-Guerrero R, Leija-Salas L, Hernandez-Rodriguez P, Cardiel-Pérez E, Demetrio-Villanueva A

Modalidad: Artículo extendido 6 paginas

Conferencia: *PAHCE 2013*

ISBN: 9781467362566- 9781467362559

Lugar: Medellin, Colombia

Fecha: 29 abril – 4 mayo, 2013

9.4 Derecho de autor

Título del proyecto: Módulo de entrenamiento para un sistema BCI

Autores: **José Antonio Barraza Madrigal**, Josefina Gutiérrez Martínez, Jessica Cantillo Negrete, Lorenzo Leija Salas, Roberto Muñoz Guerrero

Modalidad: Autor

9.5 Estancia de investigación en la Université de Lorraine

(*Centre de Recherche en Automatique de Nancy CRAN-ENSEM*)

Asesores: Dr. Radu Ranta

Lugar: Francia-Lorraine Nancy

Fecha: 15 de Junio del 2013 a 15 de Noviembre del 2013

9.6 Participación en el Curso – Taller

Título de la presentación: “Orientación 3D de la articulación del hombro utilizando AHRS”

Autores: **José Antonio Barraza Madrigal**

Modalidad: Autor

Conferencia: “*Técnicas de Bioingeniería y Rehabilitación en Desarrollo Protésico*”

Lugar: Unidad Profesional Interdisciplinaria en Ingeniería y Tecnologías Avanzadas UPIITA

Fecha: 6-7 Marzo 2014

Referencias

- [1] Marrero RCM, Cunillera MP. Biomecánica clínica del aparato locomotor: Masson; 1998.
- [2] Nordin M, Frankel VH, Forssén K. Biomecánica básica del sistema musculoesquelético: McGraw-Hill. Interamericana; 2004.
- [3] Kapandji AI. Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana. 2004.
- [4] de Groot JH, Valstar ER, Arwert HJ. Velocity effects on the scapulo-humeral rhythm. *Clinical Biomechanics*. 1998;13:593-602.
- [5] de Groot JH, van Woensel W, van der Helm FC. Effect of different arm loads on the position of the scapula in abduction postures. *Clinical biomechanics*. 1999;14:309-14.
- [6] Inman VT, Abbott LC. Observations of the Function of the Shoulder Joint. *Clinical orthopaedics and related research*. 1996;330:3-12.
- [7] Pearl ML, Harris SL, Lippitt SB, Sidles JA, Harryman DT, Matsen FA. A system for describing positions of the humerus relative to the thorax and its use in the presentation of several functionally important arm positions. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 1992;1:113-8.
- [8] Klopčar N, Tomšič M, Lenarčič J. A kinematic model of the shoulder complex to evaluate the arm-reachable workspace. *Journal of biomechanics*. 2007;40:86-91.
- [9] Norkin CC, White DJ. Measurement of joint motion: a guide to goniometry: FA Davis; 2009.
- [10] McMaster WC, Long SC, Caiozzo VJ. Isokinetic torque imbalances in the rotator cuff of the elite water polo player. *The American journal of sports medicine*. 1991;19:72-5.
- [11] Otis JC, Warren RF, Backus SI, Santner TJ, Mabrey JD. Torque production in the shoulder of the normal young adult male The interaction of function, dominance, joint angle, and angular velocity. *The American journal of sports medicine*. 1990;18:119-23.
- [12] Doorenbosch CA, Mourits AJ, Veeger DH, Harlaar J, van der Helm FC. Determination of functional rotation axes during elevation of the shoulder complex. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2001;31:133-7.
- [13] Rantanen P, Airaksinen O, Penttinen E. Paradoxical variation of strength determinants with different rotation axes in trunk flexion and extension strength tests. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1994;68:322-6.



- [14] Sen S, Abboud R, Wang W, Ming D, Wan B, Liao Y, et al. A motion simulation and biomechanical analysis of the shoulder joint using a whole human model. Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), 2011 4th International Conference on: IEEE; 2011. p. 2322-6.
- [15] Vilar E, Sureda S. Fisioterapia del aparato locomotor. MacGraw-Hill Interamericana, Madrid. 2005.
- [16] Standring S. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice: Elsevier Health Sciences; 2015.
- [17] SUÁREZ-SANABRIA N, OSORIO-PATIÑO AM. Biomecánica del hombro y bases fisiológicas de los ejercicios de Codman. Revista CES MEDICINA Volumen. 2013;27.
- [18] Taboadela CH. Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales. Buenos Aires: Asociart ART. 2007.
- [19] Delmas V, Delmas A, Rouvière H. Anatomía Humana Descriptiva, topográfica y funcional.(11^a). Ed. Interamericana: México; 2006.
- [20] Lumley JS. Surface anatomy: the anatomical basis of clinical examination: Elsevier Health Sciences; 2008.
- [21] Giansanti D, Macellari V, Maccioni G, Cappozzo A. Is it feasible to reconstruct body segment 3-D position and orientation using accelerometric data? Biomedical Engineering, IEEE Transactions on. 2003;50:476-83.
- [22] Antonio B, Felipe PL, Carlos B, Rafael A. Fundamentos de robótica. Mac Graw. 1997:49-92.
- [23] Schneider H, Barker GP. Matrices and linear algebra: Courier Corporation; 1973.
- [24] Cullen CG. Matrices and linear transformations: Courier Corporation; 2012.
- [25] Favieri A. Introducción a los Cuaterniones. Facultad Regional Haedo, Universidad Tecnológica Nacional, Argentina. 2008.
- [26] Kuipers JB. Quaternions and rotation sequences: Princeton university press Princeton; 1999.
- [27] Craig JJ. Introduction to robotics: mechanics and control: Pearson Prentice Hall Upper Saddle River; 2005.
- [28] Fu KS. Robótica: Control, detección, visión e inteligencia: McGraw-Hill Interamericana de España; 1988.
- [29] Hamilton WR. Elements of quaternions: Longmans, Green, & Company; 1866.



- [30] Vicci L. Quaternions and rotations in 3-space: The algebra and its geometric interpretation. University of North Carolina at Chapel Hill, Chapel Hill, NC. 2001.
- [31] Beggs JS. Kinematics: CRC Press; 1983.
- [32] Utreras Caiza CA, Loachamín G, David J. Diseño e implementación de un sistema de navegación inercial tipo strapdown para estimar la posición de un robot móvil, aplicable a un prototipo de autopiloto de un UAV: QUITO/EPN/2013; 2013.
- [33] Bortz JE. A new mathematical formulation for strapdown inertial navigation. Aerospace and Electronic Systems, IEEE Transactions on. 1971:61-6.
- [34] Ignagni M. Optimal strapdown attitude integration algorithms. Journal of Guidance, Control, and Dynamics. 1990;13:363-9.
- [35] Madgwick SO. An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays. Report x-io and University of Bristol (UK). 2010.
- [36] Luinge HJ, Veltink PH. Inclination measurement of human movement using a 3-D accelerometer with autocalibration. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on. 2004;12:112-21.
- [37] Madgwick SO, Harrison AJ, Vaidyanathan R. Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on: IEEE; 2011. p. 1-7.
- [38] Hong SK. Fuzzy logic based closed-loop strapdown attitude system for unmanned aerial vehicle (UAV). Sensors and Actuators A: Physical. 2003;107:109-18.
- [39] Barraza-Madrigal J, Muñoz-Guerrero R, Leija-Salas L, Ranta R. 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. 2014;35:241-52.
- [40] Barshan B, Durrant-Whyte HF. Inertial navigation systems for mobile robots. Robotics and Automation, IEEE Transactions on. 1995;11:328-42.
- [41] Bekir E. Introduction to modern navigation systems: World Scientific; 2007.
- [42] Phillips W, Hailey C, Gebert G. Review of attitude representations used for aircraft kinematics. Journal of aircraft. 2001;38:718-37.
- [43] Barton JD. Fundamentals of small unmanned aircraft flight. Johns Hopkins APL technical digest. 2012;31:132-49.
- [44] Mahony R, Cha S-H, Hamel T, Antipolis F. A coupled estimation and control analysis for attitude stabilisation of mini aerial vehicles. Australasian Conference on Robotics and Automation, Auckland, New Zealand 2006. p. 1-10.



- [45] Zhou H, Hu H. Human motion tracking for rehabilitation—A survey. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2008;3:1-18.
- [46] Tian Y, Meng X, Tao D, Liu D, Feng C. Upper limb motion tracking with the integration of IMU and Kinect. *Neurocomputing*. 2015;159:207-18.
- [47] Zhou H, Stone T, Hu H, Harris N. Use of multiple wearable inertial sensors in upper limb motion tracking. *Medical engineering & physics*. 2008;30:123-33.
- [48] Newman J, Zhou H, Hu H. Inertial sensors for motion detection of human upper limbs. *Sensor Review*. 2007;27:151-8.
- [49] Zhou H, Hu H. Upper limb motion estimation from inertial measurements. *International Journal of Information Technology*. 2007;13:1-14.
- [50] Noorkõiv M, Rodgers H, Price CI. Accelerometer measurement of upper extremity movement after stroke: a systematic review of clinical studies. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2014;11:144.
- [51] Godfrey A, Conway R, Meagher D, ÓLaighin G. Direct measurement of human movement by accelerometry. *Medical engineering & physics*. 2008;30:1364-86.
- [52] Sabatini AM. Estimating three-dimensional orientation of human body parts by inertial/magnetic sensing. *Sensors*. 2011;11:1489-525.
- [53] Magermans D, Chadwick E, Veeger H, Van Der Helm F. Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. *Clinical Biomechanics*. 2005;20:591-9.
- [54] Tondu B. Modelling of the shoulder complex and application the design of upper extremities for humanoid robots. *Humanoid Robots, 2005 5th IEEE-RAS International Conference on: IEEE; 2005*. p. 313-20.
- [55] Dejnabadi H, Jolles BM, Aminian K. A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*. 2005;52:1478-84.
- [56] Luinge HJ, Veltink PH. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical and Biological Engineering and computing*. 2005;43:273-82.
- [57] Mihelj M. Inverse kinematics of human arm based on multisensor data integration. *Journal of Intelligent and Robotic Systems*. 2006;47:139-53.
- [58] Vlasic D, Adelsberger R, Vannucci G, Barnwell J, Gross M, Matusik W, et al. Practical motion capture in everyday surroundings. *ACM Transactions on Graphics (TOG): ACM; 2007*. p. 35.



- [59] Luinge HJ, Veltink PH, Baten CT. Ambulatory measurement of arm orientation. *Journal of biomechanics*. 2007;40:78-85.
- [60] Hyde RA, Ketteringham LP, Neild SA, Jones RJ. Estimation of upper-limb orientation based on accelerometer and gyroscope measurements. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*. 2008;55:746-54.
- [61] Zhang Z, Huang Z, Wu J. Hierarchical information fusion for human upper limb motion capture. *Information Fusion, 2009 FUSION'09 12th International Conference on: IEEE; 2009*. p. 1704-11.
- [62] Yun X, Bachmann ER. Design, implementation, and experimental results of a quaternion-based Kalman filter for human body motion tracking. *Robotics, IEEE Transactions on*. 2006;22:1216-27.
- [63] Cloete T, Scheffer C. Benchmarking of a full-body inertial motion capture system for clinical gait analysis. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008 EMBS 2008 30th Annual International Conference of the IEEE: IEEE; 2008*. p. 4579-82.
- [64] Tao Y, Hu H. A novel sensing and data fusion system for 3-D arm motion tracking in telerehabilitation. *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*. 2008;57:1029-40.
- [65] Zhang Z, Wong LW, Wu J-K. 3D upper limb motion modeling and estimation using wearable micro-sensors. *Body Sensor Networks (BSN), 2010 International Conference on: IEEE; 2010*. p. 117-23.
- [66] Rakibe RS, Patil BD. Background subtraction algorithm based human motion detection. *International Journal of scientific and research publications*. 2013;3.
- [67] Kolahi A, Hoviattalab M, Rezaeian T, Alizadeh M, Bostan M, Mokhtarzadeh H. Design of a marker-based human motion tracking system. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2007;2:59-67.
- [68] Poppe R. Vision-based human motion analysis: An overview. *Computer vision and image understanding*. 2007;108:4-18.
- [69] Kavanagh JJ, Menz HB. Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & posture*. 2008;28:1-15.
- [70] Coley B, Najafi B, Paraschiv-Ionescu A, Aminian K. Stair climbing detection during daily physical activity using a miniature gyroscope. *Gait & posture*. 2005;22:287-94.
- [71] Chan A, Nicol A. A new portable 3-D gyroscope system for the evaluation of upper limb function. *Proceedings of the XXth Congress of the International Society of Biomechanics, Cleveland, Ohio 2005*. p. 291.



- [72] Olivares A, Olivares G. Accurate human limb angle measurement: sensor fusion through Kalman, least mean squares and recursive least-squares adaptive filtering. *Measurement Science and Technology*. 2011;22:025801.
- [73] Boonstra MC, van der Slikke RM, Keijsers NL, van Lummel RC, de Waal Malefijt MC, Verdonschot N. The accuracy of measuring the kinematics of rising from a chair with accelerometers and gyroscopes. *Journal of biomechanics*. 2006;39:354-8.
- [74] Burns A, Greene BR, McGrath MJ, O'Shea TJ, Kuris B, Ayer SM, et al. SHIMMER™—A wireless sensor platform for noninvasive biomedical research. *Sensors Journal, IEEE*. 2010;10:1527-34.
- [75] Lorincz K, Chen B-r, Challen GW, Chowdhury AR, Patel S, Bonato P, et al. Mercury: a wearable sensor network platform for high-fidelity motion analysis. *SenSys2009*. p. 183-96.
- [76] Huddleston J, Alaiti A, Goldvasser D, Scarborough D, Freiberg A, Rubash H, et al. Ambulatory measurement of knee motion and physical activity: preliminary evaluation of a smart activity monitor. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2006;3:21.
- [77] Van Hees V, Slootmaker S, De Groot G, Van Mechelen W, Van Lummel R. Reproducibility of a triaxial seismic accelerometer (DynaPort). *Medicine+ Science in Sports+ Exercise*. 2009;41:810.
- [78] Godfrey A, Culhane K, Lyons G. Comparison of the performance of the activPAL™ Professional physical activity logger to a discrete accelerometer-based activity monitor. *Medical engineering & physics*. 2007;29:930-4.
- [79] Chen X. *Human Motion Analysis with Wearable Inertial Sensors*. 2013.
- [80] Luttwak A. *Human Motion Tracking and Orientation Estimation using inertial sensors and RSSI measurements: The Hebrew University of Jerusalem Israel*; 2011.
- [81] Peppoloni L, Filippeschi A, Ruffaldi E, Avizzano CA. A novel 7 degrees of freedom model for upper limb kinematic reconstruction based on wearable sensors. *Intelligent Systems and Informatics (SISY), 2013 IEEE 11th International Symposium on: IEEE*; 2013. p. 105-10.
- [82] Rodríguez-Martín D, Pérez-López C, Samà A, Cabestany J, Català A. A wearable inertial measurement unit for long-term monitoring in the dependency care area. *Sensors*. 2013;13:14079-104.
- [83] Specification P. Revision 3.1. Chapter. 2002;6:97-120.
- [84] Diebel J. Representing attitude: Euler angles, unit quaternions, and rotation vectors. *Matrix*. 2006;58:15-6.
- [85] Janota A, Šimák V, Nemeč D, Hrbček J. Improving the Precision and Speed of Euler Angles Computation from Low-Cost Rotation Sensor Data. *Sensors*. 2015;15:7016-39.



- [86] Lee RY, Laprade J, Fung EH. A real-time gyroscopic system for three-dimensional measurement of lumbar spine motion. *Medical engineering & physics*. 2003;25:817-24.
- [87] Tong K, Granat MH. A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical engineering & physics*. 1999;21:87-94.
- [88] Woodman OJ. An introduction to inertial navigation. University of Cambridge, Computer Laboratory, Tech Rep UCAMCL-TR-696. 2007;14:15.
- [89] Colton S. The balance filter: a simple solution for integrating accelerometer and gyroscope measurements for a balancing platform. White paper, Massachusetts Institute of Technology. 2007.
- [90] Favre J, Jolles B, Siegrist O, Aminian K. Quaternion-based fusion of gyroscopes and accelerometers to improve 3D angle measurement. *Electronics Letters*. 2006;42:612-4.
- [91] Lyons G, Culhane K, Hilton D, Grace P, Lyons D. A description of an accelerometer-based mobility monitoring technique. *Medical engineering & physics*. 2005;27:497-504.
- [92] Henriksen M, Lund H, Moe-Nilssen R, Bliddal H, Danneskiold-Samsøe B. Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. *Gait & posture*. 2004;19:288-97.
- [93] Kavanagh JJ, Morrison S, James DA, Barrett R. Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system. *Journal of biomechanics*. 2006;39:2863-72.
- [94] Luinge HJ, Veltink PH, Baten CT. Estimating of orientation with gyroscopes and accelerometers (student paper finalist). 1999.
- [95] Haugen F. The Good Gain method for PI (D) controller tuning. *Tech Teach*. 2010:1-7.
- [96] Haugen F. The Good Gain method for simple experimental tuning of PI controllers. 2012.
- [97] Hummel P, Seebeck C. A generalization of Taylor's expansion. *The American Mathematical Monthly*. 1949;56:243-7.
- [98] Santaló LA. *Vectores y tensores con sus aplicaciones* 1985.
- [99] Díaz AD. *Desarrollo de una metodología experimental para el estudio de estrategias de control en vehículos automóviles: Universidade da Coruña*; 2010.
- [100] Tadano S, Takeda R, Miyagawa H. Three dimensional gait analysis using wearable acceleration and gyro sensors based on quaternion calculations. *Sensors*. 2013;13:9321-43.
- [101] Morin E, Reid S, Stevenson J. Characterization of upper Body Accelerations for task Performance in Humans. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2003 Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE: IEEE*; 2003. p. 1859-62.



- [102] Barraza-Madrigal JA. Desarrollo de una prótesis virtual para extremidad superior con amputación por arriba de la articulación del codo. 2010.
- [103] Ames AL, Nadeau DR, Moreland JL. The VRML 2.0 sourcebook: John Wiley & Sons, Inc.; 1997.
- [104] Carey R, Bell G. The annotated VRML 2.0 reference manual: Addison-Wesley Longman Ltd.; 1997.
- [105] Tetra P. Piccolo Tetra Video Capture board Datasheet, 3,7.
- [106] Baird WH. An introduction to inertial navigation. American Journal of Physics. 2009;77:844-7.
- [107] Hanneman SK. Design, analysis and interpretation of method-comparison studies. AACN advanced critical care. 2008;19:223.
- [108] Engín A. On the biomechanics of the shoulder complex. Journal of biomechanics. 1980;13:575-90.

APÉNDICES



A.1 Módulo de comando (MOMO-1907): Diagramas esquemático y PCB

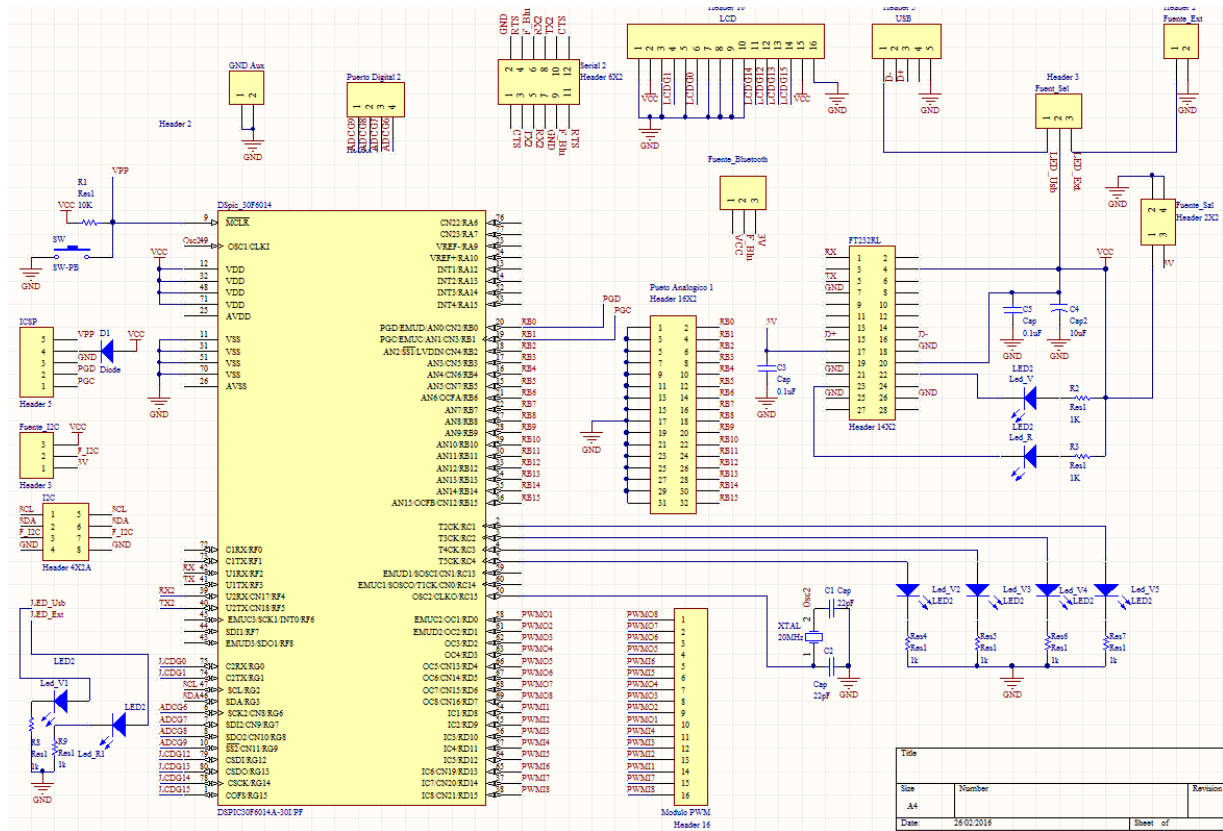


Fig. A. 1 Módulo de comando: Esquemático - Altium Designer 2011

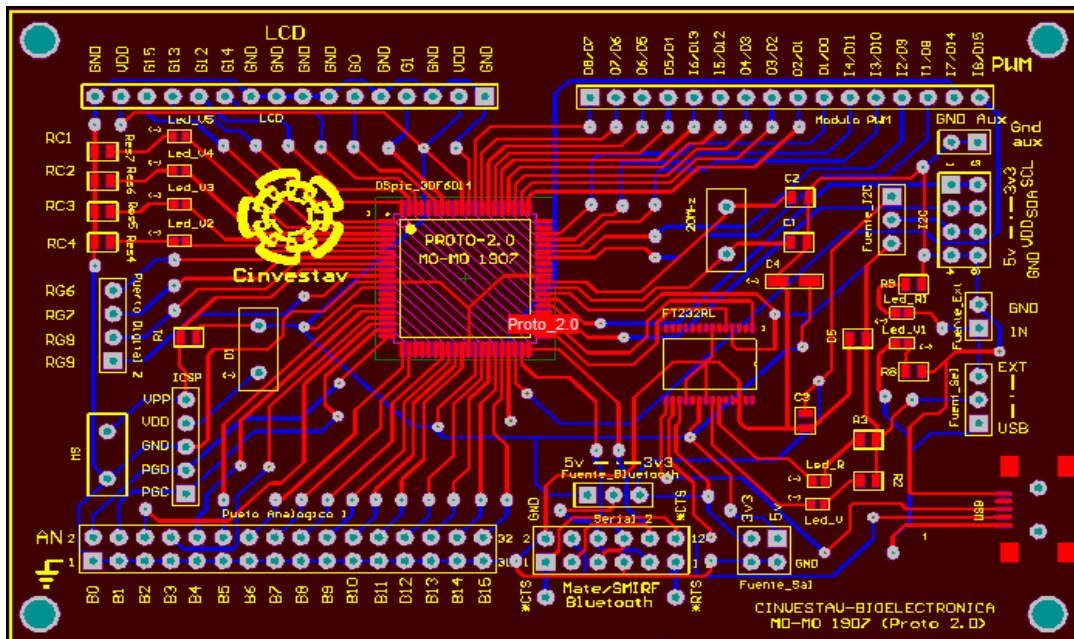


Fig. A. 2 Módulo de comando: PCB – Altium Designer 2011



A.2 Módulos de monitoreo (IMU-BT): Diagramas esquemático y PCB

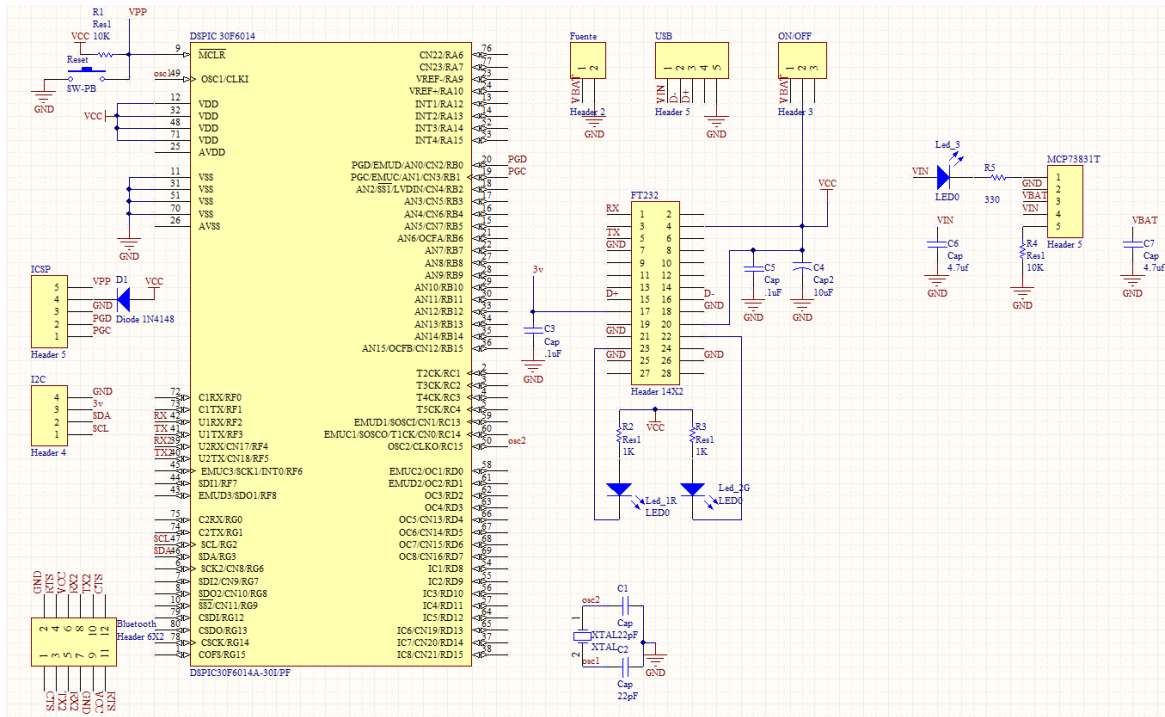


Fig. A. 3 Módulos de monitoreo: Esquemático - Altium Designer 2011

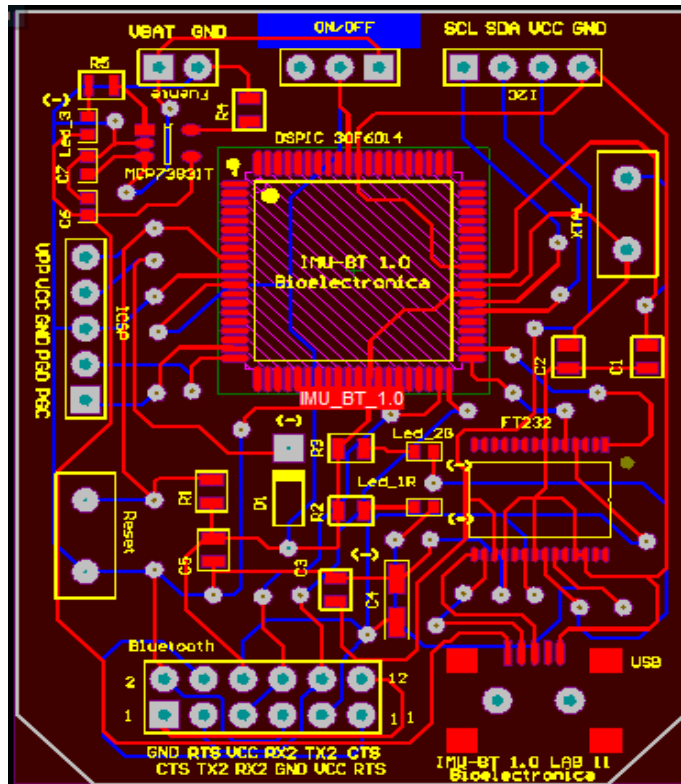


Fig. A. 4 Módulos de monitoreo: PCB - Altium Designer 2011



A.3 Protocolo de evaluación del módulo de entrenamiento BCI

El protocolo de evaluación del módulo de entrenamiento BCI se encuentra dividido en 4 etapas principales; 1.- Preparación, 2.- Instrucciones, 3.- Retroalimentación – Virtual, Motriz o visual, 4.- Conclusión/reposo.

La etapa de preparación es denotada por 2 elementos; inicio y alerta. Durante los 3 primeros segundos de la prueba, es mostrada una cruz como indicador visual de inicio, dentro de este mismo periodo presentado a los 2s de iniciada la prueba, es reproducido un sonido como indicador audible, poniendo al usuario en estado de alerta 1s antes de indicar el movimiento a “desarrollar”.

Una vez concluida la etapa de preparación, comienza la etapa de instrucciones en donde un segundo indicador visual es mostrado durante un periodo de 1.5 segundos, señalando mediante una flecha; derecha o izquierda, la extremidad bajo análisis. Transcurridos los primeros 4.5s de la prueba; etapas de preparación e instrucciones, comienza el periodo de retroalimentación, empleando imágenes motoras o ritmos sensoriomotores, las cuales hacen las veces de estímulos, a fin de promover el control de la actividad EEG. Esto es realizado a partir de la retroalimentación visual o motriz durante un periodo de 3.5s.

Finalmente, una vez concluidas las 3 primeras etapas, comienza una etapa de Conclusión/reposo, en la que es mostrada una pantalla azul, denotando ya sea la conclusión de la fase de evaluación o bien dando paso al inicio de una nueva fase. En cuyo caso, dicha pantalla es mostrada durante un periodo aleatorio de reposo de entre 3s y 5s, evitando que el usuario pueda predecir dicho comienzo, manteniéndolo alerta y atento en todo momento, Fig. A. 5.

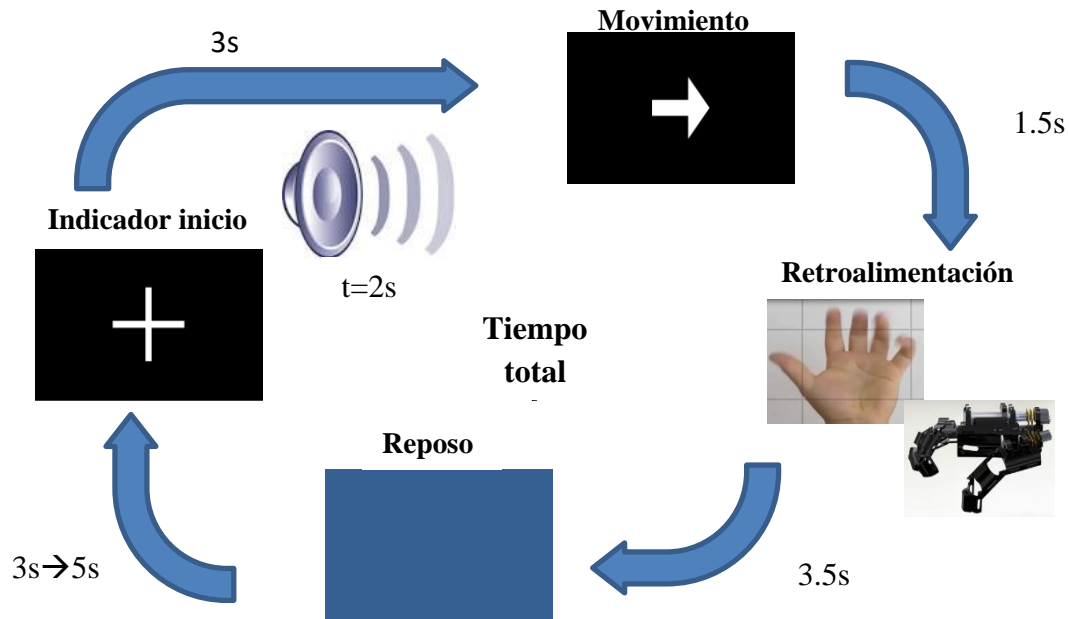


Fig. A. 5 Diagrama a bloques de las 4 etapas principales

A.4 Parámetros de evaluación e inclusión de distintos métodos de retroalimentación

El diseño propuesto para la interfaz gráfica va más allá de la inclusión de las etapas contempladas en el protocolo de evaluación; 1.- Preparación, 2.- Instrucciones, 3.- Retroalimentación – Virtual, Motriz o visual, 4.- Conclusión/reposo. Siendo necesaria la tanto la inclusión de parámetros de evaluación los cuales permitan diagnosticar el desempeño del usuario, como la inclusión de distintos métodos de retroalimentación.

A razón de definir un sistema de evaluación fueron establecidos 3 parámetros principales; número de ensayos, número de corridas y número de sesiones. El número de ensayos se encuentra definido por el número de pruebas consecutivas realizadas, mientras que el número de corridas corresponde al número de veces que es realizado un set de pruebas consecutivas en el mismo día. Luego entonces el número de sesiones representa el número de ocasiones en las que ambas pruebas; ensayos y corridas son realizados en días no consecutivos. No obstante, el número de sesiones, no depende del número de ensayos y corridas realizadas, permitiendo la combinación de estas o bien el incremento de las mismas conforme avanza el proceso de entrenamiento. Por ejemplo, podrían ser realizados 10 ensayos, 1 vez al día (1 corrida), 3 de los 7 días de una semana (3 sesiones), como etapa inicial del entrenamiento, y posterior a ello



10 ensayos, 3 veces al día (3 corridas), los 7 días de la semana (7 sesiones), como etapa final del entrenamiento.

Por otro lado, entre los distintos métodos a evaluar fueron definidas 3 principales estrategias de retroalimentación; visual/interactiva (Virtual), visual/sensorial (propiocepción), visual (Observación). La retroalimentación visual/interactiva se basa en el control de un modelo animado de una mano dentro de un entorno virtual, permitiendo hasta 7 actividades distintas; inactividad, apertura y cierre de la mano, flexo-extensión de la muñeca y prono-supinación del antebrazo (Diseño, desarrollo e integración del modelo virtual). Mientras que la retroalimentación visual/sensorial, se basa en el control de una órtesis de mano desarrollada en el INR. Ambos métodos son empleados para reproducir la respuesta de comandos generados a partir de la adquisición, selección, extracción y clasificación de características y parámetros de la señal EEG identificada por el sistema BCI. A diferencia de la retroalimentación virtual y propiocepción, la retroalimentación visual consiste en la observación de videos, en los cuales se muestra una mano en movimiento, con el objetivo de estimular la concentración del usuario, a razón de promover el control de la actividad electrofisiológica para con la actividad a imaginar. Los elementos antes mencionados se muestran en Fig. A. 6.

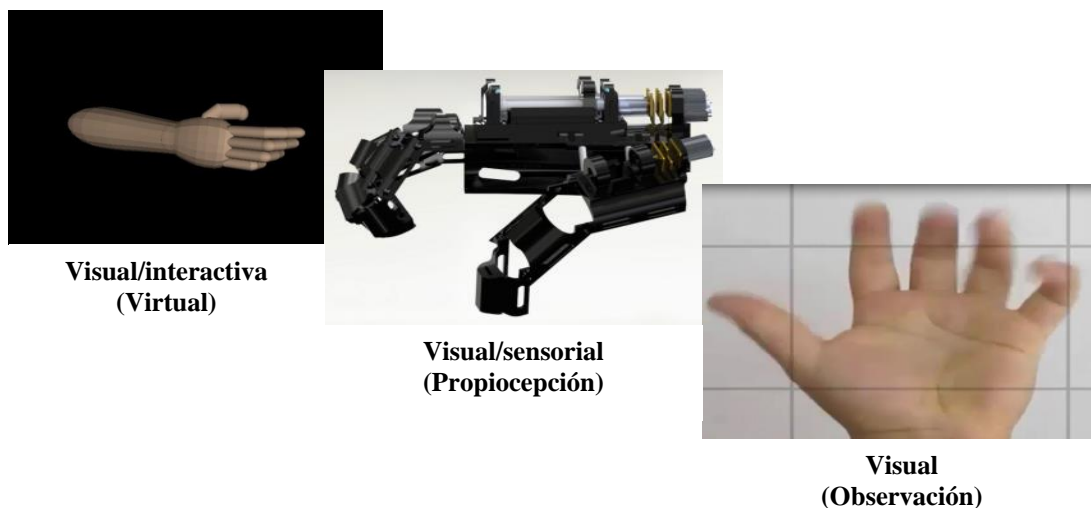


Fig. A. 6 Elementos utilizados en las distintas estrategias de retroalimentación

Consecuentemente contemplando tanto los parámetros de control, como la inclusión de los distintos métodos de retroalimentación. Fue desarrollada la interfaz gráfica, clasificando sus



funciones de acuerdo al funcionamiento y particularidades de los elementos utilizados; modelo virtual, órtesis y videos. Tomando como referencia el modelo propuesto, respetando el diseño, los datos y distribución de la información sugeridos, e integrando el protocolo de evaluación del módulo de entrenamiento BCI, al funcionamiento de la interfaz gráfica. Para ello, aunque cada uno de los distintos métodos de retroalimentación contempla los mismos parámetros de control. Para su diseño la interfaz gráfica fue subdividida en 3 funciones principales; virtual, propiocepción y observación, incluyendo en cada una de ellas opciones que permiten tanto la modificación de los parámetros de control como el llenado de datos (paciente/usuario), Fig. A. 7.



Fig. A. 7 Subdivisión de la interfaz gráfica en sus tres principales funciones; Virtual, Propriocepción y Observación

De la Fig. A. 7, se puede observar que entre las opciones a modificar destacan de manera general (es decir sin importar el método de retroalimentación seleccionado): el método de



retroalimentación, nombre del archivo, número de sesión, número de corrida, selección de nivel, selección de mano (pudiendo ser ambas), número de comandos de control y número de ensayos. Siendo que, de manera particular, destacan tanto la visualización del entorno virtual (dentro de función propiocepción) como la selección del video y/o carga de un video distinto (únicamente en el método de observación).

Por otro lado, en cuanto a su funcionamiento dentro de la interfaz gráfica son realizados 5 distintos procesos; 3 de manera paralela y 2 secuenciales. De manera específica los 3 procesos realizados de manera paralela corresponden a: 1) representación de las 4 etapas principales (Indicador de inicio, indicador de movimiento, retroalimentación y reposo). 2) adquisición, selección, extracción y clasificación de características y parámetros de la señal EEG para la determinación de los parámetros de control, y 3) Almacenamiento primario de la información obtenida (por número de ensayo). Mientras que los 2 procesos realizados de manera secuencial contemplan: 1) el cálculo de valores estadísticos empleados para la evaluación parcial (por número de ensayo), y 2) el almacenamiento secundario de la información (por número de corrida).

En cuanto al cálculo de valores estadísticos fueron incluidos parámetros tales como la estimación de tasa de transferencia de la información, el porcentaje de clasificación correcta y valores de sensibilidad y especificidad.

A.5 Diseño, desarrollo e integración del modelo virtual e intercomunicación de componentes

Contemplando tanto su diseño y desarrollo, como la integración e intercomunicación entre componentes; GUI/VR/BCI e inclusión de parámetros de evaluación. La interfaz gráfica fue sometida a pruebas de funcionamiento a fin de evaluar su desempeño, dando paso a la etapa de optimización. En la cual fueron realizados tanto el diseño de una nueva interfaz gráfica; visualmente más atractiva, intuitiva y eficiente, como la inclusión de nuevos parámetros de evaluación y control, así como de un nuevo protocolo de evaluación.



En cuanto el diseño de la nueva interfaz refiere, además de la modificación total del diseño, así como la redistribución de los datos e información sugeridos, Fig. A. 8. Fueron agregadas nuevas funciones y parámetros, entre los cuales destacan; una etapa de presentación, elementos de selección de base de datos, protocolo y nivel evaluación y visualización de gráficos.

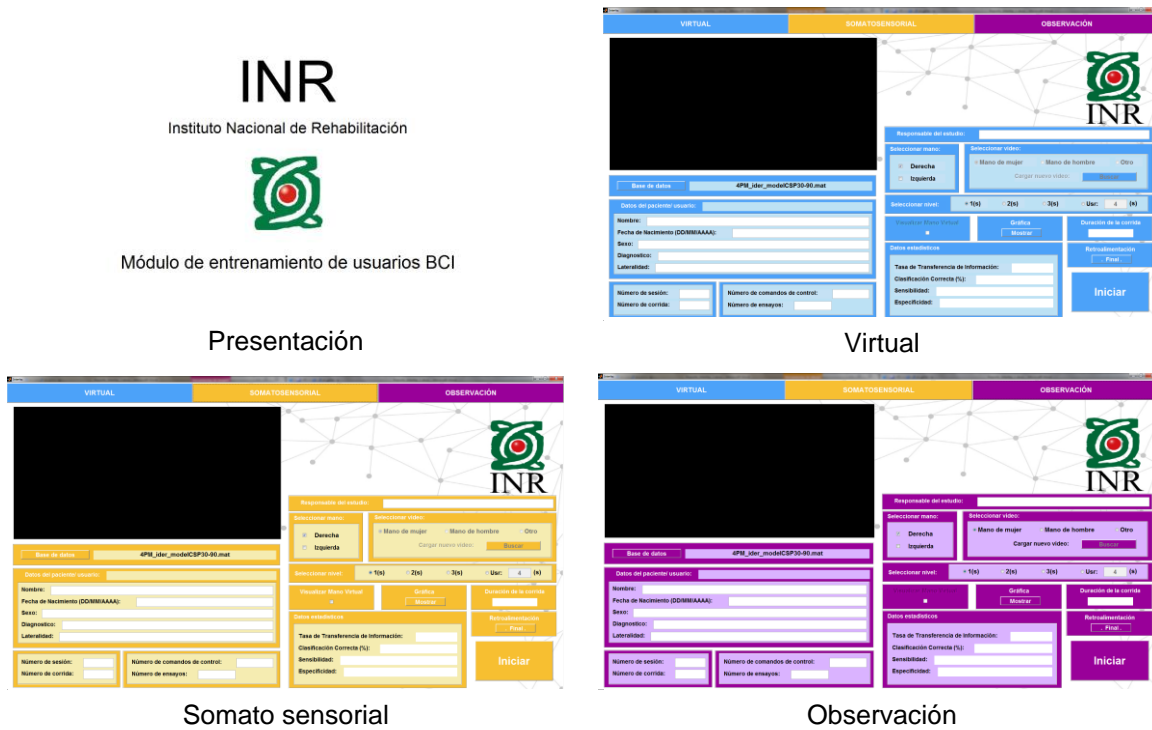
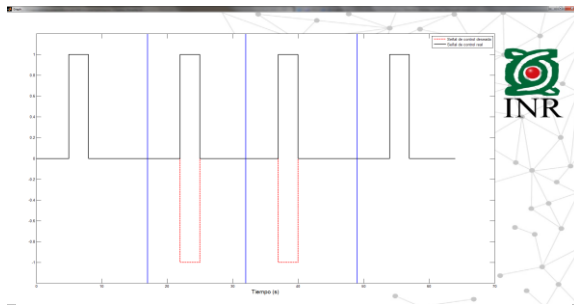


Fig. A. 8 Diseño de una nueva interfaz gráfica

Al igual que su diseño en la nueva interfaz gráfica fueron incluidos nuevos elementos a su funcionamiento, entre ellos un modelo de mano virtual adicional, el funcionamiento de acuerdo al nivel seleccionado, el almacenamiento de la información obtenida en tablas *.xls y archivos *.mat, elaboración de reportes de la información obtenida *.xls la inclusión automática de una guía *.xls de todos y cada uno de los parámetros tales como; el nombre del archivo, aciertos y porcentajes de clasificación, información del EEG, duración, especificidad, sensibilidad, tasa de transferencia de la información entre otros. Además de la representación de la información obtenida mediante gráficos comparativos entre la información esperada y estimada. En Fig. A. 9, se muestra información representativa de la información recopilada de manera automática.



Gráficos comparativos

Comando MATLAB	Respuesta	Frecuencia
Activar	Inicio de los ensayos	General
Clasif	Resultados OUTDA (Parciales)	Ensayo
Clasif_10F	Activar y detener el Flujo de OUTDA (Parciales)	Ensayo
Clasif_CP	Porcentaje de clasificación	Ensayo
Clasif_Flech	Resultado Flecha	Ensayo
Clasif_Mano	Porcentaje de clasificación	Ensayo
Clasif_Video	Resultado Video	Ensayo
Diagnostico	Diagnostico del sujeto evaluado	General
Duracion	Duracion de los ensayos	Ensayo
Duracion_T	Duracion total	Ensayo
Especificidad	Especificidad de los resultados obtenidos (probabilidad izquierda)	General
Fecha_Neo	Fecha de nacimiento del sujeto evaluado	General
Identidad	Identidad del sujeto evaluado	General
Nombre	Nombre del sujeto evaluado	General
Nombre	Nombre de la sesión evaluada	General
Num_Corridos	Numero de corridas declaradas	General
Num_Corrida	Numero de sesión de la sesión	General
Num_Ensayo	Numero de ensayos (INCALES_Sesion_Corrida_Diagnostico_Hora_Minutos)	General
Prueba	Prueba	General
Señal_P	Señal de control (Parcial)	General
Señal_CG	Señal de control (Comando)	General
Señal_Mano	Mano o manos seleccionadas	General
Señal_Video	Video seleccionado	General
Sensibilidad	Sensibilidad de los resultados obtenidos (probabilidad derecha)	General
Señal	Señal del sujeto evaluado	General
Señal_P	Señal de control (Parcial)	General
Señal_CG	Señal de control (Comando)	General
Tasa_Traof	Tasa de transferencia de los resultados obtenidos	General
OUTDA_10F	Resultados OUTDA (Transfer)	Ensayo

Guía de los parámetros evaluados

Instituto Nacional de Rehabilitación
 "Tasio Guillermo Ruano Bruna"
 Dirección de Investigación
 Subdirección de Investigación Tecnológica

Reporte de Terapia de Neuroreintegración con BCI
 SIM_DEFINIR_01_C1_241015_19_01.mat

VIRTUAL	
Datos del Paciente/Usuario	
Nombre:	SIN_DEFINIR
Fecha de nacimiento:	No definido
Género:	No definido
Diagnóstico:	No definido
Lateralidad:	No definido
Características de la sesión	
Numero de sesión:	1
Numero de corrida:	1
Numero de ensayos:	4
Nivel seleccionado:	2
Duración de la corrida:	00:1m/5s
Mano:	Selección mano Der/Izq
Video:	Selección de video N/A
Numero de comandos:	Comandos de control 2
Desempeño	
Porcentaje de exactitud en la Clasificación:	50
Sensibilidad:	1
Especificidad:	0
Tasa de Transferencia de Información:	8.072027127
Responsable del estudio:	INR
Notas:	

Reporte de la información obtenida

Fig. A. 9 Ilustración representativa de la información recopilada de manera automática

A.6 Sistema de evaluación

Nuevo protocolo de evaluación del módulo de entrenamiento BCI

El protocolo de evaluación original del módulo de entrenamiento BCI se encuentra dividido en 4 etapas principales. Mientras que el nuevo protocolo de evaluación, se encuentra dividido en 5 etapas; 1.- Preparación, 2.- Instrucciones, 3.- Ejecución, 4.-Retroalimentación – Virtual, Motriz o visual, 5.- Conclusión/reposo

Al igual que en el protocolo original, la etapa de preparación es denotada por 2 elementos; inicio y alerta. Durante los 3 primeros segundos de la prueba, es mostrada una cruz como indicador visual de inicio. Dentro de este mismo periodo, presentado a los 2s de iniciada la prueba, es reproducido un sonido como indicador audible, poniendo al usuario en estado de alerta 1s antes de indicar el movimiento a “desarrollar”. Una vez concluida la etapa de preparación, comienza la etapa de instrucciones en donde un segundo indicador visual es mostrado durante un periodo de 1.5 segundos, señalando mediante una flecha; derecha o izquierda, la extremidad bajo análisis. Nótese que esta etapa es igual a la etapa 3 del protocolo



original. No obstante, una vez transcurridos los primeros 4.5s de la prueba, a diferencia del protocolo original, comienza el periodo de ejecución. En donde es mostrada una pantalla gris mientras el usuario se concentra en el movimiento deseado durante un periodo de 3.5 segundos. Una vez transcurrido este tiempo, comienza el proceso de retroalimentación, el cual a diferencia del protocolo original no es realizado en línea sino posterior al proceso de ejecución, en donde la respuesta de los elementos de retroalimentación; virtual, órtesis o virtual y órtesis, son accionados, durante un periodo de 3.5s, dependiendo de la respuesta obtenida del proceso de evaluación. Finalmente comienza la etapa de Conclusión/reposo, en la que es mostrada la pantalla azul denotando ya sea la conclusión de la fase de evaluación o bien dando paso al inicio de una nueva fase. El proceso antes descrito es mostrado en la Fig. A. 10.

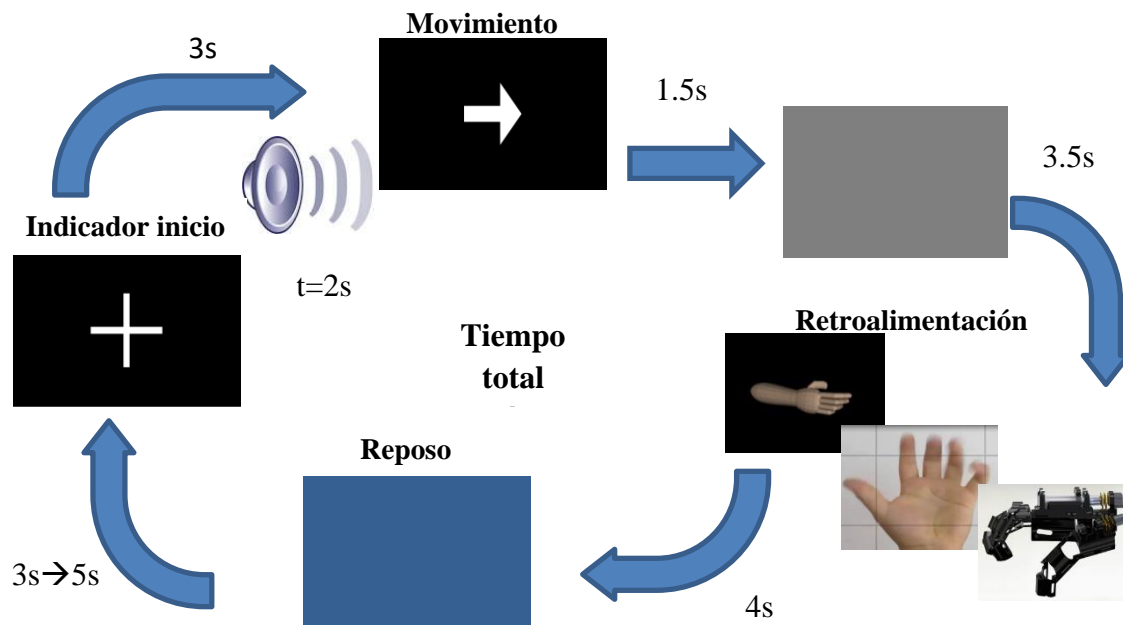


Fig. A. 10 Nuevo protocolo de evaluación: Diagrama a bloques correspondiente a las 5 etapas principales

La particularidad es que este nuevo protocolo no sustituye al anterior, sino complementa al mismo. Es decir, en cuanto a su funcionamiento, la interfaz gráfica incluye ambos protocolos, los cuales pueden ser seleccionados de manera independiente (botón selector de protocolo). Mientras que la respuesta obtenida para ambos casos definida a partir de la selección del nivel, ya sea seleccionando la opción deseada; 1s, 2s, 3s, o bien definiendo el valor de tiempo deseado (opción usr). Es de destacar que la opción deseada, repercute de manera directa en el



control y respuesta de la retroalimentación mostrada, toda vez que el nuevo protocolo es seleccionado.

A.7 Parámetros de evaluación

Como fue definido anteriormente, la evaluación del desempeño del usuario conforme a la actividad desarrollada es realizada a partir de la estimación de 4 distintos parámetros; porcentaje de clasificación correcta, tasa de transferencia de la información, sensibilidad y especificidad. Sin embargo, dichos parámetros no dependen únicamente de la expresión matemática necesaria para su estimación, sino que dependen de la selección del nivel, así como de la selección de ambas extremidades y un número de ensayos mayor a la unidad. Ya que de no cumplirse cualquiera de estas condiciones no es posible llevar a cabo la estimación de todos los parámetros, restringiendo la evaluación a la determinación del porcentaje de clasificación correcta. Esto es debido a que tanto tasa de transferencia de información como, la evaluación de la sensibilidad y especificidad dependen de la relación entre el número de elementos clasificados de manera correcta, el número de elementos clasificados de manera incorrecta y el número de probabilidades de acierto y error siendo necesario que dichos parámetros sean mayores a la unidad. Luego entonces de seleccionar una sola mano, las probabilidades de acierto y error son iguales a la unidad, o bien de seleccionar un solo ensayo el número de elementos clasificados sería igual a la unidad independientemente de la probabilidad de ser clasificado de manera correcta o incorrecta.

Por otro lado, aunque el porcentaje de clasificación correcta no depende de la selección de la mano, si es determinante la selección del nivel. Ya que la estimación de la clasificación del nivel depende del tiempo en el que el usuario mantuvo la “imaginación del movimiento deseado” siendo este tiempo comparado con el tiempo establecido en la selección del nivel. Luego entonces de seleccionar un nivel muy alto la probabilidad de obtener un acierto disminuirá de manera significativa. Siendo dicha probabilidad directamente proporcional al control de los elementos de retroalimentación mostrada. Lo cual significa que la retroalimentación solo será accionada cuando el tiempo en el que fue realizada la “imaginación” sea mayor igual al tiempo seleccionado en la opción nivel.

Estructura del módulo de entrenamiento para un sistema BCI

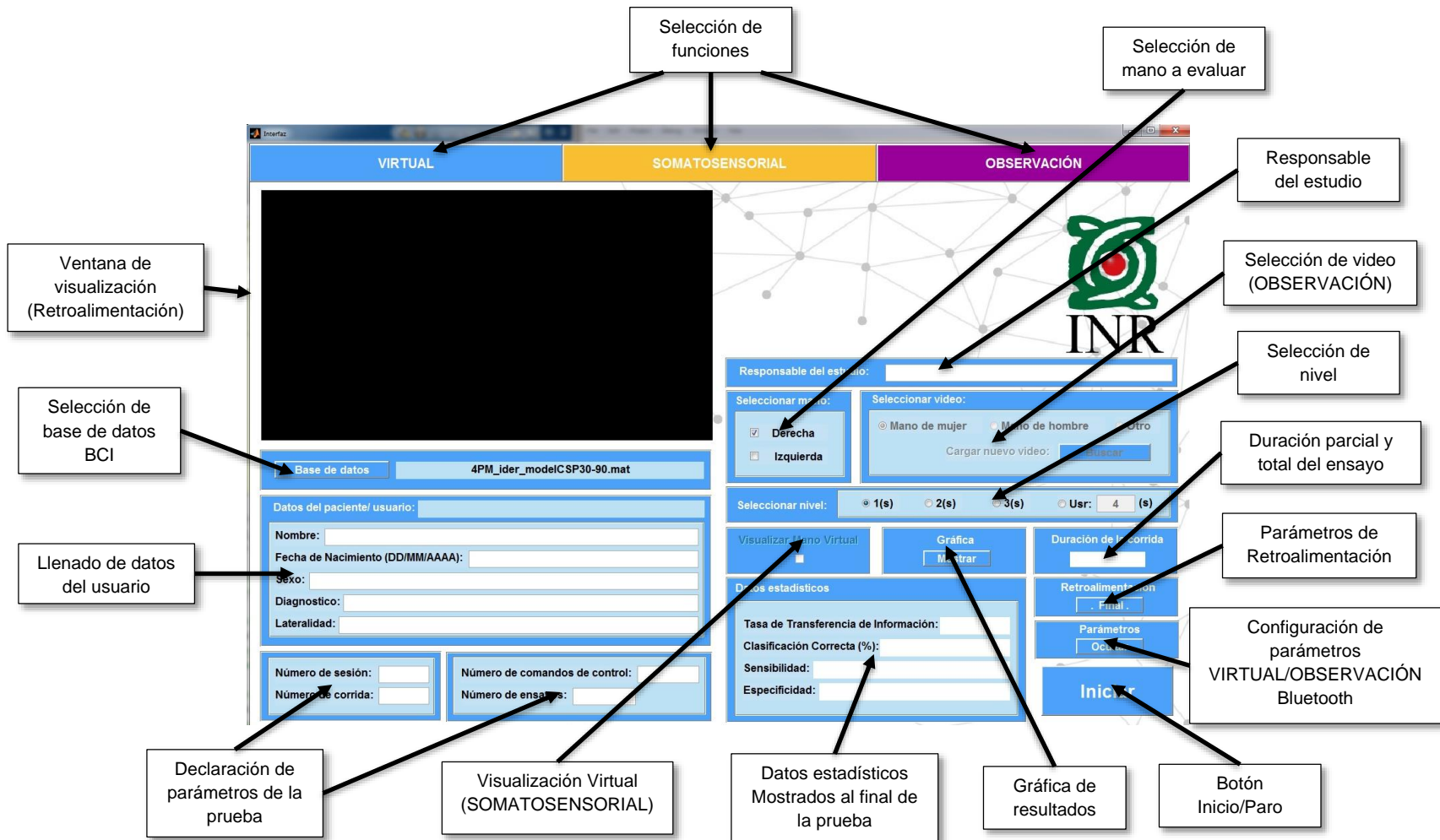


Fig. A. 11 Descripción de funciones y parámetros de retroalimentación

Configuración de parámetros

Ventana de configuración de parámetros VIRTUAL/OBSERVACIÓN/Bluetooth (Depende del botón **Configuración de parámetros**)

Permite aumentar o disminuir la velocidad del video. Donde, un valor grande representa un mayor número de fotogramas por segundo y por lo tanto una reproducción más rápida del video.

Permite aumentar o disminuir la velocidad de reproducción del modelo virtual, de acuerdo a la configuración de parámetros de retroalimentación (. Final .Simultaneo) Donde, un valor grande representa mayor número de pasos para llevar a cabo el movimiento y por lo tanto un movimiento más lento

Permite llevar a cabo la conexión con dispositivos de evaluación, vía Bluetooth. **Default**, utiliza direcciones de Bluetooth predefinidas, las cuales dependen de la **selección de la mano a evaluar**. Mientras que **Definir** permite escribir la dirección del módulo Bluetooth. **(Esta función requiere de la configuración de el/los módulos a utilizar, debido a ello esta función se encuentra inactiva)**

Selección de mano a evaluar

Parámetros de Retroalimentación

Configuración de parámetros VIRTUAL/OBSERVACIÓN/Bluetooth (**Mostrar/Ocultar**)

Fig. A. 12 Descripción de parámetros

CERTIFICADO

Registro Público del Derecho de Autor

Para los efectos de los artículos 162 de la Ley Federal del Derecho de Autor, y 67 de su Reglamento, se hace constar que la **ANOTACIÓN MARGINAL** cuyas especificaciones aparecen a continuación, ha quedado inscrita en el Registro Público del Derecho de Autor, con los siguientes datos:

Solicitada por: GUTIERREZ MARTINEZ JOSEFINA

Consistente en: CORREGIR EL NOMBRE DE JOSE ANTONIO BARRAZA MADRIGAL (AUTOR Y TITULAR DE LOS DERECHOS PATRIMONIALES) Y EL TITULO DE LA OBRA, PARA QUEDAR COMO SE INDICA A CONTINUACION LA INSCRIPCION:

AUTORES: LEIJA SALAS LORENZO
MUÑOZ GUERRERO ROBERTO
BARRAZA MADRIGAL JOSE ANTONIO
CANTILLO NEGRETE JESSICA
GUTIERREZ MARTINEZ JOSEFINA

TITULO: MODULO DE ENTRENAMIENTO PARA USUARIOS BCI

TITULARES: LEIJA SALAS LORENZO
MUÑOZ GUERRERO ROBERTO
BARRAZA MADRIGAL JOSE ANTONIO
CANTILLO NEGRETE JESSICA
GUTIERREZ MARTINEZ JOSEFINA

Inscripción Modificada:

Trámite: REGISTRO DE OBRA

Título: MUDULO DE ENTRENAMIENTO PARA USUARIOS BCI

Número de Registro: 03-2015-120113475700-01

Fecha de Registro: 4 de diciembre de 2015

Con fundamento en los artículos 2, 208, 209 fracción III y 211 de la Ley Federal del Derecho de Autor; artículo 64, 103 fracción IV y 104 del Reglamento de la Ley Federal del Derecho de Autor; artículo 1, 3 fracción I, 4, 8 fracción I y 9 del Reglamento Interior del Instituto Nacional del Derecho de Autor, se expide el presente certificado.

Número de Anotación Marginal: 03-2016-012513021600-05

Lo anterior para los efectos legales a que haya lugar.

México D. F., a 29 de enero de 2016

EL DIRECTOR DEL REGISTRO PÚBLICO DEL DERECHO DE AUTOR

JESUS PARETS GOMEZ



INSTITUTO NACIONAL
DEL DERECHO DE AUTOR
DIRECCIÓN DEL REGISTRO PÚBLICO
DEL DERECHO DE AUTOR

**INDAUTOR**
Instituto Nacional del Derecho de Autor

Date: Apr 11, 2016
To: "Roberto Muñoz" rmunoz@cinvestav.mx
From: "Medical Engineering & Physics" mep@elsevier.com
Subject: Re: MEP-D-15-00476R2

Dr. Roberto Muñoz
Centro de Investigacion y Estudios Avanzados del IPN
Electrical Engineering Department/Bioelectronic Section
Avenue Instituto Politecnico Nacional 2508
Col, San Pedro Zacatenco
CP 07360
Gustavo A Madero
Mexico City 07360
MEXICO

Re: Evaluation of Suitability of a Micro-Processing Unit of Motion Analysis for Upper Limb Tracking
Authors: José A Barraza, MSc; Eladio Cardiel, Eng.; Pablo Rogeli, PhD; Lorenzo Leija, PhD; Roberto Muñoz, Ph.D
Manuscript reference number: MEP-D-15-00476R2

Dear Dr. Roberto Muñoz,

Thank you for further revising your manuscript. On behalf of the Editorial Board, I am pleased to inform you that your manuscript has been accepted for publication in Medical Engineering & Physics as a Technical Note. The manuscript will be passed to our publisher who will contact you in due course regarding proofs, etc., when you may be required to approve further minor changes before publication.

Please do not hesitate to contact the Editorial Office at mep@elsevier.com should you require further advice or assistance in the meantime.

Best wishes.

Yours sincerely,

Richard A Black, CEng FIPEM
Editor-in-Chief
Medical Engineering & Physics



Instantaneous Position and Orientation of the Body Segments as an Arbitrary Object in 3D Space by Merging Gyroscope and Accelerometer Information

J.A. Barraza-Madrigal*
R. Muñoz-Guerrero*
L. Leija-Salas*
R. Ranta**

* Centro de Investigación y
de Estudios Avanzados
(CINVESTAV-IPN).

** Centre de Recherche en
Automatique de Nancy
(CRAN-CNRS)

ABSTRACT

This work presents an algorithm to determine instantaneous orientation of an object in 3D space. The orientation was determined by using a Direction Cosine Matrix (DCM), performed by the combination of three consecutive rotations, around each to the main axes of the evaluated system, using quaternions. An inertial measurement unit (IMU), consisting of 3 axes gyroscope and 3 axes accelerometer was used in order to establish 2 coordinate systems; The first one describes object movement, by using gyroscope as a main source of information, relating the angular rate of change along time. The second defines a coordinate reference system, relating the acceleration of gravity to an inertial direction vector. A proportional integral (PI) feedback controller was used, which includes sensors information, eliminating offset, cancelling drift and improving the accuracy of the orientation. The proposed algorithm can be used for assessing both the position and orientation of the body segments which is very important in orthopedic, traumatology and rheumatology important for diagnosis, prognostic, therapeutic, research and as well as the design and fabrication of measuring devices used in surgical instrumentation, prostheses and orthoses. It is important to note that the developed system opens the opportunities to be implemented on ambulatory joint evaluation through a wearable system, due to the dimensions and requirements of the sensors.

Keywords: instantaneous orientation, direction cosine matrix, quaternions, inertial measurement unit, offset and drifting deviation.

Correspondencia:
 Barraza-Madriral J.A
 Av. IPN 2508 Zacatenco 07360,
 México DF
 Correo electrónico:
 jbarraza@cinvestav.mx

Fecha de recepción:
 5 de mayo de 2014
Fecha de aceptación:
 10 de octubre de 2014

RESUMEN

El presente trabajo presenta un algoritmo para determinar la orientación instantánea de un objeto en el espacio 3D. La orientación fue determinada utilizando una matriz de cosenos directores (DCM) conformada por la combinación de 3 rotaciones consecutivas alrededor de cada uno de los ejes del sistema evaluado, utilizando cuaterniones. Una unidad inercial de medida (IMU) compuesta por un giroscopio de 3 ejes y un acelerómetro de 3 ejes fue utilizada con el objetivo de establecer 2 sistemas coordinados; Un sistema coordinado describiendo el movimiento del objeto, utilizando al giroscopio como fuente principal de información, estableciendo la relación de cambio con respecto al tiempo. Un sistema coordinado de referencia, relacionando la aceleración gravitacional a un vector inercial. Un control por retroalimentación proporcional integral (PI) fue utilizado con el objetivo de combinar la información de los sensores, eliminando las desviaciones por offset y deriva, mejorando la precisión en la orientación. Dadas sus características, el algoritmo propuesto permite su utilización en la evaluación de la posición y la orientación de los segmentos corporales, siendo de suma importancia en ortopedia, traumatología y reumatología para la determinación de diagnósticos, pronósticos terapéuticos e investigación así como el diseño y fabricación de dispositivos de medición, instrumentación quirúrgica, prótesis y ortesis. Cabe destacar que el sistema desarrollado abre oportunidades de ser implementado en el diseño de sistemas ambulatorios de evaluación de las articulaciones, mediante el uso de elementos transportables dadas las reducidas dimensiones y limitaciones de los sensores empleados.

Palabras clave: orientación instantánea, matriz de cosenos directores, cuaterniones, unidad inercial de medida, desviación de offset y deriva.

INTRODUCTION

Joints evaluation is very important in orthopedic, traumatology and rheumatology for assessing diagnosis, prognostic, therapeutic and research as well as the design and fabrication of measuring devices used in surgical instrumentation, prostheses and orthosis [1].

The kinematics of joint evaluation requires the determination of both the position and orientation of the body segments involved; It is normally modelled as rigid bodies which is related to an inertial reference system [2]. This is commonly achieved by tracking the movement of a group of reflective point markers attached to the required body segment of interest, this

using optical motion systems [3]. Nonetheless, this system is expensive and cannot also be used outside the laboratory, since it requires a specific and controlled environment.

During the last decade, body mounted sensors such as gyroscopes and/or accelerometers also known as inertial sensors have been used to obtain kinematic values, offering the advantage of identifying human motion in a wide variety of environments due their low cost, small size and low power consumption [4]. However, inertial sensors do not measure the position or orientation of the body segment directly but the physical quantities which are related to the motion of the objects where the sensors are fixed [5]. On one hand, gyroscope measures angular

velocity which if initial conditions were known, information may be integrated over time to compute the sensors orientation [6] [7]. In theory, both the position and orientation of an arbitrary object or body segment can be estimated by integrating the angular rate data obtained from a gyroscope sensor attached herewith. Although this data can be translated into meaningful three dimensional information, it was reported that the integration of any amount of signal noise in the angular velocity data will cause an accumulative error in the estimated orientation also known as a drifting deviation [8]. On the other hand, the accelerometer measures the earth's gravitation and provides an absolute reference orientation allowing it to measure the angle of the sensor unit in respect to gravity [9], [10]. This method is appropriate if magnitude of acceleration is neglected with respect to gravity, and less accurate when accelerations due to motion are affected by measured direction of gravity. Furthermore, accelerometer signals do not contain information about the rotation around the vertical axis and therefore do not give a complete description of the orientation [11].

Hence to compute a single estimate of orientation through the optimal fusion of accelerometer and gyroscope sensors is needed [12]. Recently, many studies of human motion based on inertial sensors have proposed different methods to combine gyroscope and accelerometer sensors information for kinematic joint evaluation. Dejnabadi *et.al* [4] proposed a method of measuring uniaxial joint angles using a combination of accelerometers and gyroscopes. The model was based on the acceleration of the joint center rotation mathematically by shifting the location of the physical sensors. Joint angles were computed by estimating absolute angles without any integration of sensors information. Luinge *et.al* [13] described a method that used constraints in the elbow to measure the orientation of the lower arm in respect to the upper arm. Accelerometer and gyroscope orientations were achieved by using rotational matrixes. A calibration method to determine the orientation of each sensor was determinant in the accuracy of the orientation measured. Zhang *et.al* [14] used a particle

filter to fuse gyroscope and accelerometer information, compensating drifting deviation and also improving the estimation accuracy. Additionally, quaternions are used to represent orientations of upper limb segments thereby avoiding singularities. Tadano *et.al* [8] proposed a method of three dimensional gait analysis using wearable sensors and quaternion calculations. Accelerometer information was used to estimate initial orientation of the sensors. Gyroscope information was used to estimate angular displacements during gait, by integrating angular velocity. Orientations of the sensors were converted to the orientations of the body segment by a rotational matrix obtained from a calibration trial. Favre *et.al* [15] proposed 2 different methods to fuse gyroscope and accelerometer information; Quaternion-based integration of angular velocity and orientation correction using gravity. Both methods are based on recognizing characteristic samples which provide vertical orientation of the sensor.

This work presents an algorithm to determine both the position and orientation of an arbitrary object in 3D space, oriented to be used in kinematic joint evaluation. The proposed algorithm combines both gyroscope and accelerometer information, thereby establishing two suitable coordinate systems describing the object movement in respect to a coordinate reference system. Both the position and orientation were achieved by estimating the spatial relationship between the coordinate systems through a Direction Cosine Matrix (DCM) computed from the combination of three consecutive rotations, around each to the main axis of the evaluated system using quaternions. A PI controller feedback (PI) is used to apply the amount of rotation that is needed to align the estimated orientation by both gyroscope and accelerometer information, forcing them to converge with each other proportionally, eliminating drifting deviation and improving also the accuracy by decreasing noise response.

METHODOLOGY

A combination of 3 axes gyroscope and 3 axes accelerometer was used in order to estimate

both the position and orientation of an arbitrary object in 3D space. Gyroscope information (G_x, G_y, G_z) was used to define a coordinate system describing object movement (O_{mov}) through gyroscope angular rate ($\omega_x, \omega_y, \omega_z$). Accelerometer information (A_x, A_y, A_z) was used to establish an absolute coordinate reference (O_{ref}) based on the acceleration of gravity (λ) in order to compensate drifting deviation given by the integration of gyroscope measurement errors over time.

Sensors and data acquisition

Gyroscope and Accelerometer information were obtained from an IMU (Invensense MPU6050) configured at its lowest feature rates [16], a full scale range of $\pm 250^\circ/s$ and $\pm 2g$ with a bandwidth of 256Hz and 260Hz respectively. Full scale range parameters and bandwidth were defined considering the common values reported in kinematic joint evaluation; gyroscope from $\pm 200^\circ/s$ to $\pm 600^\circ/s$, accelerometer from $\pm 2g$ to $\pm 5g$ and bandwidth from 2Hz to 200Hz [4], [8], [11], [15], [17], [18]. A 16-bit Digital Signal Controller Microchip (*Dspic-30F6014A*) was used to perform the optimal fusion of gyroscope and accelerometer information and to implement an algorithm for assessing the orientation of an object in 3D space. Communication between IMU and Dspic was established through the Inter-Integrated Circuit serial protocol (I^2C) at 400-kHz which is the standard operating frequency. The response of the implemented algorithm was assessed through a virtual model designed on V-realm builder 2.0. Communication between Dspic and virtual environment was achieved by using MATLAB R2013a version.

Orientation estimate

Orientation estimate problem involves two coordinate systems; one attached to the arbitrary object describing its movement O_{mov} and the other located at some point to the

earth but not attached to it establishing a reference frame O_{ref} . Since the coordinates of a vector depend on the frame it is represented in, an arbitrary vector can be represented in the rotation frame. Consequently these two frames can rotate relatively to each other independently [19]. This rotation is estimated by a 4D complex number also called quaternion (Q) which is conformed by an scalar (q_0) and a 3D vector (\mathbf{q}) with $\mathbf{q} = [q_1, q_2, q_3]$, Eq.(1).

$$Q = \{q_0, \mathbf{q}\} \quad (1)$$

The rotational vector Q is associated with the sine (S) and the cosine (C) of the rotation angle $\sigma = [\alpha, \phi, \theta]$, over each of the main axis (x, y, z) to the evaluated coordinate system in time, Eq.(2).

$$Q = \frac{1}{2}[C(\sigma), (\mathbf{q})S(\sigma)] \quad (2)$$

Quaternions can be composed to express several rotations through a quaternion product Q_{comp} , Eq.(3). Q_{comp} can also be used to express the rotation on a 3D space, Eq.(4).

$$Q_{comp} = Q_a \otimes Q_b = (q_{a0}, \mathbf{q}_a) \otimes (q_{b0}, \mathbf{q}_b) \quad (3) \\ = \{q_{a0}q_{b0} - \mathbf{q}_a \mathbf{q}_b, \mathbf{q}_a \times \mathbf{q}_b + q_{a0}\mathbf{q}_b + q_{b0}\mathbf{q}_a\}$$

Therefore $Q_{comp} = Q_z(\theta) \otimes Q_y(\phi) \otimes Q_x(\alpha)$

$$Q_{comp} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} C(\theta)C(\phi)C(\alpha) + S(\theta)S(\phi)S(\alpha) \\ C(\theta)C(\phi)S(\alpha) - S(\theta)S(\phi)C(\alpha) \\ C(\theta)S(\phi)C(\alpha) + S(\theta)C(\phi)S(\alpha) \\ S(\theta)C(\phi)C(\alpha) - C(\theta)S(\phi)S(\alpha) \end{bmatrix} \quad (4)$$

To transform vectors from one coordinate system to another using Eq.(4) a *Direction Cosine Matrix* (DCM) is performed as shown in Eq.(5), which is used to establish the spatial relationship between coordinate systems O_{mov} and O_{ref} which allows estimating the orientation [20], [21].

$$DCM = (q_0^2 - \mathbf{q}'\mathbf{q})I + 2\mathbf{q}\mathbf{q}' - 2q_0\mathbf{q}^* \quad (5)$$

When expanded this yields

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

Direction cosine matrix improvement

To estimate the orientation of an object in 3D space, DCM is updated by incremental changes when either O_{mov} or O_{ref} rotates. These incremental changes can be established by integrating DCM as shown in Eq.(6).

$$DCM = DCM_{t-1} * DCM_t \quad (6)$$

Because DCM is conformed from Q_{comp} , Eq.(4) it is noted that by expressing elements of Q_{comp} as approximations rather than identities, Q_{comp} can be reduced to Q_{red} , Eq.(7).

$$\begin{aligned} \cos(\sigma) \approx 1 \\ \sin(\sigma) * \sin(\sigma) \approx 0 \end{aligned} \xrightarrow{yields} \begin{cases} \sin(\alpha) \\ \sin(\phi) \\ \sin(\theta) \end{cases} \approx \begin{bmatrix} \alpha \\ \phi \\ \theta \end{bmatrix}$$

$$Q_{red} = \frac{1}{2} [1, \alpha, \phi, \theta] \quad (7)$$

For assessing DCM improvement in order to estimate orientation, incremental changes were estimated from the integration of Q_{red} over time, improving Q_{red} as shown in Eq.(8).

$$Q_{imp} = Q_{red_{t-1}} \otimes Q_{red_t} \quad (8)$$

When expanded this yields:

$$Q_{imp} = \begin{bmatrix} q_0 \\ q_1 \\ q_2 \\ q_3 \end{bmatrix} + \frac{1}{2} \begin{bmatrix} -\alpha q_1 - \phi q_2 - \theta q_3 \\ \alpha q_0 + \theta q_2 - \phi q_3 \\ \phi q_0 - \theta q_1 - \alpha q_3 \\ \theta q_0 + \phi q_1 - \alpha q_2 \end{bmatrix}$$

It should be noted that numerical errors in the approximations will reduce orthogonality between rotational axes of the coordinated systems [22]. Consequently, Q_{imp} is normalized before being substituted in Eq.(5) in order to perform an improved DCM, Eq.(9).

$$Q_{imp(norm)} = \frac{Q_{imp}}{\|Q_{imp}\|}$$

$$DCM = DCM_t \quad (9)$$

Coordinate system that describes the object movement (O_{mov})

Gyroscope output ($\omega_x, \omega_y, \omega_z$) is used as the main source of information in order to define the coordinate system that describes object movement. Then O_{mov} has its origin in the tri-axial gyroscope and each point along the gyroscope axes (G_x, G_y, G_z). Therefore, by relating the angular rate of change along time (Δt) to its rotation during the movement of the IMU, a single estimation of gyroscope orientation (σ_{gyro}) can be determined, Eq.(10).

$$\sigma_{gyro} = (\omega - \omega_{off}) * \Delta t \quad (10)$$

Where ω_{off} is the intrinsic offset of the gyroscope sensor, estimated only at the beginning of the test by computing the mean value of the total number of the recorded data in one second in static position.

It is noted that σ_{gyro} could be used to estimate both the position and orientation of an arbitrary object or body segment by conforming DCM. However, constructing DCM only from σ_{gyro} is not only inefficient but also inconvenient, considering that any amount of noise in the angular velocity data will result in integration errors and consequently, an accumulative gyro drift in DCM. Hence, an additional source of information is needed to assess drifting compensation.

Drifting estimation

Accelerometer information ($\lambda_x, \lambda_y, \lambda_z$), defines the coordinate reference system which is used to assess drifting deviation. Therefore, O_{ref} has its origin at the tri-axial accelerometer and each point along accelerometer axes (A_x, A_y, A_z). Assuming that the accelerometer is only measuring the acceleration of gravity, then an appropriate convention would be to assume that the direction of gravity $\hat{g} = [0, 0, 1]$ defines the vertical axis z [12], [23].

Thus the inertial directional vector \vec{v} can be computed from the normalized accelerometer measurements Eq.(11).

$$\vec{v} = \frac{\lambda}{\|\lambda\|} \quad (11)$$

Given a DCM estimation from gyroscope measurement, a gravity vector is determined as Eq.(12).

$$\hat{v} = \hat{g} * DCM \quad (12)$$

Finally considering that the magnitude of cross product between two vectors is proportional to the sine of the angle between them and its direction can be perpendicular to both of them [24], drifting deviation detected by taking cross product between vector \vec{v} and \hat{v} , presenting both an axis and an amount of rotation that are needed to rotate \hat{v} to become parallel to the estimated vector σ_{gyro} , Eq.(13).

$$\sigma_{accel} = \vec{v} \times \hat{v} \quad (13)$$

Data integration

Slow movements are related to low noise levels [25]. Hence, drifting deviation can be corrected by adding the total amount of rotation σ_{accel} to the estimated orientation σ_{gyro} , in order to align the coordinate systems that they represent, Eq.(14).

$$\sigma = \sigma_{gyro} + \sigma_{accel} \quad (14)$$

Nonetheless σ_{accel} is susceptible to high noise level due to variations in velocity during movement. Therefore, a half portion of σ_{accel} , computed by multiplying σ_{accel} by a weighed ω_σ , is used as a feedback to a *Proportional Integral* (PI) controller Eq.(15) before being added to σ_{gyro} to obtain σ Eq.(14). Hence, it is possible to apply a proportional the amount of rotation needed to align O_{mov} and O_{ref} , instead of applying the total correction. Consequently, both coordinate systems are forced to converge proportionally thereby cancelling drifting.

$$\sigma_{accel} = K_p f(\omega_\sigma * \sigma_{accel}) + K_i \int_0^t f(\omega_\sigma * \sigma_{accel}) \Delta t \quad (15)$$

Proportional and Integral parameters (K_p & K_i) were established based on *The Good Gain method for PI (D) controller tuning* reported in studies [26], [27].

RESULTS AND DISSCUSION

Proposed algorithms

Gyroscope and accelerometer information were used in order to establish two suitable coordinate systems describing both object movement O_{mov} and reference coordinate system O_{ref} . The description of an object in 3D space was assessed by estimating the spatial relationship between coordinate systems. Commonly, this relationship is given by both the position and orientation of the object in respect to a reference system. However, assuming that both systems overlapped at the origin, it is said that there is no change of position between them, [24]. Therefore, an arbitrary object in 3D space can be described by its orientation. This orientation is determined through a DCM computed from the combination of three consecutive rotations around each of the main axis of the evaluated system using quaternions. Fig. 1, shows a block diagram representing the proposed algorithms.

In Fig. 1, it can be observed that two different solutions proposed to estimate the amount of rotation σ , from which quaternion Q is computed defines the amount of rotation in 3D space. 1.- Estimation of σ by combining σ_{gyro} and σ_{accel} without any reduction of noise (σ_{gyro} & σ_{accel}). 2.- Estimation of σ by combining σ_{gyro} and σ_{accel} information using a *PI feedback controller*, (σ_{gyro} & σ_{accel}) & *PI*. It is noted that Q is used to perform DCM from which the orientation of an object in 3D space is defined. It is noteworthy that two different solutions were proposed to estimate DCM; 1.- Estimation of DCM from Q_{comp} which defines the orientation from DCM product. 2.- Estimation of DCM from Q_{imp} which defines the orientation through the quaternion product.

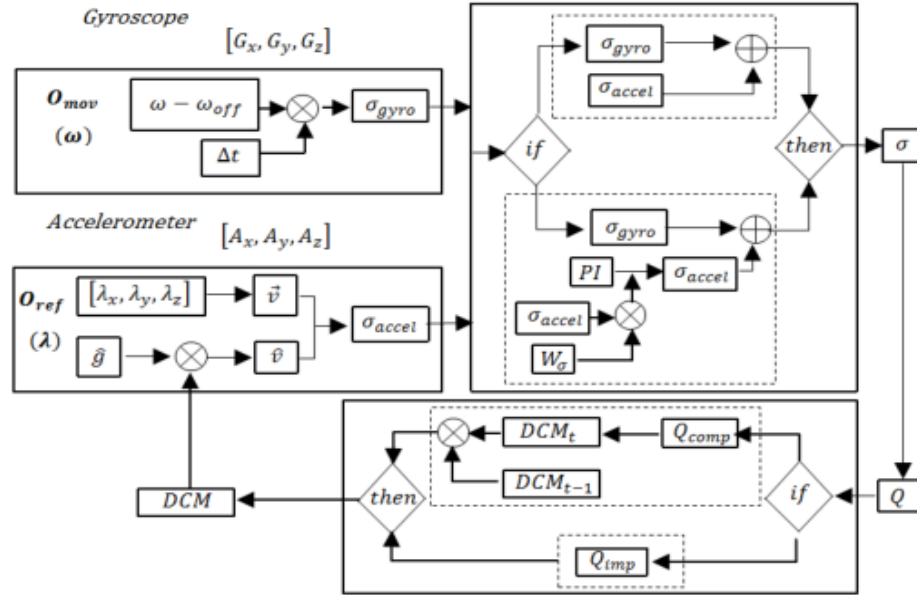


Fig. 1. Estimation of Q from σ as $(\sigma_{gyro} \& \sigma_{accel})$ without any reduction of noise., estimation of Q from σ as $(\sigma_{gyro} \& \sigma_{accel}) \& PI$ by using a PI feedback controller., estimation of DCM from Q_{comp} ., estimation of DCM from Q_{imp} .

Estimating differences between proposed algorithms

In order to estimate differences between proposed algorithms, the analysis of behavior of the sensor is carried out by estimating the orientation in both static position and during movement. Hence representing the orientation as Euler angles computed from DCM Eq.(16).

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

Behavior analysis of the estimated orientation in static position

For analysis of behavior in static position five minutes of the obtained information were recorded, which allows the comparison of drifting deviation over time. It should be noted that to assess the behavior of the proposed algorithms, the estimation of the orientation using either σ_{gyro} or σ_{accel} is included to the analysis. A comparison is made by using sensors information

separately and also by fusion sensors information through the proposed algorithms.

In figure 2, it can be observed that estimating orientation from σ_{gyro} only seems not to be so noisy but drifts over time. On the other hand, estimating orientation from σ_{accel} does not drift over time but seems to be quite noisy especially when compared to σ_{gyro} . When analyzing the estimated orientation either through $(\sigma_{gyro} \& \sigma_{accel})$ or $(\sigma_{gyro} \& \sigma_{accel}) \& PI$, drifting deviation appears to be cancelled and the noise reduced. Despite the fact there seems to be a considerably reduction of noise between the estimated orientation $(\sigma_{gyro} \& \sigma_{accel}) \& PI$ in comparison to $(\sigma_{gyro} \& \sigma_{accel})$, it is noted that drifting deviation is compensated but not eliminated thereby maintaining the behavior of σ_{gyro} in z axis. The main reason is that both algorithms depend on the sensors fusion in order to compensate drifting deviation and the accelerometer information can only be used to estimate the orientation of an object in X and Y but not in Z axis because of its dependence on the acceleration of gravity as was reported in [11].

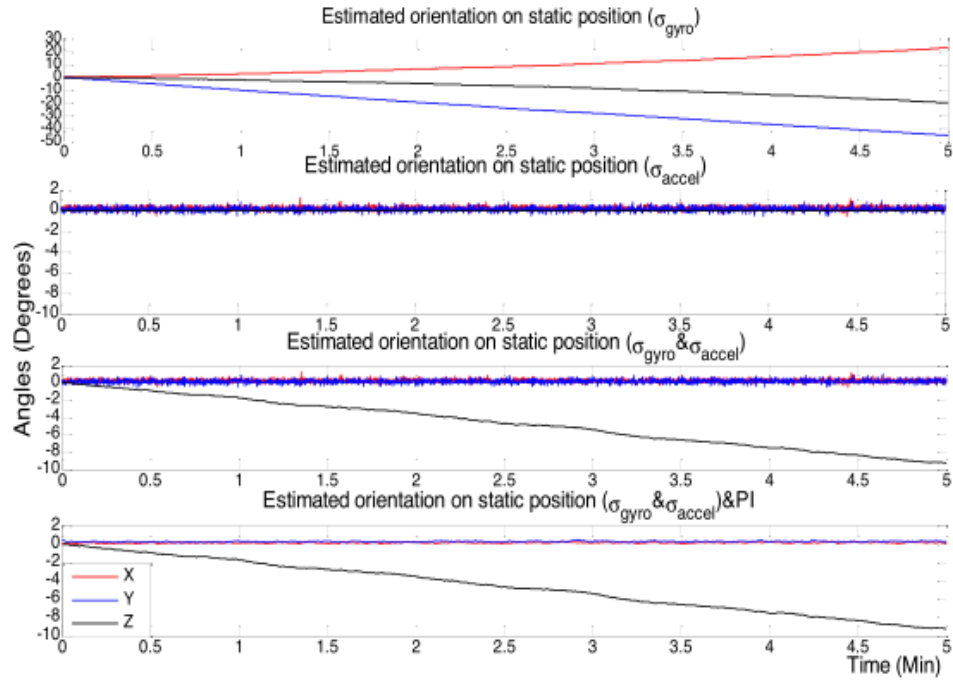


Fig. 2. Behavior analysis of the estimated orientation in static position in order to establish drifting deviation comparison either in the estimated orientation from σ_{gyro} and σ_{accel} independently, as well as through to the proposed algorithms; $(\sigma_{gyro} \& \sigma_{accel})$ and $(\sigma_{gyro} \& \sigma_{accel}) \& PI$.

Table.1 Drifting deviation and RMSE on static position

	X axis		Y axis		Z axis	
	Drift 5min	RMSE	Drift 5min	RMSE	Drift 5min	RMSE
σ_{gyro}	22.85°	1.3e-4	45.15°	1.4e-4	19.87°	1.8e-4
σ_{accel}	0.34°	0.18	0.17°	0.21	0.002°	0.007
$\sigma_{gyro} \& \sigma_{accel}$	0.33°	0.18	0.12°	0.21	9.26°	0.007
$(\sigma_{gyro} \& \sigma_{accel}) \& PI$	0.001°	0.04	0.10°	0.05	9.21°	0.007

Consequently, drifting deviation in this axis cannot be completely eliminated. Finally, in order to verify such assumptions; Table. 1 shows a comparison of the amount of drifting deviation in degrees as well as the amount of noise in static position represented by the Root Mean Square Error (RMSE). Similarly in Fig. 3, it can be observed a comparison in the estimation of the orientation in Z axis, in a range of -90 to 90 degrees using only σ_{gyro} or σ_{accel} , hence demonstrating the mentioned dependence of the acceleration of gravity.

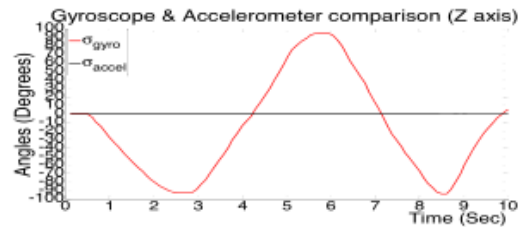


Fig. 3 Comparison in the estimated orientation in Z axis.

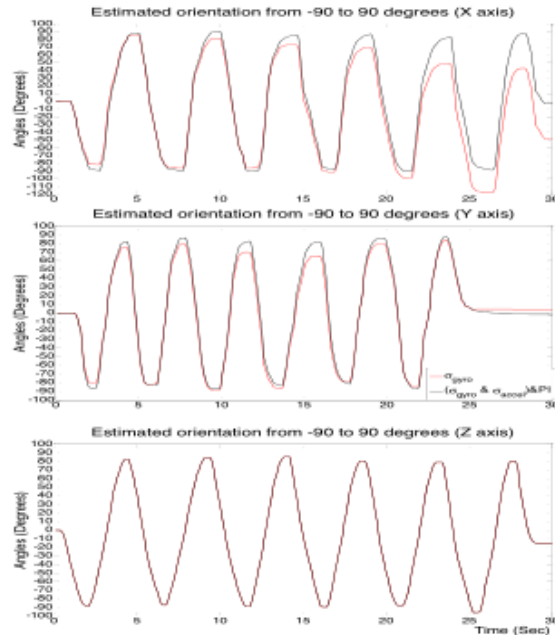


Fig. 4. Behavior analysis of the estimated orientation during movement into a range of motion from -90 to 90 degrees, comparing drifting deviation, between σ_{gyro} and the proposed algorithm $(\sigma_{gyro} \& \sigma_{accel}) \& PI$, for each axes.

Behavior analysis of the estimated orientation during movement

Although σ_{accel} is susceptible to high noise levels, it can be used to estimate both the position and orientation of an arbitrary object or body segment in X and Y axis which is enough in some applications [2], [17]. Although σ_{accel} does not produce drifting deviation during the static analysis, it was demonstrated that it cannot be used to estimate neither the position nor the

orientation in 3D space because of its dependence on the acceleration of gravity. Despite the fact that σ_{gyro} is subject to drifting deviation, some authors suggest that it could be useful in the evaluation of body segments due to its characteristic of not being susceptible to noise [2], [17]. Accordingly, due to the analysis of behavior during movement, six repetitions from -90 to 90 degrees for each axis was performed comparing σ_{gyro} with $(\sigma_{gyro} \& \sigma_{accel}) \& PI$, which is the proposed algorithm in order to determine both the amount of drifting deviation and noise during movement. However, as it was assumed during static analysis in Fig. 4 X and Y axis, it can be noted that because of drifting deviation in σ_{gyro} , the estimated orientation is lost through time during movement even in a short period of time. On the other hand, it can be noted that the estimated orientation using $(\sigma_{gyro} \& \sigma_{accel}) \& PI$, seems to be as noisy as σ_{gyro} but as susceptible in drifting as σ_{accel} , therefore demonstrating an optimal fusion sensor. In addition, although Z axis maintains the behavior of σ_{gyro} , it was demonstrated that the fusion sensor not only allows to compensate and to eliminate both drifting deviation and noise as can be seen in table 2 but it also allowed estimating the orientation of an arbitrary object or body segment in 3D space successfully.

By representing the orientation of an object in 3D space, DCM was conformed from σ instead of using only Euler angles because of its singularity-free orientation representation. Accordingly, by considering that an arbitrary object in 3D space can be represented as a vector through coordinate triplet O_{xyz} . The orientation of an object in 3D space will be given by Eq.(17).

$$O_{xyz} = O_{xyz_{t-1}} * DCM \quad (17)$$

Table.2 Drifting deviation and RMSE during movement

	X axis		Y axis		Z axis	
	Drift (30s)	RMSE	Drift (30s)	RMSE	Drift (30s)	RMSE
σ_{gyro}	48.82°	24.12°	4.39°	11.36°	15.15°	7.14°
$(\sigma_{gyro} \& \sigma_{accel}) \& PI$	2.59°	2.75°	1.32°	2.98°	15.15°	7.14°

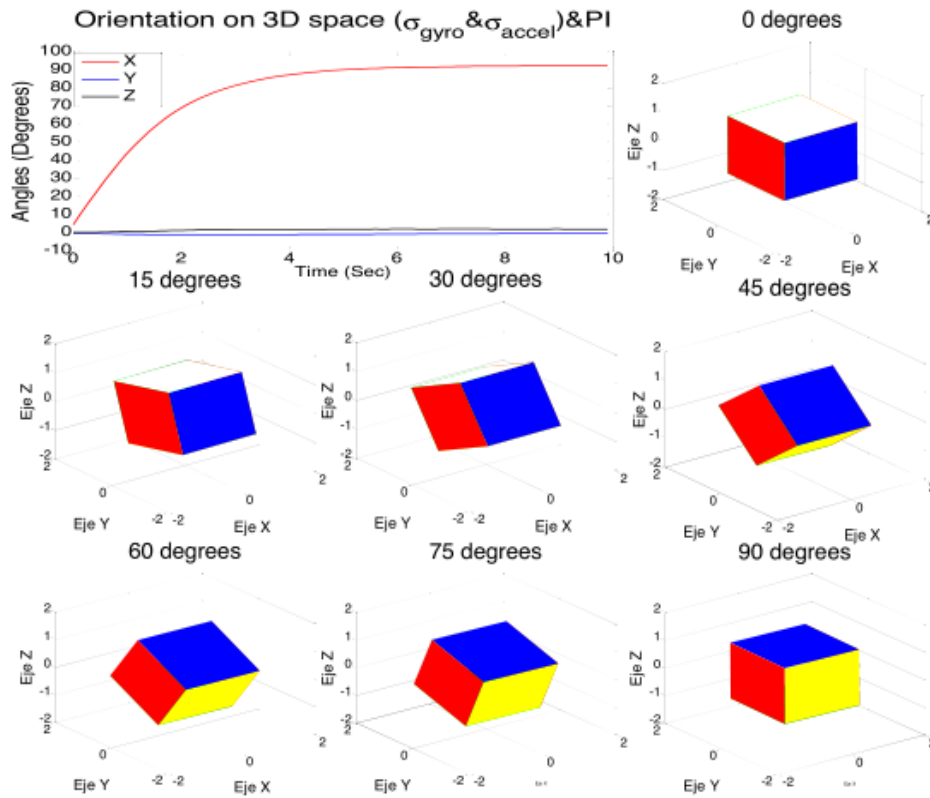


Fig. 5. Virtual representation to the estimated orientation of an object during movement, in a range of motion from 0 to 90 degrees through X axis, based on the sensors orientation.

Finally, O_{xyz} will define the orientation of an object in 3D space based on the sensors orientation representing it through a virtual environment as a cube while performing a trajectory between 0 to 90 degrees through X axis as shown in Fig. 5.

CONCLUSION

To estimate the orientation of an arbitrary object or body segment in 3D space cannot be properly achieved using gyroscope or accelerometer information separately. Although, gyroscope angular data rate can be translated into meaningful 3D information, it was demonstrated that the integration of any amount of signal will cause an accumulative drifting deviation over time. On the other hand,

accelerometer information provides an absolute reference orientation which allows estimating the orientation in respect to gravity. Nonetheless, it was demonstrated that the accelerometer is not able to give a complete description of the orientation because the accelerometer signals do not contain information about the rotation around the vertical z axis.

Results from the present study shows that the proposed algorithm including PI controller feedback not only eliminates drifting deviation but also reduces noise in both static position and during movement, thereby estimating the orientation of an arbitrary object in 3D space. It should be noted that the proposed algorithm simplifies equations by reducing the operations to be computed and consequently computation cost as it was in contrast to methods based on the usual computation of quaternions and rotation

matrixes.

Finally, from the obtained results, considering that parameters of the proposed algorithm were configured according to the kinematic joint evaluation, it was demonstrated that it is possible to estimate the instantaneous position and orientation of the body segments as an arbitrary object in 3D space by merging gyroscope and accelerometer information.

The results obtained as well as low cost, small size and low power consumption of the employed sensors were encouraging for design a wearable system for application in the ambulatory kinematic joint body evaluation as a future work.

ACKNOWLEDGMENT

The authors express thanks to Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT, México), for granted scholarship to Barraza-Madrigal J.A and their support to this research. The authors also thank the valuable assistance of Ing. Eladio Cardiel Perez for achieving this study.

REFERENCES

1. T. Shimada, "Normal Range of Motion of Joints in Young Japanese People," Bulletin of allied medical sciences Kobe BAMS (Kobe), 1988; 4:103-109.
2. D. Giansanti, V. Macellari, G. Maccioni and A. Cappozzo, "Is it Feasible to Reconstruct Body Segment 3-D Position and Orientation Using Accelerometric Data?" IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2003; 50(4):476-483.
3. Sen Suddhajit, R. Abboud, D. Ming, B. Wan, Y. Liao and Q. Gong, "A motion simulation and biomechanical analysis of the shoulder joint using a whole human model," in 4th International Conference on Biomechanical Engineering and Informatics (BMEI), 2011; 4:2322-2326.
4. H. Dejnabadi, B. M. Jolles and 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, 2005; 52(8):1478-1484.
5. M. A. Sabatini, "Estimating Three-Dimensional Orientation of Human Body Parts by Inertial/Magnetic Sensing," Sensors, 2011; 11(2):1489-1525.
6. J. Bortz, "A New Mathematical Formulation for Strapdown Inertial Navigation," IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems, 1971; AES-7(1):61-66.
7. M. Ignangni, "Optimal Strapdown Attitude Integration Algorithms," Journal of Guidance Control and Dynamics, 1990; 13(2): 363-369.
8. S. Tadano, R. Takeda and H. Miyagawa, "Three Dimensional Gait Analysis Using Wearable Acceleration and Gyro Sensors Based on Quaternion Calculations," Sensors, 2013; 13(7):9321-9343.
9. E. Bernmark and C. Wiktorin, "A triaxial accelerometer for measuring arm movements," Applied Ergonomics, 2002; 33(6):541-547.
10. G. Hansson, P. Asterlan, N. Holmer and S. Skerfving, "Validity and reliability of triaxial accelerometers for inclinometry in posture analysis," Medical and Biological Engineering Computing, 2001; 39(4):405-413.
11. H. Luinge and P. Veltink, "Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers," Medical and Biological Engineering and Computing, 2005; 43(2):273-282.
12. S. O. Madgwick, A. J. Harrison and R. Vaidyanathan, "Estimation of IMU and Marg orientation using a gradient descent algorithm," in IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Zurich-Switzerland, 2011.

13. J. Luige Henk and H. Peter, "Inclination Measurement of Human Movement Using a 3-D Accelerometer With Autocalibration," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2004; 12(1):112-121.
14. Z. Zhang, Z. Huang and J. Wu, "Hierarchical Information Fusion for Human Upper Limb Motion Capture," in *12th International Conference on Information Fusion*, Seattle-WA-USA, 2009.
15. J. Favre, B. Jolles, O. Siegrist and K. Aminian, "Quaternion-based fusion of gyroscopes and accelerometers to improve 3D angle measurement," *Electronics Letters*, 2006; 42(11):612-614.
16. InvenSense, MPU-6000 and MPU-6050 Register Map and Descriptions, Revision 4.0, 03/09/2012: 13-15.
17. E. L. Morin, S. A. Reid and J. M. Stevenson, "Characterization of upper Body Accelerations for task Performance in Humans," in *Proceedings of the 25th Annual Conference of the IEEE EMBS Cancun-México*, 2003.
18. A. Olivares, J. Górriz, J. Ramirez and G. Olivares, "Accurate human limb angle measurement: sensor fusion through Kalman, least mean squares and recursive least-squares adaptive filtering," *Measurement Science and Technology*, 2010; 22(2):1-15.
19. E. Bekir, "Introduction to Modern Navigation Systems," World Scientific Co. Pte-Ltd, 2007.
20. H. Schneider and G. Barker, "Matrices and Linear Algebra," Holt Rinehart and Winston Inc. New York, 1968.
21. C. Cullen, *Matrices and Linear Transformations*, Addison-Wesley Co. Reading M.A, 1972.
22. W. Premerlani and P. Bizard, *Direction Cosine Matrix: Theory*, 17 May 2009
23. S. O.H Madgwick, "An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensors arrays," Technical report, Department of Mechanical Engineering, University of Bristol, 2010.
24. B. Antonio, *Fundamentos de Robótica*, McGraw Hill, 1997.
25. R. Mahony, T. Hamel and J.-M. Pflimlin, "Nonlinear Complementary Filters on the Special Orthogonal Group," *IEEE Transactions on Automatic Control*, 2008; 53(5):1203-1218.
26. F. Haugen, "The Good Gain method for PI(D) controller tuning," *TechTeach*, 2010: 1-7.
27. F. Haugen, "The good Gain method for simple experimental tuning of PI controllers," *Modeling, Identification and Control*, 2012; 33(4):141-152.

A Novel Method for Determination and Representation the Range of Motion for the Shoulder Joint Through its Coordinate Axis

Barraza-Madrigal JA¹, Muñoz-Guerrero R¹, Leija-Salas L¹, Hernandez-Rodriguez P¹, Cardiel-Pérez E¹, Demetrio-Villanueva A²

¹ Bioelectrónica, Departamento de Ingeniería Eléctrica CINVESTAV-07360 México City, México

² Centro de rehabilitación infantil Teletón, Estado de México (CRIT-Estado de México), Tlalnepantla Estado de México
Email: jbarraza@cinvestav.mx

Abstract — This work presents an algorithm for a shoulder model as a dynamic system to reproduce its movements. This proposal describes the range of motion of the shoulder through a coordinate system by using matrix rotation. Thus the shoulder motion is represented in a new coordinate system by a vector position. The reliability of the proposal algorithm was performed by making several tests on a healthy volunteer with a commercial optoelectronic motion analysis system. The results obtained with the commercial system were compared with those obtained with the proposed algorithm. The aim of this work is to create a unique and simplified equation to reproduce the evaluated movements open opportunities to be implemented on embedded devices.

Keywords — Range of motion, coordinate system, matrix rotation, vector position, embedded devices.

I. INTRODUCTION

Shoulder, proximal joint to the upper limb, is considered the most mobile joint of the human body. It has three degrees of freedom, which guides the upper limb in relation to planimetry [1]. Glenohumeral joint is the most important of the shoulder joints [2], its range of motion is measured as inclinations through anatomic planes during passive elevation of the arm [3], taking as a reference the evaluated position and movement; flexion-extension (sagittal plane), abduction-adduction (frontal plane), and internal/external rotation (horizontal plane) [4]. Arm segments are considered as an articulated chain, composed of rigid bodies, defining the shoulder joint as a ball and socket which can be evaluated by using Euler's method [5]. The location of an axis rotation for the shoulder complex is hard to define due involving multi joint system. Therefore shoulder movements can be described as angular displacements of the upper extremity respect to trunk [6-9]. Actually, the exact projection of the functional rotation axis of the shoulder complex is not described yet and is referred to solely as the axis of rotation thereof [10, 11]. Experimental studies suggest that the main rotation part of the humeral head assuming that the humerus is the only bone that rotates around trunk. Now days there are methods based on motion analysis studies, in order to determining the proper position of the axes of rotation of the shoulder [12, 13]. Considering both anatomical shoulder position and the planes and axes that refers, this paper aims to describe translational and rotational relationship between adjacent elements based on Matrix elements are used (matrix rotation) seeking to establish systematically a coordinate axis (body-bound

system) for each articulate chain [14]. Thus it is easily describe both position and orientation object in a coordinate plane through assigning a new coordinate system. Therefore for the analysis of various methods of representing orientations, it's assumed that the two systems overlap at the origin, and therefore there is not change of position between them [15].

II. METHODOLOGY

A. Data acquisition

The analyzed information on this work corresponds to data acquired by an optoelectronic system for motion analysis which has 6 infrared cameras (model D-Smart BTS, Italy). Equivalent values can be obtained manually by collecting the data produced by the difference between the starting and end points of the evaluated movement respect of each of his coordinate axes. However optoelectronic systems are highly recommended due reducing measurement errors. The evaluated subject was placed in neutral position (sitting), aligned with respect to the chair support (seeking to maintain a perpendicular angle with respect to floor, 90°), arms along the body and shoulders relaxed. As anatomical landmarks of the body segments under study, spherical reflective markers of 15 mm of diameter were used [2, 3, 5]. Its location is intended to determine the range of motion of the shoulder, considering its position and movement performed [4, 16], Fig. 1.

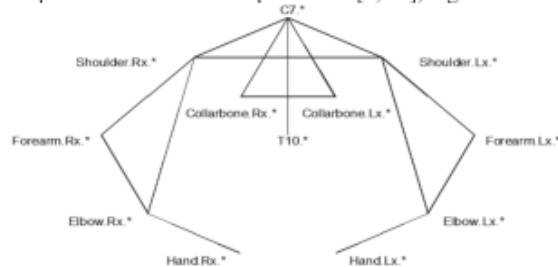


Figure 1. Schematic diagram

The original information uses an XYZ coordinate axis at which the trajectories are defined [12]. So it is necessary to change it in to an YZX Euler coordinate system to implement the rotation matrix corresponding to an articulation of three degrees of freedom [14, 15]. The relationship between coordinate systems can be observed in figure. 2

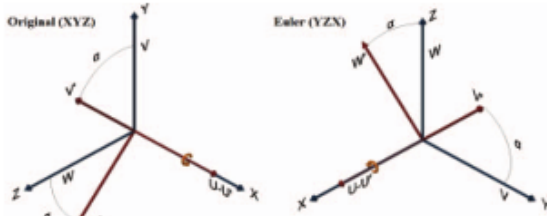


Figure 2. Coordinate systems: Original (XYZ) and Euler (YZX)

Due that direction of rotation as the plane on which the trajectory is described differs [17]. An equivalence table was performed to establish the relationship between the two systems (Table I.)

TABLE I. EQUIVALENCE BETWEEN TWO SYSTEMS

Axis of rotation	Coordinate system		relation	Plane trajectories	
	Original (XYZ)	Euler (YZX)		Original (XYZ)	Euler (YZX)
Z	X	$\begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	$Z \rightarrow X$ $W \rightarrow U$	X-Y Y-X Z-Y	
X	Y	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & -\sin\theta \\ 0 & \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix}$	$X \rightarrow Y$ $U \rightarrow V$	X-Z Y-Z Z-X	
Y	Z	$\begin{bmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta \end{bmatrix}$	$Y \rightarrow Z$ $V \rightarrow W$	Z-X X-Z Y-X	

B. Trajectory analysis

The actual rotational trajectory in both systems (XYZ, YZX) is given about the perpendicular axis to plane on which the movement is performed, thus his rotation matrix it is related with his axis of rotation as described in Table 1. The difference between trajectories and rotation matrix is sample in Figure 3, whereas that Table 2 includes the reallocation of the axes between coordinate systems.

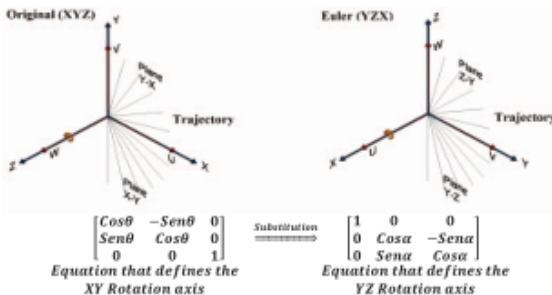


Figure 3. Relationship between coordinate systems

TABLE II. REALLOCATION AXES ORIGINAL (XYZ)/EULER (YZX)

Original axis XYZ	New Euler axis-YZX
X-U	Y-V
Y-V	Z-W
Z-W	X-U

C. Rotation angles

The range of motion of the shoulder is determined by identifying the points described in Figure. 1 (the trajectory is

represented by a moving point which moves relative to a fixed point). The selection of the points is not arbitrary due that its hierarchy is based on its position respect to upper limb (see figure 1) [18]. Hierarchical classification is shown on Table III.

TABLE III. HIERARCHICAL CLASSIFICATION

Mobile (x,y)	Fixed (x1,y1)				
	C7	Collarbone	Shoulder	T10	Forearm Sx
Forearm.Dx					
Shoulder.Dx					
Hand.Dx					

The relationship between selected points is shown by the hatched area

Once identified fixed and mobile point, the system is divided into its main components (x,y & x1,y1), Fig.4. Then is determined the angle between resultant and mobile points (1), [19]. Which decreases as Δx moves away from the origin, and increases as it approaches to the same, Fig 5 a).

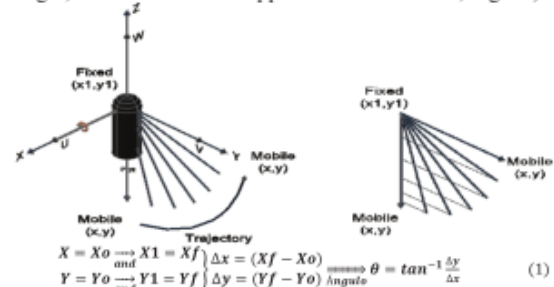


Figure 4. Coordinate axis: Selection of fixed and mobile points

There is a point where Δx=0, so is called null point condition, where the component Δx is considered nonexistent. At this point from (1), the angle between components is θ=90° (respect to normal). But normally in this cases, the angle is 0° (at least at the beginning of the movement that defines the trajectory), Fig. 5 b).

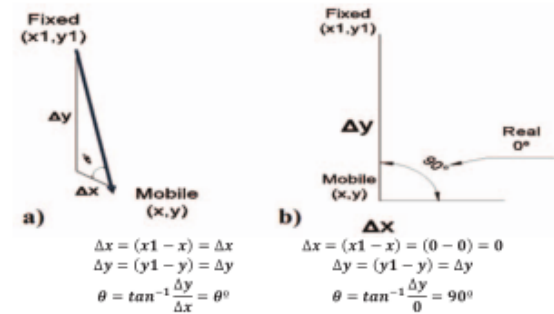


Figure 5. a) Angle between components; b) null point condition

Thereupon the interest angle (angle between fixed and mobile point), will be determined by subtracting to 90° the obtained angle (2) Fig 6.

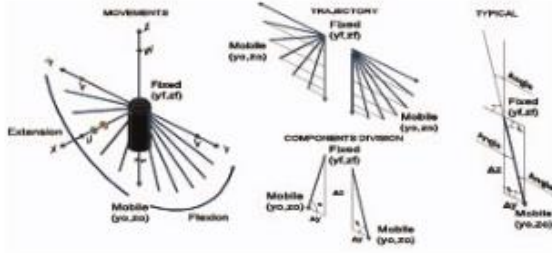


Figure 6. Interesting angle determination (flexo-extension sample)

$$\text{Angle} = 90^\circ - \theta \xrightarrow{\text{Thus}} \text{Angle} = 90^\circ - \left(\tan^{-1} \frac{\Delta x}{\Delta y} \right) \quad (2)$$

D. Range of motion

Defining the range of motion is performed depending to evaluated movement, based on the rotation matrix that relates. Considering both coordinate system (Euler-YZX) and the angular displacement integration previously determined (2). The main reason is that the coordinate system (Euler-YZX) normally is the conventional method.

E. Return to a coordinate system

Based on the coordinate system where trajectory is described, Fig. 7, an r vector is defined as a representation of the distance between fixed and mobile point (3).

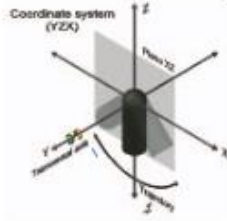


Figure 7. Vector r represented in a coordinate system (Plane XZ sample)

$$r = \begin{bmatrix} rx \\ ry \\ rz \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -dist \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -\sqrt{x^2 + z^2} \end{bmatrix} \quad (3)$$

The rotation matrix R dependent to a rotation axis (see Table 1) and determined angles (2), describes the trajectory through its coordinates. However the new position requires return to a new coordinate system (4), [20].

$$\begin{bmatrix} R \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} rx \\ ry \\ rz \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} xNew \\ yNew \\ zNew \end{bmatrix} \quad (4)$$

F. Modeling

Flexo-extension: Is a large amplitude movement which is performed in the sagittal plane, around a transversal axis, fig. 8 [1, 21]. The relationship between plane and axis is represented into Euler's coordinate system, aimed to determining the equation that describes it about proposed methods.

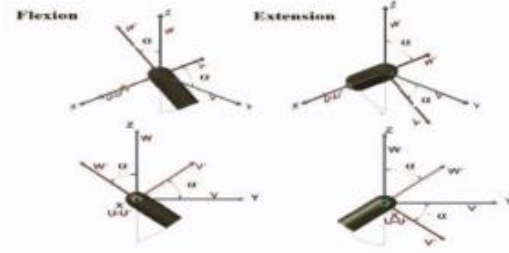


Figure 8. Flexo-extension

$$\text{Flexion rotation matrix} \quad \text{Extension rotation matrix}$$

$$R_{fle} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \text{Cosa} & -\text{Sena} \\ 0 & \text{Sena} & \text{Cosa} \end{bmatrix} \rightarrow \begin{matrix} R = R^{-1} \\ R^{-1} = R^T \\ R = R^T \end{matrix} \quad \text{Rest} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \text{Cosa} & \text{Sena} \\ 0 & -\text{Sena} & \text{Cosa} \end{bmatrix}$$

$$\begin{matrix} z = Z_0 \xrightarrow{\text{and}} z1 = zf \\ y = Y_0 \xrightarrow{\text{and}} y1 = yf \end{matrix} \quad \begin{matrix} \Delta x = (zf - z_0) \\ \Delta y = (yf - y_0) \end{matrix} \xrightarrow{\text{and}} \theta = \tan^{-1} \frac{\Delta x}{\Delta y}$$

$$\text{Angle} = 90^\circ - \theta \xrightarrow{\text{Thus}} \alpha = 90^\circ - \left(\tan^{-1} \frac{\Delta x}{\Delta y} \right)$$

$$r = \begin{bmatrix} rx \\ ry \\ rz \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -dist \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -\sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2} \end{bmatrix}$$

$$R_{(flexion) * r} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \text{Cos} \left(90 - \tan^{-1} \frac{\Delta x}{\Delta y} \right) & -\text{Sen} \left(90 - \tan^{-1} \frac{\Delta x}{\Delta y} \right) \\ 0 & \text{Sen} \left(90 - \tan^{-1} \frac{\Delta x}{\Delta y} \right) & \text{Cos} \left(90 - \tan^{-1} \frac{\Delta x}{\Delta y} \right) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -\sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2} \end{bmatrix}$$

$$\text{Flexion} = \begin{bmatrix} 0 \\ \text{Sen} \left(90 - \tan^{-1} \frac{\Delta x}{\Delta y} \right) \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2} \\ -\text{Cos} \left(90 - \tan^{-1} \frac{\Delta x}{\Delta y} \right) \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2} \end{bmatrix}$$

$$R_{(extension) * r} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \text{Cos} \left(90 - \tan^{-1} \frac{\Delta x}{\Delta y} \right) & \text{Sen} \left(90 - \tan^{-1} \frac{\Delta x}{\Delta y} \right) \\ 0 & -\text{Sen} \left(90 - \tan^{-1} \frac{\Delta x}{\Delta y} \right) & \text{Cos} \left(90 - \tan^{-1} \frac{\Delta x}{\Delta y} \right) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -\sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2} \end{bmatrix}$$

$$\text{Extension} = \begin{bmatrix} 0 \\ -\text{Sen} \left(90 - \tan^{-1} \frac{\Delta x}{\Delta y} \right) \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2} \\ -\text{Cos} \left(90 - \tan^{-1} \frac{\Delta x}{\Delta y} \right) \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2} \end{bmatrix}$$

Abduction-adduction: Takes place from the anatomical position in the frontal plane around anteroposterior axis, Fig. 9 [1, 21]. On the other hand the relationship between plane and axis that governs also the described equations are shown next.

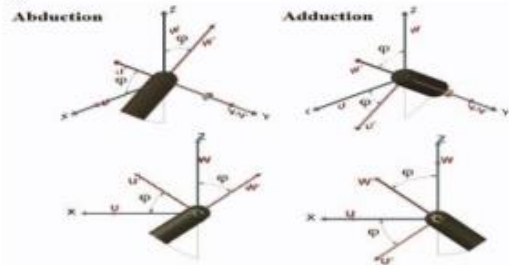


Figure 9. Abduction-adduction

$$\begin{aligned} \text{Abduction rotation matrix} & \quad \text{Adduction rotation matrix} \\ R_{abd} = \begin{bmatrix} \text{Cos}\varphi & 0 & -\text{Sen}\varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ \text{Sen}\varphi & 0 & \text{Cos}\varphi \end{bmatrix} \rightarrow \begin{matrix} R = R^{-1} \\ R^{-1} = R^T \\ R = R^T \end{matrix} & \quad R_{add} = \begin{bmatrix} \text{Cos}\varphi & 0 & \text{Sen}\varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\text{Sen}\varphi & 0 & \text{Cos}\varphi \end{bmatrix} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} z = z_0 \xrightarrow{\text{and}} z_1 = z_f \quad \Delta z = (z_f - z_0) \\ x = x_0 \xrightarrow{\text{and}} x_1 = x_f \quad \Delta x = (x_f - x_0) \end{aligned} \quad \theta = \tan^{-1} \frac{\Delta z}{\Delta x}$$

The proposed method for this model cannot be generalized, not as has been assumed, due that it is not the same to propose a fixed point on the shoulder, collarbone or neck, etc. Since the angle varies due to the nature of their position, therefore the following is proposed.

$$\left. \begin{aligned} \Delta z &= (z_f - z_0) \\ \text{Dist}_x &= |x_f(1) - x_0(1)| \\ x' &= x_f + \text{Dist}_x \\ \Delta x' &= |x_f + |x_f(1) - x_0(1)| \\ \Delta x' &= |x_0 - (x_f + |x_f(1) - x_0(1)|)| \end{aligned} \right\} \Delta z = z_f - z_0 \xrightarrow{\text{Angle}} \theta = \tan^{-1} \frac{\Delta z}{\Delta x'}$$

Where:

Dist_x: Difference between original and random fixed point.
x': Random fixed point (rotational axis), based on hierarchical classification.

Thus yields a more robust model that allows arbitrary choice of fixed points.

$$\text{Angle} = 90^\circ - \theta \xrightarrow{\text{Thus}} \alpha = 90^\circ - \left(\tan^{-1} \frac{\Delta z}{\Delta x'} \right)$$

$$r = \begin{bmatrix} r_x \\ r_y \\ r_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -\text{dist} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -\sqrt{\Delta z^2 + \Delta x'^2} \end{bmatrix}$$

$$\begin{aligned} R_{\text{abduction} + r} & \\ = \begin{bmatrix} \text{Cos} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta z}{\Delta x'} \right) & 0 & -\text{Sen} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta z}{\Delta x'} \right) \\ 0 & 1 & 0 \\ \text{Sen} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta z}{\Delta x'} \right) & 0 & \text{Cos} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta z}{\Delta x'} \right) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -\sqrt{\Delta z^2 + \Delta x'^2} \end{bmatrix} \\ \text{Abduction} &= \begin{bmatrix} \text{Sen} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta z}{\Delta x'} \right) \sqrt{\Delta z^2 + \Delta x'^2} \\ 0 \\ -\text{Cos} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta z}{\Delta x'} \right) \sqrt{\Delta z^2 + \Delta x'^2} \end{bmatrix} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} R_{\text{adduction} + r} & \\ = \begin{bmatrix} \text{Cos} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta z}{\Delta x'} \right) & 0 & \text{Sen} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta z}{\Delta x'} \right) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\text{Sen} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta z}{\Delta x'} \right) & 0 & \text{Cos} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta z}{\Delta x'} \right) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -\sqrt{\Delta z^2 + \Delta x'^2} \end{bmatrix} \\ \text{Adduction} &= \begin{bmatrix} -\text{Sen} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta z}{\Delta x'} \right) \sqrt{\Delta z^2 + \Delta x'^2} \\ 0 \\ -\text{Cos} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta z}{\Delta x'} \right) \sqrt{\Delta z^2 + \Delta x'^2} \end{bmatrix} \end{aligned}$$

Internal/external rotation: For the shoulder rotation description the elbow has to be necessarily flexed to 90° so that the forearm is in the transverse plane. Without this precaution to the amplitude of the internal/external movement rotation will be added the forearm pronosupination movements. Therefore, rotation of the shoulder can be described by the forearm along the transverse and sagittal plane around the arm with its axis of rotation, in both cases is the vertical axis (longitudinal axis) [1,21] and relation to the Euler coordinate system (YZX) as shown in figure 10.

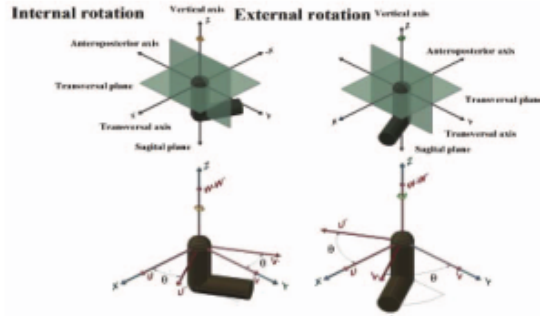


Figure 10. Internal/external rotation

$$\begin{aligned} \text{Internal rotation matrix} & \quad \text{External rotation matrix} \\ R = \begin{bmatrix} \text{Cos}\theta & -\text{Sen}\theta & 0 \\ \text{Sen}\theta & \text{Cos}\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \rightarrow \begin{matrix} R = R^{-1} \\ R^{-1} = R^T \\ R = R^T \end{matrix} & \quad R = \begin{bmatrix} \text{Cos}\theta & \text{Sen}\theta & 0 \\ -\text{Sen}\theta & \text{Cos}\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} y = y_0 \xrightarrow{\text{and}} y_1 = y_f \quad \Delta y = (y_f - y_0) \\ x = x_0 \xrightarrow{\text{and}} x_1 = x_f \quad \Delta x = (x_f - x_0) \end{aligned} \quad \theta = \tan^{-1} \frac{\Delta y}{\Delta x}$$

As in the abduction-adduction the model cannot be generalized as exposed, however this time the problem stems from not only the fixed axis position, unless not in the initial position. In the internal rotation decreases as the internal angle of rotation as a result thereof, the shoulder starts to flex causing a displacement of the fixed point.

$$\left. \begin{aligned} \text{Dist}_y &= |y_f(1) - y_0(1)| \\ y' &= y_0 - \text{Dist}_y \\ y' &= y_0 - |y_f(1) - y_0(1)| \\ \Delta y' &= |y_f - y'| \\ \Delta y' &= |y_f - (y_0 - |y_f(1) - y_0(1)|)| \\ \Delta x &= |x_f - x_0| \end{aligned} \right\} \Delta y' = |y_f - y'| \xrightarrow{\text{Angle}} \theta = \tan^{-1} \frac{\Delta y'}{\Delta x}$$

Where:

Dist_y: Difference between original and random fixed point.
y': Random fixed point (rotational axis), based on hierarchical classification.

$$\text{Angle} = 90^\circ - \theta \xrightarrow{\text{Thus}} \alpha = 90^\circ - \left(\tan^{-1} \frac{\Delta y'}{\Delta x} \right)$$

$$r = \begin{bmatrix} r_x \\ r_y \\ r_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ -\text{dist} \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ -\sqrt{\Delta y'^2 + \Delta x^2} \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$\begin{aligned} R_{\text{rotInt} + r} & \\ = \begin{bmatrix} \text{Cos} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta y'}{\Delta x} \right) & -\text{Sen} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta y'}{\Delta x} \right) & 0 \\ \text{Sen} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta y'}{\Delta x} \right) & \text{Cos} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta y'}{\Delta x} \right) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ -\sqrt{\Delta y'^2 + \Delta x^2} \\ 0 \end{bmatrix} \\ \text{External rotation} &= \begin{bmatrix} \text{Sen} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta y'}{\Delta x} \right) \sqrt{\Delta y'^2 + \Delta x^2} \\ -\text{Cos} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta y'}{\Delta x} \right) \sqrt{\Delta y'^2 + \Delta x^2} \\ 0 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} R_{\text{rotExt} + r} & \\ = \begin{bmatrix} \text{Cos} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta y'}{\Delta x} \right) & \text{Sen} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta y'}{\Delta x} \right) & 0 \\ -\text{Sen} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta y'}{\Delta x} \right) & \text{Cos} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta y'}{\Delta x} \right) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ -\sqrt{\Delta y'^2 + \Delta x^2} \\ 0 \end{bmatrix} \\ \text{Internal rotation} &= \begin{bmatrix} -\text{Sen} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta y'}{\Delta x} \right) \sqrt{\Delta y'^2 + \Delta x^2} \\ -\text{Cos} \left(90^\circ - \tan^{-1} \frac{\Delta y'}{\Delta x} \right) \sqrt{\Delta y'^2 + \Delta x^2} \\ 0 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

III. RESULTS

Through the difference between the starting and ending points of the movements evaluated, a relationship was established between coordinate axes and anatomical plane, by using Euler's method and its equivalence with rotation matrix. Position vectors together with the developed algorithms were incorporated in order to remove both, null error points and errors of selection of the rotation axis. Simplified algorithms that helps to describe the arc of shoulder movement as a dynamic system were obtained, from which it is possible to reproduce the trajectory described by the same. Even by extrapolating the proposed methods may carry out the implementation of new models for other joints. The values and behavioral produced by the proposed model, allows to define the range of motion in order to reproduce the evaluated movement, so and agree with the values reported by several authors, especially in the goniometric and motion analysis evaluation.

G. Description

For representing the proposed models in determining the range of motion, during the evaluation of the movements of the shoulder and the integration of the values obtained in the motion analysis. Descriptive figures were developed (Figures 11-14), each one was divided into 4 parts: a) representation of the range of motion in a timely manner (each point represents the position of the shoulder in a new coordinate system), b) trajectory described during shoulder movement in relation with punctual values aforementioned, c) number of repetitions, d) selection of one of the movements.

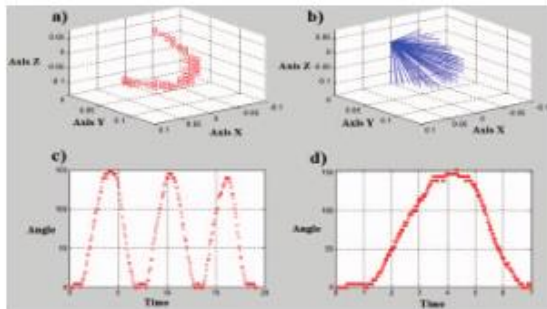


Figure 11. Response: Flexo-extension (Flexion)

Figure 11, shows the described trajectory by the shoulder while performing flexion movement using the proposed model, taking as input parameters the difference between the starting and end points of the movement performed. This movement anatomically is developed along the sagittal plane around the transversal axis, whose representation regarding the proposed model is given by the ZY plane and whose rotation is around the X axis as shown in a) and b).

Furthermore flexion movement is defined as a large movement, which amplitude goes between 150-180°. On d) the extent obtained from the model is shown, whose value depends greatly on the input parameters. On the other hand, c) shows the behavior of the model for several repetitions of the same movement but with different input parameters obtaining equivalent results.

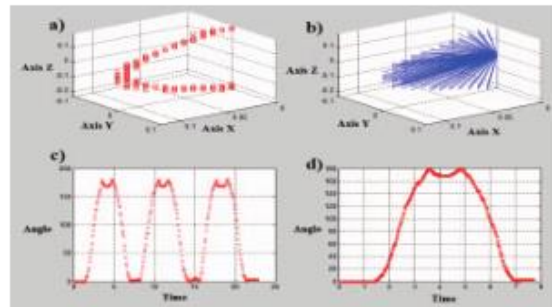


Figure 12. Abduction

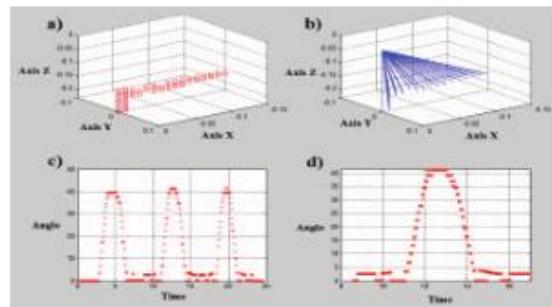


Figure 13. Aduction

Figures 12 and 13, shows the described trajectory by the shoulder while performing abduction-adduction movements using the model corresponding to them. Anatomically this movement is performed along the frontal plane around anteroposterior axis, so the proposed model contemplates the XZ plane and Y rotation axis, Figs 12, 13 a) and b) respectively. By definition abduction movement goes away from the median plane of the body clockwise, reaching 180° as can be seen in Fig. 12d). Furthermore this movement is normally accompanied by a rotation of the arm about its axis between 160 and 180 degrees, due to the nature of the structure of the glenohumeral articulation. Note that the Figure 12d) allows identifying this particularity. On the other hand, adduction movement approaches the middle of the body counterclockwise, reaching 30-45° Fig. 13d). This varies depending on the movement amplitude with respect to which is referenced, since adduction is not feasible if not associated with an extension or a very slight flexion. This particularity can be seen in Fig. 13 a) and b).

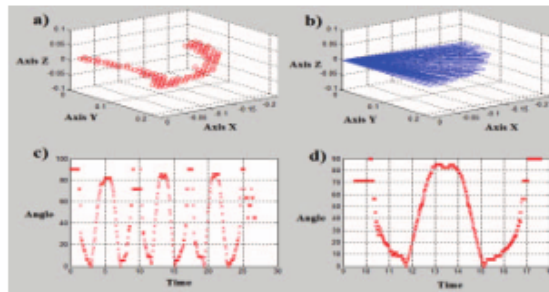


Figure 14. Response: internal/external rotation (internal rotation)

Finally in Fig. 14 is shown the results obtained for internal rotation movement, which was evaluated considering a rotation along the frontal plane around the longitudinal axis (vertical axis). So the proposed model is given by XY plane around the axis Z a) and b). Internal rotation describes a trajectory in counterclockwise 100° to 110° . However, to reach it, is required to pass the forearm behind the trunk, associating certain degree of extension of the shoulder, otherwise its amplitude will inevitably associated with $80-90^\circ$ d). External rotation describes a trajectory whose amplitude is about 80° clockwise and never reaches 90° and his behavioral it's similar to internal rotation.

V. CONCLUSION

Were determined equations for describing the range of motion of the shoulder from a coordinate axis, representing the rotation axis and the trajectory described respectively. The proposed method allows different points of representation based on their rank, obtaining equivalent results. From the results is possible to reproduce the movements as seen description. Although were described only major shoulder movements. Since the proposed method and basic matrix algebra (matrix product) may determine combinations between them and even describe complex movements. This leads to important applications due that the proposed models providing opportunities to implement algorithms on embedded devices.

ACKNOWLEDGMENT

The authors thank to the Centro de Rehabilitación Infantil Teletón (CRIT-Estado de México) for allowing us to conduct the necessary tests on site and provide all necessary support. To Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT, México), for the scholarship granted to J.A Barraza-Madrigal; and the Instituto de Ciencia y Tecnología del Distrito Federal (ICyTDF) by the support for this research. An special acknowledgements to Dr. Juan Manuel Gutierrez (CINVESTAV), for their invaluable support and advice in improving this paper.

REFERENCES

- [1] I, Kapandji A. 2006. Fisiología Articular Esquemas comentados de mecánica Humana. 6. Madrid : Médica Panamericana, 2006, Vol. Tomo 1, págs. 2-20.
- [2] N. Klopčar, J. Lenarčič., Biliateral and unilateral shoulder girdle kinematics during humeral elevation., Jozef Stefan Institute, Department of automatics Biocybernetics and robotics., Jamova 39, 1000 Ljubljana, Slovenia.
- [3] N. Klopčar, M. Tomsic, J. Lenarčič., A kinematic model of the shoulder complex to evaluate the arm-reachable workspace., Jozef Stefan Institute, Jamova 39, 1000 Ljubljana, Slovenia., 15 November 2005.
- [4] Norking, C.C., White, D.J., 1985. Measurement of joint motion: a guide to goniometry. F.A. Davis Company, Philadelphia.
- [5] Suddhajt Sen, Rami Abboud, Weijie Wang, Dong Ming Baikun Wan, Yi Liao, Qiyong Gong „A motion simulation and biomechanical analysis of the shoulder joint using a whole human model., 2011 4th International Conference on Biomechanical Engineering and informatics (BMEI).
- [6] De groot JH, Valstar ER, Arwert HJ. Velocity effects on the scapulo-humeral rhythm. Clin Biomech. 1988; 13:593-602.
- [7] De groot JH. van Woensel W, van der Helm FC. Effect of different arm loads on the position of the scapula in abduction postures. Clin Biomech. 1999; 14:309-314.
- [8] Inman VT, Saunders FRC, Abbott LC. Observations on the function of the shoulder joint. J Bone Joint Surg. 1944;26A:1-30.
- [9] Pearl ML, Harris SL, Lippitt SB, Sidles JA, Harryman DT, Matsen FA. A system for describing positions of the humerus relative to the thorax and its use in the presentation of several functionally important arm positions. /Shoulder Elbow Surg. 1992;1:113-118.
- [10] McMaster WC, Long SC, Caiozzo VJ. Isokinetic torque imbalances in the rotator cuff of the elite water polo player. Am J Sports Med. 1991 ;19:72-75.
- [11] Otis JC, Warren RF, Backus SI, Santner TI, Mabrey JD. Torque production in the shoulder of the normal young adult male. Am J Sports Med. 1990;18:119-123.
- [12] Caroline A.M. Doorenbosch, PhD, Anneke J.J.M. Mourits, MSc, Dirkjan H.E.J. Veeger, PhD, Jaap Harlaar, PhD, MSc, Frans C.T. Van der Helm, PgD., Determination of functional rotation axes during elevation of the shoulder complex., Journal of orthopaedic & Sports Physical Therapy., 2001;31(3): 133-137.
- [13] Rantanen P, Airaksinen O, Penttinen E. Paradoxical variation of strength determinants with different rotation axes in trunk flexion and extension strength tests. Eur J ApplPhysiol. 1994;69:322-326.
- [14] K. S. FU, R. C. González, C. S. Lee. Robótica, Control, detección, visión e inteligencia. s.l. : McGraw Hill, 2, pág. 37.
- [15] Barrientos, Antonio. 1997., Fundamentos de robótica. s.l. : McGraw-hill, 1997, 3, págs. 49-92.
- [16] Neha Bhagchandani, Brooke Slavens, Mei Wang and Gerald Harris., Upper Extremity Biomechanical Model of Crutch-Assisted Gait in Children.
- [17] W. Maurel, D. Thalmann, Phoffmeyer, P. Beylot, P. Gingins, P. Karla, N. Magnenat Thalmann., Abimechanical Musculoskeletal Model of Human Upper limb for Dynamic Simulation..
- [18] Chistian hogfors, Bo peterson, Goran Sighlm and Peter Herbets., Biomechanical Model of the Human Shoulder Joint II- The shoulder rhythm.
- [19] Ali Erkan Engin., On the Biomechanics of the shoulder complex., Departement of Engineering Mechanics, The Ohio State University, Columbus, OH 43210, U.S.A
- [20] Ali Erkan Engin and Richard D. Peindl., On the Biomechanics of human Shoulder Complex- I. Kinematics for determination of the shoulder complex sinus.
- [21] Henri Rouviere, Andre delmas., Anatomia Humana; Descriptiva, topográfica y funcional., 11ª edición., MASSON.

Attestation d'accueil dans l'Unité

Je soussigné Didier WOLF, Directeur du Centre de Recherche en Automatique de Nancy, CRAN UMR 7039 Université de Lorraine CNRS, déclare bien vouloir accueillir dans le laboratoire Monsieur José Antonio BARRAZA MADRIGAL, doctorant au Département d'Ingénierie Electrique du Centre de Recherche et Etudes Avancés du Mexique à Mexico (Departamento de Ingeniería Eléctrica del Centro de Investigación y de Estudios Avanzados - CINVESTAV) pour y effectuer un séjour doctoral du 15 juin au 15 décembre 2013 sous réserve de l'obtention d'un financement lui permettant de vivre décemment en France.

Fait à Vandœuvre-lès-Nancy, le 18 avril 2013



Pr. Didier Wolf
Directeur du CRAN



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
La Unidad Profesional Interdisciplinaria en Ingeniería y Tecnologías Avanzadas

Otorga la presente:

CONSTANCIAS

A **M. EN C. JOSÉ ANTONIO BARRAZA MADRIGAL**

por haber participado como Ponente en el Curso - Taller

**“TÉCNICAS DE BIOINGENIERÍA Y REHABILITACIÓN
EN DESARROLLO PROSTÉTICO”**

Impartido en esta Unidad los días 6 y 7 de marzo de 2014
con 20 horas de trabajo presencial.



“La Técnica al Servicio de la Patria”

S. E. P.
INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

M. en C. **Rafael Garvilló Domínguez**
Director General

Dr. **Yannis Missirlis**

Jefe del Laboratorio de Biomecánica e Ingeniería
Biomédica de la Universidad de Patras

Dr. **Arturo Vera Hernández**
Jefe de la Sección de Bioelectrónica del
CINVESTAV-IPN

Ing. **Carlos Ríos Ramírez**
Presidente de la Academia de Blónica de la
UPIITA-IPN