

**INSTITUTO TECNOLÓGICO Y DE ESTUDIOS
SUPERIORES DE MONTERREY**

CAMPUS CIUDAD DE MÉXICO

ESCUELA DE INGENIERÍA Y CIENCIAS

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECATRÓNICA



**Tecnológico
de Monterrey**

**ALGORITMO DE MEDICIÓN DE RANGO ARTICULAR EN
MIEMBROS INFERIORES, A PARTIR DE SENSORES INERCIALES.**

**BRAYAN CAMILO CASTRO SANCHEZ -A01756961 IMD
FITZGERALD LEONARD GERARDO TORO QUITIAN -A01756962 IMD**

CLIENTE DEL PROYECTO:

CENTRO DE INVESTIGACION DE MICROSISTEMAS Y BIODISEÑO

ASESORES:

PhD. Martin Rogelio Bustamante Bello, PhD. Luis Eduardo Rodríguez Cheu

MÉXICO D.F. a 14 de noviembre del 2019

TABLA DE CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS	4
Lista de Figuras	5
Lista de Tablas.....	6
Nomenclatura.....	7
Capítulo 1 Introducción	8
1.1 Introducción	8
1.2 Justificación	10
1.3 Objetivos	11
1.3.1 Objetivo General.....	11
1.3.2 Objetivos Específicos	11
1.4 Alcances y Entregables del Proyecto.....	11
1.5 Plan de Actividades	12
1.6 Análisis FODA	13
Capítulo 2 Antecedentes.....	14
2.1 Matrices de Rotación.....	14
2.2 Cuaterniones	15
2.3 Filtro de Kalman.....	16
2.4 Sensores Inerciales	17
2.5 Sistemas de Captura de Movimiento Basados en Sensores Inerciales	18
2.6 Sistemas de Captura de Movimiento Optoelectrónicos.....	19
2.7 Sistema KAG.....	20
2.8 Pyboard.....	21
2.9 MPU-6050	22
Capítulo 3 Estado del Arte.....	22
3.1 Modelo Biomecánico.....	22
3.2 Calibración Anatómica.....	24
3.2.1 Comparación de métodos	29
3.3 Medición de Rango Articular	30
Capítulo 4 Metodología	32
4.1 Algoritmo	32
4.1.1 Sensores	33
4.1.2 Procesamiento.....	33
4.1.3 Rotación al Marco Deseado.....	33
4.1.4 Alineación con la Componente Gravitacional.....	33
4.1.5 Alineación Plano XY.....	34

4.1.6 Filtro Extendido de Kalman Basado en Cuaterniones.....	34
4.1.7 Calculo de Rango Articular	35
4.2 Sistema de Prototipo.....	35
4.2.1 Hardware	35
4.2.2 Software.....	36
4.3 Validación.....	37
Capítulo 5 Resultados.....	37
Capítulo 6 Análisis de Resultados	43
Capítulo 7 Conclusiones.....	45
7.1 Trabajo a Futuro	45
7.2 Dilema Ético.....	45
Bibliografía.....	46
Anexos - Apéndice	48

AGRADECIMIENTOS

Lista de Figuras

Figura 1.1. Sistemas de coordenadas locales de dos IMUs con respecto a un marco Global.	8
Figura 1.2. Sistemas de coordenadas de la rodilla.	9
Figura 2.1. Sensor inercial.	16
Figura 2.2. Sistema Tech MCS.	17
Figura 2.3. Sistema Xsens MVN.	18
Figura 2.4. Captura de movimiento con marcadores.	18
Figura 2.5. Cámara infrarroja del sistema VICON.	19
Figura 2.6. Cámaras infrarrojas del sistema BTS Smart DX.	19
Figura 2.7. Sistema KAG.	20
Figura 2.8. Pyboard versión 1.1.	20
Figura 2.9. Módulo de aplicación GY-521 para MPU6050.	21
Figura 3.1. Articulaciones en el cuerpo humano.	23
Figura 3.2. Sistema de referencia en la articulación de la rodilla y dos IMUs circundantes.	24
Figura 3.3. Posición en T para calibración estática.	25
Figura 3.4. Movimientos Funcionales.	25
Figura 3.5. Marco de referencia global (GCS) con respecto a el LCS de dos IMUs.	26
Figura 3.6. Prueba de movimientos funcionales para calibración.	26
Figura 3.7. Sistema de coordenadas en la articulación, respecto al JCS.	27
Figura 3.8. Prueba de movimientos arbitrarios para calibración.	27
Figura 3.9. Prueba posiciones estáticas para calibración.	28
Figura 3.10. Vectores calibrados anatómicamente para calcular ángulo de flexo extensión.	29
Figura 3.11. Modelo biomecánico de miembros inferiores.	30
Figura 3.12. Curvas características de flexo-extensión de cadera, rodilla y tobillo respectivamente.	30
Figura 4.1. Diagrama de bloques del algoritmo.	
Figura 4.2. Ubicación de sensores inerciales en miembros inferiores.	
Figura 4.3. Esquemático circuito de la PCB principal.	
Figura 4.4. Esquemático circuito de la PCB secundaria.	
Figura 5.1. Señales de comparación del ángulo de la rodilla entre el algoritmo diseñado y el dispositivo Tech MCS.	
Figura 5.2. Señales de comparación del ángulo de cadera, rodilla y tobillo entre el dispositivo Tech MCS y Vicon (Mocap).	
Figura 5.3. Diseño PCB tarjeta principal.	
Figura 5.4. Diseño PCB tarjeta secundaria.	
Figura 5.5. sistema de prototipo.	
Figura 5.6. Señales de comparación del ángulo de cadera entre el algoritmo y Vicon (Mocap).	
Figura 5.7. Señales de comparación del ángulo de rodilla entre el algoritmo y Vicon (Mocap).	
Figura 5.8. Señales de comparación del ángulo de tobillo entre el algoritmo y Vicon (Mocap).	

Lista de Tablas

Tabla 1.1. Diagrama de Gantt.....	11
Tabla 1.2. Análisis FODA.....	12
Tabla 3.1. Cuadro comparativo entre método.....	28
Tabla 5.1. Coeficiente de correlación de Pearson a partir de dos señales.....
Tabla 5.2. Coeficiente de correlación de Pearson a partir de dos señales en 6 articulaciones.....

Nomenclatura

IMU: Inertial measurement unit – Unidad de medición inercial.

LCS: Local coordinate system – Sistema de coordenadas local.

GCS: Global coordinate system – Sistema de coordenadas global.

JCS: Joint coordinate system – Sistema de coordenadas de la articulación.

DOF: degrees of freedom – Grados de libertad.

MoCap: Motion capture – Captura de movimiento.

PCB: Printed circuit board – Placa de circuito impreso.

Capítulo 1 Introducción

1.1 Introducción

La recolección de variables biomecánicas a partir de captura de movimiento humano es altamente utilizada para el análisis clínico en la terapia física orientada a la rehabilitación, esto permite detectar patologías asociadas a la biomecánica corporal. El movimiento humano es de suma importancia en la vida diaria, pues muchas de las actividades hechas en un día involucran movimiento, como por ejemplo la caminata.

La caminata es un proceso bastante estudiado hoy en día, mediante la captura de movimiento se encuentran características especio-temporales (p.ej. tiempo de zancada, ancho de paso) y características cinemáticas (p.ej. ángulos de articulaciones o segmentos). Finalmente utilizando estos datos, se puede concluir acerca de las limitaciones y capacidades de un sujeto, es posible también ver si existen anomalías en el ciclo de marcha del sujeto (Conte, 2015). Dicho la anterior la captura de movimiento se hace una necesidad en el diagnóstico de patologías asociadas a la biomecánica corporal.

En la actualidad existen muchas maneras de capturar movimiento, esto puede ser a través de un sistema de cámaras o sensores inerciales, entre otros. Los sistemas basados en cámaras son los más fiables y utilizados en análisis biomecánicos, su capacidad para medir la posición instantánea de un marcador reflectivo ubicado en el cuerpo es precisa (Cappozo et al., 2005), en adición estos sistemas han sido probados extensamente hasta ser validados y ser usados como herramienta en el entorno clínico (Simon, 2004), sin embargo, estos sistemas son altamente costosos y requieren de un gran espacio de trabajo para realizar medidas adecuadas.

Una alternativa para cumplir con la necesidad de capturar movimiento, son los sistemas de sensoria vestibular basados en una unidad de medición inercial (IMU) (Cereatti et al., 2015), debido a que, a partir de la combinación de acelerómetros, giroscopios y/o magnetómetros, logran capturar datos físicos del entorno, independientemente de su ubicación espacial (Conte, 2015), sumado a esto son portables, económicos y de tamaño considerablemente pequeño con respecto a un sistema de cámaras.

Las IMUs son dispositivos con capacidad de medir la orientación de este, mediante la combinación de sensores incluidos, no obstante, la orientación de una IMU es dada con respecto a su marco de referencia inicial, es decir que un conjunto de IMUs no comparten una referencia común (Luinge & Veltink, 2005; Picerno et al., 2011), por lo tanto calcular el ángulo articular relativo entre dos IMUs adjuntas a dos segmentos corporales distintos puede ser realizado siempre y cuando se realice una alineación de marcos de referencia.

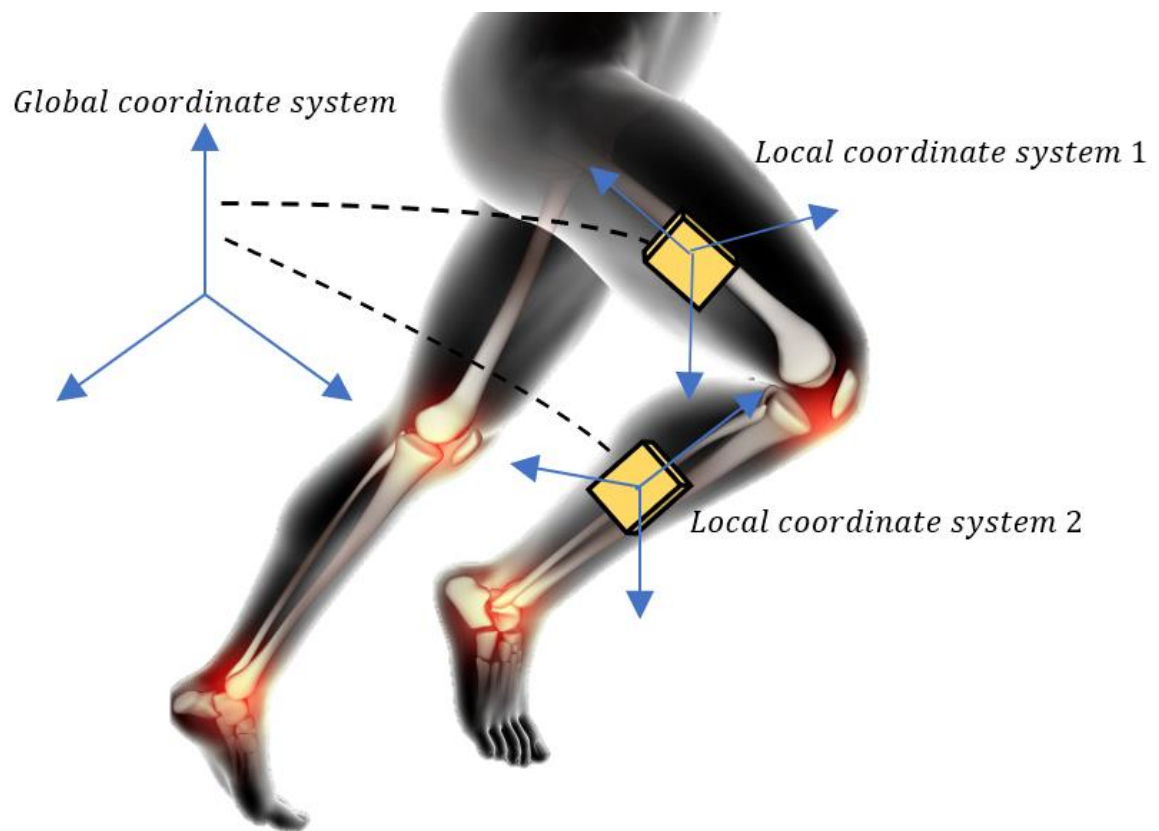


Figura 1.1. Sistemas de coordenadas locales de dos IMUs con respecto a un marco Global. Dos IMUs (cajas amarillas), cada una mide su orientación por separado. Los sistemas de coordenadas deben alinearse a un mismo marco (GCS) con el fin de calcular el ángulo relativo de estas dos IMUs (ángulo en la articulación rodilla).

El alineamiento de IMUs a un mismo sistema de coordenadas para medición de ángulos articulares, es un proceso que requiere una calibración anatómica, esto se conoce como la alineación de los vectores de coordenadas al sistema de coordenadas de una articulación (JCS).

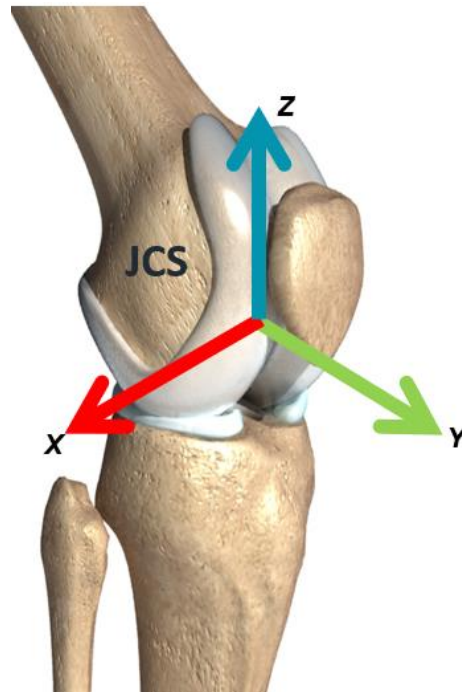


Figura 1.2. Sistemas de coordenadas de la rodilla. Sistema de referencia de ejes coordenados en la rodilla (JCS), cada eje puede verse como un eje de rotación que permite los movimientos característicos de la pierna y muslo.

Los sistemas de captura de movimiento basados en IMUs, pueden medir los mismos parámetros que los sistemas de cámaras, no obstante, existen una serie de complicaciones con estos sistemas, una de ellas es la acumulación de errores para medir orientación, también el desalineamiento de marcos de referencia y el proceso de calibración anatómica. Con base a lo anterior estos sistemas pese a que son comerciales, no han sido aprobados para el uso clínico y encontrar una manera adecuada de capturar movimiento con sensores inerciales siendo aun un campo de investigación bastante amplio (Cereatti et al., 2015).

1.2 Justificación

Los sistemas de captura de movimiento con sensores inerciales tienen algoritmos complejos que mediante la combinación de sensores (acelerómetro, giroscopio y/o magnetómetro) logran estimar la orientación relativa o absoluta de una unidad inercial, ahora bien, utilizando una cantidad determinada de sensores ubicados en partes específicas del cuerpo, estos sistemas son capaces de capturar datos cinemáticos asociados a los movimientos realizados por un sujeto, esto se logra con una alineación de todos los sensores a un marco de referencia definido.

Todos estos aspectos de diseño de software se suman a los componentes utilizados para la aplicación de captura de movimiento, lo cual genera que un sistema de sensores inerciales en el mercado tenga un costo muy elevado, por tal motivo desde el punto de vista de esta propuesta de proyecto, Se pretende generar un algoritmo de

medición de rango articular con la correspondiente alineación de todos los sensores, así como también la medición de orientación de cada sensor a través de un filtro de Kalman extendido basado en cuaterniones. Finalmente, este diseño de software podrá ser implementado en un hardware de prototipo.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

Implementar un algoritmo de medición de rangos articulares con sensores inerciales y validarlo con un sistema de captura de movimiento estandarizado.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Diseñar e implementar un protocolo para adquirir los rangos articulares de cadera, rodilla y tobillo a través de dos sistemas de adquisición de movimiento; optoelectrónico e inercial.
- Realizar un algoritmo de estimación de rango articular a partir de sensores inerciales.
- Validar el algoritmo usando un sistema de prototipo contra un sistema certificado.

1.4 Alcances y Entregables del Proyecto

- Estimación de rango articular. – Algoritmo propuesto con calibración, ajuste de offset y escala de sensores, alineación de sensores y estimación de orientación de cada sensor utilizando un filtro de Kalman extendido basado en cuaterniones, con el fin de calcular el ángulo entre dos segmentos.
- Validación del algoritmo contra un sistema estandarizado optoelectrónico y/o inercial. – Comparación de dos señales de un mismo sujeto, captadas con dos métodos en una misma prueba, a partir del coeficiente de correlación de Pearson.
- Implementación del algoritmo en un sistema de prototipo. – pseudo código programado en un microcontrolador para capturar movimiento con 4 sensores.
- Sistema de prototipo validado contra un sistema optoelectrónico y/o inercial. - Comparación de dos señales de un mismo sujeto, captadas con dos métodos en una misma prueba, a partir del coeficiente de correlación de Pearson.

1.5 Plan de Actividades

ACTIVIDAD	AGOSTO				SEPTIEMBRE				OCTUBRE				NOVIEMBRE			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
1.	█	█	█	█												
2.	█	█	█	█	█	█	█	█								
3.				█	█	█	█	█							█	
4.																
5.																
6.																

Tabla 1.1. Diagrama de Gantt.

1. Revisión bibliográfica.
 - a. Desarrollo de la propuesta inicial (Formato A, B y C).
 - b. Selección del equipo para el desarrollo.
2. Primer parcial
 - a. Protocolo experimental.
 - b. Desarrollo del algoritmo.
 - c. Pruebas piloto.
 - d. Avances del reporte.
3. Segundo parcial.
 - a. Protocolo experimental terminado.
 - b. Implementación del algoritmo en el sistema de prototipo.
 - c. Pruebas piloto.
 - d. Avances reporte.

4. Puerta cerrada.
 - a. Pruebas con el sistema de captura de movimiento (MoCap).
 - b. Análisis de resultados.
 - c. Entrega del reporte final parcial.
5. Poster
 - a. Presentación.
6. Puerta abierta
 - a. Reporte terminado.
 - b. Entrega de archivos.

1.6 Análisis FODA

<p style="text-align: center;">Fortalezas</p> <ul style="list-style-type: none">• Capacidad de procesamiento de señales biomecánicas.• Habilidad para programación en lenguajes de alto y bajo nivel.• Conocimiento de la biomecánica corporal de miembros inferiores.• Trabajo previo con sensores inerciales.	<p style="text-align: center;">Debilidades</p> <ul style="list-style-type: none">• Falta de conocimiento en filtro de Kalman• Cálculo de orientación espacial a partir de matrices de rotación o cuaterniones.• Ausencia de conocimiento en procesamiento estadístico de señales
<p style="text-align: center;">Oportunidades</p> <ul style="list-style-type: none">• Desarrollo de un sistema de captura de movimiento de bajo costo.• Innovación en alineación de sensores inerciales.• Estimación de rango articular sin utilizar magnetómetros.	<p style="text-align: center;">Amenazas</p> <ul style="list-style-type: none">• Medición imprecisa al no poder validar las mediciones con un sistema certificado.• Fallo del hardware de medición.• Disponibilidad de laboratorios de captura de movimiento.

Tabla 1.2. Análisis FODA.

Capítulo 2 Antecedentes

2.1 Matrices de Rotación

Las rotaciones en un espacio euclidiano pueden ser representadas a través de una matriz de rotación, ellas son permiten comprender cómo convertir de un sistema de referencia a otro. La conversión de un sistema de referencia a otro es esencial para la computación conjunta ángulos, una tarea clave en el análisis del movimiento humano.

Un objeto puede rotar en un espacio tridimensional, sin embargo, lo que nos permite describir esta rotación, son las matrices de rotación, mediante un sistema de coordenadas fijo que contiene este objeto (Arvo, 1992).

Las matrices de rotación son utilizadas en la rotación de vectores, mientras un sistema de coordenadas permanece fijo. El vector generalmente se encuentra relacionado con un sistema de referencia definido en un objeto, quien es el que realmente experimenta la rotación en cualquier dirección del espacio tridimensional (Arvo, 1992).

Algunas de las propiedades que componen una matriz de rotación son:

- El determinante de la matriz es igual a uno ($\det(A) = 1$).
- La matriz es antisimétrica ($A^t = -A$).
- La matriz es antisimétrica ($A \circ A^t = I$).
- La matriz es de tamaño tres por tres ($A_{3 \times 3}$), siempre y cuando las rotaciones sean en 3 dimensiones.

$$\text{Donde } A = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix} \quad (1)$$

Multiplicar un vector por una matriz de rotación ($v_{new} = Av$) se obtiene un nuevo el cual puede tener dos interpretaciones.

- Rotación de los ejes de referencia a un nuevo marco.
- Rotación del vector en relación con los ejes fijos.

Cuando la rotación se da en un solo eje (X, Y o Z) la matriz de rotación se representa como:

$$R_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} R_y = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} R_z = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

2.2 Cuaterniones

Los cuaterniones son un subconjunto del espacio R^4 , están compuestos por un escalar y tres componentes complejas, proporcionan una notación matemática conveniente para representar orientaciones y rotaciones de objetos en tres dimensiones. En comparación con los ángulos de Euler, son más simples de componer y evitan el problema del bloqueo del cardán. En comparación con las matrices de rotación, son más compactas, numéricamente más estables y eficientes. Los cuaterniones tienen aplicaciones en gráficos por computadora, visión por computadora, robótica, navegación, dinámica molecular, dinámica de vuelo, mecánica orbital de satélites y análisis de textura cristalográfica (Karsten,2004). se representan como:

$$q = q_0 + q_1\hat{i} + q_2\hat{j} + q_3\hat{k} = [q_0 \ q_1 \ q_2 \ q_3] \quad (3)$$

Donde $i^2 = j^2 = k^2 = ijk = -1$ y su norma siempre es igual a uno. Otras características son:

$$\begin{aligned} \hat{i}\hat{j} &= \hat{k} = -\hat{j}\hat{i} \\ \hat{j}\hat{k} &= \hat{i} = -\hat{k}\hat{j} \\ \hat{k}\hat{i} &= \hat{j} = -\hat{i}\hat{k} \end{aligned} \quad (4)$$

La suma entre dos cuaterniones q y p es de la forma:

$$q + p = (q_0 + p_0) + (q_1 + p_1)\hat{i} + (q_2 + p_2)\hat{j} + (q_3 + p_3)\hat{k} \quad (5)$$

La multiplicación entre dos cuaterniones q y p es de la forma:

$$\begin{aligned} q \otimes p &= q_0p_0 + q_0p_1\hat{i} + q_0p_2\hat{j} + q_0p_3\hat{k} + q_1p_0\hat{i} + q_1p_1\hat{i}\hat{i} + q_1p_2\hat{i}\hat{j} + q_1p_3\hat{i}\hat{k} \\ &+ q_2p_0\hat{j} + q_2p_1\hat{j}\hat{i} + q_2p_2\hat{j}\hat{j} + q_2p_3\hat{j}\hat{k} + q_3p_0\hat{k} + q_3p_1\hat{k}\hat{i} + q_3p_2\hat{k}\hat{j} \\ &+ q_3p_3\hat{k}\hat{k} \end{aligned} \quad (6)$$

Por medio de las ecuaciones 3 y 4 tenemos que:

$$\begin{aligned} q \otimes p &= (q_0p_0 - q_1p_1 - q_2p_2 - q_3p_3) + (q_0p_1 + q_1p_0 + q_2p_3 - q_3p_2)\hat{i} \\ &+ (q_0p_2 - q_1p_3 + q_2p_0 + q_3p_1)\hat{j} + (q_0p_3 + q_1p_2 - q_2p_1 + q_3p_0)\hat{k} \end{aligned} \quad (7)$$

Por medio del algebra de matrices podemos reescribir esta ecuación como:

$$q \otimes p = \begin{bmatrix} p_0 & -p_1 & -p_2 & -p_3 \\ p_1 & p_0 & p_3 & -p_2 \\ p_2 & -p_3 & p_0 & p_1 \\ p_3 & p_2 & -p_1 & p_0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} q_0 \\ q_1 \\ q_2 \\ q_3 \end{bmatrix} \quad (8)$$

Cuando se usa para representar la rotación, los cuaterniones de la unidad también se denominan cuaterniones de rotación, ya que representan el grupo de rotación 3D. Cuando

se usan para representar una orientación (rotación relativa a un sistema de coordenadas de referencia), se denominan cuaterniones de orientación.

2.3 Filtro de Kalman

El filtro de Kalman es un algoritmo de estimación óptima de un estado en un sistema a partir del error cuadrático medio, posee múltiples aplicaciones en robótica, navegación, control y finanzas, entre otros. Este filtro es usado comúnmente para realizar mediciones indirectas a partir de otras variables medibles (Brown, 2012).

Básicamente es un conjunto de ecuaciones matemáticas que implementan un estimador óptimo del tipo predictor-corrector. Procesa todas las medidas disponibles (p.ej. Variable de un sensor), sin importar su precisión, para estimar el valor actual de las variables de interés. Esto es posible gracias a:

- El conocimiento del modelo matemático del Sistema.
- Dispositivos de medición (sensores).
- Descripción estadística de los ruidos del sistema, errores de medida e incertidumbre en los modelos.
- información disponible acerca de las variables de interés.

El filtro de Kalman se divide en dos partes y está representado por las siguientes ecuaciones.

Predicción:

$$\begin{aligned}x_{t(p)} &= Ax_{t-1} + Bu_t \\ \hat{z}_t &= Hx_{t(p)} \\ P_{t(p)} &= AP_{t-1}A^T + Q_t\end{aligned}$$

Corrección:

$$\begin{aligned}y_t &= z_t - \hat{z}_t \\ S_t &= HP_{t(p)}H^T + R_t \\ K_t &= P_tH^T S_t^{-1} \\ x_t &= x_{t(p)} + K_t y_t \\ P_t &= (I - K_t H)P_{t(p)}\end{aligned} \tag{9}$$

Donde:

- x_t : Vector de estado.
- A : Matriz de transición.
- B : Matriz de control.
- u_t : Vector de control.
- \hat{z}_t : Vector de medición estimado.

z_t : Vector de medición.
 H : Matriz de medición.
 P_t : Covarianza del error de estimación.
 Q_t : Matriz de covarianza Q.
 y_t : Vector innovación.
 S_t : Innovación covarianza.
 R_t : Matriz de covarianza R.
 K_t : Matriz de Kalman.

Existen otras versiones del filtro de Kalman como el extendido, esta nueva versión se creó con el fin de trabajar con modelos no lineales, para esto utiliza el jacobiano, el cual permite linealizar el modelo.

$$J_H = \begin{bmatrix} \frac{\partial z_1}{\partial x_1} & \dots & \frac{\partial z_1}{\partial x_m} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial z_n}{\partial x_1} & \dots & \frac{\partial z_n}{\partial x_m} \end{bmatrix} \quad (10)$$

2.4 Sensores Inerciales

Los sensores inerciales IMUs son sensores compuestos de un acelerómetro, giroscopio y en algunos casos magnetómetro (M-IMUs), comúnmente los sensores inerciales miden , la aceleración lineal, velocidad angular y campo magnético con respecto a un solo eje, una unidad de medida inercial (IMU) combina acelerómetros y giroscopios, generalmente tres de cada uno, para producir una medición tridimensional, cabe destacar que cada eje incluido en una IMU se conoce como grado de libertad (DOF) (Groves, 2007),

El uso de este tipo de sensores se ha ampliado con los años, incorporándose cada vez más en nuevos tipos de aplicaciones, aunque en estos existe un error fundamental, denominado “deriva”, generado a partir de las mediciones donde el offset o factor de escala producen un error relativamente bajo, sin embargo la integración de estas mediciones, es un error acumulativo, que produce mediciones incorrectas, la adición de un magnetómetro (M-IMUs) ha permitido que esta “deriva” sea casi cero cuando se calcula la orientación del dispositivo , pero debido a la dificultad que presenta usarlo en espacios con campos con ruido magnéticos no uniforme, genera un gran reto la fusión de sensores en las IMUs.

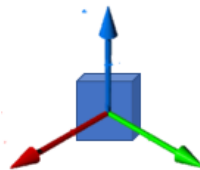


Figura 2.1. Sensor inercial. Sistema de referencia de 3 ejes de coordenadas en un sensor inercial IMU, cada eje representa un grado de libertad (DOF), en cada sensor, sensores con giroscopio, acelerómetro y magnetómetro se consideran sensores con 9 grados de libertad.

2.5 Sistemas de Captura de Movimiento Basados en Sensores Inerciales

La captura de movimiento utilizando sensorística vestible con IMUs es una posible solución para la captura de movimiento portable, en el área de rehabilitación, investigación, biomecánica y deportología. Estos sistemas permiten capturar datos de forma local, inalámbrica o grupal a través de protocolos de comunicación.

Estos sistemas son ampliamente usados en la actualidad, debido a su efectividad en captura de datos, portabilidad, costo, entre otros. Dicho lo anterior estos sistemas solucionan muchos de los problemas que se presentan para realizar capturas de movimiento, sin embargo, los sistemas basados en sensores inerciales son propensos a errores de medición, debido a las perturbaciones por campos magnéticos, bias de sensores y/o estimación de estados no medibles, sin embargo, aun con estos problemas estos sistemas tienen un desempeño aceptable para animación y análisis no clínicos.

Tech MCS – sistema desarrollado por la empresa TechNaid, este cuenta con una conexión máxima de 16 sensores, los cuales son comunicados entre si vía CAN bus a través de un Hub central, es posible extraer datos, por bluetooth, SD Card o conexión USB.

Finalmente, el sistema posee un software de análisis biomecánico TechMCS Studio. El programa es capaz de procesar los datos en tiempo real, para estimar rango articular y recrear un modelo 3D del sujeto.

Frecuencia Muestreo – Hasta 50 Hz



Figura 2.2. Sistema Tech MCS. Dispositivo para captura de movimiento con 16 sensores comunicados por protocolo CAN bus (TechNaid, 2019).

Xsens MVN – sistema desarrollado por la empresa Xsens, este cuenta con una conexión máxima de 32 sensores, los cuales son comunicados entre sí vía inalámbrica a través de una antena principal.

Frecuencia Muestreo – Hasta 250 Hz

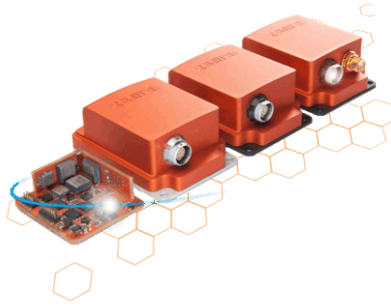


Figura 2.3. Sistema Xsens MVN. Dispositivo para captura de movimiento con sensores inalámbricos (Xsens, 2019).

2.6 Sistemas de Captura de Movimiento Optoelectrónicos

Este tipo de sistemas determina la posición de puntos predeterminados en el espacio ubicados en segmentos del cuerpo de un sujeto. Mediante múltiples cámaras, una serie de haces infrarrojos reflejados en un marcador logran estimar la posición instantánea del mismo (Cappozo et al., 2005).

Los sistemas basados en cámaras han sido testeados extensamente hasta ser validados y ser usados como herramienta en el entorno clínico (Simon, 2004), sin embargo, estos sistemas son altamente costosos y requieren de un gran espacio de trabajo para realizar medidas adecuadas.

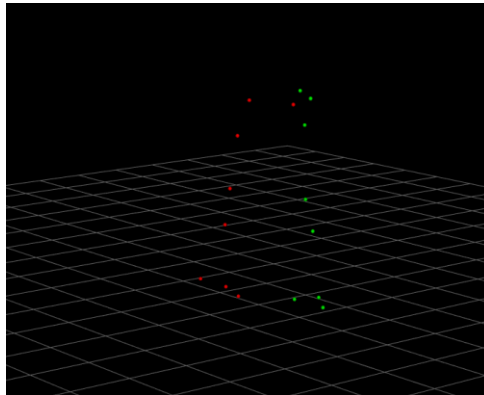


Figura 2.4. Captura de movimiento con marcadores. Reconstrucción de modelo esquelético virtual de un sujeto a partir de un sistema optoelectrónico.

Vicon NEXUS -software de captura y análisis de movimiento para marcha clínica, biomecánica y deporte. Todas sus versiones utilizan modelos de cámaras Vicon para su funcionamiento (Vicon, 2019).



Figura 2.5. Cámara infrarroja del sistema VICON. Dispositivo para captura de movimiento con sensores inalámbricos (Vicon, 2019).

BTS Smart DX - SMART DX es una línea de productos de sistema de captura de movimiento diseñada para satisfacer todos los requisitos de análisis de movimiento en campos clínicos, deportivos e industriales. Todos los modelos utilizan cámaras digitales equipadas con potentes iluminadores infrarrojos para garantizar un rendimiento excepcional incluso en las condiciones más adversas (BTS Bioengineering, 2019).



Figura 2.6. Cámaras infrarrojas del sistema BTS Smart DX. Dispositivo para captura de movimiento con sensores inalámbricos (BTS Bioengineering, 2019).

2.7 Sistema KAG

Es un sistema portátil de captura y procesamiento de parámetros fisiológicos desarrollado en conjunto por el Instituto Tecnológico de Estudios Superiores de Monterrey y la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, este sistema se divide en dos partes.

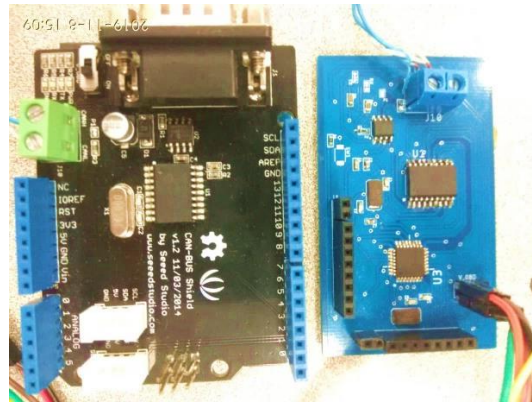


Figura 2.7. Sistema KAG. Tarjeta física para capturar datos de diferentes sensores, cada módulo cuenta con un shield de CAN incluido para comunicación entre dispositivos.

2.8 Pyboard

La Pyboard es una placa de desarrollo de electrónica compacta y potente que ejecuta MicroPython. Se conecta a un PC a través de USB, proporcionándole una unidad flash USB para guardar sus secuencias de comandos de Python y un indicador de Python en serie (REPL) para la programación instantánea. Requiere un cable micro USB. Funciona con Windows, Mac y Linux (MicroPython, 2019).

MicroPython es una reescritura completa del lenguaje de programación Python (versión 3.4) para que se ajuste y se ejecute en un microcontrolador STM32F405. Incluye muchas optimizaciones para que funcione de manera eficiente y use muy poca RAM (MicroPython, 2019).

MicroPython ejecuta bare-metal en la Pyboard, y esencialmente le brinda un sistema operativo Python. El módulo “*pyb*” incorporado contiene funciones y clases para controlar los periféricos disponibles en la placa, como UART, I2C, SPI, ADC, CAN-bus y DAC (MicroPython, 2019).

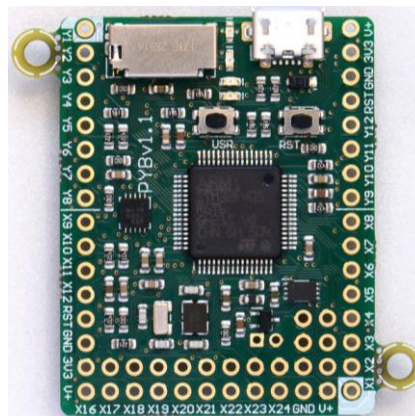


Figura 2.8. Pyboard versión 1.1.

2.9 MPU-6050

Las piezas MPU-6050™ son los primeros dispositivos MoCap del mundo diseñados para los requisitos de bajo consumo, bajo costo y alto rendimiento de teléfonos inteligentes, tabletas y sensores portátiles (InvenSense, 2019).

El MPU-6050 incorpora MotionFusion™ de InvenSense y un firmware de calibración en tiempo de ejecución que permite a los fabricantes eliminar la selección costosa y compleja, la calificación y la integración a nivel de sistema de dispositivos discretos en productos habilitados para movimiento, garantizando que los algoritmos de fusión de sensores y los procedimientos de calibración brinden un óptimo Rendimiento para los consumidores (InvenSense, 2019).

Los dispositivos MPU-6050 combinan un giroscopio de 3 ejes y un acelerómetro de 3 ejes en la misma matriz de silicio, junto con un Digital Motion Processor (DMP™) integrado, que procesa algoritmos complejos MotionFusion de 6 ejes. El dispositivo puede acceder a magnetómetros externos u otros sensores a través de un bus maestro auxiliar I²C, lo que permite que los dispositivos recopilen un conjunto completo de datos del sensor sin la intervención del procesador del sistema (InvenSense, 2019).

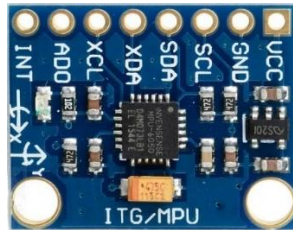


Figura 2.9. Módulo de aplicación GY-521 para MPU6050. (eLABPEERS, 2019).

Capítulo 3 Estado del Arte

La reconstrucción del movimiento humano con sensores inerciales posee una serie de pasos definidos, estos pueden ser vistos en la siguiente revisión de literatura “IMU-Joint-kinematics” (Cereatti et al., 2015), aquí se enuncian 3 pasos fundamentales; definición del modelo biomecánico, calibración anatómica y medición de rango articular basado en orientación de los segmentos.

3.1 Modelo Biomecánico

La medición de rango articular se refiere a la distancia y en qué dirección dos segmentos unidos a una articulación pueden moverse. Las articulaciones dependiendo de los grados de libertad (DOF), permiten que los segmentos adjuntos roten a través de un eje de rotación definido y haya un movimiento característico (p.ej. flexo-extensión, rotación, aducción).

Las articulaciones son las áreas donde se unen 2 o más huesos. La mayoría de las articulaciones son móviles, lo que permite que los huesos se muevan. Las articulaciones consisten en lo siguiente:

- **Cartílago.** Este es un tipo de tejido que cubre la superficie de un hueso en una articulación. El cartílago ayuda a reducir la fricción del movimiento dentro de una articulación.
- **Membrana sinovial.** Un tejido llamado membrana sinovial recubre la articulación y la sella en una cápsula articular. La membrana sinovial segrega un líquido transparente y pegajoso (líquido sinovial) alrededor de la articulación para lubricarla.
- **Ligamentos** Los ligamentos fuertes (bandas resistentes y elásticas de tejido conectivo) rodean la articulación para brindar soporte y limitar el movimiento de la articulación. Los ligamentos conectan los huesos entre sí.
- **Tendones** Los tendones (otro tipo de tejido conectivo resistente) a cada lado de una articulación se unen a los músculos que controlan el movimiento de la articulación. Los tendones conectan los músculos a los huesos.
- **Bursas.** Sacos llenos de líquido, entre huesos, ligamentos u otras estructuras cercanas. Ayudan a amortiguar la fricción en una articulación.
- **Líquido sinovial.** Un líquido transparente y pegajoso secretado por la membrana sinovial.
- **Menisco.** Esta es una parte curva del cartílago en las rodillas y otras articulaciones.

Existen varios tipos de articulaciones en nuestro cuerpo, para este trabajo en particular como se ha mencionado anteriormente, el interés principal son los miembros del tren inferior (p.ej. Cadera, rodilla y tobillo).

Cadera – Articulación esférica de 3 DOF, permite flexo-extensión, aducción-abducción y rotación interna.

Rodilla – Articulación tipo bisagra 1 DOF, permite flexo-extensión, esta articulación en particular permite también rotaciones internas y aducción-abducción, sin embargo, el rango mínimo y máximo de estos movimientos no es analizado clínicamente.

Articulación del tobillo - Articulación tipo bisagra 1 DOF, permite flexo-extensión principalmente, cabe destacar que este tipo de movimiento debido a su gran análisis en el entorno clínico se conoce como dorsiflexión.

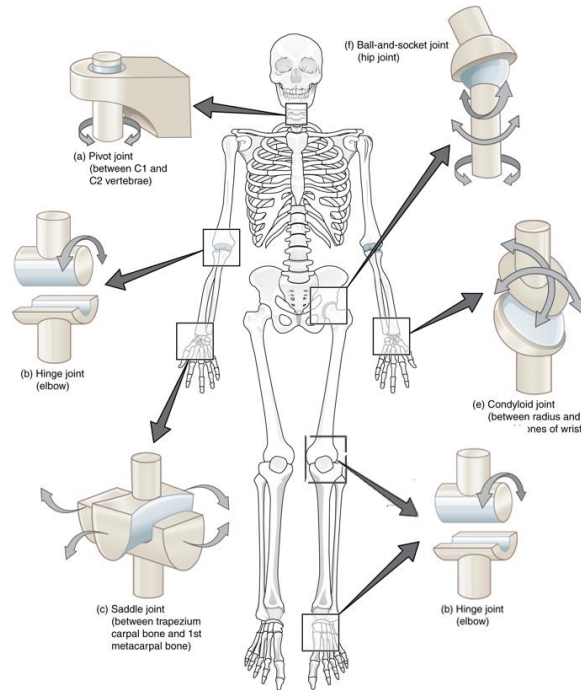


Figura 3.1. Articulaciones en el cuerpo humano. Modelo mecánico de las articulaciones.

Con base a la figura 3.1 se puede observar que en base a los diferentes tipos de rotaciones que permite una articulación, estas pueden ser clasificadas en sus diferentes grados de libertad al definir un sistema de referencia en la articulación (JCS) (Grood, 1983).

3.2 Calibración Anatómica

La orientación de una IMU en general es representada como una matriz de rotación o un cuaternio que describe la orientación con respecto a un marco de referencia local, este marco siempre es la posición inicial del sensor inercial al principio de cualquier medición. Cabe destacar que cuando se utiliza más de una IMU, cada dispositivo se orienta a su propio marco de referencia, esto es altamente relevante, un marco de referencia común es necesario si se busca calcular el ángulo relativo entre dos IMUs alrededor de una articulación.

El proceso de calibración anatómica es un proceso que hace posible alinear matemáticamente al mismo marco de referencia todos los sensores inerciales, así como también que el sistema de coordenadas definido en la articulación de interés coincida con el de los sensores inerciales, es decir que los marcos de los sensores circundantes a una articulación deben estar relacionados con los ejes anatómicos del sujeto, con el propósito de obtener ángulos representativos con la cinemática de los segmentos corporales.

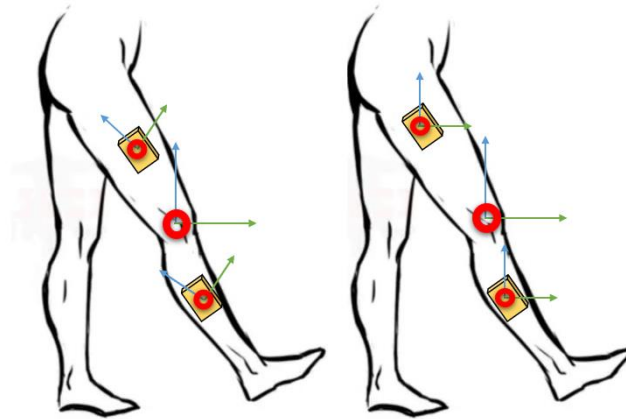


Figura 3.2. Sistema de referencia en la articulación de la rodilla y dos IMUs circundantes. Ilustración izquierda; sistema de coordenadas en la articulación sin calibración anatómica. Ilustración derecha; IMUs alineadas al marco de referencia definido en la articulación de la rodilla.

Actualmente se han desarrollado varios algoritmos de calibración anatómica (Favre et al. 2009; Cutti et al. 2010; Seel et al. 2014; Lambrecht & Del-Ama 2014; Cereatti et al. 2015; Palermo et al. 2014; O'Donovan & Kamnik 2007), los algoritmos propuestos poseen una serie de pasos que permiten la calibración, con; montaje manual, posiciones estáticas, movimientos funcionales, movimientos arbitrarios y a través de dispositivos adicionales (p.ej. Sistemas basados en cámaras)

- I. Montaje manual,** uso de un dispositivo físico, que mantenga a todos los sensores en posición estática y con una orientación definida por el contenedor, se asume que inicialmente que todos los sensores deben estar alineados, se comienza con la medición y se ubican los sensores en el cuerpo, una vez culminado este procedimiento los sensores son llevados al marco inicial definido en el contenedor.
- II. Posiciones estáticas,** el sujeto es ubicado en posición estática tipo T, aquí se asume que uno de los ejes anatómicos es paralelo a la componente gravitacional, finalmente el marco de cada sensor es alineado al vector gravedad.



Figura 3.3. Posición en T para calibración estática. Postura que muchos sistemas de captura de movimiento recomiendan para su debida calibración (Xsens, 2019).

- III. Movimientos funcionales,** se pide al sujeto de prueba realizar movimientos anatómicos conocidos como puede ser una flexo-extensión u aducción, el movimiento generalmente debe ser con una velocidad constante, la rotación interna no es usada comúnmente, la gran mayoría de articulaciones no tienen gran rango de movimiento para esta rotación.

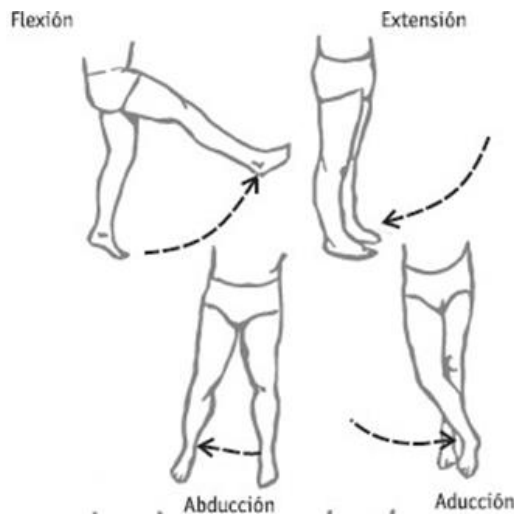


Figura 3.4. Movimientos Funcionales.

- IV. Movimientos arbitrarios,** repeticiones que involucren cualquier rotación con un patrón constante de movimiento.
- V. Dispositivos adicionales,** uso de otros sensores, cámaras u otros sistemas que generen el sistema de referencia que permita alinear todos los sensores.

A continuación, se explicará con mayor detalle algunos de los métodos de calibración anatómica más citados por otros autores.

Favre, 2009 – Calibración a través de movimiento funcional. Este algoritmo estima el cuaternión para rotar los marcos de cada sensor (LCS) a un marco global (GCS), con tres pruebas de movimientos funcionales (p.ej. Aducción - abducción en cadera, flexo-extensión en rodilla y Aducción - abducción en rodilla), una vez se finaliza la prueba de calibración, los cuaternios estimados por el sensor son llevados al marco de referencia ajustado, por multiplicación de cuaternios. Cabe destacar que en cada prueba se evalúa constantemente el mejor marco de referencia (GCS) para ajustar los dos sensores.

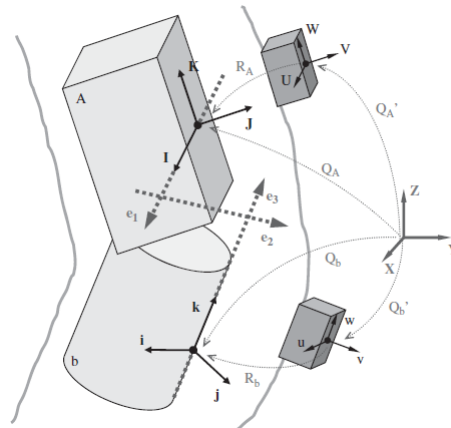


Figura 3.5. Marco de referencia global (GCS) con respecto a el LCS de dos IMUs. Se busca que ambos sensores inerciales se ajusten al marco global previamente a realizar el cálculo del ángulo relativo entre los dos sensores (Favre, 2009).

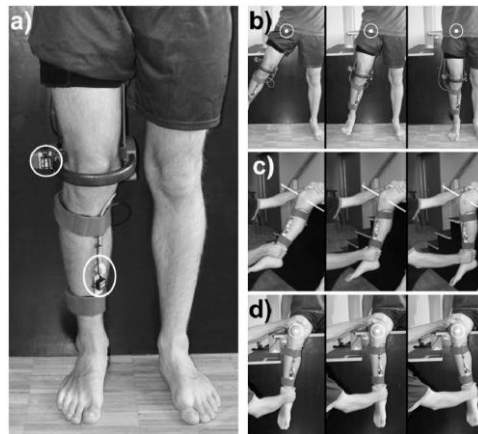


Figura 3.6. Prueba de movimientos funcionales para calibración. (Favre, 2009).

Seel, 2014 – Calibración a través de movimiento arbitrario. Utiliza una función de costos y descenso de gradiente para estimar el marco de referencia global entre un sensor proximal y distal de una articulación, el algoritmo estima las componentes X, Y, Z que se alinean con el marco de la rodilla (JCS) en este caso.

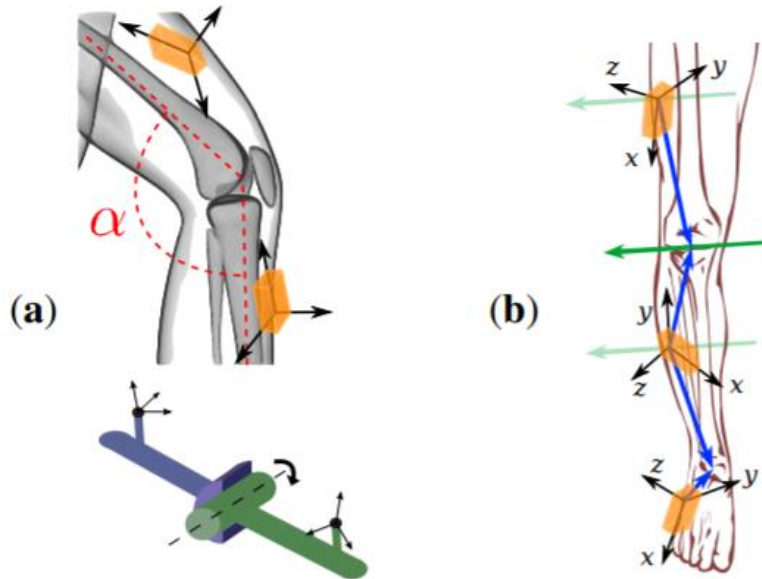


Figura 3.7. Sistema de coordenadas en la articulación, respecto al JCS.
Proyección de vectores al sistema de referencia deseado, sin calibración (Seel, 2014).



Figura 3.8. Prueba de movimientos arbitrarios para calibración. (Seel, 2014).

Palermo, 2014 - Calibración a través de posición estática. Este algoritmo estima el ángulo de alineación entre un eje anatómico de todas las IMUs con la componente gravitacional, finalmente con una posición supino del sujeto se alinea el eje final orthogonal a la gravedad, cabe destacar que este algoritmo no es posible sin utilizar sensor magnético, ya que, con la orientación absoluta de los sensores a partir del campo magnético de la tierra, se estima el sistema de referencia de un cuaternio con otro cuaternio.

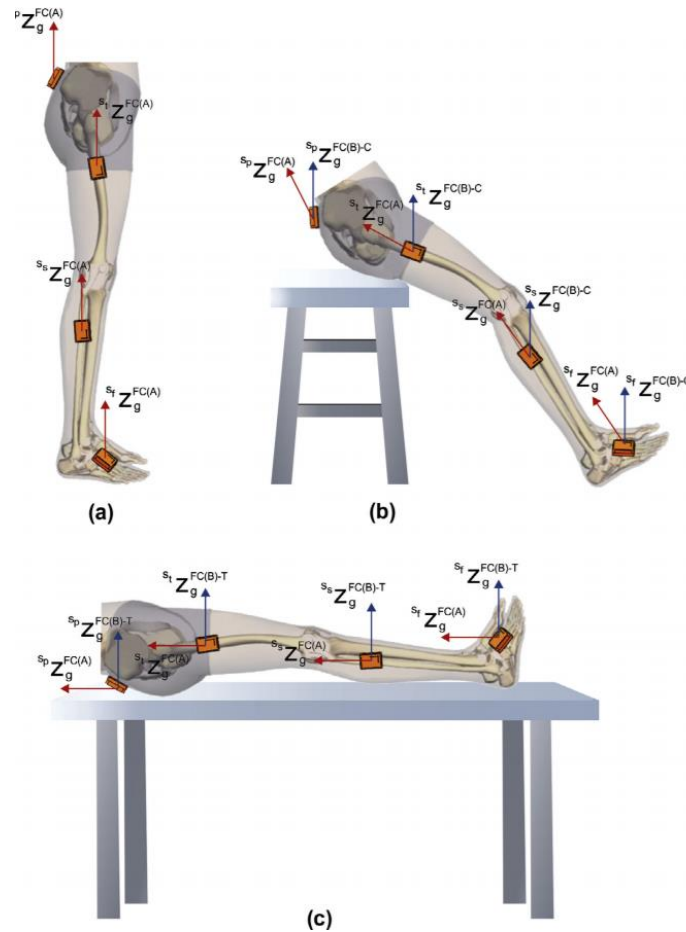


Figura 3.9. Prueba posiciones estáticas para calibración. (Palermo, 2014).

3.2.1 Comparación de métodos

	<i>DOF-IMU</i>	<i>Frecuencia</i>	<i>Calibración</i>	<i>Perturbación</i>	<i>Articulaciones</i>
<i>Favre</i>	6	100	Funcional	Baja	rodilla
<i>Seel</i>	6	200	Arbitraria	Baja	Rodilla
<i>Palermo</i>	9	200	Estática	Alta	Cadera, rodilla, tobillo

Tabla 3.1. Cuadro comparativo entre métodos.

3.3 Medición de Rango Articular

Las orientaciones de dos segmentos circundantes a una articulación (p.ej. muslo y pierna), matemáticamente representan la rotación de un vector en el tiempo con respecto al marco inicial (JCS), ahora bien, existen varios métodos de calcular el ángulo relativo entre dos IMUs.

- I. **Matrices de rotación**, ver el ángulo de rotación en un eje definido a partir de matrices de rotación, requiere primero la definición de un vector paralelo al eje de rotación (vector 1), este vector es multiplicado por la matriz de rotación actual (vector 2), finalmente a partir del producto punto entre vectores se calcula el ángulo entre el vector 1 y 2.

$$\theta = \cos\left(\frac{\vec{V} \cdot \vec{RV}}{|\vec{V}| |\vec{RV}|}\right) \quad (11)$$

- II. **Cuaternios**, la multiplicación de cuaternios representa rotaciones en el espacio, por medio de la siguiente ecuación se puede calcular el ángulo de rotación en un eje entre dos cuaternios.

$$\theta(i) = 2 * \text{acos}(q \otimes p')$$

Para $i \in \{1,2,3,4\}$ (12)

Donde 2,3 y 4 representan rotaciones en X, Y y Z, respectivamente.

- III. **Ángulos de Euler**, Resta entre ángulos con dos vectores contenidos en el mismo plano, posteriormente a la calibración anatómica los vectores paralelos desde las IMU a un plano, por ejemplo, al plano sagital del cuerpo describen los movimientos de flexo-extensión.

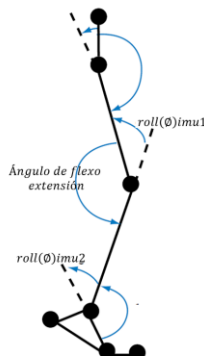


Figura 3.10. Vectores calibrados anatómicamente para calcular ángulo de flexo extensión.

Finalmente se espera que, si se ejecutaron correctamente los 3 pasos mencionados anteriormente, modelo biomecánico, calibración anatómica y la medición de rango articular, se puede asignar a cada eje de rotación un movimiento característico, observando la figura 3.11, se infiere que existen 3 ejes coordenados en cada articulación y con la rotación en el centro de masa de la articulación se obtiene el rango articular, sin embargo esto no es posible, debido a que no podemos ubicar una IMU en este lugar, para poder estimar este centro articular previamente debe ser definidos los sensores inerciales proximales y distales a una articulación (ver figura 1.1) con propósito de calcular el ángulo relativo entre dos vectores calibrados anatómicamente en dos IMUs diferentes.

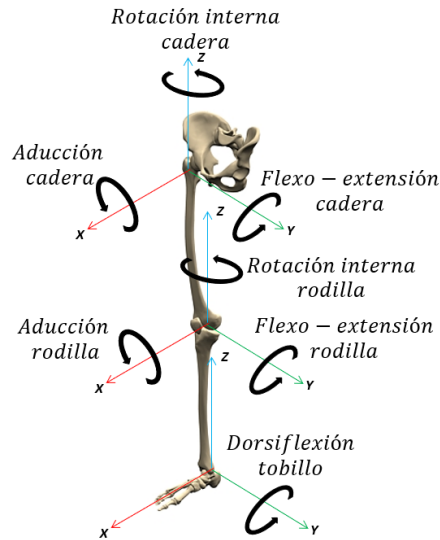


Figura 3.11. Modelo biomecánico de miembros inferiores. Sistemas de referencia de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo, con sus respectivas rotaciones.

Ahora bien, el rango articular de la cadera, rodilla y tobillo han sido ampliamente estudiados y existen curvas características que describen los patrones de movimiento de sujetos sanos, para este estudio en particular se analizarán los ángulos correspondientes al plano sagital (flexo-extensión), ver figura 3.12.

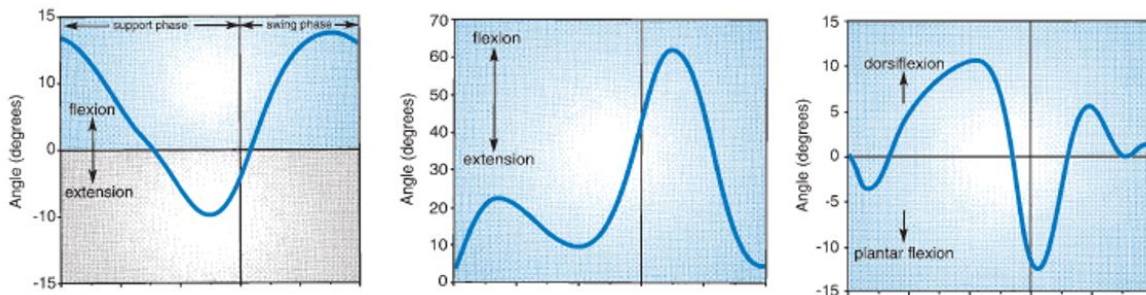


Figura 3.12. Curvas características de flexo-extensión de cadera, rodilla y tobillo respectivamente. (Hamill, 2015).

Capítulo 4 Metodología

Para poder llevar a cabo el desarrollo de este proyecto, primeramente, se definieron los lineamientos a seguir para cumplir los objetivos propuestos. Con base a lo anterior se desea desarrollar un algoritmo de estimación de rango articular en miembros inferiores, a partir de sensores inerciales incorporados en un sistema electrónico portátil de adquisición de datos, es importante mencionar que, bajo las condiciones iniciales de planteamiento del proyecto, este algoritmo y este sistema, tienen como objetivo final ser utilizados en un exoesqueleto de miembros inferiores inspirado en el dispositivo H2 de la empresa TechNaid.

Actualmente los dispositivos de captura de movimiento o algoritmos diseñados comúnmente utilizan el sensor magnético en sus aplicaciones, ya que al incorporar este sensor las IMUs pueden calcular la orientación absoluta de sí mismas, sumado a esto permite optimizar la captura de movimiento, siempre y cuando este sea incorporado de manera correcta a la fusión de sensores y sea utilizado en ambientes con ruido electromagnético despreciable. Aunque existen sistemas comerciales que pueden corregir este fenómeno son muy pocos y estos algoritmos no son compartidos, no obstante, debido a la poca documentación de formas de corregir el ruido electromagnético, este sensor no será incluido.

4.1 Algoritmo

Medir rango articular con el proceso propuesto consta de cuatro tareas principales, en primera instancia los sensores son ubicados en posiciones ortogonales en una superficie plana a la componente gravitacional en cada uno de sus tres ejes, en sentido positivo y negativo. Los valores son extraídos para el proceso de calibración, seguidamente los sensores son colocados al sujeto para continuar con la prueba estática, aquí el sujeto debe permanecer en posición de T descrita anteriormente para alinear los marcos de referencia de las IMUs con la componente gravitacional (Palermo, 2014), a continuación, el sujeto realiza aducción y abducción de cadera a velocidad constante, estos datos permiten calcular el ángulo de desfase del plano XY de dos IMUs (Favre, 2009), finalmente el sujeto camina por un tiempo estipulado para la prueba y los ángulos son estimados.

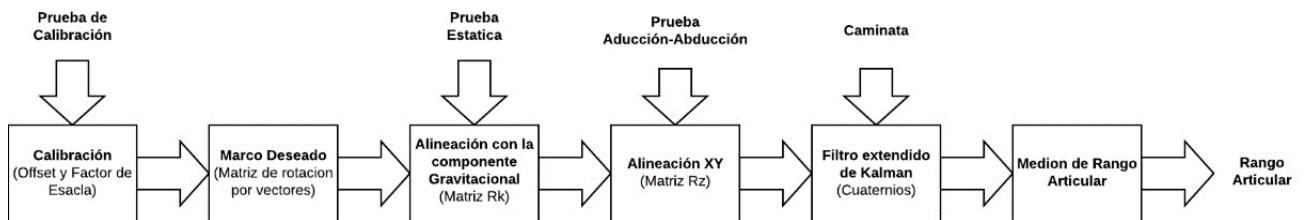


Figura 4.1. Diagrama de bloques del algoritmo.

4.1.1 Sensores

Los sensores utilizados son IMUs de 6 grados de libertad, los datos son capturados desde el dispositivo a una frecuencia de 100 Hz. Estos datos deben contar con el correspondiente ajuste de medida de datos binarios a unidades físicas (p.ej. aceleración y velocidad angular).

4.1.2 Procesamiento

Una vez los datos físicos del sensor, pasan a la siguiente etapa del algoritmo, son extraídos los valores de offset y factor de escala, con el fin de calibrar los datos futuros.

4.1.3 Rotación al Marco Deseado

Los sensores inerciales en la captura de movimiento son ubicados en posiciones específicas adjuntos al cuerpo (ver figura 4.2). Una vez son ubicados, los datos capturados son ajustados a marco de referencia conocido a través de la multiplicación de los vectores con una matriz de rotación.

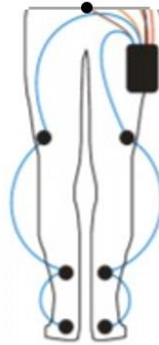


Figura 4.2. Ubicación de sensores inerciales en miembros inferiores. Puntos negros describen las ubicaciones de los sensores inerciales. (TechNaid, 2019).

4.1.4 Alineación con la Componente Gravitacional

Asumiendo que uno de los ejes de la JCS es paralelo a la componente gravitacional, alinear el marco de referencia de las IMUs a dicha componente es el primer paso para la calibración anatómica. Ahora bien, se sabe que el marco inicial de las IMUs es local, y no se conoce su orientación real, por tal motivo no es posible realizar rotaciones triviales para alinear el marco inicial con la componente gravitacional. Una solución a esto es rotar a través de un eje arbitrario descrita por la ecuación 13, sin embargo, los parámetros de entrada de esta matriz constan de un vector ortogonal al plano de los dos vectores que se desean alinear (componente gravitacional y acelerómetro) y el ángulo entre los mismos (Jakob, 2013).

Calcular el ángulo entre dos vectores esta descrito por la ecuación 11 y el vector ortogonal al plano se halla por medio del producto cruz entre los mismos, estos cálculos son hechos a partir de vectores promedios calculados en la prueba estática. Cabe resaltar que vector ortogonal debe ser unitario.

$$R_k = \begin{bmatrix} k_x k_x (1 - \cos \alpha) + \cos \alpha & k_x k_y (1 - \cos \alpha) - k_z \sin \alpha & k_x k_z (1 - \cos \alpha) + k_y \sin \alpha \\ k_x k_y (1 - \cos \alpha) + k_z \sin \alpha & k_y k_y (1 - \cos \alpha) + \cos \alpha & k_y k_z (1 - \cos \alpha) - k_x \sin \alpha \\ k_x k_z (1 - \cos \alpha) - k_y \sin \alpha & k_y k_z (1 - \cos \alpha) + k_x \sin \alpha & k_z k_z (1 - \cos \alpha) + \cos \alpha \end{bmatrix} \quad (13)$$

4.1.5 Alineación Plano XY

El paso final para completar la calibración anatómica consiste en realizar una rotación trivial en el eje Z (componente gravitacional), o bien conocido como alineación horizontal el movimiento de rotación AA definido por Favre et. Al, 2009, es obligatorio. La pierna recta es levantada hacia arriba y hacia abajo lateralmente durante 20 segundos, lo que produce un vector de velocidad angular orientado constantemente en el marco del sensor proximal y distal. El vector velocidad es proyectado el plano XY con una tasa constante en ambos sensores en cada instante t, con esta información es posible encontrar el ángulo de desalineación entre los vectores de rotación que describen la aducción - abducción en el JCS. Primero se calcula para cada paso de tiempo mediante la función coseno y luego promediado con la función de ponderación de acuerdo con Favre et. Al, 2009.

$$\theta_t = \text{sign}(\omega_{x,t} \cdot \omega_{y,t} - \omega_{y,t} \cdot \omega_{x,t}) \cos^{-1} \left(\frac{\langle [\omega_{x,t}, \omega_{y,t}], [\omega_{X,t}, \omega_{Y,t}] \rangle}{\|[\omega_{x,t}, \omega_{y,t}]\| \|[\omega_{X,t}, \omega_{Y,t}]\|} \right) \quad (14)$$

$$\theta = \frac{\sum_{t=1}^N \|[\omega_{x,t}, \omega_{y,t}]\| \theta_t}{\sum_{t=1}^N \|[\omega_{X,t}, \omega_{Y,t}]\|} \quad (15)$$

θ_t : Angulo de desfase en cada instante t.

θ : Angulo de desfase ponderado.

4.1.6 Filtro Extendido de Kalman Basado en Cuaterniones

A partir de los datos del giroscopio se crea un vector $S_w = [0 \ w_x \ w_y \ w_z]$, ahora consideremos la derivada de un cuaternio $\frac{dQ_k}{dt} = \frac{1}{2} \circ Q_{k-1} \otimes S_w$, ahora mediante la integración de esta ecuación llegamos a :

$$Q_k = Q_{k-1} + \Delta t \cdot \frac{dQ_k}{dt} \quad (16)$$

Con modelo definido anteriormente se procede a hacer una transformación lineal para calcular la matriz de transición A del filtro de Kalman:

$$A = \frac{dt}{2} \begin{bmatrix} 2/dt & -w_x & -w_y & -w_z \\ w_x & 2/dt & w_z & -w_y \\ w_y & -w_z & 2/dt & w_x \\ w_z & w_y & -w_x & 2/dt \end{bmatrix}$$

Para finalizar con la matriz A y una multiplicación por el vector de la componente gravitacional [0 0 1], la matriz de medición H y la matriz del Jacobiano son obtenidas para implementar el filtro extendido de Kalman.

$$H = \begin{bmatrix} 2 * q_1 * q_3 + 2 * q_0 * q_2 \\ 2 * q_2 * q_3 - 2 * q_0 * q_1 \\ q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 \end{bmatrix}$$

$$J = \begin{bmatrix} 2 * q_2 & 2 * q_3 & 2 * q_0 & 2 * q_1 \\ -2 * q_1 & 2 * q_0 & 2 * q_3 & 2 * q_2 \\ 2 * q_0 & 2 * q_1 & -2 * q_2 & 2 * q_3 \end{bmatrix}$$

4.1.7 Calculo de Rango Articular

El paso final para completar el algoritmo es mediante el método de ángulos de Euler, hacer la resta de orientaciones calculadas a partir de los cuaternios de dos sensores, aquí se obtienen dos vectores del mismo plano, para el caso particular de este estudio, se analiza el pitch en cada sensor, para obtener las curvas que describen el rango articular de los miembros inferiores (ver figura 3.12).

4.2 Sistema de Prototipo

El sistema es desarrollado con el propósito de capturar datos de cuatro IMUs ubicados en la pelvis, muslo, pierna y tobillo, estos serán ubicados en cuatro PCBs interconectadas con una alimentación común.

4.2.1 Hardware

MPU-6050 – IMU con interfaz de comunicación I2C.

Pyboard – Microcontrolador de cada PCB, esta unidad se encarga de comunicarse con la IMU por comunicación I2C y también de comunicarse con las otras IMUs por comunicación CAN bus.

CAN transceiver MCP 2551 – Transceptor CAN de alta velocidad.

Regulador KA0785CA – Dispositivo para ajustar el voltaje de la batería de alimentación a 5V.

Batería lipo 7.4V 2S – Fuente de alimentación de todas las PCBs que contienen los microcontroladores e IMUs.

MicroSD 2GB – Unidad de almacenamiento local en cada PCB para guardar datos de la IMU.

Con los componentes mencionados anteriormente se crean dos circuitos posibles, el primero consiste en la tarjeta principal del sistema, la cual utiliza el regulador de voltaje

para ajustar el voltaje de entrada de la batería a 5 voltios para poder así alimentar las demás tarjetas secundarias. Esta es la única diferencia entre la tarjeta principal y secundaria, pues ambas contienen una IMU y un módulo de comunicación CAN bus para comunicarse entre sí.

Es importante decir que existen 3 tarjetas secundarias (rodilla, piernas y tobillo) y una tarjeta principal (cadera).

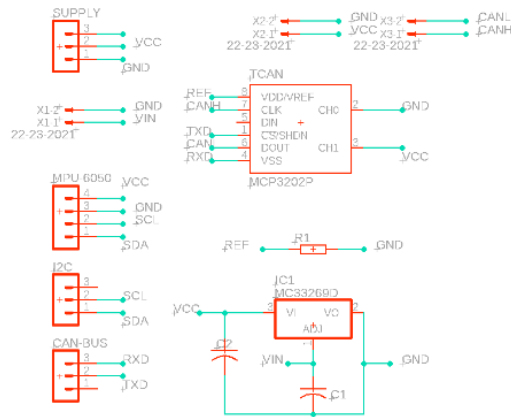


Figura 4.3. Esquemático circuito de la PCB principal.

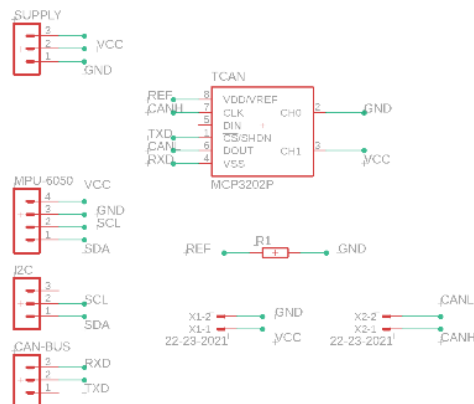


Figura 4.4. Esquemático circuito de la PCB secundaria.

4.2.2 Software

Pseudo código escrito en Python con la librería pyb, se comunica el sensor inercial con el protocolo de comunicación I2C, a través del código se escribe en memoria los datos de ajuste de frecuencia de muestreo y ajuste de offset (ver anexos).

Cuando la IMU es configurada el compilador se encarga de leer los datos crudos del sensor, transformarlos a unidades físicas y escribirlos en la memoria SD (ver anexos).

4.3 Validación

Una vez hay señales de prueba adquiridas para observar la dependencia lineal de dos variables aleatorias en este caso un ángulo de una articulación particular calculado por el sistema estandarizado (Vicon) contra la señal de salida del algoritmo, el coeficiente de correlación de Pearson es utilizado.

Para cada variable (señales) con N observaciones escalares, el coeficiente de correlación de Pearson se define como:

$$P(A, B) = \frac{1}{N - 1} \sum_{i=1}^N \left(\frac{A_i - u_A}{\sigma_A} \right) \left(\frac{B_i - u_B}{\sigma_B} \right) \quad (17)$$

Donde u_A y σ_A son la media y la desviación estándar de A y u_B y σ_B son la media y la desviación estándar de B alternativamente.

El método de Bland-Altman es un método gráfico que permite comparar dos técnicas de medición sobre una misma variable cuantitativa. Es aplicable, por ejemplo, a casos en los que se requiere medir la diferencia entre un nuevo método con respecto a uno ya establecido o validado, y así poder validar o no el nuevo en función de si resulta fiable y reproducible para el uso previsto. Para ello, el método de Bland-Altman cuantifica la diferencia media entre ambos métodos (bias o sesgo) y un rango de confianza, entre los cuales se espera que se incluyan el 95% de las diferencias entre una técnica de medida y la otra. El análisis de Bland-Altman también puede ser útil para evaluar la reproducibilidad de un solo método. El gráfico podría ser útil en este caso para determinar si la variabilidad o precisión del método en cuestión se relaciona con el tamaño de la característica que se está midiendo. En este caso particular, dado que se usa siempre el mismo método, el bias sería 0.

Un protocolo experimental para captura de datos incluyendo dos sistemas (Vicon y TechNaid) fue diseñado. Este protocolo explica a detalle la ubicación de marcadores, sensores inerciales, así como también las tareas a llevar a cabo en el proceso de calibración de ambos sistemas (ver anexos).

Capítulo 5 Resultados

Para la validación de los datos extraídos con el algoritmo diseñado, fueron realizadas 3 pruebas, la primera de ellas consistió con un sujeto validar el ángulo calculado por el algoritmo contra esta misma variable a partir del dispositivo Tech MCS, seguidamente debido a la facilidad de uso del dispositivo Tech MCS se buscó una posible validación entre este sistema contra VICON en 5 sujetos para continuar con la validación final del algoritmo en 30 sujetos utilizando el sistema Tech MCS y el dispositivo de captura de datos de prototipo, finalmente las pruebas del sistema de prototipo de sensores inerciales fue testado en varias etapas que serán explicadas más adelante.

A continuación, se enuncian los datos obtenidos de las pruebas realizadas:

Prueba 1 – Implementación del algoritmo a partir de los datos físicos de las IMUs del sistema Tech MCS, el sistema permite exportar datos físicos de dos sensores y el ángulo calculado entre los mismos (señal de control), esta prueba fue hecha para identificar si el algoritmo tenía mediciones coherentes con una señal de referencia.

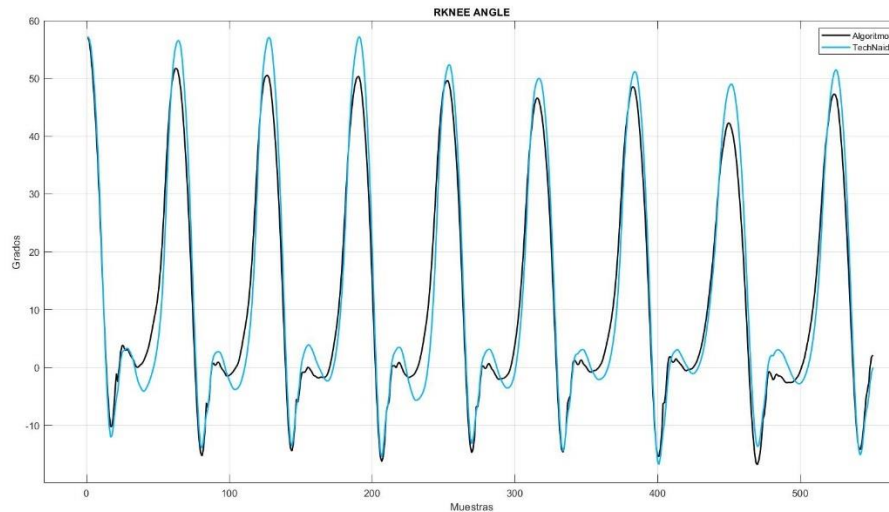


Figura 5.1. Señales de comparación del ángulo de la rodilla entre el algoritmo diseñado y el dispositivo Tech MCS.

RKNEE	
P1	0.9457

Tabla 5.1. Coeficiente de correlación de Pearson a partir de dos señales. Calculo utilizando la ecuación (17), para las señales Algoritmo y TechNaid observadas en la figura 5.1

Prueba 2 – Aplicación del protocolo experimental para captura de datos (ver anexos), para extraer capturas dos sistemas de captura de movimiento, uno basado en sensores inerciales y otro en marcadores.

Con el protocolo puesto en marcha 5 sujetos participaron de la prueba, aquí los rangos articulares de cadera, rodilla y tobillo para todo el tren inferior fueron extraídos en ambos

sistemas.

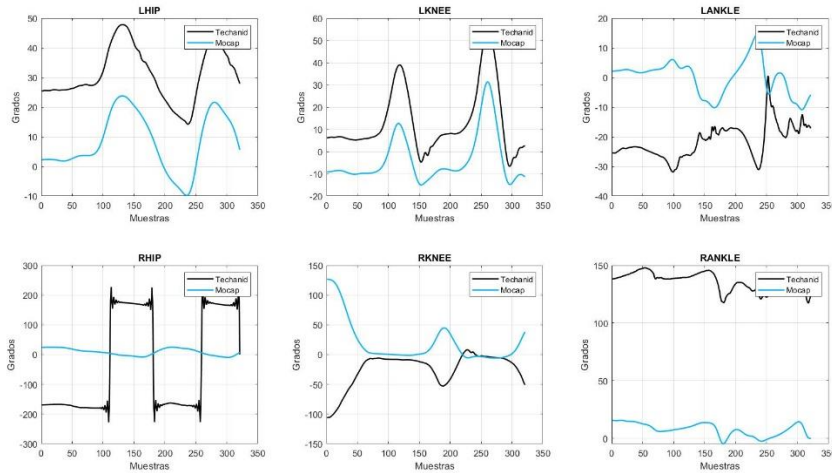


Figura 5.2. Señales de comparación del ángulo de cadera, rodilla y tobillo entre el dispositivo Tech MCS y Vicon (Mocap).

	LHIP	LKNEE	LANKLE	RHIP	RKNEE	RANKLE
U1P1	0.99072484	0.98258517	-0.49455123	-0.75963472	-0.97841211	0.87819883
U1P2	0.99125841	0.98653326	-0.65900712	-0.86820281	-0.97481327	0.90598291
U1P3	0.98916486	0.97406617	-0.84826215	-0.81160624	-0.97800055	0.94178315
U1P4						
U1P4						

Tabla 5.2. Coeficiente de correlación de Pearson a partir de dos señales en 6 articulaciones. Calculo utilizando la ecuación (17), para las señales Vicon y TechNaid observadas en la figura 5.2 (Sujeto 1).

Prueba 3 – Diseño y creación del sistema de prototipo, prueba del dispositivo para verificar captura de datos, escritura de datos en memoria y calibración de cada IMU.

Seguidamente se espera probar el dispositivo en 30 sujetos de prueba, sin embargo, solo ha sido posible realizar pruebas con dos sujetos debido a una falta de ajuste de sincronización de escritura de datos en las 4 tarjetas. Con el fin de cumplir el objetivo de validar el algoritmo se han realizado 3 pruebas provisionales con datos físicos de los sensores Tech MCS para validarse con Vicon.

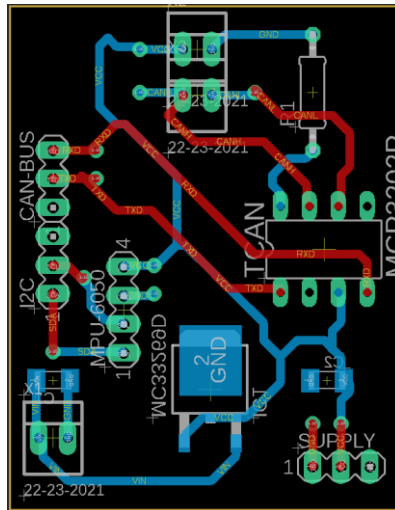


Figura 5.3. Diseño PCB tarjeta principal.

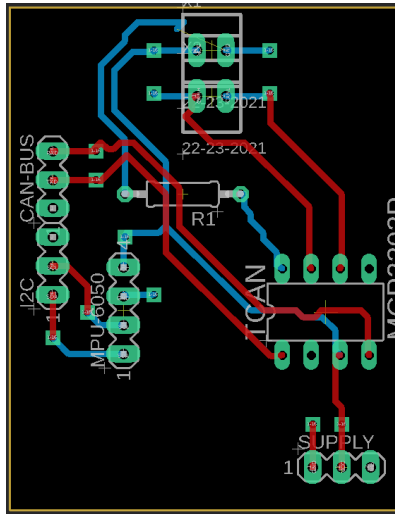


Figura 5.4. Diseño PCB tarjeta secundaria.

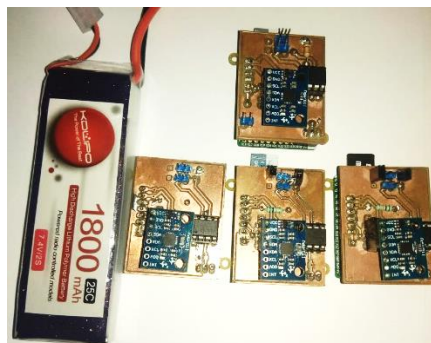


Figura 5.5. sistema de prototipo.

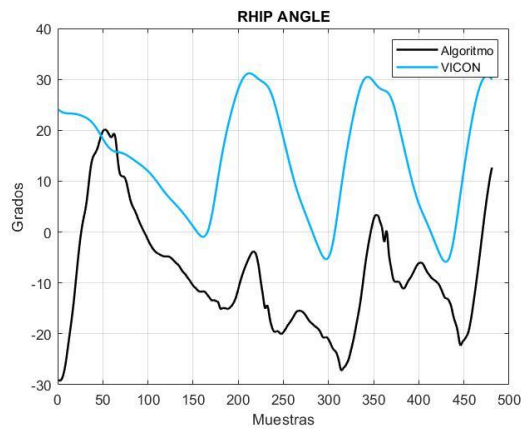


Figura 5.6. Señales de comparación del ángulo de cadera entre el algoritmo y Vicon (Mocap).

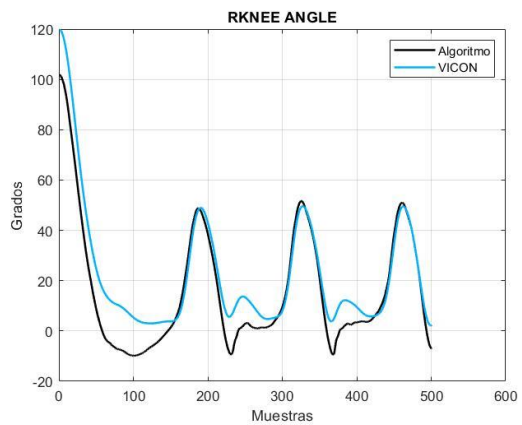


Figura 5.7. Señales de comparación del ángulo de rodilla entre el algoritmo y Vicon (Mocap).

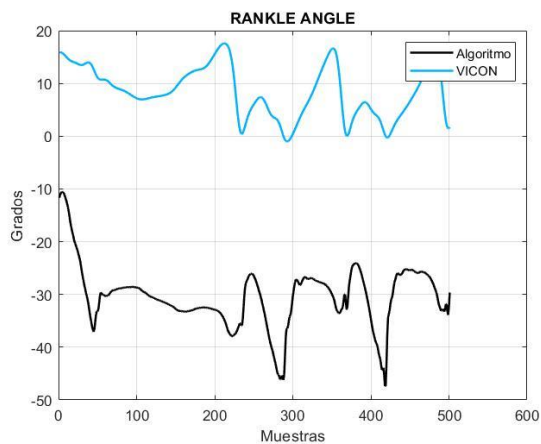


Figura 5.8. Señales de comparación del ángulo de tobillo entre el algoritmo y Vicon (Mocap).

	RKNEE	RANKLE	RHIP
P1	0.92980813	0.22947385	0.45165183
P2	0.95682922	0.15746746	0.37044243
P3	0.96956944	0.66989311	0.2992061

Tabla 5.2. Coeficiente de correlación de Pearson a partir de dos señales en 6 articulaciones. Calculo utilizando la ecuación (17), para las señales Vicon y TechNaid observadas en la figura 5.2 (Sujeto 1).

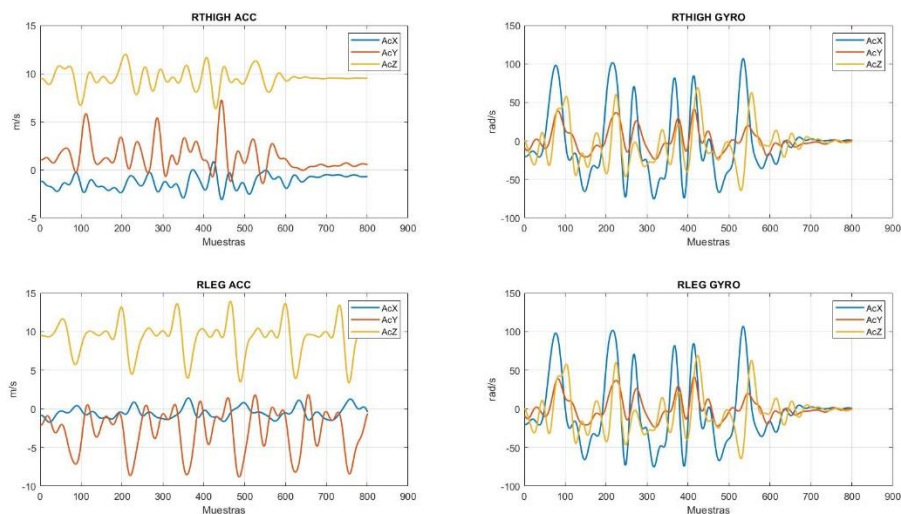


Figura 5.9. Datos de acelerómetro y giroscopio extraídos de las memorias SD de dos sensores usados en una prueba de validación.

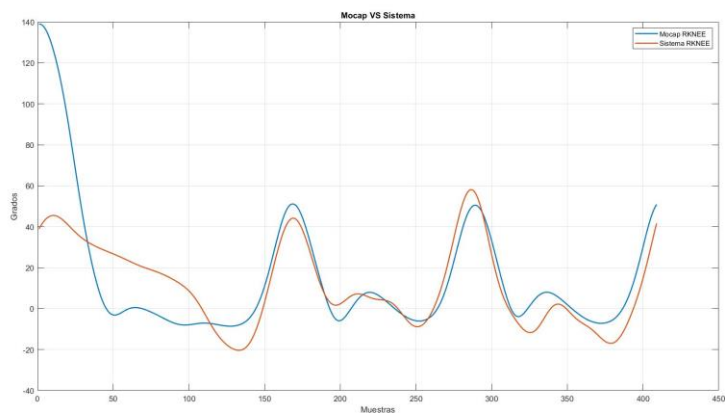


Figura 5.10. Ángulo de rodilla calculado en una prueba de validación.

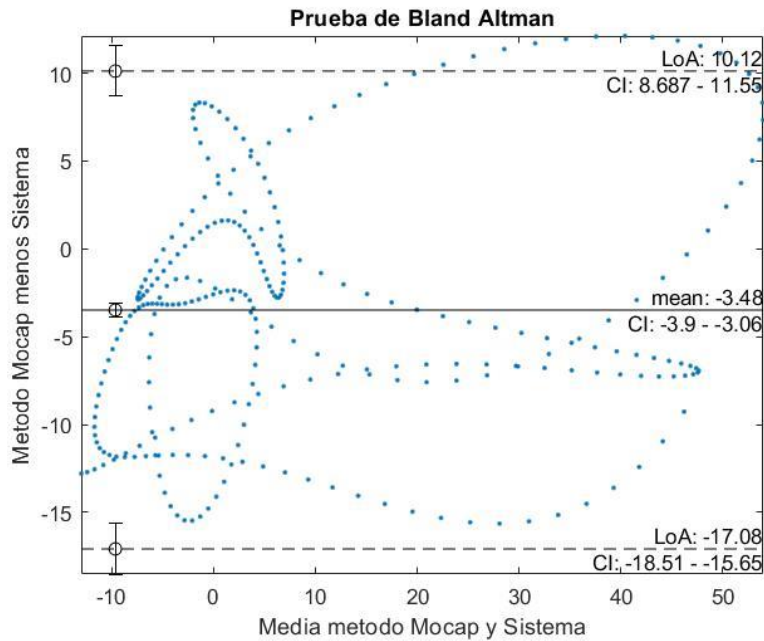


Figura 5.11. Método de validación gráfico por el método de Bland Altman.

Capítulo 6 Análisis de Resultados

El análisis de los resultados presentados en el capítulo 5 serán hechos en 3 análisis diferentes, explicando a detalle cada prueba.

Prueba 1 – Como fue mencionado anteriormente esta fue una prueba hecha verificar si los datos de salida del algoritmo diseñado eran coherentes y hacer ajustes necesarios de parámetros del filtro de Kalman.

El sistema Tech MCS permite exportar los datos de dos IMUs vía bluetooth, entre estos datos se encuentra los datos físicos y el cuaternión de orientación (alineados) de cada sensor, con estos datos fue posible ejecutar cada una de las partes del algoritmo en MATLAB (Ver Anexos).

Dos sensores fueron ubicados en el sujeto de prueba con ubicaciones en el muslo y pierna derechos. El ángulo de la articulación de la rodilla fue calculado como se puede observar en la figura 5.1, en esta figura se observa que las señales calculadas tienen similitud, sin embargo, con el coeficiente de correlación de Pearson obtenido de 0,94, se pudo decidir continuar con las siguientes pruebas, dado la alta correlación entre las señales.

Prueba 2 – La ejecución de esta prueba fue hecha para obtener otra herramienta de validación, los sistemas de captura de movimiento basados en cámaras son muy precisos, sin embargo, realizar una prueba para un sujeto toma bastante tiempo, ubicar marcadores, tomar medidas antropométricas, calibrar un conjunto de cámaras, entre otros, son tareas que requieren el uso de un laboratorio por largo tiempo y más aún cuando se espera

validar un experimento con 30 sujetos, dicho lo anterior, se probó el sistema Tech MCS con 5 sujetos para extraer ángulos de cadera, rodilla y tobillo, estos ángulos fueron comparados con el sistema de captura de movimiento Vicon.

Una validación del sistema TechNaid permitiría agilizar las pruebas de validación finales del sistema de prototipo en los 30 sujetos.

Observando la figura 5.2 con las 6 señales calculadas en miembros inferiores de uno de los participantes, hay patrones similares en algunas de las señales, no obstante, existen algunos casos que las diferencias son altamente notables, aun así, no es posible afirmar si el sistema esta validado, con la tabla 5.2, donde los coeficientes no permiten afirmar con certeza que el sistema Tech MCS hace las mismas mediciones que Vicon.

Finalmente pese a la gran calidad del sistema Tech MCS, este no puede ser utilizados en ambientes de alto ruido electromagnético, pues sus pruebas presentan inconvenientes en los laboratorios designados para la captura de movimiento con cámaras. El sistema Tech MCS es descartado como herramienta de validación.

Prueba 3 – Los esquemáticos de los circuitos han sido diseñados y puestos un archivo Gerber con ayuda del programa EAGLE de AutoDesk (ver figuras 5.3, 5.4), estos archivos han sido enviados a un lugar de impresión de circuitos para obtener el resultado final que puede ser visto en la figura 5.5, una vez se conto con el sistema de PCBs, se procedió a la puesta en marcha del mismo, como primera tarea se realizó la correspondiente comunicación con la IMU local por el protocolo I2C.

La escritura de datos capturados por las IMUs en la memoria SD, fue el paso siguiente, dicho proceso no fue posible tiempo después de realizar ajustes de código y software, pues la clase de la memoria influye en el tiempo de escritura y al tener memorias de diferentes fabricantes el sistema no estaba sincronizado, esta problemática retraso el tiempo estipulado de pruebas.

Las pruebas provisionales hechas con los datos físicos de TechNaid muestran que con 3 participantes los índices de correlación calculados contra las señales de Vicon, para las 3 articulaciones, solo en el caso de la rodilla estos valores superan el 90%, esto se debe a que en el caso de la IMU ubicada en la cadera solo ha sido alineada con la componente gravitacional, para el caso del tobillo este valor no era esperado pues se presume que el sensor se ha movido de la ubicación original durante la prueba, finalmente el ángulo calculado en la rodilla presenta índice de correlación alto, puesto que los sensores son los que menos movimiento desde la posición inicial han tenido.

Finalmente, el proceso de escritura y sincronización del sistema fue ajustado para funcionar correctamente, pruebas con 2 sujetos para validar el algoritmo y el sistema fueron hechas. Cabe destacar que los datos capturados por el sistema fueron almacenados en las memorias SD y luego extraídos para ser procesados en MATLAB, los datos

obtenidos presentan un patrón uniforme y relacionado con la caminata (Ver figura 5.9), pero el ángulo calculado tiene error alto, dado que la señal ha sido calculada sin ajustar los parámetros del filtro de Kalman para el sensor MPU 6050 (ver figura 5.10).

Capítulo 7 Conclusiones

Se logro el diseño de algoritmo de medicion de rango articular mediante sensores inerciales a través de la alineación de sensores y la implantación de métodos de ingeniería para captura de movimiento y fusión de sensores inerciales.

Un sistema de prototipo de captura de movimiento fue diseñado al incluir componentes electrónicos comerciales básicos en un circuito integrado que hizo captura de datos de marcha en sujetos.

El algoritmo de captura de movimiento implementado en el sistema de prototipo fue validado con un método de correlación lineal y concordancia grafica en pruebas piloto de 30 sujetos.

7.1 Trabajo a Futuro

También se espera implementar la comunicación CAN bus entre las PCBs con el fin de implementar una medicion en tiempo real, de ser logrado este objetivo, se procede a un rediseño de las PCBs para optimizar captura de datos y comunicación, para llevar el dispositivo al exosqueleto ICARUS.

Han sido identificados cada uno de los pasos necesarios para medir rango articular y las implicaciones que tiene el uso de magnetómetro en mediciones, sin embargo, en futuras investigaciones se recomienda escoger minuciosamente el método de calibración para hacer calibraciones combinadas, es decir utilizar métodos estáticos y funcionales, usando en algunos casos el sensor magnético.

7.2 Dilema Ético

Los sistemas de captura de movimiento pese a su gran uso en la medición de parámetros biomecánicos, son sistemas que se caracterizan por el uso de sensorica vestibular en el usuario, sin embargo estos sistemas son diseñados por que cubren una necesidad para realizar una medición de manera portable y sencilla, así como también para centros de salud que no poseen gran capital de inversión, no obstante, en algunos casos no se tiene en consideración la experiencia del usuario al tener que utilizar este sistema adherido a su cuerpo, pues el usuario final debe estar en capacidad de decidir si utiliza o no estos dispositivos.

Bibliografía

- Arvo, J (1992), "Fast random rotation matrices", in David Kirk (ed.), Graphics Gems III, San Diego: Academic Press Professional, 117–120
- Brown, R. (2012). Random Signals and Applied Kalman Filtering. Iowa: Wiley, 2, 139-145
- Cappozzo, A. (1984). Gait Analysis Methodology. Human Movement Science, 3, 27–50.
- Cappozzo, A., Catani, F., Croce, U. Della, & Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical definition and determination. Clinical Biomechanics, 10(4), 171–178.
- Cereatti, A., Trojaniello, D., Croce, U. Della, Sciences, P., & Sciences, C. (2015). Accurately measuring human movement using magneto-inertial sensors: techniques and challenges. In Inertial Sensors and Systems (pp. 1–4).
- Conte. (2015). Chapter 1 Introduction. En IMU-Based Lower-limb joint angles: A comparison of methods (127). Kingston, Ontario, Canadá: Queen's University.
- eLABPEERS. (2019). MPU6050., de eLABPEERS Sitio web: <https://www.elabpeers.com/mpu6050.html>
- Grood, E. S., & Suntay, W. J. (1983). A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee. Journal of Biomechanical Engineering, 105(2), 136–144.
- Groves, P., (2007). Principles of GNSS, Inertial, and Multisensor Integrated Navigation Systems. Boston: Artech house.
- Hamill, J., (2015). Biomechanical Basis of Human Movement. Iowa: Wolters Kluwer, 355.
- InvenSense. (2019). MPU-6050., de InvenSense Sitio web: <https://www.invensense.com/products/motion-tracking/6-axis/mpu-6050/>
- Jakob, C., Kugler, P., Hebenstreit, F., Reinfelder, S., Jensen, U., Schuldhaus, D., Eskofier, B. (2013). Estimation of the Knee Flexion-Extension Angle During Dynamic

Sport Motions Using Body-worn Inertial Sensors. Proceedings of the 8th International Conference on Body Area Networks, 289–295.

Karsten Kunze, Helmut Schaeben (noviembre de 2004). "La distribución de Bingham de los cuaterniones y su transformación esférica de radón en el análisis de textura". *Geología Matemática*, 8, 917–943

Luinge, H., & Veltink, P. (2005). Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical and Biological Engineering and ...*, 273–282.

Luinge, H., Veltink, P., & Baten, C. T. M. (2007). Ambulatory measurement of arm orientation. *Journal of Biomechanics*, 40(1), 78–85.

MicroPython. (2019). Pyboard., de MicroPython Sitio web: <https://store.micropython.org/product/PYBv1.1>

Picerno, P., Cereatti, A., & Cappozzo, A. (2008). Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait & Posture*, 28(4), 588–95.

Picerno, P., Cereatti, A., & Cappozzo, A. (2011). A spot check for assessing static orientation consistency of inertial and magnetic sensing units. *Gait & Posture*, 33(3), 373–8.

Simon, S. R. (2004). Quantification of human motion: gait analysis-benefits and limitations to its application to clinical problems. *Journal of Biomechanics*, 37(12), 1869–80.

TechNaid S.L. (2019). Tech MCS., de TechNaid Sitio web: <https://www.technaid.com/es/productos/motion-capture-system>

Vicon. (2019). Motion Capture. 2019, de Vicon Sitio web: <https://www.vicon.com/hardware/cameras>

Xsens. (2019). Xsens MVN, de Xsens Sitio web: <https://www.xsens.com/motion-capture>

Anexos - Apéndice

Protocolo Experimental

Código MATLAB – Algoritmo

Calibración de sensores.

```
function [offsetAcc,escalaAcc,umbral,umbrala,offsetGyro] = calibration(Accelerometer,Gyro)
%UNTITLED2 Summary of this function goes here
% Detailed explanation goes here
% Offset
OffsetAx = -(max(Accelerometer(:,1)) + min(Accelerometer(:,1)))/2;
OffsetAy = -(max(Accelerometer(:,2)) + min(Accelerometer(:,2)))/2;
OffsetAz = -(max(Accelerometer(:,3)) + min(Accelerometer(:,3)))/2;
AccelOffsetCali =[Accelerometer(:,1) + OffsetAx, Accelerometer(:,2) + OffsetAy,
Accelerometer(:,3)+OffsetAz];
%
OffsetGx = -(max(Gyro(:,1)) + min(Gyro(:,1)))/2;
OffsetGy = -(max(Gyro(:,2)) + min(Gyro(:,2)))/2;
OffsetGz = -(max(Gyro(:,3)) + min(Gyro(:,3)))/2;
GyroOffsetCali =[Gyro(:,1) + OffsetGx, Gyro(:,2) + OffsetGy, Gyro(:,3)+OffsetGz];
% Escala
EscalaAx = 9.78/max(AccelOffsetCali(:,1));
EscalaAy = 9.78/max(AccelOffsetCali(:,2));
EscalaAz = 9.78/max(AccelOffsetCali(:,3));

AccelOffsetCali(:,1) = EscalaAx*AccelOffsetCali(:,1);
AccelOffsetCali(:,2) = EscalaAy*AccelOffsetCali(:,2);
AccelOffsetCali(:,3) = EscalaAz*AccelOffsetCali(:,3);
% Umbral
vnorma = zeros(length(Gyro),1);
vnorma2 = zeros(length(Gyro),1);
for i=1:length(Gyro)
    norma = abs(norm(GyroOffsetCali(i,:)));
    vnorma(i) = norma;
    norma2 = abs(norm(AccelOffsetCali(i,:)));
    vnorma2(i) = norma2;
end
% Salidas
offsetAcc = [OffsetAx, OffsetAy, OffsetAz];
escalaAcc = [EscalaAx, EscalaAy, EscalaAz];
umbral = max(vnorma);
umbrala = max(vnorma2);
offsetGyro = [OffsetGx, OffsetGy, OffsetGz];
end
```

Alineación con la componente gravitacional

```
function [Rkz,Alpha,Gyro] = Zalignment(Accelerometer,mocap_len_static,Gyro)
V_Norm_Accelerometer=zeros(mocap_len_static,1);
V_Unit_Accelerometer=zeros(mocap_len_static,3);
for j=1:mocap_len_static
    norma=norm(Accelerometer(j,:));
    V_Norm_Accelerometer(j)=norma;
end
V_Norm_Accelerometer=V_Norm_Accelerometer';
```



```

for i=1:mocap_len_static
    V_Unit_Acceleromter(i,:)=Accelerometer(i,:)./V_Norm_Accelerometer(i);
end
AcceleromterU=V_Unit_Acceleromter;
v_promAcc=[0 0 0];
for i=1:mocap_len_static
    v_promAcc=[(AcceleromterU(i,1)+v_promAcc(1)) (AcceleromterU(i,2)+v_promAcc(2))
(AcceleromterU(i,3)+v_promAcc(3))];
end
v_promAcc=v_promAcc./mocap_len_static;
g=[0 0 1];
Alpha=-1*acosd(dot(v_promAcc,g));
U=cross(v_promAcc,g);
U=U./norm(U);
v=1-cosd(Alpha);
c=cosd(Alpha);
s=sind(Alpha);
Rkz=[(c+(U(1)^2)*v), (U(1)*U(2)*v-U(3)*s), (U(1)*U(3)*v+U(2)*s);...
      (U(2)*U(1)*v+U(3)*s), (c+(U(2)^2)*v), (U(2)*U(3)*v-U(1)*s);...
      (U(3)*U(1)*v-U(2)*s), (U(3)*U(2)*v+U(1)*s), (c+(U(3)^2)*v)];
v_alligned = zeros(mocap_len_static,3);
for i=1:mocap_len_static
    v_alligned(i,:) = Gyro(i,:)*Rkz;
end
Gyro = v_alligned;
end

```

Alineación en el plano XY

```

function [theta12,theta32] = RXYalignment(Gyro1,Gyro2,Gyro3)
%UNTITLED10 Summary of this function goes here
% Detailed explanation goes here
Vtheta12 = zeros(length(Gyro1),1);
Vtheta32 = zeros(length(Gyro1),1);
theta12 = 0;
theta32 = 0;
for i=1:length(Gyro1)
    if (Gyro1(i,1)*Gyro2(i,2)-Gyro1(i,2)*Gyro2(i,1)) < 0
        Vtheta12(i) = -
acosd(dot(Gyro1(i,1:2),Gyro2(i,1:2))/(norm(Gyro1(i,1:2))*norm(Gyro2(i,1:2))));
    elseif (Gyro1(i,1)*Gyro2(i,2)-Gyro1(i,2)*Gyro2(i,1)) > 0
        Vtheta12(i) =
acosd(dot(Gyro1(i,1:2),Gyro2(i,1:2))/(norm(Gyro1(i,1:2))*norm(Gyro2(i,1:2))));
    else
        Vtheta12(i) = 0;
    end
    if (Gyro3(i,1)*Gyro2(i,2)-Gyro3(i,2)*Gyro2(i,1)) < 0
        Vtheta32(i) = -
acosd(dot(Gyro3(i,1:2),Gyro2(i,1:2))/(norm(Gyro3(i,1:2))*norm(Gyro2(i,1:2))));
    elseif (Gyro3(i,1)*Gyro2(i,2)-Gyro3(i,2)*Gyro2(i,1)) > 0
        Vtheta32(i) =
acosd(dot(Gyro3(i,1:2),Gyro2(i,1:2))/(norm(Gyro3(i,1:2))*norm(Gyro2(i,1:2))));
    else
        Vtheta32(i) = 0;
    end
end
for i=1:length(Gyro1)
    theta12 = (norm(Gyro1(i,1:2))*Vtheta12(i))/norm(Gyro1(i,1:2)) + theta12;
    theta32 = (norm(Gyro3(i,1:2))*Vtheta32(i))/norm(Gyro3(i,1:2)) + theta32;
end
end

```

Filtro Extendido de Kalman

```

function [X,P] = EKF_QUATERNION(Gyro,Acc,X,P,dt,q,r,TH_GYRO,TH_ACC)
%Constants
GRAVITY=9.78; %Mexico City

```

```

if norm(Gyro) < TH_GYRO && abs(norm(Acc)-1) < TH_ACC
    r = r*1000;
end
%Units and Transpose
Acc = Acc'/GRAVITY; % UNITS IN g
Gyro=Gyro';
X = X';

% Matrix A (qant + dt(qant*w))
A = (dt/2)*[2/dt -Gyro(1,1) -Gyro(2,1) -Gyro(3,1);
            Gyro(1,1) 2/dt Gyro(3,1) -Gyro(2,1);
            Gyro(2,1) -Gyro(3,1) 2/dt Gyro(1,1);
            Gyro(3,1) Gyro(2,1) -Gyro(1,1) 2/dt];

% Covariance Matrix Q
Q = q*eye(4,4);

%PREDICTION
X = A*X;
P = A*P*A'+Q;

q0=X(1,1);
q1=X(2,1);
q2=X(3,1);
q3=X(4,1);

%SENSOR
Z = Acc;

% MEASUREMENT MATRIX H ROTMATRIX multiplied [0 0 0 1]
H=[2*q1*q3+2*q0*q2;
   2*q2*q3-2*q0*q1;
   (q0^2)-(q1^2)-(q2^2)+(q3^2)];

% Jacobian EKF
J=[2*q2 2*q3 2*q0 2*q1;
   -2*q1 -2*q0 2*q3 2*q2;
   2*q0 -2*q1 -2*q2 2*q3];

% INNOVATION VECTOR (error)
y = Z-H;
% THRESHOLDS -- MOVEMENT

R = r*eye(3,3);

% UPDATE
S=J*P*J'+R;

% KALMAN GAIN
K=(P*J')/S;

% UPDATE P
P =(eye(size(K*J)) -K*J) *P;

% X UPDATED
X = X + K*y;
X = X';
X = X/norm(X);
end

```

Código Python – Sistema de prototipo

```

# main.py -- put your code here!
import pyb
from pyb import I2C
from pyb import Switch
import time

```

```
# LED INDICATOR
led = pyb.LED(4)

pyb.freq(168000000)
# DEFINICIONES
MPU6050_AD = 0x68

for x in range(20):
    led.toggle()
    pyb.delay(250)

i2c = I2C(1, I2C.MASTER, baudrate=100000)
i2c.mem_write(0x00,MPU6050_AD,0x6B,timeout = 100,addr_size=8)
i2c.mem_write(0x07,MPU6050_AD,0x19,timeout = 100,addr_size=8)

f = open('data.txt','w')
f.write("")
f.close()

led.on()
DATOS = bytearray(14)
f = open('data.txt','a')
#start = time.ticks_ms()
for i in range(2000):
    i2c.mem_read(DATOS,MPU6050_AD,0x3B,timeout = 10,addr_size=8)
    AX = int((DATOS[0] << 8) + DATOS[1])
    if (AX >= 32768):
        AX=int(((DATOS[0]& 0x7f )<< 8) + DATOS[1])-32768
    AX = (AX/16384)*9.8
    AY = int((DATOS[2] << 8) + DATOS[3])
    if (AY >= 32768):
        AY=int(((DATOS[2]& 0x7f )<< 8) + DATOS[3])-32768
    AY = (AY/16384)*9.8
    AZ = int((DATOS[4] << 8) + DATOS[5])
    if (AZ >= 32768):
        AZ=int(((DATOS[4]& 0x7f )<< 8) + DATOS[5])-32768
    AZ = (AZ/16384)*9.8
    GX = int((DATOS[8] << 8) + DATOS[9])
    if (GX >= 32768):
        GX=int(((DATOS[8]& 0x7f )<< 8) + DATOS[9])-32768
    GX = GX/131
    GY = int((DATOS[10] << 8) + DATOS[11])
    if (GY >= 32768):
        GY=int(((DATOS[10]& 0x7f )<< 8) + DATOS[11])-32768
    GY = GY/131
    GZ = int((DATOS[12] << 8) + DATOS[13])
    if (GZ >= 32768):
        GZ=int(((DATOS[12]& 0x7f )<< 8) + DATOS[13])-32768
    GZ = GZ/131
    pyb.delay(4)
    pyb.udelay(850)
    f.write('\n'+str(AX)+'\t'+str(AY)+'\t'+str(AZ)+'\t'+str(GX)+'\t'+str(GY)+'\t'+str(GZ))
f.close()
led.off()
delta = time.ticks_diff(time.ticks_ms(), start)
print("timmm"+str(delta))
```