



UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA  
FACULTAD DE INGENIERÍA



# Algoritmos de fusión de sensores magneto-inerciales para ChakaMo: instrumento de evaluación 3D de la rodilla

TESIS PRESENTADA A LA FACULTAD DE INGENIERÍA DE LA  
UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA POR

Maria Rene Ledezma Flores

EN CUMPLIMIENTO PARCIAL DE LOS REQUERIMIENTOS  
PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE  
MAGISTER EN INGENIERÍA ELÉCTRICA.

## DIRECTORES DE TESIS

Franco Simini..... Universidad de la República  
Dario Santos..... Universidad de la República

## TRIBUNAL

Janine Hareau ..... Universidad de la República  
Carlo Biancardi ..... Universidad de la República  
Alvaro Gómez ..... Universidad de la República  
Ariel Braidot ..... Universidad Nacional de Entre Ríos

## DIRECTOR ACADÉMICO

Franco Simini..... Universidad de la República

Montevideo  
martes 4 julio, 2023

*Algoritmos de fusión de sensores magneto-inerciales para ChakaMo: instrumento de evaluación 3D de la rodilla*, Maria Rene Ledezma Flores.

ISSN 1688-2806

Esta tesis fue preparada en L<sup>A</sup>T<sub>E</sub>X usando la clase iietesis (v1.1).

Contiene un total de 150 páginas.

Compilada el martes 4 julio, 2023.

<http://iie.fing.edu.uy/>

Lo único predecible de la vida, es que es impredecible.

RATATOUILLE

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.



# Agradecimientos

Nunca bastarán las palabras para agradecer a todas las personas que estuvieron a mi lado durante estos años. Se que faltarían hojas para escribir sobre todas las personas maravillosas que hicieron esto posible, si en algún momento me olvido de alguna me disculpo de antemano, cada una sabe que los tengo en mi corazón.

Primero me gustaría agradecer a mis padres Magaly (*MamiMomi*) y Rene (*Popi*) por apoyarme durante todos estos años y en cada aventura que se me ocurría, que a pesar de todo siempre estuvieron llenándome de su cariño y fuerza. A mi hermano Rene (*Maricarumi*) que estuvo ahí a pesar de la distancia, siempre me apoyaba, escuchaba, ayudaba y principalmente me cuidaba.

Agradezco a mis amigos de Bolivia de la universidad y del colegio que siempre estuvieron ahí durante tantos años dándome todo su apoyo, gracias Monti, Vale, Miki, Rodri, Andy, Tesha, Sexy, Estu y Kayita. También muchas gracias a Isa que me acompañó en todos mis años de formación, me guió en aspectos de la carrera y en especial en todos los aspectos de la vida.

Gracias a todos los grandiosos amigos de todo el mundo que pude hacer a lo largo de estos años y que siempre estuvieron ahí para mí, con un plato de comida, con un juego, con un buen momento de risas y/o con la paciencia suficiente para escuchar mis quejidos y problemas, gracias JJ, Gill, Vane, Guy, Deepanshi, Anurag, Julia, Celine, Naty, Herni, Ali, Lu y Pablisnki. Gracias a Franco por darme la oportunidad de realizar este trabajo de investigación, por tenerme paciencia en toda esta travesía, por recibirme de la mejor manera posible y hacerme sentir como en casa desde el día uno. Gracias a Valentina por ayudarme y darme una guía desde el otro lado del charco y hacer que esta tesis sea posible.

Agradezco a Uruguay por recibirme con los brazos abiertos y por permitirme realizar esta aventura académica, hacerme madurar en todo sentido, por enseñarme las cosas importantes de la vida y valorar más a todas las personas que amo. Gracias por ayudarme a encontrar a esa Rene que de alguna manera estaba perdida.

Para finalizar gracias a mis abuelos Cristina (*Kitita*) y Mario (*Mariquius*) que siempre me hicieron sentir como la persona más capaz del universo, que nada ni nadie me iba a detener. Nunca dudaron de mí y siempre tenían fe en mí incluso cuando yo ya la había perdido. Siempre se les inflaba el pecho cuando hablaban de mí incluso haciendo la cosa más pequeña para ellos siempre era la mejor. Con todos estos años fuera de casa llegué a unirme mucho a ellos y a su amor hasta el día que partieron, perdón por no llegar antes y que puedan ver esto y regalarme sus sonrisas de orgullo, se que desde donde sea que estén están sonriendo con mucho amor y son felices tanto como yo, esto es para ustedes.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

*A mis abuelos Cristina y Mario, que siempre estuvieron apoyando cada aventura que este pequeño bichito tenía en su cabeza. Y como decían “vamonios” a otra aventura. Los amo con todo mi corazón y espero que este abrazo llegue a la estrella en la que descansan.*

*Con mucho amor, Bebita*

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# Resumen

En los últimos años, el análisis del movimiento humano ha sido usado en diversas aplicaciones como la rehabilitación de pacientes, el análisis para mejorar el rendimiento en deporte, entre otros. Para hacer esto posible, el método estándar consiste en realizar el seguimiento de marcadores ópticos ubicados en cada segmento del cuerpo. Estos sistemas son grandes y costosos, además de requerir personal calificado para su correcto funcionamiento y además que los análisis se realizan dentro de un laboratorio con un volumen de trabajo definido. Con el avance de la tecnología empezaron a surgir nuevos métodos para el seguimiento del movimiento humano, uno de los cuales utiliza sensores magneto inerciales (MIMU) que contienen electrónica miniatura, un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro de tres ejes para estimar la orientación del objeto en movimiento. Los MIMUs presentan una gran versatilidad de uso en diversos ambientes de trabajo que ya no se limitan a los laboratorios.

La estimación de la orientación usando MIMUs es posible mediante el uso de algoritmos de fusión de sensores (AFS). Estos algoritmos combinan la información del acelerómetro, giroscopio y magnetómetro para estimar la orientación del MIMU. En la literatura hay varios AFS que pueden clasificarse en dos grandes grupos: determinísticos y estocásticos.

El presente trabajo abordó cuatro AFS, dos determinísticos (Madgwick y Valenti) y dos estocásticos (Valenti y Guo) con el fin de comparar su comportamiento. Para ello se usaron dos MIMUS de bajo costo de la marca MBIENTLAB y un simulador de miembro inferior con su articulación tipo bisagra. El simulador consiste en dos reglas de madera articuladas sin ningún elemento ferromagnético para evitar su interferencia en las medidas del magnetómetro.

Se realizó una comparación de los cuatro AFS bajo una prueba estática a  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $90^\circ$  de rotación sobre el eje de balanceo durante 60 segundos. En esta prueba se estimó el desvío estándar de los AFS y el error cuadrático medio de las comparaciones entre ellos.

También se realizó una prueba dinámica que consistía en dos movimientos alrededor del eje de balanceo de  $0^\circ$  a  $90^\circ$  a dos velocidades similares a las del movimiento humano. En ella se analizaron los comportamientos entre algoritmos y se observó que los dos algoritmos propuestos por Valenti tenían una conducta imprecisa en las estimaciones en especial en el eje de rumbo. También se observó que las estimaciones variaban entre los MIMUs a pesar de ser de la misma marca y modelo.

Luego de estas pruebas se seleccionó el AFS de Guo & et al. por su comporta-

miento estable tanto en pruebas estáticas y dinámicas. Con este AFS se realizó la estimación de la cinemática de la rodilla con una voluntaria sana. La prueba con la voluntaria consistió en subir y bajar un escalón con una sola pierna. Esta tarea motora buscaba analizar la rodilla con carga y la inestabilidad de la articulación al sostener el cuerpo con una pierna. Para ello se usó una escalera de madera con dos escalones, uno de 17 cm y otro de 34 cm.

Para estimar el comportamiento de la rodilla fue necesario usar dos MIMUs, uno en el muslo y otro en la pierna, siendo los segmentos que se articulan en la rodilla. Al utilizar los MIMUs en el análisis del movimiento humano fue necesario calibrar los instrumentos a los segmentos en los cuales se encuentran unidos. La calibración seleccionada en este trabajo fue de dos posiciones estáticas; una de pie y otra recostado en el suelo. La calibración tuvo como finalidad determinar una posición de referencia inicial para la detección de la tarea motora.

Para finalizar se realizaron dos pruebas en la rodilla derecha de la voluntaria. Para ello se realizaron 10 ciclos de subida y bajada del escalón de 17 cm y otra prueba en el escalón de 34 cm. Al finalizar la prueba se generó un informe clínico con el promedio de los ciclos de la tarea motora y una representación dinámica en 3D del movimiento de la rodilla. Estos resultados se calcularon en un *script* en el lenguaje de programación Python siendo este trabajo el primer paso hacia el desarrollo de un instrumento de uso clínico denominado ChakaMo.

# Abstract

In recent years, the analysis of human movement has been used in various applications such as patient rehabilitation, analysis to improve performance in sports, among others. To make this possible, the standard method consists of tracking optical markers located in each body segment. These systems are large and expensive, in addition to requiring qualified personnel for their correct operation, and the analyses are carried out in a laboratory with a defined workload. With the advancement of technology, new methods for tracking human movement began to emerge, one of which uses magneto inertial sensors (MIMU) containing miniature electronics, an accelerometer, a gyroscope and a magnetometer to estimate the orientation of the moving object. MIMUs present great versatility of use in a variety of work environments that are no longer limited to laboratories.

Orientation estimation using MIMUs is possible through the use of sensor fusion (SFA) algorithms. These algorithms combine accelerometer, gyroscope and magnetometer information to estimate the orientation of the MIMU. There are several AFSs in the literature that can be classified into two major groups: deterministic and stochastic.

The present work addressed four SFA, two deterministic (Madgwick and Valenti) and two stochastic (Valenti and Guo) in order to compare their behavior. For this purpose, two low-cost MBIENTLAB MIMUS and a lower limb simulator with its hinge joint were used. The simulator consists of two hinged wooden rulers without any ferromagnetic element to avoid its interference in the magnetometer measurements.

A comparison of the four AFSs was carried out under a static test at  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $90^\circ$  rotation about the swing axis for 60 seconds. In this test, the standard deviation of the SFAs and the mean squared error of the comparisons between them were estimated.

A dynamic test was also performed consisting of two motions around the roll axis from  $0^\circ$  at  $90^\circ$  at two speeds similar to those of human motion. In it, the behaviors between algorithms were analyzed and it was observed that the two algorithms proposed by Valenti had inaccurate behavior in the estimates especially in the heading axis. It was also observed that the estimates varied between MIMUs despite being of the same make and model.

After these tests, the SFA of Guo et al. was selected for its stable behavior in both static and dynamic tests. This AFS was used to estimate the kinematics of the knee with a healthy volunteer. The test with the volunteer consisted of going

up and down a step with only one leg. This motor task sought to analyze the loaded knee and the instability of the joint when supporting the body with one leg. For this purpose, a wooden staircase with two steps, one of 17 cm and the other of 34 cm, was used.

To estimate the behavior of the knee it was necessary to use two MIMUs, one on the thigh and one on the leg, being the segments that articulate at the knee. When using the MIMUs in the analysis of human movement it was necessary to calibrate the instruments to the segments in which they are attached. The calibration selected in this work was of two static positions; one standing and the other lying on the ground. The purpose of the calibration was to determine an initial reference position for the detection of the motor task.

Finally, two tests were performed on the volunteer's right knee. For this, 10 up and down cycles were performed on the 17 cm step and another test on the 34 cm step. At the end of the test, a clinical report was generated with the average number of cycles of the motor task and a 3D dynamic representation of the knee movement. These results were calculated in a *script* in the Python programming language, this work being the first step towards the development of an instrument for clinical use called ChakaMo.



# Tabla de contenidos

<b>Agradecimientos</b>	<b>III</b>
<b>Resumen</b>	<b>VII</b>
<b>Abstract</b>	<b>IX</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Motivación y antecedentes . . . . .	1
1.2. Definición del problema y alcance . . . . .	2
1.3. Organización del documento . . . . .	3
<b>2. La rodilla en 3D</b>	<b>5</b>
2.1. Anatomía y fisiología de la rodilla . . . . .	5
2.2. Tareas motoras y tarea motora para la rodilla . . . . .	7
<b>3. Sistemas de seguimiento del movimiento humano</b>	<b>11</b>
3.1. Electro - goniómetros . . . . .	11
3.2. Estereofotogrametría . . . . .	13
3.3. Sistemas Magneto Inerciales . . . . .	15
3.3.1. Acelerómetro . . . . .	15
3.3.2. Giroscopio . . . . .	16
3.3.3. Magnetómetro . . . . .	17
<b>4. Representación de la orientación en el espacio</b>	<b>21</b>
4.1. Matriz de rotación . . . . .	22
4.2. Ángulos de Euler . . . . .	23
4.3. Cuaterniones . . . . .	24
4.4. Ángulo - eje . . . . .	26
<b>5. Estimación de la orientación en el espacio</b>	<b>27</b>
5.1. Definición de sensores . . . . .	27
5.2. Algoritmos de fusión de sensores . . . . .	28
5.3. Enfoque determinista . . . . .	28
5.3.1. Filtro Complementario de Madgwick . . . . .	29
5.3.2. Filtro Complementario de Valenti . . . . .	33
5.4. Enfoque estocástico . . . . .	36

## Tabla de contenidos

5.4.1. Filtro de Kalman - Valenti . . . . .	39
5.4.2. Filtro de Kalman - Guo . . . . .	40
<b>6. Cinemática de la rodilla</b>	<b>45</b>
6.1. Definición del modelo multisegmental . . . . .	45
6.2. Calibración de sensor a segmento . . . . .	46
6.2.1. Calibración estática . . . . .	46
6.2.2. Calibración funcional . . . . .	47
6.2.3. Calibración anatómica . . . . .	49
6.3. Estimación de la cinemática de la rodilla . . . . .	49
<b>7. Diseño de ChakaMo</b>	<b>51</b>
7.1. Selección de los sensores MIMU . . . . .	51
7.2. Descripción de pruebas de campo . . . . .	53
7.2.1. Prueba estática . . . . .	53
7.2.2. Prueba dinámica . . . . .	53
7.3. Calibración del magnetómetro . . . . .	54
7.4. Configuración y tiempo de ejecución de algoritmos . . . . .	56
7.5. Resultados de la prueba estática . . . . .	57
7.6. Resultados de la prueba dinámica . . . . .	61
7.7. Selección del algoritmo de fusión de sensores . . . . .	64
<b>8. Implementación de ChakaMo</b>	<b>67</b>
8.1. Descripción de la tarea Motora . . . . .	67
8.2. Ubicación del MIMU . . . . .	69
8.3. Método de calibración sensor - segmento . . . . .	70
8.4. Protocolo de adquisición de datos . . . . .	71
8.5. Adquisición de datos con los sensores MIMU . . . . .	72
8.6. Manejo de archivos . . . . .	73
8.6.1. Presentación de datos - gráficas e informe clínico . . . . .	75
8.6.2. Presentación de datos - representación 3D de huesos en movimiento . . . . .	80
8.7. Resultados prueba sujeto . . . . .	83
8.7.1. Calibración del magnetómetro prueba sujeto . . . . .	83
8.7.2. Calibración sensor a segmento . . . . .	84
8.7.3. Prueba escalón - 17 cm . . . . .	85
8.7.4. Prueba escalón - 34 cm . . . . .	87
<b>9. Conclusiones y trabajo futuro</b>	<b>91</b>
<b>A. Imágenes diferencia entre AFS</b>	<b>93</b>
<b>B. Imágenes diferencia entre AFS</b>	<b>95</b>
<b>C. Publicaciones</b>	<b>115</b>
<b>Referencias</b>	<b>121</b>

Tabla de contenidos

Índice de tablas	126
Índice de figuras	128

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# Capítulo 1

## Introducción

### 1.1. Motivación y antecedentes

La rodilla es una articulación compleja que se encuentra en el punto medio del miembro inferior del cuerpo humano. La función que cumple es estabilizar el movimiento de las articulaciones adyacentes (tobillo y cadera) las cuales tienen una función mayormente móvil. Cuando la cadera y el tobillo pierden rango de movimiento la rodilla pasa a compensar ese rango faltante y cambia su comportamiento de ser una articulación que brinde estabilidad al movimiento a ser una articulación móvil, este proceso genera dolencias en las estructuras que la conforman debido a tensiones excesivas en los músculos [18].

Otro de los factores que pueden generar lesiones en la rodilla son los, factores genéticos, anatómicos, biomecánicos, cambio de dirección y aterrizaje durante el movimiento. La lesión más común en la rodilla es la ruptura del ligamento cruzado anterior (LCA) representando el 50% del total de lesiones, [22]. Una rodilla con el LCA roto muestra una reducción del movimiento de flexión y extensión, además de una posición tibial más rotada internamente durante movimientos pasivos resultado de aplicar una fuerza externa y producir una amplitud máxima de la articulación con contracción mínima de los músculos [28].

A consecuencia de los cambios estructurales en la rodilla se derivan cambios en la cinemática articular y por lo tanto es importante realizar la rehabilitación del miembro lesionado. La rehabilitación adecuada está enfocada en recuperar el mayor rango de movimiento posible, limitando así las compensaciones naturales que se instalan. Para ello el profesional clínico debe contar con herramientas de cuantificación que permitan medir el rango de movimiento de la rodilla durante la rehabilitación y no sólo basarse en su propia percepción o en la percepción del paciente.

Para realizar la medición de la cinemática y los rangos de movimiento existen varias herramientas como ser (i) electro-goniómetros [35] [48], (ii) sistemas ópticos o estereofotogrametría [52] [36] de seguimiento del movimiento y (iii) sensores magneto inerciales (MIMU). Los electro-goniómetros permiten estimar el ángulo entre segmentos de un miembro solamente en uno de los planos de movimiento

## Capítulo 1. Introducción

o en el movimiento principal, que es el de flexo-extensión para la rodilla, en la bibliografía existen evidencias de estudios 3D con electro-goniómetros pero estos no son bien recibidos debido al gran *Hardware* que necesitan. Los sistemas ópticos pueden rastrear el movimiento del cuerpo humano mediante el seguimiento de marcadores. Estos sistemas tienen un costo elevado y están fijos en un laboratorio. En cambio, los MIMUs son dispositivos menos costosos y de manejo accesible de la tecnología ya que son dispositivos pequeños, además de poderse usar dentro y fuera de laboratorios, permitiendo de esta manera el análisis de movimientos naturales sin restricciones.

### 1.2. Definición del problema y alcance

Como se dijo anteriormente, en el análisis biomecánico se utilizan diversas herramientas para el seguimiento del movimiento humano, siendo el Estándar de Oro el uso de sistemas ópticos como la estereofotogrametría. Este sistema está conformado por marcadores colocados en el cuerpo del sujeto que reflejan haces de luz incidente. Los haces de luz reflejada son captados por un arreglo de al menos dos cámaras y habitualmente ocho cámaras [52] [36]. Si bien estos sistemas permiten realizar estimaciones muy precisas del movimiento humano, se encuentran restringidos a un entorno de laboratorio y a un protocolo complejo de calibración y ajuste de las cámaras.

En los últimos años, los MIMU tuvieron mayor presencia en los análisis biomecánicos debido a su tamaño reducido, bajo peso y costo accesible. El funcionamiento del MIMU consta de un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro tri-axial colocados en un dispositivo que permite obtener las medidas de cada sensor mediante un estándar de transmisión inalámbrica [43]. Estos tres sensores obtienen los datos y estiman la orientación en el espacio del MIMU mediante un Algoritmo de Fusión de Sensores (AFS). Dentro del mercado existen MIMUs de varios precios que presentan diversos AFS los cuales se encuentran patentados por cada una de las empresas [31] [30].

El problema del presente trabajo es utilizar dos MIMUs de bajo costo para estimar la cinemática de la rodilla. Para ello es necesario usar un AFS que será seleccionado en esta tesis entre dos AFS con enfoque estocástico y dos AFS con enfoque determinístico. La literatura indica que la estimación de la orientación puede variar según se utilicen MIMUs de bajo, medio o alto costo. Por lo tanto, se realiza una prueba estática y una prueba dinámica para seleccionar el AFS que mejor se comporte con los MIMUs de bajo costo.

Luego de seleccionar el AFS se realiza un protocolo de estimación de la cinemática de la rodilla durante una tarea motora específica. Para ello se debe realizar una calibración de los MIMUs a los segmentos de la rodilla y estimar el ángulo relativo que forman, a continuación se obtienen los datos de la tarea motora. La salida de esta estimación es informe clínico en formato PDF con el promedio de los ciclos realizados en la tarea motora, los datos de la orientación de los tres ejes en un archivo Excel y una representación del movimiento en 3D con modelos de huesos animados en computadora, permitiendo así dar el primer

paso hacia un instrumento de uso clínico para el seguimiento de la rehabilitación de la rodilla. Este instrumento llevará el nombre de ChakaMo, El nombre nace de la expresión quechua **Chaka** que significa pierna y la sílaba en español **Mo** que alude al movimiento producido.

## 1.3. Organización del documento

El trabajo se encuentra estructurado en nueve capítulos. El **capítulo - 1** es la introducción a la tesis, el **capítulo - 9** contiene las conclusiones y trabajo futuro de la tesis. Los capítulos 2 al 8 se describen a continuación:

- **Capítulo - 2 (La rodilla en 3D:)** En este capítulo se desarrolla la anatomía de la rodilla utilizada para esta tesis, y se describe la cinemática de la articulación. Además se explica qué son las tareas motoras y los factores a tener en cuenta al seleccionar una tarea motora.
- **Capítulo - 3 (Sistemas de seguimiento del movimiento:)** Este capítulo detalla los sistemas usados para el seguimiento del movimiento humano siendo estos los electro-goniómetros, los sistemas ópticos y los sensores magneto-inerciales.
- **Capítulo - 4 (Representación de la orientación:)** En este capítulo se describen diferentes formas de representación de la orientación en el espacio. Se presentan las matrices de rotación, los ángulos de Euler, los cuaterniones y los ángulo-eje. Se usa principalmente en el trabajo los cuaterniones y para simplicidad de interpretación de los datos obtenidos se obtienen los ángulos de Euler en la secuencia ZYX.
- **Capítulo - 5 (Estimación de la orientación en el espacio:)** En este capítulo se describen los Algoritmos de Fusión de Sensores (AFS) usados, divididos en dos enfoques: (i) los determinísticos y (ii) los estocásticos.
- **Capítulo - 6 (Cinemática de la rodilla:)** Este capítulo está enfocado en la estimación de las rotaciones en la rodilla, para ello es importante la definición del modelo y la calibración sensor a segmento.
- **Capítulo - 7 (Diseño de ChakaMo:)** En este capítulo se detallan los MIMUs utilizados en la tesis. También se presentan los resultados en las pruebas estáticas y las pruebas dinámicas para el análisis de los cuatro AFS.
- **Capítulo - 8 (Implementación de ChakaMo:)** Finalmente en este capítulo se describe la tarea motora utilizada, la colocación de los MIMUs en los segmentos de la rodilla, la calibración sensor a segmento seleccionada y el protocolo de adquisición de los datos. Luego se usa el AFS seleccionado en el capítulo anterior y se determina numéricamente la cinemática de la rodilla durante dos pruebas (i) subiendo un escalón de 17 cm y (ii) subiendo uno de 34 cm de altura. La salida de estas pruebas es el informe clínico con el

## Capítulo 1. Introducción

promedio de los ciclos realizados de la tarea motora y la representación del movimiento en 3D utilizando modelos digitales de hueso.



## Capítulo 2

### La rodilla en 3D

#### 2.1. Anatomía y fisiología de la rodilla

La rodilla es una articulación que se encuentra en la mitad del miembro inferior y es una de las más complejas del cuerpo debido a que está compuesta por dos articulaciones: la tibio-femoral y la femoro- rotuliana [34]. Para esta tesis sólo se considerará la articulación tibio-femoral. Esta articulación está compuesta por dos segmentos óseos el fémur (F) en la sección proximal y la tibia (T) en la sección distal, cuatro ligamentos: ligamento cruzado anterior (LCA), ligamento cruzado posterior (LCP), ligamento colateral medial (LCM) y ligamento colateral lateral (LCL) y finalmente dos meniscos, uno lateral (ML) y otro medial (MM) como se muestra en la Figura 2.1.

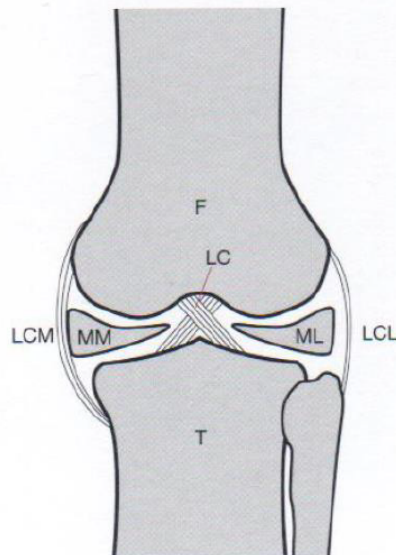


Figura 2.1: Huesos, ligamentos y meniscos que conforman la rodilla tomado de Caillet [5]

Además de estos tejidos, la rodilla puede realizar sus movimientos gracias a

## Capítulo 2. La rodilla en 3D

dos grupos musculares, los músculos anteriores y los posteriores como se muestra en la Figura 2.2. Entre los músculos anteriores se encuentran los cuádriceps: recto femoral, vasto interno, vasto externo y vasto intermedio, todas estructuras que permiten el movimiento de extensión de rodilla. También se encuentra el sartorio y el tensor de la fascia lata que permiten la estabilidad a lo largo de la extensión en conjunto con los ligamentos cruzados y laterales. Entre los músculos posteriores se encuentran los isquiotibiales conformados por semimembranoso, semitendinoso y bíceps femoral que permiten la flexión y rotación de la rodilla [5].

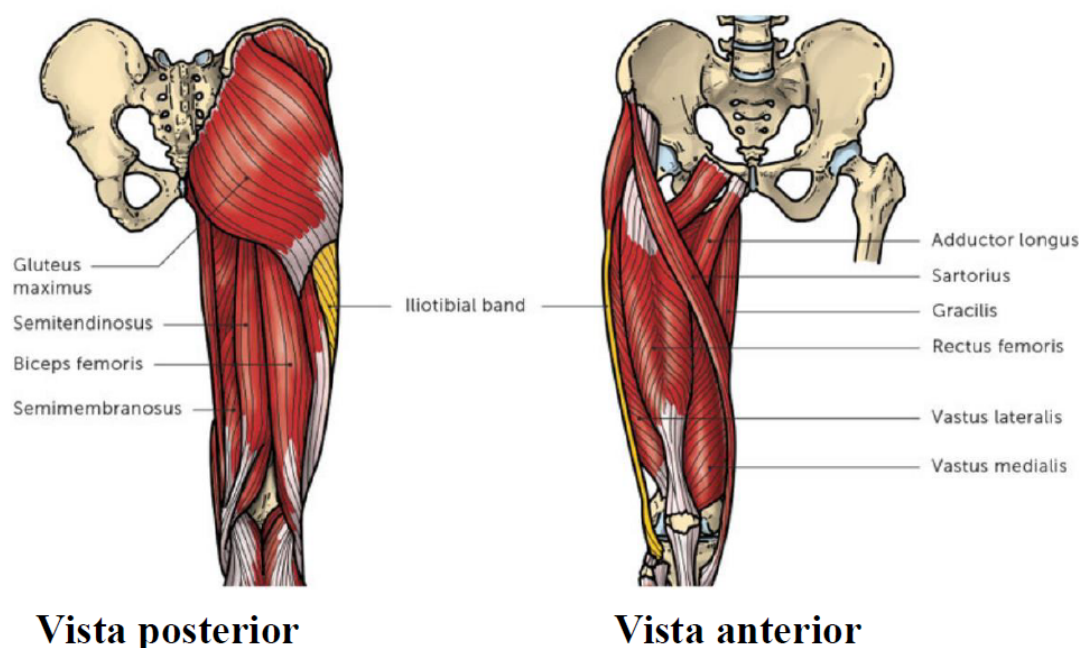


Figura 2.2: Músculos anteriores y posteriores de la rodilla tomado de Horschig [18]

La rodilla tiene 6 grados de libertad en su articulación femoral: 3 rotaciones y 3 desplazamientos [17]. Estos grados de libertad suceden en 3 planos de movimiento; frontal, sagital y transversal. Las rotaciones son: flexión - extensión en el eje fijo del fémur el cual es ortogonal al plano sagital. La rotación interna y externa sobre el eje fijo de la tibia que es ortogonal al plano transversal y finalmente la abducción aducción en un eje flotante que es ortogonal a los dos ejes anteriores y sucede en el plano frontal de la rodilla [15] como se muestra en la Figura 2.3.

Estas rotaciones se encuentran restringidas a nivel anatómico por sus diversas estructuras. La flexión - extensión es la rotación con mayor rango de movimiento el cual va de  $0^\circ$  cuando se encuentra en extensión completa y llega a una flexión aproximada de  $140^\circ$ . La rotación interna y externa depende de la flexión - extensión. Cuando la rodilla se encuentra a  $90^\circ$  de flexión, la rotación externa puede ir de  $0^\circ$  a  $45^\circ$  y la rotación interna de  $0^\circ$  a  $30^\circ$  aproximadamente. Cuando la flexión es superior a  $90^\circ$  o inferior hasta llegar a extensión completa, la rotación se ve restringida por los tejidos blandos y por lo tanto las rotaciones son mucho menores.

## 2.2. Tareas motoras y tarea motora para la rodilla

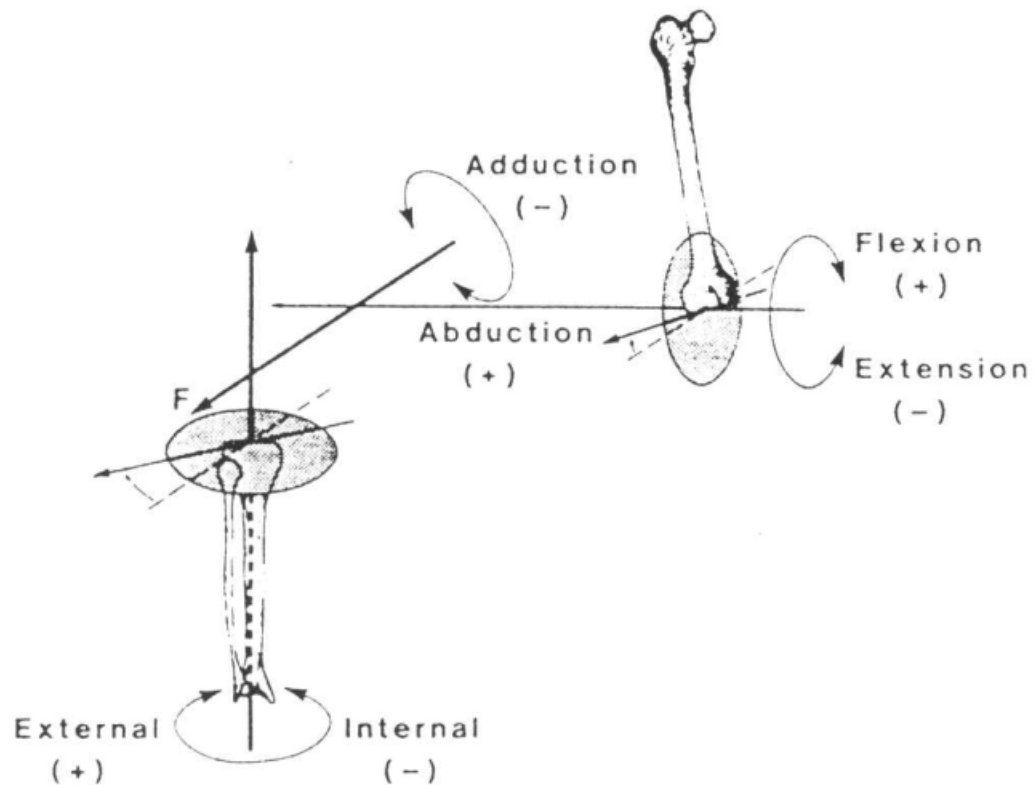


Figura 2.3: Ejes anatómicos y rotaciones de la rodilla tomado de Grood & Suntay [15]

De manera similar se ve afectada la abducción y aducción que presentan un rango de movimiento mayor cuando la rodilla está en una flexión de  $30^\circ$ . En los extremos del movimientos de flexión-extensión, la abducción y aducción se ve muy reducida por los tejidos blandos [34] [17].

## 2.2. Tareas motoras y tarea motora para la rodilla

Una tarea motora es una actividad sugerida por un especialista de la salud que permite a un sujeto cumplir un objetivo específico durante el movimiento. Estos objetivos pueden ser de rehabilitación, fortalecimiento, estabilización y/o análisis cinemático. Una de las tareas motoras más comunes en el análisis del movimiento del cuerpo humano es la marcha [51] [39].

Si se quiere hacer mayor énfasis en una articulación es importante considerar sus rangos de movimiento para definir una tarea motora. En el caso de la rodilla es entonces importante tener en cuenta la flexión y extensión debido a su mayor rango de movimiento y a su influencia directa en la rotación interna - externa y en la abducción - aducción. Otro factor importante es la estabilidad de la articulación generada por los músculos y los tejidos blandos, con el fin de evitar lesiones y/o compensaciones durante la rehabilitación y en el análisis biomecánico.

## Capítulo 2. La rodilla en 3D

Al tener en cuenta la anatomía y fisiología de la rodilla una de las tareas motoras que permite analizar el rango de movimiento de flexión - extensión y la estabilidad de la rodilla es subir un escalón a una pierna ("*single leg step up*") como se muestra en la Figura 2.4.

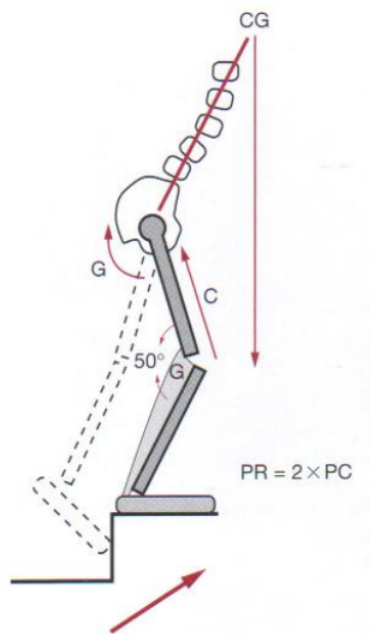


Figura 2.4: Esquema de la tarea motora "subir un escalón a una pierna". Activación de glúteos (G), activación de cuádriceps (C), presión rotuliana (PR), peso corporal (PC) tomado de Cailliet [5]

Esta tarea motora inicia con una flexión de rodilla para luego entrar a una fase de ascenso donde la articulación se extiende completamente, posteriormente se inicia la fase de descenso del escalón donde la rodilla vuelve a flexionarse hasta completar un ciclo. Esta tarea motora permite trabajar la cadena muscular anterior y posterior de la rodilla dando así el movimiento de flexión, extensión y rotación de la articulación. Durante la fase de ascenso del escalón donde se extiende la rodilla hasta los  $0^\circ$  se genera una presión rotuliana (PR) igual al doble del peso corporal del sujeto debido a la activación de los músculos cuádriceps y la presión en el tendón rotuliano. Al inicio de toda la tarea motora se observa una flexión inicial de alrededor de  $50^\circ$ , este valor puede variar dependiendo de la altura del escalón y también de la altura del miembro inferior del sujeto, como se ve en la Figura 2.4. En la fase de descenso, cuando se flexiona la rodilla para cerrar un ciclo, se genera la activación de los isquiotibiales y en consecuencia una rotación interna y externa de la articulación sobre el eje longitudinal.

Esta tarea motora además de contener las rotaciones de la rodilla también presenta un punto de estabilidad de la articulación debido a que el miembro contralateral no interviene en el movimiento dejando todo el peso del sujeto en la rodilla bajo análisis.

## 2.2. Tareas motoras y tarea motora para la rodilla

A diferencia de subir un escalón, bajar un escalón sería más exigente para el sujeto. Si bien la gravedad favorecería la realización de la tarea motora, ésta precisaría mayor rango de movimiento del tobillo y además generaría una presión en la rótula siete veces mayor al peso del sujeto [5]. Por lo tanto, para evitar sobrecargas en la articulación femoro-rotuliana, la tarea motora del descenso es descartada y sólo se toma el ascenso a una pierna.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

## Capítulo 3

# Sistemas de seguimiento del movimiento humano

Existen diversas tecnologías que permiten el seguimiento del movimiento humano que varían en el principio físico para realizar la estimación. Estos sistemas están compuestos por elementos de *hardware* y *software* sofisticado que permiten capturar el movimiento del cuerpo humano en diversas tareas motoras.

De manera general, los sistemas de seguimiento ópticos se dividen en dos grupos, (i) los sistemas de seguimiento ópticos y (ii) los sistemas no ópticos. Los sistemas ópticos constan de marcadores que son captados por un arreglo de cámaras en un volumen de trabajo determinado. Los sistemas no ópticos engloban el resto de los sistemas de seguimiento, que utilizan otros principios físicos para estimar el movimiento.

El seguimiento del movimiento humano es utilizado en diversas áreas como por ejemplo la rehabilitación, la mejora de la actuación deportiva, el análisis de gestos deportivos o de gestos motores diarios, la ergonomía, entre otras áreas. El análisis biomecánico permite entregar información relevante sobre cada sujeto y los movimientos que realizan, buscando optimizar el movimiento del cuerpo [19].

A continuación se detallan tres sistemas de detección del movimiento humano: (3.1) los electro-goniómetros siendo un sistema no óptico, (3.2) la estereofotogrametría un sistema óptico considerado el estándar de oro en el seguimiento del movimiento humano y (3.3) los sensores magneto-inerciales siendo un sistema no óptico.

### 3.1. Electro - goniómetros

Para comprender cómo funciona un electro - goniómetro es importante conocer a su antecesor el goniómetro universal. Un goniómetro universal es un instrumento de medida no óptico fabricado de acero inoxidable, plástico o madera. Este instrumento consta de un círculo graduado a  $360^\circ$  o un semicírculo graduado a  $180^\circ$ , además tiene un brazo estacionario y un brazo móvil como se muestra en la Figura 3.1. El goniómetro universal se utiliza para estimar el rango de movimiento

### Capítulo 3. Sistemas de seguimiento del movimiento humano

alrededor de un eje de rotación de una articulación específica [35].

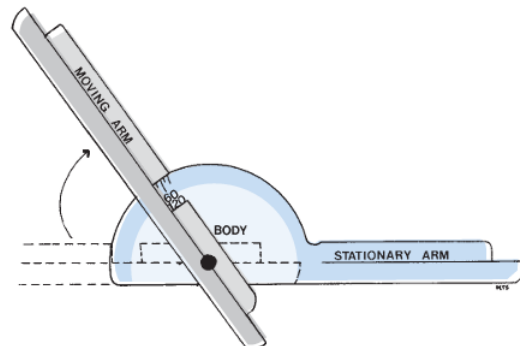


Figura 3.1: Partes de un goniómetro universal: Semi círculo graduado hasta 180°, brazo estacionario y brazo móvil. Tomado de Norkin [35].

Para estimar el movimiento o el rango articular con el goniómetro universal se debía interrumpir el movimiento o utilizar posiciones estáticas para realizar la medida manual. Este procedimiento no permite realizar tareas motoras con fluidez y además introduce errores en las medidas debido a la perspectiva del clínico que puede no estar ubicado en la mejor posición para realizar la lectura en la escala semicircular graduada. Por lo tanto, se buscaron métodos para mejorar el instrumento y recolectar información de manera dinámica. Esta búsqueda dio como resultado los electro-goniómetros, instrumentos que utilizan el principio físico de medición de los goniómetros universales y mediante un sistema eléctrico por variación de potenciómetros, entregan un voltaje proporcional al ángulo que se forma entre el brazo móvil y el brazo fijo [48].

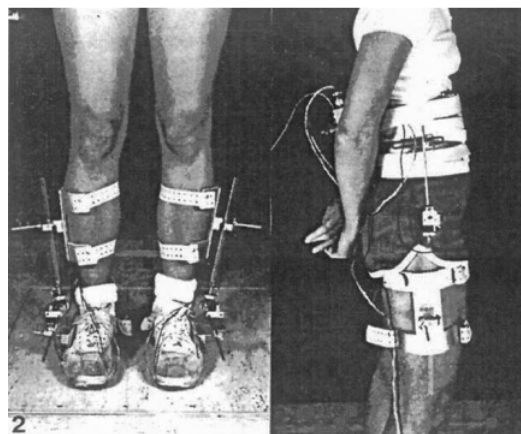


Figura 3.2: Electro-goniómetro tri-axial aplicado a un sujeto para el análisis del movimiento de las articulaciones del tobillo y de la cadera. Tomado de Sutherland [48]

Si bien este instrumento estima la rotación sobre un eje, se realizaron pruebas con electro-goniómetros tri-axiales que usan el principio de un giroscopio para



estimar las rotaciones como se ve en la Figura 3.2 [48]. Estos instrumentos no fueron muy bien recibidos en el análisis de movimiento en 3D debido a la complejidad para adaptar los instrumentos a diferentes alturas y pesos de los sujetos, además de la considerable cantidad de *hardware* necesaria (Figura 3.2). Además la colocación errónea puede introducir errores importantes en las medidas. Un factor no menor es también que el movimiento se ve restringido y no puede hacerse libremente debido a la molestia de todo el equipamiento fijado alrededor de las articulaciones [48].

## 3.2. Estereofotogrametría

Los sistemas ópticos utilizados en el seguimiento del movimiento humano se remontan a más de 50 años. Estos sistemas nacen de la mano del PhD Hans Furnée con sus primeros experimentos de adquisición de imágenes en dos dimensiones. Los primeros experimentos de este innovador sistema no fueron en humanos si no con un gato, una caminadora, cámaras de luz ultravioleta y marcadores reflectivos [48].

La estereofotogrametría es una técnica que permite obtener información tridimensional, a partir de la observación de un volumen de trabajo desde al menos dos puntos de vista. Este sistema es usado para el estudio del movimiento del cuerpo humano mediante el seguimiento de marcadores colocados según un protocolo en puntos óseos específicos del sujeto, marcadores que son rastreados por cámaras en tiempo real.

El algoritmo que usa este sistema es mediante la unión de numerosas imágenes en 2D que capturan cada uno de los marcadores en diferentes perspectivas como se muestra en la Figura 3.3. Posteriormente, con los marcadores identificados en cada una de las cámaras, es posible realizar la estimación de la ubicación en el espacio 3D de cada uno de ellos. Luego, mediante un modelo anatómico y el protocolo de colocación de marcadores, se puede estimar la cinemática de las articulaciones bajo análisis [48].

Estos sistemas pueden utilizar dos tipos de marcadores: pasivos y activos ver Figura 3.4. El uso de cada uno de estos marcadores define si el sistema es pasivo o activo a nivel de la cámara que los captura. En el mercado se encuentra VICON y OPTITRACK [52] [36] los cuales tienen un hardware que funciona con marcadores pasivos los cuales son marcadores recubiertos con un material reflejante (o reflectivo) 3.4a que se colocan en el sujeto y son captados por cámaras que tienen un arreglo de LEDs infrarrojos a su alrededor. Estas cámaras, además de capturar las imágenes, emiten un haz de luz que se refleja en los marcadores, lo que permite medir la luz reflejada de los marcadores hasta el lente de la cámara.

Entre los sistemas activos se encuentra el sistema OPTITRACK [36] que usa marcadores que emiten luz infrarroja 3.4b a las cámaras. Se colocan estos marcadores en el cuerpo del sujeto al igual que los marcadores pasivos y emiten luz que es captada por el arreglo de cámaras. Luego mediante su sistema de *software* puede estimar la posición del marcador en el espacio.

Ambos sistemas usan modelos anatómicos para estimar la cinemática de la articulación bajo estudio.

Además de la diferencia entre los sistemas ya que uno emite luz y el otro

### Capítulo 3. Sistemas de seguimiento del movimiento humano

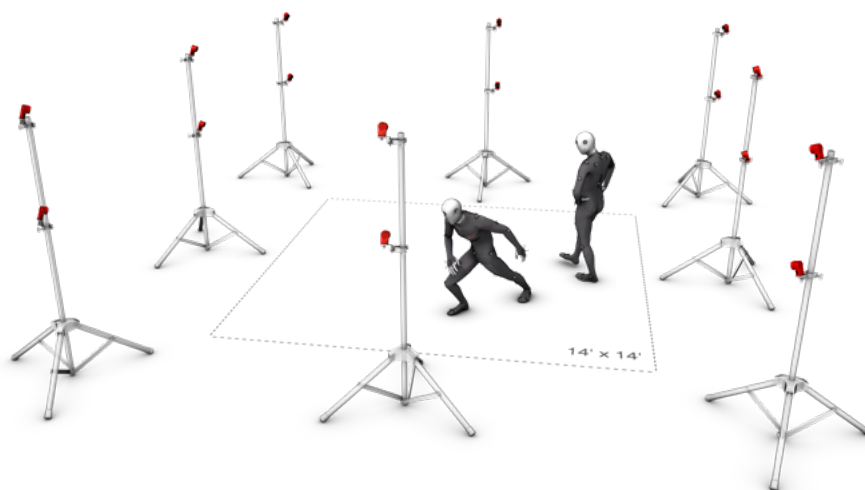


Figura 3.3: Sistema de seguimiento del movimiento humano OptiTrack - Flex 13. Tomado de OptiTrack [36]



(a) Marcador pasivo      (b) Marcador activo

Figura 3.4: Marcadores pasivos y activos utilizados en el sistema OptiTrack tomado de OptiTrack [36]

refleja la luz, el sistema activo maneja frecuencias más altas de trabajo. Esto es debido a que obtiene la posición del marcador en un solo paso ya que la cámara solo tiene que recibir la luz infrarroja que emiten los marcadores. En el caso del sistema pasivo, la detección se da en dos pasos ya que la cámara debe emitir la luz infrarroja, luego debe reflejarse en los marcadores y posteriormente regresar a la cámara.

Estos sistemas, como se dijo anteriormente, son el Estándar de Oro en el seguimiento del movimiento humano debido a su buena precisión en la estimación [39]. Pero al igual que cualquier sistema sufren de ciertos problemas, uno de ellos es la “obstrucción de marcadores” [52]. Esto sucede cuando uno de los marcadores se ve bloqueado por otro objeto y no permite reflejar o transmitir la luz a las cámaras. Otro problema existente en estos sistemas es la interferencia por otras fuentes de luz o reflejos presentes en el área de trabajo dando como resultado lo que conoce como “marcadores fantasmas”.

Además de estos inconvenientes se observa que la estereofotogrametría tiene un volumen de trabajo restringido por los laboratorios donde se encuentra instalado el sistema, si bien existen sistemas desmontables, estos requieren sumo cuidado y personal adecuado para su armado. Otro factor importante a tomar en cuenta es

### 3.3. Sistemas Magneto Inerciales

el costo elevado y el espacio necesario para su correcta instalación.

### 3.3. Sistemas Magneto Inerciales

Los sistemas magneto inerciales MIMU (*Magnetic and Inertial Measurement Unit*) son dispositivos en su mayoría con transmisión inalámbrica de los datos de un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro tri-axiales colocados ortogonalmente entre si. Estos dispositivos se utilizan en el seguimiento del movimiento humano porque son fáciles de colocar, livianos, de costo accesible y además son versátiles para su uso en laboratorios y exteriores como se muestra en la Figura 3.5 [39].



Figura 3.5: Sistema de seguimiento del movimiento humano con sensores magneto inerciales XSENS. Tomado de Movella Inc. [31]

El acelerómetro mide la suma de las aceleraciones lineales y la aceleración de la gravedad, el giroscopio mide la velocidad angular y el magnetómetro mide el campo magnético del lugar donde está el sensor [43].

#### 3.3.1. Acelerómetro

Un acelerómetro es un instrumento que mide la aceleración aplicada en un eje de movimiento. El principio físico consiste en una pequeña masa dentro del sistema que estira o comprime un resorte según la fuerza aplicada a la masa 3.6 [43].

Si se igualan las fuerzas de la ley de Hooke (Ec. 3.1) y la segunda ley de Newton (Ec.3.2), es posible despejar la aceleración que es la variable de interés (Ec. 3.3).

$$F = k x \quad (3.1)$$

$$F = m a \quad (3.2)$$

### Capítulo 3. Sistemas de seguimiento del movimiento humano

$$a = \frac{k x}{m} \quad (3.3)$$

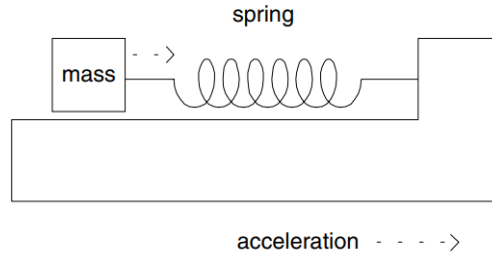


Figura 3.6: Sistema resorte-masa de un acelerómetro piezoeléctrico. Tomado de Mathie et al. [29]

Existen acelerómetros fabricados con diferentes materiales: en la mayoría de las aplicaciones de análisis del movimiento humano se utilizan acelerómetros piezorresistivos o acelerómetros de capacitancia variable. Ambos sistemas requieren una fuente de alimentación externa para funcionar y responden a aceleraciones causadas por movimientos y a la aceleración de la gravedad. Los acelerómetros piezorresistivos contienen unos resortes cuya resistencia eléctrica cambia con las fuerzas de las aceleraciones. Estas resistencias se encuentran en una configuración de puente de *Wheatstone* [29] para finalmente entregar un voltaje proporcional a la amplitud de la aceleración del sistema. A diferencia de los acelerómetros piezorresistivos, los acelerómetros de capacitancia variable usan un capacitor diferencial con placas centrales unidas a la masa en movimiento y placas externas fijas. La aceleración aplicada desequilibra el condensador diferencial dando como resultado una onda de salida con amplitud proporcional a la aceleración [29]. Estos sensores detectan la diferencia entre la aceleración del cuerpo ( $\mathbf{a}$ ) y la aceleración de la gravedad ( $\mathbf{g}$ ) que se realiza sobre un eje sensible ( $\mathbf{n}$ ), además por el sistema eléctrico se debe aumentar un factor de escala ( $\mathbf{k}$ ) y el *offset* de las medidas existente ( $\mathbf{o}$ ), indicado en la ecuación 3.4 [26]. Para recrear un acelerómetro tri axial es necesario montar tres acelerómetros de un solo eje de manera ortogonal entre sí.

$$s_n = k(\mathbf{a} - \mathbf{g}) \cdot \mathbf{n} + o \quad (3.4)$$

#### 3.3.2. Giroscopio

Los giroscopios son dispositivos encargados de medir el movimiento angular. Existen diferentes tipos de diseños según su aplicación, como por ejemplo los giroscopios de rotor giratorio y láser que son utilizados en navegación siendo estos bastante precisos, costosos y voluminosos. Los giroscopios de masa vibrante son pequeños, baratos y requieren bajo consumo de energía. Estos últimos, a pesar de no tener buena precisión, son ideales para el uso en el seguimiento del movimiento humano. Este tipo de giroscopios de masa vibrante se basa en el principio de una

### 3.3. Sistemas Magneto Inerciales

masa que experimenta una vibración adicional causada por el efecto de Coriolis como se ve en la Figura 3.7 [26]. Este efecto causa una vibración ortogonal al sentido del giro original y está determinada por la Ecuación 3.5.

$$F_c = -2m \cdot \mathbf{v} \cdot \omega \quad (3.5)$$

donde ( $\mathbf{m}$ ) es la masa, ( $\mathbf{v}$ ) es la velocidad momentánea de la masa respecto al objeto móvil, ( $\omega$ ) es la velocidad angular del objeto y ( $\mathbf{F}_c$ ) es la fuerza del efecto Coriolis.

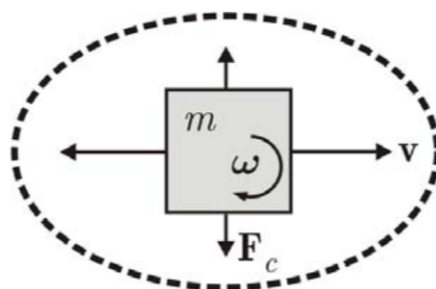


Figura 3.7: Giroscopio de masa vibrante: Al girar el giroscopio la masa pasa por el efecto Coriolis en dirección perpendicular al movimiento original. Tomado de Roetenberg [43]

Para el diseño de los giroscopios es necesario hacerlos sensibles al desplazamiento y por lo tanto se basan en sistemas piezorresistivos o de diferencia de capacitancia. Una de las configuraciones más comunes es la de un par de masas en forma de diapasón donde las masas son estimuladas por un campo eléctrico oscilante como se muestra en la Figura 3.8 [42]. Durante la implementación de los giroscopios, éstos presentan diversos valores de *offset* y de ruido eléctrico del sistema. Al igual que los acelerómetros, para obtener un giroscopio tri axial es necesario montar 3 giroscopios de un eje de manera ortogonal.

#### 3.3.3. Magnetómetro

Un magnetómetro es un dispositivo que permite estimar la dirección y fuerza del campo magnético. Esta fuerza se mide en Tesla  $\mathbf{T}$  en el Sistema Internacional y en Gauss  $\mathbf{G}$  en el Sistema Cegesimal. La relación entre sistemas corresponde a

$$1T = 10000G$$

En el mercado se usan magnetómetros resistivos principalmente fabricados de níquel-hierro donde la resistencia eléctrica varía según el campo magnético aplicado al dispositivo. A medida que se realiza el movimiento del magnetómetro en el espacio el campo magnético terrestre cambia la resistencia del material y por lo tanto da cambios de voltaje que permiten identificar la dirección del campo magnético [41].

### Capítulo 3. Sistemas de seguimiento del movimiento humano

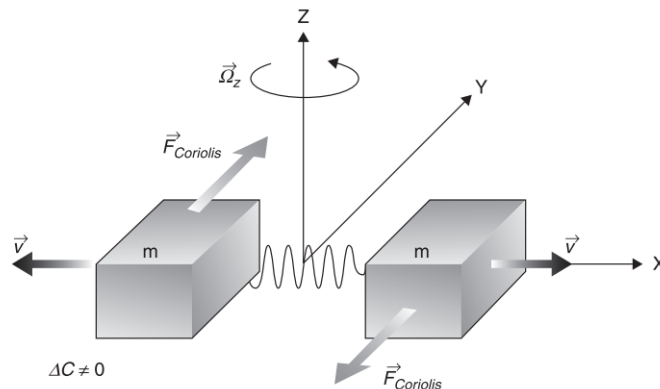


Figura 3.8: Configuración de diapasón para diseño de un giroscopio. Se aplica la velocidad angular a lo largo del eje vertical. Tomado de Reze & Osajda [42]

En condiciones ideales el magnetómetro mide sólo el campo magnético terrestre del lugar, siendo éste un vector tridimensional. Por lo tanto, cuando el sensor cambia de orientación, también lo hacen cada uno de los componentes de los ejes. Para estimar la orientación del sensor se aplica la trigonometría. El campo magnético terrestre cuenta con dos características importantes: (i) la inclinación magnética que es el ángulo que forma el campo magnético terrestre con el plano horizontal de la superficie terrestre y (ii) la declinación que es el ángulo entre el norte magnético local y el norte magnético verdadero como se muestra en la Figura 3.9.

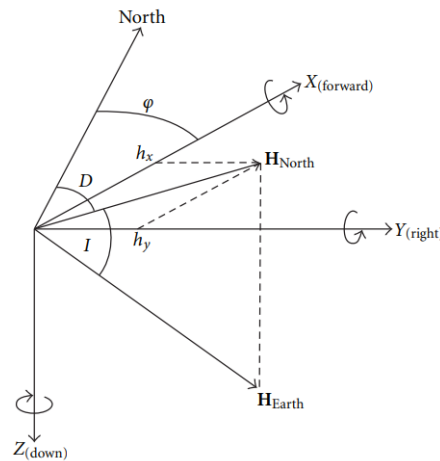


Figura 3.9: Campo magnético terrestre en el marco de referencia del magnetómetro donde **D** es el ángulo de declinación e **I** es el ángulo de inclinación. Tomado de Renaudin et al. [41]

Sin embargo, en la vida real el campo magnético se ve alterado por elementos ferromagnéticos que distorsionan el flujo magnético del lugar. Por lo general estas perturbaciones son más intensas que el propio campo magnético terrestre, por lo tanto afecta la estimación del norte magnético.

### 3.3. Sistemas Magneto Inerciales

Las principales perturbaciones se clasifican en hierro duro y blando. La perturbación por hierro duro es producida por materiales ferromagnéticos alrededor del magnetómetro, los cuales introducen un campo magnético constante al campo geomagnético terrestre. Esto genera un valor aditivo constante a la salida de cada uno de los ejes del magnetómetro. La perturbación por hierro dulce es causado por un material ferromagnético con baja capacidad para soportar un campo magnético externo sin desmagnetizarse y también con alta conductividad magnética. Este no produce un campo magnético en sí mismo, pero influye o distorsiona el campo magnético terrestre. Esta perturbación es multiplicativa y por lo tanto es más difícil de modelar y de tratar [25].

Asumiendo que el ambiente de estudio esté controlado y sólo exista la perturbación aditiva del hierro duro causado por los componentes electrónicos, el modelo de un magnetómetro de un solo eje está definido por la ecuación 3.6

$$h = (\mathbf{h}_{\text{tierra}} + \mathbf{h}_{\text{externo}}) \cdot \mathbf{n} \quad (3.6)$$

donde  $(\mathbf{n})$  es el eje de acción,  $(\mathbf{h}_{\text{tierra}})$  es el campo magnético del lugar que en caso de Montevideo – Uruguay es equivalente a  $22,62\mu T$  [33] y  $\mathbf{h}_{\text{externo}}$  es la distorsión causada por los componentes electrónicos del mismo magnetómetro.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.



## Capítulo 4

# Representación de la orientación en el espacio

Para determinar la orientación de un objeto en el espacio es necesario definir dos sistemas coordenados de referencia: (i) el “Sistema Coordenado Global” (**SCG**) que se asume fijo a la tierra y el “Sistema Coordenado Local” (**SCL**), solidario al objeto como se muestra en la Figura 4.1. En este planteamiento se toma en cuenta solo las rotaciones del objeto y no las translaciones.

Los ejes del SCG (Figura 4.1 - A) están definidos por la regla de la mano derecha con los siguientes vectores [44] :

- $X_G$ : positivo cuando el dedo pulgar apunta al norte magnético de la tierra.
- $Y_G$ : positivo cuando el dedo índice apunta al oeste de la tierra.
- $Z_G$ : positivo cuando el dedo medio apunta arriba, opuesto a la aceleración de la gravedad.

Otra formulación del SCG es que  $X_G$  apunte al norte,  $Y_G$  apunte al este y  $Z_G$  apunte abajo a favor de la aceleración de la gravedad.

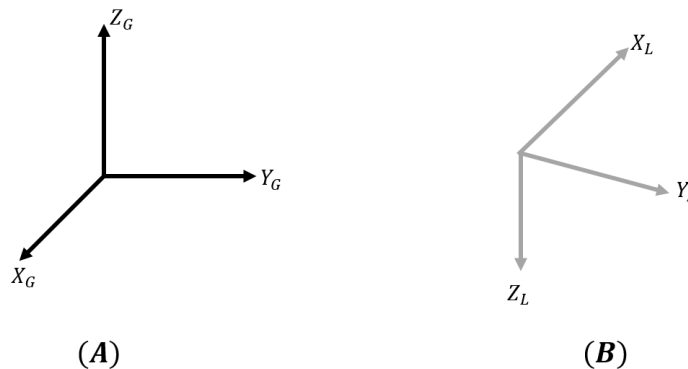


Figura 4.1: Sistema Coordenado Global (SCG) y Sistema Coordenado Local (SCL)

## Capítulo 4. Representación de la orientación en el espacio

El “Sistema Coordinado Local” (**SCL**) se encuentra fijo en el objeto y también cumple con la regla de la mano derecha como se ve en la Figura 4.1 - B [45].

Si se tiene un vector  $\mathbf{V} = [V_x \ V_y \ V_z]$  es posible representarlo en cada uno de estos sistemas con las Ecuaciones 4.1 y 4.2

$$\mathbf{V}_G = V_x \mathbf{X}_G + V_y \mathbf{Y}_G + V_z \mathbf{Z}_G \quad (4.1)$$

$$\mathbf{V}_L = V_x \mathbf{X}_L + V_y \mathbf{Y}_L + V_z \mathbf{Z}_L \quad (4.2)$$

Si se desea realizar la transformación entre sistemas coordenados es importante conocer la relación que existe entre el SCG y el SCL mediante las Ecuaciones 4.3 y 4.4 donde  ${}^L_G\mathbf{C}$  y  ${}^G_L\mathbf{C}$  son las relaciones entre los sistemas coordenados.

$$\mathbf{V}_L = {}^L_G\mathbf{C} \mathbf{V}_G \quad (4.3)$$

$$\mathbf{V}_G = {}^G_L\mathbf{C} \mathbf{V}_L \quad (4.4)$$

Para encontrar la relación entre sistemas coordenados existen múltiples herramientas como ser la matriz de rotación, los ángulos de Euler, los cuaterniones y el ángulo eje los cuales se explican en las siguientes secciones.

### 4.1. Matriz de rotación

La matriz de rotación es una herramienta matemática utilizada para definir la orientación entre dos sistemas coordenados. La matriz de rotación es de tamaño 3x3 ortogonal con determinante unitario, donde cada columna es la componente del objeto con base **SCL** resuelta en **SCG** según la ecuación 4.5:

$${}^G_L\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \mathbf{X}_L \cdot \mathbf{X}_G & \mathbf{Y}_L \cdot \mathbf{X}_G & \mathbf{Z}_L \cdot \mathbf{X}_G \\ \mathbf{X}_L \cdot \mathbf{Y}_G & \mathbf{Y}_L \cdot \mathbf{Y}_G & \mathbf{Z}_L \cdot \mathbf{Y}_G \\ \mathbf{X}_L \cdot \mathbf{Z}_G & \mathbf{Y}_L \cdot \mathbf{Z}_G & \mathbf{Z}_L \cdot \mathbf{Z}_G \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

Como las bases de los sistemas coordenados son vectores unitarios, el producto punto (Ec. 4.6) coincide con el coseno del ángulo que se forma, y es por ello entonces que también es conocida como “Matriz de Cosenos Directores” [21]. La representación gráfica de esta matriz de cosenos directores se puede observar en la Figura 4.2.

$${}^G_L\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \theta_{\mathbf{X}_L \cdot \mathbf{X}_G} & \theta_{\mathbf{Y}_L \cdot \mathbf{X}_G} & \theta_{\mathbf{Z}_L \cdot \mathbf{X}_G} \\ \theta_{\mathbf{X}_L \cdot \mathbf{Y}_G} & \theta_{\mathbf{Y}_L \cdot \mathbf{Y}_G} & \theta_{\mathbf{Z}_L \cdot \mathbf{Y}_G} \\ \theta_{\mathbf{X}_L \cdot \mathbf{Z}_G} & \theta_{\mathbf{Y}_L \cdot \mathbf{Z}_G} & \theta_{\mathbf{Z}_L \cdot \mathbf{Z}_G} \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

En caso de existir más de dos sistemas coordenados, la relación entre ellos se realiza por la multiplicación simple de matrices [47], como se indica en la ecuación 4.7 donde está la representación del SCG, del SCL y de un sistema intermedio denominado **H**.

$${}^G_H\mathbf{R} = {}^G_L\mathbf{R} {}^L_H\mathbf{R} \quad (4.7)$$

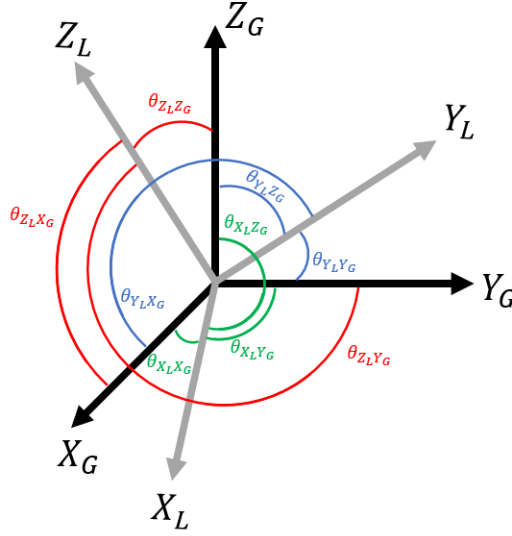


Figura 4.2: Cosenos directores del SCL respecto al SCG

## 4.2. Ángulos de Euler

Los ángulos de Euler son una representación matemática que en base a tres rotaciones describen la orientación de un cuerpo rígido respecto a un sistema coordenado de referencia. Para realizar esta representación las rotaciones realizadas son sucesivas y dependientes entre si y describen el movimiento desde la posición inicial del cuerpo rígido a la posición final.

Un cuerpo rígido tiene un SCL definido por tres ejes **X-Y-Z** y por lo tanto los ángulos de Euler tienen un total de 27 combinaciones posibles. Tomando en cuenta que no se pueden realizar dos giros sucesivos alrededor del mismo eje, el total de combinaciones posibles queda en 12: 6 combinaciones simétricas (X-Y-X, X-Z-X, Y-Z-Y, Y-X-Y, Z-X-Z, Z-Y-Z) y 6 combinaciones asimétricas (X-Y-Z, X-Z-Y, Y-Z-X, Y-X-Z, Z-X-Y, Z-Y-X) [47], para las representaciones se utilizan matrices de rotación.

Por ejemplo, se desea describir la combinación de rotaciones X-Y-Z del SCL del cuerpo rígido relativo al SCG. Estas rotaciones se encuentran representados por  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\gamma$  para cada uno de los ejes. La matriz  ${}^G_L \mathbf{R}$  será la multiplicación de cada una de las rotaciones como indica la Ecuación 4.8.

$${}^G_L \mathbf{R} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

Si bien el método de los ángulos de Euler es un método intuitivo para la representación de la orientación, presenta una singularidad denominada “Bloqueo de Cardán” (*Gimbal Lock*). Esta singularidad consiste en la pérdida de un grado

## Capítulo 4. Representación de la orientación en el espacio

de libertad alrededor de las tres rotaciones causado por la alineación de dos ejes. Un caso común se puede ver en las combinaciones simétricas cuando la segunda rotación es de  $0^\circ$  o de  $180^\circ$  y en las combinaciones asimétricas cuando la segunda rotación es de  $\pm 90^\circ$  [47] [45].

### 4.3. Cuaterniones

Los cuaterniones son otra forma de representar la rotación entre dos sistemas coordenados, definida por *William Rowan Hamilton* en 1843. Los cuaterniones no son intuitivos al principio, pero a diferencia de las matrices de rotaciones tienen menor costo computacional debido a que se maneja como una unidad y no como tres rotaciones sucesivas de matrices, además no presenta el Bloqueo de Cardán [47].

Un cuaternión está formado por cuatro valores descritos en la Ecuación 4.9 donde  $\mathbf{q}_0, \mathbf{q}_1, \mathbf{q}_2, \mathbf{q}_3$  son componentes reales e  $\mathbf{i}, \mathbf{j}$  y  $\mathbf{k}$  son componentes imaginarios. Los componentes imaginarios deben satisfacer la regla de la Ecuación 4.10 para todas las combinaciones posibles [21].

$$q = q_0 + \mathbf{q} = q_0 + q_1\mathbf{i} + q_2\mathbf{j} + q_3\mathbf{k} \quad (4.9)$$

$$\begin{aligned} i^2 = j^2 = k^2 = ijk = -1 \\ ij = -ji = k \\ jk = -kj = i \\ ki = -ik = j \end{aligned} \quad (4.10)$$

Nótese que en la Ecuación 4.10 no es igual realizar la multiplicación de  $ij$  que la multiplicación  $ji$ . Por lo tanto, la multiplicación de cuaterniones no es conmutativa pero si es asociativa y distributiva. Tomando en cuenta dos cuaterniones  $\mathbf{q}$  y  $\mathbf{p}$ , la multiplicación entre cuaterniones está definida por la Ecuación 4.11 y se representa por  $\otimes$ .

$$\begin{aligned} q \otimes p &= (q_0 + \mathbf{q})(p_0 + \mathbf{p}) \\ &= q_0p_0 - \mathbf{q} \cdot \mathbf{p} + q_0\mathbf{p} + p_0\mathbf{q} + \mathbf{q} \times \mathbf{p} \\ &= (q_0p_0 - q_1p_1 - q_2p_2 - q_3p_3) \\ &\quad + (p_0q_1 + p_1q_0 + p_2q_3 + p_3q_2)\mathbf{i} \\ &\quad + (p_0q_1 + q_0p_2 + p_1q_3 - q_1p_3)\mathbf{j} \\ &\quad + (p_0q_3 - p_1q_2 + q_0p_3 + p_2q_1)\mathbf{k} \end{aligned} \quad (4.11)$$

Nótese que  $\mathbf{q} \cdot \mathbf{p}$  es el producto interno y  $\mathbf{q} \times \mathbf{p}$  es el producto vectorial entre los componentes de los cuaterniones.

La suma de dos cuaterniones se basa en la adición de sus componentes de manera separada, como se observa en la Ecuación 4.12. A diferencia de la multiplicación,

### 4.3. Cuaterniones

la suma es asociativa, distributiva y conmutativa.

$$\begin{aligned} q + p &= (q_0 + \mathbf{q}) + (p_0 + \mathbf{p}) \\ &= (q_0 + p_0) + (q_1 + p_1)i + (q_2 + p_2)j + (q_3 + p_3)k \end{aligned} \quad (4.12)$$

La conjugada de un cuaternión tiene el signo de la componente imaginaria cambiado (Ec. 4.9) y se obtiene según la ecuación 4.13. En términos de matrices, sería la matriz transpuesta.

$$q^* = q_0 - q_1i - q_2j - q_3k \quad (4.13)$$

Al aplicar la multiplicación de un cuaternión por su conjugada se obtiene la Ecuación 4.14. Este paso es utilizado para encontrar la norma del cuaternión usando la Ecuación 4.15.

$$\begin{aligned} qq^* &= q^*q = (q_0 + \mathbf{q})(q_0 - \mathbf{q}) \\ &= q_0q_0 + \mathbf{q} \cdot \mathbf{q} - \mathbf{q} \times \mathbf{q} \\ &= q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2 \end{aligned} \quad (4.14)$$

$$|q| = \sqrt{qq^*} = \sqrt{q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2} \quad (4.15)$$

Para encontrar el inverso de un cuaternión se realiza con la conjugada del cuaternión (Ec. 4.13) y la multiplicación del cuaternión por su conjugada (Ec. 4.14) y está definido por la Ecuación 4.16. Se debe notar que en caso de un cuaternión unitario, la inversa del cuaternión es igual a su conjugada. En términos de matrices, este procedimiento sería equivalente a una matriz inversa [24]

$$q^{-1} = \frac{q^*}{qq^*} \quad (4.16)$$

También es posible relacionar los cuaterniones con la matriz de rotación y con los ángulos de Euler. Tomando como ejemplo la matriz de rotación derivada de las rotaciones ZYX (Ec. 4.17) donde la rotación en el eje X está representada por  $\phi$ , la rotación en el eje Y por  $\theta$  y la rotación en Z por  $\psi$ , además donde  $s = \sin$  y  $c = \cos$  [24] es posible representarla en términos de cuaterniones (Ec.4.18) [27].

$${}^G_L\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \mathbf{c}_\psi \mathbf{c}_\theta & \mathbf{s}_\psi \mathbf{c}_\theta & -\mathbf{s}_\theta \\ \mathbf{c}_\psi \mathbf{s}_\theta \mathbf{s}_\phi - \mathbf{s}_\psi \mathbf{c}_\phi & \mathbf{s}_\psi \mathbf{s}_\theta \mathbf{s}_\phi + \mathbf{c}_\psi \mathbf{c}_\phi & \mathbf{c}_\theta \mathbf{s}_\phi \\ \mathbf{c}_\psi \mathbf{s}_\theta \mathbf{c}_\phi + \mathbf{s}_\psi \mathbf{s}_\phi & \mathbf{s}_\psi \mathbf{s}_\theta \mathbf{c}_\phi - \mathbf{c}_\psi \mathbf{s}_\phi & \mathbf{c}_\theta \mathbf{c}_\phi \end{bmatrix} \quad (4.17)$$

$${}^G_L\mathbf{R} = \begin{bmatrix} 2q_0^2 - 1 + 2q_1^2 & 2q_1q_2 + 2q_0q_3 & 2q_1q_3 - 2q_0q_2 \\ 2q_1q_2 - 2q_0q_3 & 2q_0^2 - 1 + 2q_2^2 & 2q_2q_3 + 2q_0q_1 \\ 2q_1q_3 + 2q_0q_2 & 2q_2q_3 - 2q_0q_1 & 2q_0^2 + 2q_3^2 - 1 \end{bmatrix} \quad (4.18)$$

Finalmente con los valores del cuaternión es posible obtener los ángulos de Euler mediante las relaciones del sistema de ecuaciones 4.19, cuya extracción representa las rotaciones ZYX.

$$\begin{aligned} \psi &= \text{Atan2}(2q_1q_2 - 2q_0q_3, 2q_0^2 + 2q_1^2 - 1) \\ \theta &= -\arcsin(2q_1q_3 + 2q_0q_2) \\ \phi &= \text{Atan2}(2q_2q_3 - 2q_0q_1, 2q_0^2 + 2q_3^2 - 1) \end{aligned} \quad (4.19)$$

## 4.4. Ángulo - eje

Otra forma de representar las rotaciones en el espacio es según la formulación Euler-Rodrigues, realizada por *Olinde Rodrigues* y derivada del teorema de las rotaciones de Euler [13]. Con esta formulación es posible estimar la rotación tridimensional de un cuerpo rígido en el espacio con tan sólo un eje de rotación y una única rotación sobre ese eje. Aplicando esta formulación a un vector tridimensional se obtiene la Ecuación 4.20.

$$\mathbf{V}_2 = V_1 \cos \theta + (s \times V_1) \sin \theta + (s \cdot V_1)s(1 - \cos \theta) \quad (4.20)$$

Donde  $\mathbf{V}_1$  es el vector tridimensional inicial,  $\mathbf{V}_2$  es el vector final rotado,  $\mathbf{s}$  es un vector unitario que describe el eje de rotación y  $\theta$  define el ángulo que gira siguiendo la regla de la mano derecha.

Para definir el ángulo  $\theta$  y el eje de giro  $\mathbf{s}$  en función de los cuaterniones [24], se usa el sistema de ecuaciones 4.21

$$\begin{aligned} \theta &= 2 \arccos(\mathbf{q}_0) \\ \mathbf{s}_x &= \frac{\mathbf{q}_1}{\sin(\frac{\theta}{2})} \\ \mathbf{s}_y &= \frac{\mathbf{q}_2}{\sin(\frac{\theta}{2})} \\ \mathbf{s}_z &= \frac{\mathbf{q}_3}{\sin(\frac{\theta}{2})} \end{aligned} \quad (4.21)$$

Cuando se usa esta forma de representación es importante tener en cuenta que presenta una singularidad debido a que una rotación de un ángulo  $(+\theta)$  sobre el eje de rotación  $(\mathbf{s})$  es exactamente igual a una rotación de  $(-\theta)$  sobre el eje de rotación  $(-\mathbf{s})$ .

# Capítulo 5

## Estimación de la orientación en el espacio

La estimación de rotaciones en el espacio puede realizarse de diversas formas, en este trabajo se usan los datos del acelerómetro, giroscopio y magnetómetro de un MIMU. Los datos de cada uno de estos sensores no proporcionan información suficiente para estimar la orientación y por lo tanto es necesario usar algoritmos específicos para su estimación. Este capítulo trata de estos algoritmos específicos para estimar la orientación de segmentos en el espacio. Con el fin de tener claridad sobre cómo se relacionan los sensores se realiza un pequeño resumen a continuación.

### 5.1. Definición de sensores

- **Giroscopio:** este sensor entrega un vector tridimensional de la velocidad angular. Para estimar la orientación es necesario integrar este valor y obtener el cambio de orientación del sensor. El problema es cuando se usan giroscopios de bajo costo ya que presentan un sesgo y ruido blanco. La integración del ruido blanco genera error entre el ángulo esperado y el estimado, lo que hace que los datos obtenidos no son precisos. En estos sensores el sesgo va aumentando con el tiempo de manera lineal afectando las mediciones, en especial en largas duraciones. Además esta integración proporciona datos relativos de medición, y entonces para obtener información absoluta de la orientación es necesario contar con más información.
- **Acelerómetro:** este sensor entrega información tridimensional de la aceleración a la cuál está sometido, esta puede ser causada por una fuerza externa y/o por la gravedad. Usando trigonometría y el valor único de la aceleración de la gravedad es posible estimar la inclinación del sensor. Este valor es una buena fuente de información para adjuntar al giroscopio.

Los problemas con este sensor surgen cuando el movimiento realizado no es a velocidad constante y se genera una aceleración extra a la gravedad, el sensor por sí solo no distingue entre la aceleración de la gravedad y una

## Capítulo 5. Estimación de la orientación en el espacio

aceleración externa generando cierta dificultad en la estimación. El segundo problema surge cuando se realiza una rotación sobre el eje vertical debido a que coincide con el eje de la gravedad.

En ambos casos el acelerómetro no tiene información suficiente para compensar esta dificultad y es por eso que se necesita una referencia extra.

- Magnetómetro: este sensor entrega información tridimensional del campo magnético del lugar siendo esta la referencia necesaria para complementar la información del acelerómetro. Solo existiría un inconveniente cuando las medidas se realizan en los polos de la tierra ya que el vector es paralelo a la gravedad.

### 5.2. Algoritmos de fusión de sensores

Con la información generada por los MIMU a lo largo del movimiento, es importante unir los datos individuales de cada sensor. Se realiza este proceso con los “Algoritmos de fusión de sensores” (AFS).

Los AFS permiten estimar la orientación relativa entre el SCG de la tierra y el SCL del MIMU. Estos algoritmos integran los datos de la velocidad angular del giroscopio para luego corregir el valor con los datos del acelerómetro y del magnetómetro.

En la literatura existen dos enfoques que abordan los AFS, el enfoque determinista y el enfoque estocástico [45]. En este apartado nos centraremos en cuatro AFS, dos con enfoque determinista [27] [49] y dos con enfoque estocástico [50] [16]. Se seleccionaron estos AFS basados en el trabajo de Caruso & et al. [7] donde evalúan diez AFS y su tiempo de ejecución computacional. En el trabajo de Caruso se obtuvieron diferencias en las estimaciones de hasta  $7^\circ$  y no fue posible identificar el AFS con mejor rendimiento, por lo tanto debido a que buscamos un algoritmo que sea rápido computacionalmente para el desarrollo de ChakaMo se escogieron los dos algoritmos determinísticos más rápidos, de la misma manera se escogieron los algoritmos estocásticos para finalmente evaluarlos en nuestro movimiento específico y obtener su rendimiento.

### 5.3. Enfoque determinista

Este enfoque proporcionan una estimación de la orientación absoluta del cuerpo rígido a un sistema global de referencia. Para ello, se requieren dos o más vectores medidos en el sistema local, así como la referencia global deseado [32]. Los algoritmos buscan minimizar el problema propuesto por *Whaba* en 1965 [53]. Este problema consistía en obtener la orientación utilizando la observación de al menos dos vectores distintos en un mismo instante de tiempo, construyendo la matriz de rotación desde el SCL al SCG. Estos dos vectores pueden ser del campo magnético terrestre y de la gravedad (magnetómetro y acelerómetro). A lo largo de



los años se propusieron diversas soluciones como ser TRIAD (*Three Axis Attitude Determination*) y QUEST (*Quaternion ESTimator*) [49].

Como se vio en capítulos anteriores la información del giroscopio es muy importante en la estimación de la orientación y por lo tanto, hoy en día se usan los Filtros Complementarios (FC) con enfoque determinista. Un FC usa un filtro de alta frecuencia (filtro pasa altos, FPA) para filtrar la señal del giroscopio reduciendo la deriva de baja frecuencia y un filtro de baja frecuencia (FPB) en las señales del acelerómetro y del magnetómetro para reducir el ruido en altas frecuencias que presentan estos sensores. Idealmente este filtro entrega una estimación de la orientación en toda la banda de frecuencia ya que la frecuencia de corte de ambos filtros es la misma [49].

En esta sección se desarrollarán los dos FC utilizados. El primero es el propuesto por Sebastian Madgwick et al. [27] y el segundo es el propuesto por Roberto Valenti et al. [49]. Estos dos algoritmos obtienen la orientación del cuerpo rígido con los datos del giroscopio, posteriormente usan los datos del acelerómetro y del magnetómetro para corregir las estimaciones. En el caso de Madgwick usa una ganancia fija para los datos del acelerómetro y del magnetómetro para la corrección. En el caso de Valenti usa ganancias separadas para cada sensor las cuales se adaptan según la toma de datos, la corrección de la medida la ajusta con una interpolación lineal o esférica para finalmente obtener los cuaterniones de salida. Cada uno de los AFS se detallan a continuación.

### 5.3.1. Filtro Complementario de Madgwick

El siguiente AFS es propuesto por Sebastian Madgwick, Andrew Harrison y Ravi Vaidyanathan bajo el nombre de “*Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm*”. En los siguientes párrafos se describe el algoritmo resumido, para más información se remite al trabajo en [27].

El AFS fusiona dos cuaterniones de orientación. El primero utiliza el principio de la cinemática del cuerpo rígido basado en la medición de la velocidad angular [45]. El segundo cuaternión se obtiene a partir de las referencias del magnetómetro y el acelerómetro. Una característica de este AFS es que se puede hacer la estimación de la orientación con y sin medidas del magnetómetro, además por su estructura presenta un gasto computacional reducido.

#### – Orientación a partir de la velocidad angular

Este cuaternión usa los datos del giroscopio en sus tres ejes y está definido por  ${}^L\omega = [0, \omega_x, \omega_y, \omega_z]$  cuyas unidades son  $\frac{rad}{s}$ .

El cuaternión calculado describe la orientación del SCG relativo al SCL por lo tanto se usa la notación  ${}^L_G q$  donde la base  $\mathbf{G}$  representa al sistema global y  $\mathbf{L}$  al sistema local del MIMU.

La derivada del cuaternión que describe la tasa de cambio del sensor está representada por  ${}^L_G \dot{q}$  y se encuentra definida por 5.1. Para expresar la orientación del SCG respecto al SCL en el tiempo, es necesario integrar numéricamente la derivada del cuaternión y para ello se deben conocer las condicio-

## Capítulo 5. Estimación de la orientación en el espacio

nes iniciales. Integrando el cuaternión se obtiene el cuaternión de orientación  ${}^L_G\mathbf{q}_{\omega,t}$  (Ec.5.2) siendo éste el principio de la cinemática del cuerpo rígido [45].

$${}^L_G\dot{\mathbf{q}}_{\omega,t} = \frac{1}{2}{}^L_G\hat{\mathbf{q}}_{\text{est},t-1} \otimes {}^L\omega_t \quad (5.1)$$

$${}^L_G\mathbf{q}_{\omega,t} = {}^L_G\hat{\mathbf{q}}_{\text{est},t-1} + {}^L_G\dot{\mathbf{q}}_{\omega,t}\Delta_t \quad (5.2)$$

donde  $\otimes$  es el producto de cuaterniones,  $\hat{\cdot}$  denota a un vector normalizado,  ${}^L_G\hat{\mathbf{q}}_{\text{est},t-1}$  es la estimación previa de la orientación,  ${}^L\omega_t$  es la velocidad angular medida en el tiempo  $t$  y  $\Delta_t$  es el periodo de muestreo [27].

### – Orientación desde un campo homogéneo

Para este proceso se asume que el magnetómetro sólo mide el campo magnético terrestre y el acelerómetro la aceleración de la gravedad. La representación del cuaternión que describe la orientación entre el SCG y el SCL requiere tener una única solución que alinee estos dos marcos de referencia. Por lo tanto, se plantea un problema de optimización mediante el algoritmo de descenso de gradiente donde la orientación del sensor  ${}^L_G\hat{q}$  se encuentra como aquello que alinea una dirección de referencia predefinida del campo en el marco de tierra  ${}^G\hat{d}$  con el campo medido por el magnetómetro  ${}^L\hat{s}$  (Ec. 5.3). Para ello se asume que la dirección de la gravedad es vertical hacia abajo definiendo el eje Z y el norte magnético como el eje X apuntando al horizonte.

$$f({}^L_G\hat{q}, {}^G\hat{d}, {}^L\hat{s}) = {}^L_G\hat{q}^* \otimes {}^G\hat{d} \otimes {}^L_G\hat{q} - {}^L\hat{s} \quad (5.3)$$

Este algoritmo busca encontrar la dirección en la cual decrece más rápido el gradiente evaluado en la Ecuación 5.4 [27] donde  ${}^L_G\mathbf{q}_{\nabla,t}$  es el cuaternión de la estimación de la orientación,  $\mu t$  representa la iteración en cada instante de tiempo para llegar a la convergencia. Un factor importante es que esta tasa debe ser igual o mayor a la del cambio de la orientación física. Finalmente  $\nabla f$  es el error de la función definida por las mediciones de los sensores estimadas por su Jacobiano mediante el método de descenso de gradiente.

$${}^L_G\mathbf{q}_{\nabla,t} = {}^L_G\hat{\mathbf{q}}_{\text{est},t-1} - \mu t \frac{\nabla f}{\|\nabla f\|} \quad (5.4)$$

$$\nabla f = \mathbf{J}_{g,b}^T({}^L_G\hat{q}_{\text{est},t-1}, {}^G\mathbf{b}) \mathbf{f}_{g,b}({}^L_G\hat{q}_{\text{est},t-1}, {}^L\hat{\mathbf{a}}_t, {}^G\hat{\mathbf{b}}, {}^L\hat{\mathbf{m}}_t)$$

Los valores del MIMU están representados por  ${}^L\hat{\mathbf{a}}_t$  para el acelerómetro y  ${}^L\hat{\mathbf{m}}_t$  para el magnetómetro en cada instante de tiempo.  ${}^G\hat{\mathbf{b}}$  es la constante del campo magnético terrestre.

– **Proceso de fusión de sensores**

Con los cuaterniones calculados en las Ecuaciones 5.2 y 5.4 se estima la orientación del marco terrestre en relación con el MIMU y está representado por la Ecuación 5.5.

$${}^L_G\mathbf{q}_{\text{est},t} = \gamma_t {}^L_G\mathbf{q}_{\nabla,t} + (1 - \gamma_t) {}^L_G\mathbf{q}_{\omega,t}, \quad 0 \leq \gamma_t \leq 1 \quad (5.5)$$

donde  $\gamma_t$  y  $(1 - \gamma_t)$  son pesos aplicados a cada una de las orientaciones. El valor óptimo de  $\gamma_t$  es aquel que garantiza que la tasa ponderada de divergencia de  ${}^L_G\mathbf{q}_{\omega,t}$  5.2 debido a la deriva integral sea igual a la tasa ponderada de convergencia de  ${}^L_G\mathbf{q}_{\nabla,t}$  5.4, esto es posible con la Ecuación 5.6

$$\gamma_t = \frac{\beta}{\frac{\mu_t}{\Delta_t} + \beta} \quad (5.6)$$

donde  $\frac{\mu_t}{\Delta_t}$  es la tasa de convergencia del cuaternión estimado del acelerómetro y magnetómetro y  $\beta$  es la tasa de divergencia del cuaternión del giroscopio expresada como la magnitud de la derivada al error de medición del giroscopio. Asumiendo que  $\mu_t$  tenga un valor igual o mucho mayor a la tasa del cambio de la orientación física permite despreciar  ${}^L_G\hat{\mathbf{q}}_{\text{est},t-1}$  en la Ecuación 5.4. La definición de  $\gamma_t$  en la Ecuación 5.6 también se simplifica de tal forma que  $\beta$  se vuelve insignificante en el denominador permitiendo reducir la Ecuación a la expresión  $\gamma_t \approx \frac{\beta\Delta_t}{\mu_t}$  siendo ésta próxima a 0 si se asume que  $\mu_t$  sea muy grande. Haciendo los despejes necesarios en la ecuación 5.5 es posible reducirla a la ecuación 5.7

$$\begin{aligned} {}^L_G\mathbf{q}_{\text{est},t} &= {}^L_G\hat{\mathbf{q}}_{\text{est},t} + {}^L_G\dot{\mathbf{q}}_{\text{est},t}\Delta_t \\ {}^L_G\dot{\mathbf{q}}_{\text{est},t} &= {}^L_G\dot{\mathbf{q}}_{\omega,t} - \beta \frac{\nabla f}{\|\nabla f\|} \end{aligned} \quad (5.7)$$

De la ecuación 5.7 se determina que el cuaternión de orientación del SCG respecto al SCL es estimado por la integración numérica de la tasa de cambio de orientación  ${}^L_G\dot{\mathbf{q}}_{\text{est},t}$ . El algoritmo calcula su cuaternión de orientación como el cambio de orientación medida por el giroscopio y  ${}^L_G\dot{\mathbf{q}}_{\omega,t}$  con la magnitud del error de medición del giroscopio, la ganancia  $\beta$  y todo ajustado por la dirección basada en las mediciones del acelerómetro y del magnetómetro [27].

– **Compensación de la distorsión magnética**

Como se vio en la sección 3.3.3 los magnetómetros pueden presentar diversas distorsiones magnéticas que generan estimaciones erróneas de la orientación. La dirección medida del campo magnético terrestre en el SCG está definida por  ${}^G\hat{\mathbf{h}}_t$  que puede calcularse por las mediciones del magnetómetro y por el cuaternión previo (Ec. 5.8)

Capítulo 5. Estimación de la orientación en el espacio

$${}^G\hat{\mathbf{h}}_t = [0 \ h_x \ h_y \ h_z] = {}^L_G\hat{\mathbf{q}}_{est,t-1} \otimes {}^L\hat{\mathbf{m}}_t \otimes {}^L_G\hat{\mathbf{q}}_{est,t-1}^* \quad (5.8)$$

Una posible inclinación errónea  ${}^G\hat{\mathbf{h}}_t$  se corrige forzando  ${}^G\hat{\mathbf{b}}_t$  a tener la misma inclinación que  ${}^G\hat{\mathbf{h}}_t$  utilizando sólo componentes en el eje X y Z (Ec. 5.9).

$${}^G\hat{\mathbf{b}}_t = \left[ 0 \ \sqrt{h_x^2 + h_y^2} \ 0 \ h_z \right] \quad (5.9)$$

Compensar las distorsiones magnéticas de este modo garantiza que las perturbaciones magnéticas sólo afecten al componente de rumbo (rotación sobre el eje vertical - *yaw*) estimado de la orientación. Este enfoque también elimina la necesidad de predefinir la dirección de referencia del campo magnético terrestre del lugar [27]. El algoritmo completo está representado por el diagrama de la Figura 5.1.

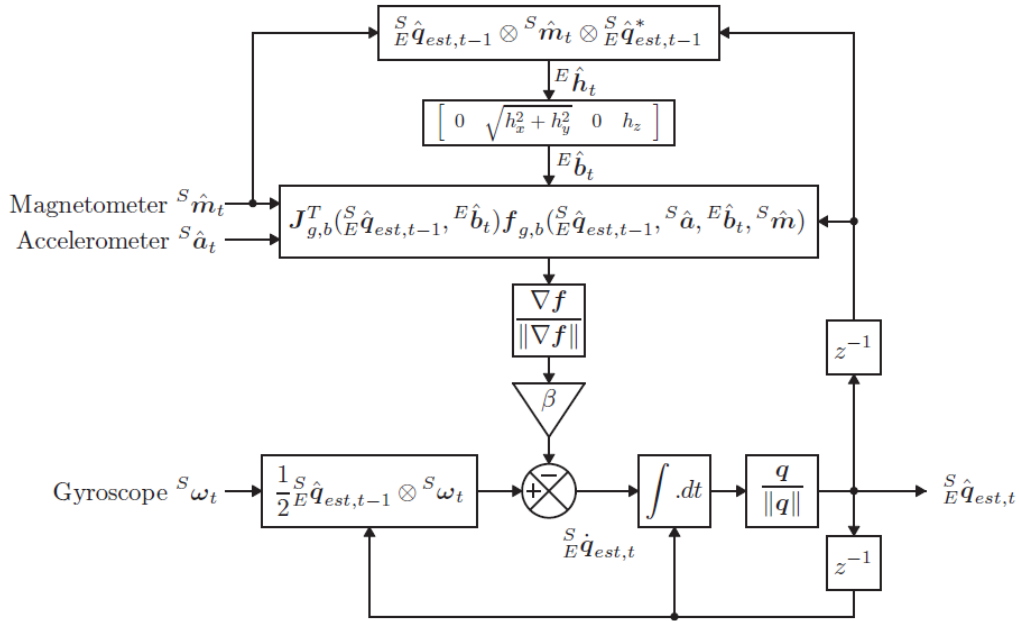


Figura 5.1: Representación en diagrama de bloques del algoritmo completo de estimación de la orientación para una aplicación con sensores MIMU. Tomado de Madgwick [27]

### 5.3.2. Filtro Complementario de Valenti

El siguiente AFS es propuesto por Roberto Valenti, Ivan Dryanovski y Jizhong Xiao bajo el nombre de *“Keeping a Good Attitude: A Quaternion-Based Orientation Filter for IMUs and MARGs”*. El algoritmo consta de una descripción de un cuaternión de la observación del campo terrestre para posteriormente ingresar al AFS que consta de un filtro complementario dividido en dos partes, la primera es la predicción del cuaternión y la segunda su corrección. En los siguientes párrafos se describe el algoritmo resumido, para mayor información revisar el trabajo [49].

#### – Cuaternión a partir de observaciones terrestres

En esta sección Valenti et al. definen la forma de obtener un cuaternión de referencia con las medidas del acelerómetro y del magnetómetro. El cuaternión de orientación se estima a través de la orientación inversa que rota las medidas del sensor (SCL) al marco de referencia (SCG). Esto se refleja en la Ecuación 5.10, donde  ${}^L\mathbf{a}$  y  ${}^L\mathbf{m}$  son las medidas normalizadas del acelerómetro y del magnetómetro,  ${}^G\mathbf{g}$  es la medida de la aceleración de la gravedad del marco de referencia y  ${}^G\Pi_{zx+}$  es el plano ZX que se asume para garantizar que el rumbo se medirá respecto al norte magnético sin poner una restricción a la inclinación siendo X positivo.

$$\begin{cases} \mathbf{R}^T({}^L_G\mathbf{q}){}^L\mathbf{a} = {}^G\mathbf{g} \\ \mathbf{R}^T({}^L_G\mathbf{q}){}^L\mathbf{m} \in {}^G\Pi_{zx+} \end{cases} \quad (5.10)$$

Con cada una de estas ecuaciones se obtendrán el cuaternión del acelerómetro  $q_{acc}$  y el del magnetómetro  $q_{mag}$  respectivamente.

#### – Cuaternión de las lecturas del acelerómetro

Para el cálculo del cuaternión, el vector gravedad del marco de referencia tiene su componente en el eje Z. Al realizar el cálculo del sistema definido por 5.10 para el acelerómetro se observa que hay infinitas soluciones debido a que al alinear el SCG al SCL el resultado no entrega ninguna información sobre la rotación que existe sobre el eje Z. Para restringir las soluciones y evitar singularidades se realizan dos procedimientos, para el primero se asume que el cuaternión  $q_{3(acc)} = 0$  y para el segundo procedimiento se asume  $q_{2(acc)} = 0$  en lugar de  $q_{3(acc)}$  obteniendo finalmente el sistema de Ecuaciones 5.11. Se debe notar que  $q_{acc}$  no es constante con  $a_z = 0$ , sin embargo esto se resuelve con la formulación de  $q_{mag}$ . Para mayor detalle del procedimiento de restricción del magnetómetro ir al trabajo de Valenti [49].

$$\mathbf{q}_{acc} = \begin{cases} \left[ \begin{array}{cccc} \sqrt{\frac{a_z+1}{2}} & -\frac{a_y}{\sqrt{2(a_z+1)}} & \frac{a_x}{\sqrt{2(a_z+1)}} & 0 \end{array} \right]^T, & a_z \geq 0 \\ \left[ \begin{array}{cccc} -\frac{a_y}{\sqrt{2(1-a_z)}} & \sqrt{\frac{1-a_z}{2}} & 0 & \frac{a_x}{\sqrt{2(1-a_z)}} \end{array} \right]^T, & a_z < 0 \end{cases} \quad (5.11)$$

– **Cuaternión de las lecturas del magnetómetro**

Primero con el cuaternión  $q_{acc}$  se realiza una rotación intermedia donde el eje Z del SCL se encuentra alineado con el SCG. Los ejes X, Y se encuentran apuntando a una dirección desconocida por el ángulo del rumbo de  $q_{acc}$ . Para realizar esta rotación se usa el sistema de Ecuaciones 5.12, donde  $\mathbf{l}$  es el vector del campo magnético intermedio que rota dentro del plano definido por  ${}^G\Pi_{zx+}$  y  $\Gamma = l_x^2 + l_y^2$  en el sistema de Ecuaciones 5.10.

$$\mathbf{R}^T(\mathbf{q}_{mag}) = \begin{bmatrix} l_x \\ l_y \\ l_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sqrt{\Gamma} \\ 0 \\ l_z \end{bmatrix} \quad (5.12)$$

Esta rotación no afecta las componentes de balanceo (*roll*) y cabeceo (*pitch*) y por lo tanto la presencia de perturbaciones magnéticas sólo afectan el ángulo de rumbo (*yaw*).

El sistema que define  $q_{mag}$  está compuesto por dos ecuaciones que buscan evitar singularidades formadas por ángulos negativos en  $l_x$  y si  $l_y = 0$ . Si  $l_x < 0$  se debe rotar  $180^\circ$  el vector  $l$  alrededor del eje Z. El sistema de Ecuaciones que definen este proceso de detallan en 5.13.

$$\mathbf{q}_{mag} = \begin{cases} \begin{bmatrix} \frac{\sqrt{\Gamma+l_x\sqrt{\Gamma}}}{\sqrt{2\Gamma}} & 0 & 0 & \frac{l_y}{\sqrt{2}\sqrt{\Gamma+l_x\sqrt{\Gamma}}} \end{bmatrix}^T, & l_x \geq 0 \\ \begin{bmatrix} \frac{\sqrt{l_y}}{\sqrt{2}\sqrt{\Gamma-l_x\sqrt{\Gamma}}} & 0 & 0 & \frac{\sqrt{\Gamma-l_x\sqrt{\Gamma}}}{\sqrt{2\Gamma}} \end{bmatrix}^T, & l_x < 0 \end{cases} \quad (5.13)$$

El principio del AFS estima la actitud (orientación del MIMU respecto al horizonte) en forma de cuaternión a partir de los datos del giroscopio, que usa el planteamiento de la cinemática de cuerpo rígido [45]. Con datos del acelerómetro en forma de cuaternión delta, se corrigen los componentes de balanceo y de cabeceo de la actitud manteniendo la estimación del rumbo del giroscopio. El magnetómetro se agrega como un cuaternión delta de lecturas de campo magnético que corrige el rumbo de la estimación anterior mediante una rotación sobre el eje Z global para alinear el cuadro actual con el campo magnético.

Las dos etapas de funcionamiento de este AFS son la de predicción del cuaternión de orientación y posteriormente la corrección, detalladas a continuación.

- **Predicción:** La predicción de la orientación está determinada por las medidas del giroscopio basadas en la estimación de la cinemática del cuerpo rígido, según la ecuación 5.2.
- **Corrección:** La corrección se obtiene por las medidas del acelerómetro y del magnetómetro, mediante multiplicación de cuaterniones según la ecuación 5.14.

$${}^L_G\mathbf{q} = {}^L_G\mathbf{q}_\omega \otimes \widehat{\Delta}q_{acc} \otimes \widehat{\Delta}q_{mag} \quad (5.14)$$

### 5.3. Enfoque determinista

La componente del acelerómetro corrige las componentes de cabeceo y balanceo y la componente del magnetómetro corrige la componente del rumbo. Cabe recalcar que cada corrección funciona con una ganancia individual lo cual permite que cada corrección sea independiente de la otra a diferencia del AFS de Magwick [27].

1. **Corrección basada en acelerómetro:** Para la corrección del acelerómetro se utiliza la formulación del cuaternión de las lecturas del aceleración definida por el sistema de ecuaciones de 5.11, donde  $q_{acc} = \widehat{\Delta}q_{acc}$ . Como  $\widehat{\Delta}q_{acc}$  está afectado por el ruido de alta frecuencia del acelerómetro después de estimar el cuaternión es necesario escalarlo con una interpolación. Para ello se obtiene el producto punto entre  $\Delta q_{acc}$  y un cuaternión identidad  $q_I = [1 \ 0 \ 0 \ 0]^T$  donde  $\alpha \in [0, 1]$  es la ganancia que caracteriza la frecuencia de corte del filtro. Se observa que el producto punto estará definido por su componente  $\Delta q_{0(acc)}$ . Esta componente debe cumplir con  $\Delta q_{0(acc)} > \epsilon$  donde  $\epsilon$  es un umbral de 0 hasta 0.9 [49]. Con estos valores se usa una interpolación lineal (*LERP*) bajo la Ecuación 5.15. Debido a que la interpolación no mantiene el valor unitario de la norma del cuaternión, es necesario normalizarlo inmediatamente obteniendo  $\widehat{\Delta}q_{acc}$  (Ec. 5.17).

$$\overline{\Delta}q_{acc} = (1 - \alpha)q_I + \alpha\Delta q_{acc} \quad (5.15)$$

$$\widehat{\Delta}q_{acc} = \frac{\overline{\Delta}q_{acc}}{\|\overline{\Delta}q_{acc}\|} \quad (5.16)$$

Si  $\Delta q_{0acc} \leq \epsilon$  se usa una interpolación lineal esférica (*SLERP*) (Ec5.17) donde  $\Omega = \cos^{-1} \Delta q_{0(acc)}$ .

$$\widehat{\Delta}q_{acc} = \frac{\sin([1 - \alpha]\Omega)}{\sin \Omega} q_I + \frac{\sin(\alpha\Omega)}{\sin \Omega} \Delta q_{acc} \quad (5.17)$$

2. **Corrección basada en magnetómetro:** Para esta corrección se usa el planteamiento usando las Ecuaciones de 5.13. Al igual que el acelerómetro, el magnetómetro se encuentra afectado y por ruido por lo tanto también se le debe aplicar la interpolación lineal (Ec. 5.15) y la interpolación lineal esférica (Ec. 5.17). Para ello se debe remplazar  $\alpha$  que es la ganancia del acelerómetro por  $\beta$  que será la ganancia para el magnetómetro.
3. **Filtro adaptativo:** Consiste primero en calcular el error de la medida, a continuación si el error es inferior a un primer umbral entonces el filtro mantiene una ganancia adaptativa igual a 1 manteniendo el rendimiento de las medidas en condiciones estáticas. Pero si este valor aumenta la ganancia adaptativa disminuye linealmente hasta un segundo umbral y por lo tanto no aplica ninguna corrección (Fig. 5.2) [49].

## Capítulo 5. Estimación de la orientación en el espacio

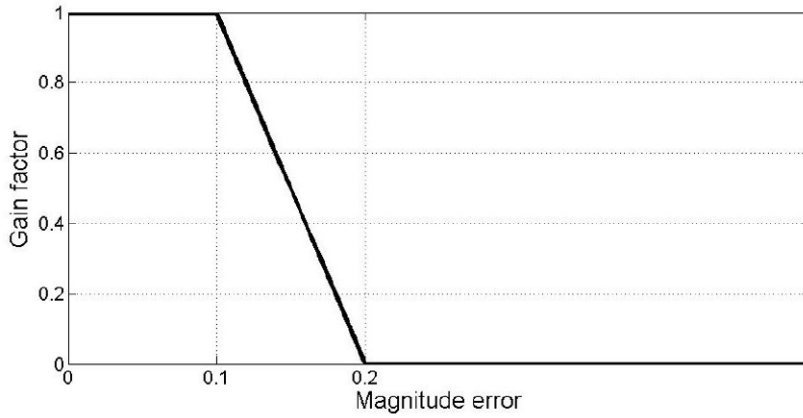


Figura 5.2: Ganancia adaptativa en función del error del acelerómetro y del magnetómetro. Se busca reducir el error cuando es de mayor entidad. Tomado de [49]

El diagrama de flujo del AFS se encuentra en el diagrama de la Figura 5.3.

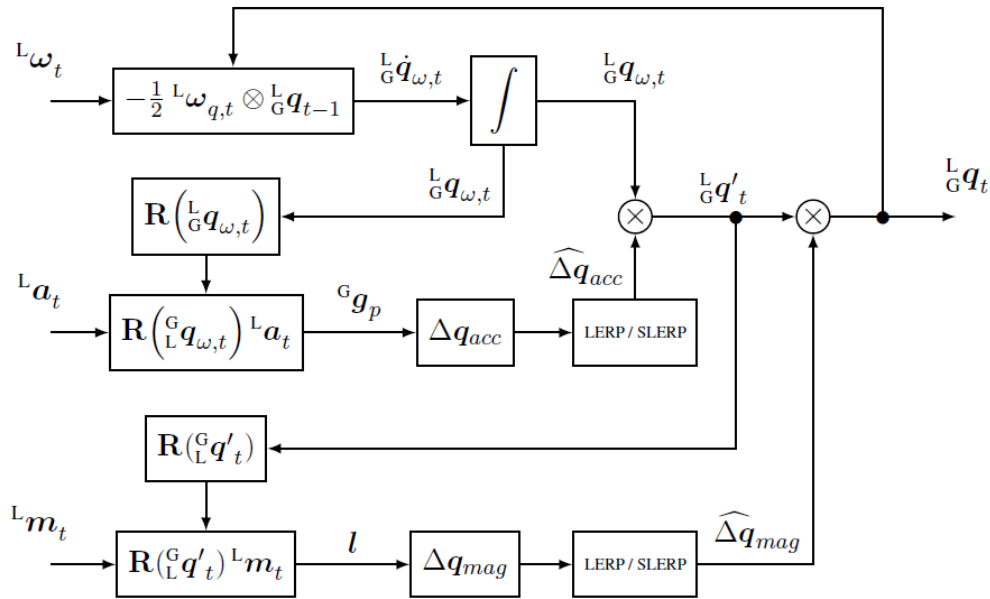


Figura 5.3: Diagrama de bloques del filtro complementario de Valenti para su implementación con MIMU. Tomado de [49].

## 5.4. Enfoque estocástico

El enfoque estocástico está definido por una función de distribución de probabilidad, que tiene por objetivo proporcionar la mejor estimación posible de un



## 5.4. Enfoque estocástico

sistema. Uno de los filtros estocásticos utilizado en los últimos años es el filtro de Kalman (FK) propuesto por *Rudolf Kalman* en 1960 [23]. Este tipo de filtro es usado en diversas aplicaciones como navegación, economía, fusión de datos multi-sensor, entre otras.

Este enfoque apunta a reemplazar la variable determinista de los sistemas con funciones de distribución de probabilidad. El FK correlaciona iterativamente los estados actuales del sistema para predecir el futuro estado. Dado que el FK predice estados futuros en función de los anteriores, se debe conocer el estado inicial el sistema, luego se realiza una evaluación del error de predicción del estado estimado con respecto al estado obtenido con las medidas del sistema. En el caso de la aplicación con MIMUs, el estado estimado del sistema se correlaciona con el valor que realmente deriva de los sensores.

Los FK se basan en un algoritmo de funciones lineales recursivo que tiene como objetivo alcanzar el óptimo valor minimizando el error del ruido de medida. La formulación discreta del FK está definida por dos etapas, la primera es de predicción y posteriormente la etapa de corrección. Para ello primero se debe formular el proceso a estimar (Ec.5.18) y el proceso de observaciones o mediciones (Ec.5.19) [4].

$$x_{k+1} = \Phi_k x_k + w_k \quad (5.18)$$

$$z_k = H_k x_k + v_k \quad (5.19)$$

En las Ecuaciones 5.18 y 5.19 cada una de las variables representa:

- $x_k$ : vector  $n \times 1$  de estado del proceso.
- $\Phi_{k-1}$ : matriz  $n \times n$  de transición que vincula el estado anterior con el actual sin considerar ninguna entrada exterior.
- $z_k$ : vector  $m \times 1$  que contiene la medida o la observación.
- $H_k$ : matriz  $m \times n$  que vincula el vector de estado actual con el vector de medida.
- $w_k$ : vector  $n \times 1$  de ruido blanco del proceso con Covarianza conocida.
- $v_k$ : vector  $m \times 1$  de ruido blanco de medición con Covarianza conocida.

También se considera que la matriz de covarianza entre ruidos de estado  $Q_k$  de  $w_k$  y la matriz de covarianza  $R_k$  de  $v_k$  no se encuentran correlacionadas.

En la predicción, las variables de estado actual y sus incertidumbres se estiman mediante una proyección hacia adelante desde el instante  $k$  al instante  $k + 1$ . De esta manera se tienen condiciones iniciales para la próxima observación  $z_{k+1}$ . Para ello se debe realizar la actualización de los estimadores con las ecuaciones 5.20 y 5.21

$$\hat{x}_{k+1}^- = \Phi_k \hat{x}_k \quad (5.20)$$

$$P_{k+1}^- = \Phi_k P_k \Phi_k^T + Q_k \quad (5.21)$$

## Capítulo 5. Estimación de la orientación en el espacio

En la ecuación 5.20 el símbolo  $\hat{\cdot}$  indica la estimación y el superíndice  $-$  denota que esta es la estimación previa a tener en cuenta la medida en el tiempo  $k + 1$ . En esta sección se ignora  $w_k$  de 5.18 porque tiene media cero.  $P_k^-$  es la matriz de covarianza del error asociada al paso de predicción.

Es posible usar los valores de predicción para estimar el error entre lo que se esperaba y lo que realmente sucedió. Primero se actualiza la Ganancia de Kalman ( $K$  - Ec.5.22) con el valor de la predicción de covarianza. Esta ganancia entrega el peso del filtro que varía en cada instante de tiempo. En la Ecuación 5.22 como la formulación y la dimensión del vector medido no coinciden, se utiliza la matriz  $H_k$  apropiada para igualarlas.

$$K_k = P_k^- H_k^T (R_k + (H_k P_k^- H_k^T))^{-1} \quad (5.22)$$

Luego se actualiza el valor de la medida con la Ecuación 5.23:

$$\hat{x}_k = \hat{x}_k^- + K_k (z_k - H_k \hat{x}_k^-) \quad (5.23)$$

Y para finalizar se realiza el cálculo de la covarianza del error para la predicción siguiente (Ec. 5.24). Luego de obtener estos valores se usa la ecuación 5.20 y 5.21 para reiniciar el proceso (Fig. 5.4).

$$P_k = (I - K_k H_k) P_k^- \quad (5.24)$$

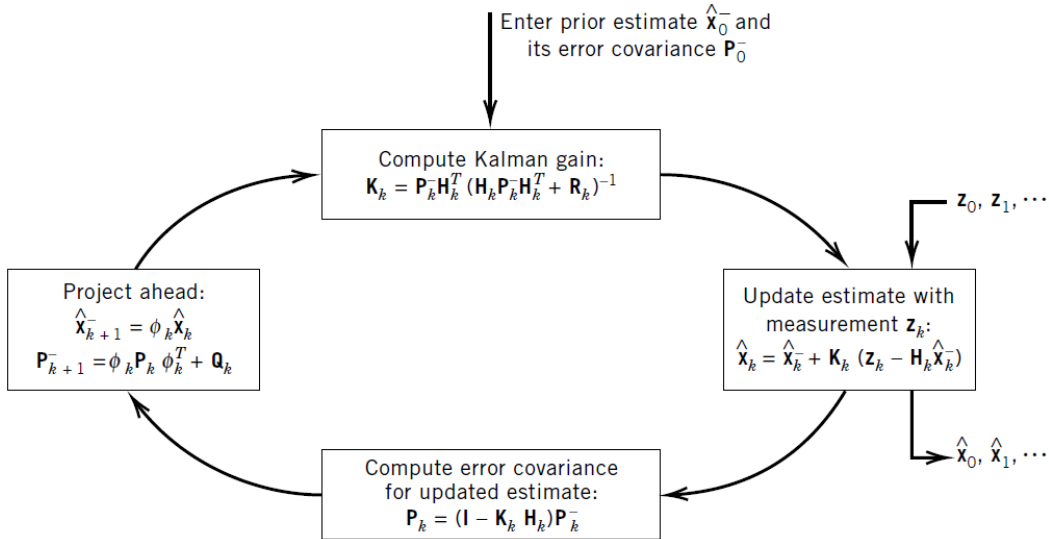


Figura 5.4: Diagrama del filtro de Kalman. Tomado de [4]

### 5.4.1. Filtro de Kalman - Valenti

El siguiente AFS es propuesto por Roberto Valenti, Ivan Dryanovski y Jizhong Xiao bajo el nombre de “*A Linear Kalman Filter for MARG Orientation Estimation Using the Algebraic Quaternion Algorithm*”. El algoritmo consta de la descripción de modelo del proceso y del modelo de observaciones usados para el FK [49].

El modelo de observaciones usa la orientación del cuaternión del SCG relativo al SCL como la multiplicación de los dos cuaterniones (Ec. 5.25), donde  $q_{acc}$  está definido por la Ecuación 5.11) y  $q_{mag}$  por la Ecuación 5.13).

$${}^L_G q = q_{acc} \otimes q_{mag} \quad (5.25)$$

Posteriormente con la formulación de  $q_{acc}$  en la Ecuación 5.13 se analiza la propagación de la aceleración e incertidumbre del campo magnético a lo largo del proceso. Como ésta es función de cuaternión depende de ambos sensores, por conveniencia se consideran los dos vectores en un solo vector de entrada  $\mathbf{u}$  (Ec. 5.26), donde su matriz de covarianza ( $\widehat{\Sigma}_u$ ) está definida por la ecuación 5.27.

$$\mathbf{u} = [a_x, a_y, a_z, m_x, m_y, m_z]^T \quad (5.26)$$

$$\widehat{\Sigma}_u = \begin{bmatrix} \widehat{\Sigma}_{acc} & 0_{3 \times 3} \\ 0_{3 \times 3} & \widehat{\Sigma}_{mag} \end{bmatrix} \quad (5.27)$$

$\widehat{\Sigma}_{acc}$  y  $\widehat{\Sigma}_{mag}$  están definidos por las Ecuaciones 5.28 y 5.29 respectivamente con la varianza de cada uno de los sensores.

$$\widehat{\Sigma}_{acc} = \frac{1}{\|a\|^2} = \begin{bmatrix} \sigma_{acc_x}^2 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_{acc_y}^2 & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{acc_z}^2 \end{bmatrix} \quad (5.28)$$

$$\widehat{\Sigma}_{mag} = \frac{1}{\|m\|^2} = \begin{bmatrix} \sigma_{mag_x}^2 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_{mag_y}^2 & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{mag_z}^2 \end{bmatrix} \quad (5.29)$$

Luego se debe modelar a una distribución Gaussiana el cuaternión  ${}^L_G q$  obtenido del acelerómetro y magnetómetro según el vector de entrada  $u$ . Debido a que el cuaternión es una función no lineal de  $u$ , se debe linealizar por aproximaciones a una expansión de Taylor de primer orden usando su matriz Jacobiana (Ec 5.30). Para el Jacobiano se considera la medida del cuaternión como una composición de funciones 5.31 y luego se aplica la regla de la cadena para encontrar la matriz Jacobiana final 5.32. La matriz del Jacobiano se encuentra detallado en [50].

$$\widehat{\Sigma}_q = \mathbf{J} \widehat{\Sigma}_u \mathbf{J}^T \quad (5.30)$$

$$\begin{aligned} f_1(a, l) &= [q_{acc} \ q_{mag}], & f_2(u) &= [a \ l] \\ {}^L_G q &= {}^L_G q(f_1(f_2(u))) \end{aligned} \quad (5.31)$$

$$J = \frac{\partial(L_G q)}{\partial f_1} \frac{\partial f_1}{\partial f_2} \frac{\partial f_2}{\partial u} \quad (5.32)$$

Para el modelo del proceso del FK se usa la orientación determinada por las medidas del giroscopio basadas en la estimación de la cinemática del cuerpo rígido (Ec. 5.2) quedando con la formulación de la Ecuación 5.33 donde la matriz de transición de estado se calcula usando un integración de orden cero, además  $w_k$  es el modelo del ruido,  $v_{gk}$  es el ruido blanco Gaussiano que afecta las medidas del giroscopio y  $Q_k$  es su matriz de covarianza (Ec. 5.34).

$$x_{k+1} = \Phi(L\omega, \Delta t)x_t + w_k$$

$$\Phi(L\omega, \Delta t) \approx \left\{ I_{4 \times 4} + \frac{1}{2} \Omega_k(L\omega) \Delta t \right\} \quad (5.33)$$

$$w_k = -\frac{\Delta t}{2} \Xi_k v_{gk} = -\frac{\Delta t}{2} \begin{bmatrix} q_1 & q_2 & q_3 \\ -q_0 & -q_3 & -q_2 \\ q_2 & -q_0 & -q_1 \\ -q_2 & q_1 & -q_0 \end{bmatrix} v_{gk} \quad (5.34)$$

$$Q_k = -\left(\frac{\Delta t}{2}\right)^2 \Xi_k \sum_g \Xi_k^T$$

Para el modelo de las medidas se usa el cuaternión estimado en 5.25, el cual puede escribirse como la Ecuación 5.35

$$z_{k+1} = \frac{L}{G} q_{k+1} + w_{z_{k+1}} \quad (5.35)$$

Donde  $w_{z_{k+1}}$  es la medida del ruido blanco Gaussiano obtenido de la propagación de la aceleración y la medición del campo magnético [50]. La covarianza de estas medidas está definida por  $R_{k+1} = J \sum_u J^T$ , Donde el Jacobiano está definido por 5.32. Con todos estos datos se realiza la actualización del FK siguiendo la secuencia expuesta en la Figura 5.4. El proceso completo del AFS propuesto por Valenti se expone en la Figura 5.5.

### 5.4.2. Filtro de Kalman - Guo

El siguiente AFS es propuesto por Siwen Guo, Jin Wu, Zuocai Wang y Jide Qian bajo el nombre de **“Novel MARG-Sensor Orientation Estimation Algorithm Using Fast Kalman Filter”**. El trabajo consta en la estimación del cuaternión de rumbo que se usa para el modelo de medidas del FK y para el modelo del proceso se usa el cuaternión de orientación del cuerpo rígido obtenido por las medidas del giroscopio (Ec. 5.2) [16].

- **Modelo de medidas a partir del acelerómetro y magnetómetro:** Para obtener el cuaternión de observación se plantean el modelo del sistema

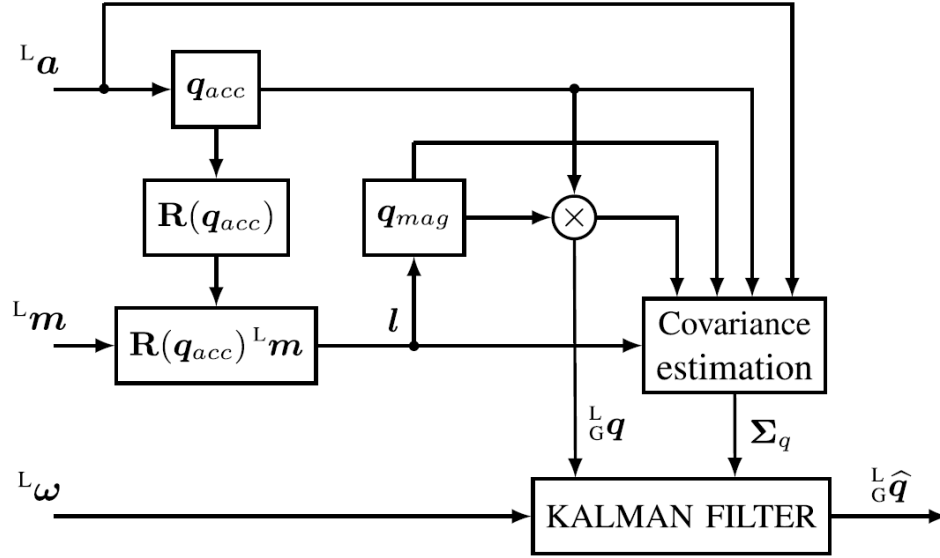


Figura 5.5: Diagrama de bloques del AFS propuesto por Valenti &amp; EtAl. [50]

de ecuaciones de 5.36 donde  $\mathbf{C}$  es la matriz de cosenos directores que realiza la transformación del SCG al SCL. Además  $A^L = (a_x, a_y, a_z)^T$  son las medidas obtenidas del acelerómetro y  $M^L = (m_x, m_y, m_z)^T$  las medidas del magnetómetro, estas medidas deben ser normalizadas.  $A^G = (0, 0, 1)^T$  es la representación de la gravedad y  $M^L = (m_N, 0, m_D)^T$  es la representación del campo magnético en el SCG del lugar [16].

$$\begin{aligned} A^L &= CA^G \\ M^L &= CM^G \end{aligned} \quad (5.36)$$

Con este modelo utilizan la pseudo inversa de *Moore-Penrose* que calcula una solución de mejor ajuste por mínimos cuadrados a un sistema de ecuaciones lineales [55], donde las soluciones estables se muestran en el sistema de Ecuaciones 5.37.  $W_{a,t}$  y  $W_{m,t}$  son matrices definidas por el autor para tener la solución estable [16], finalmente la estimación del cuaternión de observación esta representado en la Ecuación 5.38 siendo este planteamiento muy novedoso.

$$\begin{aligned} q_{a,t} &= \frac{1}{2}(W_{a,t} + I_{4 \times 4}) \\ q_{m,t} &= \frac{1}{2}(W_{m,t} + I_{4 \times 4}) \end{aligned} \quad (5.37)$$

$$q_t = \frac{1}{4}(W_{a,t} + I_{4 \times 4})(W_{m,t} + I_{4 \times 4})q_{t-1} + \nu_t \quad (5.38)$$

## Capítulo 5. Estimación de la orientación en el espacio

Para el cálculo de la covarianza del ruido del magnetómetro y del acelerómetro ( $\nu_t$ ) se usa la expresión 5.39.

$$\sum \nu_t = J \sum_{acc,mag} J^T \quad (5.39)$$

Donde el Jacobiano  $J$  está definido por la ecuación 5.40 y  $[\sum_{acc}, \sum_{mag}]$  son las varianzas de cada sensor (Ec.5.41) [16].

$$J = \frac{\partial q_{acc,mag,t}}{\partial \{(A^b)^T, (M^b)^T\}} \quad (5.40)$$

$$\sum_{acc,mag} = diag \left[ \sum_{acc}, \sum_{mag} \right] \quad (5.41)$$

- **Modelo de proceso a partir del giroscopio:** Para el modelo del proceso se usa el planteamiento de cuerpo rígido definido por (Ec. 5.2) donde el cuaternión del modelo está definido por la Ecuación 5.42.

$$q_t = \left\{ I_{4x4} + \frac{\Delta t}{2} [\Omega \times] \right\} q_{t-1} + \xi_t$$

$$[\Omega \times] = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_x & -\omega_y & -\omega_z \\ \omega_x & 0 & \omega_z & -\omega_y \\ \omega_y & -\omega_z & 0 & \omega_x \\ \omega_z & \omega_y & -\omega_x & 0 \end{bmatrix} \quad (5.42)$$

Para estimar la covarianza del ruido generado por el sensor ( $\xi_t$ ) se usa la ecuación 5.43

$$\sum \xi_t = \left( \frac{\Delta t}{2} \right)^2 \Xi_t \sum_{gyro} \Xi_t^T \quad (5.43)$$

donde  $\sum_{gyro} = [\sigma_{w_x}^2, \sigma_{w_y}^2, \sigma_{w_z}^2]$  son los valores de varianza del sensor y  $\Xi_t$  esta dado por los datos del cuaternión anterior (Ec. 5.44)

$$\Xi_t = \begin{pmatrix} q_1 & q_2 & q_3 \\ -q_0 & -q_3 & -q_2 \\ q_2 & -q_0 & -q_1 \\ -q_2 & q_1 & -q_0 \end{pmatrix} \quad (5.44)$$

- **Actualización del Filtro de Kalman:** Con los datos obtenidos de los modelos es posible estimar la orientación del sensor según el siguiente algoritmo en el cual se puede ver que los pasos de cálculo generales son flexibles y eficientes en el tiempo.

- **Predicción de estado:**  $q_t^- = \{I_{4x4} + (\Delta/2)[\Omega \times]\} q_{t-1}$

#### 5.4. Enfoque estocástico

- **Covarianza de predicción**  $\sum_{q_t^-} = \{I_{4x4} + (\Delta/2)[\Omega \times]\}$   
 $\sum_{q_{t-1}} \{I_{4x4} + (\Delta/2)[\Omega \times]\}^T + \sum \xi_t$
- **Ganancia de Kalman:**  $G_t = \sum_{q_t^-} [\sum_{q_t^-} + \sum \nu_t^-]^{-1}$
- **Corrección de estado:**  $q_t = q_t^- + G_k(q_{acc,mag,t} - q_t^-)$
- **Actualización de covarianza:**  $\sum_{q_t} = [I_{4x4} - G_k] \sum_{q_t^-}$

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.



# Capítulo 6

## Cinemática de la rodilla

Para realizar la representación del movimiento de la rodilla con MIMUs es necesario colocar uno en cada segmento que conforma la articulación (muslo: fémur, pierna: tibia). Para ello es importante realizar pasos previos para su estimación [39]. Primero se debe **Definir el modelo multisegmental de la articulación**, este define con cuántos grados de libertad se trabajará cada una de las articulaciones. El siguiente paso es **Calibrar el sensor al segmento**, este paso permite obtener una medida de referencia entre los sensores y los segmentos de la articulación. Finalmente, se realiza el **Cálculo de la cinemática de la articulación** a lo largo del tiempo.

A continuación se detallan los diferentes aspectos en la bibliografía para la articulación de la rodilla.

### 6.1. Definición del modelo multisegmental

Un modelo multisegmental de una articulación está definido por la relación que existe entre dos segmentos adyacentes que la conforman. Para estimar la cinemática de la articulación es importante conocer la orientación de cada segmento individualmente y así encontrar su orientación relativa que describe las rotaciones de la articulación [39]. Si bien las articulaciones del cuerpo tienen rotaciones alrededor de tres ejes, siendo algunas mayores que otras, algunos modelos introducen restricciones de acuerdo al objetivo de investigación [9].

En el caso de la rodilla es posible modelar la rodilla como una articulación de un grado de libertad representando un movimiento articular en 2D. En este modelo la articulación de rodilla se comporta como una articulación tipo bisagra representando un único movimiento llamado flexión y extensión [54].

Para otro modelo de la rodilla se mantienen sus tres grados de libertad comportándose como una articulación esférica. A diferencia de la flexión y extensión, la rotación interna - externa y la abducción - aducción presentan un rango articular mucho menor cuya medición está afectada por el movimiento de tejido blando [8]. A pesar de este inconveniente, en algunas investigaciones se toman los tres grados de movimiento para obtener mayor información sobre el comportamiento de la ar-

ticulación pero se toma en cuenta que estas estimaciones no tendrán una precisión adecuada por el artefacto de tejido blando [3] [39].

### 6.2. Calibración de sensor a segmento

Este procedimiento es característico en el uso de MIMUs para la estimación de la cinemática articular. Esto debido a que se colocan por encima de la piel y no están incrustados directamente en el hueso, además que a diferencia de los marcadores en los sistemas ópticos los cuales van en referencias anatómicas los MIMUs no cuentan con una referencia clara de colocación [39].

Para ello se realizan procedimientos de calibración estimando la orientación del segmento en posturas o movimientos específicos. Con esta información es posible definir una posición de referencia de la articulación. Además, es importante asumir que esta relación entre el sensor y el segmento es considerada invariante en el tiempo y por lo tanto, se puede realizar una vez que los sensores están atados a cada segmento.

Entre los métodos de calibración sensor a segmento se encuentran 4 tipos: calibración manual, estática, funcional y anatómica. En la literatura se observa que puede utilizarse cada método o pueden combinarse los métodos [37]:

La calibración manual es la más sencilla y consiste en alinear los ejes del MIMU con los ejes del segmento. Debido a su simpleza esta calibración no es repetible por las múltiples posiciones que puede tener el MIMU sobre el segmento. En cambio los métodos de calibración estática, funcional y anatómica ofrecen mejores características, estos se desarrollan a continuación.

#### 6.2.1. Calibración estática

La calibración estática es una de las calibraciones más utilizadas con MIMUs. El objetivo principal es que el sujeto mantenga una postura estática durante un tiempo determinado. En esta calibración suele usarse los datos del acelerómetro para tener la referencia del segmento [37]. Las posturas más comunes en la literatura son:

- **Postura T o N:** El sujeto debe estar de pie. La distancia entre los pies debe ser la misma que el ancho de los hombros, se debe colocar los pies apuntando al frente y mantener la espalda erguida. Los brazos en la postura T deben estar horizontales con los pulgares apuntando adelante. En la postura N los brazos deben estar neutrales al lado del cuerpo (Fig. 6.1 - A). Esta postura permite tomar el marco de referencia del eje vertical del segmento respecto a la gravedad [46].
- **Postura sentado:** El sujeto debe estar sentado con el tronco inclinado hacia atrás y las piernas estiradas, los tobillos deben estar en una posición neutral a  $90^\circ$  y mantener las piernas completamente extendidas (Fig. 6.1 - 1B) [38]

## 6.2. Calibración de sensor a segmento

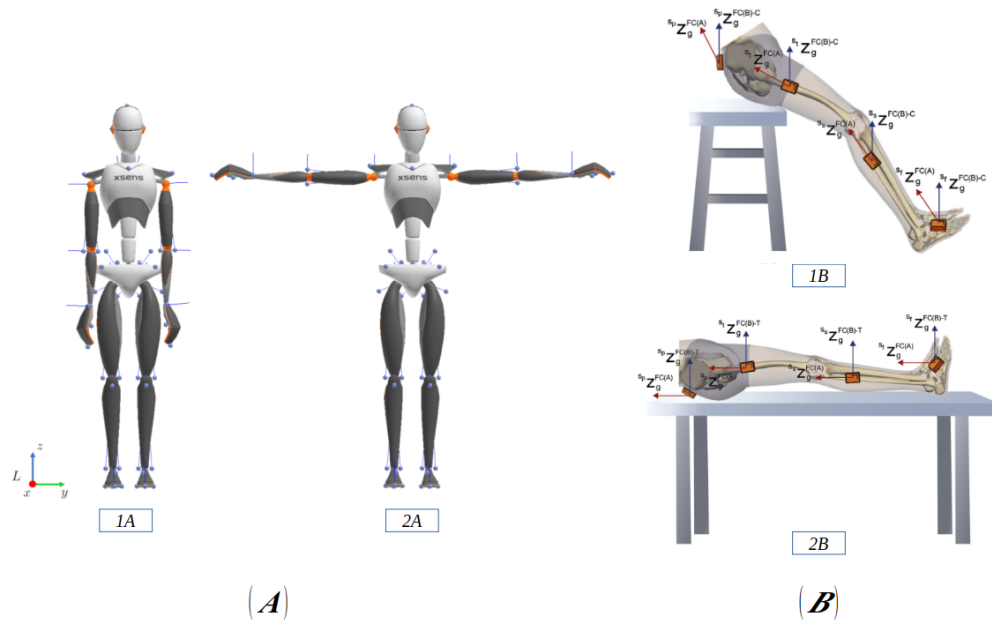


Figura 6.1: Posturas estáticas: 1A) Postura N con los brazos neutros al lado del cuerpo. 2A) Postura T con los brazos horizontales y los pulgares apuntando al frente. Tomado de Schepers et al. [46]. 1B) Postura sentado con las rodillas en extensión y los tobillos con un ángulo de  $90^\circ$ . 2B) Postura recostado en una superficie plana con las piernas extendidas y con los dedos de los pies apuntando hacia arriba. Tomado de Palermo et al. [38]

- **Postura recostado:** El sujeto debe estar recostado sobre su espalda sobre una superficie plana con las piernas extendidas y los dedos de los pies apuntando hacia arriba. Además debe mantener los brazos neutros al costado del tronco o sobre el abdomen (Fig. 6.1 - 2B) [38].

### 6.2.2. Calibración funcional

Este método de calibración consta en realizar movimientos controlados alrededor de una articulación específica. Para ello los movimientos tienen que ser únicamente de esta articulación y de rotación en cierto eje. Las medidas se obtienen por la velocidad angular del giroscopio [37].

En el caso de la rodilla existen movimientos funcionales específicos y genéricos los cuales dependerán de la aplicación [12]. Además se debe tomar en cuenta que estos movimientos no se vean afectados por movimientos compensatorios de otras articulaciones. Una de las compensaciones más comunes en los movimientos de la rodilla es causado por movimientos a nivel de la cadera [14]. En la literatura los movimientos alrededor de cada eje funcional de la rodilla se detallan a continuación.

- **Eje de flexión extensión:** Este es el movimiento con mayor rango de movimiento de la rodilla. Los movimientos de calibración pueden obtenerse

## Capítulo 6. Cinemática de la rodilla

mediante movimientos activos y pasivos. En el caso de los movimientos activos genéricos se tiene una flexión de pie llevando una pierna a flexión de  $90^\circ$  y luego volviendo al suelo (Fig. 6.2 - A). Un movimiento activo específico puede ser el pedaleo en una bicicleta ver (Fig. 6.2 - A) [8] [12].

Para los movimientos pasivos es necesario la guía de personal de la salud como un fisioterapeuta que ayuda a la persona a controlar el movimiento [14] (Fig. 6.2 -B).

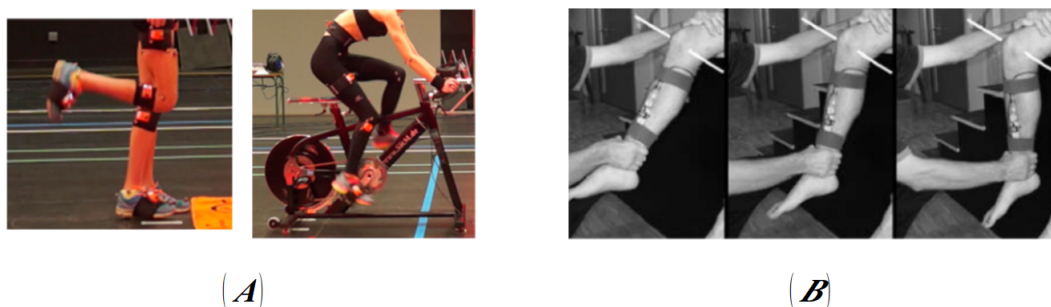


Figura 6.2: Calibraciones funcionales flexión - extensión. A) Calibración funcional activa de pie y durante el pedaleo en ciclismo. Tomado de Cordiliet et al. [12]. B) Calibración funcional pasiva con un movimiento controlado de  $45^\circ$  a  $80^\circ$ . Tomado de Favre et al. [14]

- **Eje de abducción - aducción:** A diferencia de la flexión y extensión esta medida debe realizarse solo de manera pasiva. Para ello se debe bloquear la articulación de la cadera para que el movimiento sea únicamente de la rodilla [14], (Fig. 6.3)



Figura 6.3: Calibración funcional del eje de abducción - aducción. Con la mano izquierda se bloquea el muslo para evitar movimientos de la articulación de la cadera y con la mano derecha se permite el movimiento de la pierna para lograr una abducción - aducción. Tomado de Favre et al. [14]

## 6.3. Estimación de la cinemática de la rodilla

### 6.2.3. Calibración anatómica

Para esta calibración se usa el principio de los sistemas ópticos de adquisición los cuales toman puntos anatómicos para colocar los marcadores. En el caso de los MIMUs la calibración consta de un puntero que incluye un MIMU extra a los ya colocados en los segmentos, el MIMU del puntero tiene un eje activo alineado con los extremos del instrumento (Fig. A - B 6.4). Este puntero señala puntos anatómicos específicos para estimar la orientación relativa entre ambos sensores y por ende la orientación respecto a la anatomía del cuerpo (Fig. C - D 6.4), por lo cual es muy importante reconocer los puntos anatómicos mediante palpación [40].

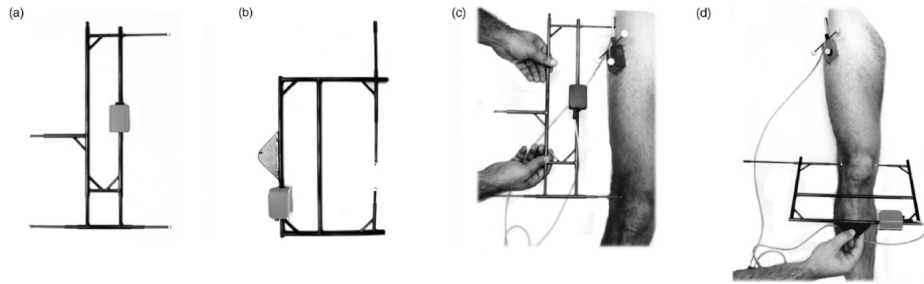


Figura 6.4: a) y b) punteros utilizados para la calibración anatómica. c) Calibración de la dirección identificada por el trocánter mayor y el epicóndilo lateral. d) Calibración del muslo con el epicóndilo lateral y medial respecto al plano del fémur. Tomado de Picerno et al. [40]

## 6.3. Estimación de la cinemática de la rodilla

Para obtener la cinemática de la rodilla se maneja cada MIMU atado a cada uno de los segmentos de manera individual, luego mediante las medidas de cada MIMU se obtiene la orientación relativa entre ellos. Se sabe que la orientación de una articulación está definida por la orientación del segmento distal respecto al segmento proximal. En el caso de la rodilla, se trata de la rotación de la pierna (distal) respecto al muslo (proximal) [44].

Para realizar el cálculo primero se debe obtener el cuaternión de referencia de la calibración del sensor a segmento, para ello se estima el cuaternión del muslo y el cuaternión de la pierna y se estima la posición de referencia con la Ecuación 6.1

$$\mathbf{q}_{calibracion}(0) = {}^{muslo}\mathbf{q}_{calibracion}^*(0) \otimes {}^{pierna}\mathbf{q}_{calibracion}(0) \quad (6.1)$$

Luego de obtener el cuaternión  $\mathbf{q}_{calibracion}(0)$  se procede a estimar la orientación de la pierna a lo largo del tiempo durante una tarea motora específica  ${}_{GH}\mathbf{q}_{rodilla}(t)$ . Para ello se usa la Ecuación 6.2.

$$\mathbf{q}_{rodilla}(t) = {}^{muslo}\mathbf{q}^*(t) \otimes {}^{pierna}\mathbf{q}(t) \quad (6.2)$$

## Capítulo 6. Cinemática de la rodilla

Finalmente para obtener el cuaternión final de estimación  $\mathbf{q}_{rodilla-final}(t)$  se debe multiplicar el cuaternión de calibración y el cuaternión de la rodilla adquirida a lo largo del tiempo  $t$  con la Ecuación 6.3.

$$\mathbf{q}_{rodilla-final}(t) = \mathbf{q}_{rodilla}(t) \otimes \mathbf{q}_{calibracion}^*(0) \quad (6.3)$$

Con el cuaternión de 6.3 es posible extraer los ángulos de Euler realizados en el movimiento, esto permite facilitar la interpretación del movimiento [10].

# Capítulo 7

## Diseño de ChakaMo

ChakaMo es un instrumento de uso clínico para la estimación de la cinemática de la rodilla, cuyo diseño fue iniciado con el presente trabajo. Para realizar la primera aproximación a este dispositivo se utilizan sensores MIMU por su versatilidad en diversos ambientes, su fácil acceso y sus costos accesibles, a diferencia de los sistemas de estereofotogrametría que, admitiendo que son más robustos, también son complejos y más costosos.

Los MIMUs al ser dispositivos que se colocan solidarios a los segmentos del cuerpo dependen directamente de la forma en la cual procesan los datos del acelerómetro, giroscopio y magnetómetro en los AFS para estimar la orientación del dispositivo. Por lo tanto es importante contar con un AFS que funcione correctamente con el objetivo del movimiento. Debido a que no hay un AFS universal para estimar la orientación en el espacio durante el análisis del movimiento humano, fue presentada en el capítulo 5 la comparación de cuatro AFS. Estos AFS fueron seleccionados debido a que tienen un tiempo de ejecución reducido a nivel computacional en la prueba de Caruso [7]. Con esta información, se podrá realizar e implementar en sucesivas etapas el instrumento de uso clínico ChakaMo que se espera que procese los datos en tiempo real.

En este capítulo se describe la elección del MIMU, luego se describen las pruebas estáticas y dinámicas de movimiento controlado de la rodilla con los cuatro AFS. Finalmente se presentan los resultados obtenidos y se analiza el comportamiento de cada AFS para escoger el que mejor se adapta a ChakaMo.

### 7.1. Selección de los sensores MIMU

Dentro del mercado de MIMUs existen diversas empresas alrededor del mundo que ofrecen dispositivos con diferentes características a diversos precios. Las principales características necesarias para ChakaMo son las siguientes:

- Acelerómetro tri-axial
- Giroscopio tri-axial
- Magnetómetro tri-axial

## Capítulo 7. Diseño de ChakaMo

- Sistema de envío de datos inalámbrico (Bluetooth)
- Livianos
- Bajo costo

En el trabajo de Huerta & Sainz [20] se realiza una comparación de doce marcas de MIMUs disponibles en el mercado. Viendo los requerimientos necesarios sin contar el bajo costo se observa que hay siete marcas que cumplen con lo necesario A.1. El dispositivo que cuenta con todos los requisitos incluido el bajo costo es el sensor MetaMotionR de MBIENTLAB (San Francisco, USA) [30]. Cada sensor actualmente tiene un costo de 106 USD (Dólares americanos).

Estos sensores tienen un peso de 8.5g y dimensiones de 36mm x 27mm x 10 mm. Cuentan con un acelerómetro y giroscopio tri-axial de BOSCH (BMI160), un magnetómetro tri-axial de BOSCH (BMM150), un sistema de sensor de fusión de 9 ejes de BOSCH, Bluetooth LE 4.2 - 2.4 GHz con alcance de 10m, batería lipo recargable por micro-USB de 60mAH 7.1. Las características de cada sensor se encuentran en la Tabla 7.1. Para ChakaMo son necesarios dos MIMUs: uno para cada segmento que conforma la rodilla (muslo y pierna).



Figura 7.1: Sensor MetaMotionR de MBIENTLAB (SanFrancisco,USA). Tomado de [30]

<b>Metamotion R</b>		
<b>Sensor</b>	<b>Rango</b>	<b>Resolución A/D</b>
Acelerómetro	$\pm 2g, \pm 4g, \pm 8g, \pm 16g$	16 bit
Giroscopio	$\pm 125^\circ/s, \pm 250^\circ/s, \pm 500^\circ/s, \pm 1000^\circ/s, \pm 2000^\circ/s$	16 bit
Magnetómetro	$\pm 1300 \mu T (x,y), \pm 2500 \mu T (z)$	16 bit

Tabla 7.1: Características MIMU Metamotion R



## 7.2. Descripción de pruebas de campo

Para ver el funcionamiento de los dos MIMUs se realizaron dos tipos de pruebas, una estática y otra dinámica.

Las pruebas se realizaron sobre dos reglas de madera articulada. La bisagra es de un material no ferromagnético con el fin de no alterar las medidas del magnetómetro debido a su proximidad a los MIMUs. Cada una de las piezas de madera tiene 19cm x 4.5cm x 2 cm en sus dimensiones. Cada MIMU se ajustó en la madera con cinta de doble contacto a la misma altura y con la misma orientación como se observa en 7.2

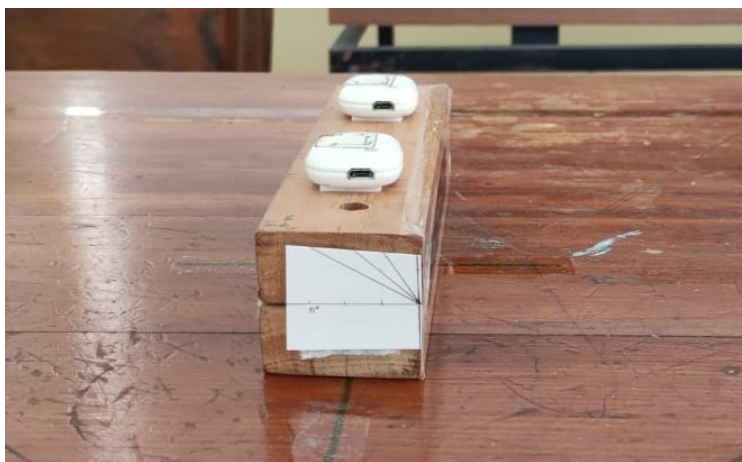


Figura 7.2: Bisagra articulada para las pruebas que consta de dos tablas articuladas de madera, en las cuales se fijan los dos sensores en prueba. Dimensiones 20 cm x 3 cm x 3 cm en posición de 0° de rotación

Los sensores de cada MIMU fueron configurados de acuerdo a lo siguiente:

- **Acelerómetro:** frecuencia de 100 Hz; 4 ( $g$ )
- **Giroscopio:** frecuencia de 100 Hz; 500 ( $\frac{^\circ}{s}$ )
- **Magnetómetro:** frecuencia de 20 Hz; unidad de medida ( $T$ )

### 7.2.1. Prueba estática

Las pruebas estáticas consisten en mantener una rotación específica sobre el eje X (Balanceo). Estas rotaciones son de 0°, 30°, 60° y 90°. Cada una de las pruebas consiste en mantener los MIMUs en las rotaciones detalladas anteriormente durante 60 segundos.

### 7.2.2. Prueba dinámica

Las pruebas dinámicas inician con los MIMUs estáticos en 0° durante 30 segundos, luego se realiza el movimiento de diez ciclos de movimiento con una rotación

## Capítulo 7. Diseño de ChakaMo

de  $90^\circ$  sobre el eje X (Balanceo). Finalmente la prueba termina con 30 segundos con los MIMU estáticos. Esta prueba busca simular la flexión-extensión de la articulación de la rodilla. Para ello se utilizaron dos velocidades de movimiento esperados:

- **Lento:**  $45 \frac{\circ}{s}$  ( $0.7853 \frac{rad}{s}$ ) es decir cada dos segundos el MIMU pasaba de  $0^\circ$  a  $90^\circ$ . La prueba tuvo una duración total de 100 segundos.
- **Rápido:**  $90 \frac{\circ}{s}$  ( $1.5707 \frac{rad}{s}$ ) es decir cada segundo el MIMU pasaba de  $0^\circ$  a  $90^\circ$ . La prueba tuvo una duración total de 80 segundos.

### 7.3. Calibración del magnetómetro

Durante la adquisición de datos se observó un comportamiento inusual en los datos del magnetómetro. Al obtener el módulo de las medidas éste era superior al campo magnético terrestre previsto para Montevideo - Uruguay el cual debía ser  $22.62 \mu T$  [33]. Dentro de los datos se observó un *offset* constante en cada uno de los ejes de los MIMUs. Este tipo de interferencias se pueden modelar como un vector de magnitud constante aditivo a los datos del magnetómetro este proceso puede modelarse como interferencia de hierro duro el cual se manifiesta como un vector de campo constante que se suma al vector de campo magnético que se está midiendo. Para calibrar y obtener los valores aditivos en los ejes se usa el método de ajuste del elipsoide [11].

El ajuste al elipsoide se realiza por aproximación por mínimos cuadrados, dicha implementación se encuentra disponible en [2]. El código fue adaptado para la calibración con los datos del MIMU.

Para obtener el vector de *offset* de cada uno de los sensores es importante adquirir datos en todos los planos del campo magnético del lugar. Por lo tanto, con los MIMUs ajustados a la madera, se realizaron movimientos llamados "de infinito" ( $\infty$ ) durante 60 segundos en todos los planos del volumen de trabajo para adquirir la mayor cantidad de valores del campo magnético. Posteriormente se cargaron los datos adquiridos a lo largo de los tres ejes del magnetómetro  $m = [m_x, m_y, m_z]$  y se realizó el ajuste de elipsoide obteniendo el vector de la Ecuación 7.1.

$$B_{offset} = [B_{x(offset)} \quad B_{y(offset)} \quad B_{z(offset)}] \quad (7.1)$$

Con los valores del *offset* estimado es posible calibrar los datos del resto de las medidas del magnetómetro en cada una de las pruebas. Se repitió este proceso al inicio de cada una de las pruebas estáticas y de las pruebas dinámicas.

En la Figura 7.3 se observan los datos del magnetómetro luego de realizar el movimiento en ( $\infty$ ) durante 60 segundos. Los datos son en cada plano del campo magnético; en color rojo se observa el plano XY, en azul el plano XZ y en verde el plano YZ. Como se puede observar y como se dijo anteriormente, todos los planos tienen un *offset* dando un campo magnético superior a los  $22.67 \mu T$  esperados.

### 7.3. Calibración del magnetómetro

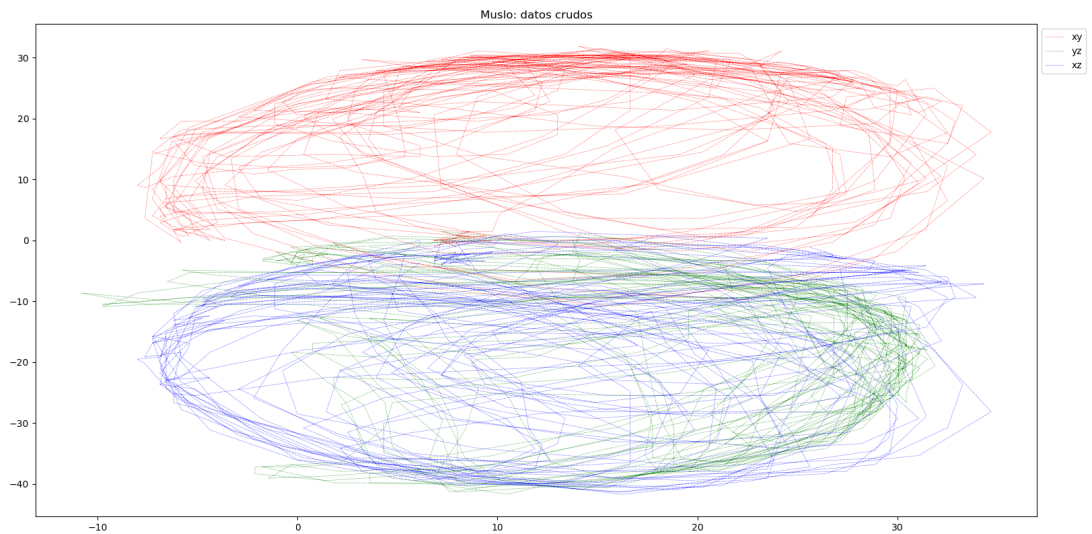


Figura 7.3: Datos numéricos del magnetómetro adquiridos durante el movimiento en ( $\infty$ ). En color rojo se observa el plano XY, en azul el plano XZ y en verde el plano YZ.

Con estos datos se hace el ajuste del *offset* y se obtiene un campo magnético más homogéneo y aproximado al campo magnético de Montevideo 7.4. Asumiendo que la toma de datos no cuenta con distorsiones de hierro dulce, se restringió el módulo del campo magnético calibrado en cada instante de tiempo a  $\pm 0,5\mu T$  de la media obtenida, descartando cualquier dato que sobrepase este límite es ignorado para el AFS y se copia el dato anterior.

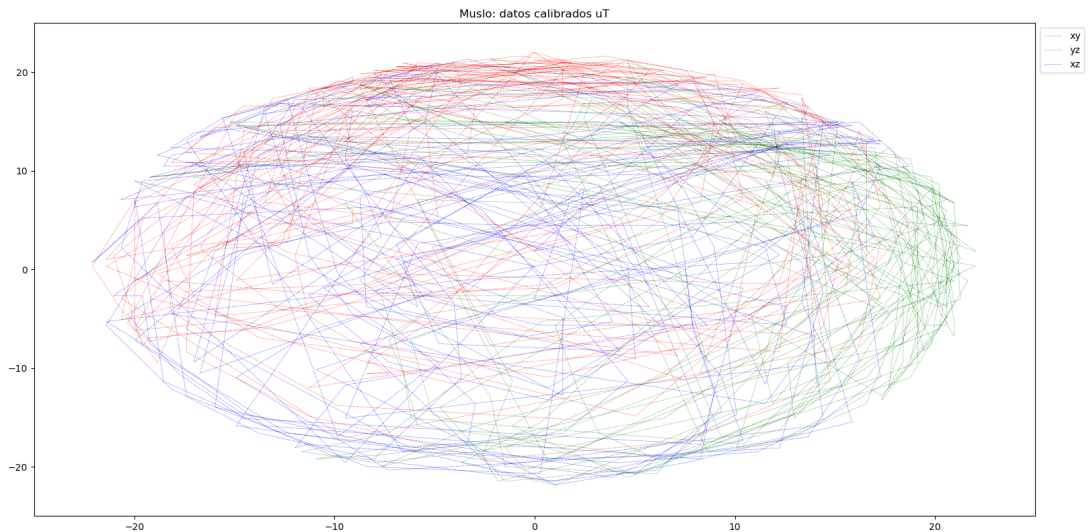


Figura 7.4: Datos del magnetómetro después del ajuste de elipsoide y de la restricción de  $\pm 0,5\mu T$  de la media del módulo del campo magnético

Se realizaron en total siete calibraciones de los datos del magnetómetro durante las pruebas estáticas y dinámicas en un ambiente a  $24^\circ$  de temperatu-

ra. En estas pruebas se observó un comportamiento constante en los dos MIMU donde el *offset* promedio para el  $MIMU - DA$  : [15,05, 9,45, -19,70] y el  $MIMU - C8$  : [-4,71, -3,85, -21,80].

Con las correcciones del *offset* a las medidas de cada toma se obtuvo un campo magnético promedio similar al esperado al campo magnético real en Montevideo: el MIMU-DA con  $21,58\mu T$  y el MIMU-C8 con  $21,77\mu T$ .

## 7.4. Configuración y tiempo de ejecución de algoritmos

Se implementaron los AFS descritos en el capítulo 5 en el lenguaje de programación Python. Para ello se usaron como referencia las publicaciones de [27], [49], [50], [16] y los algoritmos implementados en MATLAB de Marco Caruso [7].

Como se vio en el capítulo 5, cada AFS contiene características especiales de manejo de los valores del acelerómetro y del magnetómetro para las correcciones de la estimación de la orientación que tiene como mayor componente los datos del giroscopio. Por lo tanto, es necesario colocar los parámetros adecuados para su óptimo funcionamiento.

Caruso [7] utiliza tres marcas de MIMUs (Xsens-MTx , APDM-Opal y Shimmer-Shimmer3) que no coinciden ninguno con los MIMUs MetamotionR usados en este proyecto. A pesar de eso se vio un comportamiento similar a nivel de la desviación estándar (DS) entre los sensores MetamotioR y los sensores Shimmer-Shimmer3. Los valores de la Tabla 7.2 muestran el promedio de los datos de los sensores Metamotion R durante la prueba estática a  $0^\circ$ . Para identificar los ejemplares de nuestros MIMUs usamos las dos primeras letras de su dirección-MAC (C8) y (DA).

Desvío estándar sensores Metamotion R				
Sensor	Unidad	X	Y	Z
$ACC_{DA}$	(mg)	1.40	1.40	1.60
$ACC_{C8}$	(mg)	1.30	1.30	1.50
$GIR_{DA}$	( $^\circ/s$ )	0.07	0.05	0.04
$GIR_{C8}$	( $^\circ/s$ )	0.07	0.05	0.05
$MAG_{DA}$	( $\mu T$ )	0.56	0.48	0.42
$MAG_{C8}$	( $\mu T$ )	0.56	0.49	0.42

Tabla 7.2: Datos de la desviación estándar de sensores Metamotion R. Prueba estática a  $0^\circ$

Usando como referencia los sensores Shimmer-Shimmer3 y los datos de optimización descritos en [7] al igual que los valores estáticos de casa sensor se colocaron los siguientes valores de ganancia a cada sensor.

- **MADGWICK - (MAD):**  $\beta = 2$  durante dos segundos para asegurar una convergencia más rápida. Para el resto de las muestras se usa un  $\beta = 0,03$

## 7.5. Resultados de la prueba estática

- **VALENTI - (VAC):** Para todas las muestras:  $G_{acc} = 0,01$  ;  $G_{mag} = 0,001$  ;  $GananciaAdaptativa_{inferior} = 0,05$  ;  $GananciaAdaptativa_{superior} = 0,15$
- **VALENTI - (VAK):** Para todas las muestras se usa:  $\sigma_{Acc} = 0,014$  ;  $\sigma_{Gir} = 0,004$  ;  $\sigma_{Mag} = 0,05$
- **GUO - (GUO):** Para todas las muestras se usa:  $\sigma_{Acc} = 0,001$  ;  $\sigma_{Gir} = 0,3$  ;  $\sigma_{Mag} = 0,4$

Con los AFS implementados en Python 3.9.13 sobre el IDE Spyder 5.4.2 se realizó la estimación del tiempo de ejecución de cada uno. Para ello se obtuvo el tiempo de ejecución promedio durante la ejecución de una prueba de 9620 datos. La estimación se realizó sobre una computadora portátil con AMD Ryzen 7 6800H - 3.2GHz con Windows 11.

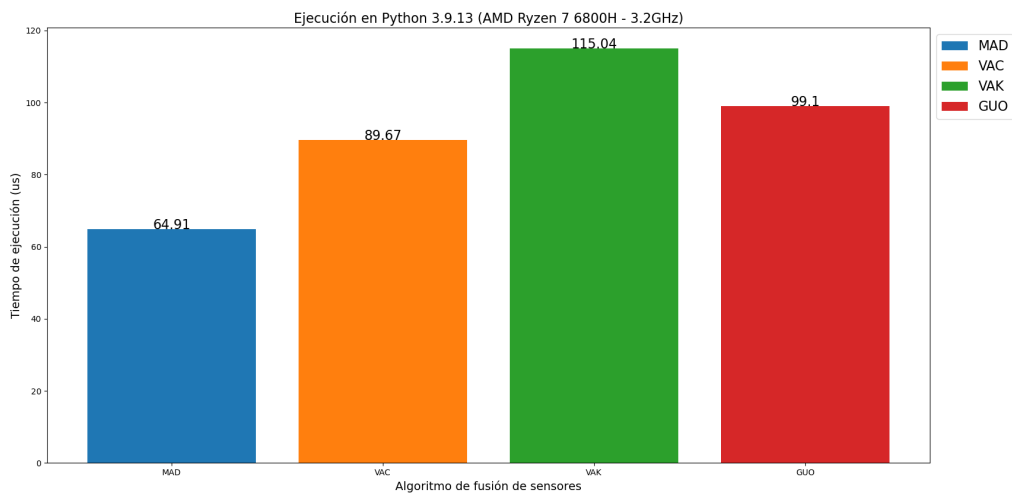


Figura 7.5: Tiempo de ejecución de los AFS por cada muestra. En Azul se encuentra el AFS de Madgwick, en naranja el FC de Valenti, en verde el FK de Valenti y en rojo el AFS de Guo.

En la Figura 7.5 se observa que los dos AFS de tipo FC tienen una velocidad mayor respecto a los de tipo FK (Kalman). Este comportamiento puede deberse al planteamiento matemático de los FC. La única diferencia en la prueba de Caruso respecto a los FK era el de GUO el cual fue específicamente diseñado por sus autores para tener una respuesta rápida la cual no se vio muy marcada en esta prueba. Podemos asumir que una de las razones puede ser la implementación en Matlab ya que cuenta con herramientas específicamente para tareas específicas Python usa un sistema de propósito general y no específico.

## 7.5. Resultados de la prueba estática

Para este análisis se obtuvieron los cuaterniones de cada AFS con los datos de cada MIMU. Los datos de ambos sensores fueron comparados con el valor teórico

## Capítulo 7. Diseño de ChakaMo

de cada toma de datos ya que era conocido el ángulo de Balanceo esperado. En las tomas de datos se observó que la orientación tenía una rotación aproximada de  $90^\circ$  sobre el eje de Rumbo debido a las tomas respecto al marco de referencia del sistema. Conociendo que la posición inicial no debería tener ninguna rotación se lleva todo al marco inicial a  $0^\circ$  Para ello se ajustó mediante la multiplicación con el cuaternión  $q_m = [0,7071 \ 0 \ 0 \ -0,7071]$  que representa una rotación de  $-90^\circ$  sobre el eje de Rumbo (Ec.7.2).

$$q_{AFS(ajustado)} = q_m \otimes q_{AFS} \quad (7.2)$$

donde  $AFS = \{MAD, VAC, VAK, GUO\}$  es cada uno de los AFS (Madgwick, Valenti (FC), Valenti (FK), GUO) respectivamente.

En la toma de datos se debía mantener un el valor de giro por 60 segundos. Debido que fueron realizados por una persona se observó que al iniciar y al finalizar la toma de datos existían perturbaciones por lo tanto se analizaron los datos entre el segundo 25 y 45 que era la sección más estable de la señal. Además se observó que en AFS de GUO se necesitaba un tiempo de convergencia el cual no se tomó en cuenta en la comparación. La diferencia más notable por el error humano en la toma de medidas fue más notable en la estimación de  $45^\circ$  y  $60^\circ$ .

Se obtuvo el promedio del desvío estándar (DS) de todas las medidas estáticas durante los 20 segundos bajo análisis y se observó un comportamiento similar entre ambos sensores. El AFS que presentó mayor DS es el de Madgwick seguido por el FK de Valenti. El AFS de menor DS fue el FC de Valenti. En la tabla 7.3 se observan los valores para cada MIMU siendo el eje de Rumbo el que presentó mayor variación en los cuatro AFS.

Promedio del desvío estándar						
AFS	$X_{DA}(\circ)$	$X_{C8}(\circ)$	$Y_{DA}(\circ)$	$Y_{C8}(\circ)$	$Z_{DA}(\circ)$	$Z_{C8}(\circ)$
<b>MAD</b>	0.10	0.11	0.26	0.26	0.57	0.58
<b>VAC</b>	0.08	0.09	0.01	0.01	0.14	0.14
<b>VAK</b>	0.09	0.10	0.04	0.04	0.46	0.55
<b>GUO</b>	0.11	0.11	0.02	0.02	0.35	0.40

Tabla 7.3: Promedio del desvío estándar de la comparación AFS - prueba estática

Para todas las pruebas se hizo la diferencia de las medidas mediante la multiplicación de los cuaterniones descrita en la Ecuación 7.3.

$$q_{i,j} = q_i \otimes q_j^* \quad i \neq j \quad (7.3)$$

donde  $i, j \in \{TEO, MAD, VAC, VAK, GUO\}$  TEO es el valor del cuaternión teórico esperado y el resto son cada uno de los AFS.

Las combinaciones posibles con cuatro AFS y el cuaternión teórico son 25. Quitando las combinaciones entre sí quedan 20 posibles combinaciones. Dentro de estas veinte combinaciones se observó que diez de las combinaciones conforman

## 7.5. Resultados de la prueba estática

la diferencia negativa y las otras 10 la diferencia positiva entregando ambas el mismo valor de error cuadrático medio (RMSE), por lo tanto solo se toman 10 combinaciones posibles en cada una de las pruebas estáticas.

Dentro de esta prueba se observa que el mayor error de medidas es en la comparación entre los AFS y el valor teórico 7.4 - 7.8. En la comparación entre AFSs se observa una variación menor, esto debido a que todos los AFS se calcularon con la misma entrada de datos del acelerómetro, giroscopio y magnetómetro en cada MIMU y en las comparaciones teóricas se realizaron respecto a un cuaternión pre-establecido a cada rotación sobre el eje de Balanceo ( $0^\circ$  ;  $30^\circ$  ;  $45^\circ$  ;  $60^\circ$  ;  $90^\circ$ ).

RMSE comparación AFS ( $0^\circ$ )						
AFS	$X_{DA}(\circ)$	$X_{Cs}(\circ)$	$Y_{DA}(\circ)$	$Y_{Cs}(\circ)$	$Z_{DA}(\circ)$	$Z_{Cs}(\circ)$
<b>TEO-MAD</b>	3.08	4.16	0.87	1.22	1.25	1.02
<b>TEO-VAC</b>	3.20	4.03	0.60	1.18	0.32	1.58
<b>TEO-VAK</b>	3.10	4.36	0.89	1.35	1.24	1.39
<b>TEO-GUO</b>	3.06	4.07	0.88	1.28	1.00	1.56
<b>MAD-VAC</b>	0.11	0.12	0.33	0.27	1.07	0.98
<b>MAD-VAK</b>	0.03	0.22	0.30	0.31	0.35	0.53
<b>MAD-GUO</b>	0.03	0.09	0.27	0.26	0.37	0.75
<b>VAC-VAK</b>	0.09	0.32	0.25	0.19	1.05	0.63
<b>VAC-GUO</b>	0.13	0.04	0.25	0.10	0.80	0.42
<b>VAK-GUO</b>	0.05	0.28	0.04	0.09	0.26	0.27

Tabla 7.4: RMSE Prueba estática ( $0^\circ$ ) con ambos mimuS

RMSE comparación AFS ( $30^\circ$ )						
AFS	$X_{DA}(\circ)$	$X_{Cs}(\circ)$	$Y_{DA}(\circ)$	$Y_{Cs}(\circ)$	$Z_{DA}(\circ)$	$Z_{Cs}(\circ)$
<b>TEO-MAD</b>	2.10	2.36	0.34	0.93	1.13	0.78
<b>TEO-VAC</b>	1.94	2.80	0.27	1.30	0.95	3.22
<b>TEO-VAK</b>	2.11	2.42	0.22	1.16	1.37	0.75
<b>TEO-GUO</b>	2.07	2.24	0.26	1.01	0.76	0.75
<b>MAD-VAC</b>	0.17	0.40	0.28	0.61	0.42	3.30
<b>MAD-VAK</b>	0.04	0.08	0.32	0.41	0.46	0.36
<b>MAD-GUO</b>	0.09	0.17	0.28	0.30	0.50	0.58
<b>VAC-VAK</b>	0.18	0.31	0.07	0.30	0.55	3.06
<b>VAC-GUO</b>	0.16	0.51	0.03	0.42	0.44	2.77
<b>VAK-GUO</b>	0.09	0.21	0.06	0.14	0.64	0.32

Tabla 7.5: RMSE Prueba estática ( $30^\circ$ ) con ambos sensores

Esta variación respecto al valor teórico se replica en todas las pruebas en todos los ejes. Los ejes más afectados son los de Balanceo (X) que es donde se realiza el

## Capítulo 7. Diseño de ChakaMo

movimiento y el de Rumbo (Z). La variación sobre el de Balanceo es causado por el error humano durante la toma de datos, en el caso del Rumbo se presume que el error es debido a los datos del magnetómetro.

RMSE comparación AFS (45°)						
AFS	$X_{DA}(^{\circ})$	$X_{C8}(^{\circ})$	$Y_{DA}(^{\circ})$	$Y_{C8}(^{\circ})$	$Z_{DA}(^{\circ})$	$Z_{C8}(^{\circ})$
<b>TEO-MAD</b>	4.28	3.87	0.25	0.78	0.57	1.15
<b>TEO-VAC</b>	4.26	4.34	0.05	0.88	0.13	5.38
<b>TEO-VAK</b>	4.30	3.94	0.06	0.99	0.41	1.70
<b>TEO-GUO</b>	4.26	3.77	0.08	0.86	0.64	1.75
<b>MAD-VAC</b>	0.07	0.43	0.26	0.47	0.54	4.30
<b>MAD-VAK</b>	0.05	0.09	0.30	0.36	0.51	0.62
<b>MAD-GUO</b>	0.07	0.13	0.26	0.25	0.52	0.69
<b>VAC-VAK</b>	0.08	0.33	0.07	0.19	0.32	3.76
<b>VAC-GUO</b>	0.10	0.51	0.03	0.31	0.68	3.66
<b>VAK-GUO</b>	0.08	0.19	0.05	0.13	0.83	0.13

Tabla 7.6: RMSE Prueba estática (45°) con ambos sensores

También se observa una diferencia entre las estimaciones entre los MIMUs de hasta 2° a lo largo de las pruebas. A diferencia de la estimación del DS descrito en la tabla 7.3 donde los valores eran casi similares a las estimaciones de orientaciones, aquí se ven afectadas por los datos que toma cada MIMU.

RMSE comparación AFS (60°)						
AFS	$X_{DA}(^{\circ})$	$X_{C8}(^{\circ})$	$Y_{DA}(^{\circ})$	$Y_{C8}(^{\circ})$	$Z_{DA}(^{\circ})$	$Z_{C8}(^{\circ})$
<b>TEO-MAD</b>	6.09	5.29	0.25	0.72	0.78	0.59
<b>TEO-VAC</b>	6.06	5.74	0.08	0.62	0.31	4.67
<b>TEO-VAK</b>	6.11	5.32	0.15	0.99	0.46	0.46
<b>TEO-GUO</b>	6.07	5.17	0.04	0.87	1.28	0.49
<b>MAD-VAC</b>	0.06	0.41	0.27	0.50	0.54	4.85
<b>MAD-VAK</b>	0.04	0.05	0.31	0.47	0.41	0.37
<b>MAD-GUO</b>	0.06	0.15	0.27	0.38	0.74	0.63
<b>VAC-VAK</b>	0.07	0.36	0.07	0.10	0.27	4.63
<b>VAC-GUO</b>	0.06	0.51	0.02	0.19	0.99	4.32
<b>VAK-GUO</b>	0.07	0.17	0.06	0.11	0.98	0.34

Tabla 7.7: RMSE Prueba estática (60°) con ambos sensores

En las comparaciones entre los cuatro AFS se observa que en la mayoría de los casos las variaciones son menores a 1°. Los cambios más grandes se observan en el MIMU C8 en la rotación sobre el eje de Rumbo, siendo el rango más alto estimado



## 7.6. Resultados de la prueba dinámica

de  $5.82^\circ$  en la prueba a  $90^\circ$ . La estimación en el MIMU DA también presenta una variación pero de menor valor ( $2.39^\circ$ ). Se observa que este comportamiento es reflejo de la estimación del algoritmo de VAC. Al ver la comparación de ambos MIMUs con el valor teórico se observa una variación de  $6.14^\circ$  en el MIMU C8 y  $3.82^\circ$  en el MIMU DA. Este comportamiento es bastante peculiar porque VAC es el AFS que presenta menor DS pero un mayor RMSE sobre el eje de Rumbo.

RMSE comparación AFS ( $90^\circ$ )						
AFS	$X_{DA}(\circ)$	$X_{C8}(\circ)$	$Y_{DA}(\circ)$	$Y_{C8}(\circ)$	$Z_{DA}(\circ)$	$Z_{C8}(\circ)$
<b>TEO-MAD</b>	1.62	0.88	0.55	0.45	1.55	0.89
<b>TEO-VAC</b>	1.75	0.45	0.60	0.50	3.82	6.14
<b>TEO-VAK</b>	1.66	0.96	0.69	0.34	1.58	0.64
<b>TEO-GUO</b>	1.62	0.98	0.58	0.69	2.81	2.31
<b>MAD-VAC</b>	0.11	0.40	0.29	0.29	2.39	5.44
<b>MAD-VAK</b>	0.05	0.09	0.32	0.26	0.38	0.51
<b>MAD-GUO</b>	0.03	0.12	0.27	0.42	1.40	1.62
<b>VAC-VAK</b>	0.07	0.46	0.02	0.12	2.36	5.82
<b>VAC-GUO</b>	0.12	0.50	0.06	0.22	1.01	3.84
<b>VAK-GUO</b>	0.07	0.05	0.08	0.32	1.37	2.00

Tabla 7.8: RMSE Prueba estática ( $90^\circ$ ) con ambos sensores

En este análisis se puede interpretar que la entrada de los datos a cada AFS compromete la estimación. A pesar de que las pruebas fueron tomadas simultáneamente con dispositivos de la misma marca y modelo, las estimaciones variaron en algunos casos de manera importante.

En las Figuras del ApéndiceB se observa gráficamente la diferencia entre las cuatro estimaciones de AFS y el valor teórico para los dos MIMUs. Estos valores fueron utilizados posteriormente para la estimación del RMSE detallados en las tablas anteriores. Se observa que a pesar de los resultados de RMSE 7.4 - 7.8 indiquen un buen comportamiento para el algoritmo de MAD este presenta mayor varianza en las estimaciones y que el AFS de VAC compromete la estimación del eje de Rumbo en las mediciones a pesar de tener una DS menor. Los algoritmos de VAK y GUO presentan algunas variaciones en pruebas específicas pero por lo general se encontraron en la mitad del espectro tanto en la estimación del RMSE como de la DS. Estas pruebas si bien dan un panorama del comportamiento de los AFS es necesario apoyar con mayor información para ellos se analiza la prueba dinámica de los AFS.

## 7.6. Resultados de la prueba dinámica

El objetivo de esta prueba es evaluar el comportamiento de los cuatro AFS y la comparación entre ellos durante pruebas dinámicas a diferentes velocidades

## Capítulo 7. Diseño de ChakaMo

simulando una tarea motora controlada. Para definir el inicio, el final y los picos entre  $0^\circ$  a  $90^\circ$  se usaron los datos en el eje X (eje de movimiento) del giroscopio ya que la medida que tiene el cruce por cero indica un cambio de dirección.

Se filtraron los datos del giroscopio para identificar los cambios de dirección en los ciclos, para ello se usa un filtro *Butterworth* de segundo orden a una frecuencia de corte de 4Hz para evitar las variaciones en este punto. Estos cambios se representan en una línea punteada en la Figura 7.6. En la figura se observa el giro de  $90^\circ$  sobre el eje X, de la misma manera se observa un comportamiento peculiar en los otros ejes en especial en el eje Z. Esto se analizará en los siguientes párrafos.

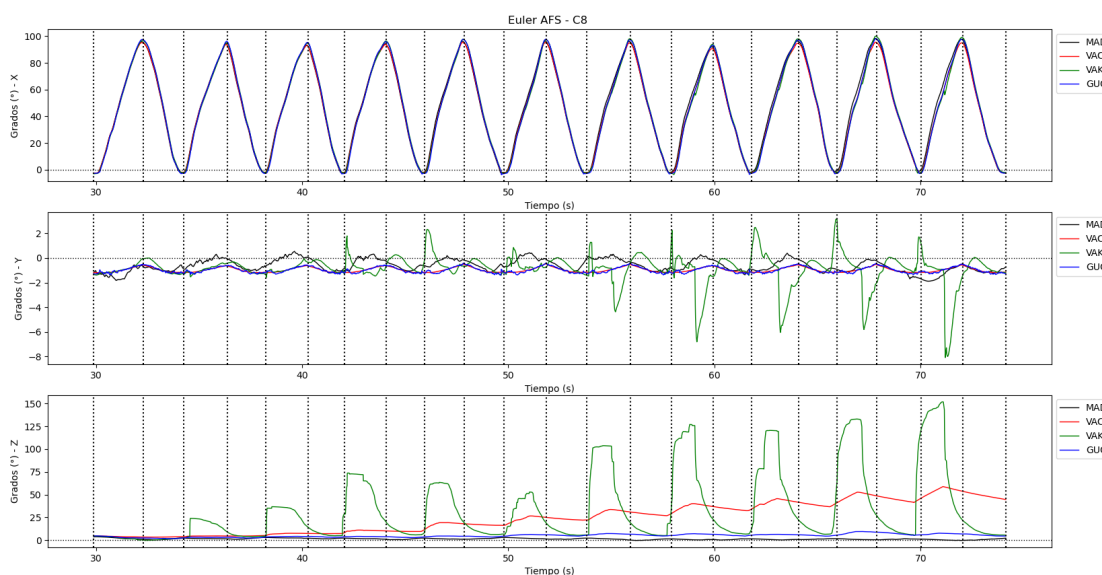


Figura 7.6: Prueba dinámica lenta - (MIMU - C8)

Para ver la diferencia entre los cuatro AFS se utilizó la ecuación descrita en 7.3 obteniendo la Figura 7.7.

En la Figura 7.7 se observa que mientras el MIMU pasa de  $0^\circ$  a  $90^\circ$  en el eje X, la diferencia entre AFS es notable en especial con las combinaciones de las diferencias con el AFS de MAD. Para explicar este comportamiento se observa el funcionamiento del giroscopio ya que en los AFS se usa la suposición de que la velocidad angular es constante durante su integración para estimar la orientación. En este caso se observa que el algoritmo de MAD es más susceptible a los cambios bruscos que pasan en el giroscopio entregando resultados erróneos de hasta  $7.5^\circ$  respecto a los otros AFS. El resto de las comparaciones entrega una diferencia menor durante el movimiento principal siendo la que tiene menor diferencia es la combinación entre VAK-GUO.

En los ejes de Cabeceo y Rumbo el comportamiento de MAD mejora y las diferencias entre VAK y VAC son las más afectadas. Al igual que en el caso estático donde se vio un comportamiento peculiar en el eje Rumbo en esta prueba sucede lo mismo. Las variaciones entre las diferencias con los algoritmos de VAC y VAK van hasta  $10^\circ$  en el caso del eje Cabeceo y de  $150^\circ$  en el caso del eje de Rumbo. Se

## 7.6. Resultados de la prueba dinámica

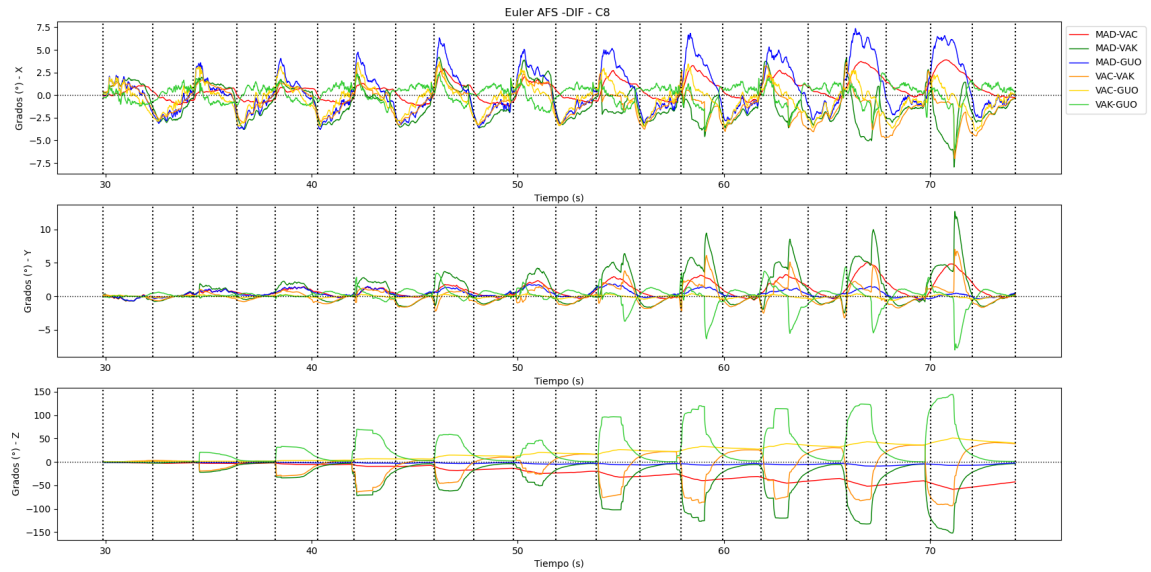


Figura 7.7: Prueba dinámica lenta - Comparación entre AFS con el MIMU identificado como C8

observa que a medida que pasa el tiempo ambos AFS de Valenti entregan errores mayores de estimación. La menor diferencia entre AFS en este análisis fue el de MAD-GUO cuya variación es del orden de los  $3^\circ$ . Este comportamiento de los ejes también sucede en el MIMU-DA. En las pruebas rápidas el comportamiento inusual en el eje de Rumbo es más evidente.

Al igual que en la prueba estática se observaron comportamientos distintos entre las estimaciones entre MIMUs en especial en el eje de Rumbo durante la prueba lenta donde el MIMU-DA tiene peor comportamiento. Las imágenes de las combinaciones se encuentran en el apéndice B.

Diferencia del promedio - prueba lenta						
AFS	$X_{DA}(\circ)$	$X_{C8}(\circ)$	$Y_{DA}(\circ)$	$Y_{C8}(\circ)$	$Z_{DA}(\circ)$	$Z_{C8}(\circ)$
<b>MAD</b>	0.08	0.09	0.10	0.02	1.13	1.43
<b>VAC</b>	0.04	0.10	0.00	0.00	18.77	16.50
<b>VAK</b>	0.08	0.13	0.01	0.01	0.96	1.17
<b>GUO</b>	0.08	0.01	0.01	0.01	0.51	1.21

Tabla 7.9: Diferencia del promedio de medidas 20 segundos iniciales y finales después del movimiento durante la prueba lenta

Para ver el comportamiento después del movimiento en los AFS se obtuvo la diferencia del promedio de los ángulos estimados durante 20 segundos antes de que empiece el movimiento y 20 segundos después de que termine el movimiento. No se tomaron los 30 segundos completos para evitar el tiempo de convergencia del AFS de MAD y GUO.

## Capítulo 7. Diseño de ChakaMo

En la Tabla 7.9 se observa la diferencia durante la prueba lenta, en ella se observa el comportamiento erróneo del AFS de VAC el cual afecta bastante al eje de Rumbo. Además se puede ver que entre las estimaciones de cada MIMU se obtuvo una diferencia de  $2^\circ$  entre ellos. Si bien el AFS de VAK presenta un comportamiento erróneo durante tareas dinámicas el momento que el MIMU se encuentra estático este reduce esa diferencia a  $1^\circ$ . En la Tabla 7.10 se observa la diferencia en la prueba rápida, en este se observa un comportamiento similar que en la prueba lenta incrementando  $2^\circ$  al error en el AFS de VAC.

Diferencia del promedio - prueba rapida						
AFS	$X_{DA}(\circ)$	$X_{C8}(\circ)$	$Y_{DA}(\circ)$	$Y_{C8}(\circ)$	$Z_{DA}(\circ)$	$Z_{C8}(\circ)$
MAD	0.06	0.07	0.05	0.04	1.28	0.98
VAC	0.04	0.07	0.02	0.02	20.44	19.49
VAK	0.10	0.12	0.03	0.02	0.71	0.70
GUO	0.06	0.07	0.01	0.00	0.92	1.61

Tabla 7.10: Diferencia del promedio de medidas 20 segundos iniciales y finales después del movimiento durante la prueba rápida

### 7.7. Selección del algoritmo de fusión de sensores

Después de realizar las pruebas estáticas y dinámicas se observaron comportamientos que variaban según cada MIMU. Esto fue extraño ya que las pruebas fueron realizadas de manera simultanea con las mismas configuraciones de sensores y de AFS. En la prueba estática se tenía la referencia del cuaternión teórico con el cual se puede realizar una comparación, este no fue el caso de la prueba dinámica ya que al ser un movimiento realizado por una persona cada ciclo tenía pequeñas variaciones en el tiempo y por lo tanto no se pudo usar una sinusoidal como referencia. Una opción era usar los cuaterniones entregados por el algoritmo de MBIENTLAB pero el MIMU no permite entregar a la vez los datos de los tres sensores (acelerómetro, giroscopio y magnetómetro) y del cuaternión estimado.

En los tiempos de ejecución de cada AFS se observó que los FC tienen una velocidad mayor de ejecución respecto a los FK. Los resultados de la Figura 7.5 muestran que MAD tiene un tiempo de ejecución más rápido seguido de VAC, GUO y VAK. En la prueba de Caruso [7] el AFS más rápido era el de VAC seguido por el de GUO, MAD y finalmente VAK. En esta comparación se observa que sólo el algoritmo de VAK coincide en el último lugar de la lista. Además los valores obtenidos en esta prueba y en [7] tienen variaciones notables de hasta  $100 \mu s$ , esto puede deberse a la implementación de los AFS y también del lenguaje de programación ya que estas pruebas fueron en Python y las de Caruso en Matlab.

En las pruebas estáticas se vio un mejor comportamiento del AFS de VAK y de GUO a nivel del cálculo del RMSE y de la DS. MAD también presenta un buen

## 7.7. Selección del algoritmo de fusión de sensores

comportamiento pero éste tiene los niveles más altos de DS debido a su ganancia en  $\beta$ .

Los MIMUs a pesar de ser de la misma marca y modelo muestran variaciones en la adquisición de datos los cuales llegaron a comprometer a los AFS. Un ejemplo de esto es el AFS de VAC en las pruebas estáticas a  $45^\circ$  y  $60^\circ$  en el eje de Rumbo siendo el MIMU-C8 el más afectado.

En las pruebas dinámicas el MIMU-DA fue el que presentó mayor diferencia en las estimaciones, además se observa que los AFS de Valenti presentaron un comportamiento peculiar en especial en el eje Rumbo. MAD se ve que es bastante sensible a los cambios bruscos del giroscopio esto generaba una variación mayor en la transición entre los  $0^\circ$  y  $90^\circ$  sobre el eje de Balanceo, en el eje de Rumbo mostró un comportamiento estable.

Las variaciones a lo largo del eje de Rumbo puede atribuirse a la inestabilidad en los datos del magnetómetro. En los datos del magnetómetro se realiza la calibración por ajuste de elipsoide y la restricción de variación del campo magnético a  $\pm 0,5\mu T$  ya que se asume un espacio sin interferencias del campo magnético, para ello en caso de pasar el umbral se repetía la medida anterior por lo que puede afectar el AFS. Este es un factor que se debe tomar en cuenta en la adquisición con los sensores MBIENTLAB.

Otro de los factores que tiene gran impacto en la estimación de la orientación son los valores de configuración de cada AFS, para ello se debe buscar el mejor valor que se adapta al movimiento que pretendemos realizar con los datos de entrada que entrega cada MIMU. Este fue el caso de VAC que para una estimación estática entregaba buenas estimaciones, pero al utilizarlo en la prueba dinámica el comportamiento cambió.

El AFS que mejor se comportó en las pruebas fue el de GUO, que si bien tiene un tiempo de convergencia elevado esto es debido a que el AFS toma valores iniciales de estimación predeterminados con un cuaternión  $q = [1, 0, 0, 0]$ . Suponemos que si se adjuntara un paso extra al AFS para iniciar el algoritmo a un valor más próximo del movimiento como se realiza en el filtro de VAK, éste puede presentar menor tiempo de convergencia y dar un mejor resultado en la estimación. Además que el algoritmo puede optimizarse y tratar de llegar a la velocidad de ejecución de Caruso el cual fue de  $15.2 \mu s$  en lugar de los  $99.1 \mu s$  obtenidos en esta prueba. Por lo tanto se decide utilizar el AFS de GUO en las estimaciones siguientes de la cinemática de la rodilla.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

## Capítulo 8

# Implementación de ChakaMo

### 8.1. Descripción de la tarea Motora

Se desea estimar la cinemática articular de la rodilla y por lo tanto se opta por una tarea motora que la involucre en su rango articular y estructuras anatómicas. Principalmente se busca una flexión del orden de  $70^\circ - 90^\circ$  y una extensión que llegue a los  $0^\circ$ . La tarea motora seleccionada es una variación de subir y bajar un escalón. Se realiza el ascenso del escalón con el miembro inferior bajo estudio y el miembro contra lateral sólo brinda equilibrio y apoyo durante los ciclos. En la tarea motora se utiliza una grada de madera de dos escalones; el primer escalón consta de 17 centímetros de altura que es comparable a un escalón común, 29 centímetros de profundidad y 50 centímetros de ancho; el segundo escalón es de 34 centímetros de altura medido desde el suelo (17 centímetros cada escalón), 47 centímetros de profundidad y 50 centímetros de ancho (Fig. 8.1).



Figura 8.1: Grada de la tarea motora. Consta de dos escalones de 17 cm cada uno.

La tarea motora se divide en dos partes, la primera es el ascenso a la extensión de rodilla (parte 1, 2 y 3) y la segunda parte es el descenso a una flexión de rodilla (parte 4 y 5) (Fig. 8.2). Las etapas de la tarea motora son las siguientes:

- **1)** El miembro inferior de interés se encuentra sobre el escalón firmemente apoyado con una flexión de rodilla; el miembro inferior contra lateral se

## Capítulo 8. Implementación de ChakaMo

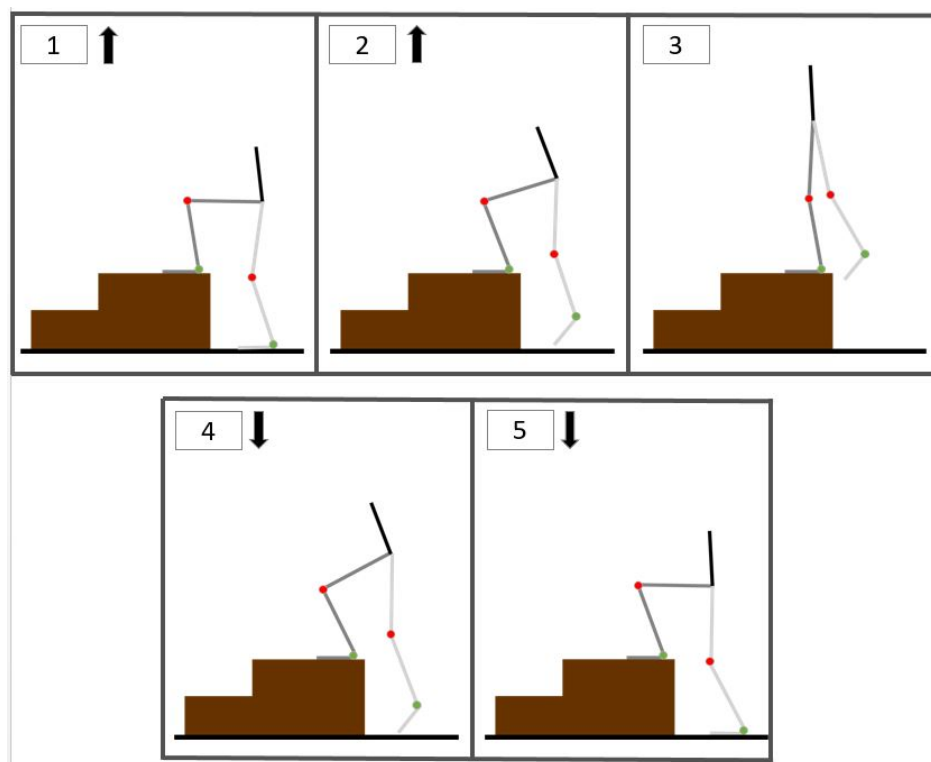


Figura 8.2: Secuencia de la tarea motora. En 1), 2) y 3) se observa la etapa de ascenso a una extensión de rodilla. En 4) y 5) se representa el descenso y estabilización donde la rodilla regresa a su posición original en flexión.

encuentra en extensión casi completa brindando apoyo al tronco del sujeto. Esta parte de la tarea motora es el 0% del total del ciclo.

- **2)** Los dedos del pie del miembro inferior contra lateral se despegan del suelo. El miembro de interés cuenta con un incremento en la flexión de rodilla debido al impulso necesario para empezar la extensión. Esta parte de la tarea motora es alrededor del 30% de la tarea motora.
- **3)** El miembro inferior de interés se encuentra en extensión completa cargando todo el peso del sujeto. El miembro inferior contra lateral se encuentra en extensión en el aire, donde el pie no debe tocar el escalón. Esta parte es alrededor del 50% de la tarea motora.
- **4)** Los dedos del miembro contra lateral llegan al suelo y la rodilla se encuentra en flexión. El miembro inferior de interés está en flexión ayudando a distribuir la carga del cuerpo. Esta parte es alrededor del 75% de la tarea motora.
- **5)** El miembro contra lateral tiene toda la planta del pie apoyado en el suelo dando estabilidad al sujeto, el miembro de interés se encuentra en una flexión



aproximada a la inicial. Esta parte cierra un ciclo de la tarea motora siendo el 100 %.

## 8.2. Ubicación del MIMU

Para la estimación de la cinemática de la rodilla se necesita un sensor atado a la pierna y un sensor atado al muslo. Para ello se utilizan bandas de velcro para ajustar cada sensor a cada segmento. Estas bandas son hipoalergénicas y presentan una red para sostener el sensor. Los MIMUs deben estar de tal forma que su eje Y apunte arriba, el eje Z vaya en dirección del eje anterior-posterior y el eje X vaya sobre el eje medial - lateral dando una calibración manual de los MIMUs.

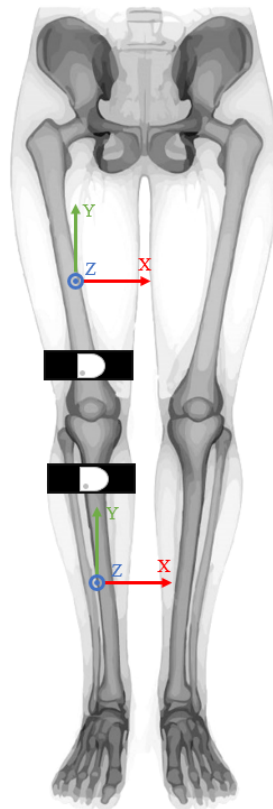


Figura 8.3: Ubicación de sensores MIMU. En el muslo el MIMU se encuentra a 5 centímetros de la cara proximal de la rotula. El MIMU de la pierna se encuentra sobre la tuberosidad de la tibia

El MIMU del muslo va atado en la cara anterior del muslo por encima del vasto lateral encima del recto femoral. Se selecciona este lugar porque así el velcro se ajusta mejor al cuádriceps. El sensor de la pierna se ubica en la cara anterior de la pierna sobre la tuberosidad de la tibia con el fin de restringir el movimiento y que se ajuste bien a la pierna evitando que la banda se caiga (Fig. 8.3). Estas referencias

## Capítulo 8. Implementación de ChakaMo

fueron optadas por un análisis de las posiciones propuestas por Camomilla & et al. en [6].

### 8.3. Método de calibración sensor - segmento

El método seleccionado para la calibración del sensor al segmento es el método estático con dos posturas. La primera postura es la tipo N (Fig. 6.1). El sujeto debe ponerse de pie con una separación entre los pies que debe ser la misma que el ancho de los hombros, con las rodillas en extensión completa y los dedos de los pies apuntando hacia adelante y las manos deben estar neutral al costado del cuerpo. La segunda postura es recostado en una superficie plana sobre la espalda, las rodillas deben estar completamente extendidas y los dedos de los pies apuntado hacia arriba (Fig. 6.1). Cada postura debe mantenerse por 30 segundos. Este método de calibración es una variación del método estático utilizado por Cordillet en [12].

El primer paso para la calibración es pedirle al sujeto que adquiera la primera postura de pie. En esta postura se obtiene el dato del acelerómetro el cual será paralela a la gravedad. Los MIMU entregan el valor de aceleración positivo para arriba y se toma como referencia para el vector vertical. La unidad de medida son los  $g$  ( $1g = 9,8m/s^2$ ). Al estar de pie el vector aceleración equivalente a la gravedad coincide con el eje  $Y$  definido para el segmento del muslo y de la pierna (Ec.8.1) donde  $HS$  es la relación del hueso al sensor:

$$\frac{muslo}{HS} \mathbf{Y} = \frac{pierna}{HS} \mathbf{Y} = \frac{g}{|g|} \quad (8.1)$$

En el caso de la segunda postura el vector aceleración equivalente a la gravedad se tomará como un eje  $Z_{aux}$ . Este vector da una referencia del eje  $Z_{aux}$  del muslo y de la pierna usando la Ecuación 8.2.

$$\frac{muslo}{HS} \mathbf{Z}_{aux} = \frac{pierna}{HS} \mathbf{Z}_{aux} = \frac{g}{|g|} \quad (8.2)$$

Como los ejes en los sistemas coordenados deben ser ortogonales entre si se realiza el producto vectorial entre el vector  $Y$  y  $Z_{aux}$  de la pierna y del muslo respectivamente para encontrar su respectivo eje  $X$  (Ec. 8.3 - 8.4).

$$\frac{muslo}{HS} \mathbf{X} = \frac{\frac{muslo}{HS} \mathbf{Y} \times \frac{muslo}{HS} \mathbf{Z}_{aux}}{\left| \frac{muslo}{HS} \mathbf{Y} \times \frac{muslo}{HS} \mathbf{Z}_{aux} \right|} \quad (8.3)$$

$$\frac{pierna}{HS} \mathbf{X} = \frac{\frac{pierna}{HS} \mathbf{Y} \times \frac{pierna}{HS} \mathbf{Z}_{aux}}{\left| \frac{pierna}{HS} \mathbf{Y} \times \frac{pierna}{HS} \mathbf{Z}_{aux} \right|} \quad (8.4)$$

Luego de definir el eje  $Y$  y el eje  $X$  los cuales ya son ortogonales entre sí se realiza el producto vectorial entre estos para encontrar el eje  $Z$  para los dos segmentos (Ec. 8.5 - 8.6).

$$\frac{muslo}{HS} \mathbf{Z} = \frac{\frac{muslo}{HS} \mathbf{X} \times \frac{muslo}{HS} \mathbf{Y}_{aux}}{\left| \frac{muslo}{HS} \mathbf{X} \times \frac{muslo}{HS} \mathbf{Y}_{aux} \right|} \quad (8.5)$$

## 8.4. Protocolo de adquisición de datos

$$\begin{matrix} \text{pierna} \\ \text{HS} \end{matrix} \mathbf{Z} = \frac{\begin{matrix} \text{pierna} \\ \text{HS} \end{matrix} \mathbf{X} \times \begin{matrix} \text{pierna} \\ \text{HS} \end{matrix} \mathbf{Y}_{aux}}{\left| \begin{matrix} \text{pierna} \\ \text{HS} \end{matrix} \mathbf{X} \times \begin{matrix} \text{pierna} \\ \text{HS} \end{matrix} \mathbf{Y}_{aux} \right|} \quad (8.6)$$

Cada producto vectorial es realizado para que el sistema sea ortogonal y cumpla con la regla de la mano derecha. Con todos los ejes definidos en las Ecuaciones 8.1, 8.3, 8.4, 8.5 y 8.6 se construye la matriz de rotación de cada segmento.

$$\begin{matrix} \text{muslo} \\ \text{HS} \end{matrix} \mathbf{R} = \begin{bmatrix} \begin{matrix} \text{muslo} \\ \text{HS} \end{matrix} \mathbf{X} & \begin{matrix} \text{muslo} \\ \text{HS} \end{matrix} \mathbf{Y} & \begin{matrix} \text{muslo} \\ \text{HS} \end{matrix} \mathbf{Z} \end{bmatrix} \quad (8.7)$$

$$\begin{matrix} \text{pierna} \\ \text{HS} \end{matrix} \mathbf{R} = \begin{bmatrix} \begin{matrix} \text{pierna} \\ \text{HS} \end{matrix} \mathbf{X} & \begin{matrix} \text{pierna} \\ \text{HS} \end{matrix} \mathbf{Y} & \begin{matrix} \text{pierna} \\ \text{HS} \end{matrix} \mathbf{Z} \end{bmatrix} \quad (8.8)$$

Con los datos de 8.7 y 8.8 se obtiene su cuaternión equivalente y es posible usar la Ecuación 6.1 para obtener la referencia del sensor al segmento. Los valores en cada instante de tiempo se obtienen con el AFS de GUO para luego calibrarlo a la cinemática de la rodilla con la Ecuación 6.3.

## 8.4. Protocolo de adquisición de datos

En esta sección se detalla el procedimientos de las pruebas en un sujeto. Para obtener la estimación de la cinemática de la rodilla es necesario realizar la toma de datos durante cuatro tareas específicas: (i) calibración de datos del magnetómetro, (ii) toma estática de pie, (iii) toma estática en decúbito dorsal y (iv) toma dinámica de la tarea motora.

**Calibración de datos del magnetómetro:** Esta sección busca corregir la distorsión de hierro duro del sensor. Para ello se colocan los MIMUs en una superficie rígida mediante cinta de doble contacto y se realiza el movimiento de infinito ( $\infty$ ) mediante rotaciones controladas por la muñeca. Este movimiento debe realizarse durante 60 segundos moviéndose alrededor de todo el área de trabajo detallado en 7.3.

Con los datos del magnetómetro dentro del volumen de trabajo se procede a realizar las tomas en el sujeto, para ello se colocan los MIMUs en las bandas de velcro hipoalérgico en el muslo y la pierna siguiendo la descripción de 8.2. Antes de colocar los sensores es importante identificar los MIMUs que van en cada segmento, por ejemplo el MIMU-DA va en el muslo y el MIMU-C8 en la pierna.

1. **Toma estática de pie:** Con los MIMUs colocados en el sujeto se solicita que se coloque de pie con los pies separadas por la distancia entre los hombros. Ambos pies deben apuntar al frente y las manos deben encontrarse neutrales al costado del sujeto. La toma de datos se realiza por 30 segundos manteniendo al sujeto estático.
2. **Toma estática en decúbito dorsal:** Con los sensores colocados en el sujeto se solicita que se recueste con la espalda apoyada en el suelo o en una superficie plana, las piernas deben estar separadas hasta la altura de

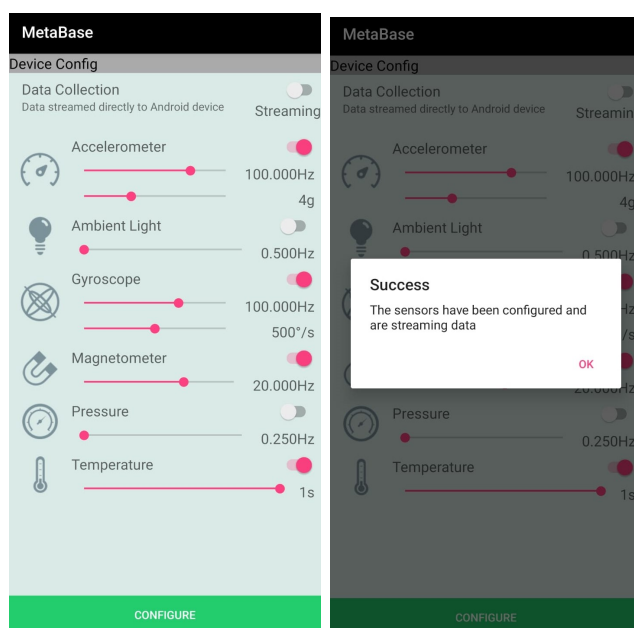
## Capítulo 8. Implementación de ChakaMo

los hombros y los pies apuntando hacia arriba. Las manos deben estar de manera neutral al costado del sujeto o encima del abdomen. La toma de datos se realiza por 30 segundos manteniendo al sujeto en esta posición.

3. **Subir y bajar un escalón:** Luego de las pruebas estáticas se realiza la toma de datos de la tarea motora. Para ello se realiza el procedimiento descrito en la sección 8.1 donde se desarrollan los pasos de un ciclo de la tarea motora. Para la toma de datos se deben realizar 10 ciclos completos.

### 8.5. Adquisición de datos con los sensores MIMU

Para la adquisición de datos se usa la aplicación **MetaBase**. Esta aplicación se encuentra disponible en PlayStore (Android). Luego se realiza el emparejamiento con los dos sensores Metamotion R, para ello se debe crear un conjunto de sensores con el fin de que ambos sensores tengan la misma configuración y la adquisición de datos sea simultánea. Con los dos MIMUs emparejados es posible obtener la información de los dispositivos de cada etapa del protocolo de adquisición. También es posible utilizar el SDK de MetaWear, en este caso se optó por no usarlo por pérdida de paquetes de los MIMUs a la computadora.



(a) Configuración de los dos MIMUs de Metamotion R (b) Configuración completa

Figura 8.4: Sensores configurados correctamente

Para realizar la configuración de los MIMUs se debe configurar el acelerómetro a una frecuencia de 100 Hz y a una aceleración de 4 g. El giroscopio a una

## 8.6. Manejo de archivos

frecuencia de 100Hz y una velocidad de 500 °/s. El magnetómetro se configura a una frecuencia de 20Hz y finalmente el sensor de temperatura se configura a 1s.

*Se debe verificar que al configurar los sensores se habilite el Slider-Button 8.4a para completar la configuración.* Luego de aceptar la configuración cada MIMU enciende un led de color verde al igual que en la pantalla del celular aparece un mensaje de confirmación 8.4b.

A continuación los MIMUs empiezan a enviar los datos a la aplicación del celular Figura 8.5a. Para detener la transmisión se debe presionar la tecla STOP, finalmente los datos se juntan y se guardan en el dispositivo 8.5b.

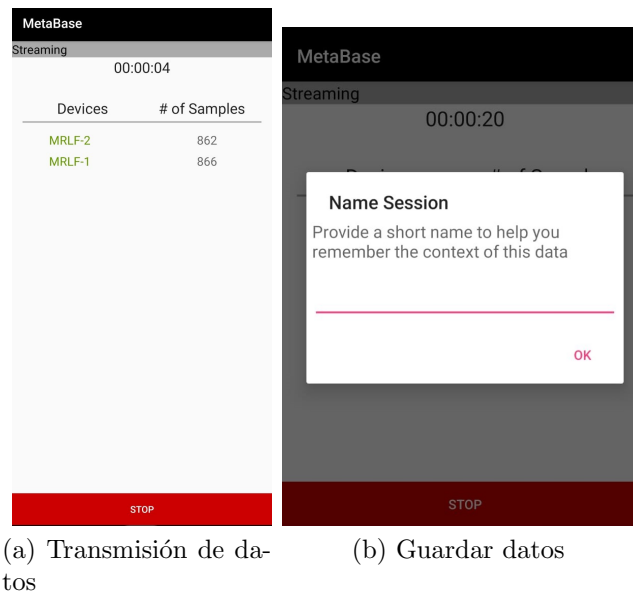


Figura 8.5: Procedimientos de transmisión de datos

Como este procedimiento tiene que realizarse en las cuatro pruebas descritas en 8.4 es necesario manejar un protocolo de etiquetado para evitar que los datos se sobre-escriban y perder la información. Por lo tanto para las pruebas se utiliza la configuración *“tipo-ID-#prueba”* donde tipo puede ser: *calibracion,standing,laydown,step*; ID es la identificación del sujeto en la prueba conformado por la primera letra de su nombre y de su apellido, finalmente # numero de prueba es el numero de las pruebas realizadas. Un ejemplo es *“calibracion-ML-1”* para los datos de calibración del magnetómetro. Esta forma de etiquetado debe colocarse en la sección para guardar la información 8.5b.

## 8.6. Manejo de archivos

Con los datos obtenidos del telefono celular a la PC y etiquetados correctamente se debe crear una planilla Excel (.xlsx) donde los datos sigan la secuencia de la Figura 8.6, esto con el fin de centralizar los datos de cada segmento de cada toma de datos y que sea un archivo específico y no cuatro separados.

## Capítulo 8. Implementación de ChakaMo

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N
1	elapsed (s)	x-axis (g)	y-axis (g)	z-axis (g)	x-axis (deg/s)	y-axis (deg/s)	z-axis (deg/s)	elapsed (s)	x-axis (T)	y-axis (T)	z-axis (T)	elapsed (s)	temperature (C)	
2	0	-0.065	0.449	0.885	0.915	0.305	0.671	0	-0.00001275	-6.875E-06	-0.0000015	0	24.625	
3	0.01	-0.062	0.448	0.894	1.159	0.061	1.463	0.05	-1.1312E-05	-6.125E-06	-0.00000075	0.991	24.75	
4	0.02	-0.066	0.458	0.9	1.341	0.244	1.341	0.1	-0.0000135	-6.875E-06	-1.125E-06	1.991	24.375	
5	0.03	-0.065	0.485	0.907	1.768	0.488	1.341	0.15	-1.2062E-05	-6.875E-06	-0.00000225	3.003	24.375	
6	0.04	-0.058	0.502	0.911	2.134	0.671	1.646	0.2	-1.0937E-05	-0.0000065	-1.125E-06	3.992	24.5	
7	0.05	-0.05	0.499	0.905	2.378	0.427	1.951	0.25	-1.2062E-05	-5.438E-06	-1.125E-06	4.994	24.5	
8	0.06	-0.046	0.493	0.912	2.561	0.183	2.073	0.3	-1.0937E-05	-6.125E-06	3.75E-07	5.998	24.5	
9	0.07	-0.032	0.497	0.918	3.476	-0.244	1.829	0.35	-0.0000095	-4.313E-06	3.75E-07	7.016	24.75	
10	0.08	-0.015	0.484	0.926	5.549	-1.28	1.89	0.4	-0.00001025	-4.313E-06	-0.00000075	7.999	24.375	
11	0.09	0.004	0.468	0.929	8.232	-2.988	2.866	0.45	-9.125E-06	-5.062E-06	3.75E-07	8.995	24.625	
12	0.1	0.011	0.474	0.923	11.524	-4.878	4.329	0.5	-7.688E-06	-3.625E-06	-0.00000075	9.99	24.5	
13	0.11	0.01	0.48	0.918	13.841	-6.89	5	0.55	-6.938E-06	-2.125E-06	3.75E-07	10.996	24.625	
14	0.12	0.007	0.497	0.909	14.146	-9.268	4.573	0.6	-5.125E-06	-0.0000025	0	11.995	24.5	
15	0.13	0.002	0.503	0.903	13.537	-11.829	3.72	0.65	-4.375E-06	-1.438E-06	-3.75E-07	13.006	24.75	
16	0.14	-0.001	0.512	0.899	12.622	-14.512	3.354	0.7	-2.938E-06	-3.12E-07	-1.125E-06	13.995	24.625	
17	0.15	0	0.518	0.895	12.622	-16.463	3.049	0.75	-1.875E-06	0.0000015	-1.125E-06	15.01	24.625	
18	0.16	0.009	0.51	0.895	12.988	-17.317	2.744	0.8	1.438E-06	3.688E-06	-2.688E-06	15.996	24.5	
19	0.17	0.02	0.496	0.894	14.756	-17.195	3.415	0.85	0.00000325	6.938E-06	-5.375E-06	16.993	24.375	
20	0.18	0.032	0.489	0.891	17.317	-16.829	5.305	0.9	0.00000725	1.0937E-05	-9.625E-06	17.986	24.75	
21	0.19	0.039	0.502	0.89	19.756	-16.951	7.256	0.95	0.000008	1.2062E-05	-0.000015	18.992	24.5	
22	0.2	0.04	0.538	0.894	22.622	-17.805	8.841	1	9.062E-06	0.00001275	-2.1937E-05	19.997	24.625	
23	0.21	0.039	0.578	0.896	25.183	-19.634	9.695	1.05	8.687E-06	1.2375E-05	-2.6563E-05	20.992	24.75	
24	0.22	0.042	0.602	0.901	27.622	-22.195	9.878	1.1	6.125E-06	1.3125E-05	-0.0000285	21.993	24.625	
25	0.23	0.048	0.61	0.903	29.939	-25.488	9.573	1.15	4.688E-06	1.3875E-05	-3.0375E-05	23.009	24.625	
26	0.24	0.052	0.606	0.898	31.768	-28.902	9.573	1.2	-3.75E-07	1.5313E-05	-3.0813E-05	23.995	24.625	
27	0.25	0.055	0.603	0.899	34.085	-31.829	10.61	1.25	-4.375E-06	0.00001675	-2.7313E-05	25.022	24.625	

Figura 8.6: Secuencia de archivos que se debe seguir para cada MIMU

Como ya se tiene cada MIMU identificado en el segmento se organiza cada adquisición de la siguiente manera:

- **Acelerómetro:** identificado por (g) que indica la aceleración de la gravedad. En la columna A va el tiempo de muestreo y en B-C-D los datos del acelerómetro.
- **Giroscopio:** identificado por (deg/s) que indica la velocidad angular. En la columna E-F-G van los datos del giroscopio.
- **Magnetómetro:** identificado por (T) que indica el campo magnético en Tesla. En la columna H va el tiempo de muestreo del sensor y en I-J-K van los datos del magnetómetro.
- **Temperatura:** identificado por (C) que indica la temperatura en grados Celsius. En la columna L va el tiempo de muestreo del sensor y en M los datos del termómetro.

El nombre de estos archivos sigue la estructura de **nombre-segmento-ID-fecha-#prueba-H**, donde:

- **nombre:** calibracion-sensor o standing o laydown o step
- **segmento:** muslo o pierna
- **ID:** Iniciales y numero de grupo
- **fecha:** día mes año
- **#prueba:** numero entero

## 8.6. Manejo de archivos

- **#H**: solo en el caso que se use el escalón más alto de la grada (usar solo en nombre step)

Por ejemplo *standing-muslo-ML1-13032023-1.xlsx* ó *step-pierna-ML1-13032023-1-H.xlsx*

Los ocho archivos finales deben quedar como la Figura 8.7.



Figura 8.7: Archivos finales del estudio

Con estos archivos es posible cargarlos a un *script* de Python que permite el cálculo de la cinemática de la rodilla. Además entrega una primera aproximación a un informe clínico para facilitar la interpretación, los datos de los cuaterniones de cada MIMU y los ángulos de Euler extraídos de las rotaciones en formato .xlsx. Los datos de los cuaterniones permiten cargarse a otro *script* de Python que muestra la visualización aproximada del movimiento de la rodilla en 3D usando modelos de huesos.

### 8.6.1. Presentación de datos - gráficas e informe clínico

En esta sección se encuentran todas las herramientas utilizadas para la adquisición de los ángulos cinemáticos de la rodilla. Para ello se usan las ocho planillas Excel descritos en la sección anterior y ocho *scripts* Python que permiten estimar los ángulos de la rodilla y entregar un informe con los datos obtenidos en formato PDF. Los ocho *scripts* son los siguientes:

-**ChakaMo.py**: es el archivo principal que controla el resto de los otros siete archivos. El procedimiento principal que maneja es:

1. Solicita al sujeto que coloque el nombre de los archivos donde solo solicita ingresar el ID, la fecha, el # de prueba y el tamaño del escalón. Se concatenan esos datos con los valores ya conocidos por la estructura de etiquetado

## Capítulo 8. Implementación de ChakaMo

y permite leer la información de los archivos. Con la información de los archivos se procede a ajustar las frecuencias de muestreo mediante el archivo **lib\_correccion\_datos.py**

2. Con los datos de los archivos corregidos se realiza la corrección de los datos del magnetómetro con el archivo **lib\_elipsoide.py**. Con los valores de offset encontrados para cada MIMU se corrigen los datos del magnetómetro de las tomas estáticas y dinámicas.
3. Posteriormente ya con todos los datos corregidos se realiza la calibración del sensor a segmento, para ello se toman los datos de la toma de pie y recostado y el archivo **lib\_calibracion\_sensor\_segmento.py** y el archivo **lib\_calibracion\_knee.py**.
4. Luego se procede a realizar la estimación de las orientaciones de los MIMUs en cada instante de tiempo con el AFS de GUO, para ello se usa el archivo **lib\_sfa\_algorithm.py** y **lib\_quaternion.py** posteriormente se calibra al valor de referencia del sensor a segmento con funciones del archivo **lib\_calibracion\_knee.py**.
5. Finalmente se obtiene el informe para el clínico donde se encuentra la información del paciente solicitada por el terminal de Python. Este es un archivo PDF estructurado por el archivo **funciones\_informe.py** y dos archivos en formato Excel que contienen los ángulos en los tres ejes y los cuaterniones de cada MIMU.

Cada sección descrita anteriormente cuenta con archivos que contienen diferentes funciones que permiten la estimación de la articulación de la rodilla. Cada uno de estos archivos se detalla a continuación:

-**lib\_correccion\_datos.py** : Este archivo usa la librería numpy y pandas, además contiene cuatro funciones:

- *datos\_finales*: recibe los archivos y ajusta las frecuencias de muestreo ya que son diferentes en el acelerómetro y giroscopio con el magnetómetro, asimismo convierte los valores del acelerómetro a  $\frac{m}{s^2}$ , los datos del giroscopio a  $\frac{rad}{s}$  y los datos del magnetómetro a  $\mu T$ .
- *revision\_NAN*: revisa si en el array de datos se encuentra algún valor Nan, esto debido a que la toma de datos a pesar de que mande la señal al MIMU para que deje de transmitir algunos sensores aún transmiten por algunos momentos. Por lo tanto los arrays obtenidos no tienen el mismo tamaño. Se obtiene el array entre los MIMUs que es más pequeño y el otro se limita a esa cantidad de datos.
- *frecuencia\_cantidad*: ajusta los datos del magnetómetro a la frecuencia de 100Hz del acelerómetro y giroscopio donde un dato del magnetómetro debe multiplicarse cinco veces.



## 8.6. Manejo de archivos

- *limitar\_sensores*: esta función ajusta los datos de ambos MIMUs, como se vio anteriormente además de la diferencia de cantidad de datos en los sensores de cada MIMU, también cada MIMU tiene un número total de datos diferente por lo tanto se debe ajustar a un mismo valor.

-**lib\_elipsoide.py** : Este archivo usa las librerías `numpy`, `math` y `matplotlib`, además contiene cuatro funciones:

- *calibracion\_elipsoide*: realiza el ajuste del vector de datos a la elipsoide utilizando el método de mínimos cuadrados, este es una versión adaptada de [2] para obtener el offset de las medidas del magnetómetro.
- *correccion\_magneto*: se encarga de restar el offset a los datos del magnetómetro.
- *ajuste\_magneto\_norma*: obtiene la norma de los datos del magnetómetro el cual debería ser aproximado al campo magnético del lugar, luego obtiene la media de los datos y realiza un barrido de los datos, si el valor es más que  $\pm 0,5\mu T$  lo elimina y repite el último valor correcto. Esto debido a que asumimos que no hay interferencias en el campo magnético por lo tanto las variaciones no deberían ser muy grandes.
- *graf\_elipsoide*: función para graficar los datos del ajuste a la elipsoide en 2D. Los datos obtenidos son como la figura 7.3 y 7.4

-**lib\_calibracion\_sensor\_segmento.py** : Este archivo usa las librerías `numpy` y `scipy` y contiene dos funciones:

- *rotMat2quatern*: esta función convierte la matriz de rotación a su equivalente en un cuaternión.
- *calibracion\_segmento*: obtiene los datos de la toma estática de pie y recostado para realizar el cálculo en la sección 8.3. Convierte el valor de la matriz de rotación a cuaternión con la función anterior y entrega los dos cuaterniones de cada segmento.

-**lib\_calibracion\_knee.py** : Este archivo usa las librerías `numpy`, `pandas` y `matplotlib` y las funciones de **lib\_quaternion**. Cuenta con siete funciones:

- *knee\_q\_calibracion*: que entrega el cálculo del cuaternión de referencia del sensor a segmento definido en la ecuación 6.1
- *knee\_joint*: es la función que calcula la cinemática de la rodilla en cada instante de tiempo relacionando el MIMU del muslo y el de la pierna, este sigue el planteamiento de la ecuación 6.2
- *calibrar\_quaternion*: es la función encargada de calibrar los datos de cada instante de tiempo con el cuaternión de referencia del sensor al segmento, para ello usa la ecuación 6.3

## Capítulo 8. Implementación de ChakaMo

- *graf\_euler*: Obtiene la gráfica de los ángulos de Euler extraídos del cuaternión.
- *graf\_quaternion*: Obtiene la gráfica del cuaternión.
- *guardar\_excel\_euler*: Guarda en un archivo Excel los datos de los ángulos de Euler. Para ello usa una etiqueta basada en los ingresados por el paciente al principio.
- *guardar\_excel\_ecuaternions*: Guarda en un archivo Excel los datos de los cuaterniones de muslo y pierna obtenidos por los MIMUs y el AFS de GUO.

-**lib\_sfa\_algorithm.py** : Este archivo usa las librerías numpy y las funciones de **lib\_quaternion** además contiene cuatro funciones:

- *GUO\_SFA\_call*: es el encargado de iniciar el AFS de GUO para todos los datos adquiridos en la toma dinámica. Usa las otras tres para cumplir con el objetivo.
- *GUO*: Es la función principal para la estimación de la orientación con el AFS. Este calcula una iteración cada que es llamado por la función *GUO\_SFA\_call*
- *kalman\_update*: se encarga de actualizar los valores del FK implementado en el AFS.
- *measurement\_quaternion\_acc\_mag*: Estima el cuaternión del AFS con los datos del magnetómetro y del acelerómetro definido por 5.36 y el Jacobiano definido por 5.40

-**lib\_quaternion.py** : Este archivo usa las librerías numpy, además contiene cuatro funciones:

- *conj*: es el encargado de encontrar el conjugado del cuaternión.
- *quaterProd*: obtiene el producto entre dos cuaterniones.
- *quatern2euler*: convierte los valores del cuaternión a ángulos de euler siguiendo la secuencia ZYX 8.8

-**lib\_funciones\_informe.py** : Este archivo usa las librerías numpy, pandas, fdp y matplotlib, además contiene ocho funciones y una clase:

- *step\_up\_MT*: es el encargado de obtener los valores de los ángulos cinemáticos, el nombre del archivo y el idioma para generar los valores de salida del informe, este llama al resto de las funciones que se explicarán a continuación.
- *deteccion\_inicio\_tarea\_motora*: Detecta el inicio de la tarea motora. Para ello hace un barrido de los datos del eje X que contiene la flexo-extensión de rodilla (movimiento con mayor rango de movimiento). Obtiene la DS por ventanas de tamaño definido y el momento que este es mayor a un límite pre establecido se marca como inicio de la tarea motora.

## 8.6. Manejo de archivos

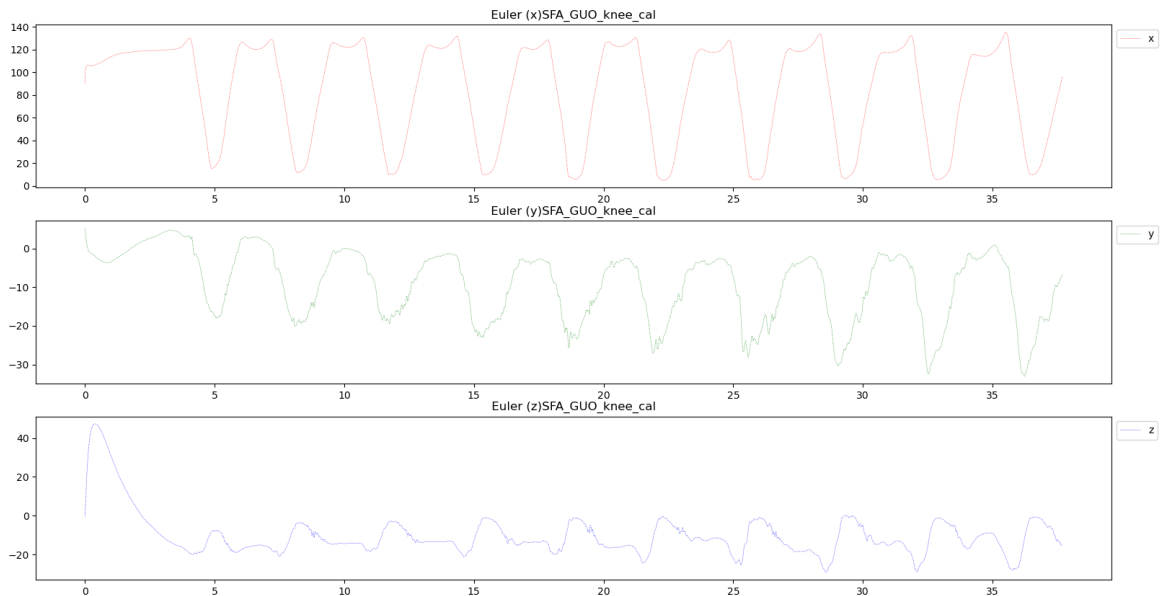


Figura 8.8: Ángulos en función del tiempo de 10 ciclos de la tarea motora repetida, obtenidos durante la toma dinámica

- *deteccion\_final\_tarea\_motora*: Detecta el final de la tarea motora. Usa el mismo principio que la función anterior para detectar el cambio en el movimiento sobre el eje X.
- *deteccion\_extension*: dentro de los valores de inicio y fin de la tarea motora detecta las posiciones de la extensión los cuales son los valores más bajos en cada ciclo.
- *deteccion\_impulso\_caida*: Entre cada una de las extensiones se encuentra la caída y el impulso para la otra tarea motora. Esta sección encuentra cada una de estas partes y obtiene el valor que divide una de la otra.
- *ciclos\_tarea\_motora*: obtiene los valores de cada uno de los ciclos de la tarea motora.
- *normalizacion\_ciclos*: Se normaliza cada una de las medidas a un rango de 0% a 100% de la tarea motora. Esto debido a que no todos los ciclos son iguales y por lo tanto tienen duraciones distintas. Para ello se usa una interpolación lineal al 100% de la tarea motora y se ajustan los valores a esa medida. Este proceso se realiza con las tres rotaciones con las referencias de tiempo obtenidas de la flexión - extensión.
- *media\_ciclos*: obtiene la media de cada uno de los ciclos totales que se realizaron. Luego verifica la media con cada uno de los ciclos y estima el Error cuadrático medio, si este valor sobre pasa un umbral determinado ese valor no se toma en cuenta y se analiza otro ciclo. Finalmente con los ciclos que si pasan el filtro se obtiene el DS y se envían los datos de salida.

## Capítulo 8. Implementación de ChakaMo

- *generacion\_informe*: con los valores de ciclos correctos calculados se estructura el informe final. En esta sección se solicita los datos del paciente que serán completados en el archivo PDF que tiene una estructura pre determinada. Este usa un archivo Excel llamado *diccionario.xlsx* que contiene todos los textos impresos en español e inglés. Esto con el fin de que el usuario pueda escoger el idioma en el cuál saldrá el informe. Finalmente se cargan todos los datos y se obtiene el archivo PDF estructurado de tal manera que la primera parte sea toda la información del sujeto y de la tarea motora que realizó (Fig. 8.9) y en la segunda parte se encuentra los datos adquiridos según los ciclos realizado (Fig. 8.10)

ChakaMo - V1



### BIOMECÁNICA DE LA RODILLA EVALUADA EN TAREA MOTORA

<b>PACIENTE:</b> Maria Rene Ledezma	<b>FECHA:</b> 07052023
<b>PROFESIONAL TRATANTE:</b> MRLF	<b>ESCALÓN (CM):</b> 34cm
<b>MIEMBRO DERECHO:</b> En estudio	<b>MIEMBRO IZQUIERDO:</b> -----
<b>PESO (Kg):</b> 56 kg	<b>ALTURA (CM):</b> 168cm

**OBSERVACIONES:**  
Escalón elevado

**DESCRIPCIÓN TAREA MOTORA:**  
SUBIR Y BAJAR UN ESCALÓN A UNA PIERNA: Tarea motora en cadena cinemática abierta con dos sensores magneto-inerciales. El primer sensor va a 2/3 del muslo y el segundo sensor va en la pierna sobre la tuberosidad de la tibia. La tarea motora debe realizarse por al menos 10 ciclos de la subida al escalón bajo la guía del profesional. El ciclo de la tarea motora empieza con el pie del miembro bajo análisis sobre el escalón con una flexión de rodilla inicial. El pie del otro miembro inferior se encuentra en el suelo. Cuando el profesional da la orden el sujeto inicia los ciclos de la tarea motora. La tarea motora consta de 3 partes: 1) impulso para subir el escalón, 2) extensión de rodilla y 3) estabilización en flexión.

Figura 8.9: Informe clínico preliminar de ChakaMo: sección información del paciente.

### 8.6.2. Presentación de datos - representación 3D de huesos en movimiento

Luego de obtener el informe clínico y los valores de los cuaterniones y ángulos de Euler se realiza la visualización del movimiento en 3D. Para ello se usaron modelos de huesos predefinidos del Dr. Eric Bauer disponible en su página de

## 8.6. Manejo de archivos

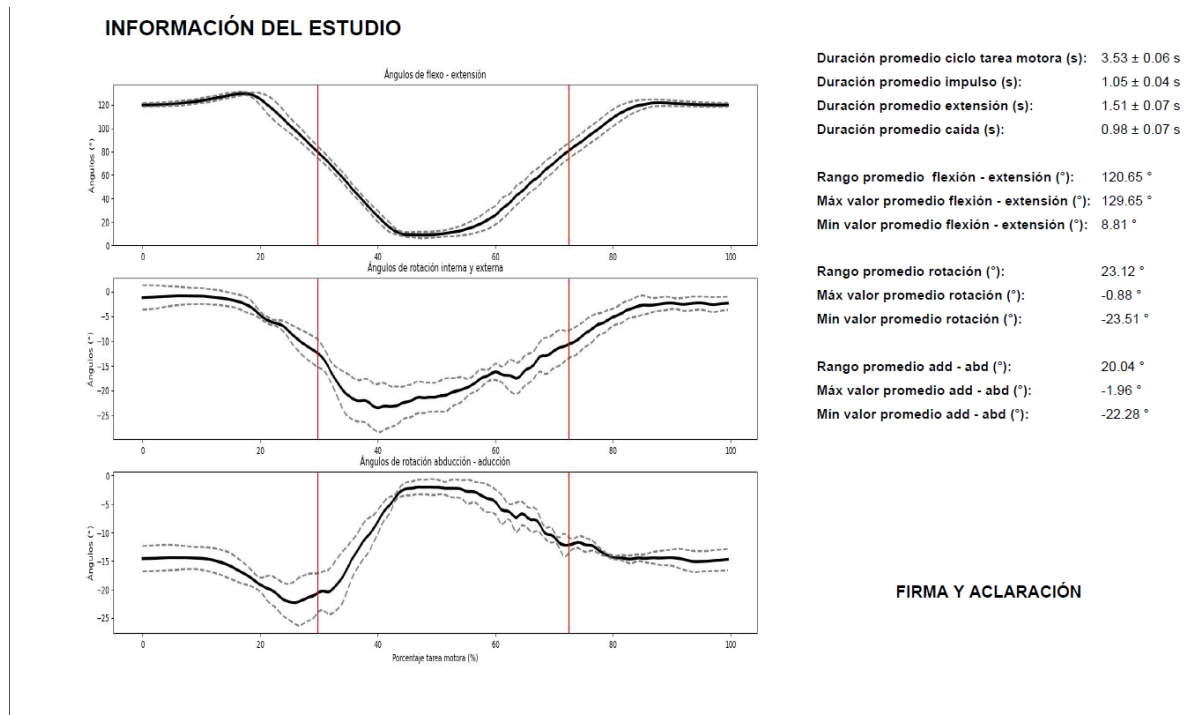


Figura 8.10: Informe clínico preliminar de ChakaMo: sección información de la prueba

Sketchfab [1] que fueron ajustados en la aplicación **BLENDER**. Finalmente toda la visualización es posible mediante el motor de juegos de Python llamado **URSINA-ENGINE**

Para que la visualización sea posible se crea un script denominado **ChakaMo\_animacion.py** donde solicita el archivo que contiene los cuaterniones del muslo y de la pierna. Posteriormente se crean los modelos de tibia.derecha y femur.derecho para tener los objetos en el espacio al igual que el sistema coordenado.

Como los MIMUs entregan únicamente rotaciones y no posiciones en el espacio se decide colocar la base del modelo de la tibia en el punto cero del sistema coordenado de la simulación y encima el modelo del fémur.

Cada uno de estos modelos se mueven sobre un punto cerca de su punto medio, esto genera que la parte inferior y superior se muevan de su origen pre establecido. Para tratar esto se toma cada modelo de la tibia como dos puntos inferior y superior. Los puntos de la tibia son:  $V_{tibia-inf} = (0, 0 ; -1, 8)$  y  $V_{tibia-sup} = (0, 0 ; 3, 2)$ . Para el fémur toma el punto  $V_{femur-inf} = (0, 0 ; -2, 0)$  y  $V_{femur-sup} = (0, 0 ; 2, 2)$

Para la actualización de la posición de los dos modelos se realizan los siguientes pasos:

1. Se coloca la tibia en el punto (0,0,0) para que la rotación nueva no se vea afectada por la rotación anterior (Fig. 8.11).
2. se estima la rotación al punto superior mediante las funciones del archivo **lib\_animacion\_axis\_angle.py**. En este archivo se encuentra la función *rotacion2point* que recibe el cuaternión en el instante de tiempo y el punto

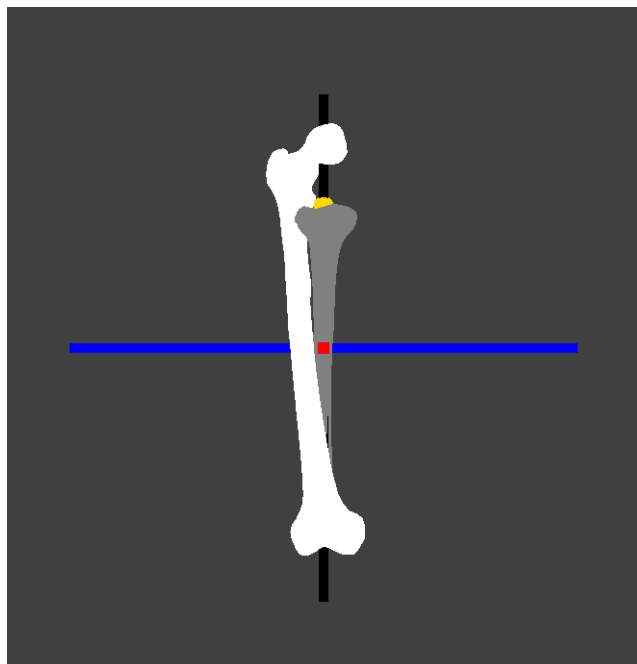


Figura 8.11: Modelos de huesos colocados en el punto  $(0,0,0)$  del sistema coordenado de Ursina. Notar que el fémur está representado en blanco y la tibia en color gris.

de rotación superior inicial. Con el cuaternión se obtiene su equivalente eje ángulo con las ecuaciones de 4.21 para rotar el punto inicial superior de la tibia con la ecuación 4.20. Con estos valores se obtiene el punto de referencia en cuanto tiene que rotar el modelo.

3. Se realiza el mismo proceso con el punto inferior de la tibia para encontrar el punto final inferior y así restar esos valores para posicionarlo en el punto  $(0,0,0)$  del sistema coordenado de Ursina. Esto dará la impresión que el tobillo es el punto anclado durante el movimiento.
4. Ya con la tibia bien orientada y rotada se realiza el proceso para el fémur. Para ello se coloca el modelo en la posición  $(0,0,0)$  y se estima con la función *rotacion2point* los puntos superiores e inferiores del modelo. El punto superior permite rotar el modelo en ese instante de tiempo y el punto inferior permite posicionar el modelo en el espacio de Ursina.
5. Como el fémur tiene que posicionarse según el punto de la tibia se usa como referencia el punto superior de la tibia el cual debe coincidir con el punto inferior del fémur. Para ello se realiza una resta entre el punto inferior de la tibia menos el punto superior del fémur.

Para que el movimiento se vea en pantalla de manera fluida se debe actualizar estas medidas a cada instante de tiempo lo cual no es automático. Para ello se debe presionar la tecla (m) para que se vea toda la secuencia del movimiento.

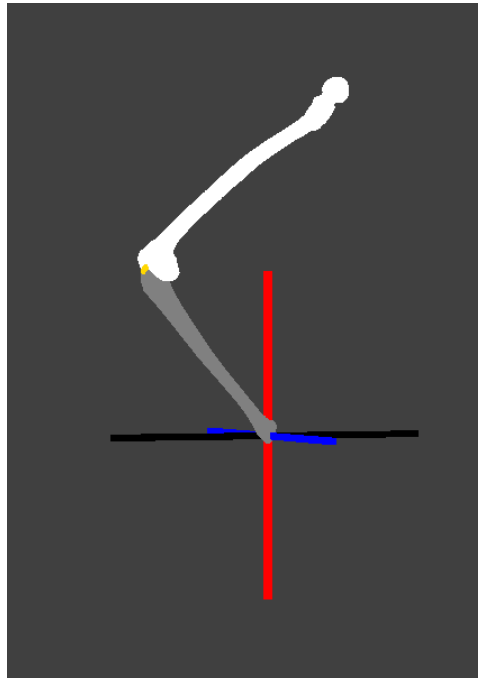


Figura 8.12: Modelos de huesos durante la representación del movimiento

Se puede observar en la figura 8.12 los huesos en el área de la articulación de la rodilla se sobreponen. Se sabe que el movimiento de la rodilla está determinado por el movimiento de los cóndilos femorales sobre el platillo de la tibia, esto genera que no exista un eje fijo de movimiento si no que este se mueva según a cuantos grados está la rodilla flexionada. Este aspecto no se tomó en cuenta en la animación por lo tanto en algunas secciones de la animación se ve este proceso de sobreponerse en especial durante la flexión ya que solo se busca hacer coincidir los puntos de los modelos.

## 8.7. Resultados prueba sujeto

Esta prueba se realiza sobre la rodilla derecha de una mujer sana de 28 años, de 168cm de altura y un peso de 56 Kg. La primera prueba se realizó sobre el escalón 17 cm y la segunda prueba sobre el escalón de 34 cm. Para ambas pruebas se posicionó el MIMU-DA en el muslo y el MIMU-C8 en la pierna.

### 8.7.1. Calibración del magnetómetro prueba sujeto

Durante la calibración del magnetómetro se observa que el campo magnético es menor al esperado. A diferencia de las pruebas realizadas para la elección del AFS en la sección 7.3 la corrección de offset en cada uno de los MIMU se incrementó. La corrección de offset estimado fue para el *MIMU-DA* : [39,6326,41 – 16,85] y para el *MIMU-C8* : [123,21 – 17,35 – 46,77]. Si bien la temperatura de adquisición es

## Capítulo 8. Implementación de ChakaMo

similar siendo a  $23,90^\circ$  el campo magnético se vio afectado entregando un campo magnético de  $MIMU - DA : 18,37\mu T$  y  $MIMU - C8 : 18,44\mu T$ , esto puede ser debido a las inconsistencias del magnetómetro o a los movimientos de calibración realizados.

Uno de los factores que creemos que puede afectar en la toma de datos es dejar que el sensor se adapte al ambiente donde se realizará la toma de datos y también otro factor que vemos en las gráficas es que en las gráficas de 8.13 y 8.14 no se cubrió todo el área en cada uno de los planos, además que se observa que tiene mayor carga de datos en ciertas secciones y nulas en otras dando un campo magnético no uniforme y por ende con un menor valor de campo magnético.

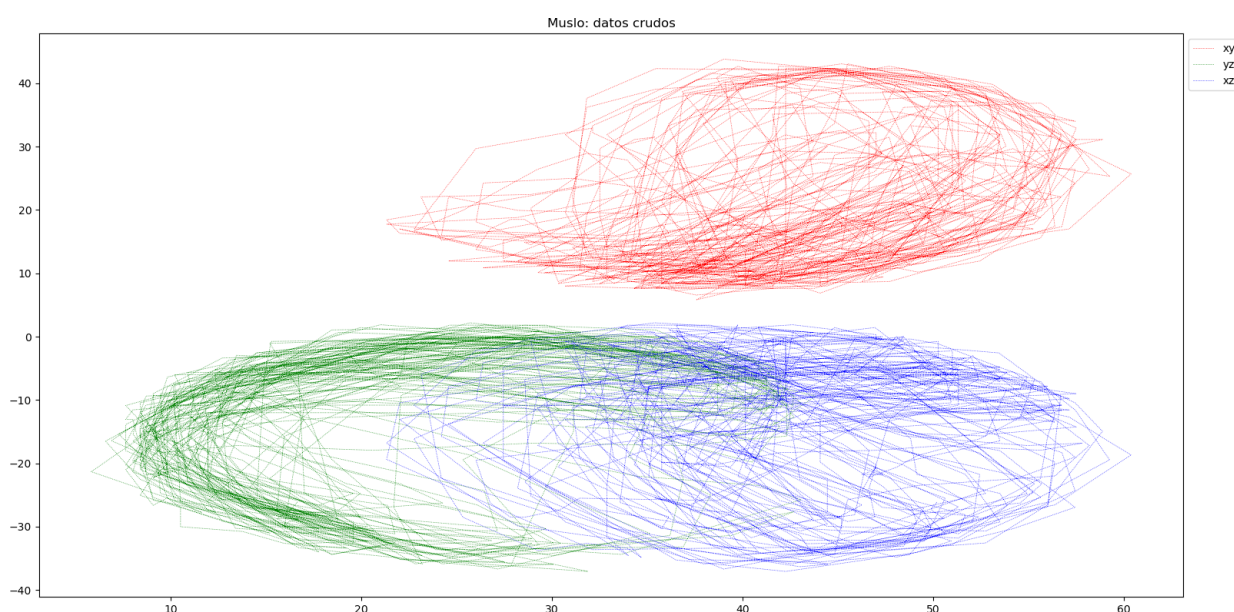


Figura 8.13: Adquisición de datos MIMU - DA prueba escalón

### 8.7.2. Calibración sensor a segmento

Para la calibración del sensor a segmento luego de realizar las posición estática de pie y recostado se obtuvo la diferencia en ángulos entre MIMUs de *Euler*calibración =  $[4,72, 4,78, -1,15]$ . Con este valor es posible calibrar los datos de las pruebas en los escalones a los parámetros iniciales de la rodilla.

Para la toma de datos se mantuvieron los datos de optimización del AFS de GUO con los cuales se realizó las comparaciones de AFS, pero luego de obtener los resultados estos se vieron muy afectados por lo tanto se tuvieron que ajustar a  $\sigma_{Acc} = 0,01$  ;  $\sigma_{Gir} = 0,01$  ;  $\sigma_{Mag} = 0,01$  para la prueba de ambos escalones, esto debido a que la variación de los sensores afecto y las compensaciones eran diferentes en el movimiento sobre la persona respecto a las pruebas sobre la bisagra de madera.



## 8.7. Resultados prueba sujeto

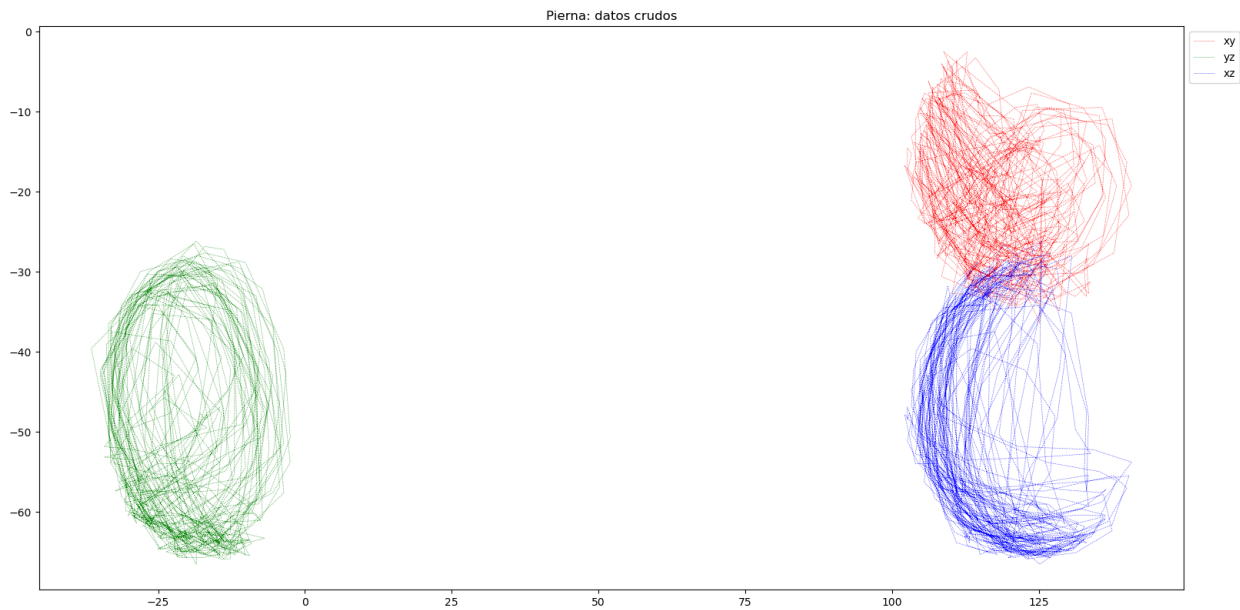


Figura 8.14: Adquisición de datos MIMU - C8 prueba escalón

### 8.7.3. Prueba escalón - 17 cm

Durante la prueba en el escalón de 17cm siendo éste el más pequeño, las rotaciones en la rodilla son más pequeñas, esto se puede observar claramente en la flexión - extensión. En los datos se obtuvo el promedio de ocho ciclos de los diez realizados. En la figura 8.15 se observan los ciclos realizados como también los ciclos que detectó el algoritmo. Se observa que debido a la convergencia de los datos el primer ciclo éste se vio comprometido al igual que el último por lo tanto son los dos ciclos que el algoritmo ignoró. En las líneas punteadas se encuentra las divisiones entre cada uno de los ciclos al igual que cada sección como ser la caída y el impulso.

<b>Secciones de la tarea motora: escalón 17cm</b>				
<b>Sección tarea motora</b>	Tiempo (s)	DS (s)	%	DS (%)
<b>Tarea Motora completa</b>	3.38	0.01	100.00	2.96
<b>Impulso</b>	1.15	0.03	34.02	0.89
<b>Extensión</b>	1.07	0.10	31.66	2.96
<b>Caída</b>	1.15	0.07	34.02	2.07

Tabla 8.1: Promedio de tiempos en cada fase de la tarea motora

En la tabla 8.1 se observa los valores que toma cada una de las secciones estimadas de la tarea motora. Se observa que cada una de las secciones de la tarea motora representa el 33,33% aproximado de un ciclo de la tarea motora. Se ve que la sección que menos varía a nivel de la DS es la del impulso con 0,89%, para la

## Capítulo 8. Implementación de ChakaMo

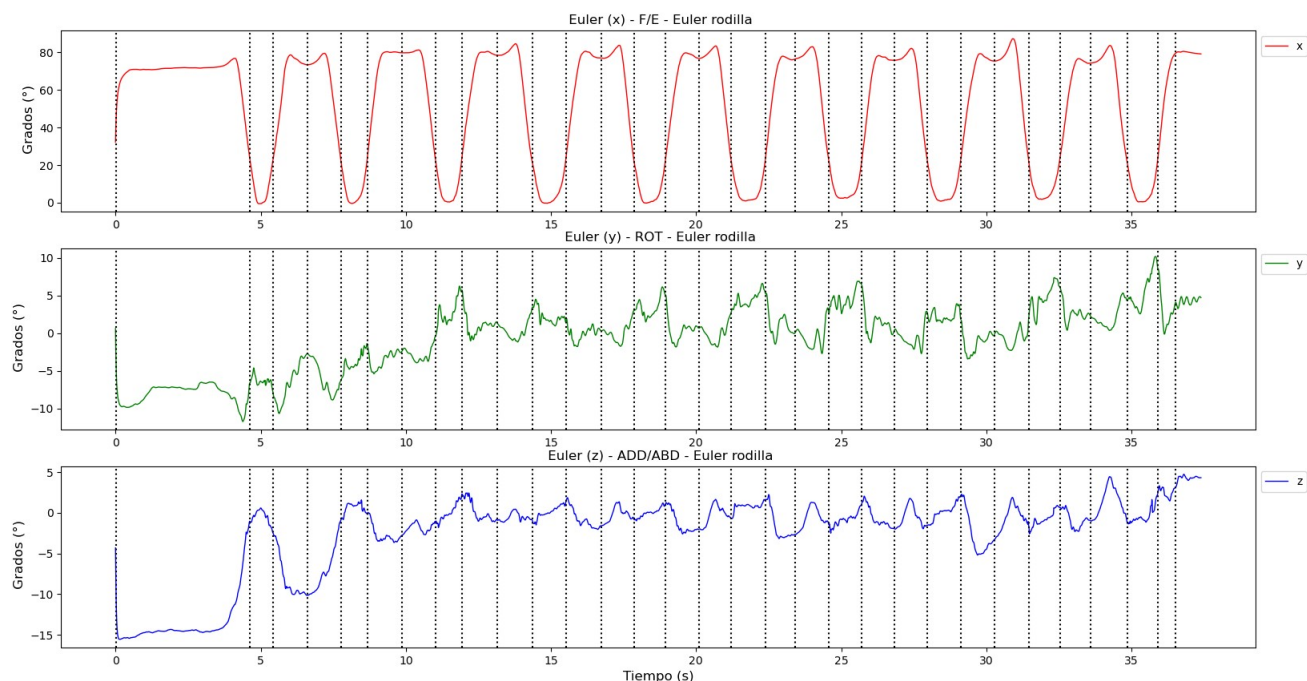


Figura 8.15: Prueba dinámica de 10 ciclos sobre el escalón de 17 cm

extensión y la caída existe una variación de 2,96 % y 2,07 % respectivamente, esto puede deberse a que a medida que los ciclos se acumulan el sujeto va cansándose entonces precisa menos tiempo en extensión y cae de manera más brusca.

<b>Rango de movimiento de la rodilla: escalón 17 cm</b>			
<b>Rotación</b>	Rango de Mov(°)	Máximo (°)	Mínimo (°)
<b>Flexión - extensión (x)</b>	81.96	82.96	0.80
<b>Rotación interna - externa (y)</b>	7.46	4.46	-2.69
<b>Abducción - Aducción (z)</b>	4.27	1.27	-3.16

Tabla 8.2: Promedio de tiempos en cada fase de la tarea motora: escalón 17cm

Respecto a la estimación de las rotaciones de la articulación que se observa en la tabla 8.2 donde la flexión - extensión es el rango de movimiento mayor, siendo éste un comportamiento esperado. En el caso de la rotación interna y externa se observa un movimiento menor a nivel del rango articular siendo este de 7,46°. Además viendo la figura 8.15 se observa que la línea base de la señal no se encuentra bien definida, esta puede deberse a la convergencia del AFS y también por el error acumulado por el giroscopio, este comportamiento también se observa en la abducción - aducción donde los dos primeros ciclos se ven bastante afectados para luego entregar un rango de movimiento de 4,27°. Si bien el rango de movimiento de la rotación interna y externa está entre los parámetros teóricos el rango de movimiento de la abducción y aducción es grande respecto a la teoría.

## 8.7. Resultados prueba sujeto

En la Figura 8.16 se observa que la DS de la rotación interna y externa tiene un comportamiento constante en los promedios de los ocho ciclos analizados. En el caso de la abducción - aducción se observa que el DS se ve más afectado en el impulso de la tarea motora, esto nos da a pensar que la variación como tal en esta rotación tiene que ver más con la tarea motora y por como los sensores estiman la orientación relativa.

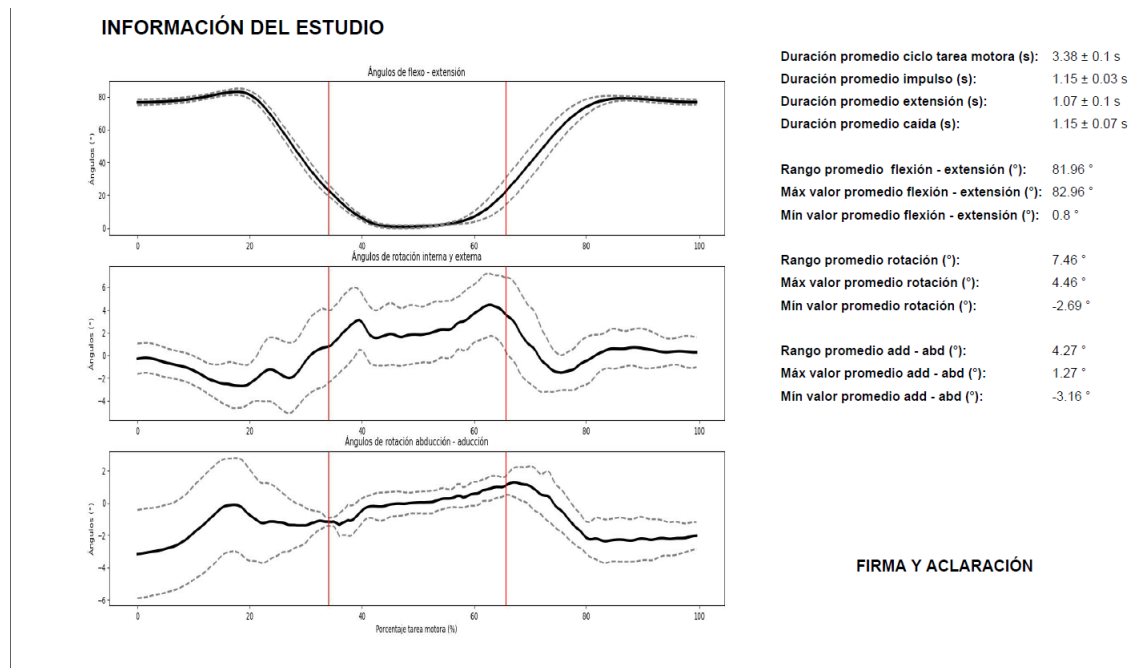


Figura 8.16: Informe clínico preliminar de ChakaMo: prueba dinámica de 10 ciclos sobre el escalón de 17 cm

### 8.7.4. Prueba escalón - 34 cm

En la prueba del escalón de 34cm se observan cambios evidentes en los rangos de movimiento y en el comportamiento de las rotaciones de la rodilla. En los datos se obtuvo el promedio de ocho ciclos de los diez realizados. En la Figura 8.17 se observan los ciclos realizados como también los ciclos que detectó el algoritmo. En este se puede observar que tuvo un comportamiento muy similar al escalón de 17 cm donde el primer ciclo se ve comprometido por la convergencia del AFS.

En la tabla 8.3 se observa los valores que toma cada una de las secciones son muy similares a las adquiridas en la prueba con el escalón de 17 cm dividiéndose cada una de las secciones en aproximadamente 33%. Cada ciclo de la tarea motora tomó aproximadamente 3,54s siendo un poco más larga que la prueba anterior la cual tuvo un promedio de 3,38s. Al igual que la prueba con el escalón de 17 cm la sección de la tarea motora que tiene mayor DS es la extensión de la rodilla. El DS del impulso y de la caída es prácticamente el mismo siendo que estos se mantuvieron constantes.

## Capítulo 8. Implementación de ChakaMo

Secciones de la tarea motora: escalón 34 cm				
Sección tarea motora	Tiempo (s)	DS (s)	%	DS (%)
Tarea Motora completa	3.54	0.07	100.00	1.98
Impulso	1.18	0.04	33.33	1.13
Extensión	1.16	0.08	32.77	2.26
Caída	1.20	0.04	33.90	1.13

Tabla 8.3: Promedio de tiempos en cada fase de la tarea motora

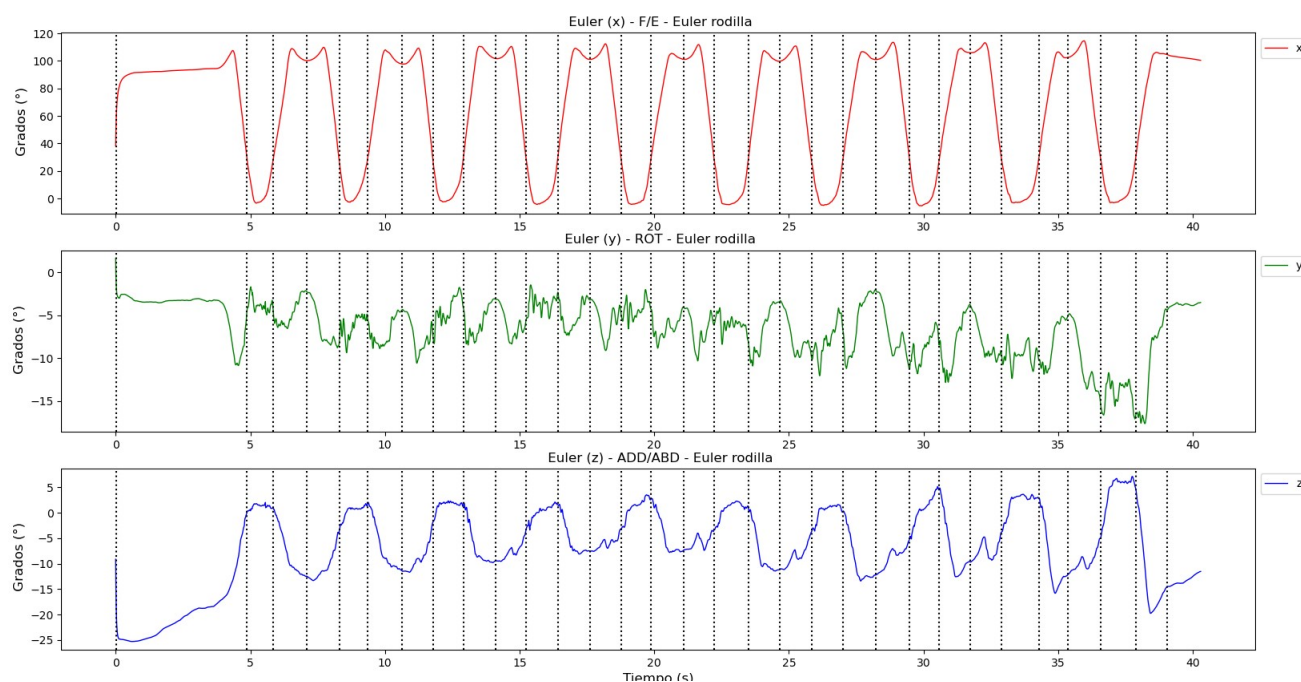


Figura 8.17: Prueba dinámica de 10 ciclos sobre el escalón de 34 cm

Respecto a la estimación de las rotaciones de la articulación que se observa en la tabla 8.4 donde la flexión - extensión aumentó notablemente el rango de movimiento. De un rango de movimiento de  $81,96^\circ$  a  $115,16^\circ$  dando una diferencia de  $33,20^\circ$  entre escalones. En el caso de la rotación interna y externa esta se comportó de la misma manera siendo su rango de movimiento de  $6,53^\circ$ , a pesar de mostrar un comportamiento adecuado para la teoría se observa en la figura 8.17 que la línea base de movimiento se ve afectada. Respecto a la abducción - aducción se obtiene una diferencia mayor y un comportamiento peculiar el cual asumimos que tiene que ver por la exigencia de la tarea motora a escalones elevados donde se recluta mayor trabajo de los glúteos y en caso de que estos sean débiles llevarán a la rodilla a colapsar de manera interna dando una estimación errónea de esta medida. En el caso del escalón de 17 cm se veía muy poco este comportamiento porque el escalón no exigía tanto a este grupo muscular pero con el escalón de 34

## 8.7. Resultados prueba sujeto

Rango de movimiento rodilla: escalón 34 cm			
Rotación	Rango de Mov(°)	Máximo (°)	Mínimo (°)
Flexión - extensión (x)	115.16	111.16	-3.72
Rotación interna - externa (y)	6.53	-3.47	-10.01
Abducción - Aducción (z)	13.72	2.72	-11.19

Tabla 8.4: Promedio de tiempos en cada fase de la tarea motora: escalón 34cm

cm lo requiere más entregando un rango de movimiento de 13,72°. Si bien este tipo de comportamiento no informa alguna patología de rodilla nos da un parámetro que a escalones mayores se requiere mayor uso de otros grupos musculares los cuales pueden derivar en compensaciones de la cadera.

En la figura 8.18 se observa que la DS de la rotación interna y externa se incrementó y que en el caso de la abducción - aducción el DS se ajustó más al movimiento porque tiene un comportamiento más constante.

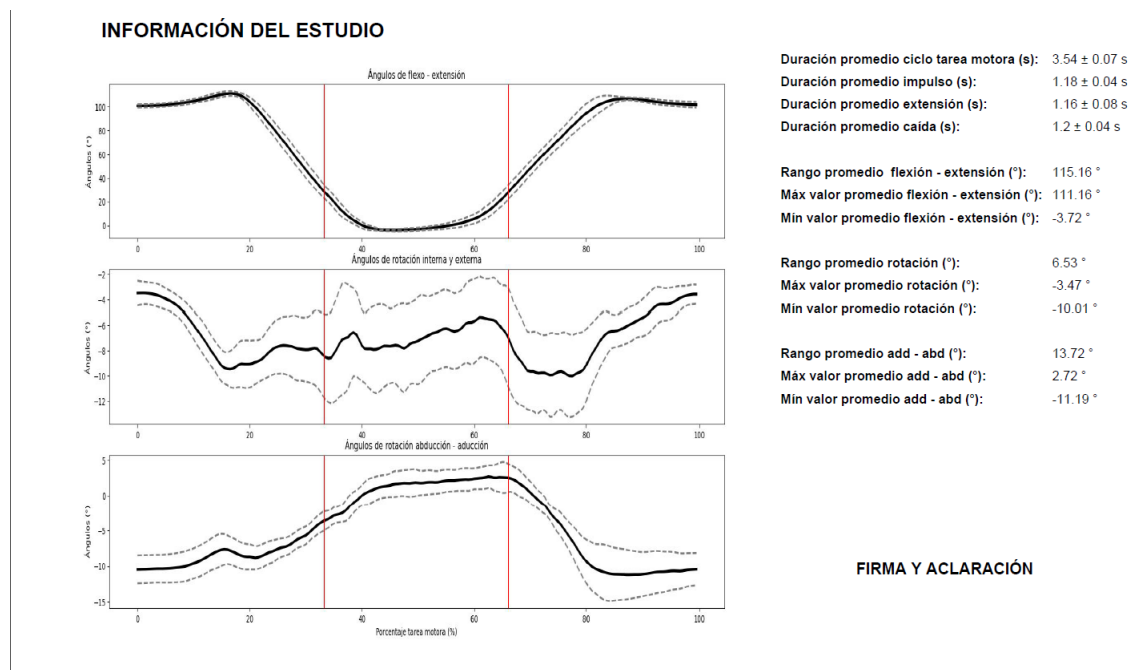


Figura 8.18: Informe clínico preliminar de ChakaMo:prueba dinámica de 10 ciclos sobre el escalón de 34 cm

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# Capítulo 9

## Conclusiones y trabajo futuro

El trabajo tenía como objetivo comparar diferentes AFS para escoger un algoritmo que presentaba mejor rendimiento y aplicarlo al desarrollo de ChakaMo. Si bien el objetivo se logró mediante la comparación de los algoritmos quedaron algunas cosas para mejorar en la investigación y por ende en el desarrollo del instrumento.

Como primer aspecto está la optimización de los AFS que tienen una diferencia notable al variar uno de sus valores de configuración. Esto se vio reflejado en especial en los algoritmos de Valenti que demostraron un buen comportamiento cuando se encontraban estáticos pero en las pruebas dinámicas se veían comprometidos. En el caso del AFS seleccionado, si bien pasó la prueba de comparación como el algoritmo a usar al utilizar los datos de la tarea motora, los resultados se vieron comprometidos llevando a reajustar los valores de configuración tomando en cuenta la variación de los sensores.

Otro valor no menor es el sistema con el cual se toman las medidas: nosotros fuimos por los MIMU MetamotionR de Mbientlab porque eran de bajo costo, pero se vio que presentaban una variación en los datos del magnetómetro el cual puede llegar a estar afectado no solo por elementos ferromagnéticos, si no que también la temperatura pueda estar afectándolos ya que en las pruebas con MIMUs en la literatura [7] [39] controlan la temperatura ambiente la cual en estas pruebas no fue controlada. En la prueba de Caruso [7] se observa que la temperatura fue constante a 20° y en nuestra prueba la temperatura no fue controlada. Si bien se encontró una solución que puede mejorar la estimación, cabe la posibilidad de tener malas tomas de datos por cualquier interferencia del ambiente. Además se vieron diferencias puntuales entre MIMUs y se sabe que un dispositivo por más de que utilicen la misma estructura presentarán valores distintos en nuestras pruebas, lo que afectó la estimación de las comparaciones.

Respecto al tiempo de optimización se esperaba que los FC fueran más rápidos que los FK, de la misma manera queda pendiente ver si la diferencia de tiempo de iteración es más un problema de implementación de código o si tiene que ver más en la plataforma sobre la cual fue realizada (Python).

Las medidas obtenidas si bien responden a las rotaciones esperadas en la flexión y extensión no se tuvo una medida simultánea con quien compararla, esto también

## Capítulo 9. Conclusiones y trabajo futuro

se observa en las tomas de la comparación de datos. En el caso de las pruebas de los algoritmos una referencia puede ser los valores de fabrica de los MIMUs los cuales usan un FK proporcionado por BOSCH. En el caso de la toma en pacientes se debe hacer una relación con un sistema de estereofotogrametría ya que este es considerado el estándar de oro en el seguimiento del cuerpo humano.

Se vio que la tarea motora también puede ser un factor que esté afectando las medidas en especial en el eje Y y Z, esto debido a que se ve afectada por la articulación de la cadera y del tobillo. Este aspecto nos deja pensando que esta tarea motora puede que no sea la correcta para ver solo comportamiento de la rodilla. En caso de mantener la tarea motora estaría bueno complementar con el movimiento del tobillo y la cadera para ver compensaciones en todo el miembro inferior. Además si se desea medir la rotación de la rodilla a nivel clínico se debe pensar sobre esta tarea motora ya que se introduce artefacto de tejido blando al caer sobre la pierna contra lateral.

Como trabajo futuro nos gustaría mantener el algoritmo de GUO por la simpleza con la cual trabaja y ver si las inconsistencias que tuvo tienen que ver con la optimización del algoritmo o con los datos crudos el MIMU MetamotioR. Para ello se analizaran los datos y las estimaciones en diversos movimientos ya sean estáticos y/o dinámicos.

También nos encantaría probar la adquisición de estos sensores respecto a un sistema de estereofotogrametría para estimar el error de medida respecto al Gold Standard. Este sería un paso importante para validar si este sistema puede ser utilizado como análisis clínico. Además se sabe que del 30 de julio al 3 de agosto en el congreso XXIX de la Sociedad Internacional de Biomecánica en Fukuoka - Japón realizará la entrega de recomendaciones para el uso de estos sensores durante el análisis del movimiento humano lo cual será de mucha ayuda en el avance de este proyecto.



# Apéndice A

## Imágenes diferencia entre AFS

Esta sección contiene la tabla de Huerta & Sainz con la comparación de los doce dispositivos que usaron en su comparación [20].

Apéndice A. Imágenes diferencia entre AFS

	Arion	BTS® G-Sensor	EXL S3	InvenSense Isen	mbientLab Meta-MotionR (6-axis)	Opal, APDM Inc	RehaGait (HA-SO-MED)	SennoGait SmartInsolesPRO	Shimmer Sensor	Waveshare Xsens	
Acelerómetro (3-axis)	SI	SI	SI	SI	SI (6-axis)	SI	SI	SI	SI	SI	
Giroscopio (3-axis)	SI	SI	SI	SI	SI (6-axis)	SI	SI	SI	SI	SI	
Magnetómetro (3-axis)	NO	SI	SI	SI	SI (6-axis)	SI	SI	SI	SI	SI	
Barómetro	SI	NO	NO	NO	SI	NO	-	NO	NO	SI	
Altímetro	-	-	-	NO	SI	-	-	NO	SI	NO	
Bluetooth	SI	SI (3.0)	SI (2.1)	NO (I2C, SPI)	SI (low energy)	NO	SI	SI	SI	NO	
Wifi	NO	NO	NO	SI	NO	NO	NO	SI	NO	NO	
Tiempo Real	SI	SI	SI	SI	SI	<30ms	-	-	-	<2 ms	
Runtime calibration	NO	NO	NO	SI	SI	-	-	-	SI	-	
Peso	-	37gr	22g	-	46g	8.5 g	-	-	23.6g	3g	
Medidas(mm)	-	70x40x18	54x33x14	3x3x0.9	56x38x18	24x17x4	43x39x13	60x15x35	35-45	51x34x14	31x16x2.5
Batería	~7hs	~8hs	2 hs	-	~3.5 hs	2-14d	8-16hrs	-	>48hrs	-	
API en android	NO	NO	NO	SI	SI	SI	NO	NO	SI	SI	
API en iOS	NO	NO	NO	NO	SI	NO	NO	NO	NO	NO	
Comunidad/Open Sourcing	NO	NO	NO	SI	SI	NO	NO	NO	NO	NO	
Documentación	NO	NO	NO	SI	SI	NO	NO	NO	SI	SI	
Vibración	NO	NO	NO	NO	SI	NO	NO	NO	NO	NO	
Precio	€189	-	-	-	USD99	-	-	-	€359	USD16	€800

Figura A.1: Comparación de dispositivos MIMU. Enmarcado en color rojo se observan los dispositivos que cuentan con acelerómetro, giroscopio, magnetómetro y Bluetooth. Tomado de Huerta & Sainz [20]

## Apéndice B

### Imágenes diferencia entre AFS

Esta sección contiene las imágenes completas de las diferencias entre AFS durante las pruebas estáticas 7.2.1 y dinámicas 7.2.2 .

## Apéndice B. Imágenes diferencia entre AFS

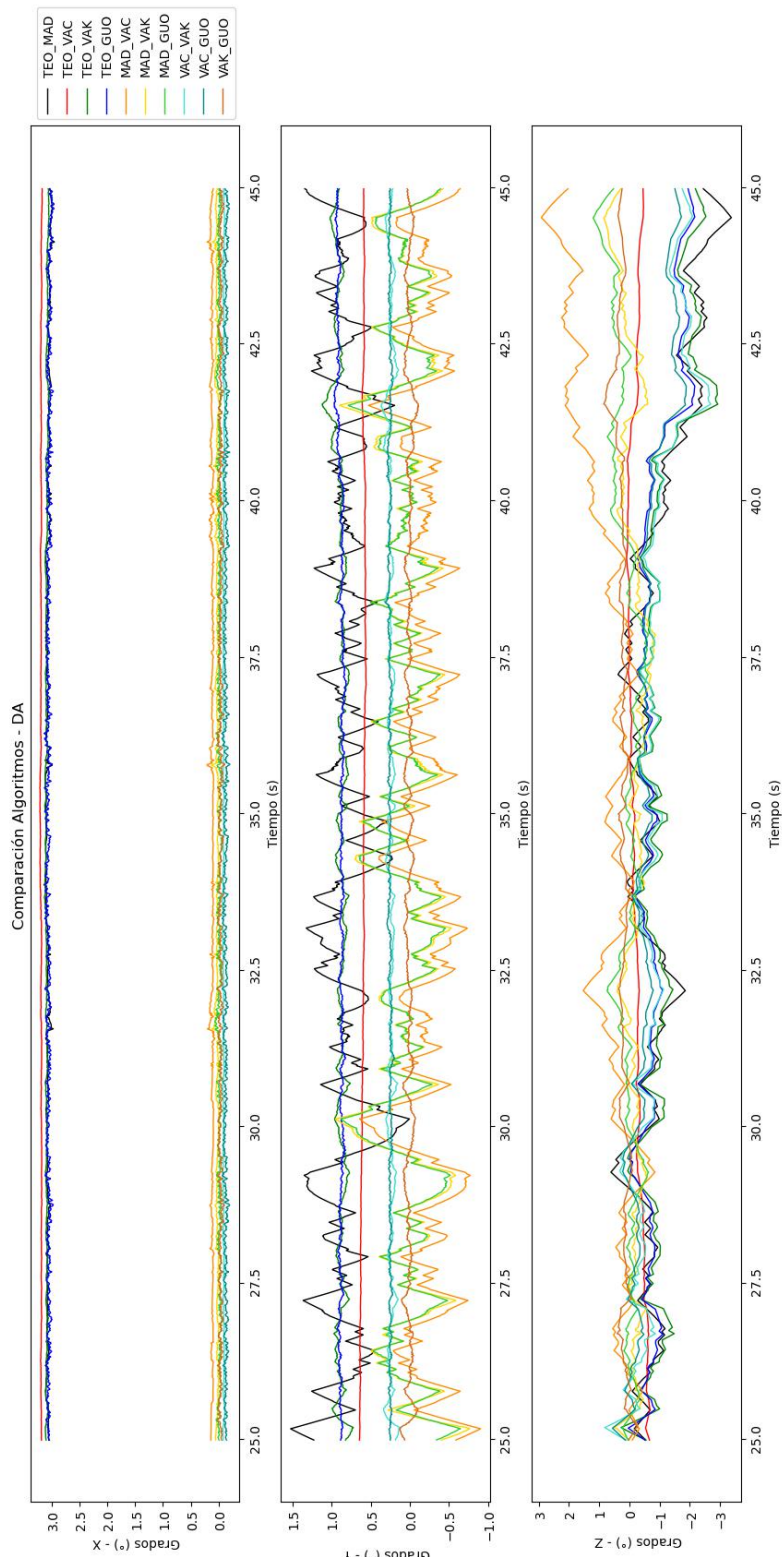


Figura B.1: Diferencia de los AFS para el sensor DA durante la prueba estática a  $0^\circ$

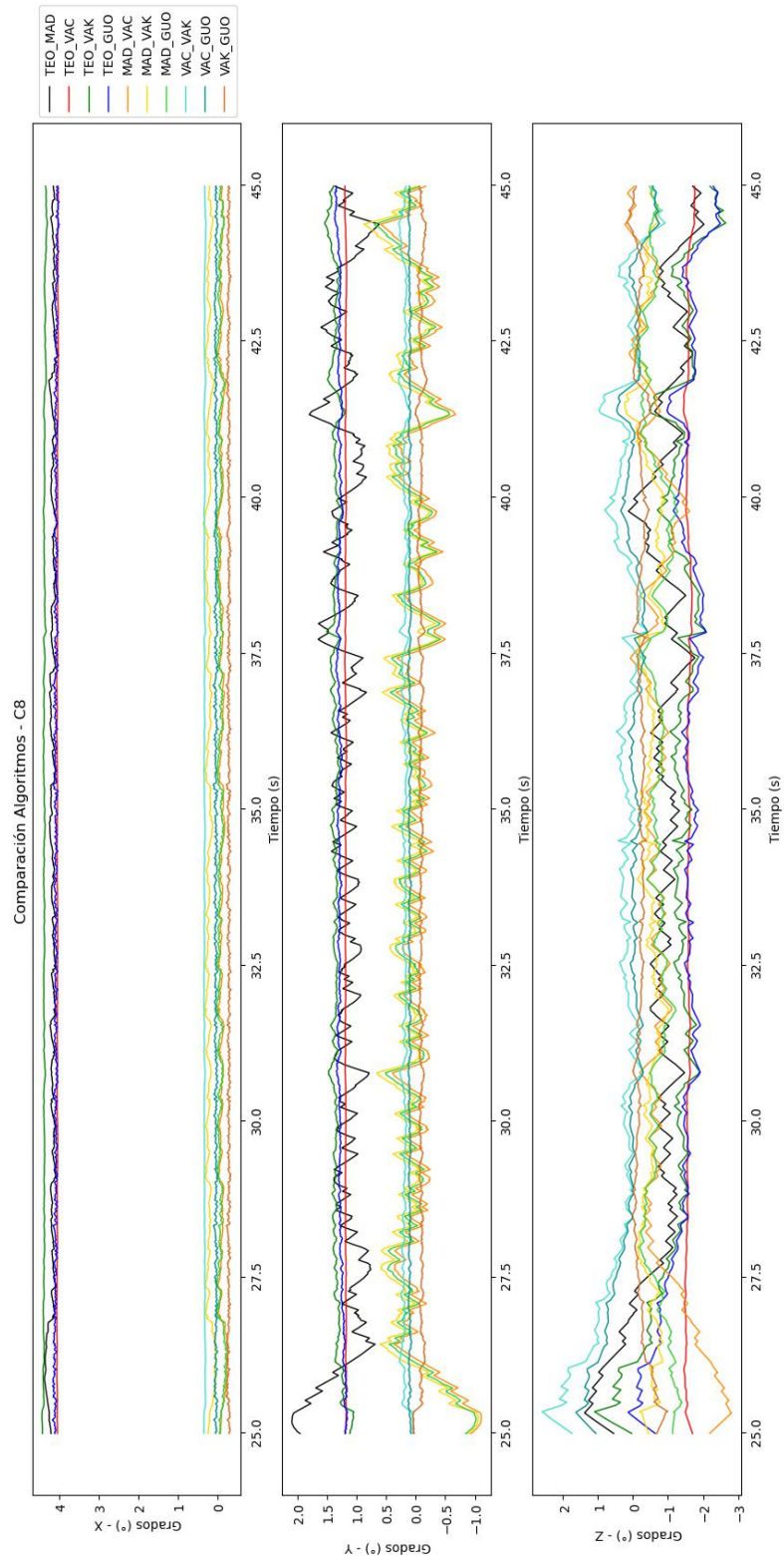


Figura B.2: Diferencia de los AFS para el sensor C8 durante la prueba estática a  $0^\circ$

## Apéndice B. Imágenes diferencia entre AFS

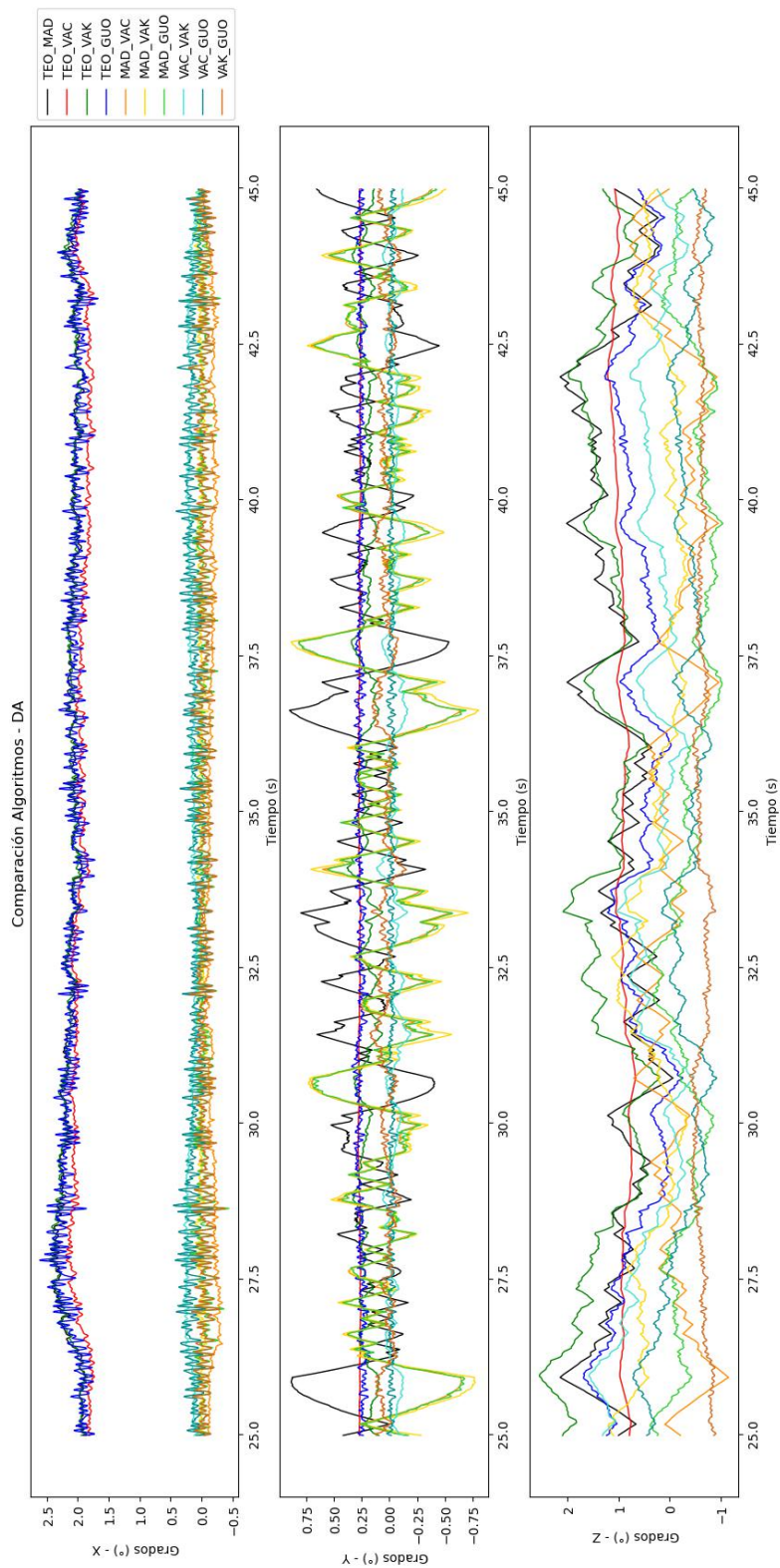


Figura B.3: Diferencia de los AFS para el sensor DA durante la prueba estática a 30°



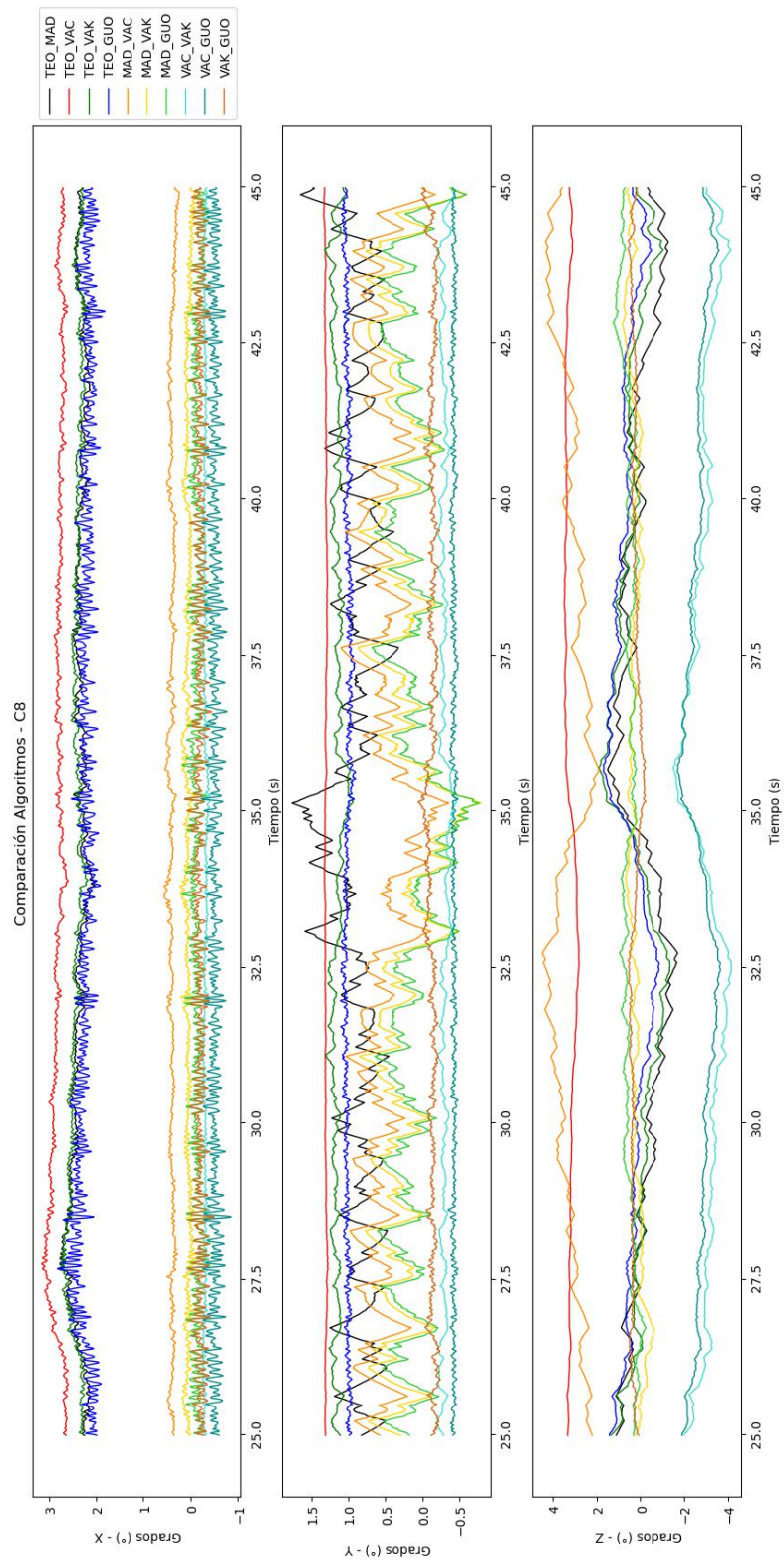


Figura B.4: Diferencia de los AFS para el sensor C8 durante la prueba estática a 30°

## Apéndice B. Imágenes diferencia entre AFS

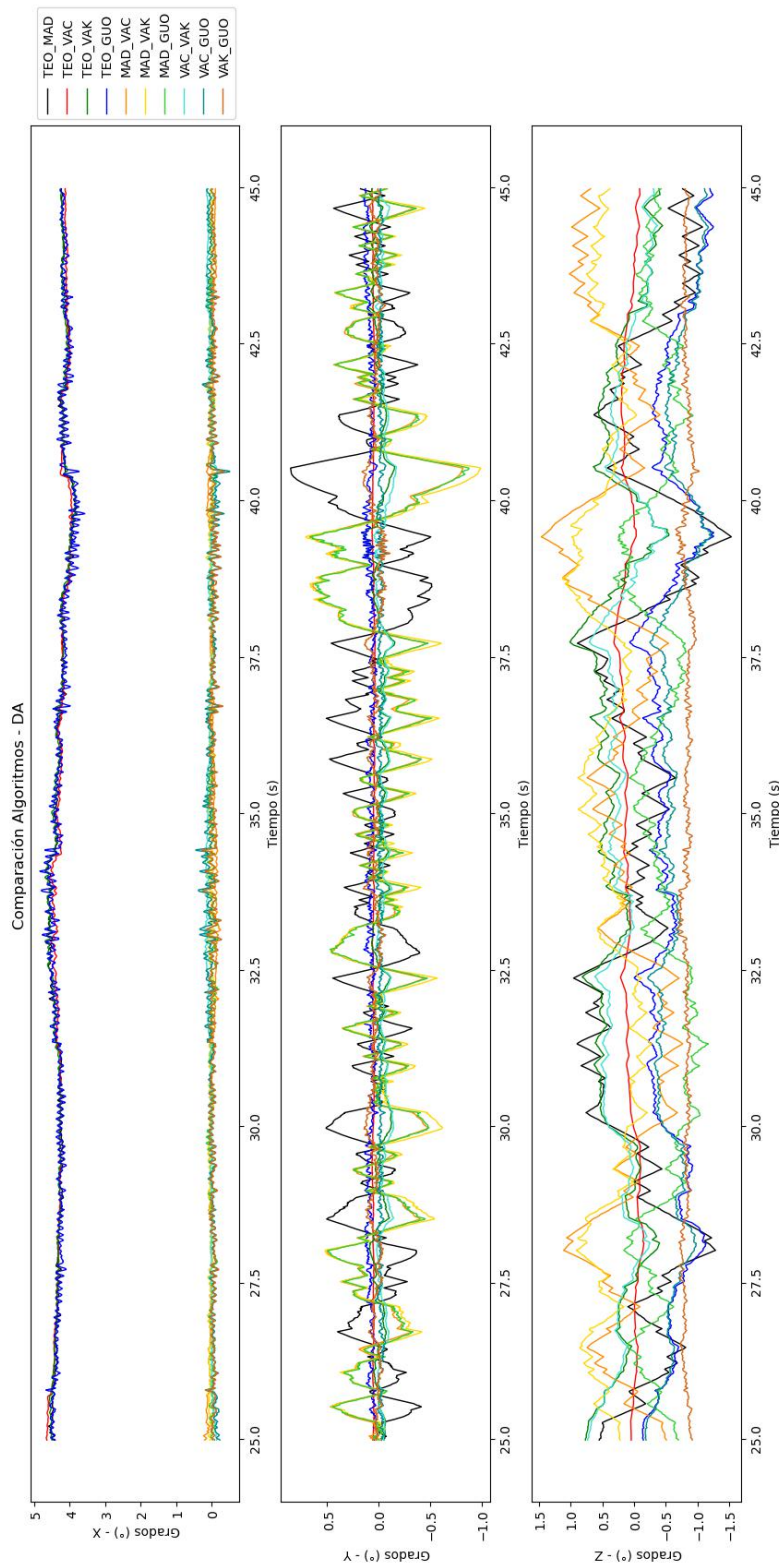


Figura B.5: Diferencia de los AFS para el sensor DA durante la prueba estática a  $45^\circ$



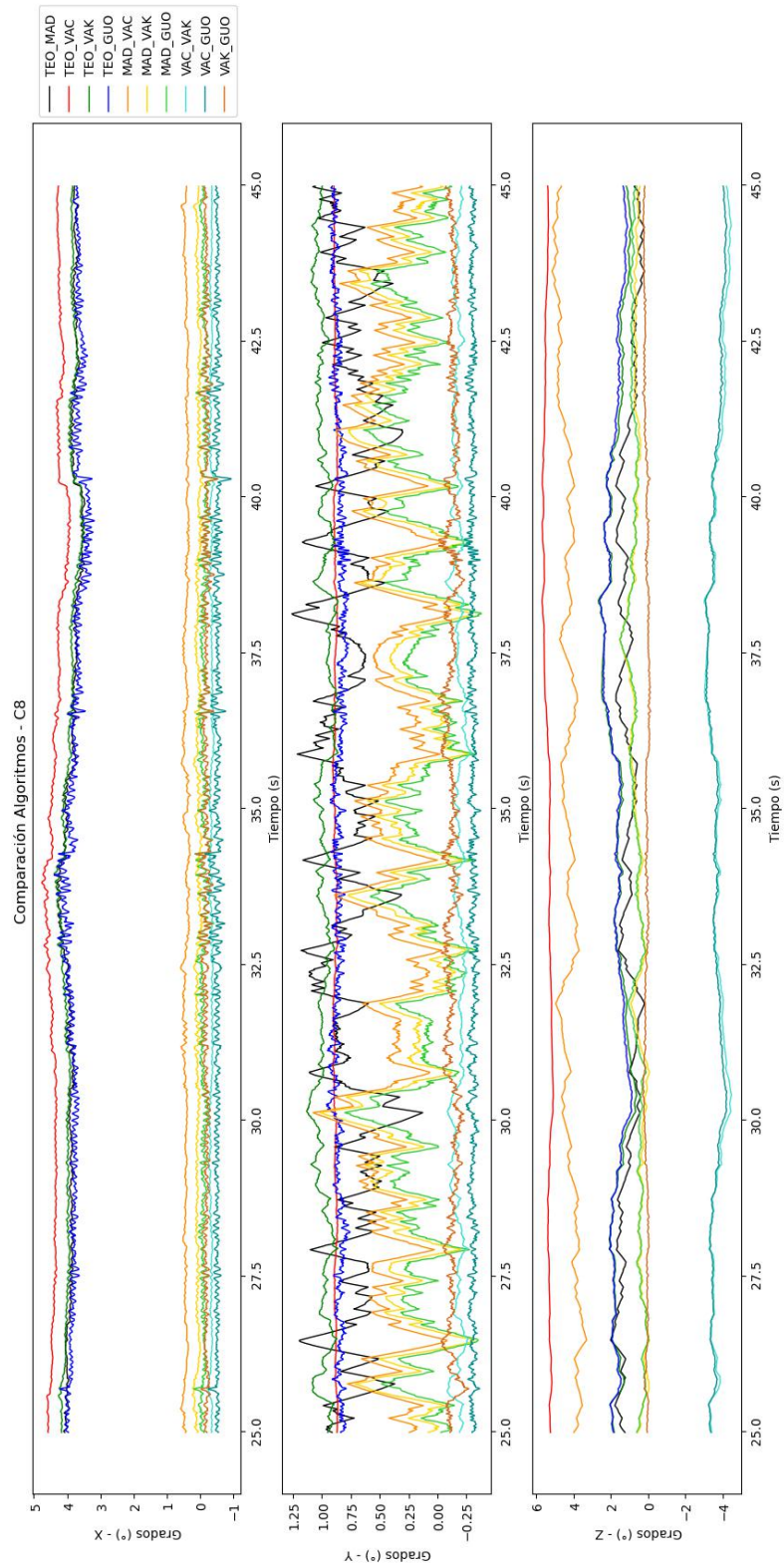


Figura B.6: Diferencia de los AFS para el sensor C8 durante la prueba estática a 45°

## Apéndice B. Imágenes diferencia entre AFS

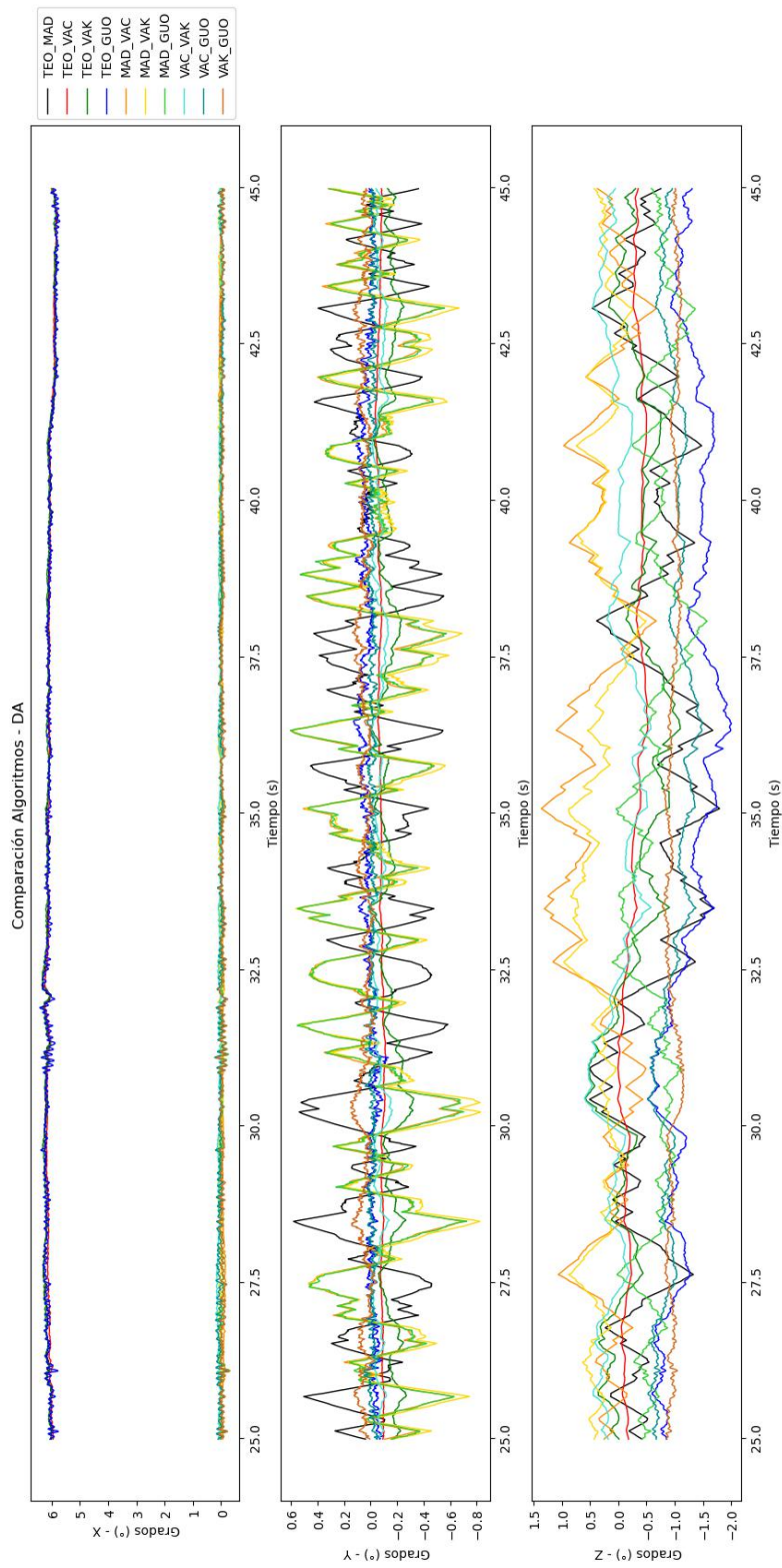


Figura B.7: Diferencia de los AFS para el sensor DA durante la prueba estática a 60°

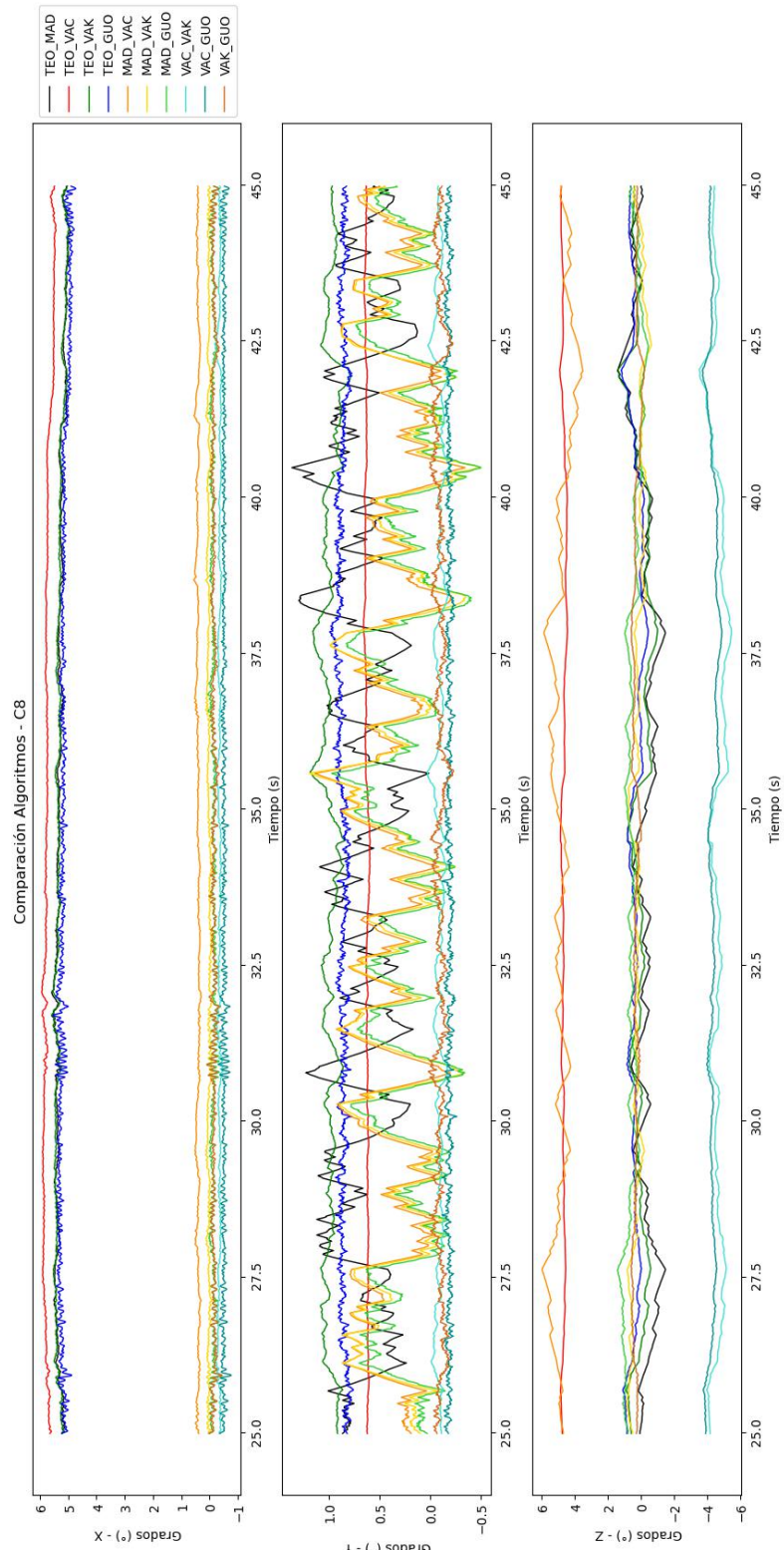


Figura B.8: Diferencia de los AFS para el sensor C8 durante la prueba estática a 60°

## Apéndice B. Imágenes diferencia entre AFS

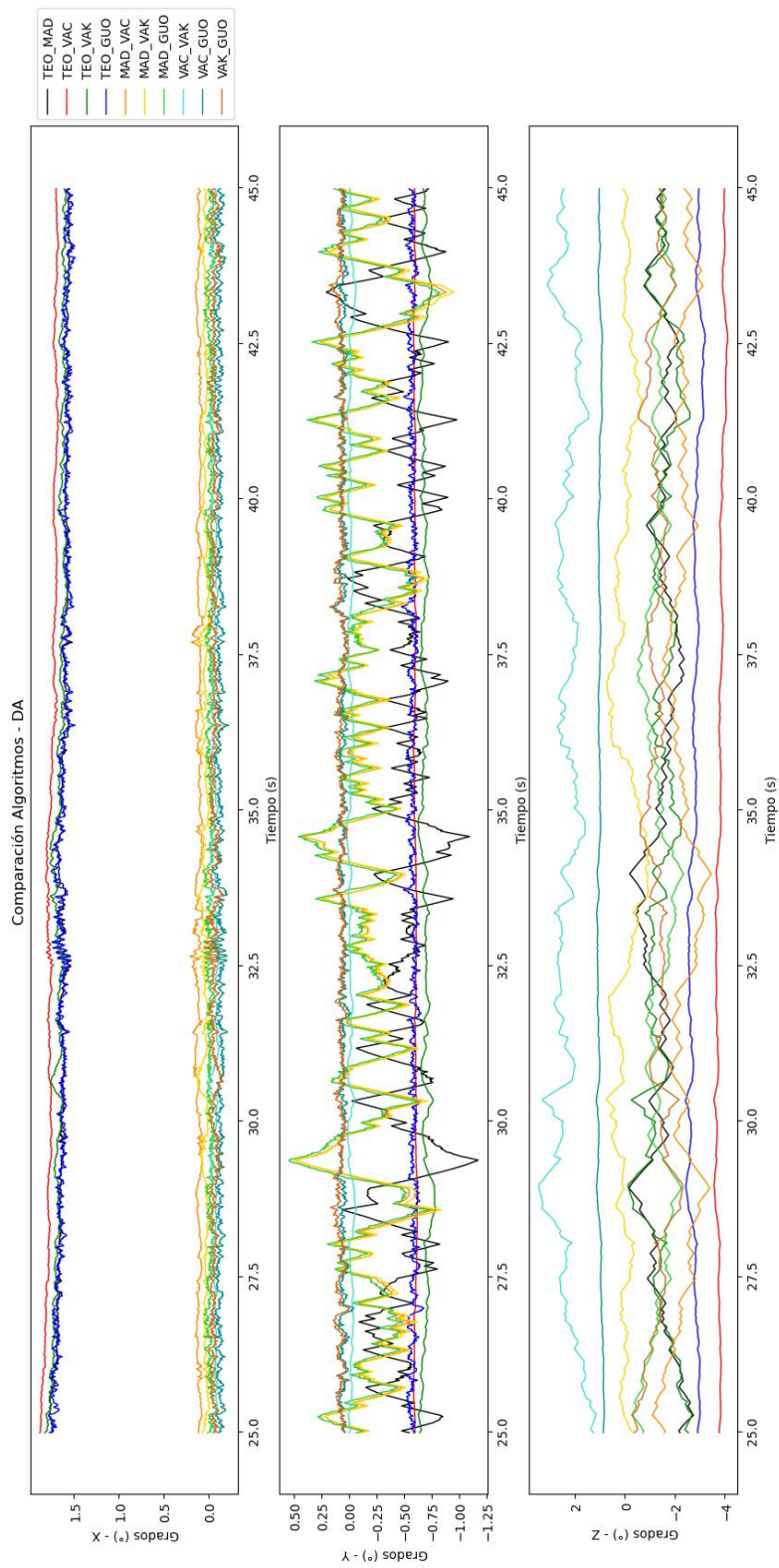


Figura B.9: Diferencia de los AFS para el sensor DA durante la prueba estática a 90°



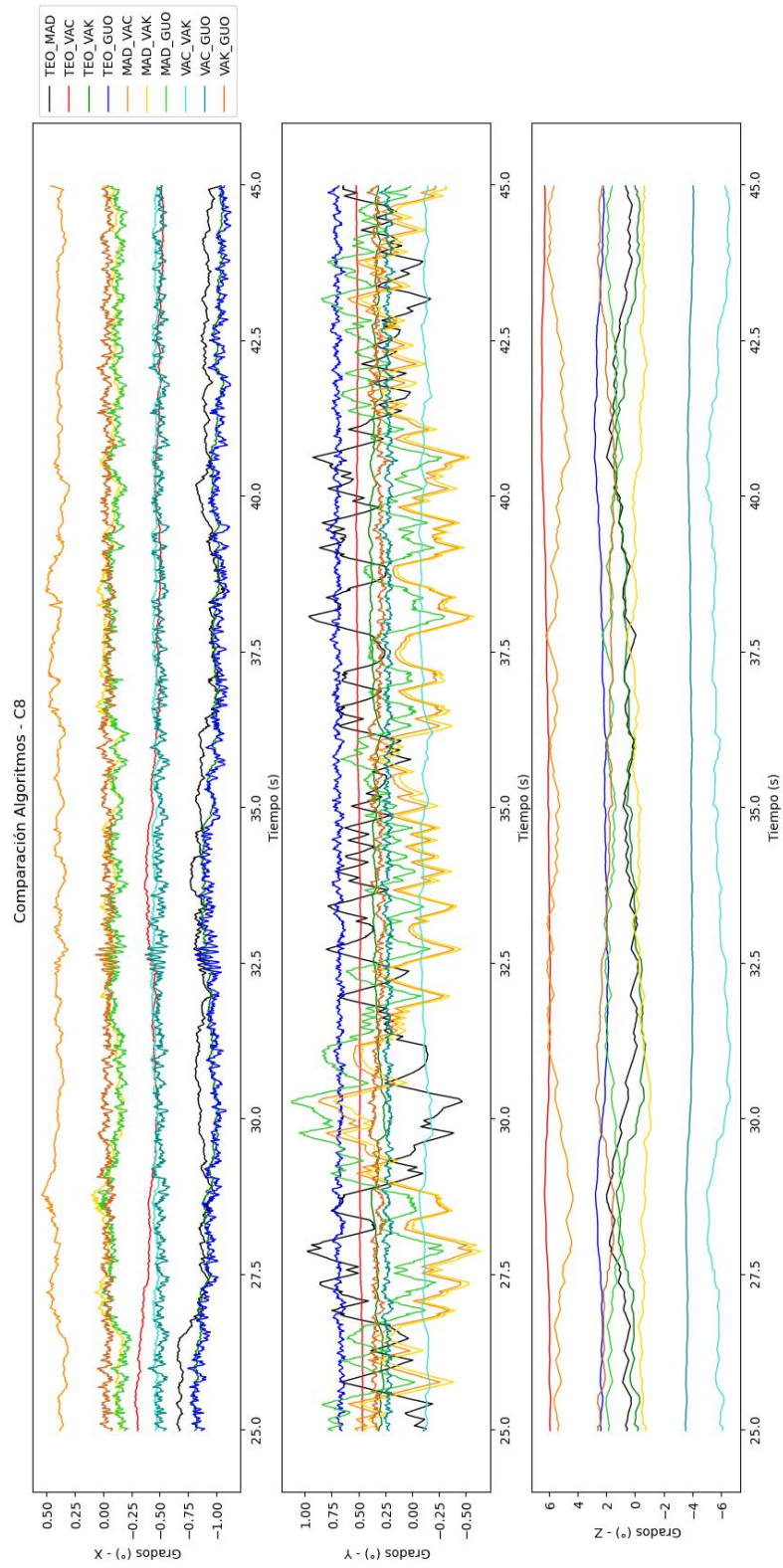


Figura B.10: Diferencia de los AFS para el sensor C8 durante la prueba estática a 90°

# Apéndice B. Imágenes diferencia entre AFS

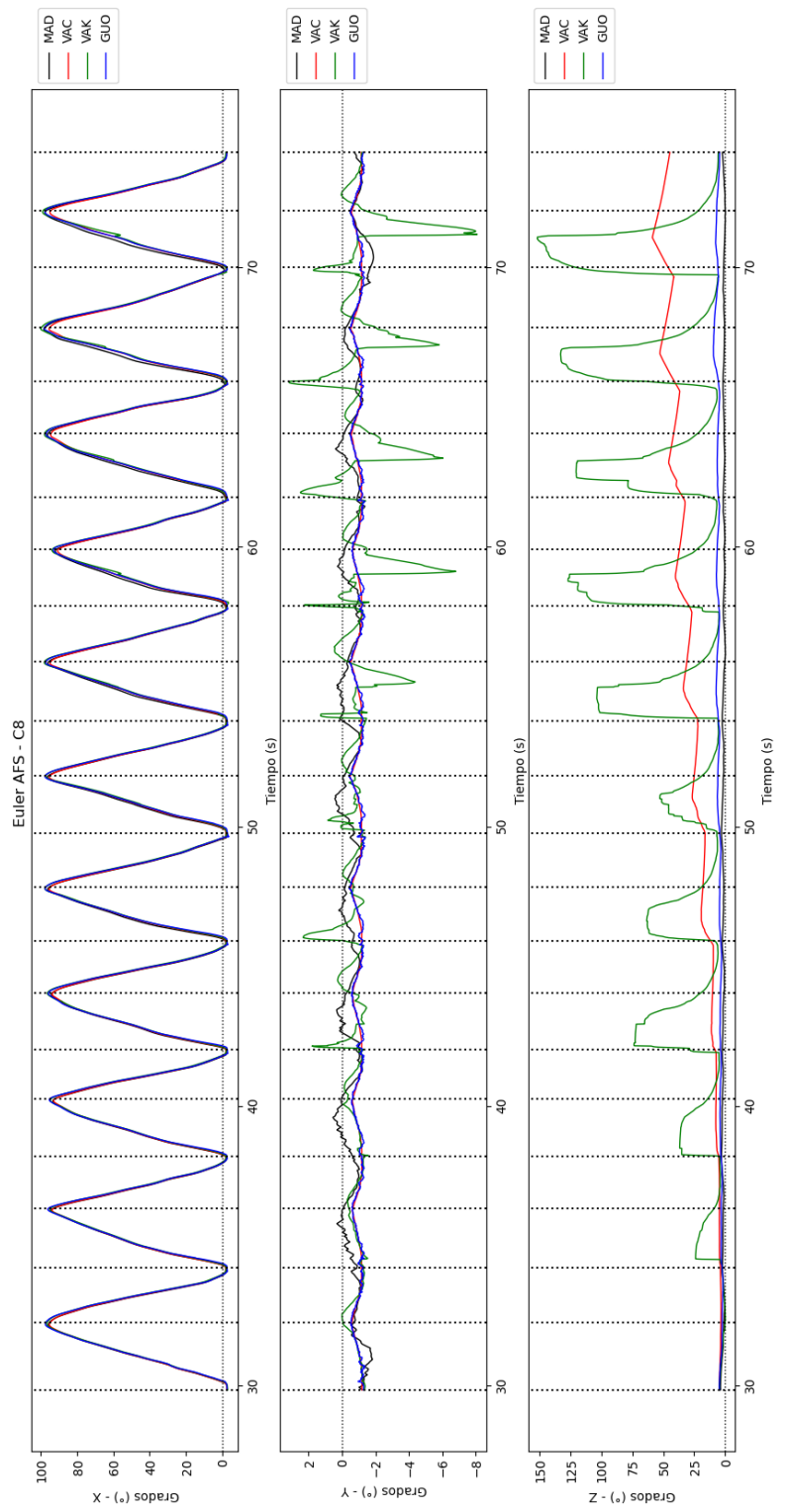


Figura B.11: Prueba dinámica lenta (MIMU - C8)

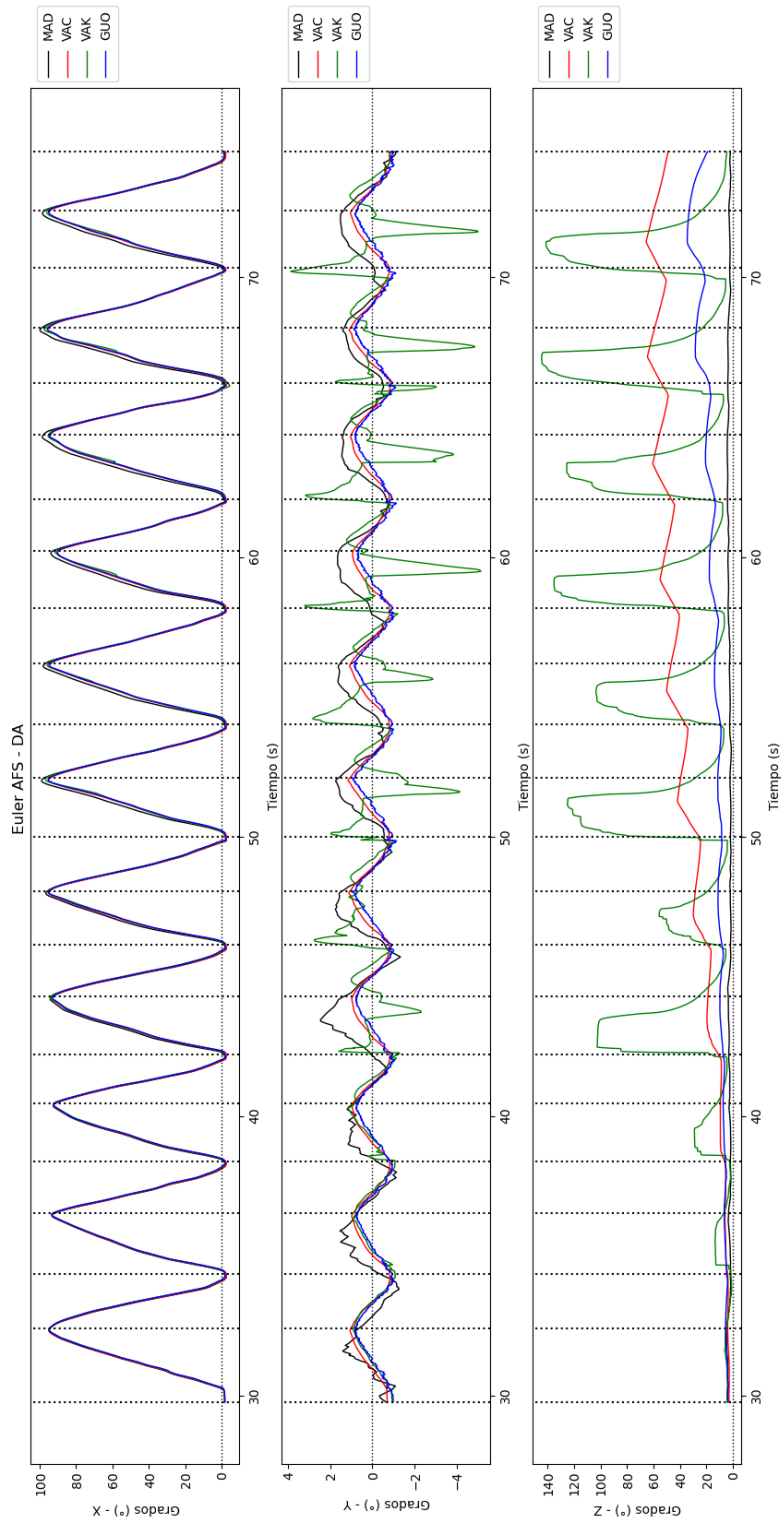


Figura B.12: Prueba dinámica lenta (MIMU - DA)

Apéndice B. Imágenes diferencia entre AFS

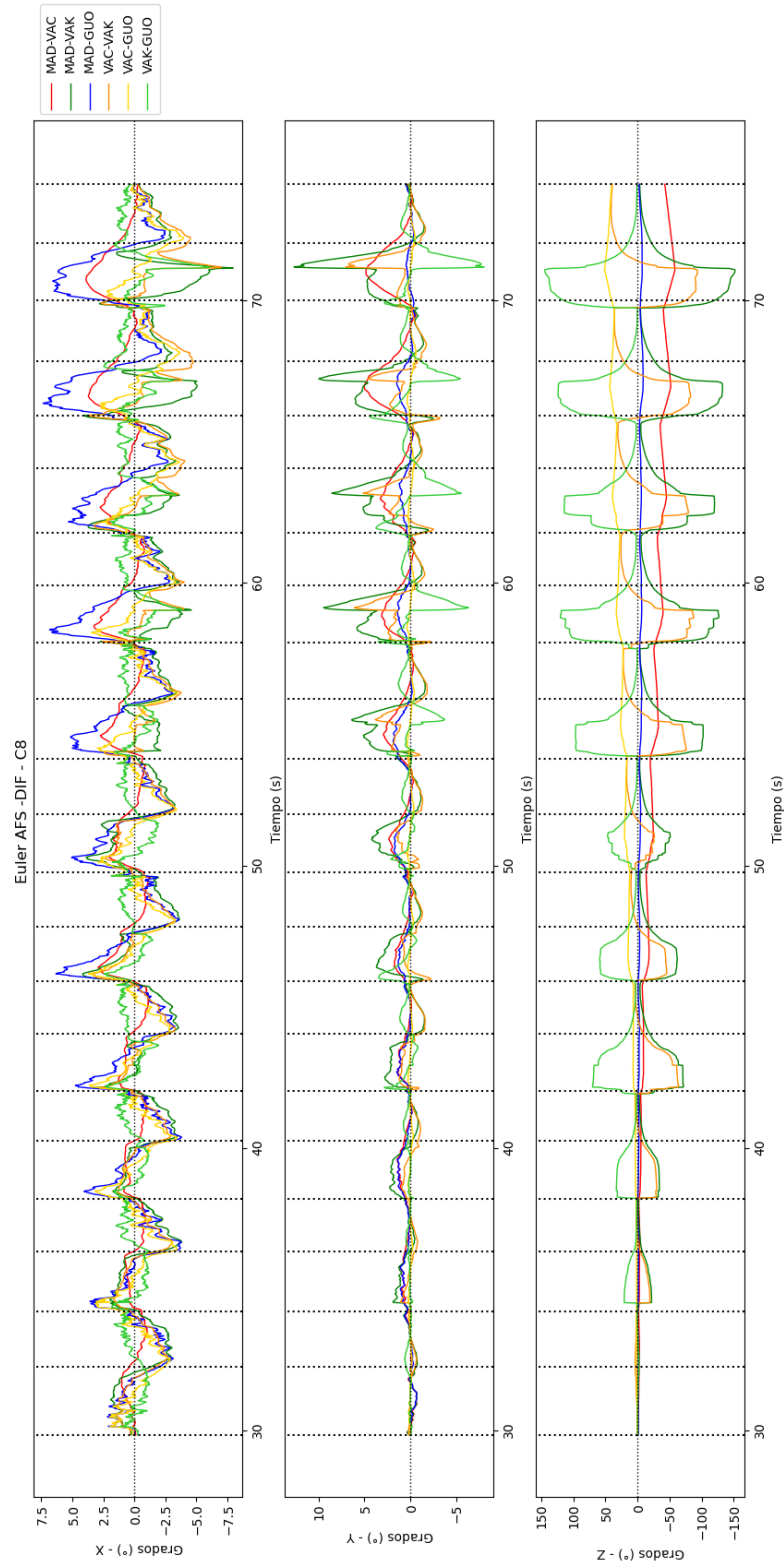


Figura B.13: Prueba dinámica lenta comparación entre AFS (MIMU - C8)



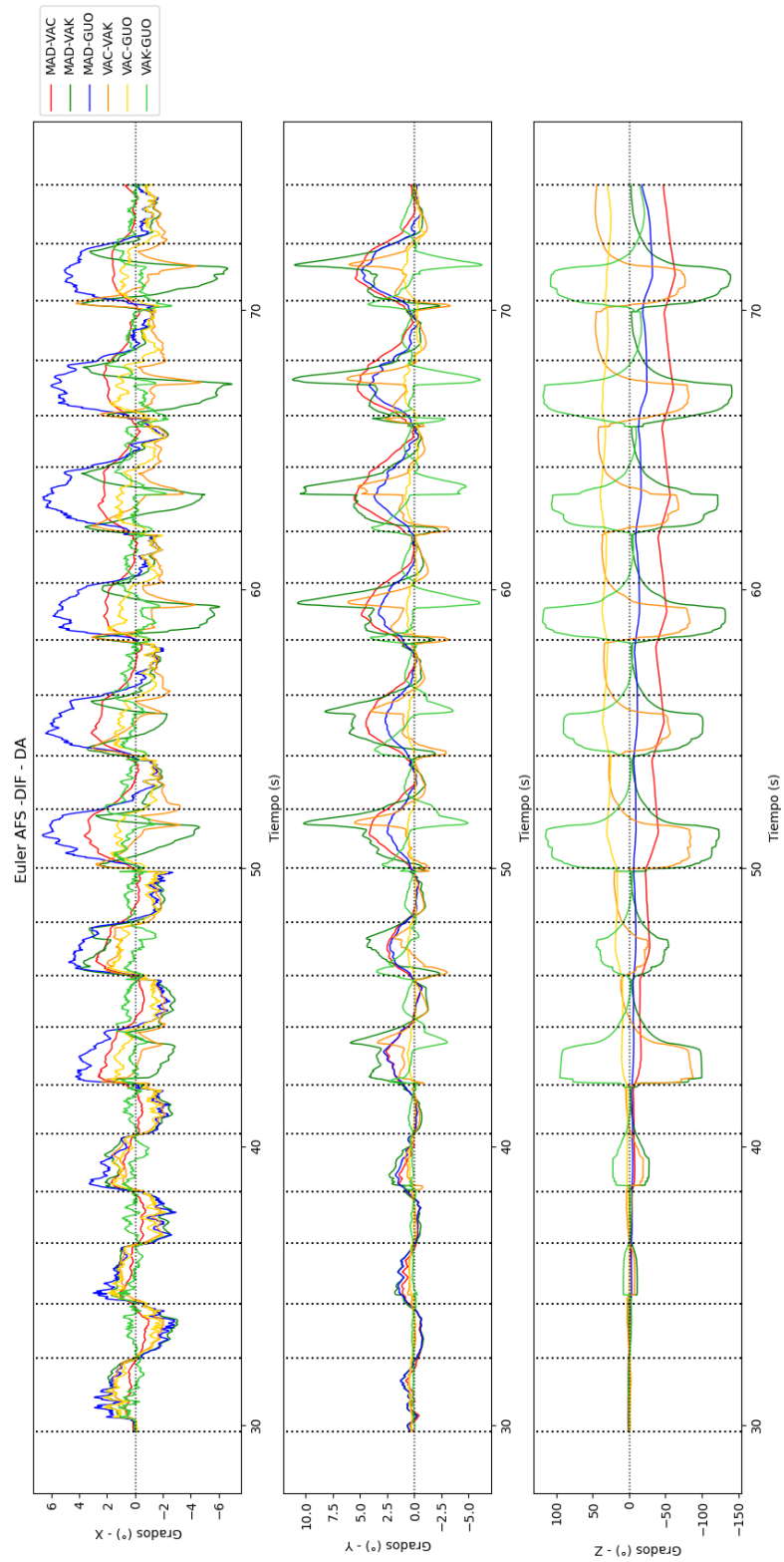


Figura B.14: Prueba dinámica lenta comparación entre AFS (MIMU - DA)

## Apéndice B. Imágenes diferencia entre AFS

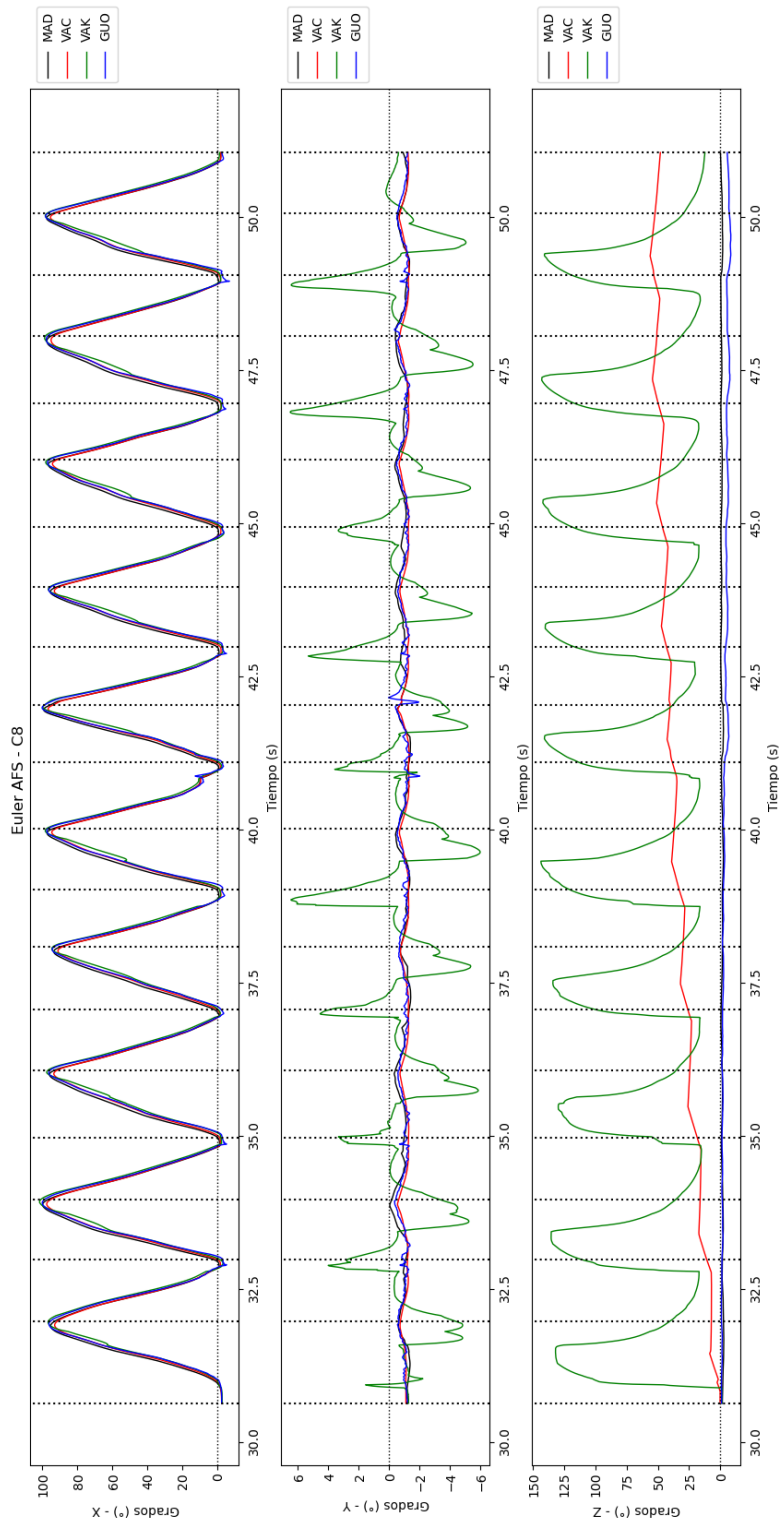


Figura B.15: Prueba dinámica rápida (MIMU - C8)

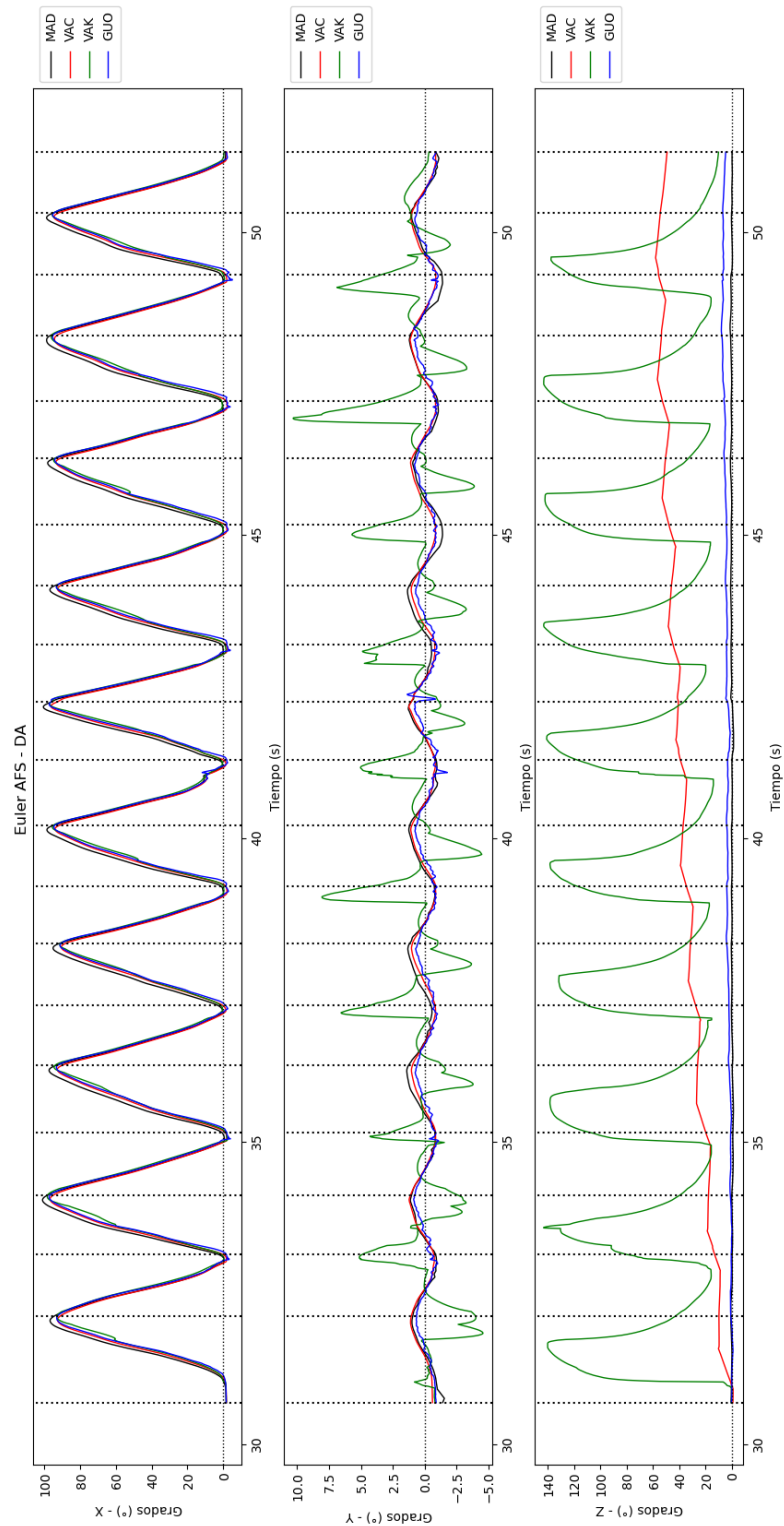


Figura B.16: Prueba dinámica rápida (MIMU - DA)

Apéndice B. Imágenes diferencia entre AFS

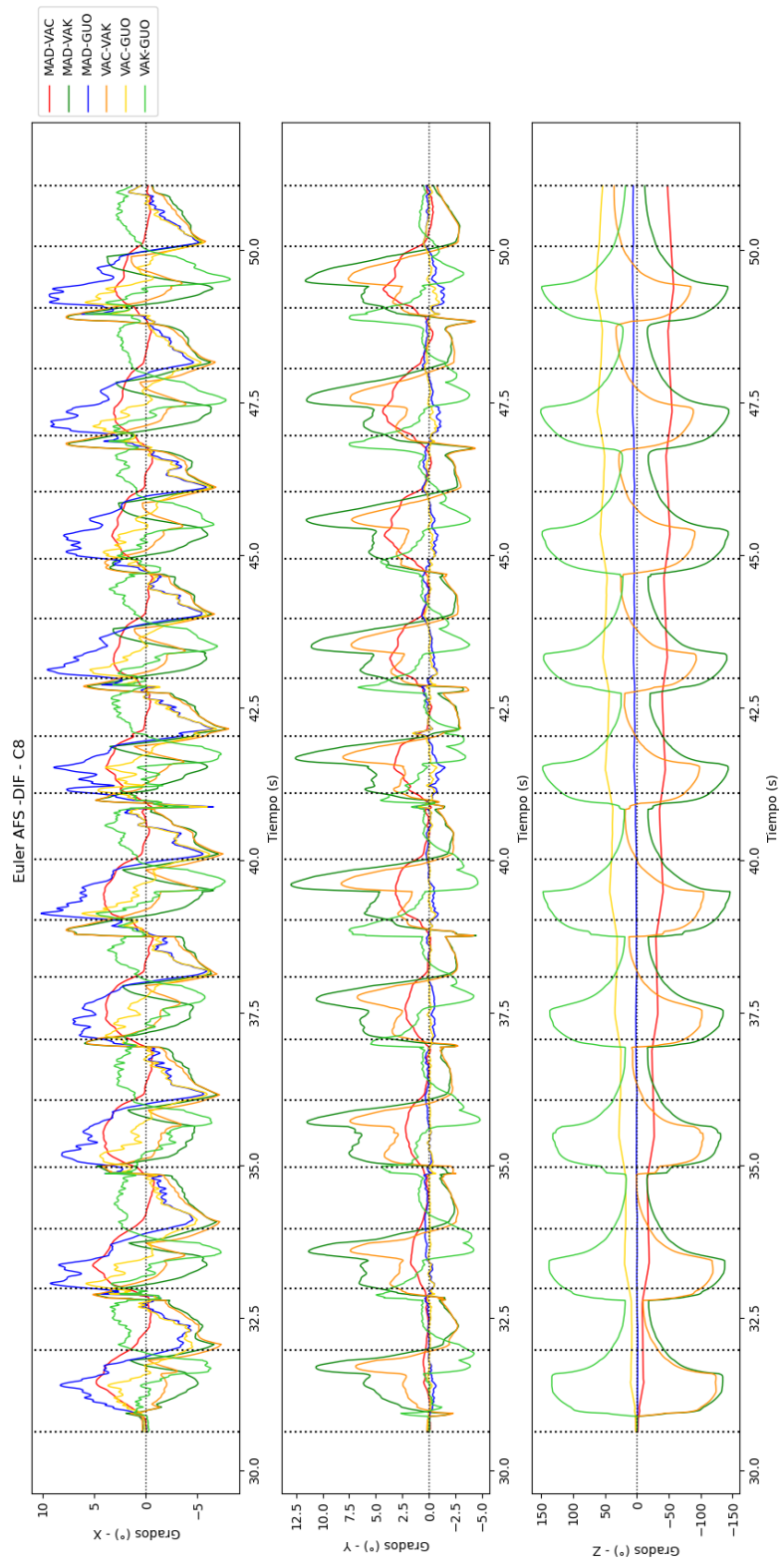


Figura B.17: Prueba dinámica rápida comparación entre AFS (MIMU - C8)

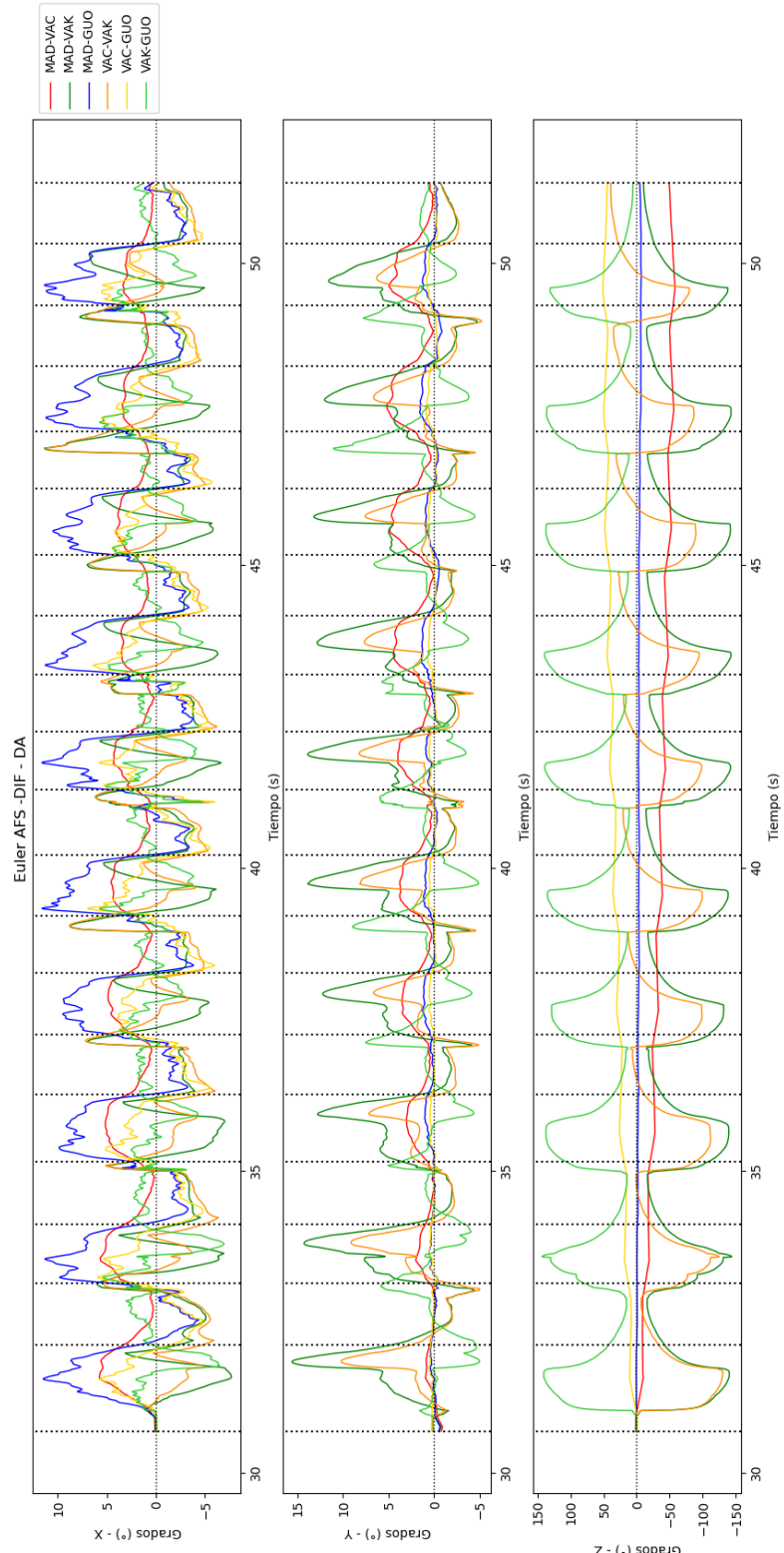


Figura B.18: Prueba dinámica rápida comparación entre AFS (MIMU - DA)

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# Apéndice C

## Publicaciones

En este apéndice se detallan los trabajos presentados en congresos y en actividades académicas a lo largo del desarrollo de la tesis.

II Congreso Nacional de Biotecnología, Montevideo, Uruguay 4 – 7 Septiembre 2019



## MARCADORES “PUNTOSUR” PARA LA CAPTURA MULTIMODAL 3D DEL MOVIMIENTO DE LA RODILLA

María Rene Ledezma <sup>1</sup>, Ariel Braidot <sup>2</sup>, Darío Santos <sup>1,3</sup>, Franco Simini <sup>1</sup>

<sup>1</sup> Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería - Universidad de la República - URUGUAY

<sup>2</sup> Laboratorio de Biomecánica, Facultad de Ingeniería - Universidad Nacional de Entre Ríos - ARGENTINA

<sup>3</sup> Departamento de Rehabilitación, Biomecánica Clínica, Hospital de Clínicas - Universidad de la República - URUGUAY

Se valida un nuevo protocolo de marcadores cutáneos para el análisis de la cinemática de la rodilla. Este protocolo se denomina PUNTOSUR (Fig. 1) y está destinado al estudio en 3D del movimiento de la articulación de la rodilla.

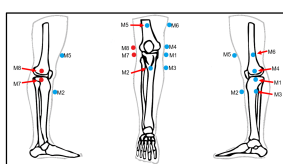


Fig 1. Protocolo PUNTOSUR de 8 marcadores en ambos lados del miembro inferior. PUNTOSUR es el conjunto de 6 marcadores físicos y 2 “virtuales” (rojo) por su uso limitado a la posición fija inicial “Standing”.

### OBJETIVO

Validar el protocolo PUNTOSUR usando simultáneamente sus marcadores cutáneos (procesados por CINAR-3D) y los puntos óseos del método CINARTRO para estimar los ángulos de flexo-extensión durante la tarea motora de subir y bajar un escalón. Validar también PUNTOSUR comparando los mismos ángulos de flexo-extensión y además la rotación de la rodilla obtenidos simultáneamente con CINAR-3D y un sistema de fotogrametría VICON durante la misma tarea motora.

### COMPARACIÓN ENTRE CINAR-3D Y CINARTRO

CINAR-3D procesa imágenes de dos cámaras ortogonales para reconstruir volúmenes 3D durante los movimientos de flexo-extensión y de rotación de la rodilla [1] y CINARTRO estima la migración del punto de contacto tibio femoral sobre la meseta tibial, además del ángulo de flexo-extensión (AFE) de manera dinámica durante una exploración de videofluoroscopia (VFC) [2].

Para la validación de AFE se realizaron 2 estudios CINAR-3D / CINARTRO a un sujeto sano, sincronizados por una plomada (Fig 2).

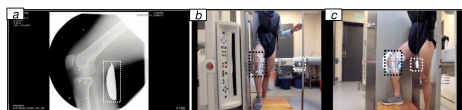


Fig 2. Sincronización de CINAR-3D con CINARTRO con una plomada oscilante visible en ambos métodos. a) VFC de rodilla con plomada, b) y c) Imágenes CINAR-3D con la misma plomada.

La VFC de CINARTRO (8 cuadros por segundo, cps) y las cámaras (120 cps) de CINAR-3D fueron procesadas en la misma escala de tiempo interpolando las mediciones de VFC.

### COMPARACIÓN ENTRE CINAR-3D Y VICON

VICON es un método de fotogrametría que utiliza cámaras de iluminación infrarrojas y marcadores cutáneos reflectivos para la captura del movimiento [3]. Para la validación de AFE y de los ángulos de rotación de rodilla (AR) se realizaron 2 estudios simultáneos a un sujeto sano sincronizados por un haz infrarrojo (Fig 3). CINAR-3D y VICON tienen la misma frecuencia de muestreo: 120 cps.

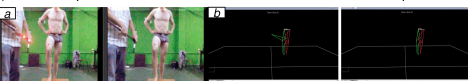


Fig 3. Sincronización de las cámaras de CINAR-3D con las cámaras de VICON mediante una luz infrarroja captada por ambos métodos. a) Captura del haz de luz en una de las cámaras: luz encendida en primer fotograma, luz apagada en el siguiente. b) Imagen de los marcadores de VICON que dan cuenta del destello de luz infrarroja con un marcador verde que aparece y luego desaparece: es la referencia temporal adoptada

[1] R. Ledezma, B. Ariel, D. Santos, and F. Simini, “3D Reconstruction of Knee Motion by Videofluoroscopy & Videography with Orthogonal Cameras,” in XV International Symposium on 3D Analysis of Human Movement, University of Salford, Salford, UK, 2018, pp. 134–5

[2] W. Olivera, M. Rodríguez, D. Santos, and F. Simini, “CINARTRO: Clinical tool to assess knee kinematics by videofluoroscopy,” IFMBE Proc., vol. 60, pp. 130–133, 2017.

[3] VICON, “Plug-in Gait Product Guide-Foundation Notes,” p. 76, 2008.

rldezma@fing.edu.uy



Poster N°329

### RESULTADOS

Los dos estudios simultáneos de CINAR-3D y CINARTRO tuvieron un Error Cuadrático Medio (ECM) de estimación del AFE de 15.7% y 18.0% para el primero y segundo estudio respectivamente (Fig 4a y 4b). El rango del AFE, estimado como media del pico-a-pico de las curvas de Fig. 4, fue de 57,5° y 44,2° (estudio 1) y 60,1° y 43,7° (estudio 2) medido por CINARTRO y CINAR-3D respectivamente. La diferencia es 13,3° - 16,4° (30,0% - 37,5%) entre ambos.

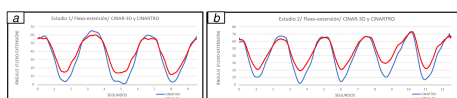


Fig 4. Datos obtenidos con CINAR-3D (curva roja) y CINARTRO (curva azul) para el AFE. a) 3 ciclos completos de la actividad motora del primer estudio. b) Segundo estudio (5 ciclos).

Los dos estudios simultáneos de CINAR-3D y VICON tuvieron un ECM de estimación del AFE de 8,3% y 7,3% para el primero y segundo estudio respectivamente (Figura 5a y 5b). El rango del AFE, estimado como media del pico-a-pico de las curvas de Fig. 5, fue de 47,3° y 52,1° (estudio 1) y 52,1° y 57,7° (estudio 2) medido por VICON y CINAR-3D respectivamente. La diferencia es 4,8° - 5,6° (10,1% - 10,7%) entre ambos.

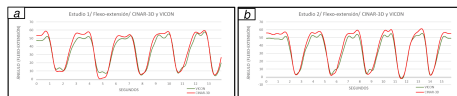


Fig 5. Datos obtenidos con CINAR-3D (curva roja) y VICON (curva verde) para el AFE. a) Primer estudio con 5 ciclos completos b) Segundo estudio con 5 ciclos completos

Los dos estudios simultáneos de CINAR-3D y VICON tuvieron un ECM de estimación del AR de 35,8% y 47,8% para el primero y segundo estudio respectivamente (Figura 6a y 6b). El rango del AR, estimado como media del pico-a-pico de las curvas de Fig. 6, fue de 9,1° y 5,7° (estudio 1) y 9,8° y 4,3° y (estudio 2) medido por VICON y CINAR-3D respectivamente. La diferencia es 3,4° - 5,5° (59,6% - 127,9%) entre ambos.

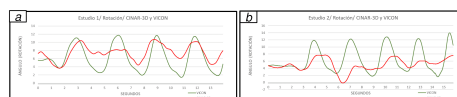


Fig 6. Datos obtenidos con CINAR-3D (curva roja) y VICON (curva verde) para el AR. a) Primer estudio con 5 ciclos completos b) Segundo estudio con 5 ciclos completos.

### CONCLUSIÓN

La medida de flexo-extensión con los marcadores cutáneos de PUNTOSUR conlleva un error con respecto a la medida con puntos óseos de CINARTRO. Esto se debe al corrimiento cutáneo con respecto a la estructura ósea. Esta diferencia es menor entre ángulos medidos por CINAR-3D y VICON debido a que ambos se miden con marcadores cutáneos.

En cuanto a la rotación de la tibia respecto al fémur, su rango de movimiento es menor, lo que aumenta la incertidumbre de medida con marcadores cutáneos, en especial si los marcadores se encuentran cercanos.

Para contrarrestar la incertidumbre de las medidas de rotación de la tibia con PUNTOSUR, se verá ampliar la cantidad de marcadores hasta el tobillo y la cadera, tomando referencias de todo el miembro inferior.



## PUNTOSUR Validación de marcadores cutáneos en rodilla mediante videos multimodales 3D simultáneos durante una tarea motora

Maria Rene Ledezma <sup>1</sup>, Darío Santos <sup>1,2</sup>, Ariel Andrés Antonio Braidot <sup>3</sup> y Franco Simini <sup>1</sup>

<sup>1</sup> Núcleo de Ingeniería Biomédica (NIB), de las Facultades de Medicina e Ingeniería, Universidad de la República, Montevideo, Uruguay

<sup>2</sup> Departamento de Rehabilitación, Hospital de Clínicas, Universidad de la República, Montevideo, Uruguay

<sup>3</sup> Laboratorio de Biomecánica, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Oro Verde, Argentina.

### OBJETIVO

Validar "PUNTOSUR", un protocolo de marcadores cutáneos usado para la estimación de los ángulos de flexo-extensión y rotación de rodilla mediante el método de dos cámaras ortogonales llamado CINAR-3D [1] durante la tarea motora de subir y bajar un escalón. CINAR-3D con PUNTOSUR es la propuesta de marcadores para complementar el estudio de video fluoroscopia (VFC) CINARTRO [2].

### MATERIALES Y METODOS

PUNTOSUR está compuesto por 8 marcadores colocados alrededor de la rodilla (Fig. 1). Los puntos se encuentran sobre el cóndilo medial (M1), la tuberosidad de la tibia (M2), el epicóndilo medial del fémur (M4), el cóndilo lateral de la tibia (M7), el epicóndilo lateral del fémur (M8) y 3 puntos de referencia (M3, M5, M6) para completar triángulos.

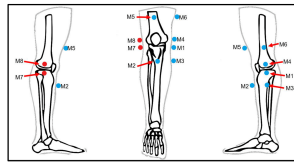


Figura 1. PUNTOSUR de 8 marcadores en el miembro inferior. Consta de 6 marcadores fijos (celeste) y 2 llamados "virtuales" (rojo) por su uso limitado a la posición fija inicial "standing".

Se midieron los parámetros de flexo-extensión y rotación de la rodilla derecha de un sujeto voluntario sano, en estudios repetidos dos veces para cada comparación planteada.

#### Validación PUNTOSUR con CINAR-3D/CINARTRO

En la primera validación se registró el movimiento simultáneamente con (i) PUNTOSUR y (ii) los puntos óseos del método CINARTRO de análisis 2D de VFC para los ángulos de flexo-extensión. Para realizar las medidas simultáneas se usó un procedimiento de sincronización con una plomada oscilante que es visible a la vez en la VFC y en las imágenes de las cámaras ortogonales. El fotograma en el cual el péndulo comienza a moverse es tomado como inicio del muestreo. Como la frecuencia de muestreo del VFC y de las cámaras eran diferentes (8 y 120 Hz respectivamente), fue necesario realizar una interpolación lineal en los datos obtenidos.

#### Validación PUNTOSUR con CINAR-3D/VICON

En la segunda validación se registró simultáneamente con (i) PUNTOSUR y (ii) los marcadores del sistema de estereofotogrametría (EFGM) VICON para flexo-extensión y rotación de rodilla. Para sincronizar se usó la luz roja de la barra de calibración de VICON que es visible en ambos sistemas. El fotograma donde desaparece la luz es el definido como inicio del muestreo. A diferencia del caso anterior CINAR-3D y VICON tienen la misma frecuencia de muestreo (120 Hz).

#### Referencias

- [1] M. R. Ledezma, A. Braidot, D. Santos, and F. Simini, "3D Reconstruction of Knee Motion by Videofluoroscopy & Videography with Orthogonal Cameras," *XV Int. Symp. 3D Anal. Hum.*, pp. 134–135, 2018.
- [2] W. Oliveira, M. Rodríguez, D. Santos, and F. Simini, "CINARTRO: Clinical tool to assess knee kinematics by videofluoroscopy," *IFMBE Proc.*, vol. 60, pp. 130–133, 2017.
- [3] R. Stagni, S. Fabbro, A. Cappello, and A. Leardini, "Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: A study on two subjects," *Clin. Biomech.*, vol. 20, no. 3, pp. 320–329, 2005.

### RESULTADOS

FLEXO-EXTENSIÓN - CINAR-3D/CINARTRO					
	Error Cuadrático Medio	Rango de Movimiento CINARTRO	Rango de Movimiento CINAR-3D	Diferencia de Movimiento	Diferencia Relativa de Rango de Movimiento respecto CINARTRO
Estudio 1	15,7%	57,5°	44,2°	13,3°	23,1%
Estudio 2	18,0%	60,1°	43,7°	16,4°	27,3%
Diferencia Absoluta de Rango de movimiento		2,6° (4,4%)	0,5° (1,1%)		

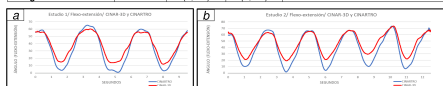


Figura 2. CINAR-3D (curva roja) y CINARTRO (curva azul) en flexo-extensión. a) 3 ciclos completos de la tarea motora del primer estudio. b) Segundo estudio (5 ciclos).

FLEXO-EXTENSIÓN - CINAR-3D/VICON					
	Error Cuadrático Medio	Rango de Movimiento VICON	Rango de Movimiento CINAR-3D	Diferencia de Movimiento	Diferencia Relativa de Rango de Movimiento respecto VICON
Estudio 1	8,3%	47,3°	52,1°	4,8°	10,1%
Estudio 2	7,9%	52,1°	57,7°	5,6°	10,7%
Diferencia Absoluta de Rango de movimiento		4,8° (9,7%)	5,6° (10,2%)		

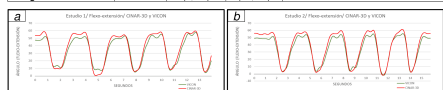


Figura 3. CINAR-3D (curva roja) y VICON (curva verde) en flexo-extensión. a) Primer estudio con 5 ciclos completos b) Segundo estudio con 5 ciclos completos

ROTACIÓN DE RODILLA - CINAR-3D/VICON					
	Error Cuadrático Medio	Rango de Movimiento VICON	Rango de Movimiento CINAR-3D	Diferencia de Movimiento	Diferencia Relativa de Rango de Movimiento respecto VICON
Estudio 1	35,8%	9,1°	5,7°	3,4°	37,4%
Estudio 2	47,8%	9,8°	4,3°	5,5°	56,1%
Diferencia Absoluta de Rango de movimiento		0,7° (7,4%)	1,4° (28%)		

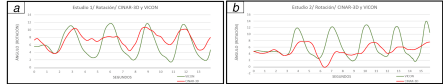


Figura 4. CINAR-3D (curva roja) y VICON (curva verde) en rotación. a) Primer estudio con 5 ciclos completos b) Segundo estudio con 5 ciclos completos

### CONCLUSIÓN

PUNTOSUR permite estimar ángulos de flexo-extensión con errores de hasta 27% (hueso-cutáneo) [3] y 10% (cutáneo-cutáneo) comparando con VFC y EFGM. En rotación el error es mayor (37% - 56%) que cuestiona la viabilidad del protocolo. Se podría mejorar la estimación ampliando la distancia entre marcadores a lo largo del miembro inferior (tobillo y cadera). Estas mayores distancias permitirán reducir el error y lograr complementar la 2D de CINARTRO.



SABI2020 es la instancia 22 de la serie de Congresos Argentinos de Bioingeniería - Jornadas de Ingeniería Clínica

Ingrese en: [sabi2020.com](http://sabi2020.com)



Por más información de los autores



Figura C.2: Presentación poster en el 22 Congreso de Bioingeniería SABI - Piriapolis, Uruguay (2020)

**INTRODUCCIÓN**

Los sensores inerciales (IMU) por sus siglas en inglés se encuentran aplicados en diversos estudios como el estudio de la marcha en biomecánica y patologías de equilibrio, además de la mejora en campo deportivo tendiente a la mejora de la *performance* y para la rehabilitación en general [1].

Los IMUs son dispositivos muy versátiles debido a su facilidad de utilización en diversos ambientes. A diferencia de los sistemas ópticos que necesitan un ambiente de laboratorio y admiten un espacio delimitado por su campo visual. Cabe recalcar que los IMUs son pequeños y ligeros permitiendo que la persona estudiada pueda realizar diferentes tareas motoras, llevándose puestos (*wearables*). El IMU está compuesto por un giroscopio, un acelerómetro y un magnetómetro. [2]

Como parte del desarrollo de un instrumento de uso clínico para determinar el movimiento en 3D de la rodilla durante una tarea motora, presentamos aquí los métodos disponibles para medir los ángulos de la articulación de la rodilla mediante IMUs.

**MATERIALES Y MÉTODOS**

Los IMUs están revolucionando la captura de movimiento en biomecánica y en particular en la rehabilitación, el deporte.

En la Figura 1 se observa un ejemplo de sensor inercial en su tobillera con cinta velcro para ser ajustado.

Se puede observar que es compacto y fácil de colocar en el lugar deseado. Específicamente pesa 114 g y de dimensiones 2,54cm x 5,08cm x 7,62cm. [3]



Figura 1. Ejemplo de sensor inercial con cinta para su colocación en tobillera. [MARRAS 2018] [3]

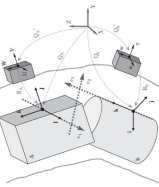


Figura 2. Sistema coordinado articular y la definición de ejes y orientaciones [1]

En la Figura 2 se observa que para la cuantificación de la articulación de la rodilla es necesario colocar un sensor inercial en el muslo y otro en la pierna.

Para realizar esta medición se requieren un sistema de referencia global definido por el magnetómetro. El magnetómetro indica en todo momento la dirección del campo magnético terrestre.

En algunos entornos el magnetómetro puede verse afectado por algún elemento ferromagnético cercano. En algunos casos para corregir estas variaciones se utiliza la medición magnética de otro elemento (fuente magnética) que no sea la tierra (Figura 3).

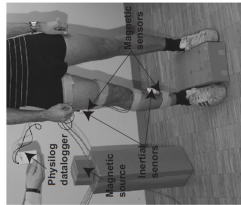


Figura 3. Un sujeto equipado con los sistemas inerciales en la rodilla de una referencia magnética [5]

**RESULTADOS**

Al adoptar IMUs para nuestro diseño de instrumento clínico es necesario expresar la cinemática de cada segmento respecto a un sistema referencial de ejes cartesianos formados por el norte magnético, el oeste magnético y el producto vectorial de los dos. Para tener mediciones precisas se debe realizar una calibración previa al estudio mediante tareas motoras estáticas y/o dinámicas.

La cinemática de la rodilla durante el pedaleo fue determinada luego de una calibración realizada con cinco tareas (Figura 4): estar de pie, estar recostado, abducción-aducción de cadera, flexión de rodilla y pedaleando. La combinación de bipedestación y pedaleo resultó la mejor combinación de calibración [5].

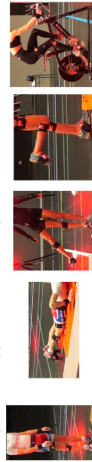


Figura 4. Calibración de las medidas mediante cinco tareas motoras estáticas y dinámicas [5]

Los métodos de cuantificación de la posición y orientación de los IMUs están basados en el uso de cuaterniones. Un cuaternión es una representación de cuatro valores: un escalar y un vector formado por tres componentes. Este método es utilizado por los sensores inerciales para evitar el *bloqueo del cardán* típico al usar los ángulos de Euler. Dicho bloqueo consiste en la pérdida de un grado de libertad debido a la posición paralela entre ejes.

Existe una superposición de dos ejes cuando uno de ellos gira 90° y se alinea con otro eje bloqueándolo.

La cuantificación mide primero la aceleración  $a(0)$  igual a la gravedad en el eje vertical  $Z$  y calcula  $\psi(0)$  como el producto vectorial con  $Z=(0,0,1)$  obteniendo el 1er cuaternión  $q(0)$  representado por un escalar y un vector:

$$f(0) = \cos^{-1}(-a(0) \cdot Z) = \cos^{-1}(-a_z(0))$$

$$r(0) = -a(0) \times Z = [-a_y(0), a_x(0), 0]$$

$$q(0) = \left[ \cos\left(\frac{\psi(0)}{2}\right), \frac{\sin\left(\frac{\psi(0)}{2}\right)}{2} \times \begin{bmatrix} r_x(0) \\ r_y(0) \\ 0 \end{bmatrix} \right]$$

El cuaternión de cada instante sucesivo es calculado a partir del cuaternión previo y la velocidad angular  $\omega(t)$  medida por el IMU.

$$\omega(t) = \dot{q}(t) \otimes q(t)^{-1} \otimes \left(\frac{\psi(t)}{r(t)}\right) \otimes q(t)^{-1} \otimes q(t)^{-1}$$

$$q(t) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\psi(t)}{2}\right) \\ \frac{\sin\left(\frac{\psi(t)}{2}\right)}{2} \times \begin{bmatrix} r_x(t) \\ r_y(t) \\ 0 \end{bmatrix} \end{bmatrix}$$

Para evitar la amplificación del ruido, este cálculo está supeditado al módulo del vector *aceleración detectado por el IMU superior a un umbral*. [6].

La estimación de los ángulos articulares en todo momento resulta de la comparación de los cuaterniones del fémur con la tibia [1].

**CONCLUSIONES**

Con los métodos presentes es posible desarrollar un instrumento de uso clínico que sea capaz de cuantificar el ángulo de flexo-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa usando IMUs. El movimiento de la piel genera ruido en cualquier método de cuantificación articular superficial [7]. A pesar de esta dificultad los IMU son una solución para estimar ángulos en ambientes diversos y durante diferentes actividades. Mediante la cuantificación de los ángulos articulares el instrumento clínico en desarrollo le mostrará al operador la evolución en el espacio del fémur y de la tibia durante la tarea motora. De esta manera los datos objetivos de la cinemática articular podrán respaldar las decisiones acerca del seguimiento de pacientes.

**Referencias Bibliográficas**

[1] G. G. Ferris, and F. Arshady, "An extended calibration procedure for 3D knee joint angle measurement using inertial sensors", *J. Biomech.*, vol. 42, no. 24, pp. 2300-2305, 2009.

[2] Y. Ahsaoui, E. Pajot, and A. H. McGeoghan, "Exploring the role of wearable technology in sport kinematics and kinetics: A review", *Appl. Sci.*, vol. 11, no. 10, pp. 4600, 2021.

[3] "Vetico Sense Kit for MMC and MMA - MIMETLAB." [Online]. Available: <https://mimetlab.com/stores/levezco>

[4] J. Fawc, B. M. Lohler, R. Alshabari, and K. Aminian, "Ambulatory measurement of 3D knee joint angle", *J. Biomech.*, vol. 41, no. 5, pp. 1029-1035, 2008.

[5] Ledezma, M. R., Simini, F., and G. Nichols, "Estimation of 3D knee joint angle during cycling using inertial sensors. Accuracy of a novel sensor-to-segment calibration procedure based on pedaling motion", *Sensors*

[6] Fawc, J., Lohler, B. M., Shabari, R., Aminian, K., 2008. Quaternion-based fusion of gyroscopes and accelerometers to improve 3D angle measurement. *Electronics Letters* 42, 432-434.

[7] Ledezma, M. R., Simini, F., Nichols, G., 2020. Validación de marcadores cuánticos en rodilla mediante videores multimodales 3D simulados durante una tarea motora. 2020.

**Información de Contacto**

Maria Rene Ledezma (ledezma@ing.edu.uy) | Franco Simini (simini@ing.edu.uy) | Núcleo de Ingeniería Biomédica (Piso 15 HC)

Figura C.3: Presentación poster en la semana académica del Hospital de Clínicas - Montevideo, Uruguay (2020)

ID-28

17th International Symposium of 3-D Analysis of Human Movement, Tokyo - Japan, July 16-19, 2022



## 3D Description of knee movements with a two IMU based wearable device: CHAKAMO

Maria Rene Ledezma<sup>1</sup>, Darío Santos<sup>1,2</sup>, Franco Simini<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería - Universidad de la República - Uruguay

<sup>2</sup> Departamento de Rehabilitación, Biomecánica Clínica, Hospital de Clínicas - Universidad de la República - Uruguay

### INTRODUCTION

After a knee injury, rehabilitation is important because it will determine the evolution of the knee joint and its continuous improvement. For this evaluation, the physiotherapist acts subjectively and uses tools such as goniometers to estimate ranges of knee angles. With these manual tools, the correctness of measurements depends on the instrument in use and on the physiotherapist's experience and ability.

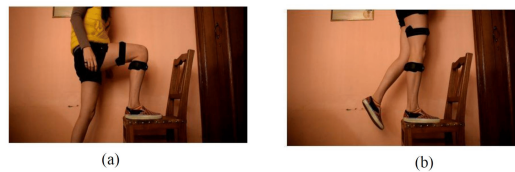


Figure 1. Motor task (a) Start of the cycle with 90° knee flexion. (b) Full knee extension, half cycle.

### OBJECTIVE

To design and implement a device for clinical use with two magnetic inertial sensors, one on the shank, one on the thigh, to estimate knee joint kinematics. Inertial sensors were selected because they allow for natural movement and therefore measurements can be taken in any working environment.

The new instrument is called CHAKAMO, which produces time graphs to report flexion-extension as well as rotation of a person performing a simple motor task, such as climbing on a chair.

### MATERIALS AND METHODS

#### 1. Motor Task

The motor task consists of stepping up and down a step with one leg. Fig. 1 shows a chair taken as a high step (50 cm). The cycle begins with the knee under study flexed and the foot resting on the step. Then the subject proceeds to full knee extension lifting in the air the other foot. The movement must be natural and the participant is asked to return to the first position as soon as full extension is reached. When the contralateral foot returns to the floor, one cycle is completed. This task is functional and includes all movements of the knee, therefore it is possible to estimate the flexion and extension, as well as the rotation of tibia with respect to femur.

#### 2. Inertial Sensors and system

MetamotionR sensors (MBIENTLAB, San Francisco, USA). Python 3.8.12

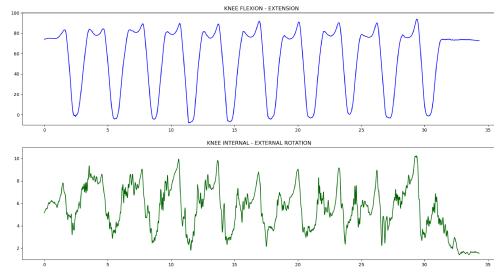


Figure 2. Knee kinematics quantification during 10 cycles. Flexion-extension (blue) and rotation (green)

#### 3. Sensor to segment calibration

Static calibration with two positions. First, the subject stands up with her/his arms at the sides of the body and foot to foot distance equivalent to the shoulder of the subject, for 10 seconds. Then the subject lays down (supine) in her/his back with feet pointing up for 10 seconds [1].

#### 4. Sensor fusion algorithm

After performing a performance analysis between 2 sensor fusion algorithms based on complementary filters [2][3] and 2 Kalman filters [4][5], Valenti's algorithm based on complementary filters is selected [2].



Figure 3. 3D representation of the movement of the knee at 0%, 25%, 35% and 50% of stepping up. Represented by URSINA engine.

### RESULTS AND DISCUSSION

Preliminary data during 10 cycles of the motor task show that flexion and extension is consistent at chair height. This movement varies between -8° and 94°. It is also observed that at the end of each cycle there is a preparation movement of about 6 to 12° of flexion. This preparation movement is performed to take the necessary impulse for the extension of the motor task (Fig 2). Normal tibial rotation is about 25° during step-up. The measurements in Fig 2 show measurements of 14° which are compatible and of the same order of magnitude. After total knee replacement this range is reduced to less than 10°. In Fig. 3 the representation of the knee movement during half a cycle is represented in a custom made software using Ursina Engine. This is to support the visualization of the motor task for clinical use. CHAKAMO has the potential to measure 3D knee movements. Considering the anatomy of the knee, rotation is possible. The clinical relevance of CHAKAMO is to allow an easy and real-time assessment of axial rotation during open chain or closed chain movements.

[1] Cordillet, S., Bideau, N., Bideau, R., & Nicolais, G. (2019). Estimation of 3D knee joint angles during cycling using inertial sensors: Accuracy of a novel sensor-to-segment calibration procedure based on pedaling motion. *Sensors*, 19(11), 2474.  
 [2] Valenti, R. G., Dryanovski, I., & Xiao, J. (2015). Keeping a good attitude: A quaternion-based orientation filter for IMUs and MARGs. *Sensors*, 15(8), 19302-19330.  
 [3] Madgwick, S. O., Harrison, A. J., & Vaidyanathan, R. (2011, June). Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. In *2011 IEEE International conference on rehabilitation robotics* (pp. 1-7). IEEE.  
 [4] Guo, S., Wu, J., Wang, Z., & Qian, J. (2017). Novel MARG-sensor orientation estimation algorithm using fast Kalman filter. *Journal of Sensors*, 2017.  
 [5] Valenti, R. G., Dryanovski, I., & Xiao, J. (2015). A linear Kalman filter for MARG orientation estimation using the algebraic quaternion algorithm. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 65(2), 467-481.

Figura C.4: Presentación poster en 17 Simposio Internacional - 3DAHM - Tokio, Japón (2022)

XX Congreso Brasileiro de Biomecânica, Baurú - Brasil, 18 a 22 de abril de 2023



## Calibration of low-cost MIMU sensors for knee joint movement measurement

María Rene Ledezma <sup>1</sup>, Franco Simini <sup>1</sup>

<sup>1</sup> Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería - Universidad de la República - Uruguay

### INTRODUCTION

Magneto inertial sensors (MIMU) are used for tracking human body movements. These sensors are widely used and not only in Biomechanics. There are several brands on the market: Xsens, APDM and Shimmer with costs between 430 € to 1600 €. To estimate any joint movement, two MIMUs are necessary, doubling the cost. We chose Mbiendlab MIMUs which have accelerometer, gyroscope, magnetometer at an affordable price (87\$ - 117\$). By using cheaper sensors there is a risk that the data present greater variations, modifying the final result of the orientation and therefore requiring prior calibrations.

### OBJECTIVE

Obtain the raw data from each of the triaxial sensors of the MIMU, analyze the data to calibrate it and to subsequently estimate its orientation in space as it rotates around an axis.

### MATERIALS AND METHODS

Two MetamotionR sensors (MBIENLAB, San Francisco, USA) were used. The tests were performed on a firm surface with no ferromagnetic components around that would alter the data. The raw accelerometer, gyroscope and magnetometer data were obtained in the following scenarios:

- Sensors on a flat surface and perform infinity motions over the entire working area
- Static test with the sensors resting on the table.
- Static test with the sensors at 90° with X-axis as rotation.
- Dynamic test from 0° to 90° around X-axis at 0.7853 rad/s.
- Dynamic test from 0° to 90° around X-axis at 1.5707 rad/s.

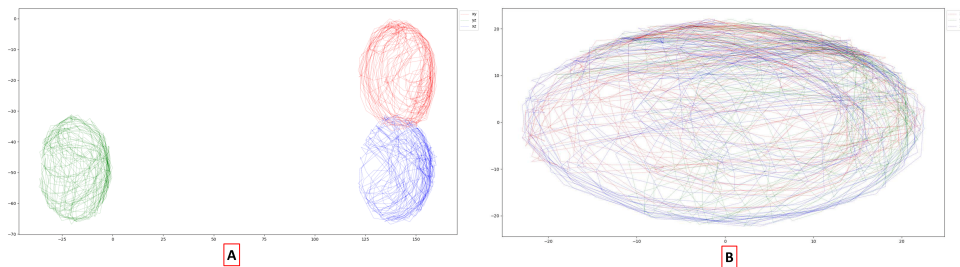


Figure 1. Calibration of magnetometer on MetamotionR sensor. A) Magnetometer raw data with a significant offset. B) Magnetometer data adjustment by the ellipsoid technique.

### RESULTS AND DISCUSSION

The magnetometer shows an unpredictable behavior, not coincident with the expected magnetic field in Montevideo of 23 uT: the magnetometer modulus was 16 uT up to 85 uT. Soft iron distortion is discarded but hard iron distortion may be caused by MIMU elements Figure 1 -A. To calibrate, the MIMU magnetometer data are fitted to a 3D ellipsoid [1] obtained by an "infinity" movement. Starting with an acceptable modulus around 23 uT, as time progresses, any magnetic field modulus which differs more than  $\pm 0.5uT$  is ignored Figure 1 -B Such magnetometer clipping has the effect of omitting all environment errors and stick to the Uruguayan expected magnetic field. With this calibration it is possible to estimate the 3D orientation of the sensor in space. Orientation estimation is performed with a Kalman filter [2] Figure 2.

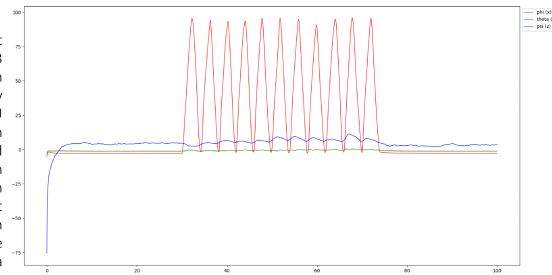


Figure 2. Estimation of the orientation about the X-axis. Motion from 0° to 90° at a speed of 0.7853 rad/s.

### CONCLUSION

In conclusion, it can be observed that raw data from low-cost sensors can be subject to significant distortions. Although they can be used to estimate the orientation of an object, it is important to perform data verification processing, especially in the magnetometer. This is because it can be affected by different sources of magnetic field distortion.

### REFERENCES

- [1] Chi, C., Lv, J. W., & Wang, D. (2019, February). Calibration of triaxial magnetometer with ellipsoid fitting method. In IOP Conference Series: Earth and Environmental Science (Vol. 237, No. 3, p. 032015). IOP Publishing.
- [2] Guo, S., Wu, J., Wang, Z., & Qian, J. (2017). Novel MARG-sensor orientation estimation algorithm using fast Kalman filter. Journal of Sensors, 2017.

Figura C.5: Presentación poster en el XX Congreso Brasileiro de Biomecânica - Baurú, Brasil (2023)

# Referencias

- [1] Eric Bauer. Modelos 3d huesos - sketchfab. <https://sketchfab.com/ebauer4>, 2023. Último acceso 18 Febrero 2023.
- [2] Aleksandr Bazhin. Ellipsoid fit python. [https://github.com/aleksandrbazhin/ellipsoid\\_fit\\_python](https://github.com/aleksandrbazhin/ellipsoid_fit_python), 2023. Último acceso 5 Marzo 2023.
- [3] Daniel L Benoit, Dan K Ramsey, Mario Lamontagne, Lanyi Xu, Per Wretenberg, and Per Renström. Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait & posture*, 24(2):152–164, 2006.
- [4] Robertg Brown and Patrickyc Hwang. Introduction to random signals and applied kalman filtering(book). *New York, John Wiley & Sons, Inc., 1992. 512*, 1992.
- [5] Rene Cailliet. *Anatomía funcional biomecánica*. Marbán, 2006.
- [6] Valentina Camomilla, Elena Bergamini, Silvia Fantozzi, and Giuseppe Vannozzi. Trends supporting the in-field use of wearable inertial sensors for sport performance evaluation: A systematic review. *Sensors*, 18(3):873, 2018.
- [7] Marco Caruso, Angelo Maria Sabatini, Daniel Laidig, Thomas Seel, Marco Knafitz, Ugo Della Croce, and Andrea Cereatti. Analysis of the accuracy of ten algorithms for orientation estimation using inertial and magnetic sensing under optimal conditions: One size does not fit all. *Sensors*, 21(7):2543, 2021.
- [8] Andrea Cereatti, Ugo Della Croce, and Angelo M Sabatini. Three-dimensional human kinematic estimation using magneto-inertial measurement units. *Handbook of human motion*, pages 1–24, 2017.
- [9] Andrea Cereatti, Diana Trojaniello, and Ugo Della Croce. Accurately measuring human movement using magneto-inertial sensors: techniques and challenges. In *2015 IEEE International Symposium on Inertial Sensors and Systems (ISISS) Proceedings*, pages 1–4. IEEE, 2015.
- [10] Laurence Chèze. *Kinematic analysis of human movement*. John Wiley & Sons, 2014.

## Referencias

- [11] Cheng Chi, Jun-Wei Lv, and Dan Wang. Calibration of triaxial magnetometer with ellipsoid fitting method. In *IOP Conference Series: Earth and Environmental Science*, volume 237, page 032015. IOP Publishing, 2019.
- [12] Sébastien Cordillet, Nicolas Bideau, Benoit Bideau, and Guillaume Nicolas. Estimation of 3d knee joint angles during cycling using inertial sensors: Accuracy of a novel sensor-to-segment calibration procedure based on pedaling motion. *Sensors*, 19(11):2474, 2019.
- [13] Jian S Dai. Euler–rodrigues formula variations, quaternion conjugation and intrinsic connections. *Mechanism and Machine Theory*, 92:144–152, 2015.
- [14] Julien Favre, Rab Aissaoui, Brigitte M Jolles, Jacques A de Guise, and Kamiar Aminian. Functional calibration procedure for 3d knee joint angle description using inertial sensors. *Journal of biomechanics*, 42(14):2330–2335, 2009.
- [15] Edward S Grood and Wilfredo J Suntay. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of biomechanical engineering*, 105(2):136–144, 1983.
- [16] Siwen Guo, Jin Wu, Zuocai Wang, and Jide Qian. Novel mag-sensor orientation estimation algorithm using fast kalman filter. *Journal of Sensors*, 2017, 2017.
- [17] Michael T Hirschmann and Werner Müller. Complex function of the knee joint: the current understanding of the knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23(10):2780–2788, 2015.
- [18] Aaron Horschig. *Rebuilding Milo: The Lifter’s Guide to Fixing Common Injuries and Building a Strong Foundation for Enhancing Performance*. Victory Belt Publishing, 2021.
- [19] Matevž Hribernik, Anton Umek, Sašo Tomažič, and Anton Kos. Review of real-time biomechanical feedback systems in sport and rehabilitation. *Sensors*, 22(8):3006, 2022.
- [20] Carlos Enrique Huerta Santana and Samuel Sainz Sánchez. Parkibip retro-alimentación activa en la marcha de personas con enfermedad de parkinson. 2020.
- [21] Reza N Jazar. *Theory of applied robotics: kinematics, dynamics, and control*. Springer Science & Business Media, 2010.
- [22] Christopher C Kaeding, Benjamin Léger-St-Jean, and Robert A Magnussen. Epidemiology and diagnosis of anterior cruciate ligament injuries. *Clinics in sports medicine*, 36(1):1–8, 2017.
- [23] Rudolph Emil Kalman. A new approach to linear filtering and prediction problems. 1960.

- [24] Jack B Kuipers. *Quaternions and rotation sequences: a primer with applications to orbits, aerospace, and virtual reality*. Princeton university press, 1999.
- [25] Donghui Liu, Ling Pei, Jiuchao Qian, Lin Wang, Chengxuan Liu, Peilin Liu, and Wenxian Yu. Simplified ellipsoid fitting-based magnetometer calibration for pedestrian dead reckoning. In *China Satellite Navigation Conference (CSNC) 2016 Proceedings: Volume II*, pages 473–486. Springer, 2016.
- [26] Hendrik Johannes Luinge. *Inertial sensing of human movement*, volume 168. Twente University Press Enschede, 2002.
- [27] Sebastian OH Madgwick, Andrew JL Harrison, and Ravi Vaidyanathan. Estimation of imu and marg orientation using a gradient descent algorithm. In *2011 IEEE international conference on rehabilitation robotics*, pages 1–7. IEEE, 2011.
- [28] Jonas L Markström, Eva Tengman, and Charlotte K Häger. Acl-reconstructed and acl-deficient individuals show differentiated trunk, hip, and knee kinematics during vertical hops more than 20 years post-injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26:358–367, 2018.
- [29] Merryn J Mathie, Adelle CF Coster, Nigel H Lovell, and Branko G Celler. Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiological measurement*, 25(2):R1, 2004.
- [30] MBIENTLAB. Wearable bluetooth 9-axis imus environmental sensors. <https://mbientlab.com/>, 2023. Último acceso 26 Abril 2023.
- [31] Movella. Xsens motion capture. <https://www.movella.com/>, 2023. Último acceso 26 Abril 2023.
- [32] Milad Nazarahari and Hossein Rouhani. 40 years of sensor fusion for orientation tracking via magnetic and inertial measurement units: Methods, lessons learned, and future challenges. *Information Fusion*, 68:67–84, 2021.
- [33] NOAA/NCEI. World magnetic model. <https://www.ncei.noaa.gov/products/world-magnetic-model>, 2023. Último acceso 26 Abril 2023.
- [34] Margareta Nordin and Victor Hirsch Frankel. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [35] Cynthia C Norkin and D Joyce White. *Measurement of joint motion: a guide to goniometry*. FA Davis, 2016.
- [36] OPTITRACK. Optitrack. <https://optitrack.com/>, 2023. Último acceso 26 Abril 2023.



## Referencias

- [37] Léonie Pacher, Christian Chatellier, Rodolphe Vauzelle, and Laetitia Fradet. Sensor-to-segment calibration methodologies for lower-body kinematic analysis with inertial sensors: A systematic review. *Sensors*, 20(11):3322, 2020.
- [38] Eduardo Palermo, Stefano Rossi, Francesca Marini, Fabrizio Patanè, and Paolo Cappa. Experimental evaluation of accuracy and repeatability of a novel body-to-sensor calibration procedure for inertial sensor-based gait analysis. *Measurement*, 52:145–155, 2014.
- [39] Pietro Picerno. 25 years of lower limb joint kinematics by using inertial and magnetic sensors: a review of methodological approaches. *Gait & posture*, 51:239–246, 2017.
- [40] Pietro Picerno, Andrea Cereatti, and Aurelio Cappozzo. Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait & posture*, 28(4):588–595, 2008.
- [41] Valérie Renaudin, Muhammad Haris Afzal, and Gérard Lachapelle. Complete triaxis magnetometer calibration in the magnetic domain. *Journal of sensors*, 2010, 2010.
- [42] M Reze and M Osajda. Mems sensors for automotive vehicle stability control applications. In *Mems for Automotive and Aerospace Applications*, pages 29–53. Elsevier, 2013.
- [43] Daniel Roetenberg. *Inertial and magnetic sensing of human motion*. These de doctorat, 2006.
- [44] Daniel Roetenberg, Henk Luinge, and Per Slycke. Xsens mvn: Full 6dof human motion tracking using miniature inertial sensors. *Xsens Motion Technologies BV, Tech. Rep*, 1:1–7, 2009.
- [45] Angelo Maria Sabatini. Estimating three-dimensional orientation of human body parts by inertial/magnetic sensing. *Sensors*, 11(2):1489–1525, 2011.
- [46] Martin Schepers, Matteo Giuberti, Giovanni Bellusci, et al. Xsens mvn: Consistent tracking of human motion using inertial sensing. *Xsens Technol*, 1(8), 2018.
- [47] Bruno Siciliano and Oussama Khatib. *Springer handbook of robotics*. springer, 2016.
- [48] David H Sutherland. The evolution of clinical gait analysis: Part ii kinematics. *Gait & posture*, 16(2):159–179, 2002.
- [49] Roberto G Valenti, Ivan Dryanovski, and Jizhong Xiao. Keeping a good attitude: A quaternion-based orientation filter for imus and margs. *Sensors*, 15(8):19302–19330, 2015.



- [50] Roberto G Valenti, Ivan Dryanovski, and Jizhong Xiao. A linear kalman filter for marg orientation estimation using the algebraic quaternion algorithm. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 65(2):467–481, 2015.
- [51] Christopher L Vaughan, Brian Leigh Davis, and Jeremy C O’connor. *Dynamics of human gait*. Human Kinetics, 1992.
- [52] VICON. Vicon motion systems. <https://www.vicon.com/>, 2023. Último acceso 26 Abril 2023.
- [53] Grace Wahba. A least squares estimate of satellite attitude. *SIAM review*, 7(3):409–409, 1965.
- [54] Ive Weygers, Manon Kok, Marco Konings, Hans Hallez, Henri De Vroey, and Kurt Claeys. Inertial sensor-based lower limb joint kinematics: A methodological systematic review. *Sensors*, 20(3):673, 2020.
- [55] Jin Wu, Zebo Zhou, Jingjun Chen, Hassen Fourati, and Rui Li. Fast complementary filter for attitude estimation using low-cost marg sensors. *IEEE Sensors Journal*, 16(18):6997–7007, 2016.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# Índice de tablas

7.1. Características MIMU Metamotion R . . . . .	52
7.2. Datos de la desviación estándar de sensores Metamotion R. Prueba estática a 0° . . . . .	56
7.3. Promedio del desvío estándar de la comparación AFS - prueba estática	58
7.4. RMSE Prueba estática (0°) con ambos mimuS . . . . .	59
7.5. RMSE Prueba estática (30°) con ambos sensores . . . . .	59
7.6. RMSE Prueba estática (45°) con ambos sensores . . . . .	60
7.7. RMSE Prueba estática (60°) con ambos sensores . . . . .	60
7.8. RMSE Prueba estática (90°) con ambos sensores . . . . .	61
7.9. Diferencia del promedio de medidas 20 segundos iniciales y finales después del movimiento durante la prueba lenta . . . . .	63
7.10. Diferencia del promedio de medidas 20 segundos iniciales y finales después del movimiento durante la prueba rápida . . . . .	64
8.1. Promedio de tiempos en cada fase de la tarea motora . . . . .	85
8.2. Promedio de tiempos en cada fase de la tarea motora: escalón 17cm	86
8.3. Promedio de tiempos en cada fase de la tarea motora . . . . .	88
8.4. Promedio de tiempos en cada fase de la tarea motora: escalón 34cm	89

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# Índice de figuras

2.1. Huesos, ligamentos y meniscos que conforman la rodilla tomado de Cailliet [5] . . . . .	5
2.2. Músculos anteriores y posteriores de la rodilla tomado de Horschig [18]	6
2.3. Ejes anatómicos y rotaciones de la rodilla tomado de Grood & Suntay [15] . . . . .	7
2.4. Esquema de la tarea motora "subir un escalón a una pierna". Activación de glúteos (G), activación de cuádriceps (C), presión rotuliana (PR), peso corporal (PC) tomado de Cailliet [5] . . . . .	8
3.1. Partes de un goniómetro universal: Semi círculo graduado hasta 180°, brazo estacionario y brazo móvil. Tomado de Norkin [35]. . .	12
3.2. Electro-goniómetro tri-axial aplicado a un sujeto para el análisis del movimiento de las articulaciones del tobillo y de la cadera. Tomado de Sutherland [48] . . . . .	12
3.3. Sistema de seguimiento del movimiento humano OptiTrack - Flex 13. Tomado de OptiTrack [36] . . . . .	14
3.4. Marcadores pasivos y activos utilizados en el sistema OptiTrack tomado de OptiTrack [36] . . . . .	14
3.5. Sistema de seguimiento del movimiento humano con sensores magneto inerciales XSENS. Tomado de Movella Inc. [31] . . . . .	15
3.6. Sistema resorte-masa de un acelerómetro piezoeléctrico. Tomado de Mathie et al. [29] . . . . .	16
3.7. Giroscopio de masa vibrante: Al girar el giroscopio la masa pasa por el efecto Coriolis en dirección perpendicular al movimiento original. Tomado de Roetenberg [43] . . . . .	17
3.8. Configuración de diapasón para diseño de un giroscopio. Se aplica la velocidad angular a lo largo del eje vertical. Tomado de Reze & Osajda [42] . . . . .	18
3.9. Campo magnético terrestre en el marco de referencia del magnetómetro donde $\mathbf{D}$ es el ángulo de declinación e $\mathbf{I}$ es el ángulo de inclinación. Tomado de Renaudin et al. [41] . . . . .	18
4.1. Sistema Coordinado Global (SCG) y Sistema Coordinado Local (SCL) . . . . .	21
4.2. Cosenos directores del SCL respecto al SCG . . . . .	23

## Índice de figuras

5.1. Representación en diagrama de bloques del algoritmo completo de estimación de la orientación para una aplicación con sensores MIMU. Tomado de Madgwick [27] . . . . .	32
5.2. Ganancia adaptativa en función del error del acelerómetro y del magnetómetro. Se busca reducir el error cuando es de mayor entidad. Tomado de [49] . . . . .	36
5.3. Diagrama de bloques del filtro complementario de Valenti para su implementación con MIMU. Tomado de [49]. . . . .	36
5.4. Diagrama del filtro de Kalman. Tomado de [4] . . . . .	38
5.5. Diagrama de bloques del AFS propuesto por Valenti & EtAl. [50] . . . . .	41
6.1. Posturas estáticas: 1A) Postura N con los brazos neutros al lado del cuerpo. 2A) Postura T con los brazos horizontales y los pulgares apuntando al frente. Tomado de Schepers et al. [46]. 1B) Postura sentado con las rodillas en extensión y los tobillos con un ángulo de 90° . 2B) Postura recostado en una superficie plana con las piernas extendidas y con los dedos de los pies apuntando hacia arriba. Tomado de Palermo et al. [38] . . . . .	47
6.2. Calibraciones funcionales flexión - extensión. A) Calibración funcional activa de pie y durante el pedaleo en ciclismo. Tomado de Cordillet et al. [12]. B) Calibración funcional pasiva con un movimiento controlado de 45° a 80°. Tomado de Favre et al. [14] . . . . .	48
6.3. Calibración funcional del eje de abducción - aducción. Con la mano izquierda se bloquea el muslo para evitar movimientos de la articulación de la cadera y con la mano derecha se permite el movimiento de la pierna para lograr una abducción - aducción. Tomado de Favre et al. [14] . . . . .	48
6.4. a) y b) punteros utilizados para la calibración anatómica. c) Calibración de la dirección identificada por el trocánter mayor y el epicóndilo lateral. d) Calibración del muslo con el epicóndilo lateral y medial respecto al plano del fémur. Tomado de Picerno et al. [40] . . . . .	49
7.1. Sensor MetaMotionR de MBIENTLAB (SanFrancisco,USA). Tomado de [30] . . . . .	52
7.2. Bisagra articulada para las pruebas que consta de dos tablas articuladas de madera, en las cuales se fijan los dos sensores en prueba. Dimensiones 20 cm x 3 cm x 3 cm en posición de 0° de rotación . . . . .	53
7.3. Datos numéricos del magnetómetro adquiridos durante el movimiento en ( $\infty$ ). En color rojo se observa el plano XY, en azul el plano XZ y en verde el plano YZ. . . . .	55
7.4. Datos del magnetómetro después del ajuste de elipsoide y de la restricción de $\pm 0,5\mu T$ de la media del módulo del campo magnético . . . . .	55
7.5. Tiempo de ejecución de los AFS por cada muestra. En Azul se encuentra el AFS de Madgwick, en naranja el FC de Valenti, en verde el FK de Valenti y en rojo el AFS de Guo. . . . .	57
7.6. Prueba dinámica lenta - (MIMU - C8) . . . . .	62

7.7. Prueba dinámica lenta - Comparación entre AFS con el MIMU identificado como C8 . . . . .	63
8.1. Grada de la tarea motora. Consta de dos escalones de 17 cm cada uno. . . . .	67
8.2. Secuencia de la tarea motora. En 1), 2) y 3) se observa la etapa de ascenso a una extensión de rodilla. En 4) y 5) se representa el descenso y estabilización donde la rodilla regresa a su posición original en flexión. . . . .	68
8.3. Ubicación de sensores MIMU. En el muslo el MIMU se encuentra a 5 centímetros de la cara proximal de la rotula. El MIMU de la pierna se encuentra sobre la tuberosidad de la tibia . . . . .	69
8.4. Sensores configurados correctamente . . . . .	72
8.5. Procedimientos de transmisión de datos . . . . .	73
8.6. Secuencia de archivos que se debe seguir para cada MIMU . . . . .	74
8.7. Archivos finales del estudio . . . . .	75
8.8. Ángulos en función del tiempo de 10 ciclos de la tarea motora repetida, obtenidos durante la toma dinámica . . . . .	79
8.9. Informe clínico preliminar de ChakaMo: sección información del paciente. . . . .	80
8.10. Informe clínico preliminar de ChakaMo: sección información de la prueba . . . . .	81
8.11. Modelos de huesos colocados en el punto (0,0,0) del sistema coordenado de Ursina. Notar que el femur está representado en blanco y la tibia en color gris. . . . .	82
8.12. Modelos de huesos durante la representación del movimiento . . . . .	83
8.13. Adquisición de datos MIMU - DA prueba escalón . . . . .	84
8.14. Adquisición de datos MIMU - C8 prueba escalón . . . . .	85
8.15. Prueba dinámica de 10 ciclos sobre el escalón de 17 cm . . . . .	86
8.16. Informe clínico preliminar de ChakaMo: prueba dinámica de 10 ciclos sobre el escalón de 17 cm . . . . .	87
8.17. Prueba dinámica de 10 ciclos sobre el escalón de 34 cm . . . . .	88
8.18. Informe clínico preliminar de ChakaMo: prueba dinámica de 10 ciclos sobre el escalón de 34 cm . . . . .	89
A.1. Comparación de dispositivos MIMU. Enmarcado en color rojo se observan los dispositivos que cuentan con acelerómetro, giroscopio, magnetómetro y Bluetooth. Tomado de Huerta & Sainz [20] . . . . .	94
B.1. Diferencia de los AFS para el sensor DA durante la prueba estática a 0° . . . . .	96
B.2. Diferencia de los AFS para el sensor C8 durante la prueba estática a 0° . . . . .	97
B.3. Diferencia de los AFS para el sensor DA durante la prueba estática a 30° . . . . .	98

## Índice de figuras

B.4. Diferencia de los AFS para el sensor C8 durante la prueba estática a 30° . . . . .	99
B.5. Diferencia de los AFS para el sensor DA durante la prueba estática a 45° . . . . .	100
B.6. Diferencia de los AFS para el sensor C8 durante la prueba estática a 45° . . . . .	101
B.7. Diferencia de los AFS para el sensor DA durante la prueba estática a 60° . . . . .	102
B.8. Diferencia de los AFS para el sensor C8 durante la prueba estática a 60° . . . . .	103
B.9. Diferencia de los AFS para el sensor DA durante la prueba estática a 90° . . . . .	104
B.10. Diferencia de los AFS para el sensor C8 durante la prueba estática a 90° . . . . .	105
B.11. Prueba dinámica lenta (MIMU - C8) . . . . .	106
B.12. Prueba dinámica lenta (MIMU - DA) . . . . .	107
B.13. Prueba dinámica lenta comparación entre AFS (MIMU - C8) . . .	108
B.14. Prueba dinámica lenta comparación entre AFS (MIMU - DA) . .	109
B.15. Prueba dinámica rápida (MIMU - C8) . . . . .	110
B.16. Prueba dinámica rápida (MIMU - DA) . . . . .	111
B.17. Prueba dinámica rápida comparación entre AFS (MIMU - C8) . .	112
B.18. Prueba dinámica rápida comparación entre AFS (MIMU - DA) . .	113
C.1. Presentación poster en el II Congreso Nacional de Biociencias - Montevideo, Uruguay (2019) . . . . .	116
C.2. Presentación poster en el 22 Congreso de Bioingeniería SABI - Piriapolis, Uruguay (2020) . . . . .	117
C.3. Presentación poster en la semana académica del Hospital de Clínicas - Montevideo, Uruguay (2020) . . . . .	118
C.4. Presentación poster en 17 Simposio Internacional - 3DAHM - Tokio, Japón (2022) . . . . .	119
C.5. Presentación poster en el XX Congreso Brasileiro de Biomecánica - Baurú, Brasil (2023) . . . . .	120





Esta es la última página.  
Compilado el martes 4 julio, 2023.  
<http://iie.fing.edu.uy/>