



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial

Determinación de los ángulos articulares mediante
unidades de medida inerciales y filtros predictivos para
análisis de movimientos humanos

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Biomédica

AUTOR/A: Garratón Gil, Fátima

Tutor/a: Belda Lois, Juan Manuel

CURSO ACADÉMICO: 2021/2022

Agradecimientos

En primer lugar, me gustaría mostrar mi agradecimiento al Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) por haberme permitido realizar este proyecto, especialmente a mi tutor Juan Manuel Belda Lois, por haberme guiado, enseñado y ayudado durante su desarrollo, y por la comprensión y la ayuda ofrecida frente a los problemas que se han presentado.

Asimismo, agradecer a mi familia, fundamentalmente a mis padres, mis hermanos y mis abuelos, ya que, a pesar de la distancia, su respaldo y apoyo constante han sido fundamentales no solo durante la realización de este proyecto, sino también a lo largo de todo este Grado de Ingeniería Biomédica. Es muy bonito sentir que nunca vas a caminar sola por muy lejos que te encuentres de casa.

Gracias a ti, Guille, por los ánimos y la confianza que siempre depositas en mí, por escucharme y por estar ahí para sujetarme cuando más lo he necesitado. Por el tiempo compartido y el que resta por compartir.

Finalmente me gustaría dar las gracias a mis amigos, a los de siempre y a los que estos años de universidad me han brindado la oportunidad de conocer. Han sido muchas horas de estudio, trabajos y agobios, pero también han sido muchas tantas otras de risas, buenos ratos y recuerdos y vivencias inolvidables que siempre van a acompañarme.

Resumen

Los sistemas de medida inerciales son una herramienta ampliamente utilizada para la determinación de la orientación en el espacio de un sólido rígido sobre el que se encuentran fijados. Durante los últimos años se han venido utilizando de manera sistemática para el análisis de movimientos humanos. Sin embargo, su uso presenta problemas de determinación de ángulos fisiológicos. Sobre todo, en la articulación del hombro, dada la complejidad inherente a esta articulación. Además, la descripción de los ángulos articulares para el hombro más utilizada en la práctica clínica presenta problemas de determinación debido a su definición basada en la representación mediante ángulos de Euler. Es por esto, por lo que se presenta una nueva metodología basada en filtros predictivos que permita la determinación directa de los ángulos fisiológicos del cuerpo humano basada en sensores inerciales.

Palabras Clave: IMU, Sistema de Medida Inercial, Filtros predictivos, Filtros de Kalman, Análisis de Movimientos Humanos, Biomecánica

Resum

Els sistemes de mesura inercials són una eina àmpliament utilitzada per a la determinació de l'orientació en l'espai d'un sòlid rígid sobre el qual es troben fixats. Durant els últims anys s'han vingut utilitzant de manera sistemàtica per a l'anàlisi de moviments humans. No obstant això, el seu ús presenta problemes de determinació d'angles fisiològics. Sobretot en l'articulació del muscle, donada la complexitat inherent a aquesta articulació. A més, la descripció dels angles articulars per al muscle més utilitzada en la pràctica clínica presenta problemes de determinació a causa de la seua definició basada en la representació mitjançant angles de Euler. És per això, per la qual cosa es presenta una nova metodologia basada en filtres predictius que permeta la determinació directa dels angles fisiològics del cos humà basada en sensors inercials.

Palabras Clave: IMU, Sistema de Mesura Inercial, Filtres predictius, Filtres de Kalman, Anàlisi de Moviments Humans, Biomecànica

Abstract

Inertial measurement systems are a widely used tool for determining the orientation in space of a rigid body on which they are fixed. During the last years they have been used systematically for human movements analysis. However, its use is related to some problems in the determination of physiological angles. This holds especially true in the shoulder joint, given the complexity inherent to this joint. In addition, the description of the shoulder joint angles most used in clinical practice presents problems of determination due to its definition based on Euler angles representation. For this reason, a new methodology based on predictive filters is presented that allows the direct determination of the physiological angles of the human body based on inertial sensors.

Key Words: IMU, Inertial Measurement Unit, Predictive Filters, Kalman Filters, Human Movement Analysis, Biomechanics

ÍNDICE GENERAL

Parte I Memoria

1. INTRODUCCIÓN AL PROBLEMA	3
1.1. Motivación	3
1.2. Objetivos.....	4
1.3. Plan del trabajo	4
2. ESTADO DEL ARTE	6
2.1. Obtención de la orientación y los sistemas de referencia locales de las articulaciones.	6
2.2. Sistemas de captura y análisis de movimiento MoCaps.....	10
2.3. Filtros predictivos	14
3. MATERIALES Y MÉTODOS	18
3.1. Entorno de programación	18
3.2. Filtro de Kalman Extendido (EKF).....	18
3.3. Sistemas de captación y análisis de la postura	22
3.4. Protocolo para la toma de medidas	24
4. MARCO LEGAL	26
5. RESULTADOS	27
5.1. Descripción de los datos utilizados en el estudio	27
5.2. Curvas obtenidas	28
5.3. Comparación entre sistema de fotogrametría y metodología basada en sensores inerciales y filtros predictivos.	31
6. DISCUSIÓN	33
7. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO.....	36

Parte II Presupuesto

8. PRESUPUESTO	40
8.1. Cuadro de precios de mano de obra	40
8.2. Cuadro de precios materiales	41
8.3. Cuadro de precios unitarios	41
8.4. Cuadro de precios descompuestos	43

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

8.5. Cuadro de mediciones	47
8.6. Cuadro de precios parciales	48
8.7. Presupuesto de ejecución por contrata	50
Bibliografía.....	51

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1. Diagrama de Gantt. Fuente: Elaboración propia.</i>	5
<i>Figura 2. Posición anatómica. Fuente:[3]</i>	6
<i>Figura 3. Movimientos de abducción-aducción sobre el eje anteroposterior del hombro derecho en el plano frontal. Fuente:[3]</i>	7
<i>Figura 4. Movimientos de flexión-extensión alrededor del eje mediolateral del hombro derecho en el plano sagital. Fuente:[3]</i>	7
<i>Figura 5. Movimientos de rotación del hombro derecho sobre el eje vertical en el plano transversal. Fuente:[3]</i>	7
<i>Figura 6. Articulación glenohumeral. A. Vista anterior. B. Superficies articulares. Fuente:[4]</i>	8
<i>Figura 7. Movimientos del hombro. Fuente: [7]</i>	9
<i>Figura 8. Sistema de coordenadas del húmero y definición de los movimientos GH. El eje Y es el eje local del sistema de coordenadas de la escápula. Fuente: [2]</i>	10
<i>Figura 9. Definición de las rotaciones de toracohumerales. Fuente: [2]</i>	10
<i>Figura 10. Clasificación de sistemas de captura de movimiento (MoCaps)</i>	11
<i>Figura 11. Diagrama del proceso del Filtro de Kalman. Fuente: [14]</i>	15
<i>Figura 12. Conjunto de distribuciones de probabilidad posteriores instantáneas en términos de probabilidades (pesos), partículas e instantes de tiempo. La inferencia máxima a posteriori asociada (MAP) anotada en el conjunto junto con la estimación dinámica correspondiente. Fuente: [15]</i>	16
<i>Figura 13. Disposición de los Tech-IMU V.4.0. para la determinación de ángulos articulares. Fuente propia</i>	22
<i>Figura 14. Proceso de grabación de un estudio. Instrumentación (izqda) y ventana de grabación (dcha).</i>	24
<i>Figura 15. Instrumentación sujeto de estudio.</i>	25
<i>Figura 16. Secuencia de movimientos capturados visualizados con la herramienta OpenSim®.</i>	27
<i>Figura 17 Predicción de la trayectoria de los movimientos de la cadera. a) y d) Eje de movimiento Z, plano sagital; b) y e) Eje de movimiento X, plano coronal; c) y f) Eje de movimiento Y, plano transversal.</i>	28
<i>Figura 18. Predicción de la trayectoria del movimiento de flexión de la rodilla. Eje de movimiento Z, plano sagital.</i>	29
<i>Figura 19. Predicción de la trayectoria de los movimientos del tronco. a) Eje de movimiento X, plano coronal; b) Eje de movimiento Z, plano sagital; c) Eje de movimiento Y, plano transversal.</i>	29

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

Figura 20. Predicción de la trayectoria de los movimientos del hombro. a) y d) Eje de movimiento Y, plano transversal; b) y e) Eje de movimiento X, plano coronal; c) y f) Eje de movimiento Y, plano transversal.30

Figura 21. Predicción de la trayectoria del movimiento de flexión del codo. Eje de movimiento Z, plano sagital.30

Figura 22. Media ajustada del error obtenido para los distintos tipos de errores de medida atendiendo al movimiento realizado.31

**DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA
INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.**

ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1. Características de los sistemas de captura del movimiento Mocap. Fuente: Elaboración propia.</i>	14
<i>Tabla 2. Diferencias entre Filtros de Kalman y Filtros de Partículas. Fuente: Elaboración Propia</i>	17
<i>Tabla 3. Ángulos articulares. Fuente: Elaboración propia.</i>	19
<i>Tabla 4. Especificaciones técnicas de las unidades de medida inerciales utilizadas (Tech-IMU V.4.0.). Fuente: [17]</i>	23
<i>Tabla 5. Análisis de varianza para el estudio de la influencia del error.</i>	31
<i>Tabla 6. Media ajustada de los errores conseguidos para los distintos movimientos de cada articulación</i>	32
<i>Tabla 7. Cuadro Mano de Obra.</i>	40
<i>Tabla 8. Cuadro Materiales</i>	41
<i>Tabla 9. Cuadro Precios Unitarios</i>	42
<i>Tabla 10. Cuadro Precios Descompuestos</i>	43
<i>Tabla 11. Cuadro Mediciones</i>	47
<i>Tabla 12. Cuadro Precios Parciales</i>	48
<i>Tabla 13. Cuadro Presupuesto</i>	50

Parte I

Memoria

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

1. INTRODUCCIÓN AL PROBLEMA

En este trabajo Fin de Grado se presenta una novedosa metodología fundamentada en el uso de filtros predictivos, más concretamente en filtros de Kalman, para la determinación de los ángulos fisiológicos del cuerpo humano a partir de los datos extraídos con un sistema de captura de movimientos (MoCap) basado en sensores inerciales.

Esta metodología puede ser de gran provecho en diferentes disciplinas como la rehabilitación o el análisis de los atletas en medicina deportiva, y en el caso particular de interés del presente estudio, en procesos de evaluación del movimiento corporal humano en la estación de trabajo para el estudio de la ergonomía.

Para su desarrollo se hizo uso del lenguaje de programación Python y de algunas de las extensas librerías disponibles. Así mismo, una vez desarrollado, se realizó una valoración de los resultados contrastando con los resultados obtenidos al emplear un sistema de fotogrametría, dado que es la metodología considerada como *gold standard*.

1.1. Motivación

El análisis de la postura en el puesto de trabajo contribuye al estudio de las condiciones ergonómicas, permitiendo la evaluación de los posibles riesgos de lesiones musculoesqueléticas a los que están sometidos los trabajadores derivados de las posturas inadecuadas o de las tareas repetitivas ejecutadas en su estación de trabajo. Sin embargo, la dificultad a la hora de realizar estos estudios se encuentra al analizar los movimientos de los trabajadores en ambientes reales o durante tiempos prolongados, ya que los sistemas de fotogrametría, considerados el *gold standard* en lo que a sistemas de captura de movimiento se refiere, no puede ser utilizado en ambientes no controlados, es decir, fuera del laboratorio.

Por su parte, los sistemas inerciales nos brindan la oportunidad de hacer frente a estos limitantes al tratarse de sensores que pueden ser portados fácilmente y no requieren ser utilizados bajo condiciones de luz y espacio controlados. Sin embargo, la representación del movimiento humano a partir de este tipo de sensores supone varios retos computacionales como el procesado de la señal recogida por los sensores para limpiar el ruido externo, la representación del cuerpo humano, así como sus DOF y los problemas de determinación de los ángulos fisiológicos, especialmente en el complejo articular del hombro, al tratarse de uno de los sistemas articulares más complejos del cuerpo humano.

La utilización de filtros predictivos junto con los sensores inerciales nos permite obtener medidas más fiables, reduciendo los errores deriva en el tiempo de las medidas inerciales, que es el mayor inconveniente que presentan estos sistemas de medida.

Así pues, en el presente proyecto se buscan integrar los puntos anteriormente tratados para lograr alcanzar una solución que permita la determinación directa de los ángulos fisiológicos para su aplicación en el campo de la ergonomía.

1.2. Objetivos

El principal objetivo del presente trabajo es plantear una solución que nos permita abordar la problemática de la realización de medidas del cuerpo humano, especialmente del complejo articular del hombro, de forma que se obtenga una buena descripción de los ángulos articulares del cuerpo humano haciendo un seguimiento con sensores inerciales.

Además, se buscará demostrar que gracias a la implementación de esta nueva metodología basada en filtros predictivos se logra minimizar la pérdida de precisión en la predicción y, a su vez, se consigue una reducción de los costes del estudio y se evita el problema que presentan los sistemas de captura de movimiento ópticos debido a la imposibilidad de trasladar el estudio fuera de un ambiente experimental.

1.3. Plan del trabajo

Para el desarrollo de este proyecto durante el curso académico 2021/2022 se llevó a cabo una planificación de las fases que debían seguirse, estimando aproximadamente los tiempos necesarios para cada una de ellas, aunque estos pudieran variar a lo largo de la ejecución del proyecto. Así pues, se llevaron a cabo las siguientes fases:

- *Fase documentación.* Previo a comenzar el desarrollo del trabajo, se introdujeron los conceptos teóricos iniciales para la comprensión por parte de la alumna del trabajo a desarrollar, comprendiendo a qué problemas nos permiten poner solución la utilización de filtros predictivos, haciendo hincapié en los filtros de Kalman, conociendo el funcionamiento de los sensores inerciales y profundizando en el entorno de programación en el que se desarrollará el presente trabajo. Posteriormente, una vez comenzado el proyecto se realizó una búsqueda bibliográfica para ahondar más en los conceptos de mayor relevancia que deberían reflejarse en la memoria de este trabajo.
- *Fase de ensayo.* Haciendo uso del sistema de medidas inercial *Tech-MCS*, se llevó a cabo un ensayo para medir la orientación de los segmentos corporales que componen los complejos articulares de interés.
- *Fase de desarrollo del filtro de Kalman.* La parte técnica se desarrolló en varias etapas, en primer lugar, se establecieron pequeños subobjetivos tales como un primer desarrollo de la idea del filtro a implementar o la incorporación de un diccionario que relacionase las articulaciones de interés con los distintos segmentos corporales medidos. A partir de esta primera idea se evaluaron resultados y se inició una etapa de revisión y mejora del código desarrollado para mejorar la precisión de los resultados obtenidos. Finalmente, se compararon los resultados obtenidos con los resultados alcanzados haciendo uso de un sistema de fotogrametría.
- *Fase de redacción.* Una vez alcanzados los primeros resultados se procedió a la redacción de la reflejada como primera parte de la memoria, que involucra la introducción al problema, el estado del arte y la exposición de los materiales y métodos en los que se ha basado este trabajo. Por otro lado, una vez satisfechos con los resultados alcanzados se prosiguió con la considerada segunda parte de la

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

memoria, es decir, con la estampación y discusión de los resultados, así como de las conclusiones e ideas futuras extraídas de estos. Durante toda esta fase se fue llevando a cabo un proceso continuo de revisión y mejora para lograr plasmar de la mejor manera posible la metodología propuesta en el presente proyecto.

A continuación, se recoge en un diagrama de Gantt el plan de desarrollo de trabajo expuesto con anterioridad.

Nombre de tarea	Comienzo	Fin
Plan de trabajo	vie 01/10/21	dom 26/06/22
Fase documentación	vie 01/10/21	vie 29/04/22
Aprendizaje conceptos teóricos iniciales	vie 01/10/21	vie 29/10/21
Búsqueda bibliográfica	vie 04/02/22	vie 29/04/22
Fase de ensayo	vie 01/10/21	mar 05/10/21
Ensayo	vie 01/10/21	mar 05/10/21
Fase de desarrollo	jue 04/11/21	lun 20/06/22
Desarrollo del código	jue 04/11/21	mar 15/03/22
Obtención de primeros resultados y depuración del código	mar 19/04/22	dom 12/06/22
Evaluación resultados y análisis comparativo con los resultados obtenidos por fotogrametría	lun 13/06/22	lun 20/06/22
Fase redacción	jue 19/05/22	dom 26/06/22
Redacción primera parte de la memoria	jue 19/05/22	vie 10/06/22
Redacción segunda parte de la memoria	lun 20/06/22	dom 26/06/22

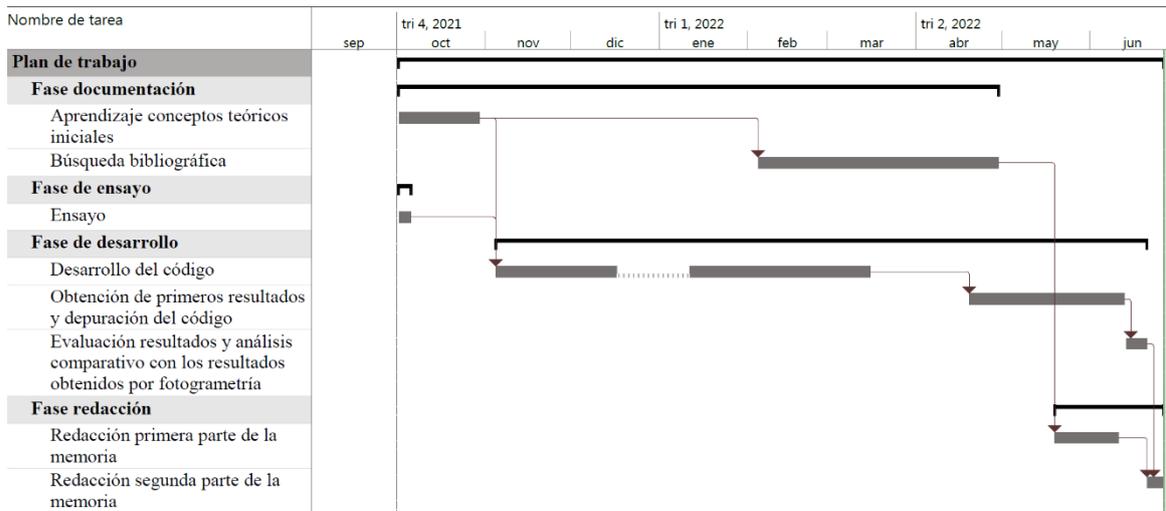


Figura 1. Diagrama de Gantt. Fuente: Elaboración propia.

2. ESTADO DEL ARTE

Para poner en situación el proyecto realizado se comenzará introduciendo el porqué de la importancia de la normalización de los sistemas de coordenadas articulares. Posteriormente, se presentarán los sistemas de captación de movimientos utilizados actualmente para el estudio de la cinemática humana, haciendo especial énfasis en aquellos que favorecen a la comprensión del presente trabajo, los sistemas ópticos e inerciales. Para finalizar, se explicará brevemente el funcionamiento de determinados tipos filtros predictivos, concretamente los filtros Kalman y los filtros de partículas.

2.1. Obtención de la orientación y los sistemas de referencia locales de las articulaciones.

En este apartado se pretende remarcar la importancia de disponer de un sistema de coordenadas normalizado para cada una de las articulaciones principales del cuerpo humano y su conjunto, con el objetivo de facilitar el intercambio de la información relativa a los ángulos articulares de manera que sea coherente entre clínicos e investigadores. Para ello se va a profundizar en un par de artículos publicados por el comité de Normalización y Terminología (STC) de la Sociedad Internacional de Biomecánica en la *Journal of Biomechanics* en los años 2002 y 2005 [1], [2], en los que se proponen un conjunto de normas para definir los sistemas de coordenadas de varias articulaciones. Así pues, se introducen a continuación algunos conceptos clave que deben recordarse previamente para favorecer la correcta comprensión del apartado.

Planos y ejes anatómicos

A partir de la posición anatómica del cuerpo humano, que se corresponde con un individuo erguido con las palmas de las manos vueltas hacia delante (en supinación) y los pies juntos y paralelos, pueden definirse tres planos con tres ejes asociados:

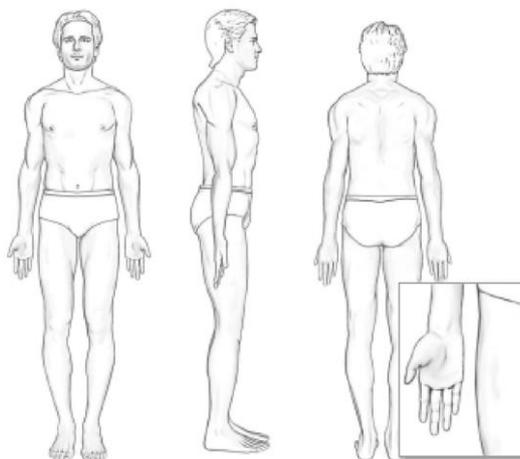


Figura 2. Posición anatómica. Fuente:[3]

El plano frontal o coronal divide el cuerpo en una mitad ventral (o anterior) y en una mitad dorsal (o posterior). Este plano es atravesado perpendicularmente por el eje anteroposterior y tiene asociado los movimientos de Aducción y abducción.

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

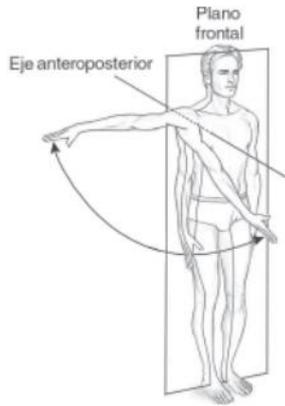


Figura 3. Movimientos de abducción-aducción sobre el eje anteroposterior del hombro derecho en el plano frontal. Fuente:[3]

El plano sagital divide el cuerpo en dos mitades especulares, derecha e izquierda. El eje que atraviesa perpendicularmente este plano es el eje transversal y se le asocia el movimiento de flexo-extensión.

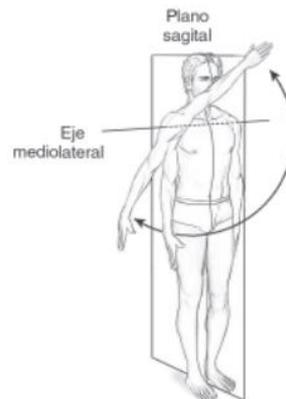


Figura 4. Movimientos de flexión-extensión alrededor del eje mediolateral del hombro derecho en el plano sagital. Fuente:[3]

El plano horizontal o transversal divide al cuerpo en una parte superior y una parte inferior. El eje longitudinal atraviesa transversalmente este plano en el que se desarrollan los movimientos de rotación interna y rotación externa.

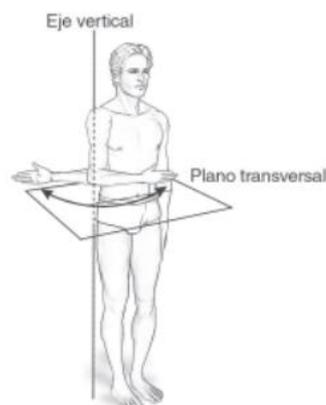


Figura 5. Movimientos de rotación del hombro derecho sobre el eje vertical en el plano transversal. Fuente:[3]

Anatomía del hombro

El complejo articular del hombro, un conjunto de huesos, ligamentos, tendones y músculos que permiten la movilidad del miembro superior y su unión con el torso. Está compuesto de cuatro articulaciones, siendo la articulación glenohumeral la más importante de ellas por su movilidad. Esta articulación pertenece al grupo de las diartrosis, tratándose concretamente de una enartrosis. Así pues, está formada por una superficie ósea convexa (cabeza humeral) que encaja en una cavidad cóncava (cavidad glenoidea de la escápula) [4]. Este tipo de articulaciones permite el movimiento en los tres planos anatómicos, sin embargo, para llevar a cabo la gran cantidad de movimientos implicados en el movimiento del brazo, la articulación glenohumeral trabaja de forma conjunta con la articulación acromioclavicular [5]. Esta articulación complementaria es una articulación deslizante que permite la elevación de los brazos por encima de la cabeza, dando un mayor grado de rotación del hombro.

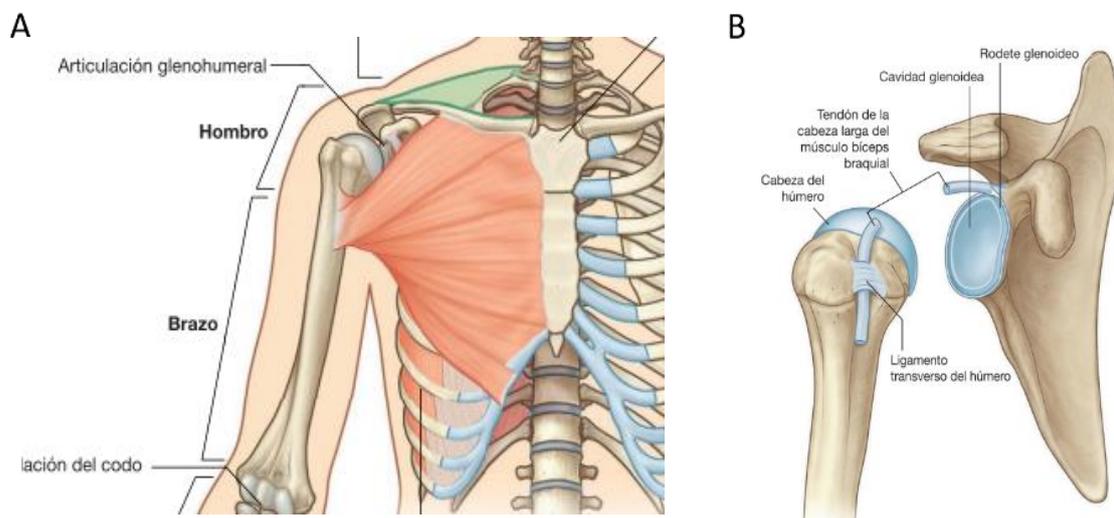


Figura 6. Articulación glenohumeral. A. Vista anterior. B. Superficies articulares. Fuente:[4]

Movilidad del hombro

La articulación del hombro posee tres grados de libertad, permitiendo orientar el miembro superior con relación a los tres planos anatómicos, siendo considerada la articulación más móvil del cuerpo humano [6]. Así pues, tal y como quedan recogidos en la Figura 7 de izquierda a derecha, esta articulación puede realizar movimientos de flexo-extensión, abducción-aducción, rotación interna-externa y circunducción, que se corresponde con la combinación simultánea de los movimientos elementales realizados alrededor de cada uno de los tres ejes. Sin embargo, para lograr esta amplitud de movimientos, el complejo articular del hombro debe sacrificar resistencia y estabilidad; y consecuentemente, es la articulación más inestable, siendo una de las articulaciones que se lesionan con mayor frecuencia, especialmente a raíz de la realización de movimientos en los que el brazo se encuentre por encima de la altura del hombro.

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

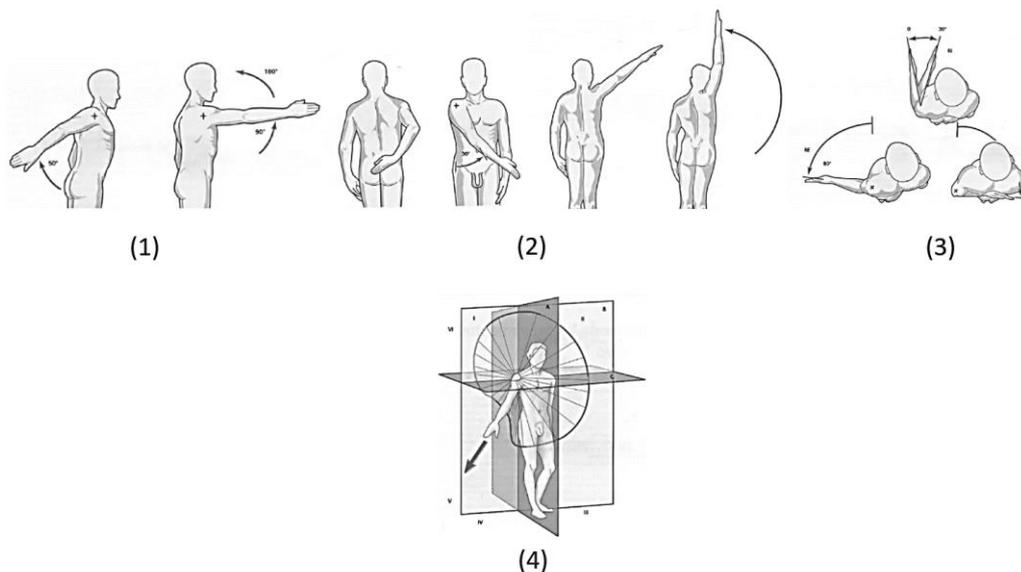


Figura 7. Movimientos del hombro. Fuente: [7]

Así pues, con vistas a facilitar y fomentar la comunicación entre investigadores y clínicos, el comité de Normalización y Terminología (STC) de la Sociedad Internacional de Biomecánica propuso definir los sistemas de coordenadas articulares (JCS) de varias articulaciones, basándose en el sistema de coordenadas articulares propuesto por Grood y Suntay [2].

Se han desarrollado propuestas para nueve de las principales articulaciones del cuerpo humano, entre las que se incluyen: la articulación del pie, el tobillo, la cadera, la columna, el hombro, la mano, la muñeca, la articulación temporomandibular y el cuerpo completo. Por otro lado, el estándar propuesto para cada una de las articulaciones está dividido en cuatro secciones: Introducción, Terminología, Sistema de coordenadas de los segmentos corporales y Sistema de coordenadas articulares y del movimiento de las articulaciones constituyentes.

Dada la complejidad inherente a la articulación del hombro, se ha considerado especialmente interesante exponer de forma resumida la norma propuesta para la obtención del sistema de coordenadas articulares de la articulación glenohumeral. Esta iniciativa fue apoyada por el ISG, *International Shoulder Group*, que recomendó a los autores reportar los movimientos utilizando los mismos marcadores óseos y el mismo sistema de coordenadas locales (LCS) para lograr mejorar el estudio de sus movimientos biomecánicos.

JCS para el complejo de la articulación del hombro

El modelo cinemático de la ISB representa el movimiento del hombro utilizando los ángulos de Euler. Así, el movimiento de la articulación se describe como una sucesión de tres rotaciones consecutivas del sistema de referencia ligado al segmento distal con respecto al sistema de coordenadas proximal.

Esta normalización de los movimientos solo se ha descrito para la articulación glenohumeral derecha, aunque esta puede ser aplicada al medir los movimientos del

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

hombro izquierdo reflejando los datos de posición con respecto al plano sagital ($z = -z$). Además, la secuencia de rotación para cada articulación del complejo del hombro no es siempre la misma, si no que en cada caso se definió aquella con mejor correspondencia con la terminología empleada en el ámbito clínico. Así pues, se recomienda la secuencia de rotación $Y - X - Y$, que se corresponde con rotación del plano de elevación glenohumeral – elevación – rotación axial alrededor del eje local Y , para el estudio del movimiento del húmero respecto a la escápula (Figura 8) y para el movimiento del húmero respecto al tórax (Figura 9).

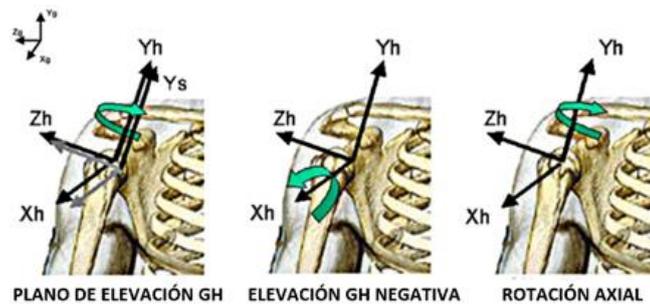


Figura 8. Sistema de coordenadas del húmero y definición de los movimientos GH. El eje Y es el eje local del sistema de coordenadas de la escápula. Fuente: [2]

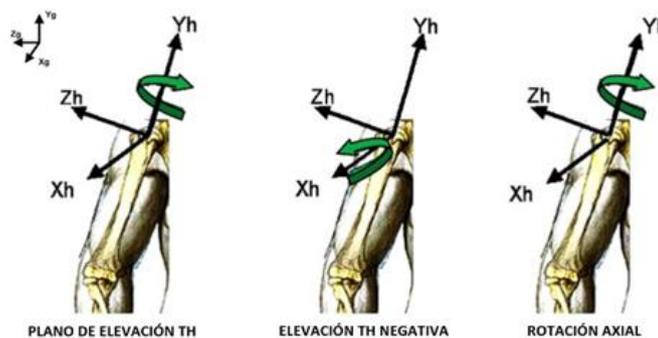


Figura 9. Definición de las rotaciones de toracohumerales. Fuente: [2]

2.2. Sistemas de captura y análisis de movimiento MoCaps

El término MoCap, del inglés “Motion capture”, se refiere a aquellas técnicas de grabación del movimiento del cuerpo humano que capturan datos espaciotemporales y se representan digitalmente. Estos sistemas permiten la captura de parámetros de movimiento lineales y coordenadas angulares, velocidades y aceleraciones para extremidades y articulaciones.

En la actualidad los sistemas MoCap son ampliamente utilizados en el ámbito de la animación virtual, la medicina y la ingeniería, ya que estos sistemas permiten obtener un Modelo 3D computarizado del movimiento humano, y en consecuencia es posible manipular dicho Modelo de forma que se pueda estudiar en detalle e incorporar a otros escenarios 3D. Centrándonos en el área del que hemos obtenidos los resultados que se presentarán en este trabajo, la aplicación de los sistemas de captura de movimiento a la ergonomía permite evaluar de los posibles riesgos de lesiones musculoesqueléticas de un trabajador derivados de la manipulación de cargas o de las tareas repetitivas ejecutadas en su estación de trabajo [8].

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

Aunque para capturar el movimiento humano, se establece como *gold standard* un sistema compuesto por cámaras y marcadores reflectantes colocados en puntos de referencia anatómicos del cuerpo humano [9]; pueden hacerse uso de sensores con diferentes principios físicos, de forma que las tecnologías MoCap más ampliamente utilizadas para la captación de movimiento se clasifican, tal y como se refleja en la Figura 10, en: electromecánicos, electromagnéticos, inerciales y ópticos [10], [11].

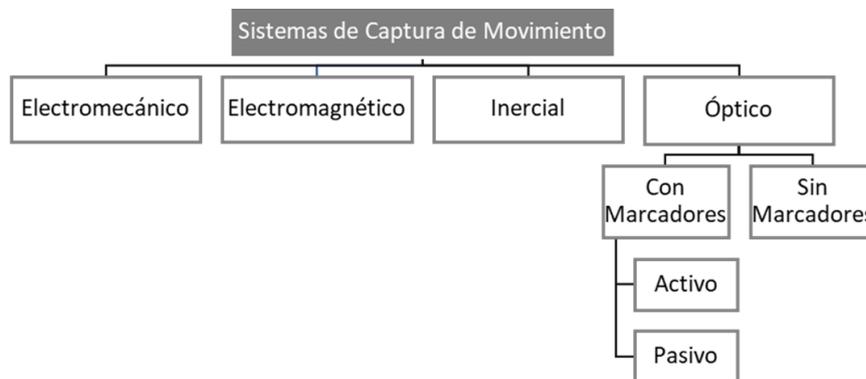


Figura 10. Clasificación de sistemas de captura de movimiento (MoCaps)

En primer lugar, los sistemas de captura de movimiento electromecánicos hacen uso de estructuras rígidas adaptables al cuerpo humano que suelen presentar potenciómetros en la unión de las articulaciones principales, y a partir de las variaciones de voltaje presentadas por estos, se recoge la información del grado de rotación de las articulaciones. Sin embargo, dadas las estructuras rígidas utilizadas el movimiento de los sujetos de estudio se ve restringido y, además, las traslaciones globales no pueden medirse con esta tecnología, ya que mide las posiciones relativas de los miembros, pero no el desplazamiento del actor en el escenario. Cabe destacar que estos son sistemas muy viejos y, prácticamente, se ha abandonado su utilización.

Por otro lado, los sistemas de captura electromagnéticos, que son algo más utilizados que los sistemas anteriores, disponen de una colección de sensores electromagnéticos sujetos al cuerpo del individuo de estudio que miden la relación espacial con un transmisor fijo cercano. Estos sensores consisten en tres espiras ortogonales que miden el flujo magnético, determinando posición y orientación del sensor, y, por ende, permiten estimar el movimiento del actor.

A continuación, se va a profundizar en el funcionamiento de los sistemas ópticos e inerciales, ya que el presente trabajo se centrará en la determinación de los ángulos articulares basándose en sistemas inerciales y se buscará comparar los resultados con los obtenidos haciendo uso de un sistema de fotogrametría, dado que es el considerado como *gold standard*.

2.1.1. Sistemas ópticos

El funcionamiento de estos sistemas se basa en el reconocimiento de puntos específicos del cuerpo humano a través de varias cámaras calibradas. Cada una de las cámaras recoge información de la localización de un punto determinado desde un ángulo distinto, y la combinación de las medidas recogidas por cada una de las cámaras utilizadas permite

triangular la posición de los puntos a estudiar y obtener su posición en el espacio tridimensional.

Aunque, en teoría, con dos cámaras es suficiente para la ubicación de los marcadores en el espacio, habitualmente se utilizan más cámaras, siendo común la configuración de 6-8 cámaras. De este modo, se puede conocer el error de la estimación de la posición, se aumenta la precisión de la medida y se evitan errores debidos a la ocultación de los marcadores. Así mismo, está directamente relacionado con un mayor coste económico y computacional.

Para el reconocimiento de los puntos a estudiar pueden hacerse uso de marcadores, que a su vez pueden tratarse de marcadores activos o pasivos, o tratarse de sistemas sin marcadores.

Sistemas con marcadores

Estos sistemas son los más utilizados en los laboratorios de biomecánica, debido a que son los que proporcionan mayor precisión a la hora de calcular la cinemática. Así pues, para lograr definir con precisión el movimiento de una articulación, se suele utilizar el movimiento de los marcadores para deducir el movimiento relativo entre dos segmentos consecutivos [11]. Pudiendo hacerse uso, tal y como hemos mencionado anteriormente, de marcadores pasivos o activos.

Los marcadores pasivos son los más utilizados. Estos consisten en marcadores reflectantes, normalmente esféricos, que se le colocan al individuo en aquellos puntos de interés. Las cámaras recogen el reflejo generado como respuesta a la emisión de luz en espectro infrarrojo sobre estos.

Por otro lado, el funcionamiento de los marcadores activos viene marcado por la emisión de luz o señales, es decir, son diodos emisores de luz [LED]. Aunque la velocidad de procesamiento de este sistema sea mayor, deberá tenerse en cuenta que podrán producirse reflejos que introducen errores no corregibles en las medidas.

Independientemente del marcador utilizado, para calcular la posición de cada marcador será necesario la triangulación de dos o más imágenes que contengan el marcador. Es por ello, que una de las principales desventajas de estos sistemas es la oclusión [11]. Los marcadores no aparecen en algunas de las tomas de las cámaras debido a la obstrucción de la línea de visión. Sin embargo, actualmente la mayoría de los sistemas de post-procesado son capaces de funcionar con marcadores ocluidos, sustituyendo la información de estos por la de marcadores creados virtualmente.

Sistemas sin marcadores

Los sistemas sin marcadores, también conocidos como sistemas markerless, crean un modelo biomecánico del cuerpo a partir de la recogida directa de imágenes y su posterior procesamiento. Los algoritmos que utilizan son capaces de reconocer las superficies del cuerpo humano y descomponerlas para llevar a cabo el análisis de movimiento de cada parte.

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

En lo respectivo al tiempo de instrumentación necesario para llevar a cabo el estudio, estos sistemas presentan ventajas respecto MoCaps basados en marcadores. Sin embargo, los sistemas markerless son utilizados en menor medida dado que presentan un mayor error asociado a las medidas antropométricas y articulares, resultando más precisos y fiables los métodos basados en marcadores.

La desventaja general que presentan los sistemas ópticos es que no son ambulatorios, ya que tal y como se mencionó con anterioridad, requieren de un espacio calibrado, y una pequeña desviación en la posición u orientación de las cámaras, así como una iluminación inadecuada en el caso de los sistemas con marcadores, puede dar lugar a errores en los resultados obtenidos.

2.1.2. Sistemas inerciales

En los últimos años, los sistemas de captura de movimiento inerciales IMU (unidades de medición inerciales) han sido investigados como una alternativa para medir la cinemática humana. Estos dispositivos electrónicos, a diferencia de los sistemas ópticos basados en marcadores, no dependen de la condición de la luz externa, y por ello no requieren ser utilizados en un laboratorio con condiciones controladas [9]. Además, su portabilidad es facilitada por el reducido tamaño y el bajo consumo de potencia que caracteriza a los IMU, y es gracias a ello, que estos sensores permiten obtener mediciones de velocidad, rotación de los segmentos corporales y fuerzas gravitacionales fuera de un ambiente experimental.

Estos sensores se basan en el uso de giróscopos que miden las velocidades angulares alrededor de un sistema de coordenadas de un sensor, magnetómetros que miden el campo magnético de la tierra y acelerómetros que miden la aceleración gravitacional y traslacional [12]. Habitualmente, estos tres tipos de sensores son triaxiales para obtener mediciones en tres ejes diferentes, haciendo un total de 9 grados de libertad (DOF).

La utilización de un mayor número unidades de medición inerciales, al contrario de como ocurría con los sensores ópticos, no implica un aumento de la resolución. El número de sensores a utilizar vendrá dado por el número de articulaciones a medir, utilizándose un sensor por cada segmento corporal. Por consiguiente, considerando que cada articulación une dos segmentos corporales y que algunos segmentos corporales son compartidos por más de una articulación, la ratio sensor/articulación va decreciendo a medida que se encadenan articulaciones, necesitándose un total de 15 sensores para un estudio completo del cuerpo humano.

En comparativa, los sistemas basados en sensores inerciales suelen presentar menor precisión que los sistemas ópticos. Los resultados son menos robustos por errores debidos a movimientos en la piel por la activación muscular o por los efectos de la inercia de la masa, o a la alteración que puede introducir la proximidad de elementos ferromagnéticos. [9]. Además, el mayor inconveniente de estos sistemas es que presentan errores de medida debidos a la deriva en la integración de los datos del giroscopio.

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

Tabla 1. Características de los sistemas de captura del movimiento Mocap. Fuente: Elaboración propia.

SISTEMAS MOCAP	FORTALEZAS	DEBILIDADES
Sistemas ópticos con marcadores	<ul style="list-style-type: none"> • Precisión en el análisis cinemático humano • Robustez • Repetitividad de experimento 	<ul style="list-style-type: none"> • Requieren calibración, espacios bien definidos y control de las condiciones de luz • Oclusión de marcadores • Tiempo de instrumentación
Sistemas ópticos sin marcadores	<ul style="list-style-type: none"> • Tiempo de instrumentación 	<ul style="list-style-type: none"> • Espacio y ambiente controlados • Precisión en parámetros angulares
Sistemas inerciales	<ul style="list-style-type: none"> • Sistemas portátiles con pequeño tamaño, peso y consumo energético • Medición sin puntos de referencia, permite medir en ambientes reales 	<ul style="list-style-type: none"> • Error de deriva de integración • Precisión • Robustez

2.3. Filtros predictivos

Los filtros predictivos han demostrado ser una herramienta extremadamente útil para un amplio abanico de aplicaciones. Estos, también conocidos como filtros bayesianos, permiten hacer predicciones de estado y estimar parámetros, aplicando para ello la regla bayesiana de probabilidad condicional para combinar un comportamiento predicho con alguna observación indirecta dañada.

Dentro de esta familia de técnicas de estimación, hay muchos filtros predictivos diferentes, cada uno de los cuales se ocupa de diferentes tipos de representaciones matemáticas para variables aleatorias y dinámicas de sistemas[13]. A continuación, se hará una introducción general a dos tipos de implementaciones de los filtros predictivos: los filtros Kalman y los filtros de partículas.

2.3.1. Filtro de Kalman

En 1960, Rudolf Kalman desarrolló un algoritmo recursivo que utilizaba el método de mínimos cuadrados para la estimación de un estado que evoluciona en el tiempo en base a un modelo matemático con ecuaciones diferenciales lineales, con el cual se diferenciaba las mediciones actuales y las predichas [14]. Se trata de una solución óptima en el sentido de que minimiza la covarianza estimada del error.

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

Así pues, el filtro de Kalman es un estimador desarrollado para resolver el problema conocido como “problema lineal-cuadrático”, que básicamente, es el problema de estimación de estados instantáneos de un sistema lineal dinámico perturbado por un ruido blanco. Por otro lado, la importancia del Filtro de Kalman es consecuencia de tratarse de proceso recursivo, es decir, de que no requiere almacenar la información sobre las observaciones pasadas ni su reprocesado para cada estimación.

Estos filtros operan principalmente mediante un mecanismo de predicción y actualización. En la primera etapa se realiza una predicción del estado del sistema, dotando a dicha predicción de una medida de incertidumbre; y posteriormente, en la etapa de actualización, se busca corregir los posibles errores, de forma que se obtiene el estado del sistema actualizado mediante una ponderación entre el estado predicho y el observado.

En el siguiente diagrama quedan recogidas las etapas que acaban introducirse, así como las ecuaciones que se implementan en cada una de ellas y en las que se profundizará más adelante.

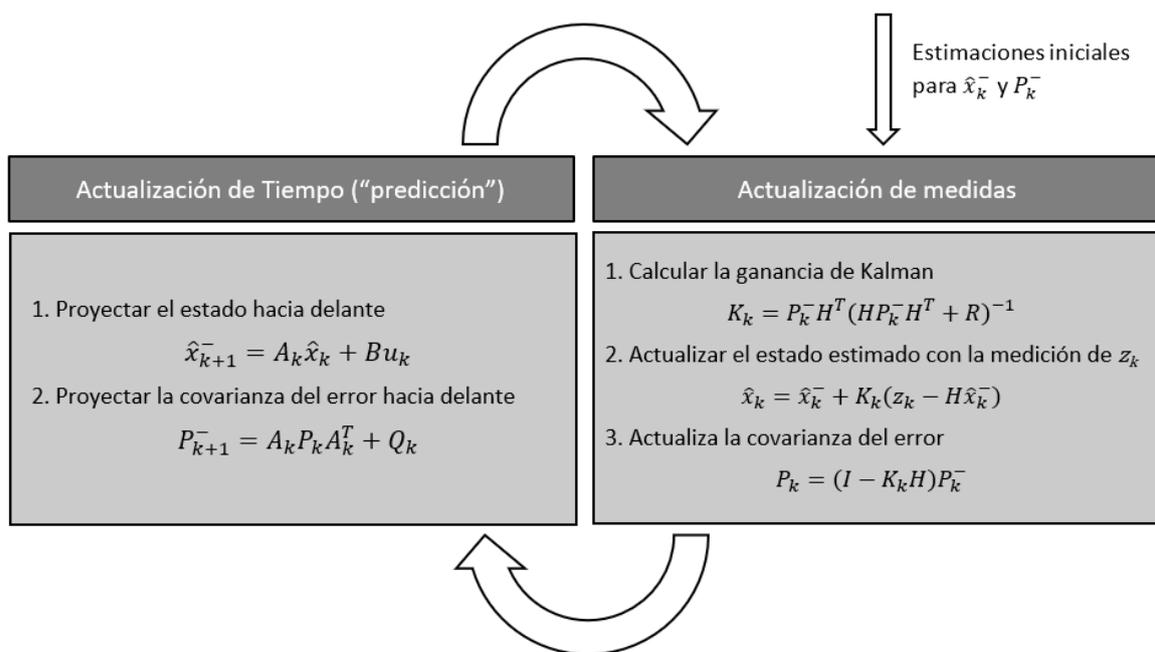


Figura 11. Diagrama del proceso del Filtro de Kalman. Fuente: [14]

Al inicio del apartado se indicaba que, para realizar una estimación óptima, la definición clásica del filtro supone que el sistema debe ser lineal y además estar afectado por ruidos o perturbaciones que siguen una distribución Gaussiana de media cero (ruido blanco). Sin embargo, dado que a lo largo de los años este filtro ha sido objeto de una extensa investigación, actualmente se dispone de algunas modificaciones que permiten aplicar el filtro en condiciones para las que originalmente no estaba diseñado. Un ejemplo de ello es el Filtro de Kalman Extendido (EKF) implementado en el presente trabajo, que puede aplicarse a sistemas no lineales y que se explicará detalladamente en el apartado 3.2.

2.3.2. Filtro de partículas

El filtro de partículas es un método secuencial de Monte Carlo que emplea la estimación secuencial de las distribuciones de probabilidad relevantes utilizando los conceptos de muestreo de importancia y las aproximaciones de las distribuciones con medidas aleatorias discretas. La idea central es representar la Función de Densidad de Probabilidad (FDP) a posteriori requerida mediante un conjunto de muestras aleatorias en el espacio de estados con pesos asociados y calcular la estimación final del estado del sistema en base a estas muestras y pesos.

Este tipo de filtros, que es considerado una alternativa al Filtro de Kalman para problemas no lineales, consiste básicamente en realizar de forma iterativa el siguiente proceso:

Inicialmente, las partículas se distribuyen uniformemente por el espacio de estados, o en caso de existir, el conjunto de partículas se escoge a partir de la distribución a priori $P(x_0)$. Posteriormente, en cada instante de tiempo, se actualizan las N partículas en función de la similitud del estado de cada una respecto al estado de referencia utilizado, asignándole a cada una de dichas partículas un peso.

De este modo, a partir de los valores obtenidos en la actualización, se genera un nuevo conjunto de partículas que constituirá la estimación a priori del estado en el siguiente instante de tiempo. Para ello usamos métodos de remuestreo, descartando aquellas partículas que presentaron menor peso y replicando las de mayor peso. De manera que se obtiene que las partículas con una medida de similitud mayor darán lugar a partículas con una mayor probabilidad.

Finalmente, tras obtener un conjunto de partículas con probabilidad alta para el siguiente instante de tiempo y desaparecer aquellas otras que no tengan evidencia de verosimilitud, se modifica el estado de cada partícula introduciendo ruido que aporte variabilidad al sistema, con el fin de estimar el estado en el instante siguiente.

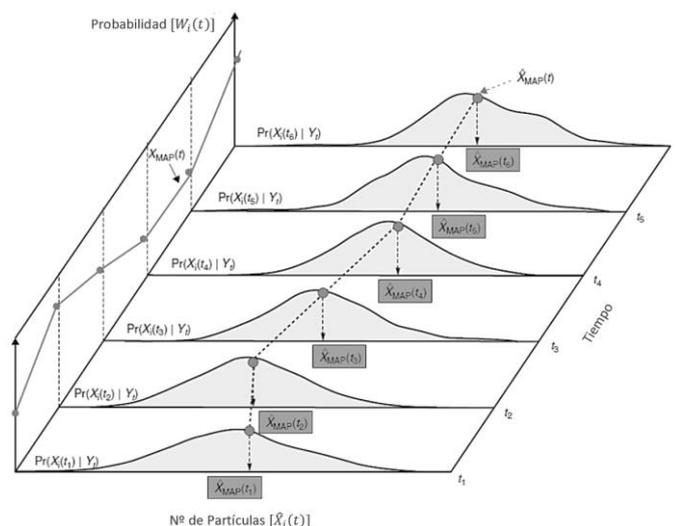


Figura 12. Conjunto de distribuciones de probabilidad posteriores instantáneas en términos de probabilidades (pesos), partículas e instantes de tiempo. La inferencia máxima a posteriori asociada (MAP) anotada en el conjunto junto con la estimación dinámica correspondiente. Fuente: [15]

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

Para concluir este apartado se muestran a modo resumen recogidas en la *Tabla 2*, las diferencias principales encontradas entre el Filtro de Kalman y el Filtro de Partículas expuestos con anterioridad.

Tabla 2. Diferencias entre Filtros de Kalman y Filtros de Partículas. Fuente: Elaboración Propia

FILTRO DE KALMAN	FILTRO DE PARTÍCULAS
<ul style="list-style-type: none"> • Provee una solución recursiva computacionalmente eficiente del método de mínimos cuadrados • No requiere conocer la naturaleza del sistema modelado • Asume que las variables de estado se distribuyen como una Gaussiana • Logra una estimación lineal, insesgada y de varianza mínima, solamente representable por una gaussiana unimodal • Dispone de variantes como el Filtro de Kalman Extendido, diseñado para ser utilizado en ambientes no lineales, no gaussianos y no estacionarios con un solo objeto. 	<ul style="list-style-type: none"> • Empleado para estimar el estado de un sistema que cambia a lo largo del tiempo • Evita hacer suposiciones sobre las características intrínsecas del proceso • No existen requerimientos de linealidad y/o normalidad • Pueden representar densidades multimodales complejas empleando una gran cantidad de partículas aleatoriamente muestreadas. • Un número de partículas (N) muy elevado, como el que se requeriría en el presente trabajo, implicaría una carga computacional excesiva del orden de $N^{\text{Número_Articulaciones}}$

3. MATERIALES Y MÉTODOS

Tras comprender los conceptos en los que se fundamentan los resultados obtenidos, se describen a continuación los materiales y métodos concretos utilizados para su obtención. De este modo, comenzaremos presentando el entorno seleccionado para el desarrollo del programa. A continuación, se detalla el funcionamiento del algoritmo del Filtro de Kalman Extendido. Finalmente, se concluye el capítulo analizando los dispositivos comerciales seleccionados para los sistemas de captura de movimiento que aplican en el presente proyecto e indicando el protocolo seguido para la toma de medidas.

3.1. Entorno de programación

Para la implementación de este programa se ha optado por la programación en Python del filtro de Kalman.

Python es un lenguaje de scripting independiente de plataforma y orientado a objetos. Al tratarse de un lenguaje interpretado, no necesita compilar el código fuente para poder ejecutarlo, ya que ese va interpretando a medida que sea necesario. Por otra parte, ser un lenguaje orientado a objetos facilita la creación de programas gracias a la reutilización de componentes. Además, cuenta con una gran comunidad de desarrolladores que se preocupan de mantener una evolución constante, de esta forma, se puede acceder a una gran diversidad de API y librerías que facilitan el desarrollo de nuevos programas.

Para este trabajo se instaló la versión 4.7 de Conda que viene junto la distribución Anaconda3 con Python 3.9 64-Bit. Conda es un sistema multiplataforma tiene licencia BSD, Open Source, y aunque en un principio fue creada para el manejo de programas en Python, actualmente permite compilar y gestionar diferentes tipos de software. Por otro lado, Anaconda© es una distribución de Conda que permite crear entornos virtuales personalizando las diferentes versiones de las herramientas utilizadas [16]. Para la programación se utilizó concretamente la herramienta Spyder.

3.2. Filtro de Kalman Extendido (EKF)

Como se explicó en el transcurso del apartado 2.3, el filtro del Kalman es un conjunto de ecuaciones matemáticas que proporcionan una solución recursiva eficiente del método de mínimos cuadrados, siendo el principal algoritmo para estimar sistemas lineales dinámicos especificados en la forma estado-espacio.

Sin embargo, el estudio del movimiento humano implica un modelo altamente no lineal y se requiere el uso de un filtro que logre satisfacer las necesidades del modelo. Así pues, considerando que el propósito inicial del filtro desarrollado es ser capaz de predecir en tiempo real el valor que tendrá una secuencia discreta a partir de los valores previos de la secuencia y atendiendo al contenido recogido en la *Tabla 2*, para lograr nuestro propósito se podría haber aplicado un filtro de partículas. Sin embargo, la elección de este tipo de filtros queda desestimada debido al excesivo coste computacional que supondría, ya que para lograr una buena resolución teniendo un alto número de variables con gran interacción entre ellas se requiere un elevado número de partículas, del orden de $N^{\text{Número_Articulaciones}}$.

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

Por consiguiente, para abarcar el problema propuesto se ha implementado un Filtro de Kalman Extendido (EKF), que es una evolución del filtro de Kalman que pone solución a las restricciones de linealidad que, reiterando, se dan con poca frecuencia en entornos reales y no permiten modelar con precisión el movimiento humano.

3.2.1. Algoritmo del Filtro de Kalman Extendido

El algoritmo del EKF se puede representar por los mismos pasos recursivos que el filtro de Kalman: predicción y actualización, descritos en el apartado 2.3.1. La diferencia está en que, al tratarse de un sistema no lineal se deberá realizar una linealización de Taylor para cada estimación del estado.

Tabla 3. Ángulos articulares. Fuente: Elaboración propia.

Articulación	Ángulo	Eje	Transformación
Cadera	Flexo-extensión	Z	ZXY
	Abducción-aducción	X	
	Rotación	Y	
Rodilla	Flexoextensión	Z	Z
Tronco	Flexoextensión	Z	ZXY
	Inclinación lateral	X	
	Rotación	Y	
Hombro	Ángulo de elevación	Y	YXY
	Elevación	X	
	Rotación	Y	
Codo	Flexoextensión	Z	Z
Muñeca	Flexoextensión	Z	ZXY
	Desviación	X	
	Pronación-supinación	Y	

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

Los estados del filtro predictivo son los ángulos articulares recogidos en la Tabla 3, descritos como ángulos de Euler. De este modo se garantiza que el ángulo sigue una trayectoria suave.

A partir de los ángulos articulares se determinan los cuaterniones correspondientes a la articulación como producto sucesivo de cuaterniones. A modo de ejemplo, el cuaternión correspondiente a una terna de ángulos correspondientes a una secuencia ZXY sería la siguiente:

$$q_e = \left[\cos\left(\frac{\theta_z}{2}\right), 0, 0, \sin\left(\frac{\theta_z}{2}\right) \right] \times \left[\cos\left(\frac{\theta_x}{2}\right), \sin\left(\frac{\theta_x}{2}\right), 0, 0 \right] \times \left[\cos\left(\frac{\theta_y}{2}\right), 0, \sin\left(\frac{\theta_y}{2}\right), 0 \right] \quad (1)$$

El cuaternión estimado a partir de los ángulos se comparará con el cuaternión estimado por los sensores inerciales para calcular el ángulo de error entre ambos cuaterniones.

La orientación relativa entre ambos cuaterniones se puede estimar mediante el producto de cuaterniones:

$$q_\varepsilon = q_e \times q_m \quad (2)$$

Donde q_ε es el cuaternión error (la orientación relativa entre el estimado y el medido), q_e es el cuaternión estimado a partir de los ángulos y q_m el cuaternión medido.

El ángulo error, conocida la definición de cuaternión se obtendrá del siguiente modo:

$$\theta_\varepsilon = 2 \cdot \text{atan}\left(\frac{\|\vec{q}_\varepsilon\|}{q_{\varepsilon_0}}\right) \quad (3)$$

Donde \vec{q}_ε es la parte vectorial del cuaternión error y q_{ε_0} es la parte escalar.

A partir de esta medida de error podemos calcular el gradiente respecto de cada uno de los ángulos de Euler definidos para la articulación.

Para la obtención del gradiente de los ángulos se ha realizado una aproximación numérica calculando la variación del ángulo error (θ_ε) modificando cada uno de los ángulos por un valor $\varepsilon = 10^{-4}$. De modo que para cada uno de los ángulos de Euler tenemos

$$\frac{\partial q_e}{\partial \theta_i} \cong \frac{q_e(\theta_i + \varepsilon) - q_e(\theta_i)}{\varepsilon} \quad (4)$$

La dinámica de los estados se aproxima localmente como un sistema uniformemente acelerado. Por lo que la función de transición de estados para cada uno de los estados será una matriz de la forma:

$$\begin{bmatrix} \ddot{\theta}_{i+1} \\ \dot{\theta}_{i+1} \\ \theta_{i+1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ t_s & 1 & 0 \\ 1/2 \cdot t_s^2 & t_s & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_i \\ \dot{\theta}_i \\ \theta_i \end{bmatrix} \quad (5)$$

La función de salida es la dada en (3).

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

Con todo esto, ya nos podemos definir el filtro de Kalman extendido siendo que Φ viene dado por (5) y H viene dado por (4).

Fase predictiva del EKF diseñado

Conociendo un estado, estimamos el estado siguiente. Tenemos que actualizar tanto el estado como la incertidumbre de la predicción.

$$\begin{bmatrix} \ddot{\theta}_{i+1} \\ \dot{\theta}_{i+1} \\ \theta_{i+1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ t_s & 1 & 0 \\ 1/2 \cdot t_s^2 & t_s & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_i \\ \dot{\theta}_i \\ \theta_i \end{bmatrix} + Q \quad (6)$$

Donde Q es la matriz de covarianzas del sistema dinámico, es decir, nos indica la incertidumbre con la que conocemos el estado actual.

Llamaremos Φ

$$\Phi = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ t_s & 1 & 0 \\ 1/2 \cdot t_s^2 & t_s & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

La covarianza de la predicción será:

$$P_{i+1} = \Phi^t \times P_i \times \Phi \quad (8)$$

Fase de actualización de filtro EKF diseñado

La estimación de la salida viene dada por (1). El error de la estimación viene dado por (3). El gradiente del error viene dado por (4).

Llamaremos:

$$H = -grad(\theta_\varepsilon) \quad (9)$$

La ganancia de Kalman consecuentemente vendrá dada por:

$$K = P_i \times H^t \times (H \times P_i \times H^t + R)^{-1} \quad (10)$$

Donde R es la matriz de covarianzas de la salida, que nos indica la incertidumbre con la que conocemos la salida sabiendo el estado actual.

Por lo que los ángulos:

$$[\theta_i] = K \times [\tilde{\theta}_i] \quad (11)$$

Y la actualización de la covarianza de la estimación:

$$P_{i+1} = (1 - K \times H) \times P_i \quad (12)$$

3.3. Sistemas de captación y análisis de la postura

A continuación, se presentarán las características de los MoCaps comerciales de los que se ha hecho uso. Por un lado, los IMUS utilizados para realizar el experimento expuesto en este TFG, y, por otro lado, del sistema óptico que se corresponde a un software diseñado por el Instituto de Biomecánica de Valencia, del que se extraerán los resultados obtenidos para hacer una comparación con los obtenidos a través de nuestro sistema de forma que se pueda valorar la precisión de la metodología empleada.

3.3.1. IMUS (Technaid)

Se empleó el Sistema de captura de movimiento Tech-MCS[®], creado por la empresa española Technaid S.L. Este sistema ha sido diseñado especialmente para el análisis de movimientos del cuerpo humano. Es un sistema portátil, robusto y fácil de manejar, además, al tener las opciones de grabar la información en una tarjeta de memoria o de ser utilizado vía bluetooth facilita hacer frente a uno de los limitantes anteriormente expuestos en este trabajo, la posibilidad de capturar el movimiento del usuario en un entorno real alejado de un ordenador.

El Sistema Tech-MCS cuenta con un Tech-HUB, que es un procesador que permite la interconexión y sincronización de hasta 16 IMUs de forma simultánea. Así mismo, los datos registrados por este dispositivo se podrán observar mediante el software de captura de movimiento Tech-MCS Studio, también incluido en el paquete ofertado. Por otro lado, tal y como se ha mencionado anteriormente, se pueden conectar simultáneamente hasta 16 unidades de medida inerciales, aunque en el presente estudio solo se ha hecho uso de 15 Tech-IMU V.4.0, distribuidos tal y como se indica en la Figura 13. Por otro lado, las especificaciones técnicas de estos IMU dadas por el fabricante se recogen en la Tabla 4.

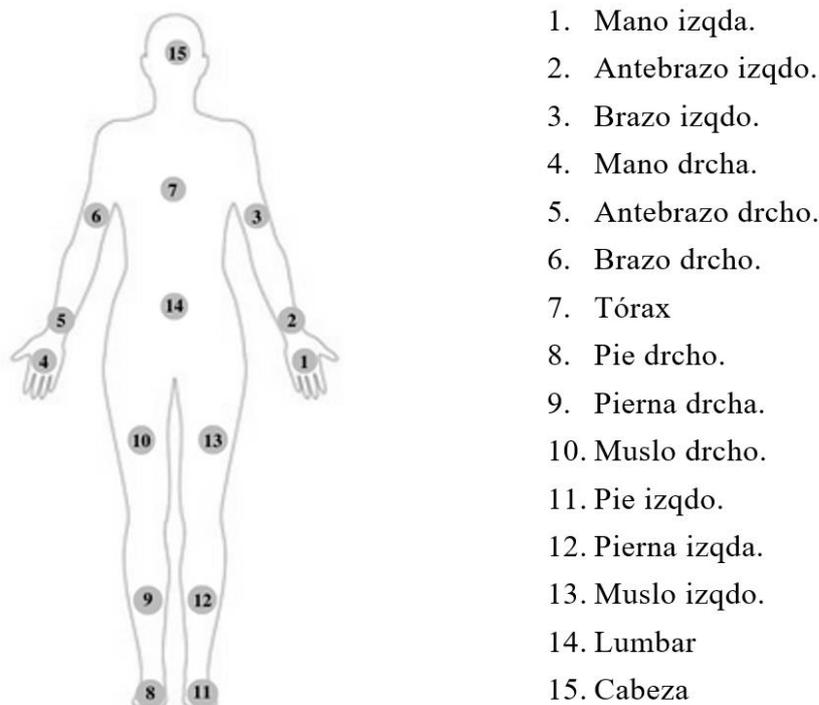


Figura 13. Disposición de los Tech-IMU V.4.0. para la determinación de ángulos articulares. Fuente propia.

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

Cada una de estas compactas unidades de medida integra tres sensores micromecánicos triaxiales: un acelerómetro, un giróscopo y un magnetómetro, que permiten obtener información cinemática, dinámica y de orientación de manera muy precisa, incluso en condiciones ambientes variables y bajo otras perturbaciones. Esto supone una ventaja además respecto a otros sensores inerciales comerciales que no presentan magnetómetro y por ello, necesitan un procesamiento posterior para obtener información de la orientación.

En concreto la característica de este modelo de IMU que más interés suscita para el presente trabajo es la precisión con la que estos sensores dan su orientación respecto del espacio, ya que esta medida se corresponde al cuaternión medido, q_m , que tal y como se ha indicado en el apartado anterior, se utiliza para la determinación del cuaternión error, q_ε . Así pues, estos sensores de medida inerciales ofrecen según especificaciones del fabricante una exactitud en estático y en dinámico de 0,7 grados RMS y 1,0 grados RMS respectivamente. Estos datos indican una gran precisión respecto de la orientación dada por los sensores.

Tabla 4. Especificaciones técnicas de las unidades de medida inerciales utilizadas (Tech-IMU V.4.0.). Fuente: [17]

Generales		
Voltaje de alimentación		3,3 – 4,0 VDC
Consumo de corriente		70 mA
Dimensiones (alto x ancho x largo)		11 x 26 x 36 mm
Peso		10 g
Específicas		
Giroscopios	Rango de medida	± 2000 °/s
		$\pm 34,9$ rad/s
	Resolución	0,06 °/s
Acelerómetros	Rango de medida	$\pm 4, 8, 16$ g
		$\pm 39,22 - 156,88$ m/s ²
	Resolución	0,122 mg
Magnetómetros	Rango de medida	$\pm 8,1$ gauss
		± 810 μ T
	Resolución	0,092 μ T

3.3.2. Fotogrametría

Los resultados del presente trabajo se compararán con los obtenidos haciendo uso de la aplicación Kinemov/IBV [18]. Este *software* de análisis de movimientos capta información mediante cámaras de fotogrametría 3D, plataformas de fuerzas y

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

electromiografía de superficie (EMG). Además, cuenta con numerosos modelos biomecánicos estandarizados y protocolos de medida definidos que permiten estudiar cualquier movimiento y generar informes de resultados configurables y exportables.

Esta herramienta está diseñada para hacer más sencillo e intuitivo el análisis de movimiento humano. Los modelos de marcadores desarrollados han sido definidos siguiendo principalmente tres criterios: número reducido de marcadores, sencillez de uso y colocación de marcadores, de forma que logra reducir el tiempo de instrumentación del sujeto que indicábamos anteriormente como una de las principales desventajas presentadas por los sistemas ópticos.

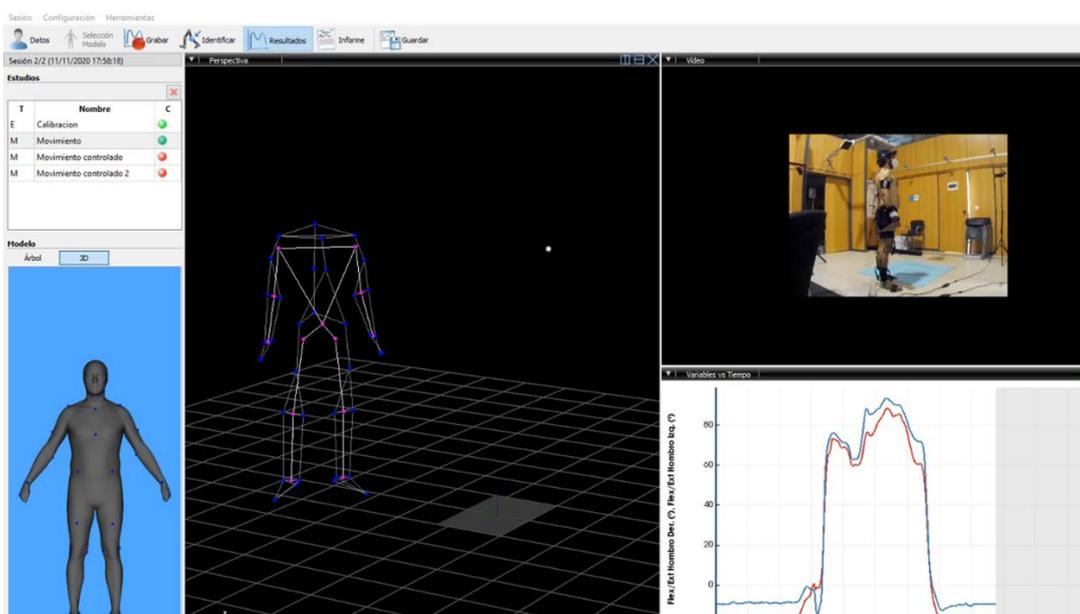


Figura 14. Proceso de grabación de un estudio. Instrumentación (izqda) y ventana de grabación (dcha).

3.4. Protocolo para la toma de medidas

Para llevar a cabo un análisis de movimientos hay unos pasos básicos fundamentales a seguir. En primer lugar, debe definirse el gesto, para ello debemos respondernos a preguntas tales como ¿qué nos interesa medir?; esta fase requiere de un estudio bibliográfico previo, ya que debe seleccionarse aquel protocolo que nos otorgue mayor fiabilidad y validez en las mediciones que queremos obtener.

A continuación, debe seleccionarse el modelo biomecánico a seguir, de forma que sirva de guía para la colocación de las unidades inerciales de medida. Esto nos va a permitir conocer los segmentos involucrados y la interacción que tendrán entre ellos, así como tener sistemas locales de referencia para calcular las variables que posteriormente se representarán a nivel gráfico-numérico. El modelo biomecánico seleccionado para el presente trabajo se basa en las indicaciones de la Sociedad Internacional de Biomecánica.

Una vez definido el modelo se pasa a la fase de grabación. En este caso debemos tener en cuenta que para poder hacer una comparación de las medidas obtenidas con la metodología propuesta frente a las obtenidas mediante Kinemov/IBV, deben grabarse las

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

medidas de ambos sistemas a la par, de forma que el sujeto queda instrumentado tal y como se muestra en la *Figura 15*. Por otro lado, en esta fase también deben definirse el tiempo de captura, el espacio a definir y todos aquellos parámetros que nos permitan salvaguardar la precisión de las mediciones realizadas.



Figura 15. Instrumentación sujeto de estudio.

Así pues, una vez realizada la grabación de los movimientos de interés, ya podemos digitalizar las unidades de medida inerciales obteniéndose los resultados de las variables que serán las entradas que le proporcionemos a nuestro filtro predictivo.

Finalmente, tras la implementación del EKF obtendremos en forma de gráfico la predicción para cada instante de tiempo de los ángulos articulares para cada uno de los planos en los que desarrolla su movimiento. Obteniéndose además resultados con los que podremos trabajar para generar los informes o gráficos que se mostrarán y discutirán en el apartado 5 de este trabajo, en los que se determinará la calidad del ajuste del sistema.

Para determinar la calidad del ajuste se han obtenido, para cada medida, tres tipos de errores, siendo el error la diferencia entre la medición de los ángulos mediante los IMUs y Kinemov:

- Error total: Es el error cuadrático medio.
- Error sistemático: Es el sesgo entre ambos sistemas de medida y consiste en el error medio entre ambas medidas.
- Error aleatorio: Es el error cuadrático medio entre ambos sistemas, una vez corregido el error sistemático.

4. MARCO LEGAL

A lo largo de este apartado se hará referencia al conjunto de leyes, normas y reglamentos que dan fundamento al proyecto realizado.

En primer lugar, durante la fase de ensayo de este trabajo se hizo uso de unidades de medida inerciales, que, al tratarse de productos sanitarios, deben cumplir con los requisitos establecidos en la Directiva Europea de Productos Sanitarios 93/42/EEC y su transposición a la legislación española RD 1591/2009, ostentando el marcado CE de conformidad con dicha reglamentación.

En este sentido, a efectos de esta Directiva, se entiende como producto sanitario:

«producto sanitario»: cualquier instrumento, dispositivo, equipo, material u otro artículo, utilizado solo o en combinación, incluidos los programas informáticos que intervengan en su buen funcionamiento, destinado por el fabricante a ser utilizado en seres humanos con fines de:

- diagnóstico, prevención, control, tratamiento o alivio de una enfermedad,
- diagnóstico, control, tratamiento, alivio o compensación de una lesión o de una deficiencia,
- investigación, sustitución o modificación de la anatomía o de un proceso fisiológico,
- regulación de la concepción,

y que no ejerza la acción principal que se desee obtener en el interior o en la superficie del cuerpo humano por medios farmacológicos, inmunológicos ni metabólicos, pero a cuya función puedan contribuir tales medios[19].

Concretamente los IMUs se clasifican dentro de los productos de clase I, al tratarse de dispositivos no invasivos y no ser aplicable a dichos productos ninguna de las reglas recogidas en el Anexo IX del RD 1591/2009 que implicasen otra clasificación.

Por otro lado, dado que en el diseño y fabricación de equipos y sistemas electromédicos es importante tener en cuenta la compatibilidad electromagnética, es conveniente aplicar algunos estándares a nivel europeo y español tales como las series UNE-EN 60601-1:2008/A12:2015 y UNE-EN 60601-1-2:2015. Ya que, aún sin ser de obligado cumplimiento, estas normas recogen los requisitos generales para la seguridad básica y funcionamiento esencial en equipos electromédicos, definiéndose en ellas cómo gestionar el análisis de riesgo y los límites para las emisiones y los niveles de inmunidad en las pruebas de compatibilidad electromagnética.

5. RESULTADOS

El objetivo de este trabajo es validar si la metodología propuesta para la determinación directa de los ángulos articulares del hombro logra alcanzar una precisión en la predicción adecuada con respecto a la precisión que otorga el sistema de captura de movimientos considerado actualmente como *gold standard*.

A lo largo de los siguientes apartados se presentarán por un lado los resultados obtenidos tras la implementación del filtro predictivo con las medidas registradas tras los ensayos. Y, por otro lado, se representará el error correspondiente a cada articulación tras la comparación de los resultados obtenidos tras la implementación de la metodología a estudiar frente a aquellos alcanzados haciendo uso del sistema de fotogrametría Kinemov/IBV.

5.1. Descripción de los datos utilizados en el estudio

Tal y como se ha mencionado con anterioridad, para poder llevar a cabo posteriormente una comparación entre los distintos sistemas de captura de movimiento se ha tenido que realizar la grabación de los movimientos de estudio con todos los sistemas a la par.

Los sujetos de estudio ejecutaron un ciclo de trabajo siguiendo las indicaciones estipuladas para la realización de un movimiento funcional con movimientos puros. Este ciclo de aproximadamente 15 segundos se compone de una serie de movimientos que involucran elevación y rotación de la articulación del hombro; flexo-extensión del codo; flexo-extensión, rotación y abducción-aducción de la cadera y flexo-extensión de la rodilla. El hecho de que el intervalo sea tan corto es para simplificar los cálculos de las simulaciones. Sobre este intervalo de tiempo considerado para cada sujeto es sobre el que se realiza todo el análisis propuesto.

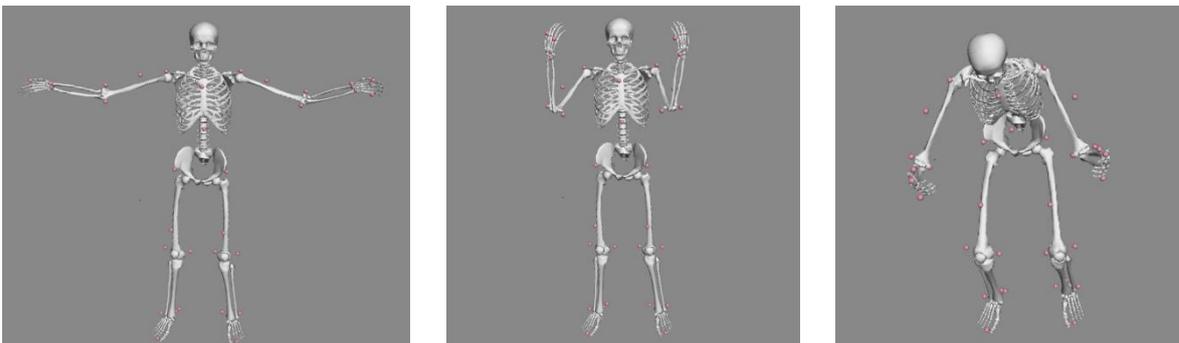


Figura 16. Secuencia de movimientos capturados visualizados con la herramienta OpenSim®.

Así pues, se ha registrado los ángulos articulares en cada instante de tiempo para todos los grados de libertad involucrados en su movimiento, y estos se han dispuesto en distintos archivos .csv que serán llamados y leídos por nuestro filtro predictivo ya que a partir de estos ángulos se determinará el q_m el cuaternión medido, que tal y como se ha explicado en apartados anteriores, junto con el cuaternión estimado nos permite calcular el ángulo de error entre ambos.

5.2. Curvas obtenidas

En las figuras 17 a 21 se presentan las trayectorias seguidas por algunas de las articulaciones de estudio. Las curvas mostradas en naranja se corresponden con las trayectorias determinadas a partir de los datos medidos tras la implementación del filtro predictivo, mientras tanto, aquellas adquiridas mediante fotogrametría se encuentran resaltadas en azul. Así pues, para cada eje de movimiento de cada referencia anatómica se aporta un gráfico en cuyo eje de abscisas se disponen los instantes de tiempo (s), mientras que en el eje de ordenadas se indica el ángulo (deg) de dicha articulación para ese eje de movimiento determinado.

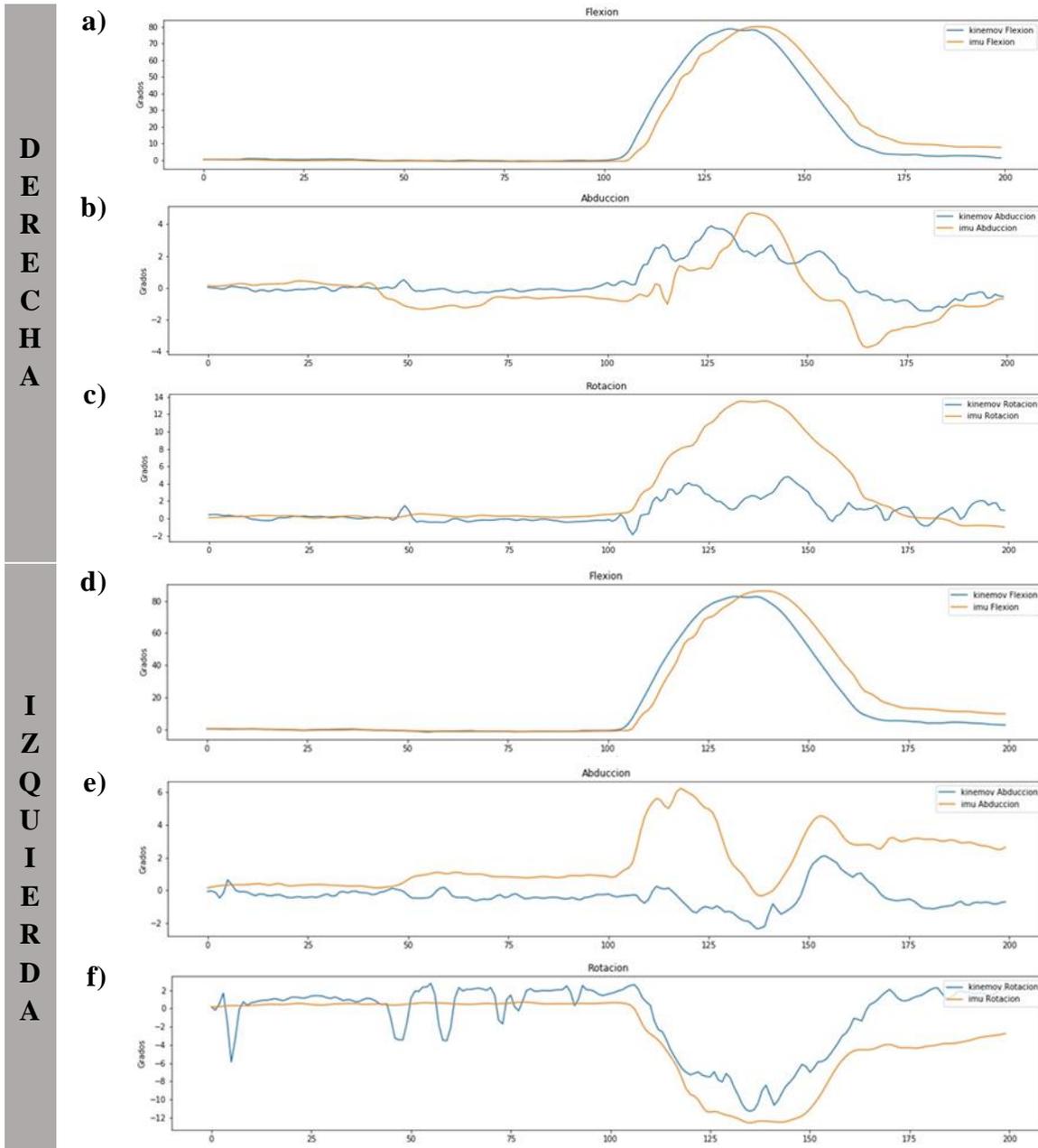


Figura 17 Predicción de la trayectoria de los movimientos de la cadera. a) y d) Eje de movimiento Z, plano sagital; b) y e) Eje de movimiento X, plano coronal; c) y f) Eje de movimiento Y, plano transversal.

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

**D
C
H
A**
**I
Z
D
A**

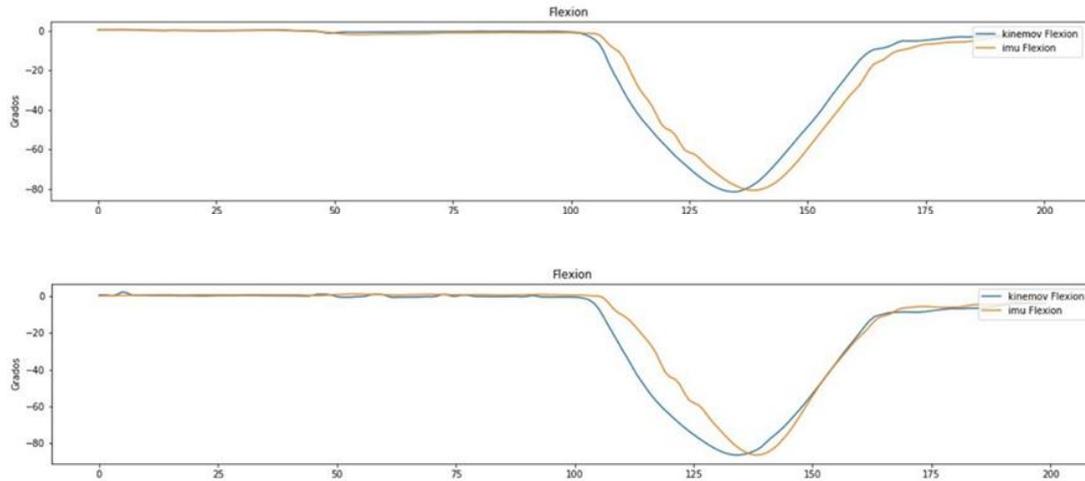


Figura 18. Predicción de la trayectoria del movimiento de flexión de la rodilla. Eje de movimiento Z, plano sagital.

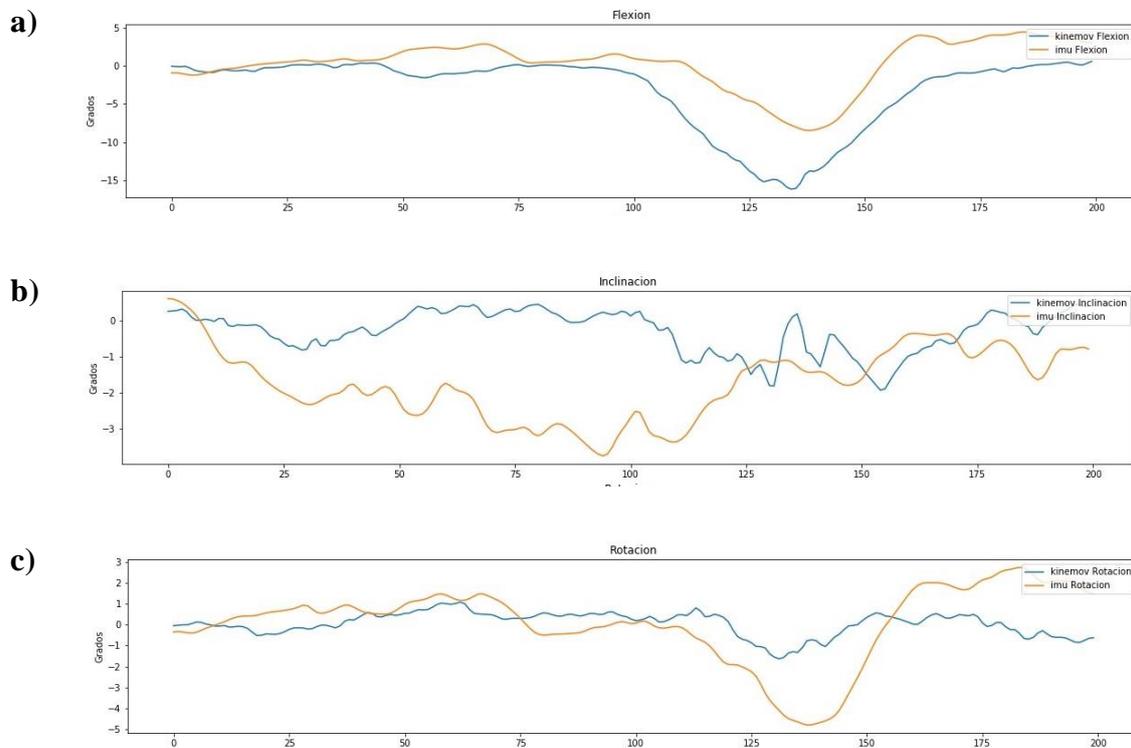


Figura 19. Predicción de la trayectoria de los movimientos del tronco. a) Eje de movimiento X, plano coronal; b) Eje de movimiento Z, plano sagital; c) Eje de movimiento Y, plano transversal.

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

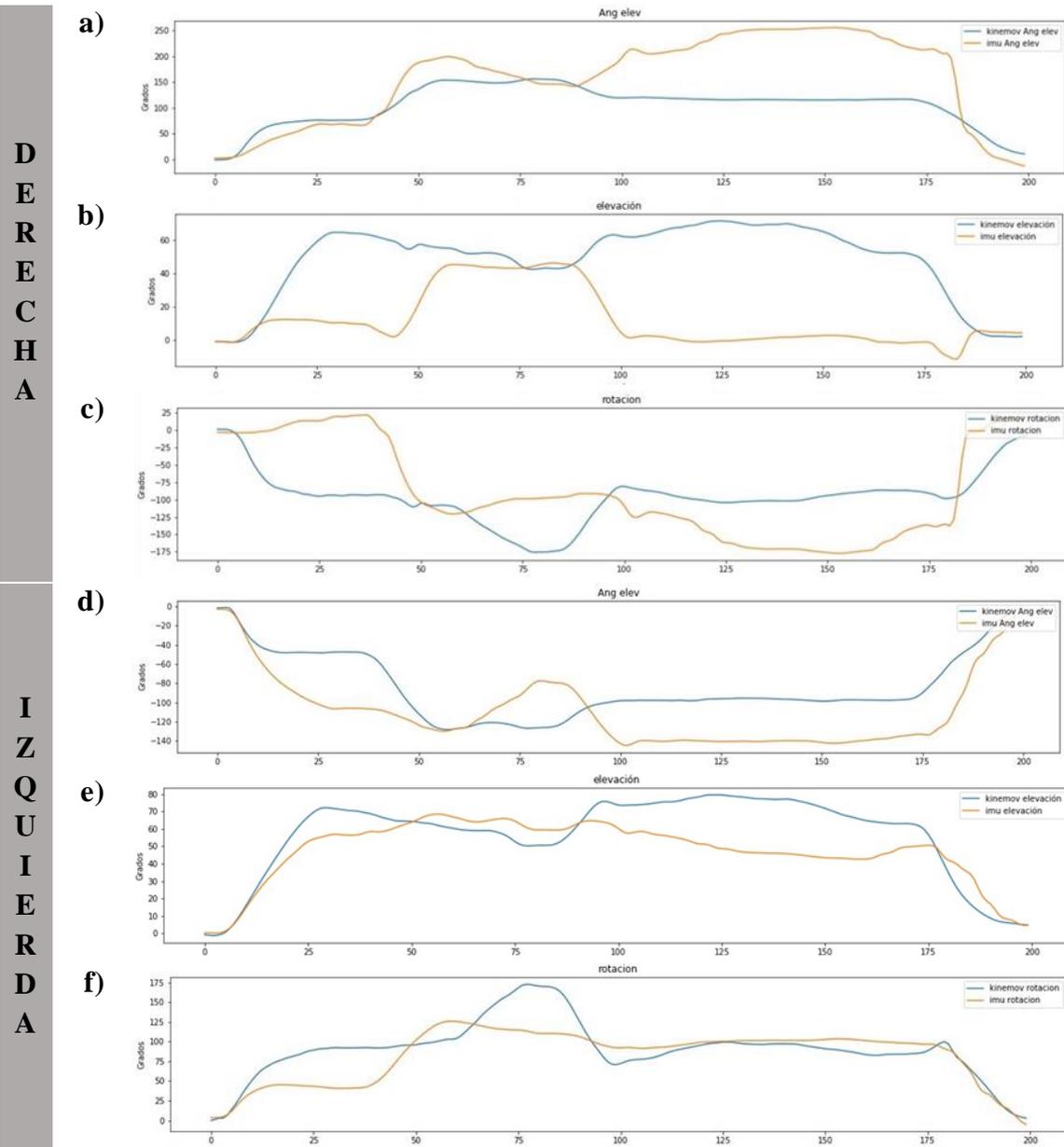


Figura 20. Predicción de la trayectoria de los movimientos del hombro. a) y d) Eje de movimiento Y, plano transversal; b) y e) Eje de movimiento X, plano coronal; c) y f) Eje de movimiento Z, plano transversal.

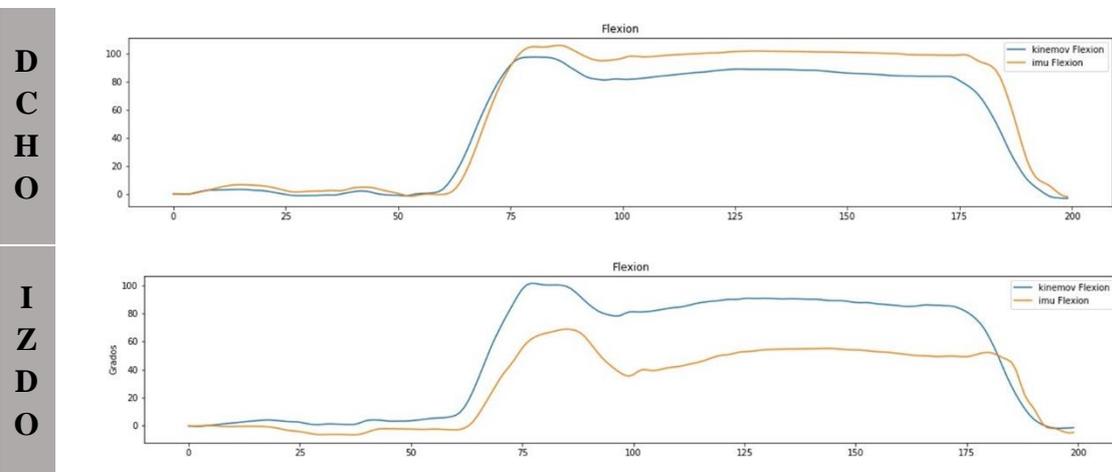


Figura 21. Predicción de la trayectoria del movimiento de flexión del codo. Eje de movimiento Z, plano sagital.

5.3.Comparación entre sistema de fotogrametría y metodología basada en sensores inerciales y filtros predictivos.

A lo largo de este apartado se mostrarán los resultados del análisis comparativo entre las medidas obtenidas mediante fotogrametría frente a las obtenidas haciendo uso de la metodología desarrollada en este trabajo.

En primer lugar, se disponen los resultados del análisis de varianzas llevado a cabo para el estudio de la influencia del error, observándose posteriormente en forma de gráfico el modelo seleccionado para el estudio.

En el eje de abscisas del gráfico mencionado, correspondiente a la Figura 22, se pueden ver las siguientes abreviaturas: Abducción de cadera (Cdr_A), Flexión de codo (Cd_Fl), Rotación de cadera (Cdr_R), Flexión de cadera (Cdr_Fl), Elevación de hombro (Hm_E), Rotación de hombro (Hm_R) y Flexión de rodilla (Rd_F).

Tabla 5. Análisis de varianza para el estudio de la influencia del error.

	Gl	Suma de cuadrados	Media cuadrática	F	Sig.
Error	2	28949.9	14475.0	11.05	0.000
Movimiento	6	22043.9	3674.0	2.80	0.014
Lado	1	18.7	18.7	0.01	0.905
Error:Movimiento	12	83762.9	6980.2	5.33	0.000
Residuals	104	136249.2	1310.1		

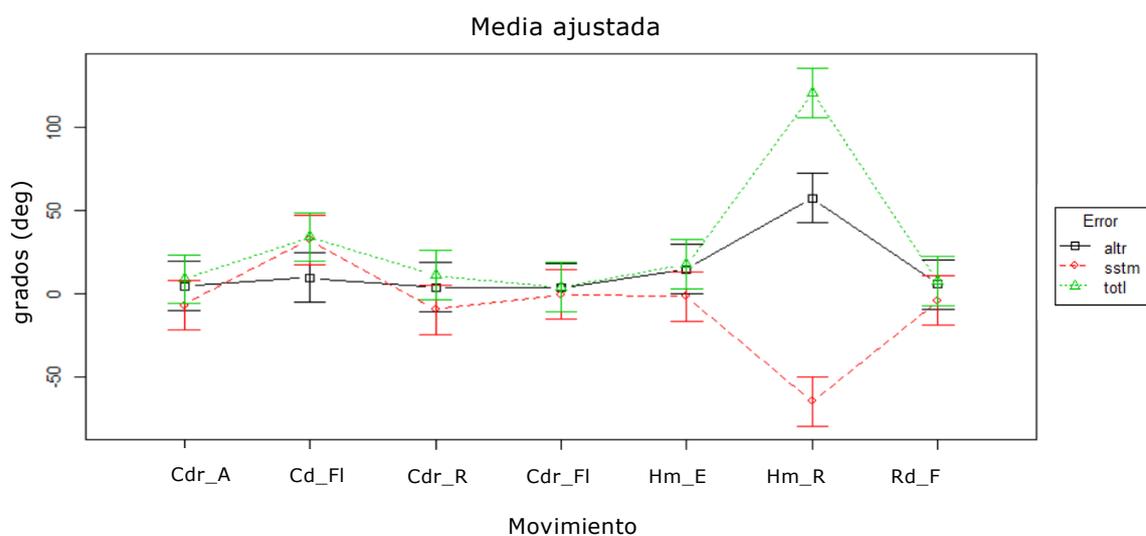


Figura 22. Media ajustada del error obtenido para los distintos tipos de errores de medida atendiendo al movimiento realizado.

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

Tabla 6. Media ajustada de los errores conseguidos para los distintos movimientos de cada articulación

			Error	
			Media ajustada	Error estándar
Cadera	Flexión	Aleatorio	3.3	14.8
		Sistemático	-0.7	14.8
		Total	3.6	14.8
	Abducción	Aleatorio	4.3	14.8
		Sistemático	-7.2	14.8
		Total	8.4	14.8
	Rotación	Aleatorio	3.7	14.8
		Sistemático	-10.0	14.8
		Total	10.7	14.8
Rodilla	Flexión	Aleatorio	5.2	14.8
		Sistemático	-4.3	14.8
		Total	7.1	14.8
Hombro	Elevación	Aleatorio	14.4	14.8
		Sistemático	-1.9	14.8
		Total	17.2	14.8
	Rotación	Aleatorio	57.2	14.8
		Sistemático	-65.0	14.8
		Total	120.4	14.8
Codo	Flexión	Aleatorio	9.2	14.8
		Sistemático	32	14.8
		Total	33.8	14.8

Una vez se han obtenido y presentados los resultados alcanzados, se procede a su discusión, proponiendo, en última instancia, unas conclusiones que sirvan para consolidar todo el proyecto realizado. Finalmente, tras la finalización del presente Trabajo Fin de Grado, se trazan posibles líneas futuras para próximas investigaciones en este ámbito en las que se tienen en cuenta otras vías a explorar.

6. DISCUSIÓN

Los movimientos medidos para este trabajo, que son necesarios para la predicción de la trayectoria angular mostrada en los gráficos de los apartados anteriores, son movimientos sintéticos que sirven para llevar a cabo la calibración de las herramientas con vistas a poder ser aplicadas en un futuro en campos tales como monitorizar el movimiento realizado por trabajadores de una factoría durante su jornada para llevar a cabo un análisis ergonómico.

Así pues, en el apartado 5.2 se puede observar la predicción de las trayectorias de los ángulos de las articulaciones de estudio para cada uno de sus ejes de movimiento. Estas han sido determinadas a partir de la implementación de un Filtro de Kalman extendido una vez han sido llamados y leídos los datos medidos mencionados anteriormente. En estos gráficos pueden además observarse las diferencias de la trayectoria determinada mediante la metodología presentada en este trabajo con respecto a un sistema óptico de captura de movimientos, Kinemov/IBV, siendo posible la comparación entre ambos sistemas al tener representados los ángulos articulares en el mismo sistema de referencia. Esto nos permite comparar nuestra metodología con el sistema considerado *gold standard*.

Continuando con los resultados mostrados a lo largo del apartado 5.3, estos fueron obtenidos al realizar un ajuste de los ángulos calculados a partir de la metodología presentada en este trabajo con respecto a los ángulos calculados mediante fotogrametría (Kinemov/IBV), obteniéndose un ajuste de bias, que se denominará error sistemático, un error aleatorio y el error total. Esta información es necesaria para estimar con precisión la fiabilidad de un modelo dado en unas condiciones de medida determinadas.

Debe considerarse que el error sistemático es un error compensable al tratarse de un error consistente. Este error se conforma por un lado de errores asociados al sistema de medida y, por otro lado, de artefactos en la piel, ya que, aunque los sensores inerciales se encuentran sujetos haciendo uso de cinchas, puede darse la existencia de movimiento relativo entre los IMUs y la estructura ósea que define el segmento del que queremos analizar el movimiento. En oposición a la idea anterior, el error aleatorio se trata de variaciones no predecibles y se trata de un error inherente al proceso de medición o al fenómeno que se estudia, presentando más relación al posterior procesamiento de los datos.

La modelación del error suele ser un aspecto complejo que depende de numerosos factores. Para el análisis del error de medida de la metodología empleada se ha realizado una medida directa del error haciendo uso, tal y como se ha mencionado anteriormente,

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

de un sistema de fotogrametría, ya que este sistema de medida es el sistema de mayor precisión para el análisis de movimientos espaciales.

Cabe destacar que los errores de medida son diferentes dependiendo del movimiento considerado. Esta afirmación queda demostrada en los resultados del análisis de varianza dispuesto en la Tabla 5, puesto que se observa que existen diferencias significativas en los movimientos, obteniéndose una $Pr(>F) = 0.014$. También se encuentran diferencias significativas en el factor error, con una $Pr(>F) = 0.000$, se considera pues, que el tipo de error, aleatorio, sistemático o total, influye significativamente en el error. Sin embargo, no se han encontrado diferencias significativas en los errores de medida en función de si las medidas corresponden a la articulación del lado derecho o del lado izquierdo, por ello, hemos podido excluir este factor del modelo de estudio. Finalmente, el modelo considerado es la interacción entre los factores error y movimiento.

Tras determinar el modelo se ha extraído la representación gráfica del mismo, la cual se muestra en la Figura 22. En ella podemos observar que el error total es el más alto, pudiendo observarse además que se presentará sobre todo en la medida del ángulo de rotación del hombro. Continuando con el análisis de este ángulo de rotación del hombro, debe considerarse que presenta un elevado error sistemático, que como hemos dicho anteriormente, puede ser compensado, no obstante, también presenta un error aleatorio inaceptablemente alto. Se quiere con ello significar que las medidas de este ángulo articular no son bien modeladas.

A causa de que el resto de ejes de movimiento recogidos en el gráfico pueden resultar menos sencillos de determinar visualmente si entran dentro de los límites admitidos, se advertirá en los datos cuantitativos recogidos en la Tabla 6, en la que se recogen las medias de los errores de medida para cada movimiento capturado. Así pues, se puede continuar con el análisis que nos permita determinar para qué movimientos articulares logramos un buen seguimiento a través de nuestra metodología.

En esta tabla podemos distinguir datos resaltados en rojo, dorado o sin resaltar, dependiendo respectivamente de si se trata de diferencias de errores mayores de 11 grados ($^{\circ}$), entre 6 y 11 grados ($^{\circ}$) o menores de 6 grados ($^{\circ}$). Esta clasificación tiene su razón en que el sistema considerado *gold standard*, tiene un error máximo de 6 grados ($^{\circ}$), por ello, se determina que un error de hasta tal magnitud es considerado muy bueno. Continuando en esta línea, al tratarse de ángulos fisiológicos, un error de hasta aproximadamente 11 grados ($^{\circ}$) puede considerarse aceptable, y finalmente, más allá de 11 grados ($^{\circ}$) se comienzan a considerar elevados.

Aunque también debe tenerse en cuenta, tal y como venimos diciendo, que los errores sistemáticos pueden ser compensados, de forma que nuestro interés principal se centrará en los resultados detallados del error aleatorio en los distintos movimientos.

Por tanto, atendiendo a los resultados obtenidos, se observa que el error aleatorio puede considerarse aceptable para prácticamente todos los movimientos, a excepción de la rotación del hombro, ya mencionada, y de la elevación de este, aunque el error presentado para este segundo movimiento no resulta tan elevado. Con todo ello, puede considerarse

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

que el sistema presentado en el presente proyecto se ajusta bien para los movimientos de flexión, abducción y rotación de la cadera, y para los movimientos de flexión del codo y el tobillo. Sin embargo, no logra ajustar adecuadamente los movimientos del complejo articular del hombro, que tal y como se introdujo al inicio de este trabajo, es la articulación que mayor dificultad presenta para ser modelada dada su complejidad inherente.

7. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

A la vista de lo expuesto anteriormente, se pueden extraer las siguientes conclusiones relativas a la metodología utilizada y los resultados obtenidos:

1. En este proyecto se ha propuesto una novedosa metodología para la determinación de los ángulos articulares basado en el uso de sistemas de medida inerciales y filtros predictivos. Concretamente se propone la implementación de un filtro de Kalman Extendido para hacer frente a los problemas de determinación de ángulos fisiológicos que presenta actualmente el uso de sistemas inerciales.
2. La utilización de sensores inerciales ha ofrecido fundamentalmente dos ventajas principales:
 - a. Portabilidad: son sistemas portátiles de peso, tamaño y consumo energético tan reducido que disminuyen posibles alteraciones al movimiento natural que otros sistemas más voluminosos puedan causar.
 - b. Ubicuidad: los sistemas basados en sensores inerciales pueden funcionar en espacios abiertos, lo que permite realizar mediciones en ambientes reales y no sólo en laboratorios.
3. La utilización de filtros predictivos nos permite obtener medidas más fiables, reduciendo los errores deriva en el tiempo de las medidas inerciales.
4. Los ángulos obtenidos están conforme a los criterios de las principales sociedades científicas: ISB (International Society in Biomechanics).
5. Atendiendo a los resultados expuestos de los errores que presenta la metodología propuesta frente a un sistema de fotogrametría, que es el sistema de mayor precisión para el análisis de movimientos espaciales, se concluye que es sistema propuesto se ajusta adecuadamente para los movimientos de flexión, abducción y rotación de la cadera, así como para los movimientos de flexión del codo y del tobillo. Sin embargo, no logra ajustar adecuadamente los movimientos del complejo articular del hombro.

En definitiva, debe tenerse en cuenta que la metodología desarrollada en el presente trabajo no busca ser mejor que los sistemas de fotogrametría, considerados el *gold standard*, si no lograr unos resultados cuya precisión sea lo más aproximada posible a estos sistemas, y de este modo poder tener la opción de seleccionar un sistema u otro dependiendo del estudio que quiera llevarse a cabo. De esta forma las ventajas que se logran con la implementación de este filtro predictivo a las medidas grabadas haciendo uso de sensores inerciales, es fundamentalmente tener la posibilidad de tomar medidas en un ambiente real, fuera del ambiente de laboratorio, en el que se podría utilizar indistintamente cualquiera de los dos sistemas anteriormente mencionados.

En la misma línea que la idea anterior, debe considerarse que los sistemas inerciales no pueden proporcionarnos la posición con respecto al espacio, información que los sistemas de fotogrametría si pueden determinar, sino que nos dan la posición relativa de un sensor inercial frente a otro y frente a un sistema de referencia determinado. Es por

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

ello, que un posible campo de trabajo futuro es extender la aplicación de un filtro predictivo al entrecruzamiento de las medidas obtenidas mediante sensores inerciales y mediante Kinect. Este trabajo futuro, tal y como se introdujo en apartados anteriores requiere de la representación de los ángulos determinados mediante ambos sistemas en el mismo sistema de referencia, de forma que estos puedan ser comparables.

Parte II

Presupuesto

8. PRESUPUESTO

En este capítulo se pretende determinar el presupuesto del proyecto desarrollado durante este Trabajo Fin de Grado. Así pues, se estimará de manera aproximada la inversión económica, en unidades monetarias, necesaria para la implantación de la metodología desarrollada para la determinación directa de los ángulos fisiológicos del cuerpo humano a partir de sensores inerciales y filtros predictivos.

De esta manera, haciendo uso del programa Arquímedes, se desglosará a lo largo del presente capítulo las distintas secciones que conforman nuestro presupuesto.

8.1. Cuadro de precios de mano de obra

Para el cálculo del coste aproximado de la mano de obra requerida para la realización del proyecto debe considerarse que esta se compone en su mayor parte de dos figuras: una ingeniera biomédica junior, ejecutora del proyecto, y un ingeniero senior que hace las veces de tutor y supervisor del trabajo. Además, en la fase de ensayo se contará con la presencia de un técnico especialista encargado de organizar y planificar el protocolo a seguir para la extracción exitosa de los datos, y que posteriormente, trasladará a alumna el procedimiento a seguir, acompañándola durante la realización de los ensayos.

Con todo ello, para el cálculo del coste de cada mano de obra se ha considerado los siguientes salarios base anuales. El salario base de la ingeniera biomédica junior se aproxima en 25.000 euros anuales; el ingeniero senior tutor, con un sueldo aproximado de 50.000 euros anuales; y el técnico especialista con un salario anual estimado en 40.000 euros.

Por ende, suponiendo una jornada laboral normal de 40 horas semanales (8 h/día) y teniendo en cuenta que anualmente hay 227 días efectivos de trabajo, resultado de eliminar a los 365 días del año, los correspondientes a fines de semana, que son 104 (52 semanas), los 22 días hábiles de vacaciones y 12 días festivos; se obtiene un total de 1.816 horas laborables al año. Siendo el precio por hora para cada figura mencionada: la ingeniera biomédica junior tiene un coste de 13,77 €/h, por su parte el ingeniero senior tendrá un coste de 27,53 €/h y, el técnico especialista 22,02 €/h.

Tabla 7. Cuadro Mano de Obra.

Cuadro de mano de obra				
Núm. Código	Denominación de la mano de obra	Precio	Horas	Total
1 MO.IBJ	Mano de obra tipo Ingeniera Biomédica Junior	13,77	331,000 h	4.585,56
2 MO.IST	Mano de obra tipo Ingeniero Senior Tutor	27,53	89,000 h	2.450,14
3 MO.TEC	Mano de obra tipo Técnico especialista	22,02	20,000 h	440,40
Total mano de obra:				7.476,10

8.2. Cuadro de precios materiales

El Cuadro de Precios de Materiales se han considerado todos aquellos materiales que han sido utilizados en el transcurso del presente trabajo.

En primer lugar, cabe indicar que se ha hecho uso del lenguaje de programación Python y el software utilizado como entorno de programación, Anaconda, tiene licencia gratuita para los usuarios individuales, por ello, su precio de valor corresponde a 0 euros.

Por otro lado, se ha estimado en 4 años la vida media de un ordenador portátil al que se le da un uso diario aproximado de 4 horas/día. Por consiguiente, todas las licencias que este requiere para poder ser utilizado en el presente trabajo, así como su propio coste asociado se han estimado dividiendo el precio de los materiales entre las 5480 horas que componen los cuatro años de vida del portátil.

En lo respectivo al Sistema de captura de movimiento utilizado este tiene un precio de 12.350€ aproximadamente. Así mismo, se ha estipulado en dos años la vida útil de este, tomando como referencia los años de garantía del producto comprado, Tech-MCS 8-16 IMUS y se ha considerado un uso habitual del mismo de unas 4 horas por día aproximadamente. En resumidas cuentas, se ha considerado un coste diario de 16.90€ y por ende, un coste de 4.23 €/h.

Tabla 8. Cuadro Materiales

Cuadro de materiales				
Núm. Código	Denominación del material	Precio	Horas	Total
1 MAT.MCS	Sistema de captura de movimiento Tech-MCS 16IMUS	4,23	20,000 h	84,60
2 MAT.IBV	Ordenador local del IBV	0.94	32,000 h	23,00
3 MAT.M365	Licencia Microsoft 365 Office 2016	0.10	191,000 h	19,10
4 MAT.PC	Ordenador portátil Chuwi CoreBook X	0.10	327,000 h	32,70
5 MAT.W11	Licencia Windows 11	0.03	357,000 h	11,31
Total materiales:				177,71

8.3. Cuadro de precios unitarios

Esta sección consiste en la descripción de cada unidad y su precio, expresado tanto en letras como en cifras. A modo informativo, si bien los precios unitarios se obtienen a partir de los precios descompuestos, no obstante, es habitual que estos primeros se presenten antes en el presupuesto.

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

Tabla 9. Cuadro Precios Unitarios

Cuadro de precios nº 1			
Nº	Designación	Importe	
		En cifra (Euros)	En letra (Euros)
	1 DEFINICIÓN, PLANIFICACIÓN Y REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA DEL ESTADO DEL ARTE		
1.1	h Reunión inicial con el Tutor del TFG	42,95	CUARENTA Y DOS EUROS CON NOVENTA Y CINCO CÉNTIMOS
1.2	h Formación introductoria Filtros de Kalman	43,14	CUARENTA Y TRES EUROS CON CATORCE CÉNTIMOS
1.3	h Reuniones periódicas para el seguimiento del proyecto	43,09	CUARENTA Y TRES EUROS CON NUEVE CÉNTIMOS
	2 CAPTURA DE LOS MOVIMIENTOS ARTICULARES MEDIANTE IMUS		
2.1	h Toma de medidas mediante el uso de sensores inerciales	48,36	CUARENTA Y OCHO EUROS CON TREINTA Y SEIS CÉNTIMOS
	3 DESARROLLO DEL FILTRO DE KALMAN EXTENDIDO Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS		
3.1	h Programación del Filtro Predictivo	25,91	VEINTICINCO EUROS CON NOVENTA Y UN CÉNTIMOS
3.2	h Verificación, pruebas y depuración del filtro	25,91	VEINTICINCO EUROS CON NOVENTA Y UN CÉNTIMOS
3.3	h Obtención y evaluación de los resultados	18,75	DIECIOCHO EUROS CON SETENTA Y CINCO CÉNTIMOS
3.4	h Análisis comparativo con las medidas obtenidas mediante fotogrametría	14,56	CATORCE EUROS CON CINCUENTA Y SEIS CÉNTIMOS
	4 REDACCIÓN Y DEFENSA DEL TFG		
4.1	h Redacción de la memoria del TFG	14,56	CATORCE EUROS CON CINCUENTA Y SEIS CÉNTIMOS
4.2	h Revisión y corrección de la memoria del TFG	25,25	VEINTICINCO EUROS CON VEINTICINCO CÉNTIMOS
4.3	h Preparación de la defensa del TFG	14,56	CATORCE EUROS CON CINCUENTA Y SEIS CÉNTIMOS
Valencia, Julio 2022 Ingeniera Biomédica Fátima Garratón Gil			

8.4. Cuadro de precios descompuestos

En el Cuadro de Precios Descompuestos se detallan las cantidades, en tiempos, de mano de obra y materiales necesarias para cada unidad de obra. Este cuadro se organiza atendiendo a los diferentes capítulos que componen el mecanismo de actuación para la realización de este Trabajo Fin de Grado:

Capítulo 1. Definición, planificación y revisión bibliográfica del estado del arte

Capítulo 2. Captura de los movimientos articulares mediante IMUS

Capítulo 3. Desarrollo del filtro de Kalman extendido y análisis de los resultados

Capítulo 4. Redacción y defensa del TFG

Tabla 10. Cuadro Precios Descompuestos

Anejo de justificación de precios					
Nº	Código	Ud	Descripción		Total
<i>1 DEFINICIÓN, PLANIFICACIÓN Y REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA DEL ESTADO DEL ARTE</i>					
1.1	01.01	h	Reunión inicial con el Tutor del TFG		
	MO.IST	1,000 h	Mano de obra de tipo Ingeniero Senior Tutor	27,53 €	27,53 €
	MO.IBJ	1,000 h	Mano de obra tipo Ingeniera Biomédica Junior	13,77 €	13,77 €
		4,000 %	Costes indirectos	41,30 €	1,65 €
Precio total por h					42,95 €
1.2	01.02	h	Formación introductoria Filtros de Kalman		
	MO.IST	1,000 h	Mano de obra de tipo Ingeniero Senior Tutor	27,53 €	27,53 €
	MO.IBJ	1,000 h	Mano de obra tipo Ingeniera Biomédica Junior	13,77 €	13,77 €
	MAT.W11	1,000 h	Licencia Windows 11	0,03 €	0,03 €
	MAT.M365	0,500 h	Licencia Microsoft 365 Office 2016	0,10 €	0,05 €
	MAT.PC	1,000 h	Ordenador portátil Chuwi CoreBook X	0,10 €	0,10 €
		4,000 %	Costes indirectos	41,48 €	1,66 €
Precio total por h					43,14 €

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

1.3 01.03	h	Reuniones periódicas para el seguimiento del proyecto			
MO.IST	1,000 h	Mano de obra de tipo Ingeniero Senior Tutor	27,53 €	27,53 €	
MO.IBJ	1,000 h	Mano de obra tipo Ingeniera Biomédica Junior	13,77 €	13,77 €	
MAT.W11	1,000 h	Licencia Windows 11	0,03 €	0,03 €	
MAT.PC	1,000 h	Ordenador portátil Chuwi CoreBook X	0,10 €	0,10 €	
	4,000 %	Costes indirectos	41,43 €	1,66 €	
Precio total por h				43,09 €	

2 CAPTURA DE LOS MOVIMIENTOS ARTICULARES MEDIANTE IMUS

2.1 02.01	h	Toma de medidas mediante el uso de sensores inerciales			
MO.IBJ	1,000 h	Mano de obra tipo Ingeniera Biomédica Junior	13,77 €	13,77 €	
MO.TEC	1,000 h	Mano de obra de tipo Técnico especialista	22,02 €	22,02 €	
MO.IST	0,200 h	Mano de obra de tipo Ingeniero Senior Tutor	27,53 €	5,51 €	
MAT.MCS	1,000 h	Sistema de captura de movimiento Tech-MCS 16 IMUS	4,23 €	4,23 €	
MAT.IBV	1,000 h	Ordenador local del IBV.	0,94 €	0,94 €	
MAT.W11	1,000 h	Licencia Windows 11	0,03 €	0,03 €	
	4,000 %	Costes indirectos	46,50 €	1,86 €	
Precio total por h				48,36 €	

3 DESARROLLO DEL FILTRO DE KALMAN EXTENDIDO Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

3.1 03.01	h	Programación del Filtro Predictivo			
MO.IBJ	1,000 h	Mano de obra tipo Ingeniera Biomédica Junior	13,77 €	13,77 €	
MO.IST	0,400 h	Mano de obra de tipo Ingeniero Senior Tutor	27,53 €	11,01 €	
MAT.W11	1,000 h	Licencia Windows 11	0,03 €	0,03 €	

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

MAT.PC	1,000 h	Ordenador portátil Chuwi CoreBook X	0,10 €	0,10 €
	4,000 %	Costes indirectos	24,91 €	1,00 €
Precio total por h				25,91 €
3.2 03.02	h	Verificación, pruebas y depuración del filtro		
MO.IBJ	1,000 h	Mano de obra tipo Ingeniera Biomédica Junior	13,77 €	13,77 €
MO.IST	0,400 h	Mano de obra de tipo Ingeniero Senior Tutor	27,53 €	11,01 €
MAT.W11	1,000 h	Licencia Windows 11	0,03 €	0,03 €
MAT.PC	1,000 h	Ordenador portátil Chuwi CoreBook X	0,10 €	0,10 €
	4,000 %	Costes indirectos	24,91 €	1,00 €
Precio total por h				25,91 €
3.3 03.03	h	Obtención y evaluación de los resultados		
MO.IBJ	0,700 h	Mano de obra tipo Ingeniera Biomédica Junior	13,77 €	9,64 €
MO.IST	0,300 h	Mano de obra de tipo Ingeniero Senior Tutor	27,53 €	8,26 €
MAT.W11	1,000 h	Licencia Windows 11	0,03 €	0,03 €
MAT.PC	1,000 h	Ordenador portátil Chuwi CoreBook X	0,10 €	0,10 €
	4,000 %	Costes indirectos	18,03 €	0,72 €
Precio total por h				18,75 €
3.4 03.04	h	Análisis comparativo con las medidas obtenidas mediante fotogrametría		
MO.IBJ	1,000 h	Mano de obra tipo Ingeniera Biomédica Junior	13,77 €	13,77 €
MAT.W11	1,000 h	Licencia Windows 11	0,03 €	0,03 €
MAT.M365	1,000 h	Licencia Microsoft 365 Office 2016	0,10 €	0,10 €
MAT.PC	1,000 h	Ordenador portátil Chuwi CoreBook X	0,10 €	0,10 €
	4,000 %	Costes indirectos	14,00 €	0,56 €
Precio total por h				14,56 €

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

4 REDACCIÓN Y DEFENSA DEL TFG

4.1 04.01	h	Redacción de la memoria del TFG			
MO.IBJ	1,000 h	Mano de obra tipo Ingeniera Biomédica Junior	13,77 €	13,77 €	
MAT.W11	1,000 h	Licencia Windows 11	0,03 €	0,03 €	
MAT.M365	1,000 h	Licencia Microsoft 365 Office 2016	0,10 €	0,10 €	
MAT.PC	1,000 h	Ordenador portátil Chuwi CoreBook X	0,10 €	0,10 €	
	4,000 %	Costes indirectos	14,00 €	0,56 €	
		Precio total por h		14,56 €	
4.2 04.02	h	Revisión y corrección de la memoria del TFG			
MO.IBJ	0,500 h	Mano de obra tipo Ingeniera Biomédica Junior	13,77 €	6,89 €	
MO.IST	0,600 h	Mano de obra de tipo Ingeniero Senior Tutor	27,53 €	16,52 €	
MAT.W11	2,000 h	Licencia Windows 11	0,03 €	0,06 €	
MAT.M365	2,000h	Licencia Microsoft 365 Office 2016	0,10 €	0,20 €	
MAT.PC	0,500 h	Ordenador portátil Chuwi CoreBook X	0,10 €	0,05 €	
MAT.IBV	0,600 h	Ordenador local del IBV.	0,94 €	0,56 €	
	4,000 %	Costes indirectos	24,28 €	0,97 €	
		Precio total por h		25,25 €	
4.3 04.03	h	Preparación de la defensa del TFG			
MO.IBJ	1,000 h	Mano de obra tipo Ingeniera Biomédica Junior	13,77 €	13,77 €	
MAT.W11	1,000 h	Licencia Windows 11	0,03 €	0,03 €	
MAT.M365	1,000 h	Licencia Microsoft 365 Office 2016	0,10 €	0,10 €	
MAT.PC	1,000 h	Ordenador portátil Chuwi CoreBook X	0,10 €	0,10 €	
	4,000 %	Costes indirectos	14,00 €	0,56 €	
		Precio total por h		14,56 €	

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

8.5. Cuadro de mediciones

La organización del Cuadro de Mediciones, al igual que el apartado anterior, atiende a los capítulos que componen el mecanismo de actuación para la realización de este TFG, sin embargo, en este apartado se indica el total de horas que ocupa cada unidad de obra.

Tabla 11. Cuadro Mediciones

01 DEFINICIÓN, PLANIFICACIÓN Y REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA DEL ESTADO DEL ARTE			
Nº	Ud	Descripción	Medición
01.01	h	Reunión inicial con el Tutor del TFG	Total h : 1,00
01.02	h	Formación introductoria Filtros de Kalman	Total h : 2,00
01.03	h	Reuniones periódicas para el seguimiento del proyecto	Total h : 15,00
02 CAPTURA DE LOS MOVIMIENTOS ARTICULARES MEDIANTE IMUS			
Nº	Ud	Descripción	Medición
02.01	h	Toma de medidas mediante el uso de sensores inerciales	Total h : 20,00
03 DESARROLLO DEL FILTRO DE KALMAN EXTENDIDO Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS			
Nº	Ud	Descripción	Medición
03.01	h	Programación del Filtro Predictivo	Total h : 60,00
03.02	h	Verificación, pruebas y depuración del filtro	Total h : 40,00
03.03	h	Obtención y evaluación de los resultados	Total h : 50,00
03.04	h	Análisis comparativo con las medidas obtenidas mediante fotogrametría	Total h : 30,00
04 REDACCIÓN Y DEFENSA DEL TFG			
Nº	Ud	Descripción	Medición
04.01	h	Redacción de la memoria del TFG	Total h : 90,00
04.02	h	Revisión y corrección de la memoria del TFG	Total h : 20,00
04.03	h	Preparación de la defensa del TFG	Total h : 30,00

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

8.6. Cuadro de precios parciales

En este apartado se lista todo el contenido mostrado en el Cuadro de Mediciones junto con el presupuesto de ejecución material.

Tabla 12. Cuadro Precios Parciales

Presupuesto parcial nº 01 DEFINICIÓN, PLANIFICACIÓN Y REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA DEL ESTADO DEL ARTE					
Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
01.01	h	Reunión inicial con el Tutor del TFG			
			Total h :	1,00	42,95
					42,95
01.02	h	Formación introductoria Filtros de Kalman			
			Total h :	2,00	43,14
					86,28
01.03	h	Reuniones periódicas para el seguimiento del proyecto			
			Total h :	15,00	43,09
					646,35
Total Presupuesto parcial nº 01 DEFINICIÓN, PLANIFICACIÓN Y REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA DEL ESTADO DEL ARTE :					775,58

Presupuesto parcial nº 02 CAPTURA DE LOS MOVIMIENTOS ARTICULARES MEDIANTE IMUS					
Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
02.01	h	Toma de medidas mediante el uso de sensores inerciales			
			Total h :	20,00	48,36
					967,20
Total Presupuesto parcial nº 02 CAPTURA DE LOS MOVIMIENTOS ARTICULARES MEDIANTE IMUS :					967,20

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

Presupuesto parcial nº 03 DESARROLLO DEL FILTRO DE KALMAN EXTENDIDO Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
03.01	h	Programación del Filtro Predictivo			
		Total h :	60,00	25,91	1.554,60
03.02	h	Verificación, pruebas y depuración del filtro			
		Total h :	40,00	25,91	1.036,40
03.03	h	Obtención y evaluación de los resultados			
		Total h :	50,00	18,75	937,50
03.04	h	Análisis comparativo con las medidas obtenidas mediante fotogrametría			
		Total h :	30,00	14,56	436,80
Total Presupuesto parcial nº 03 DESARROLLO DEL FILTRO DE KALMAN EXTENDIDO Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS :					3.965,30

Presupuesto parcial nº 04 REDACCIÓN Y DEFENSA DEL TFG

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
04.01	h	Redacción de la memoria del TFG			
		Total h :	90,00	14,56	1.310,40
04.02	h	Revisión y corrección de la memoria del TFG			
		Total h :	20,00	25,25	505,00
04.03	h	Preparación de la defensa del TFG			
		Total h :	30,00	14,56	436,80
Total Presupuesto parcial nº 04 REDACCIÓN Y DEFENSA DEL TFG :					2.252,20

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

8.7. Presupuesto de ejecución por contrata

Tabla 13. Cuadro Presupuesto

Proyecto: Coste económico del desarrollo y la ejecución del presente Trabajo Fin de Grado realizado por Fátima Garratón Gil

Capítulo	Importe
1 DEFINICIÓN, PLANIFICACIÓN Y REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA DEL ESTADO DEL ARTE	775,58
2 CAPTURA DE LOS MOVIMIENTOS ARTICULARES MEDIANTE IMUS	967,20
3 DESARROLLO DEL FILTRO DE KALMAN EXTENDIDO Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADO	3.965,20
4 REDACCIÓN Y DEFENSA DEL TFG	2.252,20
Presupuesto de ejecución material	7.960,28
15% de gastos generales	1.194,04
6% de beneficio industrial	477,62
Suma	9.631,94
21% IVA	2.022,71
Presupuesto de ejecución por contrata	11.654,65

Asciende el presupuesto de ejecución por contrata a la expresada cantidad de ONCE MIL SETECIENTOS CINCUENTA Y CUATRO EUROS CON SESENTA Y CINCO CÉNTIMOS.

Valencia, Julio 2022
Ingeniera Biomédica

Fátima Garratón Gil

Bibliografía

- [1] G. Wu *et al.*, “ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine,” *Journal of Biomechanics*, vol. 35, no. 4, pp. 543–548, Apr. 2002, doi: 10.1016/S0021-9290(01)00222-6.
- [2] G. Wu *et al.*, “ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand,” *Journal of Biomechanics*, vol. 38, no. 5, pp. 981–992, May 2005, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2004.05.042.
- [3] C. H. Taboadela, *Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales.*, 1ª Edición. Buenos Aires, 2007.
- [4] R. L. Drake, A. M. W. Mitchell, and A. W. Vogl, *Gray. Anatomía para estudiantes*, 2ª Edición. Elsevier, 2010.
- [5] M. Latarjet and L. Ruiz, *Anatomía Humana*, 5ª Edición. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 2019.
- [6] N. Suárez-Sanabria and A. M. Osorio-Patiño, “Biomecánica del hombro y bases fisiológicas de los ejercicios de Codman,” *CES Medicina*, vol. 27, pp. 205–217, 2013, Accessed: May 23, 2022. [Online]. Available: <http://www.scielo.org.co/pdf/cesm/v27n2/v27n2a08.pdf>
- [7] A. Kapandji, *Fisiología articular. Tomo I. Miembro superior*, 6ª Edición. Editorial Medica Panamericana S.A., 2012.
- [8] “Sistema de captura de movimiento y realidad virtual aplicada a métodos de evaluación ergonómica | Prevención Integral & ORP Conference.” <https://www.prevencionintegral.com/canal-orp/papers/orp-2019/sistema-captura-movimiento-realidad-virtual-aplicada-metodos-evaluacion-ergonomica> (accessed May 18, 2022).
- [9] A. Maximilian, W. Kilian, S. Franz, and D. Sebastian, “Implementation and Validation of Human Kinematics Measured Using IMUs for Musculoskeletal Simulations by the Evaluation of Joint Reaction Forces,” *IFMBE Proceedings*, vol. 62, pp. 205–211, 2017, doi: 10.1007/978-981-10-4166-2_31.
- [10] J. Antonio, C. Ramón, F. Andrés, C. Herías, and F. T. Medina, “CAPTURA DE MOVIMIENTO Y LOCALIZACIÓN EN INTERIORES APLICADAS A ENTORNOS INDUSTRIALES”.
- [11] D. A. Bravo, C. F. Rengifo, W. Agredo, and D. A. Bravo, “Comparación de dos Sistemas de Captura de Movimiento por medio de las Trayectorias Articulares de Marcha,” vol. 37, no. 2, pp. 149–160, doi: 10.17488/RMIB.37.2.2.

DETERMINACIÓN DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES MEDIANTE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES Y FILTROS PREDICTIVOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS HUMANOS.

- [12] J. T. Zhang, A. C. Novak, B. Brouwer, and Q. Li, “Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics,” *Physiol Meas*, vol. 34, no. 8, 2013, doi: 10.1088/0967-3334/34/8/N63.
- [13] S. K. Goldenstein, “A Gentle Introduction to Predictive Filters,” *Revista de Informática Teórica e Aplicada*, vol. 11, no. 1, pp. 63–92, Jun. 2004, doi: 10.22456/2175-2745.5962.
- [14] G. Welch and G. Bishop, “An Introduction to the Kalman Filter,” 1997. Accessed: May 29, 2022. [Online]. Available: <http://www.cs.unc.edu/~gb>
- [15] J. v. Candy, “Bootstrap Particle Filtering,” 2007.
- [16] “Anaconda | The World’s Most Popular Data Science Platform.” <https://www.anaconda.com/> (accessed May 29, 2022).
- [17] “TECH IMU V.4.0. Datasheet,” Milano. Accessed: Jun. 08, 2022. [Online]. Available: <https://www.dspmindustria.it/img/cms/tech-imuv4datasheet.pdf>
- [18] D. Iordanov López *et al.*, “Kimemov/IBN. Una herramienta que hace fácil el análisis de movimientos humanos.,” *Revista de Biomecánica*, vol. 66, 2019.
- [19] *Directiva 93/42/CEE del Consejo, de 14 de junio de 1993, relativa a los productos sanitarios*. Comunidades Europeas, 1993, pp. 1–43. Accessed: Jun. 08, 2022. [Online]. Available: <https://www.boe.es/buscar/doc.php?id=DOUE-L-1993-81113>