



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA
ELÉCTRICA – PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES

SISTEMA WEARABLE DE SEGUIMIENTO DE MOVIMIENTO HUMANO BASADO
EN SENSORES INERCIALES Y MAGNÉTICOS PARA EVALUACIÓN DE
PADECIMIENTOS MUSCULOESQUELÉTICOS

TESIS
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
DOCTOR EN INGENIERÍA

PRESENTA:
M. I. ADRIANA MARTÍNEZ HERNÁNDEZ

TUTOR PRINCIPAL
DR. MIGUEL A. PADILLA CASTAÑEDA, ICAT, UNAM
COMITÉ TUTOR
DRA. LUCÍA MEDINA GÓMEZ, FAC. CIENCIAS, UNAM
DR. JESÚS SAVAGE CARMONA, FAC. INGENIERÍA, UNAM

CDMX. FEBRERO 2022



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

JURADO ASIGNADO:

Presidente: Dr. Jesús Savage Carmona

Secretario: Dra. Lucía Medina Gómez

1 er. Vocal: Dr. Miguel Á. Padilla Castañeda

2 do. Vocal: Dr. Rubén Burgos Vargas

3 er. Vocal: Dr. Ruben Yvan Maarten Fossion

Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología, Ciudad Universitaria, UNAM.

TUTOR DE TESIS:

DR. MIGUEL A. PADILLA CASTAÑEDA

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Miguel A. Padilla Castañeda', is written over a horizontal dashed line.

FIRMA

*El presente trabajo de tesis fue desarrollado
en el Instituto de Ciencias Aplicadas y
Tecnología de la Universidad Nacional
Autónoma de México, bajo la tutoría del
Dr. Miguel Ángel Padilla Castañeda
con beca CONACYT*

DEDICATORIA

*A Lalo, mi esposo y compañero de vida, gracias por todo
tu apoyo, amor y paciencia durante este gran proyecto.*

Te amo.

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Nacional Autónoma de México, mi alma mater, por brindarme la posibilidad de realizar mis estudios de posgrado.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) y a la Secretaría de Educación, Ciencia, Tecnología e Innovación de la Cd. México (SECTEI/219/2019) por el apoyo económico recibido durante mis estudios.

A la DGAPA por el apoyo con el proyecto PAPIIT T100920 para la realización de este trabajo de tesis.

Al Dr. Miguel Ángel Padilla, mi tutor, por ser un verdadero mentor y guía a lo largo de todos estos años.

A los miembros de mi Comité Tutoral y Jurado por su tiempo y apoyo para guiar este trabajo.

A todos mis compañeros del laboratorio y amigos que me ayudaron a realizar las pruebas del sistema.

A Lalo, que fue mi compañero de desvelos, mi apoyo en los momentos más complicados y mi sujeto de prueba principal.

A mis padres, Araceli Hernández y Gabriel Martínez; mi suegra Emma Omaña y mi hermana Montse Martínez por sus palabras de aliento y amor en todo momento.

A mi Maty, por darme esa alegría y amor que me impulsan a continuar.

A todos mis amigos que estuvieron siempre al pendiente y alentándome.

RESUMEN

La Espondilitis Anquilosante (EA) se encuentra dentro de los 200 padecimientos que conforman las enfermedades reumáticas, las cuales son una de las principales causas de morbilidad en el mundo. La EA es una enfermedad crónico-degenerativa, inicia con dolor de tipo inflamatorio que afecta principalmente la columna vertebral y las articulaciones sacroilíacas. La inflamación crónica llega a generar puentes óseos que pueden unir dos vertebras, limitando el movimiento de la columna.

La evaluación de la movilidad es esencial para el diagnóstico y seguimiento de pacientes con EA. El índice BASMI es parte de la evaluación clínica de rutina y evalúa la movilidad de la columna y las articulaciones sacroilíacas. Las mediciones del BASMI se realizan con goniómetros y cintas métricas, lo que implica errores sistemáticos y baja sensibilidad. Por lo tanto, es fundamental desarrollar mejores métodos de evaluación de la movilidad basados en tecnología.

En este trabajo de Tesis se presenta el diseño, implementación y evaluación de un sistema wearable para evaluar el movimiento de toda la columna. El sistema consta de 16 unidades de medición magnética e inercial (MIMU), las cuales han ganado atención recientemente y se encuentran en aplicaciones como análisis de marcha, detección de riesgo de caídas, rehabilitación, deportes, ergonomía, entre otros. Estos sensores han demostrado ser confiables y precisos.

El sistema evalúa los movimientos del paciente mediante la implementación de un algoritmo basado en filtros de Kalman, este hace una fusión de las señales del giróscopo, el acelerómetro y el magnetómetro para hacer una estimación precisa de la orientación de cada MIMU. Para analizar la confiabilidad y repetibilidad del sistema, se evaluó a quince participantes sanos con el sistema, a través de seis movimientos que involucraron toda la columna, se estimó la cinemática continua y el rango máximo de movimiento (RoM).

La confiabilidad intra-observador se calculó sobre el RoM observado, mostrando excelentes niveles de confiabilidad (correlación intraclass > 0.9) en cinco de los seis movimientos. Además, se realizó una prueba piloto con dos pacientes diagnosticados con EA, con el propósito de verificar su viabilidad en la aplicación clínica, además de identificar diferencias entre sujetos.

Los resultados demuestran la viabilidad del sistema para más estudios clínicos con pacientes. Además, se demostró que presenta una mayor sensibilidad a cambios y a movimientos que no son percibidos por los métodos manuales tradicionales. El sistema tiene el potencial de mejorar el método BASMI; de esta forma, se espera contar con un sistema de apoyo para la generación de investigación de mejores métodos de evaluación clínica, que generen una valoración cuantitativa y objetiva de los pacientes no solo en el área de reumatismo.

ÍNDICE GENERAL

1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 ENFERMEDADES REUMÁTICAS Y LA ESPONDILOARTRITIS	1
1.2 LA COLUMNA VERTEBRAL Y LA ESPONDILOARTRITIS AXIAL	2
1.3 DIAGNÓSTICO Y EVALUACIÓN DE LA ESPONDILOARTRITIS AXIAL.....	5
2. ESTADO DEL ARTE	8
2.1 EVALUACIÓN DE LA COLUMNA POR MEDIO DE IMAGENOLOGÍA	8
2.2 EVALUACIÓN DE LA COLUMNA POR MEDIO DE SISTEMAS ÓPTICOS	8
2.3 EVALUACIÓN DE LA COLUMNA POR MEDIO DE SISTEMAS INERCIALES	9
2.3.1 Evaluación de pacientes con Espondilitis Anquilosante	10
3. HIPÓTESIS Y JUSTIFICACIÓN.....	12
4. DESARROLLO DEL SISTEMA DE EVALUACIÓN DE MOVILIDAD BASADO EN MIMU'S.....	14
5. ALGORITMO DE ESTIMACIÓN DE ORIENTACIÓN.....	21
5.1 FILTROS DE KALMAN.....	22
5.2 CARACTERIZACIÓN DE LOS SENSORES.....	25
5.3 ALGORITMO PROPUESTO	29
5.3.1 Modelo de los Sensores.....	29
5.3.2 Diseño del Filtro de Kalman	30
6. PROTOCOLO EXPERIMENTAL	35
6.1 EVALUACIÓN EN SUJETOS SANOS	35
6.1.1 Objetivo del Estudio.....	35
6.1.2 Reclutamiento	35
6.1.3 Procedimiento Experimental	36
6.1.4 Mediciones	37
6.1.5 Análisis Estadístico.....	38

6.2 PRUEBA PILOTO EN PACIENTES	38
6.2.1 Objetivo del Estudio.....	38
6.2.2 Reclutamiento	39
6.2.3 Procedimiento Experimental y Mediciones	39
7. RESULTADOS	41
7.1 EVALUACIÓN EN SUJETOS SANOS	41
7.1.1 Datos de movilidad de la columna.....	42
7.2 PRUEBA PILOTO EN PACIENTES	45
8. ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	49
9. TRABAJO A FUTURO.....	53
10. CONCLUSIONES.....	55
PUBLICACIONES	57
REFERENCIAS.....	58

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Regiones de la columna vertebral. Imagen obtenida de (Sociedad Española de Reumatología & Grupo de Trabajo ESPOGUIA, 2015)	3
Figura 2. Articulaciones Sacroiliacas. Imagen obtenida de (Sociedad Española de Reumatología & Grupo de Trabajo ESPOGUIA, 2015)	4
Figura 3. Pruebas de movilidad realizadas en el BASMI: A) Rotación cervical, B) Test de Schober Modificado (flexión de cadera anterior), C) Distancia Trago-Pared, D) Flexión Lateral y E) Distancia Intermaleolar.....	6
Figura 4. Imagen tomada de (Hajibozorgi & Arjmand, 2016), se observan cuatro sensores de la marca Xsense para evaluación de rangos de movilidad en la flexión y extensión del tórax.....	10
Figura 5. Imagen tomada de (O’Grady et al., 2021), se observan dos sensores de la marca ViMove para evaluación de rangos de movilidad en la columna lumbar.	11
Figura 6. Esquemático del circuito que integra el sensor MPU-9250 con la configuración necesaria para realizar una comunicación I ² C con el módulo de control.....	15
Figura 7. Comparación de tamaño entre la tarjeta comercial del sensor MPU-9250, un diseño anterior y el diseño final propuesto para este proyecto de 11,7 mm × 9,3 mm.	15
Figura 8. Diseño y colocación del sistema propuesto de 16 sensores y una unidad de control.....	16
Figura 9. Placa de circuito impreso del bus de comunicación.....	16
Figura 10. Esquemático del módulo de control con el DSP, los dos multiplexores y la antena HC-05.	17
Figura 11. Esquemático del elevador de voltaje de 3.7 [V] a 5 [V].	17
Figura 12. Componentes de la unidad de control: a) bus de comunicación para los multiplexores, b) batería de 3.7 [V] con elevador de voltaje y c) PCB del módulo de control.....	18
Figura 13. Diseño de la carcasa del módulo de control para su montaje, imágenes a y b. Diseño de las bases de los buses y las MIMU, imágenes c y d respectivamente.....	18
Figura 14. Fabricación en PLA de las bases y carcasa del sistema para su montaje. .	19
Figura 15. Arquitectura del sistema de evaluación de movilidad basado en MIMU’s..	19

Figura 16. Marco de referencia del sensor, el eje z apunta hacia afuera de la imagen.	21
Figura 17. Esquema de la estimación de orientación mediante Filtros de Kalman.....	22
Figura 18. Esquema del proceso completo de iteración del Filtro de Kalman.....	25
Figura 19. Sensor MIMU sobre una superficie plana y sin inclinaciones, indicando el sentido de sus ejes.	26
Figura 20. Lugar geométrico de las mediciones del magnetómetro sin interferencias.	27
Figura 21. Lugar geométrico de las mediciones del magnetómetro en presencia de las interferencias “duras” (hard-iron) y “suaves” (soft-iron).....	28
Figura 22. Esquema general del Filtro de Kalman propuesto.	34
Figura 23. Movimientos considerados en el estudio con sujetos sanos: (a) flexión anterior de cadera; (b) flexión lateral del torso; (c) rotación axial; (d) rotación cervical; (e) flexión/extensión cervical; (f) flexión lateral cervical.	36
Figura 24. Prueba piloto en pacientes con 6 IMUs. Izquierda, flexión anterior de cadera; derecha, flexión lateral del tronco.....	39
Figura 25. Gráficas de cajas que muestran la distribución del RoM observado en las diferentes IMU colocadas a lo largo de la espalda y la cabeza de los sujetos para los seis movimientos: (a) flexión anterior de cadera; (b) flexiones laterales del torso; (c) rotación axial del torso; (d) rotación axial cervical; (e) flexión/extensión cervical; (f) flexión lateral cervical.	43
Figura 26. Gráficos de Bland-Altman que presentan la concordancia entre de los rangos de movimiento de las dos series de mediciones, para los seis movimientos: (a) flexión anterior de cadera; (b) flexiones laterales del torso; (c) rotación axial del torso; (d) rotación axial cervical; (e) flexión/extensión cervical; (f) flexión lateral cervical.	44
Figura 27. Movimiento de Flexión anterior de cadera de dos pacientes de EA. A) Trayectoria estimada del ángulo roll de las MIMU. B) Cadena cinemática de los segmentos de la espalda en los planos sagital y coronal.	46
Figura 28. Movimiento de Flexión lateral de torso de dos pacientes de EA. A) Trayectoria estimada del ángulo pitch de las MIMU. B) Cadena cinemática de los segmentos de la espalda en los planos sagital y coronal.	47
Figura 29. Rangos de movimientos obtenidos de dos pacientes de EA, utilizando seis sensores.	48

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Enfermedades, condiciones y síndromes que integran el grupo de Espondiloartropatías (Burgos-Vargas et al., 2005).....	2
Tabla 2. Características del sistema propuesto y de los sistemas disponibles comercialmente.....	20
Tabla 3. Ecuaciones que se utilizan para la Fase de Predicción y la Fase de Corrección en el Filtro de Kalman.	24
Tabla 4. La información antropométrica de los participantes muestra una población uniforme, lo que indica condiciones físicas y capacidades similares para realizar los movimientos de la columna.	41
Tabla 5. Estadísticas descriptivas y correlación intraclase de los rangos de movimiento registrados por las MIMU para los seis movimientos, considerando dos series de tres repeticiones para cada movimiento.....	42
Tabla 6. Análisis de correlación intraclase general para evaluar la repetibilidad del sistema para los seis movimientos considerados.	45
Tabla 7. Datos antropométricos de los dos participantes de la prueba piloto con pacientes.....	45

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

1.1 ENFERMEDADES REUMÁTICAS Y LA ESPONDILOARTRITIS

Las enfermedades reumáticas están integradas por más de doscientos padecimientos (M. Cardiel, 2011) que provocan dolor musculoesquelético, rigidez, reducción de movilidad e inflamación (Peláez-Ballestas et al., 2011). Según datos de la OMS, estos padecimientos son la primera causa de discapacidad física en el mundo occidental (World Health Organization, 1992), afectando a un 10% de la población general. Mientras que en México constituyen una de las diez causas de atención médica ambulatoria (A.-C. Rat, 2013), generando un impacto fuerte en la calidad de vida de los pacientes y sus familiares, aunado a los altos costos de los cuidados médicos y la pérdida de productividad (Mould-Quevedo et al., 2008).

Dentro de los padecimientos de mayor incidencia, encontramos: a) la artritis reumatoide, b) la osteoporosis, c) la osteoartritis y d) el dolor de la espalda baja (Woolf & Pfleger, 2003). Este último ha tomado gran relevancia en años recientes ya que es uno de los síntomas iniciales de la Espondilitis Anquilosante (EA) (Rudwaleit et al., 2009). La EA es parte de un grupo de enfermedades, condiciones y síndromes, llamado Espondiloartritis o Espondiloartropatías (Tabla 1).

La EA y la EA-nr se engloban a su vez en Espondiloartritis axial (EspAax), denominadas de esta forma ya que afectan principalmente la columna vertebral, las articulaciones sacroilíacas y las zonas de inserción de tendones y ligamentos, llamadas entesis. En algunos casos, puede afectar articulaciones periféricas y asociarse con manifestaciones

extraarticulares como: uveítis, inflamación intestinal y trastornos cardiovasculares (IMSS, 2010).

Tabla 1. Enfermedades, condiciones y síndromes que integran el grupo de Espondiloartropatías (Burgos-Vargas et al., 2005).

Espondilitis Anquilosante
Espondiloartritis axial no radiográfica (EA-nr)
Artritis psoriásica
Artritis reactiva
Artritis asociada a enfermedades inflamatorias intestinales
Enfermedad de Crohn y colitis ulcerosa

La prevalencia de las Espondiloartropatías, aunque tienen una distribución universal, varía dependiendo de la localización geográfica, la etnia y sobre todo de la expresión del gen HLA-B27. Se estima que entre el 0.5% y el 1% de los portadores de HLA-B27 en cualquier país tiene EA; hay estudios que reportan que el 5% de la población general tiene el antígeno HLA-B27 (Peláez-Ballestas et al., 2013). En México la prevalencia de EspAax en la población es de alrededor del 0,6% al 0,9% (Burgos-Vargas & Peláez-Ballestas, 2011).

1.2 LA COLUMNA VERTEBRAL Y LA ESPONDILOARTRITIS AXIAL

La columna vertebral es parte del esqueleto denominado axial y está formado por un conjunto de 33 huesos llamados vértebras, tiene como función: sostener el cráneo, constituye el eje óseo del tronco y contiene a la médula espinal y los nervios que van hacia las extremidades.

La columna vertebral está dividida en cinco zonas (Figura 1) (Gonzales Moreno, s. f.; Oliveira et al., 2007):

Columna cervical, conformada por siete vértebras denominadas C1-C7, se localizan en la región del cuello, sostienen el cráneo y permiten los movimientos de rotación axial, flexión, extensión y flexión lateral.

Columna torácica o dorsal, compuesta por doce vértebras que se articulan con las costillas para formar la caja torácica y se denominan T1-T12 o D1-D12. Los movimientos que permite son la rotación axial, flexión lateral y flexión/extensión sagital.

Columna lumbar, se conforma de cinco vértebras denominadas L1-L5. Tiene un mayor rango de movimiento en la extensión/flexión sagital, permite la flexión lateral y un rango limitado de rotación axial.

Sacro, cinco vértebras fusionadas que forman parte de la cadera. Este se une al resto de la pelvis por medio de las articulaciones sacroilíacas.

Cóccix, tres huesos fusionados.

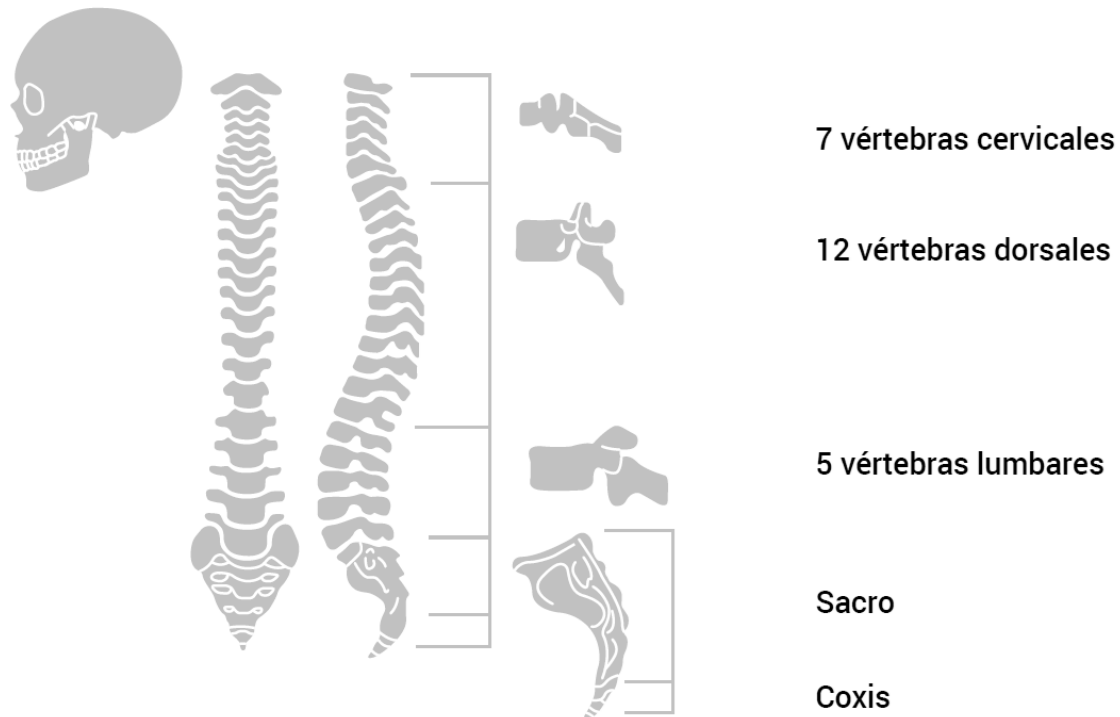


Figura 1. Regiones de la columna vertebral. Imagen obtenida de (Sociedad Española de Reumatología & Grupo de Trabajo ESPOGUIA, 2015)

Como se mencionó anteriormente, la Espondiloartritis axial (EspAax) engloba dos padecimientos: La Espondilitis Anquilosante y la Espondiloartritis axial no radiográfica. En estas van a predominar los síntomas en la columna vertebral y suele iniciarse frecuentemente con dolor y rigidez de la columna; de hecho, el nombre del padecimiento prototipo de la EspAax, deriva de dos palabras de origen griego: “espondilitis” que significa inflamación de la columna y “anquilosis” que significa articulación rígida (Sociedad Española de Reumatología & Grupo de Trabajo ESPOGUIA, 2015).

La Espondilitis Anquilosante es una enfermedad crónico-degenerativa que se inicia con dolor tipo inflamatorio, localizado en la parte central de la columna o en la parte baja, en etapas más avanzadas puede también afectar a la columna cervical. Otro síntoma característico es la sacroilitis, que es la inflamación de las articulaciones sacroilíacas y puede generar un dolor intenso que se puede confundir con la inflamación del nervio ciático (Figura 2).



Figura 2. Articulaciones Sacroiliacas. Imagen obtenida de (Sociedad Española de Reumatología & Grupo de Trabajo ESPOGUIA, 2015).

La inflamación crónica de las articulaciones axiales genera unos puentes óseos, llamados sindesmofitos, que pueden llegar a unir dos vértebras, limitando el movimiento de la columna y en estados más graves puede llegar a limitar la capacidad pulmonar.

La importancia de la EA no solo radica en su prevalencia, que puede parecer baja; sino en las estructuras que afecta la enfermedad, llegando a limitar considerablemente la calidad de vida de las personas. Otro factor importante es la edad en la que se presentan los primeros síntomas, principalmente entre los 25 y 30 años de edad; en México se ubica desde los 15 años (Burgos-Vargas et al., 1989) afectando la etapa de mayor productividad del paciente. Además, el carácter progresivo y crónico de la enfermedad, presentando periodos de exacerbación y remisión, aunado al dolor y la limitación funcional impactan a la persona tanto en el área física como en la psicológica.

1.3 DIAGNÓSTICO Y EVALUACIÓN DE LA ESPONDILOARTRITIS AXIAL

Frecuentemente, el periodo entre el inicio de los síntomas y el diagnóstico definitivo suele ser largo e incluso demorarse hasta 10 años; además, muchos pacientes que recurren a la atención médica son atendidos por el médico general que en muchas ocasiones no canaliza con el especialista reumatólogo (M. H. Cardiel & Rojas-Serrano, 2002). Hasta hace pocos años, la confirmación del diagnóstico era con base en los síntomas antes referidos y con la observación de lesiones en las vértebras y articulaciones sacroilíacas, por medio de radiografías. Lo cual hacía mucho más tardado el diagnóstico ya que estas lesiones aparecen hasta varios años después de iniciada la enfermedad.

Actualmente, con el fin de facilitar un diagnóstico oportuno, la Sociedad Internacional de Evaluación de Espondiloartritis (ASAS, por sus siglas en inglés) ha diseñado nuevos criterios de evaluación y diagnóstico para pacientes con alta sospecha, pero sin lesiones visibles en radiografías, de este grupo se desprende la Espondiloartritis axial no radiográfica.

Entre las distintas pruebas médicas que se realizan para el diagnóstico, se encuentran (Sieper et al., 2009):

Análisis de sangre, en donde se busca la presencia del gen HLA-B27, la velocidad de segmentación glomerular (VSG) y la cantidad de proteína C reactiva (PCR).

Imagenología médica, que incluye Rayos X, Tomografía Axial Computarizada (TAC) y Resonancia Magnética (RM).

Actividad inflamatoria, el instrumento utilizado es el Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity Index (BASDAI), que consta de un cuestionario de autopercepción con seis preguntas que tratan de evaluar la intensidad de fatiga, el dolor en el esqueleto axial, dolor en articulaciones periféricas, la sensibilidad a la presión en ciertas zonas y la rigidez percibida durante la semana previa.

Capacidad funcional, el índice más utilizado es el Bath Ankylosing Spondylitis Disease Functional Index (BASFI), es un cuestionario de 10 preguntas que evalúan la capacidad percibida por el individuo para llevar a cabo actividades de la vida diaria.

Dolor, se evalúa el dolor percibido por el paciente, mediante dos preguntas. La primera se refiere a la intensidad de dolor en la columna en la última semana, la segunda es referente al dolor de la columna la noche anterior.

Metrología, realiza un recuento de las articulaciones hipersensibles a la presión o al movimiento y las articulaciones que presentan hinchazón o aumento de volumen. Además, se evalúa la movilidad de la columna por medio del Bath Ankylosing Spondylitis Metrology Index (BASMI).

El índice BASMI correlaciona directamente con la discapacidad funcional del paciente y comprende una serie de cinco parámetros para evaluar la movilidad de la columna y de la cadera. Actualmente las pruebas se realizan, principalmente, con goniómetro y cinta métrica. Los movimientos evaluados son: Rotación cervical, Test de Schober Modificado (flexión de cadera anterior), Distancia Trago-Pared, Flexión Lateral y Distancia Intermaleolar (Figura 3).

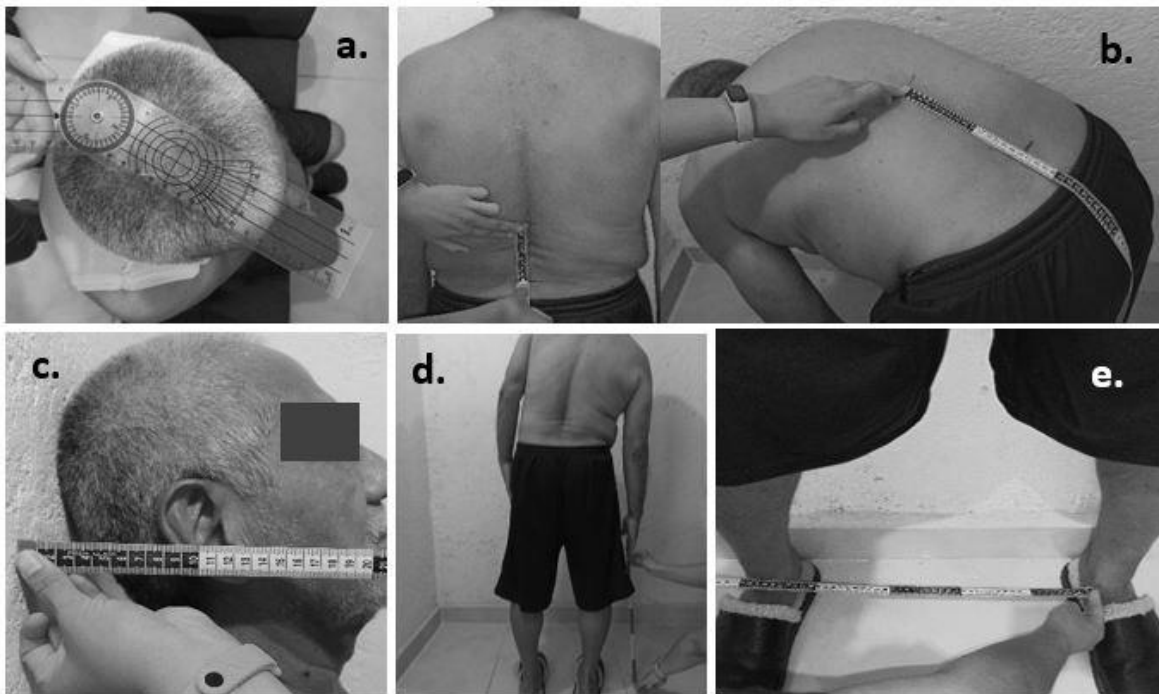


Figura 3. Pruebas de movilidad realizadas en el BASMI: A) Rotación cervical, B) Test de Schober Modificado (flexión de cadera anterior), C) Distancia Trago-Pared, D) Flexión Lateral y E) Distancia Intermaleolar.

La evaluación de la movilidad de la columna y las articulaciones sacroilíacas es esencial para el diagnóstico y la evaluación del estado del paciente. Sin embargo, los médicos aplican el índice BASMI utilizando una cinta métrica y goniómetros para obtener las

mediciones. De esta forma, pueden aparecer errores sistemáticos en función de la experiencia del médico, el correcto uso de los instrumentos antes mencionados, movimientos erráticos/compensatorios de los pacientes, o errores de observación. Todos estos factores hacen que las mediciones BASMI carezcan de precisión y repetibilidad (Calvo-Gutiérrez et al., 2016; Madsen et al., 2009; Martindale et al., 2012)

Además, el uso de cintas métricas y goniómetros hace que el BASMI pierda sensibilidad a los cambios en el estado y progreso del paciente; por otro lado, la columna y las articulaciones sacroilíacas generan movimientos complejos, que no se pueden evaluar con el BASMI. Por lo tanto, es importante investigar y desarrollar nuevos métodos de evaluación de movilidad basados en tecnología para revisar de manera exhaustiva las articulaciones con la precisión, repetibilidad, y sensibilidad a los cambios adecuadas.

CAPÍTULO 2

ESTADO DEL ARTE

Dentro del Estado del Arte de la evaluación de movilidad de la columna vertebral se pueden encontrar diversos trabajos que aplican tecnología para obtener mediciones con mayor precisión. Dentro de las principales tecnologías se encuentran las siguientes:

2.1 EVALUACIÓN DE LA COLUMNA POR MEDIO DE IMAGENOLOGÍA

En el trabajo de investigación realizado por (Morita et al., 2014), se evalúan los rangos de movilidad de la columna torácica por medio Resonancia Magnética. En este estudio, concluyen que este tipo de métodos tiene como limitación que no se pueden alcanzar los rangos máximos de flexión y extensión, debido a la posición que deben adoptar los sujetos en el estudio.

2.2 EVALUACIÓN DE LA COLUMNA POR MEDIO DE SISTEMAS ÓPTICOS

Los sistemas basados en marcadores ópticos han sido los más utilizados para rastrear el movimiento y evaluar la movilidad espinal. Los trabajos encontrados recientemente para evaluación de columna por medio de sistemas ópticos se centran principalmente en el análisis de las posturas de la espalda baja o lumbar para la predicción de cargas en las vértebras. En el trabajo realizado por (Rajaei et al., 2015), se hace una evaluación de veinte posturas estáticas para determinar las cargas generadas en L4 y L5, por medio de marcadores y sistema de cámaras. (Aghazadeh et al., 2020) introducen el uso de redes neuronales para la evaluación de riesgos de lesiones en L4 y L5.

El trabajo presentado por (Asadi & Arjmand, 2020) utiliza 39 marcadores en la cabeza, hombros, codos, muñecas, manos, brazos y piernas como referencia, sin embargo, el análisis solo fue para las cargas generadas en la espalda baja.

Respecto a la evaluación de pacientes con Espondilitis Anquilosante, (Garrido-Castro et al., 2014) establecieron un nuevo índice UCOASMI que correlaciona el BASMI con las medidas obtenidas por medio de un sistema óptico que consta de 4 cámaras y 33 marcas en todo el cuerpo. En este estudio, evalúan las flexiones laterales, frontales y rotaciones a nivel cervical y dorsolumbar.

Si bien estos sistemas han demostrado una gran precisión y confiabilidad, tienen las desventajas de ser costosos, pueden presentar oclusión entre los marcadores o por las mismas partes del cuerpo; y son viables solo en interiores ya que necesitan una configuración compleja con fuentes externas como cámaras y espacios acondicionados explícitamente para estos fines. Todo esto limita su uso en condiciones clínicas estándar.

2.3 EVALUACIÓN DE LA COLUMNA POR MEDIO DE SISTEMAS INERCIALES

En los últimos años, los sistemas basados en unidades de medición magnética e inercial (MIMU) han ganado atención para el análisis del movimiento humano. Las MIMU's se han aplicado en varias áreas clínicas, como el seguimiento de la marcha (Baghdadi et al., 2018), la detección del riesgo de caídas (Noamani et al., 2020), el movimiento humano de las extremidades superiores (Filippeschi et al., 2017), padecimientos en extremidades inferiores (Choi et al., 2018; Kobsar et al., 2017), rehabilitación (Giggins et al., 2014; Milosevic et al., 2020), en deportes (Zihajehzadeh et al., 2015), estimación de cargas espinales (Faber et al., 2016) y en ergonomía (Gholipour & Arjmand, 2016).

Específicamente, se han reportado algunos estudios que mostraron la viabilidad de aplicar estos sistemas en la evaluación de movilidad de la columna (Papi et al., 2017; Simpson et al., 2019). Por mencionar algunos, tenemos el trabajo presentado por (Tafazzol et al., 2014) donde evalúan la flexión anterior lumbopélvica con tres sensores de la marca Xsense colocados en T5, L1 y S1. Posteriormente, (Hajibozorgi & Arjmand, 2016) estudiaron los rangos de movilidad de la columna vertebral al hacer flexión y extensión del tórax, con cuatro sensores de la marca Xsense, colocados en T1, T5, T12

y S1 (Figura 4). En el trabajo, presentado por (Mjø Sund et al., 2017) utilizan dos sensores de la marca ViMove, colocados en T12 y S2 para evaluar la inclinación lumbar en los planos sagitales y coronales.

Los sistemas basados en MIMU's para la evaluación de la movilidad de la columna presentan algunas ventajas: son completamente autónomos, no presentan oclusión, permiten el seguimiento ambulatorio y se pueden adherir a la espalda del paciente sin limitar su movimiento. A diferencia de los métodos de evaluación tradicionales, las MIMU pueden medir la variación continua de ángulos en los movimientos dinámicos y el rango máximo de movimiento (Fathi & Curran, 2017; Raya et al., 2018). Además, se ha estudiado la precisión de los sistemas basados en MIMU's, correlacionándolos con los sistemas ópticos; demostrando un alto nivel de concordancia entre los métodos y una mayor viabilidad de los sistemas MIMU en la práctica clínica (Aranda-Valera et al., 2020; Mjø Sund et al., 2017; Molnar et al., 2018).



Figura 4. Imagen tomada de (Hajibozorgi & Arjmand, 2016), se observan cuatro sensores de la marca Xsense para evaluación de rangos de movilidad en la flexión y extensión del tórax.

2.3.1 Evaluación de pacientes con Espondilitis Anquilosante

La investigación en la evaluación de movilidad de la columna utilizando sistemas MIMU, en pacientes con Espondilitis Anquilosante (EA), es aún escasa. (Li et al., 2017) estudiaron la validez de utilizar un sensor inercial de la marca Shimmer para evaluar la movilidad cervical en los tres planos (rotación, flexión frontal, extensión y flexión lateral). (Aranda-Valera et al., 2020) establecieron el índice IUCOASMI, correlacionando el BASMI con las métricas obtenidas de la evaluación de los rangos de movilidad a nivel

cervical y lumbar en los tres planos, sagital, coronal y transversal (flexión / extensión, flexión lateral y rotación). En este estudio utilizaron dos sensores inerciales de la marca ViMove. Haciendo la evaluación de la columna cervical y la columna lumbar por separado.

(O'Grady et al., 2021) presentan la evaluación de la confiabilidad en la medición del rango de movimiento de la columna, utilizando dos sensores de la marca ViMove. Estudiaron la flexión/extensión del tronco, la flexión lateral del tronco y la rotación (sin incluir medidas de movilidad cervical) bajo condiciones supervisadas y no supervisadas; también calcularon un índice IMU-ASMI normalizado y evaluaron su confiabilidad.

(Franco et al., 2021) evaluaron cinco movimientos en sujetos sanos: flexión del tronco, extensión del tronco, flexión lateral del tronco, rotación cervical y flexión/extensión cervical; utilizando cinco sensores inerciales comerciales. (Gardiner et al., 2020) evaluaron el rango máximo de movimiento en la columna cervical y lumbar con dos sensores inerciales de la marca ViMove (Figura 5).

En estos trabajos, se observa que utilizan como máximo 5 sensores, en parte limitados por el tamaño de los sistemas disponibles comercialmente. Además, los dos trabajos que presentan nuevos índices replican el BASMI, sin tomar en cuenta otras articulaciones, otros rangos de movimientos fuera de los que incluye el BASMI u otros parámetros característicos como la velocidad del movimiento o la suavidad de los movimientos.



Figura 5. Imagen tomada de (O'Grady et al., 2021), se observan dos sensores de la marca ViMove para evaluación de rangos de movilidad en la columna lumbar.

CAPÍTULO 3

HIPÓTESIS Y JUSTIFICACIÓN

La evaluación de movilidad en pacientes con EspAax es fundamental para el diagnóstico, clasificación y seguimiento de la enfermedad; sin embargo, el uso de goniómetro y cinta métrica para la realización de las pruebas que incluye el BASMI, hace que estas sean sensibles a la aparición de errores sistemáticos, debido a la experiencia del médico, el uso correcto de los instrumentos ya mencionados o errores de observación. Además, el uso de estos instrumentos hace que las mediciones no sean lo suficientemente sensibles a cambios.

Por otro lado, este índice, no toman en cuenta el impacto que podría tener el estado de otras articulaciones con la movilidad de la columna, ni los movimientos erráticos o de compensación que pueden tener los pacientes al realizar los movimientos.

Por todo esto, se hace necesaria la realización de investigación para la aplicación de nuevas tecnologías de evaluación de movimiento, como son los sensores inerciales, para tener una evaluación más completa de los patrones de movilidad anómalos que generan dichas patologías. Tomando en cuenta el movimiento simultaneo del esqueleto axial con otras articulaciones como son los hombros, las rodillas y tobillos, en más rangos de movilidad que los contemplados por el BASMI. Si bien los trabajos mencionados anteriormente brindan precisión y repetibilidad a las mediciones, están limitados por la cantidad de sensores que utilizan y, por lo tanto, la cantidad de información que pueden brindar para movimientos sutiles y complejos.

Con esta motivación, se desarrolló un novedoso sistema basado en MIMU's para la evaluación de los movimientos de la columna. El sistema consta de 16 pequeñas unidades MIMU diseñadas específicamente para colocarse a lo largo de toda la columna. Se realizó un estudio experimental destinado a validar la fiabilidad y repetibilidad del sistema. Hasta donde sabemos, este es el único sistema basado en MIMU capaz de monitorear simultáneamente diferentes movimientos de las áreas lumbar, torácica y cervical, considerando la columna como una cadena cinemática con múltiples grados de libertad.

CAPÍTULO 4

DESARROLLO DEL SISTEMA DE EVALUACIÓN DE MOVILIDAD BASADO EN MIMU'S

La arquitectura del sistema propuesto consta de 16 pequeñas unidades magnéticas e inerciales de la marca Invensense MPU-9250 y una unidad de control de adquisición inalámbrica. Para las MIMU's, se diseñó una placa de circuito impreso (PCB) de 11,7 mm × 9,3 mm, con el objetivo de tener un sensor con dimensiones suficientemente pequeñas para monitorear movimientos sutiles sin limitar la movilidad. La Figura 6 presenta el esquemático del circuito que integra el sensor MPU-9250 con la configuración necesaria para realizar una comunicación por medio del protocolo I²C con el módulo de control.

En la Figura 7, se puede observar la comparación de tamaño entre la PCB del MPU-9250 que se encuentra de forma comercial (15 mm × 25 mm), una versión anterior del diseño de 12mm × 14 mm, presentado en (Martínez-Hernández, 2017); y la PCB con el diseño actual en donde se puede observar una reducción de tamaño considerable. De esta manera, se puede colocar fácilmente una cadena de sensores a lo largo de la espalda y la cabeza de los sujetos para proporcionar información cinética de toda la columna en las zonas cervical, torácico y lumbar (Figura 8).

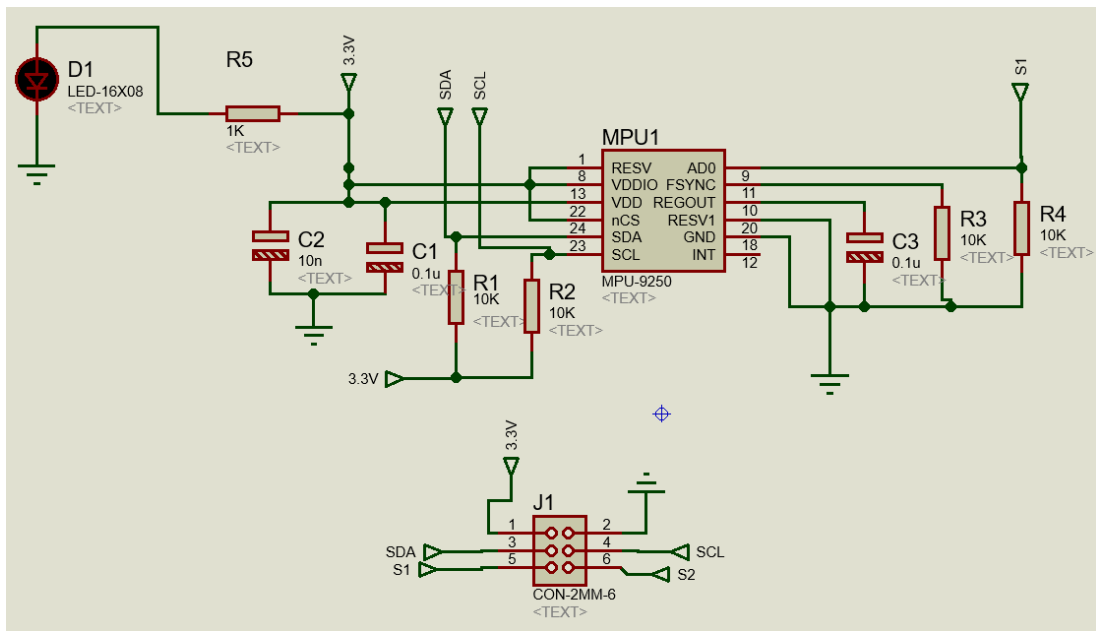


Figura 6. Esquemático del circuito que integra el sensor MPU-9250 con la configuración necesaria para realizar una comunicación I²C con el módulo de control.

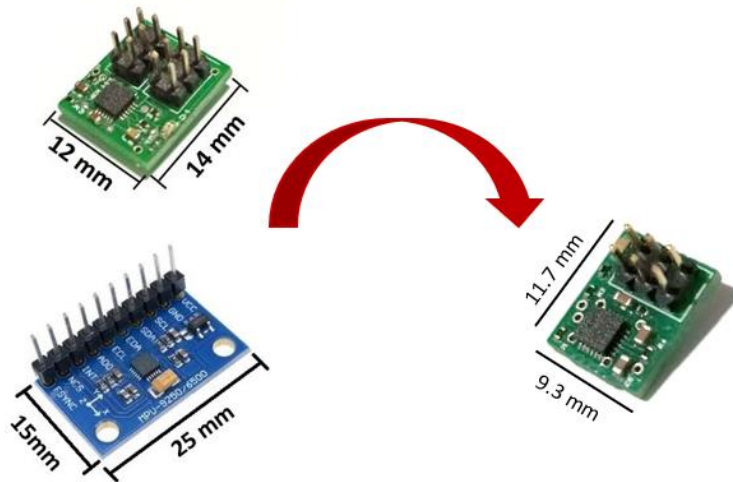


Figura 7. Comparación de tamaño entre la tarjeta comercial del sensor MPU-9250, un diseño anterior y el diseño final propuesto para este proyecto de 11,7 mm × 9,3 mm.

Cada sensor contiene un acelerómetro, un giróscopo y un magnetómetro, los tres triaxiales con un rango de ± 2 G, ± 250 °/s, ± 4800 μ T, respectivamente; para evaluar los movimientos del sujeto en tres dimensiones. Los 16 sensores están conectados a la unidad de control por medio de un protocolo de comunicación I²C; que a su vez envía de forma inalámbrica, la información de las señales obtenidas a la computadora, por medio de una antena de comunicación Bluetooth. La unidad de control es inalámbrica, compacta y portátil para facilitar su montaje en la cadera del participante con un arnés.

El arnés fue diseñado para ser usado cómodamente en un material suave e higiénico sin limitar la movilidad durante la evaluación (Figura 8).

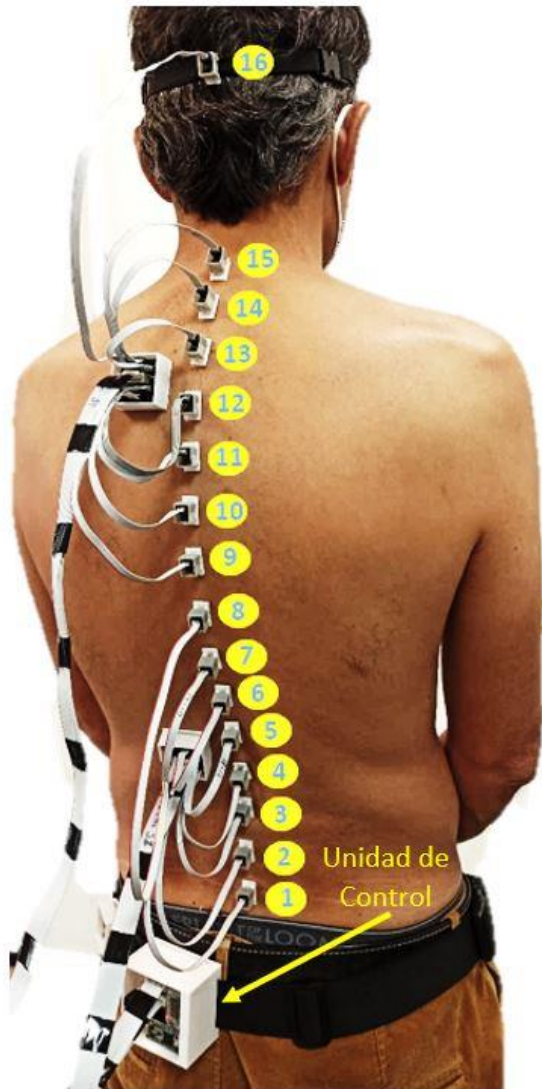


Figura 8. Diseño y colocación del sistema propuesto de 16 sensores y una unidad de control.

La unidad de control contiene un procesador digital de señales (DSP) de la marca Teensy 3.2, interconectado con los sensores a través de dos multiplexores de ocho canales (TCA9548A) para comunicación I²C. Ya que cada uno de los multiplexores soporta hasta ocho dispositivos esclavos (sensores), para poder realizar la adquisición de las 16 señales, se diseñaron dos módulos que funcionan como bus de comunicación; cada uno con 8 canales. En la Figura 9 se presenta la PCB del bus de comunicación, el conector J1 comunica el bus con la PCB del módulo de control y a su vez reparte a cada sensor las 4 líneas necesarias para el protocolo I²C: voltaje (VCC), tierra (GND), línea de envío de datos (SDA) y reloj (SCL).

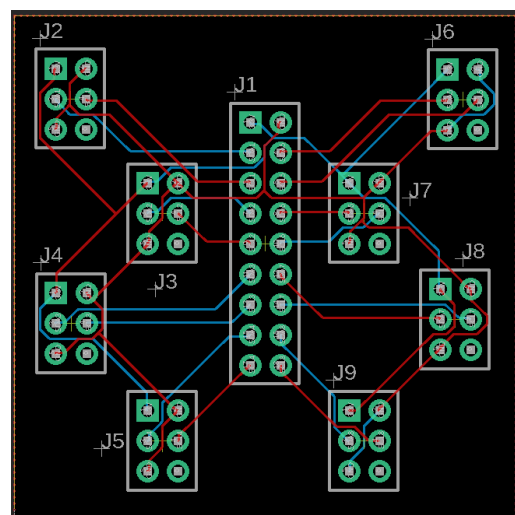


Figura 9. Placa de circuito impreso del bus de comunicación.

El DSP recopila los datos sin procesar de los sensores en tiempo real y envía la información a una computadora a través de un protocolo de comunicación inalámbrica Bluetooth por medio de una antena HC-05. La Figura 10 presenta el esquemático del módulo de control con todos sus componentes.

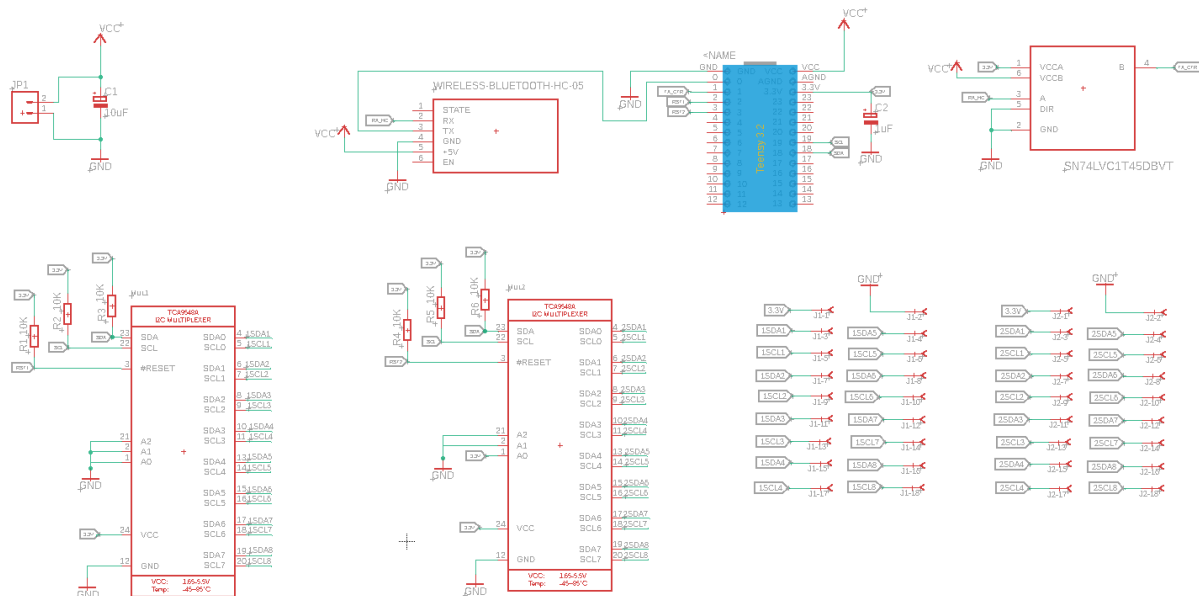


Figura 10. Esquemático del módulo de control con el DSP, los dos multiplexores y la antena HC-05.

Además, se diseñó un elevador de voltaje de DC 3.7 [V] a 5 [V] (Figura 11); por lo que todo el sistema es alimentado por una batería de 3.7 [V] (Figura 12b). Para el diseño de las PCB de los sensores se utilizó el software Proteus; el módulo de control y el regulador se diseñaron en el software Eagle de Autodesk.

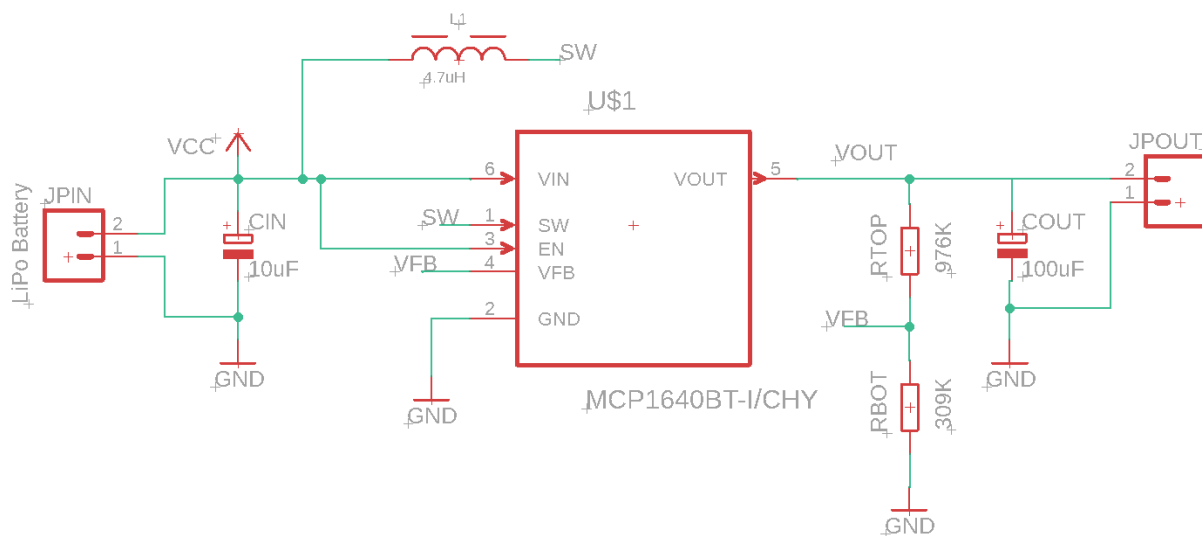


Figura 11. Esquemático del elevador de voltaje de 3.7 [V] a 5 [V].

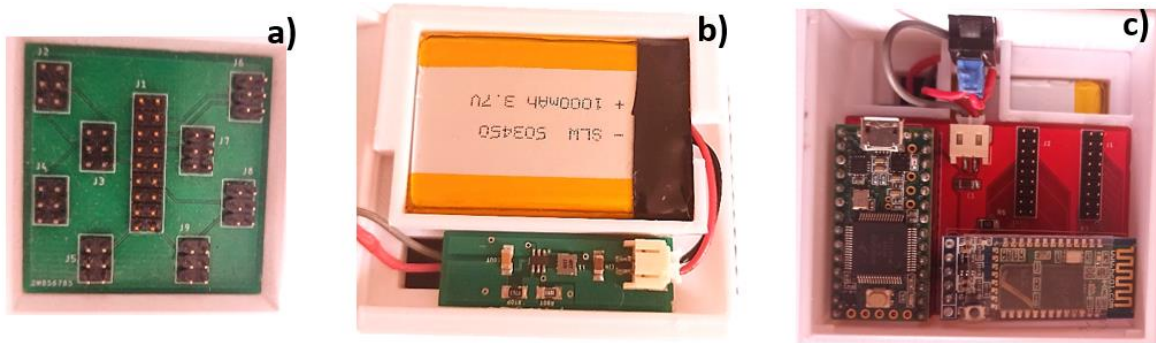


Figura 12. Componentes de la unidad de control: a) bus de comunicación para los multiplexores, b) batería de 3.7 [V] con elevador de voltaje y c) PCB del módulo de control.

Además, se utilizó el software Inventor de Autodesk para el diseño de las bases de los sensores y los bus de comunicación; así como la carcasa que guarda los componentes del módulo de control para mayor facilidad de montaje (Figura 13). Todo se fabricó en Impresión 3D con PLA, como se puede observar en la Figura 14.

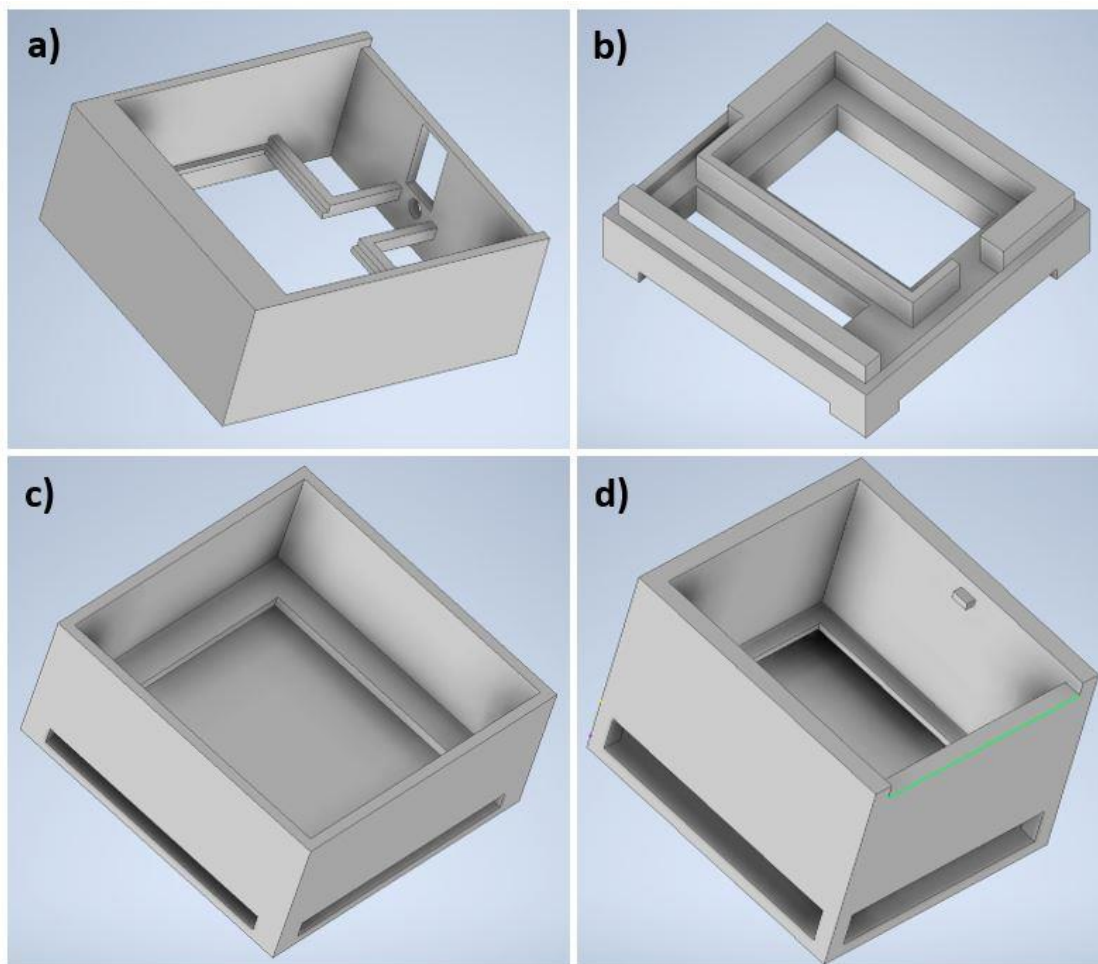


Figura 13. Diseño de la carcasa del módulo de control para su montaje, imágenes a y b. Diseño de las bases de los buses y las MIMU, imágenes c y d respectivamente.

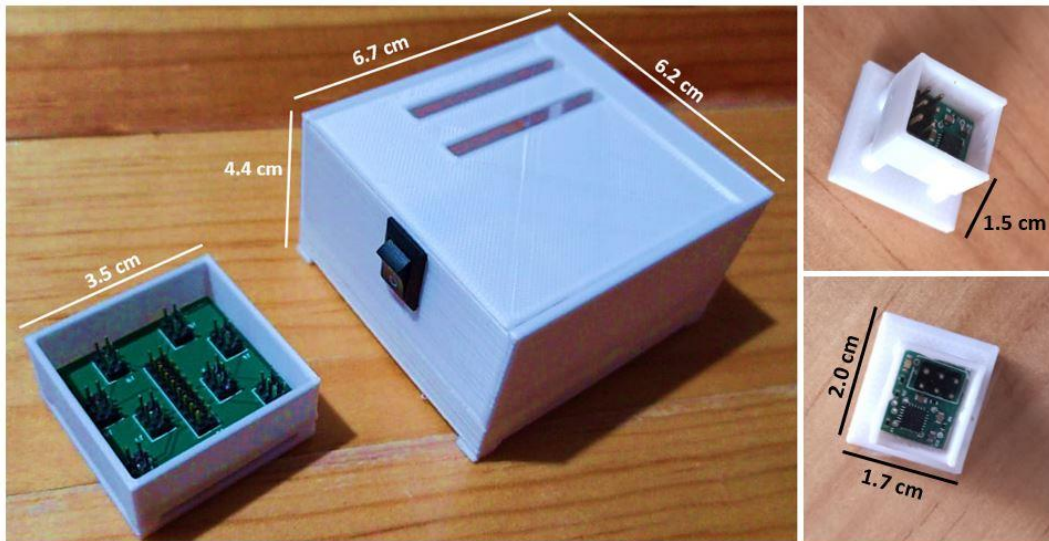


Figura 14. Fabricación en PLA de las bases y carcasa del sistema para su montaje.

Para el procesamiento de las señales se implementó una aplicación de escritorio en Python para recibir simultáneamente los datos brutos de los sensores; a su vez esta aplicación acomoda las señales recibidas por sensor y luego se estima la orientación de cada uno de estos, utilizando un conjunto de instancias de un algoritmo basado en Filtros de Kalman y ángulos de Euler. Cada instancia está específicamente asociada y calibrada para cada sensor como se explicará más adelante. La solución completa proporciona una estimación de orientación cinemática de la movilidad de la columna del participante a una frecuencia de 17 Hz por sensor (Figura 15).

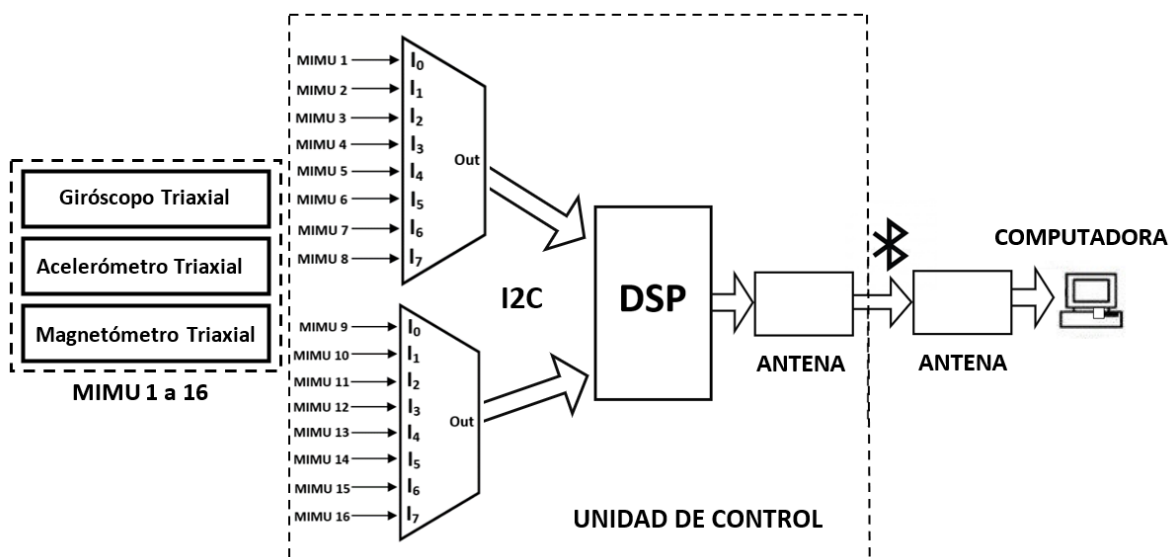







Figura 15. Arquitectura del sistema de evaluación de movilidad basado en MIMU's.

Tomando en cuenta todas las características del sistema desarrollado, se considera que este sistema es único ya que el tamaño reducido de los sensores permite la evaluación de la columna con una mayor resolución sin limitar el movimiento; además, tiene una mayor versatilidad en las configuraciones de colocación (desde 1 hasta 16 sensores) permitiendo la evaluación de patrones de movilidad en articulaciones más finas, como las manos, en donde el tamaño de las articulaciones hace inviable el uso de los sistemas comerciales actuales. En la Tabla 2, se hace una comparación de las características de los principales sistemas comerciales y el sistema propuesto.

Tabla 2. Características del sistema propuesto y de los sistemas disponibles comercialmente.

<p>Sistema propuesto</p> 	<p>Número máximo de sensores: 16</p> <p>Comunicación inalámbrica: Bluetooth</p> <p>Velocidad de muestreo: 17Hz / sensor o 270Hz total</p> <p>Tamaño de los sensores: 11.7 x 9.3 mm</p> <p>Montaje: Arneses o cinta adhesiva</p>	<p>ViMove</p> 	<p>Número máximo de sensores: 2</p> <p>Comunicación inalámbrica: Bluetooth</p> <p>Velocidad de muestreo: 200Hz</p> <p>Tamaño de los sensores: 100 x 50 mm</p> <p>Montaje: Cinta adhesiva</p>
<p>Rokoko</p> 	<p>Número máximo de sensores: 19</p> <p>Comunicación inalámbrica: Wi-Fi</p> <p>Velocidad de muestreo: 200 Hz</p> <p>Tamaño de los sensores: 30 x 50 mm</p> <p>Montaje: Arneses y traje de nylon</p>	<p>Xsense</p> 	<p>Número máximo de sensores: 17</p> <p>Comunicación inalámbrica: Wi-Fi</p> <p>Velocidad de muestreo: 240 Hz</p> <p>Tamaño de los sensores: 50 x 30 mm</p> <p>Montaje: Arneses o cinta adhesiva</p>
<p>Shimmer</p> 	<p>Número máximo de sensores: 15</p> <p>Comunicación inalámbrica: Wi-Fi</p> <p>Velocidad de muestreo: 50 Hz por sensor</p> <p>Tamaño de los sensores: 34 x 51 mm</p> <p>Montaje: Arneses</p>		

CAPÍTULO 5

ALGORITMO DE ESTIMACIÓN DE ORIENTACIÓN

El sistema propuesto comprende dieciséis sensores MIMU, cada uno de estos contiene un acelerómetro triaxial, un giróscopo y un magnetómetro, ambos triaxiales. Estos se colocan en diferentes segmentos de la columna para evaluar los movimientos en tres dimensiones. Los ángulos de inclinación (roll y pitch) y el ángulo de deriva (yaw) se calculan mediante la integración matemática de la velocidad angular proporcionada por el giróscopo en los ejes y , z y x respectivamente, según el marco de referencia (Figura 16).

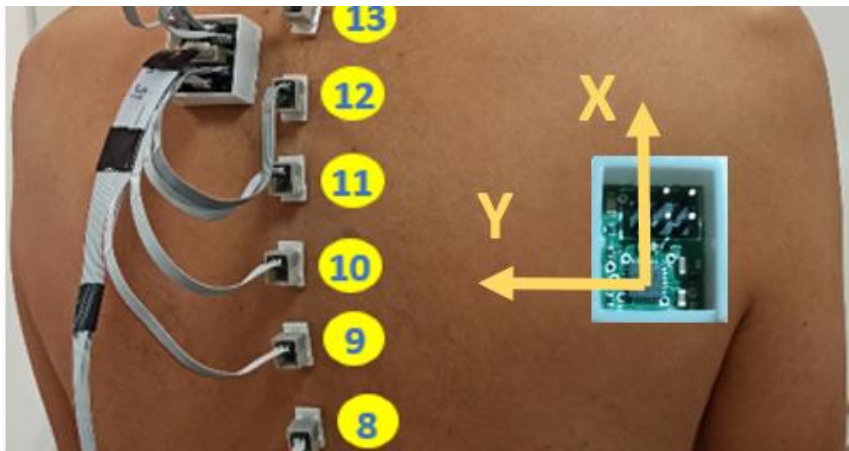


Figura 16. Marco de referencia del sensor, el eje z apunta hacia afuera de la imagen.

Es bien conocido que los giróscopos presentan un problema de deriva debido a los errores acumulados durante el cálculo, por ello es necesaria la fusión de las señales del giróscopo con las del acelerómetro y el magnetómetro mediante un algoritmo basado en Filtros de Kalman (FK) (G. Ligorio & A. M. Sabatini, 2015; J. K. Lee et al., 2012; Roetenberg et al., 2009). Así, la orientación de cada MIMU es estimada en dos fases: primero se predice utilizando las señales de los giróscopos y luego es corregida mediante las referencias espaciales proporcionadas por las señales de los acelerómetros y los magnetómetros. Los acelerómetros para calcular los ángulos de inclinación y los magnetómetros para el cálculo del ángulo de deriva (Figura 17).

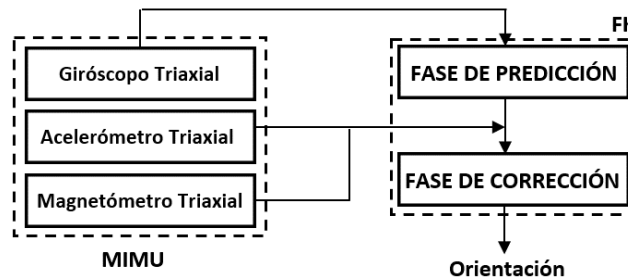


Figura 17. Esquema de la estimación de orientación mediante Filtros de Kalman.

5.1 FILTROS DE KALMAN

Un Filtro de Kalman (FK) es un algoritmo óptimo de procesamiento recursivo de datos, se considera que es óptimo ya que incorpora toda la información disponible, sin importar su precisión, para hacer la estimación del valor actual de nuestra señal de interés. Esta información la obtiene de los modelos del sistema y la dinámica de los instrumentos de medición; de la descripción estadística de los ruidos y los errores en las mediciones; y de las condiciones iniciales de nuestra señal de interés. Al ser recursivo, toma en cuenta toda esta información sin necesidad de ser reprocesada en cada iteración (Maybeck, 1979).

Para entender mejor el concepto, supongamos que tenemos una señal, de cualquier naturaleza, y queremos conocer su valor por medio de un instrumento de medición, solo que el instrumento con el que haremos la medición tiene un ruido inherente que afecta nuestra señal; o tal vez la variable que deseamos medir no puede ser medida directamente y debe ser estimada, lo que puede provocar ruido por la acumulación de errores en el cálculo.

Si observamos la siguiente ecuación:

$$\hat{x}_t = K_t z_t + (1 - K_t) \hat{x}_{t-1} \quad (1)$$

El propósito es encontrar \hat{x}_t , que es la estimación actual de la señal x ; y queremos encontrarla para cada intervalo discreto de tiempo t . z_t es el valor medido de la señal, cuyo valor no estamos completamente seguros debido a ruido o algún problema en la medición. K_t es la ganancia de Kalman y \hat{x}_{t-1} es la estimación de la señal en un intervalo de tiempo previo.

En este punto, el único valor que no conocemos de la Ecuación 1 es K_t la ganancia de Kalman, esta ganancia se calcula para cada intervalo de tiempo. Si asumimos que K_t tiene un valor de 0.5, la Ecuación 1 se convierte en el promedio entre la medición de la señal y la estimación previa de la señal. Sin embargo, el Filtro de Kalman se encarga de encontrar el factor óptimo de promedio para cada intervalo de tiempo, tomando en cuenta toda la información previa hasta ese punto.

Para iniciar con el proceso, el primer paso es construir el modelo utilizando las dos ecuaciones del filtro de Kalman (Welch & Bishop, 1995).

El modelo de proceso

$$\mathbf{x}_t = A_{t-1} \mathbf{x}_{t-1} + \mathbf{w}_{t-1}, \quad (2)$$

y el modelo de la medición

$$z_t = H \mathbf{x}_t + v_t, \quad (3)$$

La Ecuación 2 expresa que cada estimación \mathbf{x}_t es una combinación lineal del valor de la estimación previa más un ruido del proceso \mathbf{w}_{t-1} . A es la matriz de transición de estado que relaciona el estado en un intervalo de tiempo anterior $t - 1$ con el estado en el tiempo actual t .

Y la ecuación 3 nos dice que cada valor de la señal medida es una combinación lineal de la estimación y el ruido de la medición v_t . H es la matriz de observación que relaciona el estado (es decir, \mathbf{x}_t) con la medición z_t .

Ambos ruidos, el del proceso y el de la medición son estadísticamente independientes y se asumen blancos, Gaussianos con media igual a 0. Aún, cuando estos ruidos no estén bien caracterizados, el FK intenta converger en “estimaciones correctas”; sin embargo, mientras mejor sea esta caracterización, mejor será la estimación.

El paso 2 sería, iniciar el Filtro teniendo claro el modelo del sistema a evaluar, para esto es necesario determinar los parámetros necesarios y los valores iniciales.

Ahora, tenemos dos grupos diferentes de ecuaciones (Tabla 3): Actualización de Tiempo o **Fase de Predicción** y Actualización de Medición o **Fase de Corrección**, cada grupo de ecuaciones se aplica en cada intervalo de tiempo t .

Tabla 3. Ecuaciones que se utilizan para la Fase de Predicción y la Fase de Corrección en el Filtro de Kalman.

Fase de Predicción	Fase de Corrección
$\hat{x}_t^- = A_{t-1}\hat{x}_{t-1}$ $P_t^- = A_{t-1}P_{t-1}^+A_{t-1}^T + Q_{t-1}$	$K_t = P_t^-H^T(HP_t^-H^T + M_t)^{-1}$ $\hat{x}_t^+ = \hat{x}_t^- + K_t(z_t - H\hat{x}_t^-)$ $P_t^+ = (I - K_tH)P_t^-$

Ya que previamente se realizó el modelo del sistema, las matrices A y H son conocidas. Por su parte Q y M son las matrices de covarianza del ruido del proceso y de la medición, respectivamente; también caracterizadas anteriormente. Por último, la matriz P es la matriz de covarianza del error; y K es nuestra ganancia de Kalman.

Como paso final, se debe iterar entre ambas fases, tomando en cuenta que las salidas de la Fase de Corrección serán las entradas en la Fase de Predicción del intervalo de tiempo actual. En la Figura 18 se representa el proceso completo del Filtro de Kalman.

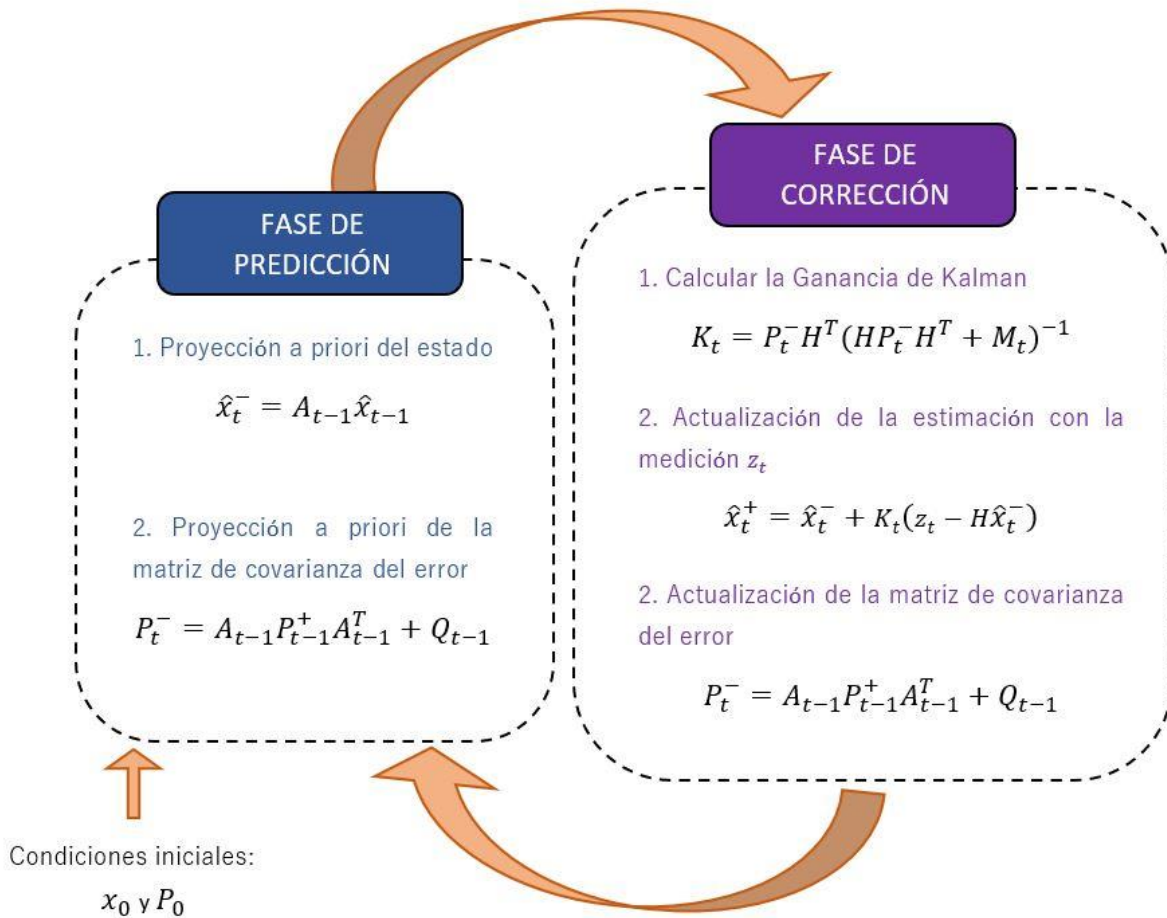


Figura 18. Esquema del proceso completo de iteración del Filtro de Kalman.

5.2 CARACTERIZACIÓN DE LOS SENSORES

Como se estableció en el apartado anterior, para que el filtro de Kalman pueda realizar una estimación precisa, es necesario conocer el ruido del proceso en la Fase de predicción y el ruido de la medición en la Fase de corrección. En el caso de nuestra aplicación, la estimación de orientación, el ruido del proceso estará determinado por el ruido de las señales de los giróscopos y el ruido de la medición por el ruido en las señales de los acelerómetros y magnetómetros. Por esta razón, es importante desarrollar un paso previo de caracterización de los sensores, para establecer los valores de los ruidos de las señales, es decir, n_G , n_A , y n_M , para los giróscopos, acelerómetros y magnetómetros, respectivamente.

El sensor utilizado (MPU-9250) cuenta con acelerómetros, giróscopos y magnetómetros triaxiales para hacer un seguimiento en tres dimensiones; esto hace que el sistema sea sensible a errores provocados por el ambiente en el que se utiliza el sistema o por errores inherentes de los sensores. Si el sensor está en posición estática sobre una superficie plana y sin inclinaciones, el acelerómetro del eje que este alineado con la dirección de la fuerza de gravedad (eje -Z, en la Figura 19) arrojará un valor equivalente a 1 G (9.8 m/s^2), mientras que los otros dos acelerómetros de los ejes perpendiculares a la dirección de la fuerza gravedad deberán dar un valor de 0 (cero). Del mismo modo los tres giróscopos deberán arrojar un valor de cero al no estar sujetos a ninguna velocidad angular.

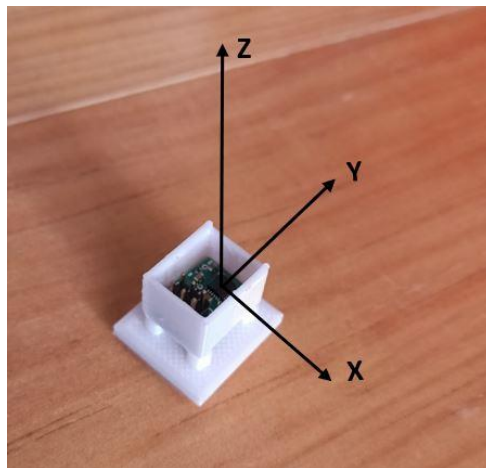


Figura 19. Sensor MIMU sobre una superficie plana y sin inclinaciones, indicando el sentido de sus ejes.

Sin embargo, una de las desventajas de los sensores inerciales es que no dan lecturas exactas, es decir tienen un valor de offset y oscilaciones debidas a ruido. Estos valores deben ser caracterizados para hacer la corrección del offset durante el procesamiento, así como para determinar las matrices de covarianza, necesarias en el filtro de Kalman.

Para obtener estos valores, se alinearon cada uno de los ejes del sensor con la vertical que apunta en la dirección de la fuerza de gravedad (en ambos sentidos: positivo y negativo) y se tomaron muestras del sensor estático por 30 segundos. De esta caracterización se obtienen los valores digitales equivalentes a 1G (9.8 m/s^2) de cada acelerómetro, y el valor de offset de cada acelerómetro y giróscopo. Además, se realizó un análisis estadístico de las señales para obtener la media y la varianza; y con estos valores formar las matrices de covarianza del ruido de los acelerómetros y giróscopos. Para mayor referencia de esta caracterización se puede referir al trabajo de tesis presentado por (Martínez-Hernández, 2017).

En el caso de los magnetómetros, para obtener con precisión el ángulo de deriva o *yaw*, es necesario eliminar las interferencias a las que es sensible el magnetómetro. Existen dos tipos: las interferencias duras (*hard-iron*) y las interferencias suaves (*soft-iron*) (Ozyagcilar, 2015c). Las primeras son debido a los componentes ferromagnéticos que se encuentran en la PCB del sensor, también se deben al *offset* o desviación de cero del magnetómetro; todo esto se comporta como un componente aditivo que afecta las mediciones del sensor, el cual se puede modelar como un vector \mathbf{b} de 3×1 , como se observa en la ecuación 1. Por otro lado, las interferencias suaves (*soft-iron*) son más difíciles de modelar y de corregir, ya que varían dependiendo del ambiente en el que se encuentre el sistema, estas se crean por la inducción de campos magnéticos externos al sensor y se modela como una matriz \mathbf{A} de 3×3 que multiplica a las mediciones del magnetómetro (Ozyagcilar, 2015a).

$$\mathbf{h}_m = \mathbf{A}\mathbf{h} + \mathbf{b} \quad (1)$$

En la ecuación 1, \mathbf{h}_m es el vector del campo magnético en presencia de las interferencias duras y suaves, por lo tanto \mathbf{h} es el vector del campo magnético real (sin interferencias). En ausencia de ambas interferencias las mediciones de un magnetómetro que se ha rotado en diferentes direcciones se ubican dentro del lugar geométrico de una esfera, con centro en el origen y radio igual a la magnitud del campo magnético local (Figura 20) (Ozyagcilar, 2015b).

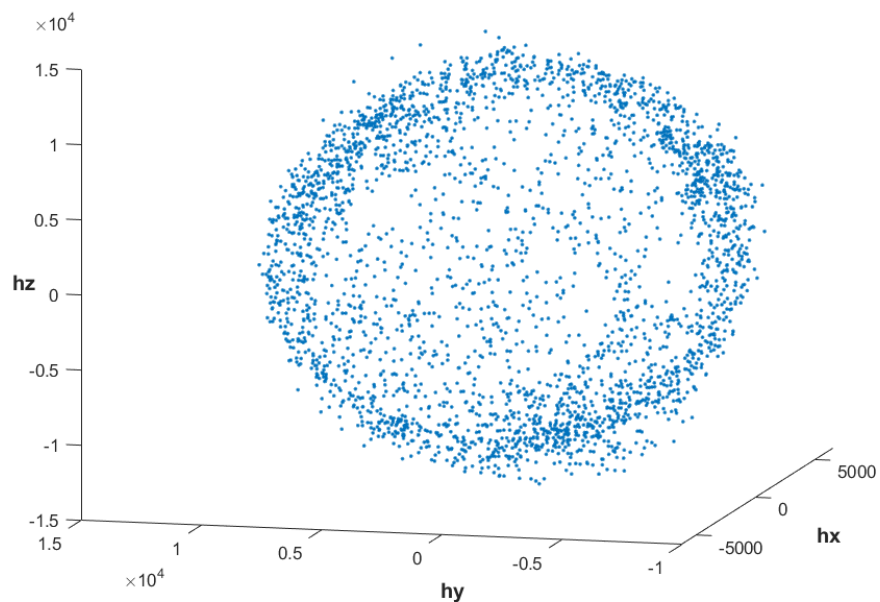


Figura 20. Lugar geométrico de las mediciones del magnetómetro sin interferencias.

Como se puede observar en la Figura 21, las mediciones del magnetómetro afectadas por las interferencias antes mencionadas se encuentran dentro del lugar geométrico de un elipsoide con centro en el vector de las interferencias duras \mathbf{b} (Ozyagcilar, 2015b). Para obtener la matriz \mathbf{A} , se debe obtener la ecuación que mejor ajuste al elipsoide (Liu et al., 2016); para obtenerlo se rotó el sensor en todas sus direcciones haciendo la forma de ∞ (infinito) por 60 segundos.

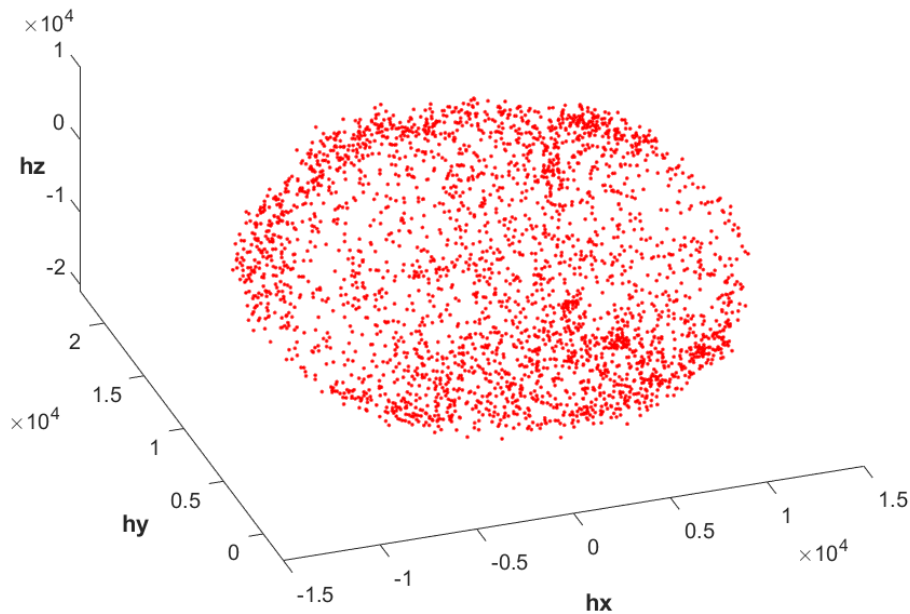


Figura 21. Lugar geométrico de las mediciones del magnetómetro en presencia de las interferencias “duras” (hard-iron) y “suaves” (soft-iron).

Una vez obtenidos el vector \mathbf{b} y la matriz \mathbf{A} , se puede hacer la corrección de las mediciones del campo magnético de la siguiente forma

$$\mathbf{h} = \mathbf{A}^{-1}(\mathbf{h}_m - \mathbf{b}), \quad (2)$$

Para obtener el vector \mathbf{b} , se saca la media geométrica de las muestras en los tres ejes del magnetómetro; y la matriz \mathbf{A} , se forma con los vectores característicos de la matriz de correlación de los datos. Posteriormente, se caracterizó el ruido de cada magnetómetro. En este caso, cada eje del magnetómetro se orientó hacia la dirección del polo norte magnético en donde nos dará su valor máximo (la magnitud del campo geomagnético varía alrededor de la tierra desde 22uT hasta un máximo de 67uT) y del mismo modo que con los acelerómetros y giróscopos se realizó un análisis estadístico de las señales, obteniendo la

media y la varianza para conformar las matrices de covarianza del ruido de los magnetómetros.

5.3 ALGORITMO PROPUESTO

Basados en el FK propuesto por (J. K. Lee et al., 2012) y (G. Ligorio & A. M. Sabatini, 2015) para estimar los dos ángulos de inclinación, implementamos una versión modificada del algoritmo para incluir el ángulo de deriva. El propósito es estimar los vectores ${}^S X$ y ${}^S Z$ a partir de la matriz de rotación R , que permite la transformación de coordenadas del marco de referencia del sensor S al marco de referencia inercial I. Utilizando los ángulos de Euler ZYX, R se expresa como:

$$R = \begin{bmatrix} \cos\alpha\cos\beta & \cos\alpha\sin\beta\sin\gamma - \sin\alpha\cos\gamma & \cos\alpha\sin\beta\cos\gamma + \sin\alpha\sin\gamma \\ \sin\alpha\cos\beta & \sin\alpha\sin\beta\sin\gamma + \cos\alpha\cos\gamma & \sin\alpha\sin\beta\cos\gamma - \cos\alpha\sin\gamma \\ -\sin\beta & \cos\beta\sin\gamma & \cos\beta\cos\gamma \end{bmatrix}, \quad (1)$$

donde α es el ángulo yaw o de deriva, β es el ángulo pitch y γ es el ángulo roll, ambos conocidos como ángulos de inclinación.

El vector ${}^S Z$ (es decir, la última fila de la matriz R) en la Ecuación (1) se expresa en términos de γ y β . Por lo tanto, conociendo ${}^S Z$, los ángulos de inclinación se pueden calcular de la siguiente manera:

$$\gamma = \tan^{-1}\left(\frac{{}^S Z_2}{{}^S Z_3}\right) \text{ and } \beta = \tan^{-1}\left(\frac{{}^S Z_1}{{}^S Z_2/\sin\gamma}\right). \quad (2)$$

De manera similar, conociendo ${}^S X$ (es decir, la primera fila de la matriz R) y los ángulos roll y pitch, el ángulo yaw (α) puede determinarse mediante:

$$\alpha = \tan^{-1}\left(\frac{-\cos\gamma {}^S X_2 + \sin\gamma {}^S X_3}{{}^S X_1/\cos\beta}\right). \quad (3)$$

5.3.1 Modelo de los Sensores

Las señales del giroscopio están modeladas por:

$$y_G = \omega + n_G, \quad (4)$$

donde ω es la velocidad angular y n_G es el ruido de la medición que se asume gaussiano, blanco y de media cero.

Este método permite determinar la orientación de cada segmento del cuerpo en donde se encuentre una MIMU de forma precisa, aún bajo condiciones dinámicas. Por lo tanto, las señales del acelerómetro se modelan como:

$$y_A = g + a + n_A. \quad (5)$$

donde g es el vector de gravedad con respecto al marco del sensor, definido como $g \times {}^S Z$ donde g es $9.8 \frac{m}{s^2}$, a es la aceleración externa y n_A es el ruido de la medición asumido como gaussiano, blanco y de media cero. Según lo establecido por (Luinge & Veltink, 2005), en la Ecuación (5), la aceleración externa a puede modelarse como un proceso de ruido blanco filtrado con un paso bajas de primer orden, de la siguiente forma:

$$a_t = c_a a_{t-1} + \varepsilon_t, \quad (6)$$

donde c_a , que determina la frecuencia de corte, es una constante adimensional entre 0 y 1, y ε_t es el error del modelo de aceleración variable en el tiempo.

Por último, las señales de los magnetómetros se modelan como:

$$y_M = h + n_M, \quad (7)$$

h es el vector de campo magnético real de la Tierra y se define de la siguiente forma

$$h = A^{-1}(h_m - b), \quad (8)$$

donde A^{-1} es la inversa de la matriz de interferencia “soft-iron”, b es la matriz de interferencia “hard-iron” y h_m es el campo magnético de la Tierra distorsionado; es decir, en presencia de interferencias. Como en el modelo del giroscopio y del acelerómetro, n_M es el ruido de medición de los magnetómetros que se asume como gaussiano, blanco y de media cero. En el apartado anterior se explicó la caracterización de los sensores para obtener los ruidos de medición n_G , n_A , y n_M ; así como las matrices de interferencias A^{-1} y b .

5.3.2 Diseño del Filtro de Kalman

Como se explicó en el apartado 5.1, el FK está definido mediante el modelo de proceso

$$x_t = A_{t-1}x_{t-1} + w_{t-1}, \quad (9)$$

y el modelo de la medición

$$z_t = Hx_t + v_t, \quad (10)$$

donde x_t en la Ecuación (9) es el vector de estado, definido como $x_t = [{}^sX_t^- \quad {}^sZ_t^-]^T$, A es la matriz de transición de estado que relaciona el estado en un paso de tiempo anterior $t - 1$ con el estado en el paso actual t , y w es el ruido del proceso. En la Ecuación (10), z_t es el vector de mediciones, H es la matriz de observación que relaciona el estado (es decir, x_t) con la medición z_t ; y v es el ruido de la medición. El superíndice “menos” en el vector de estado denota la estimación a priori.

La orientación se estima a priori mediante la integración de las señales del giroscopio, dando el siguiente modelo de proceso:

$$\begin{bmatrix} {}^sX_t^- \\ {}^sZ_t^- \end{bmatrix} = \left[I + \Delta t \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{t-1} & 0 \\ 0 & \tilde{\omega}_{t-1} \end{bmatrix} \right]^T \begin{bmatrix} {}^sX_{t-1} \\ {}^sZ_{t-1} \end{bmatrix}, \quad (11)$$

donde Δt es el intervalo de tiempo y $\tilde{\omega}$ es la matriz antisimétrica del vector ω , que se denota como

$$\tilde{\omega} = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_z & \omega_y \\ \omega_z & 0 & -\omega_x \\ -\omega_y & \omega_x & 0 \end{bmatrix}. \quad (12)$$

Debido al ruido en las mediciones de la velocidad angular (ver la Ecuación (4)), la Ecuación (11) debe expresarse usando la salida real del giroscopio (es decir, $y_G = \omega + n_G$) como:

$$\begin{bmatrix} {}^sX_t^- \\ {}^sZ_t^- \end{bmatrix} = \left[I - \Delta t \begin{bmatrix} \tilde{y}_{G,t-1} & 0 \\ 0 & \tilde{y}_{G,t-1} \end{bmatrix} \right] \begin{bmatrix} {}^sX_{t-1} \\ {}^sZ_{t-1} \end{bmatrix} + \Delta t \begin{bmatrix} \tilde{n}_G & 0 \\ 0 & \tilde{n}_G \end{bmatrix} \begin{bmatrix} {}^sX_{t-1} \\ {}^sZ_{t-1} \end{bmatrix}. \quad (13)$$

Siguiendo la deducción matemática reportada por (J. K. Lee et al., 2012), la Ecuación (13) se puede desarrollar como

$$\begin{bmatrix} {}^sX_t^- \\ {}^sZ_t^- \end{bmatrix} = \left[I - \Delta t \begin{bmatrix} \tilde{y}_{G,t-1} & 0 \\ 0 & \tilde{y}_{G,t-1} \end{bmatrix} \right] \begin{bmatrix} {}^sX_{t-1} \\ {}^sZ_{t-1} \end{bmatrix} + \Delta t \begin{bmatrix} -{}^s\tilde{X}_{t-1} & 0 \\ 0 & -{}^s\tilde{Z}_{t-1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} n_G \\ n_G \end{bmatrix} \quad (14)$$

Por lo tanto, a partir de la Ecuación (14), la matriz de transición A_{t-1} y el ruido de proceso w_{t-1} se pueden definir de la siguiente manera

$$A_{t-1} = \left[I - \Delta t \begin{bmatrix} \tilde{y}_{G,t-1} & 0 \\ 0 & \tilde{y}_{G,t-1} \end{bmatrix} \right], \quad (15)$$

$$w_{t-1} = \Delta t \begin{bmatrix} -{}^s\tilde{X}_{t-1} & 0 \\ 0 & -{}^s\tilde{Z}_{t-1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} n_G \\ n_G \end{bmatrix}. \quad (16)$$

Entonces, la matriz de covarianza de ruido de proceso Q_{t-1} definida por $E[w_{t-1}w_{t-1}^T]$ puede redefinirse como

$$Q_{t-1} = -\Delta t^2 \begin{bmatrix} {}^S\tilde{X}_{t-1} & 0 \\ 0 & {}^S\tilde{Z}_{t-1} \end{bmatrix} \Sigma_G \begin{bmatrix} {}^S\tilde{X}_{t-1} & 0 \\ 0 & {}^S\tilde{Z}_{t-1} \end{bmatrix}, \quad (17)$$

donde Σ_G , definido por $E[n_G n_G^T]$, es la matriz de covarianza del ruido de las mediciones del gir6scopo y se establece igual a

$$\Sigma_G = \begin{bmatrix} \sigma_G^2 & 0 \\ 0 & \sigma_G^2 \end{bmatrix}. \quad (18)$$

En la Ecuaci6n (18), σ_G^2 se obtiene de la caracterizaci6n del gir6scopo, explicada en el apartado 5.2 y es una matriz de 3x3 donde las varianzas del ruido del gir6scopo en los ejes x, y y z est6n en la diagonal principal.

El modelo de la medici6n (Ecuaci6n (10)) se basa en las medidas del aceler6metro y del magnet6metro, ya que dan la referencia espacial para corregir el error de estimaci6n en el modelo del proceso. Como en (Luinge & Veltink, 2005), el error de la aceleraci6n predicha se define como

$$a_{\varepsilon,t}^- = a_t^- - a_t, \quad (19)$$

donde a_t^- es la estimaci6n a priori de la aceleraci6n externa del paso de tiempo actual y se define como $c_a a_{t-1}^+$, que est6 disponible de un paso tiempo anterior. Tenga en cuenta que el super6ndice "m6s" denota la estimaci6n a posteriori, es decir, despu6s de la correcci6n del filtro.

Por lo tanto, usando las Ecuaciones (6) y (19), la Ecuaci6n (5) se puede reescribir como

$$y_{A,t} - c_a a_{t-1}^+ = g^S Z_t - a_{\varepsilon,t}^- + n_A. \quad (20)$$

De la ecuaci6n (7), h , el vector de campo magn6tico real de la Tierra es

$$h = \mathfrak{h}^S X, \quad (21)$$

donde \mathfrak{h} es el valor local del campo magn6tico de la Tierra. Por lo tanto, a partir de las Ecuaciones (20) y (21), se puede establecer el modelo de la medici6n de la siguiente manera:

$$\begin{bmatrix} y_{M,t} \\ y_{A,t} - c_a a_{t-1}^+ \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathfrak{h} I_3 & 0 \\ 0 & g^S I_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} {}^S X_t^- \\ {}^S Z_t^- \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} n_M \\ -a_{\varepsilon,t}^- + n_A \end{bmatrix}. \quad (22)$$

En consecuencia, el vector de medici6n z_t , la matriz de observaci6n H y el ruido de medici6n v_t son

$$z_t = \begin{bmatrix} y_{M,t} \\ y_{A,t} - c_a a_{t-1}^+ \end{bmatrix}, \quad (23)$$

$$H = \begin{bmatrix} \mathcal{H}I_3 & 0 \\ 0 & \mathcal{G}I_3 \end{bmatrix}, \quad (24)$$

$$v_t = \begin{bmatrix} n_M \\ -a_{\varepsilon,t}^- + n_A \end{bmatrix}. \quad (25)$$

Dado que $a_{\varepsilon,t}^-$, n_A y n_M no están correlacionados, la matriz de covarianza de ruido de medición, M_t , definida por $E[v_t v_t^T]$, da como resultado

$$M_t = \begin{bmatrix} \Sigma_M & 0 \\ 0 & \Sigma_{acc} + \Sigma_A \end{bmatrix}, \quad (26)$$

donde Σ_M , Σ_{acc} , y Σ_A son las matrices de covarianza del ruido de las mediciones del magnetómetro, el error del modelo de aceleración y el ruido de las mediciones del acelerómetro, respectivamente. Σ_M se define como σ_M^2 , que es la matriz de 3×3 donde las varianzas del ruido del magnetómetro en los ejes x , y y z están en la diagonal principal. Como en (J. K. Lee et al., 2012), Σ_{acc} se define como $3^{-1}c_a^2 \|a_{t-1}^+\|^2 I$, donde $\|a_{t-1}^+\|^2$ es el cuadrado de la norma vectorial; y Σ_A se establece como σ_A^2 , la matriz de 3×3 donde las varianzas del ruido del acelerómetro en los ejes x , y y z están en la diagonal principal.

Finalmente, una vez que se estiman $[{}^S X_t^- \quad {}^S Z_t^-]^T$, la aceleración externa a_t^+ se puede calcular mediante

$$a_t^+ = y_{A,t} - \mathcal{G} {}^S Z_t^-. \quad (27)$$

En el diagrama de la Figura 22 se observa el esquema general del Filtro de Kalman propuesto.

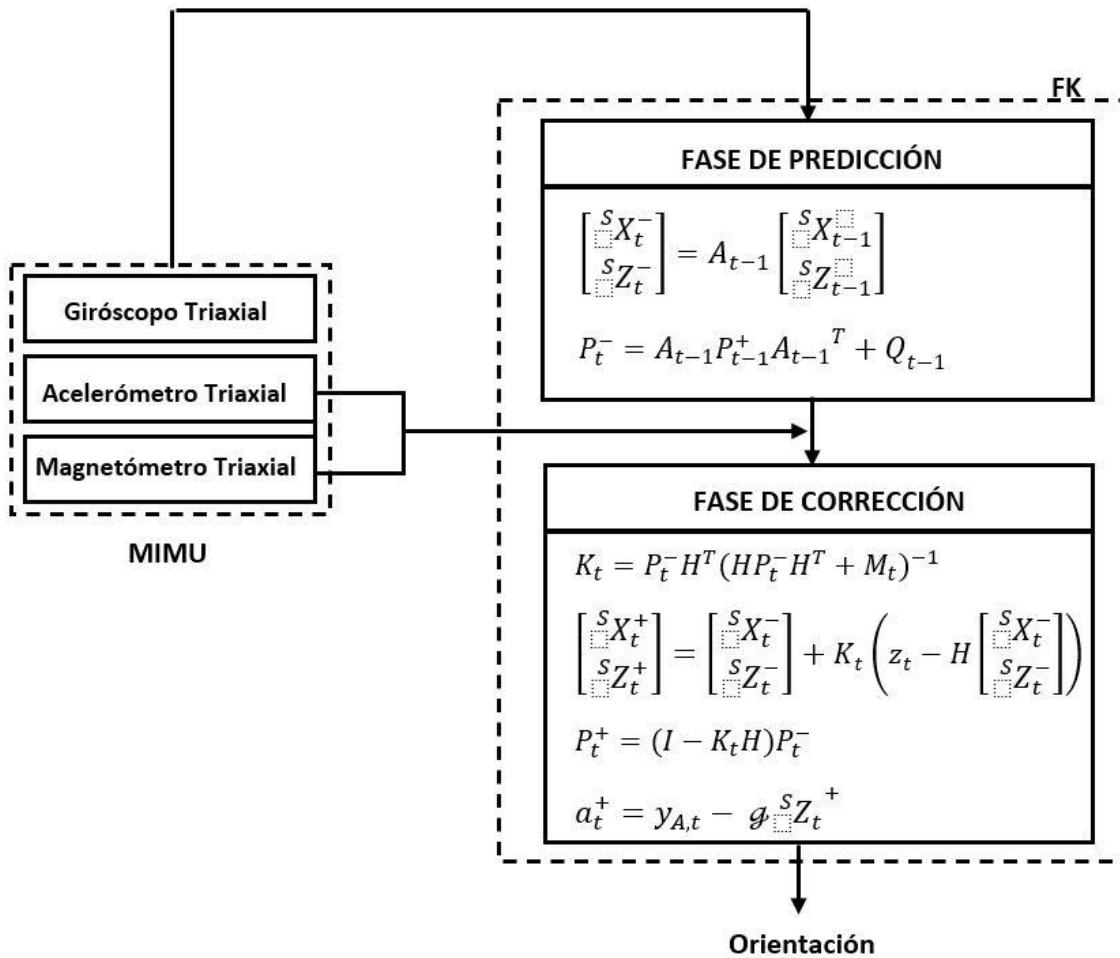


Figura 22. Esquema general del Filtro de Kalman propuesto.

CAPÍTULO 6

PROTOCOLO EXPERIMENTAL

6.1 EVALUACIÓN EN SUJETOS SANOS

6.1.1 Objetivo del Estudio

El objetivo del estudio fue evaluar la confiabilidad y repetibilidad del sistema propuesto para la evaluación clínica de la movilidad de la columna. Para ello, se consideraron seis movimientos: tres movimientos que involucran la columna torácica y lumbar (flexión anterior de cadera, flexiones laterales y rotación axial) y tres movimientos que involucran la columna cervical (rotación axial cervical, flexión/extensión cervical y flexión lateral).

6.1.2 Reclutamiento

Se invitó a colaborar en el estudio a quince participantes sanos (ocho hombres y siete mujeres). Los criterios de inclusión fueron: adultos jóvenes sin ningún impedimento de movilidad, sin antecedentes de diagnóstico de enfermedad de la columna o del aparato locomotor y sin presencia de cualquier dolor articular o espinal en el momento del estudio. Los individuos compartieron características antropométricas homogéneas como peso, altura e índice de masa corporal (IMC) para garantizar las mismas capacidades de movilidad física entre los participantes (González Jemio et al., 2011). El estudio fue aprobado por el Comité de Ética Local del Hospital General de México “Dr. Eduardo Liceaga” (número de protocolo DI/03/17/471). Todos los participantes firmaron el formulario de consentimiento informado.

6.1.3 Procedimiento Experimental

Los participantes realizaron una serie de ejercicios con 3 repeticiones de cada uno. Esto se realizó dos veces en 2 sesiones con una semana de diferencia entre la primera y la segunda sesión. Las sesiones se llevaron a cabo aproximadamente a la misma hora del día. Todos los experimentos y grabaciones fueron realizados por el mismo operador para evaluar la repetibilidad del sistema.

Los datos sociodemográficos y las medidas antropométricas se recolectaron el primer día del estudio. Cada sesión, se le colocaron a cada sujeto los 16 sensores a lo largo de la columna, uno en el occipucio de la cabeza para evaluar los movimientos cervicales y 15 a lo largo de la espalda. El primer sensor de la espalda se colocó aproximadamente sobre la primera vértebra sacra (S1) y el último se colocó sobre la última vértebra cervical (C7), dejando una separación equidistante entre cada sensor. La distancia entre los sensores fue diferente en cada sujeto dependiendo de su altura y postura erguida natural. Los sensores de la espalda se montaron directamente sobre la piel con cinta adhesiva de doble cara y el sensor de la cabeza se montó con un arnés.

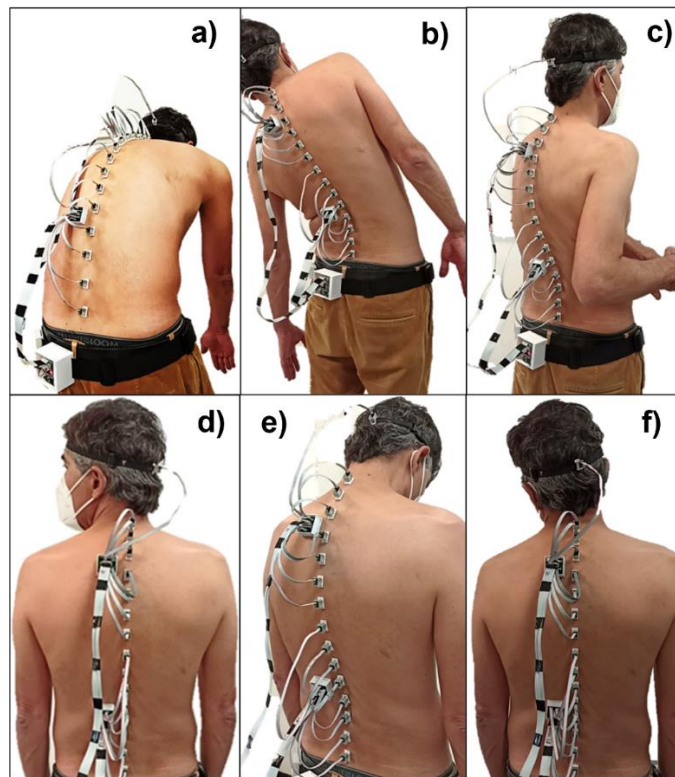


Figura 23. Movimientos considerados en el estudio con sujetos sanos: (a) flexión anterior de cadera; (b) flexión lateral del torso; (c) rotación axial; (d) rotación cervical; (e) flexión/extensión cervical; (f) flexión lateral cervical.

El protocolo de evaluación de la columna en sujetos sanos contempló seis movimientos (Figura 23), incluidos tres del índice BASMI: rotación axial cervical, flexión anterior de la cadera y flexión lateral del torso. En lugar de la distancia trago-pared, proponemos introducir otros dos movimientos de la cabeza, la flexión/extensión cervical y la flexión lateral cervical. Además, estudiamos la rotación axial de la columna lumbar y torácica.

- Movimiento 1: flexión anterior de cadera.
- Movimiento 2: flexiones laterales del torso hacia ambos lados (izquierdo/derecho).
- Movimiento 3: rotación axial de la columna dorsolumbar hacia ambos lados.
- Movimiento 4: rotación axial cervical.
- Movimiento 5: flexión/extensión cervical.
- Movimiento 6: flexión lateral cervical.

El operador guió amablemente a los participantes utilizando instrucciones estandarizadas a través de cada movimiento. Se pidió a los participantes que realizaran su máximo esfuerzo sin sentir ningún dolor o incomodidad para alcanzar su rango máximo de movimiento (ROM). Cada movimiento se repitió tres veces a una velocidad lenta y constante; antes de comenzar cada serie, los participantes se pararon en una posición vertical natural con los pies separados al ancho de los hombros durante 5 [s] para establecer la posición base de cada sensor. Todos los participantes realizaron la secuencia de repeticiones de los seis movimientos estrictamente en el mismo orden para evitar cualquier posible sesgo debido a la ejecución arbitraria de las rutinas de ejercicio.

6.1.4 Mediciones

Para cada MIMU, se estimaron simultáneamente los ángulos de Euler en la representación ZYX para los seis movimientos. En el *movimiento 1*, *movimiento 2* y *movimiento 3*, se consideraron 15 sensores, desde MIMU1 hasta MIMU15, colocadas aproximadamente sobre la vértebra sacra S1 hasta la vértebra cervical C7. Por lo tanto, había siete sensores (MIMU 1-7) para la columna lumbar y ocho sensores (MIMU 8-15) para la columna torácica.

Para el *movimiento 4*, *movimiento 5* y *movimiento 6*, se consideraron tres sensores, de MIMU14 a MIMU16, con MIMU14 entre las vértebras torácicas T1 y T2, MIMU15 en la vértebra C7 y MIMU16 sobre el área occipital de la cabeza. Luego, los rangos máximos de movimiento (RoM) de las flexiones frontales del *movimiento 1* y las flexiones/extensiones del *movimiento 5* se estimaron a partir de los máximos y mínimos del ángulo *roll* de cada

sensor. El RoM de las flexiones laterales del *movimiento 2* y el *movimiento 6* se estimaron a partir de los máximos y mínimos del ángulo *pitch*; de forma análoga a partir de los máximos y mínimos del ángulo *yaw*, se estimó el RoM de las rotaciones del *movimiento 3* y el *movimiento 4*.

6.1.5 Análisis Estadístico

Se evaluó estadísticamente la uniformidad de las edades y las medidas antropométricas de los participantes, mediante una prueba T de Student. Se calculó la estadística descriptiva (media, desviación estándar y rangos) del RoM de todos los participantes por MIMU, agrupando las dos series obtenidas. Para analizar la repetibilidad del sistema, se calculó el coeficiente de correlación intraclase (CCI) para cada MIMU en cada movimiento, agrupando a todos los sujetos. Posteriormente, se estimó el CCI por movimiento, agrupando las dos mediciones de todas las MIMUs correspondientes involucradas en cada movimiento. La interpretación del CCI, basados en (Koo & Li, 2016), fue la siguiente:

<0.4 = correlación mala;

0.41 a 0.6 = correlación regular;

0.61 a 0.8 = correlación buena;

>0.81 = correlación excelente.

Se asumió un nivel de significancia de $p < 0.05$ para todas las pruebas estadísticas. Las pruebas y análisis estadísticos se realizaron en Matlab R19 y SPSS 20.

6.2 PRUEBA PILOTO EN PACIENTES

6.2.1 Objetivo del Estudio

Como se explicó anteriormente, los métodos actuales de evaluación no muestran la suficiente sensibilidad a los cambios que genera la Espondilitis Anquilosante en la movilidad de los pacientes. Además, no toman en cuenta los movimientos erráticos que podrían realizar los pacientes al querer compensar la rigidez que se expresa en la columna y la cadera. Por lo que esta prueba se realizó con el propósito de identificar diferencias entre los sujetos al realizar las pruebas, y comprobar así que este sistema es más sensible a movimientos indetectables por los métodos actuales.

6.2.2 Reclutamiento

Se invitó a participar en esta prueba piloto a dos pacientes con Espondilitis Anquilosante, del servicio de Reumatología del Hospital General de México “Dr. Eduardo Liceaga”. El criterio de inclusión fue, ser paciente diagnosticado con Espondilitis Anquilosante, sin restricción severa de movilidad en la columna o la cadera, ni tener deformación severa de la columna. Los participantes firmaron el consentimiento informado y el estudio fue aprobado por el Comité de Ética Local del Hospital (número de protocolo DI/03/17/471).

6.2.3 Procedimiento Experimental y Mediciones

En esta prueba piloto se colocaron solo 6 MIMUs a lo largo de la espalda de los pacientes. El primer sensor se colocó, aproximadamente, sobre la primera vértebra sacra (S1) y el sexto sobre la última vértebra cervical (C7) dejando una separación equidistante entre cada sensor (Figura 24).

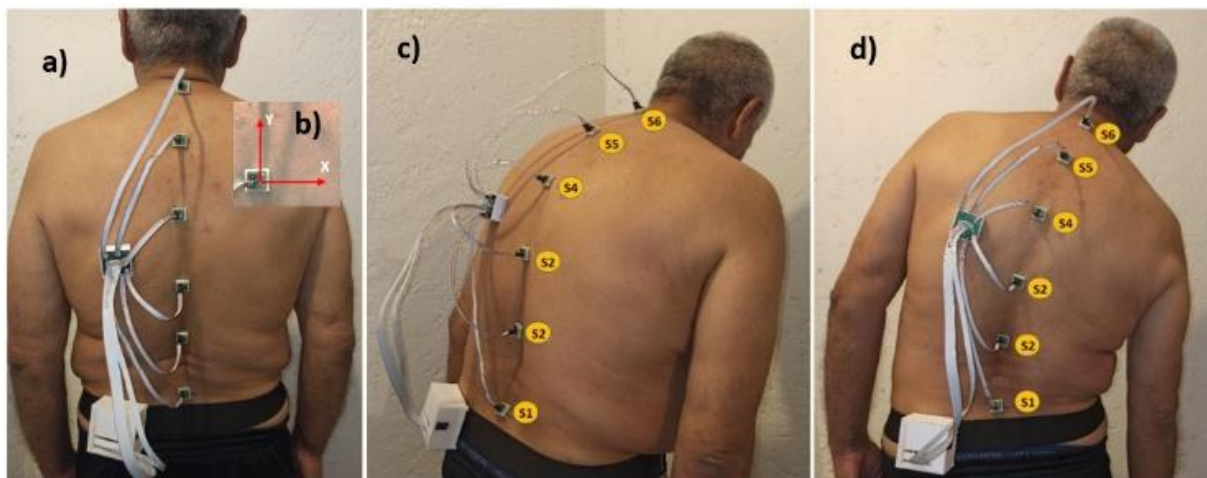


Figura 24. Prueba piloto en pacientes con 6 IMUs. Izquierda, flexión anterior de cadera; derecha, flexión lateral del tronco.

Se solicitó a los pacientes realizar dos movimientos incluidos en su evaluación clínica de rutina: flexión anterior de cadera y flexión lateral del tronco hacia ambos lados (izquierda/derecha) (Figura 24 c-d). Se guió amablemente a los pacientes para realizar una serie de 4 repeticiones de flexión anterior de cadera y una serie de 4 repeticiones de flexión lateral del tronco hacia ambos lados (derecha e izquierda); los movimientos se realizaron a una velocidad lenta y constante para alcanzar su rango de movimiento máximo (RoM) sin llegar a sentir algún dolor o molestia.

Tomando en cuenta el sistema de referencia de la Figura 24b, se calculó en cada sensor la trayectoria del ángulo roll (rotación en el eje x) para la flexión anterior de cadera; también se calcularon los rangos de movimiento de cada MIMU con su desviación estándar. De la misma forma para la flexión lateral del tronco, se calcularon en cada sensor la trayectoria del ángulo pitch (rotación en el eje z), los rangos de movimiento y su desviación estándar.

Finalmente se realizó el análisis de la cadena cinemática, compuesta por los seis segmentos en que se divide la columna por las MIMUs. Se analizaron ambos ángulos, roll y pitch, para cada movimiento.

CAPÍTULO 7

RESULTADOS

7.1 EVALUACIÓN EN SUJETOS SANOS

El grupo de estudio se integró por 15 participantes sanos. Una prueba T de Student de una muestra (versión de dos colas) confirmó la homogeneidad de las características antropométricas de los participantes, lo que resultó en estadísticas descriptivas significativas para todas las métricas, como se muestra en la Tabla 4. Trece participantes terminaron el estudio completo, los datos de dos participantes se descartaron para el análisis porque hubo problemas con la caída de algunos sensores.

Tabla 4. La información antropométrica de los participantes muestra una población uniforme, lo que indica condiciones físicas y capacidades similares para realizar los movimientos de la columna.

Datos Antropométricos		
Participantes		
Mujeres	7	
Hombres	8	
	media ± SD	valor de p (Prueba T)
Edad	31.26 ± 5.79	<0.0001
Peso (kg)	67.15 ± 10.18	<0.0001
Estatura (m)	1.67 ± 0.07	<0.0001
IMC (kg/m²)	24.04 ± 2.43	<0.0001
Largo de la espalda (cm)	49.39 ± 3.02	<0.0001
Separación entre MIMU (cm)	3.52 ± 0.21	<0.0001

7.1.1 Datos de movilidad de la columna

Las estadísticas descriptivas del RoM para cada MIMU y cada movimiento se reportan en ángulos en la Tabla 5. El RoM obtenido para cada sección de la columna fue consistente con lo reportado en (Jonas & Wilke, 2018; Liebsch & Wilke, 2018; Wilke & Volkheimer, 2018).

Tabla 5. Estadísticas descriptivas y correlación intraclase de los rangos de movimiento registrados por las MIMU para los seis movimientos, considerando dos series de tres repeticiones para cada movimiento.

	Movimientos dorsolumbares									Movimientos Cervicales									
	Movimiento 1			Movimiento 2			Movimiento 3			Movimiento 4			Movimiento 5			Movimiento 6			
IMU	Media	SD	ICC	Media	SD	ICC	Media	SD	ICC	IMU	Media	SD	ICC	Media	SD	ICC	Media	SD	ICC
1	61.8	12.0	0.60	4.4	2.9	0.26	13.5	10.8	0.59	14	7.3	7.4	0.84	14.0	11.2	0.92	7.3	7.4	0.86
2	69.0	12.8	0.52	9.2	6.8	0.22	12.8	16.7	0.44	15	9.1	7.3	0.87	24.7	17.1	0.82	10.9	8.7	0.71
3	84.7	15.1	0.91	14.1	8.4	0.45	29.8	29.9	0.54	16	96.1	35.3	0.67	73.8	18.8	0.72	60.8	12.5	0.66
4	95.2	11.8	0.63	26.0	11.6	0.71	11.9	13.8	0.01										
5	92.7	8.7	0.83	28.8	13.7	0.57	38.5	32.6	0.38										
6	102.0	10.6	0.85	40.7	14.1	0.67	55.6	50.5	0.84										
7	105.8	9.7	0.74	49.6	15.4	0.74	11.7	13.0	0.03										
8	113.6	12.7	0.82	53.2	18.1	0.37	36.0	41.8	0.84										
9	116.5	11.7	0.80	59.4	23.6	0.77	38.7	28.4	0.45										
10	120.8	11.7	0.77	62.9	20.0	0.67	31.3	29.5	0.43										
11	123.8	12.3	0.82	66.2	19.6	0.81	19.1	23.7	0.87										
12	123.8	11.9	0.73	68.0	21.0	0.65	34.3	36.0	0.77										
13	110.1	13.6	0.77	81.6	27.9	0.68	37.6	25.4	0.90										
14	114.0	15.7	0.84	86.3	29.0	0.70	38.8	32.2	0.46										
15	112.8	17.7	0.79	102.3	40.7	0.79	26.5	26.2	0.90										

* Los valores de CCI resaltados en negrita, indican un nivel de reproducibilidad de bueno a excelente.

Se calculó el coeficiente de correlación intraclase (CCI) para cada MIMU en cada movimiento, agrupando las mediciones de todos los sujetos. De esta forma se evaluó la confiabilidad por sensor, mostrando en general una correlación de buena a excelente en los movimientos 1, 2, 4, 5 y 6 para la mayoría de las MIMU.

La Figura 25 presenta las gráficas de caja que muestran las medianas, los valores máximos/mínimos, y valores atípicos obtenidos por cada MIMU en las dos series realizadas en los seis movimientos establecidos, agrupando a los trece participantes. Las barras azules corresponden a la primera serie de medidas, mientras que las verdes corresponden a la segunda serie, * y ° indican los valores atípicos observados.

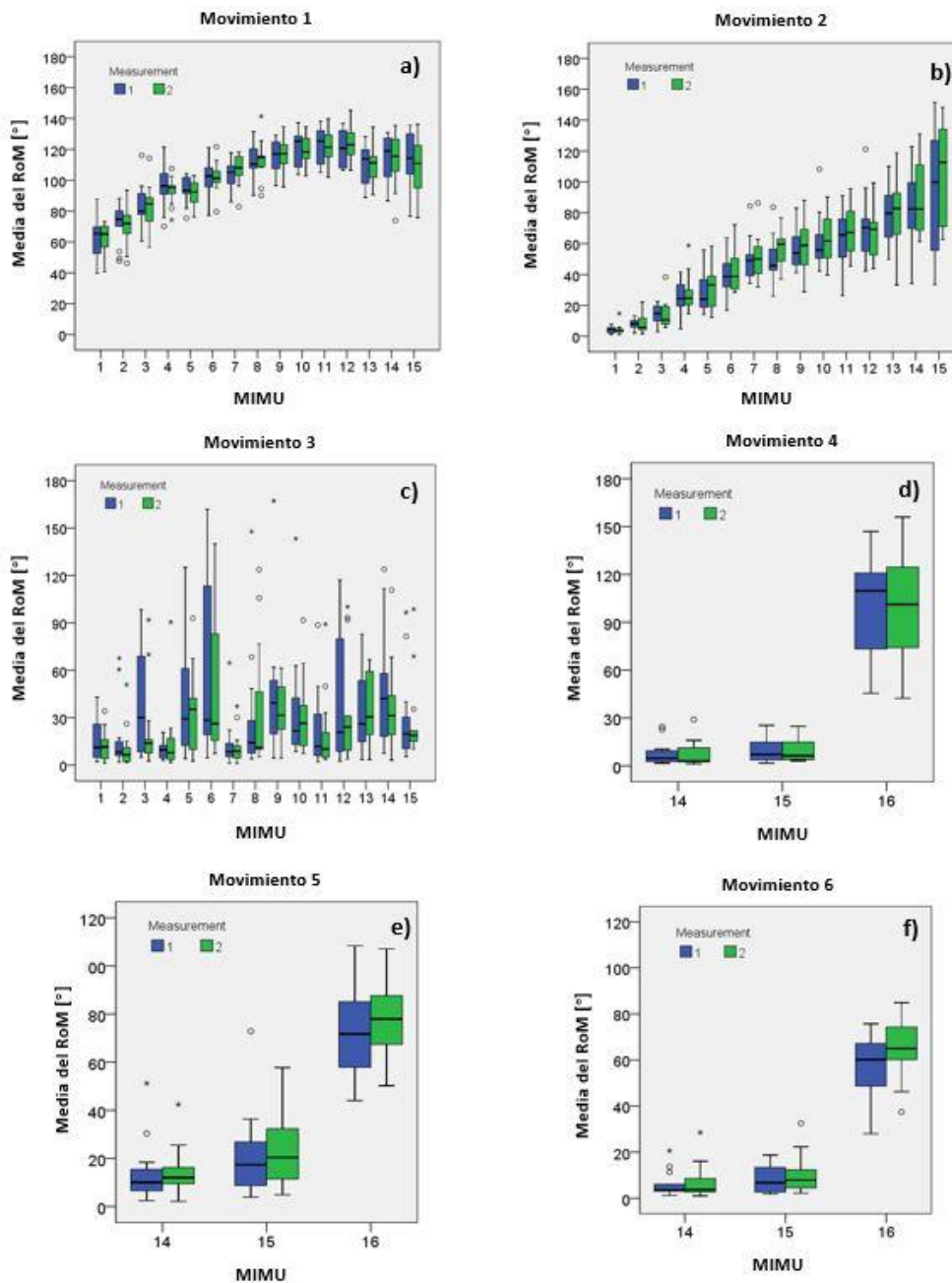


Figura 25. Gráficas de cajas que muestran la distribución del RoM observado en las diferentes IMU colocadas a lo largo de la espalda y la cabeza de los sujetos para los seis movimientos: (a) flexión anterior de cadera; (b) flexiones laterales del torso; (c) rotación axial del torso; (d) rotación axial cervical; (e) flexión/extensión cervical; (f) flexión lateral cervical.

Los gráficos de Bland-Altman en la Figura 26 muestran la repetibilidad del RoM para cada movimiento. Como se puede observar, el sistema presenta una buena concordancia para cinco de los seis movimientos estudiados, con pocos valores atípicos observados, a excepción de la rotación axial del tronco (Figura 23c).

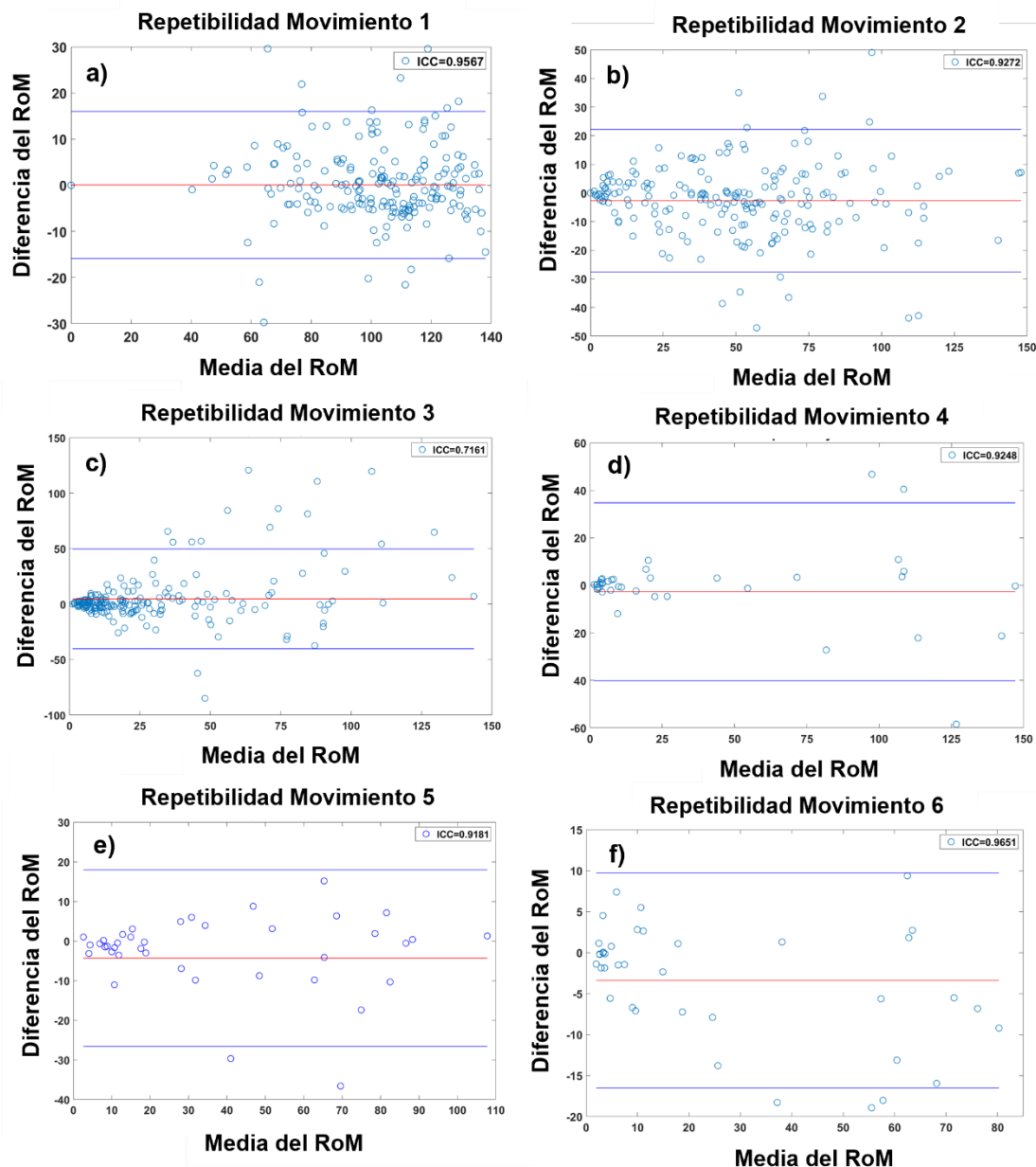


Figura 26. Gráficos de Bland-Altman que presentan la concordancia entre de los rangos de movimiento de las dos series de mediciones, para los seis movimientos: (a) flexión anterior de cadera; (b) flexiones laterales del torso; (c) rotación axial del torso; (d) rotación axial cervical; (e) flexión/extensión cervical; (f) flexión lateral cervical.

La Tabla 6 presenta los coeficientes de correlación intraclase de los gráficos de Bland-Altman correspondientes en la Figura 26, lo que confirma una excelente repetibilidad para la flexión frontal y lateral de la columna lumbar-torácica; y para la columna cervical en la flexión/extensión, flexión lateral y rotación. Además, muestra una buena repetibilidad para la rotación axial de la columna dorsolumbar.

Tabla 6. Análisis de correlación intraclassa general para evaluar la repetibilidad del sistema para los seis movimientos considerados.

Movimiento	Articulación	Ejercicio	MIMUs	CCI
1	Lumbar–torácica	Flexión Frontal	MIMU1–MIMU15	0.96
2	Lumbar–torácica	Flexión Lateral	MIMU1–MIMU15	0.93
3	Lumbar–torácica	Rotación Axial	MIMU1–MIMU15	0.72
4	Cervical	Rotación Axial	MIMU14–MIMU16	0.93
5	Cervical	Flexión/Extensión	MIMU14–MIMU16	0.92
6	Cervical	Flexión Lateral	MIMU14–MIMU16	0.97

* Los valores de CCI resaltados en negrita, indican un nivel de reproducibilidad excelente.

7.2 PRUEBA PILOTO EN PACIENTES

Para esta prueba se solicitó la participación de dos pacientes diagnosticados con EA, en la Tabla 7 se presentan los datos antropométricos de los participantes. Se evaluaron dos movimientos que son parte del índice BASMI, flexión anterior de cadera o Test de Schober Modificado; y flexión lateral del torso hacia ambos lados.

Tabla 7. Datos antropométricos de los dos participantes de la prueba piloto con pacientes.

Datos Antropométricos	
Participantes	
Hombres	2
Edad	45 / 49
Peso (kg)	70 / 79.5
Estatura (m)	1.65 / 1.70

La Figura 27 muestra los ángulos medidos y la cadena cinemática de los dos pacientes realizando el movimiento de flexión anterior de cadera. En la Figura 27A se presenta la trayectoria estimada del ángulo roll de las seis MIMU's, expresando el rango de movimiento de los pacientes. Cada señal describe la orientación de una MIMU, la diferencia de amplitud de cada señal observada se debe a la posición en la que se encuentra el sensor; mientras más arriba de la articulación lumbosacra se encuentre, mayor será la amplitud del ángulo descrito.

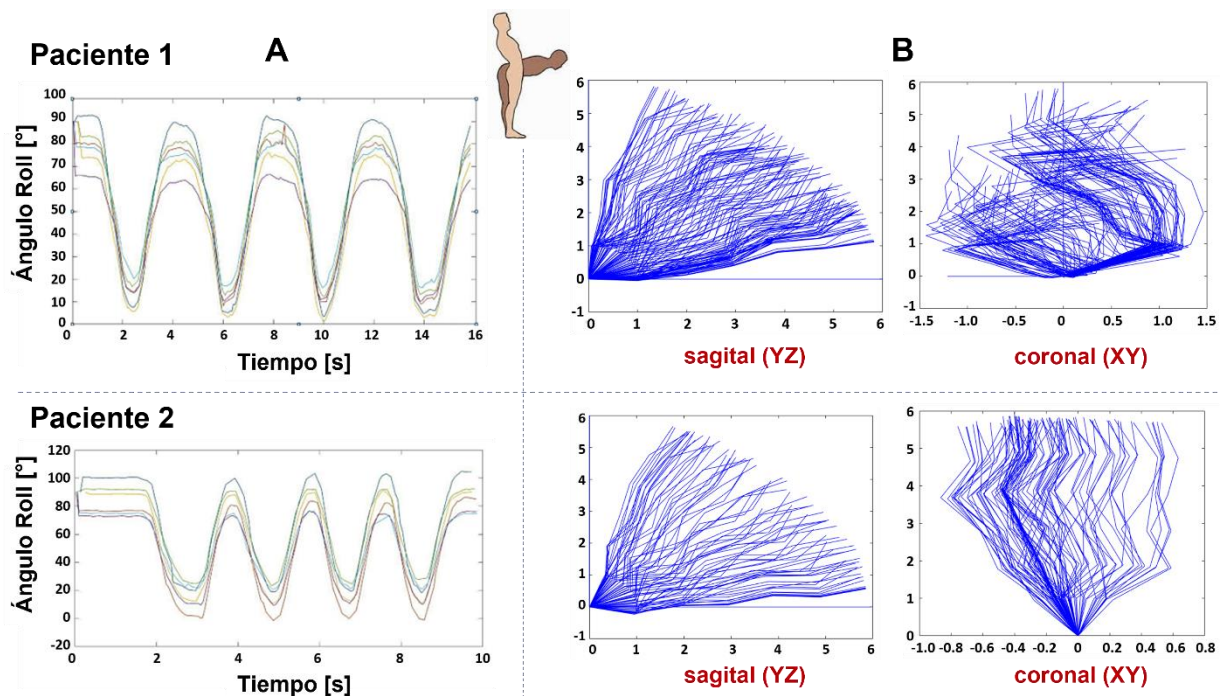


Figura 27. Movimiento de Flexión anterior de cadera de dos pacientes de EA. A) Trayectoria estimada del ángulo roll de las MIMU. B) Cadena cinemática de los segmentos de la espalda en los planos sagital y coronal.

En la Figura 27B se muestra la cadena cinemática de los segmentos de la espalda; el eje de las ordenadas de las gráficas tiene un rango de 0 a 6, representando los seis segmentos en los que se divide la espalda por los sensores. El movimiento de Flexión anterior se realiza en el plano sagital; sin embargo, es posible observar cierto movimiento en el plano coronal. También es notoria la diferencia entre los pacientes 1 y 2, observando mayor movimiento en el plano coronal por parte del Paciente 1, esto puede ser debido a la compensación que realiza por la falta de movilidad generada por la EA.

La Figura 28A presenta las curvas del ángulo pitch de cada MIMU, que describen el movimiento de flexión lateral del torso; de la misma forma, cada señal describe el movimiento con diferentes amplitudes debido a la posición de los sensores. En este caso, se pueden observar marcadas diferencias entre los dos pacientes, al realizar el movimiento, debido a la condición clínica del paciente. La Figura 28B muestra la cadena cinemática de la flexión lateral; este movimiento se realiza en el plano coronal. Sin embargo, es posible observar movimiento en el plano sagital y una notoria diferencia entre los movimientos compensatorios de los pacientes.

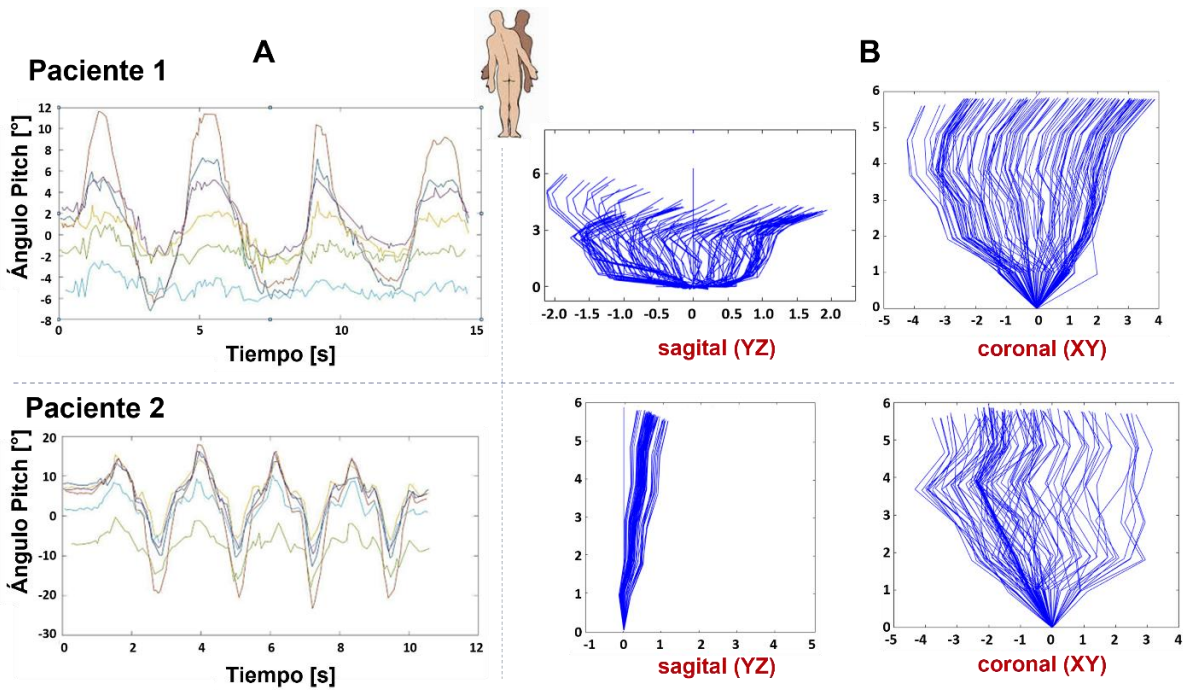


Figura 28. Movimiento de Flexión lateral de torso de dos pacientes de EA. A) Trayectoria estimada del ángulo pitch de las MIMU. B) Cadena cinemática de los segmentos de la espalda en los planos sagital y coronal.

Las gráficas de la Figura 29 presentan los rangos de movimiento de cada MIMU, agrupando las cuatro repeticiones realizadas por los pacientes. Las barras en color claro representan los rangos de movimientos y las barras en color oscuro, representan la desviación estándar. En estas gráficas también se pueden observar diferencias entre sujetos; por un lado, el paciente 1 tiene un mayor rango de movilidad en la flexión anterior de cadera comparado con el paciente 2. En el caso de la flexión lateral, es el paciente 2 quien presenta un mayor rango de movilidad.

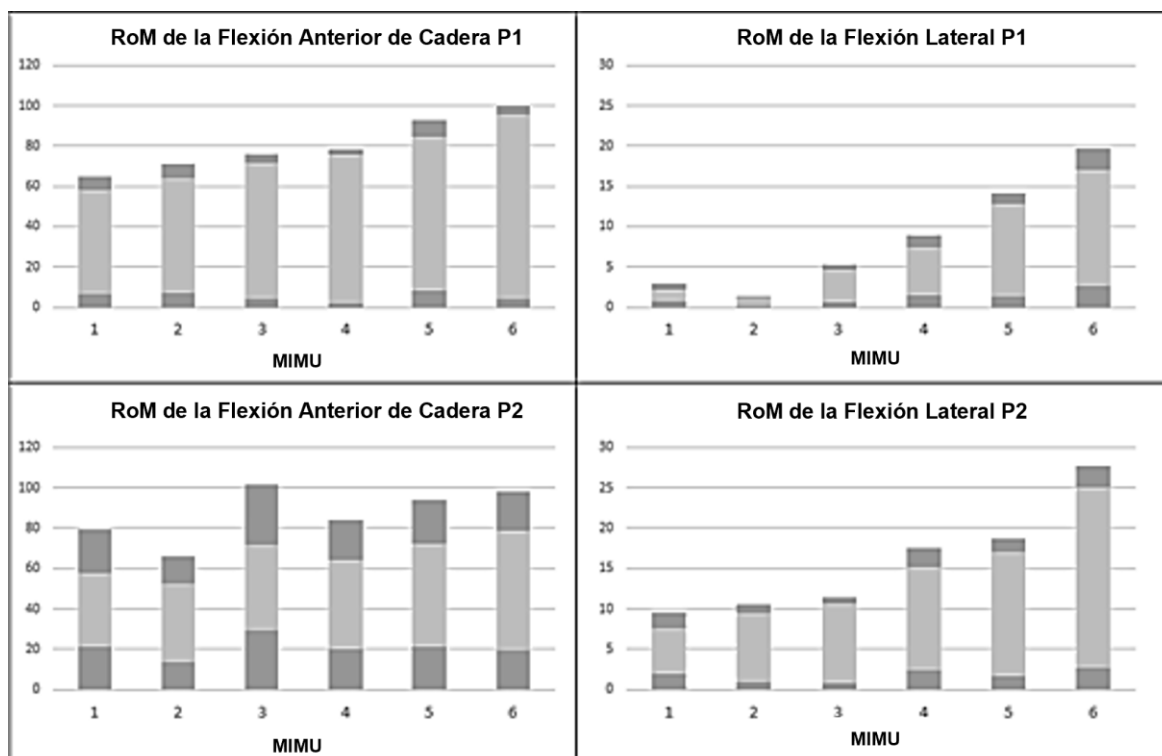


Figura 29. Rangos de movimientos obtenidos de dos pacientes de EA, utilizando seis sensores.

CAPÍTULO 8

ANÁLISIS DE RESULTADOS

En este trabajo de Tesis se presentó el diseño, implementación y evaluación de un sistema wearable que consta de 16 sensores de tipo inercial y magnético. Estos cuentan con un diseño único para evaluar toda la columna, incluidas las secciones cervical, torácica y lumbar; a diferencia de estudios anteriores (Aranda-Valera et al., 2020; Gardiner et al., 2020; O'Grady et al., 2021) que utilizaron solo dos sensores para evaluar la columna cervical y dos sensores para evaluar la columna lumbar en pruebas separadas. Esta configuración con más sensores permite obtener más información del movimiento con una resolución mayor que los enfoques existentes. Por este motivo, se espera que el sistema proporcione métricas más sensibles a cambios en la evolución del padecimiento o a mejoras debidas a los tratamientos, en pacientes con trastornos musculoesqueléticos.

El propósito del estudio con sujetos sanos fue demostrar la confiabilidad y repetibilidad del sistema desarrollado. El análisis de confiabilidad intra-evaluador en todas las MIMU (Tabla 5) mostró, en su mayoría, un coeficiente de correlación intraclase de bueno ($0.61 < ICCs < 0.8$) a excelente (> 0.81). En particular, para el ejercicio de flexión anterior de cadera (*Movimiento 1*), siete de los 15 sensores utilizados presentaron un buen nivel de confiabilidad, como lo exhibió el ICC logrado; seis presentaron un excelente nivel de confiabilidad y solo dos presentaron un nivel moderado. Estos dos sensores se localizaron en la parte inferior de la columna lumbar.

Para el ejercicio de flexión lateral del torso (*Movimiento 2*), para los mismos 15 sensores, el sistema presentó 10 sensores con un buen coeficiente de correlación intraclase pero

cinco sensores con coeficientes pobres, tres de ellos ubicados en la región lumbar. El nivel de confiabilidad observado en los sensores colocados en la zona lumbar mostró un comportamiento similar al coeficiente reportado por (Gardiner et al., 2020) en el sensor ubicado en la misma región anatómica.

En general, los sensores 1 a 5 mostraron un ICC deficiente debido a su posición en la espalda de los participantes. Para la MIMU1, una posible explicación es que estaba demasiado cerca de la ropa de los participantes, lo que puede haber inducido un movimiento errático del sensor durante los ejercicios. Para las MIMU2 a MIMU5, la variabilidad observada en los ICC probablemente se debió a factores anatómicos más que a un error del sensor. Esto debido a que los participantes tienen diferentes composiciones corporales (tejido adiposo o muscular), lo que genera un canal más estrecho en el centro de la espalda, lo cual dificulta colocar los sensores y mantenerlos en su lugar sin movimientos no deseados dados los desplazamientos de la piel.

Para la rotación axial del torso (*Movimiento 3*), el sistema no proporcionó información útil, al menos no para toda la columna, en la configuración probada. Los ICC fueron deficientes en casi todos los sensores, excepto en cuatro de los cinco sensores colocados en la columna torácica superior (MIMU 11-15). Una explicación es que la localización de los sensores no fue la óptima. En otras palabras, colocarlos a lo largo de la columna para este ejercicio, provocó movimientos de deslizamiento erráticos en los sensores debido a la deformación de la piel durante las repeticiones. Además, un problema de señal a ruido es plausible debido al incremento de ruido con los movimientos erráticos de los sensores. Por ello, es necesario seguir investigando la mejor configuración para colocar los sensores en la rotación axial del tronco. El diseño presentado por (Molnar et al., 2018) podría ser una mejor opción ya que los sensores se colocaron a ambos lados de la columna en sitios con menos desplazamiento de la piel.

Con respecto a los movimientos que involucran la columna cervical (*Movimientos 4-6*), el sensor 16 se sujetó con una correa a la zona occipital de la cabeza. Este sensor mide el rango de movimiento de la columna cervical con respecto a la espalda. En la Tabla 5 se puede observar variabilidad en los rangos de movimiento entre los participantes, lo que resultó en una confiabilidad buena pero no excelente. Esto debido a que no todos los participantes realizaron sus rangos máximos de movimiento al tratar de completar la serie dinámicamente, como se pudo observar visualmente durante los experimentos. Tampoco

se pueden descartar limitaciones anatómicas naturales de los participantes, a pesar de la homogeneidad antropométrica de la población. Una opción para mejorar esto, podría ser registrar los rangos de movimiento en condiciones estáticas, asegurando que se haya alcanzado el rango máximo, y así proporcionar consistencia en las mediciones. En cualquier caso, el registro dinámico de los ejercicios puede aportar una valiosa información temporal y diferencial para futuras investigaciones.

Como se puede observar, algunos factores influyeron en la variabilidad del sistema, algunos atribuidos a la propia población y otros atribuidos a errores de medición. Sin embargo, después del análisis de correlación intraclase general para evaluar la confiabilidad global del sistema (Tabla 6), se evidencia un nivel excelente de correlación intraclase para cinco de los seis movimientos considerados (es decir, *Movimientos 1, 2, 4, 5 y 6*), mientras que el restante tuvo un nivel bueno (*Movimiento 3*). Estos resultados indican una repetibilidad aceptable del sistema y, por tanto, la viabilidad de realizar más estudios clínicos.

Como limitación del presente estudio, por el momento, evaluamos la repetibilidad del sistema en condiciones estáticas, ya que solo se consideró la evaluación del RoM; sin embargo, sería interesante y requeriría un extenso esfuerzo de investigación para evaluar la confiabilidad del sistema con respecto a la ejecución dinámica de los movimientos. Esto puede ser valioso para introducir nuevas métricas que involucren patrones temporales, fases de movimiento y sinergias de movimiento anormales que no se consideran en la práctica clínica actual.

Respecto a la prueba piloto realizada con dos pacientes de EA, la evaluación incluyó solo dos movimientos, los cuales están incluidos en su evaluación clínica de rutina y se evaluaron con solo 6 MIMU's. Esto se realizó con el propósito de probar su viabilidad en ambientes clínicos y para verificar que el sistema es capaz de mostrar diferencias significativas entre pacientes y movimientos indetectables por los métodos clínicos manuales. Sin embargo, la colocación de los 16 sensores con el torso descubierto más el tiempo de evaluación, puede llegar a prologarse hasta por una hora; por lo que se redujo el número de sensores y movimientos.

Aún con estas limitaciones, se demostró la factibilidad de utilizar el sistema en pacientes con EA. Basados en el análisis de los rangos de movimientos (Figura 29), se puede observar

que el sistema es capaz de detectar diferencias entre pacientes, lo que se puede traducir como una mayor sensibilidad a los cambios en la movilidad, debido al avance del padecimiento o mejora por a los tratamientos.

Por otro lado, en las Figuras 27 y 28 se presenta el análisis de la cadena cinemática de la columna de los pacientes, realizando los dos movimientos. En estas se observa que el sistema puede detectar movimientos sutiles que son indetectables por los métodos tradicionales. El índice BASMI solo considera los movimientos que involucran las articulaciones espinales y sacroilíacas, pero no es sensible a posibles movimientos erráticos o de compensación debido a la rigidez e inflamación del sistema musculoesquelético axial.

CAPÍTULO 9

TRABAJO A FUTURO

Una de las principales limitantes de sistema es la colocación de los sensores, si bien en el estudio con pacientes sanos no fue un problema el tiempo, que llegaba a prolongarse hasta 1 hora por participante. Para su uso en la práctica clínica con pacientes, es necesario investigar y desarrollar nuevos métodos para la colocación de los sensores. Estos métodos deben ser sencillos de colocar (como un traje o arnés), pero sin llegar a limitar el movimiento y además seguir brindando información fiel de los movimientos realizados.

Además de reducir el tiempo de colocación del sistema, este nuevo método puede ayudar a corregir los errores presentados por el desplazamiento de algunos sensores al realizar las pruebas. Por otro lado, es necesario trabajar en el desarrollo de una interfaz de usuario amigable, que permita al médico experto obtener toda la información relevante para dar un diagnóstico más específico y oportuno.

Otra opción para mejorar la usabilidad del sistema es realizar un análisis de reducción de información para obtener un sistema más eficiente, con solo los sensores necesarios y las ubicaciones precisas para proporcionar la información relevante. En cualquier caso, el diseño de nuestro sistema permite una mayor flexibilidad para la colocación de los sensores, lo que permitiría el desarrollo de nueva investigación de movilidad en diferentes configuraciones. Esto puede ser útil para evaluar no solo la columna, sino también otras articulaciones como los brazos, las piernas y los dedos, que pueden verse afectadas por otras afecciones musculoesqueléticas.

Por otro lado, es necesario realizar más estudios para confirmar la confiabilidad Inter-

observador, involucrando al menos a dos observadores diferentes. En cuanto a la validez y precisión del sistema, los rangos de movimiento registrados son consistentes con la literatura sobre biomecánica espinal (Jonas & Wilke, 2018; Liebsch & Wilke, 2018; Wilke & Volkheimer, 2018) y similares a los reportados por (Franco et al., 2021). Aun así, se necesitan más estudios para evaluar la precisión del sistema.

Por último, el estudio se realizó en un ambiente controlado donde se caracterizó el ruido electromagnético. Sin embargo, para su implementación en la práctica clínica, es necesario mejorar el filtro de Kalman para neutralizar el ruido electromagnético del ambiente, que puede llegar a ser difícil de caracterizar. Los métodos reportados por (D. Roetenberg et al., 2005) y (S. Zihajehzadeh et al., 2014) pueden ser de utilidad al mejorar la matriz de covarianza del ruido de medición del Filtro de Kalman.

CAPÍTULO 10

CONCLUSIONES

Este trabajo presenta el desarrollo y la evaluación de un sistema wearable basado en unidades de medición magnética e inercial para evaluar la movilidad de la columna. El sistema comprende 16 MIMU a diferencia de los estudios anteriores que utilizaron como máximo cinco sensores. El protocolo aplicado demostró la confiabilidad de utilizar el sistema para evaluar toda la columna, con un excelente nivel de correlación intraclase (> 0.81) para cinco de los seis movimientos considerados. El presente estudio introdujo tres movimientos (rotación axial del tronco, flexión/extensión cervical y flexión lateral cervical), inviabilidades de evaluar utilizando los métodos manuales como el BASMI que es el índice más utilizado para la evaluación de la columna en pacientes con EA.

De los resultados de la prueba con pacientes, se puede deducir que el sistema ofrece ventajas sobre los métodos clínicos tradicionales (como el BASMI) ya que puede proporcionar a los médicos información más relevante sobre la movilidad del paciente, así como el estado debido a su condición clínica, en términos de velocidad, suavidad de movimientos, continuidad y fluidez, de una manera más sistemática y controlada, reduciendo así la subjetividad.

Aunque es necesario continuar investigando la mejor configuración para colocar los sensores para la rotación axial ya que el enfoque propuesto no brindó información útil. Nuestros resultados indican que el sistema es confiable y factible para estudios y aplicaciones clínicas. Además, el diseño del sistema permite la colocación de los sensores en varias configuraciones para evaluar otras articulaciones como las rodillas, tobillos y hombros, de forma simultánea con la columna. Permitiendo obtener información más objetiva sobre el estado del paciente para un mejor y más oportuno diagnóstico

De esta forma, se espera contar con un sistema de apoyo para la generación de investigación de mejores métodos de evaluación clínica, que generen una valoración cuantitativa y objetiva de los pacientes no solo en el área de reumatismo. Además, este sistema podrá ser aplicado en otros proyectos que se desarrollan en el laboratorio de Bioinstrumentación del Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología (ICAT) de la UNAM.

PUBLICACIONES

Como resultado del presente trabajo, se publicaron los siguientes artículos en revistas indexadas y memorias de congresos.

Artículo Principal

Martínez-Hernández, A.; Perez-Lomelí, J.S.; Burgos-Vargas, R.; Padilla-Castañeda, M.A. A Wearable System Based on Multiple Magnetic and Inertial Measurement Units for Spine Mobility Assessment: A Reliability Study for the Evaluation of Ankylosing Spondylitis. *Sensors* 2022, 22, 1332. <https://doi.org/10.3390/s22041332>

Conferencias Internacionales

A. Martínez H., M.A. Padilla C., J.S. Pérez L., J. Casasola V., R. Burgos V. Preliminary tests of a Inertial Measurement Units based System for Spine mobility assessment in patients with Ankylosing Spondylitis. 2021 43rd Annual Int. Conf. IEEE Eng. in Medicine & Biology Society (EMBC). Oct 31-Nov. 4, 2021. p. 1-4.

A. Martínez H., J.S. Pérez L., J. Casasola V., M.A. Padilla C., R. Burgos V. Evaluation of the spine mobility in patients with ankylosing spondyloarthritis through a novel multi-sensor inertial system: a pilot test. PANLAR 2021 Virtual - 23rd Pan-American Congress of Rheumatology. August 12-15. J. Clinical Rheumatology. p. S128-S129.

Conferencias Nacionales

A. Martínez H., J.S. Pérez L., J. Casasola V., M.A. Padilla C., R. Burgos V. Sistema wearable basado en sensores inerciales para evaluación de movilidad de la columna en pacientes con Espondilitis Anquilosante. Congreso Mexicano de Reumatología, 2022 (Aceptado).

A. Martínez Hernández, M.A. Padilla Castañeda, S. Herrera Mata, J.S. Pérez Lomelí. Sistema de seguimiento en tres dimensiones, basado en sensores inerciales para aplicaciones en evaluación de movimiento del cuerpo humano. SOMI XXXIV Congreso de Instrumentación. Morelia, Michoacán, México, 16 al 18 de octubre de 2019

A. Martínez-Hernández, M.A. Padilla-Castañeda, R. Burgos-Vargas, J.S. Pérez-Lomelí. Sistema de evaluación de movilidad en pacientes con espondilitis anquilosante mediante sensores inerciales. X Congreso Nacional de Tecnología Aplicada a Ciencias de la Salud. 13-15 de junio, 2019. Puebla, Puebla.

REFERENCIAS

A.-C. Rat, H. E. A. (2013). Epidemiología de las enfermedades reumáticas. *Aparato locomotor*. [http://dx.doi.org/10.1016/S1286-935X\(13\)65505-7](http://dx.doi.org/10.1016/S1286-935X(13)65505-7)

Aghazadeh, F., Arjmand, N., & Nasrabadi, A. M. (2020). Coupled artificial neural networks to estimate 3D whole-body posture, lumbosacral moments, and spinal loads during load-handling activities. *Journal of Biomechanics*, *102*, 109332. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109332>

Aranda-Valera, I. C., Cuesta-Vargas, A., Garrido-Castro, J. L., Gardiner, P. V., López-Medina, C., Machado, P. M., Condell, J., Connolly, J., Williams, J. M., Muñoz-Esquivel, K., O'Dwyer, T., Castro-Villegas, M. C., González-Navas, C., Collantes-Estévez, E., & Group, O. B. O. iMaxSpA S. (2020). Measuring Spinal Mobility Using an Inertial Measurement Unit System: A Validation Study in Axial Spondyloarthritis. *Diagnostics (Basel, Switzerland)*, *10*(6), Article 6. <https://doi.org/10.3390/diagnostics10060426>

Asadi, F., & Arjmand, N. (2020). Marker-less versus marker-based driven musculoskeletal models of the spine during static load-handling activities. *Journal of Biomechanics*, *112*, 110043. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.110043>

Baghdadi, A., Cavuoto, L., & Crassidis, J. (2018). Hip and Trunk Kinematics Estimation in Gait through Kalman Filter using IMU Data at the Ankle. *Ieee Sensors Journal*, *18*, 4253-4260. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2018.2817228>

Burgos-Vargas, R. (1), Casasola-Vargas, J. C. (1), Braun, J. (2), & Sieper, J. (3). (2005). Efficacy of biological agents in ankylosing spondylitis. *Reumatologia Clinica*, *1*(SUPPL. 2), S24-S41. Scopus®. [https://doi.org/10.1016/S1699-258X\(05\)72770-4](https://doi.org/10.1016/S1699-258X(05)72770-4)

Burgos-Vargas, R., Naranjo, A., Castillo, J., & Katona, G. (1989). Ankylosing spondylitis in the Mexican mestizo: Patterns of disease according to age at onset. *The Journal of Rheumatology*, *16*(2), 186-191.

Burgos-Vargas, R., & Peláez-Ballestas, I. (2011). Epidemiology of spondyloarthritis in México. *The American Journal of the Medical Sciences*, *341*(4), 298-300. <https://doi.org/10.1097/MAJ.0b013e31820f8d0a>

Calvo-Gutiérrez, J., Garrido-Castro, J. L., González-Navas, C., Castro-Villegas, M. C., Ortega-Castro, R., López-Medina, C., Font-Ugalde, P., Escudero-Contreras, A., & Collantes-Estévez, E. (2016). Inter-rater reliability of clinical mobility measures in ankylosing spondylitis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *17*(1), 382. <https://doi.org/10.1186/s12891-016-1242-1>

Cardiel, M. (2011). Presente y futuro de las enfermedades reumáticas en Iberoamérica. ¿Estamos preparados para hacerles frente? *Corrosion Science - CORROS SCI*, *7*, 279-280. <https://doi.org/10.1016/j.reuma.2010.12.009>

Cardiel, M. H., & Rojas-Serrano, J. (2002). Community based study to estimate prevalence, burden of illness and help seeking behavior in rheumatic diseases in Mexico City. A COPCORD study. *Clinical and Experimental Rheumatology*, *20*(5), 617-624.

Choi, S., Shin, Y. B., Kim, S.-Y., & Kim, J. (2018). A novel sensor-based assessment of lower limb spasticity in children with cerebral palsy. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, *15*(1), 45. <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0388-5>

D. Roetenberg, H. J. Luinge, C. T. M. Baten, & P. H. Veltink. (2005). Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *13*(3), 395-405. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2005.847353>

Faber, G. S., Chang, C. C., Kingma, I., Dennerlein, J. T., & van Dieën, J. H. (2016). Estimating 3D L5/S1 moments and ground reaction forces during trunk bending using a full-body ambulatory inertial motion capture system. *Journal of Biomechanics*, *49*(6), 904-912. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.11.042>

Fathi, A., & Curran, K. (2017). Detection of spine curvature using wireless sensors. *SI: Smart materials & applications of new materials*, *29*(4), 553-560. <https://doi.org/10.1016/j.jksus.2017.09.014>

Filippeschi, A., Schmitz, N., Miezal, M., Bleser, G., Ruffaldi, E., & Stricker, D. (2017). Survey of Motion Tracking Methods Based on Inertial Sensors: A Focus on Upper Limb Human Motion. *Sensors (Basel, Switzerland)*, *17*(6). <https://doi.org/10.3390/s17061257>

Franco, L., Sengupta, R., Wade, L., & Cazzola, D. (2021). A novel IMU-based clinical assessment protocol for Axial Spondyloarthritis: A protocol validation study. *PeerJ*, *9*, e10623. <https://doi.org/10.7717/peerj.10623>

G. Ligorio & A. M. Sabatini. (2015). A Novel Kalman Filter for Human Motion Tracking With an Inertial-Based Dynamic Inclinometer. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *62*(8), 2033-2043. <https://doi.org/10.1109/TBME.2015.2411431>

Gardiner, P. V., Small, D., Muñoz-Esquivel, K., Condell, J., Cuesta-Vargas, A., Williams, J., Machado, P. M., & Garrido-Castro, J. L. (2020). Validity and reliability of a sensor-based electronic spinal mobility index for axial spondyloarthritis. *Rheumatology (Oxford, England)*, *59*(11), 3415-3423. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/keaa122>

Garrido-Castro, J. L., Escudero, A., Medina-Carnicer, R., Galisteo, A. M., Gonzalez-Navas, C., Carmona, L., & Collantes-Estevez, E. (2014). Validation of a new objective index to measure spinal mobility: The University of Cordoba Ankylosing Spondylitis Metrology Index (UCOASMI). *Rheumatology International*, *34*(3), 401-406. <https://doi.org/10.1007/s00296-013-2917-7>

Gholipour, A., & Arjmand, N. (2016). Artificial neural networks to predict 3D spinal posture in reaching and lifting activities; Applications in biomechanical models. *Journal of Biomechanics*, *49*(13), 2946-2952. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.07.008>

Giggins, O. M., Sweeney, K. T., & Caulfield, B. (2014). Rehabilitation exercise assessment using inertial sensors: A cross-sectional analytical study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *11*(1), 158. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-158>

Gonzales Moreno, Á. (s. f.). *Semiología de la columna vertebral y pelvis*. Cirugía Ortopédica y Traumatología. Recuperado 18 de enero de 2022, de

<https://studylib.es/doc/5687546/semiolog%C3%ADa-de-la-columna-vertebral-y-pelvis-dr.-%C3%A1ngel-gon...>

González Jemio, F., Mustafá Milán, O., & Antezana Arzabe, A. (2011). Alteraciones Biomecánicas Articulares en la Obesidad. *Gaceta Médica Boliviana*, 34, 52-56.

Hajibozorgi, M., & Arjmand, N. (2016). Sagittal range of motion of the thoracic spine using inertial tracking device and effect of measurement errors on model predictions. *Journal of Biomechanics*, 49(6), 913-918. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.003>

IMSS, I. M. del S. S. (2010). *Guía de Práctica Clínica Uso de Terapia Biológica en Espondilitis Anquilosante del Adulto* (C. de U. M. de A. E. División de Excelencia Clínica, Ed.). <http://www.imss.gob.mx/sites/all/statics/guiasclinicas/356GER.pdf>

J. K. Lee, E. J. Park, & S. N. Robinovitch. (2012). Estimation of Attitude and External Acceleration Using Inertial Sensor Measurement During Various Dynamic Conditions. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 61(8), 2262-2273. <https://doi.org/10.1109/TIM.2012.2187245>

Jonas, R., & Wilke, H.-J. (2018). Chapter 2—The Cervical Spine. En F. Galbusera & H.-J. Wilke (Eds.), *Biomechanics of the Spine* (pp. 11-34). Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812851-0.00002-1>

Kobsar, D., Osis, S. T., Boyd, J. E., Hettinga, B. A., & Ferber, R. (2017). Wearable sensors to predict improvement following an exercise intervention in patients with knee osteoarthritis. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 14(1), 94. <https://doi.org/10.1186/s12984-017-0309-z>

Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155-163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>

Li, X., Navas, C., & Garrido-Castro, J. L. (2017). Fiabilidad y validez de la medida de la movilidad cervical en pacientes con espondiloartritis axial utilizando un sensor inercial. *Rehabilitación*. <https://doi.org/10.1016/j.rh.2016.10.002>

Liebsch, C., & Wilke, H.-J. (2018). Chapter 3—Basic Biomechanics of the Thoracic Spine and Rib Cage. En F. Galbusera & H.-J. Wilke (Eds.), *Biomechanics of the Spine* (pp. 35-50). Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812851-0.00003-3>

Liu, D., Pei, L., Qian, J., Wang, L., Liu, C., Liu, P., & Yu, W. (2016). *Simplified Ellipsoid Fitting-Based Magnetometer Calibration for Pedestrian Dead Reckoning* (Vol. 389, pp. 473-486). https://doi.org/10.1007/978-981-10-0937-2_40

Luinje, H. J., & Veltink, P. H. (2005). Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 43(2), 273-282. <https://doi.org/10.1007/BF02345966>

Madsen, O. R., Hansen, L. B., Rytter, A., Suetta, C., & Egsmose, C. (2009). The Bath metrology index as assessed by a trained and an untrained rater in patients with spondylarthropathy: A study of intra- and inter-rater agreements. *Clinical Rheumatology*, 28(1), 35-40. <https://doi.org/10.1007/s10067-008-0978-x>

Martindale, J. H., Sutton, C. J., & Goodacre, L. (2012). An exploration of the inter- and intra-rater reliability of the Bath Ankylosing Spondylitis Metrology Index. *Clinical Rheumatology*, 31(11), 1627-1631. <https://doi.org/10.1007/s10067-012-2057-6>

Martínez-Hernández, A. (2017). *Sistema de estimación de orientación basado en sensores inerciales para aplicaciones en evaluación de movimientos del cuerpo humano*. [Maestría]. Universidad Nacional Autónoma de México.

Maybeck, P. S. (Ed.). (1979). Chapter 1 Introduction. En *Stochastic models, estimation, and control* (Vol. 141, pp. 1-24). Elsevier. [https://doi.org/10.1016/S0076-5392\(08\)62166-9](https://doi.org/10.1016/S0076-5392(08)62166-9)

Milosevic, B., Leardini, A., & Farella, E. (2020). Kinect and wearable inertial sensors for motor rehabilitation programs at home: State of the art and an experimental comparison. *BioMedical Engineering OnLine*, 19(1), 25. <https://doi.org/10.1186/s12938-020-00762-7>

Mjøsumd, H. L., Boyle, E., Kjaer, P., Mieritz, R. M., Skallgård, T., & Kent, P. (2017). Clinically acceptable agreement between the ViMove wireless motion sensor system and the Vicon motion capture system when measuring lumbar region inclination motion in the sagittal and coronal planes. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1), 124. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1489-1>

Molnar, M., Kok, M., Engel, T., Kaplick, H., Mayer, F., & Seel, T. (2018). A Method for Lower Back Motion Assessment Using Wearable 6D Inertial Sensors. *2018 21st International Conference on Information Fusion (FUSION)*, 799-806. <https://doi.org/10.23919/ICIF.2018.8455828>

Morita, D., Yukawa, Y., Nakashima, H., Ito, K., Yoshida, G., Machino, M., Kanbara, S., Iwase, T., & Kato, F. (2014). Range of motion of thoracic spine in sagittal plane. *European Spine Journal : Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 23(3), 673-678. <https://doi.org/10.1007/s00586-013-3088-7>

Mould-Quevedo, J. (1), Peláez-Ballestas, I. (2), Vázquez-Mellado, J. (2, 3), Hernández-Garduño, A. (2), Burgos-Vargas, R. (2, 3,13), Flores-Alvarado, D. (2), Rodríguez-Amado, J. (2), Casasola-Vargas, J. (2), Terán-Estrada, L. (4), Esquivel-Valerio, J. (5), Garza-Elizondo, M. (5), Álvarez-Hernández, E. (5), Skinner-Taylor, C. (5), Ventura-Ríos, L. (6), Aceves-Ávila, F. J. (7), Bernard-Medina, A. G. (8), Goycochea-Robles, M. V. (9), Shumski, C. (10), Ramos-Remus, C. (11), & Espinoza-Villalpando, J. (12). (2008). Social costs of the most common inflammatory rheumatic diseases in Mexico from the patient's perspective. *Gaceta Medica de Mexico*, 144(3), 225-231. Scopus®.

Noamani, A., Nazarahari, M., Lewicke, J., Vette, A. H., & Rouhani, H. (2020). Validity of using wearable inertial sensors for assessing the dynamics of standing balance. *Medical Engineering & Physics*, 77, 53-59. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.10.018>

O'Grady, M., O'Dwyer, T., Connolly, J., Condell, J., Esquivel, K. M., O'Shea, F. D., Gardiner, P., & Wilson, F. (2021). Measuring Spinal Mobility Using an Inertial Measurement Unit System: A Reliability Study in Axial Spondyloarthritis. *Diagnostics*, 11(3), Article 3. <https://doi.org/10.3390/diagnostics11030490>

Oliveira, C., Navarro García, R., Ruiz Caballero, J. A., & Brito Ojeda, M. E. (2007). Biomecánica de la columna vertebral. *Canarias médica y quirúrgica*, 4(12), 35-43.

Ozyagcilar, T. (2015a). *Calibrating an eCompass in the Presence of Hard- and Soft-Iron Interference*. Freescale Semiconductor NXP. <https://www.nxp.com/search?keyword=AN4246&start=0>

Ozyagcilar, T. (2015b). *Implementing a Tilt-Compensated eCompass using Accelerometer and Magnetometer Sensors*. Freescale Semiconductor NXP. <https://www.nxp.com/search?keyword=AN4248&start=0>

Ozyagcilar, T. (2015c). *Layout Recommendations for PCBs Using a Magnetometer Sensor*. Freescale Semiconductor NXP. <https://www.nxp.com/search?keyword=AN4247&start=0>

Papi, E., Koh, W. S., & McGregor, A. H. (2017). Wearable technology for spine movement assessment: A systematic review. *Journal of Biomechanics*, *64*, 186-197. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.09.037>

Peláez-Ballestas, I., Navarro-Zarza, J. E., Julian, B., Lopez, A., Flores-Camacho, R., Casasola-Vargas, J. C., Sanin, L. H., Rivas, L., Vázquez-Mellado, J., & Burgos-Vargas, R. (2013). A community-based study on the prevalence of spondyloarthritis and inflammatory back pain in Mexicans. *Journal of Clinical Rheumatology: Practical Reports on Rheumatic & Musculoskeletal Diseases*, *19*(2), 57-61. <https://doi.org/10.1097/RHU.0b013e3182862e65>

Peláez-Ballestas, I., SANIN, L. H., MORENO-MONTOYA, J., ALVAREZ-NEMEGYEI, J., BURGOS-VARGAS, R., GARZA-ELIZONDO, M., RODRÍGUEZ-AMADO, J., GOYCOCHEA-ROBLES, M.-V., MADARIAGA, M., ZAMUDIO, J., SANTANA, N., & CARDIEL, M. H. (2011). Epidemiology of the Rheumatic Diseases in Mexico. A Study of 5 Regions Based on the COPCORD Methodology. *The Journal of Rheumatology*, *86*, 3-8.

Rajaei, M., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., & Schmidt, H. (2015). Comparative evaluation of six quantitative lifting tools to estimate spine loads during static activities. *Applied Ergonomics*, *48*, 22-32. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2014.11.00>

Raya, R., Garcia-Carmona, R., Sanchez, C., Urendes, E., Ramirez, O., Martin, A., & Otero, A. (2018). An Inexpensive and Easy to Use Cervical Range of Motion Measurement Solution Using Inertial Sensors. *Sensors (Basel, Switzerland)*, *18*(8). <https://doi.org/10.3390/s18082582>

Roetenberg, D., Luinge, H., & Slycke, P. (2009). Xsens MVN: Full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors. *Xsens Motion Technol. BV Tech. Rep.*, *3*.

Rudwaleit, M., Landewé, R., van der Heijde, D., Listing, J., Brandt, J., Braun, J., Burgos-Vargas, R., Collantes-Estevez, E., Davis, J., Dijkmans, B., Dougados, M., Emery, P., van der Horst-Bruinsma, I. E., Inman, R., Khan, M. A., Leirisalo-Repo, M., van der Linden, S., Maksymowych, W. P., Mielants, H., ... Sieper, J. (2009). The development of Assessment of SpondyloArthritis international Society classification criteria for axial spondyloarthritis (part I): Classification of paper patients by expert opinion including uncertainty appraisal. *Annals of the Rheumatic Diseases*, *68*(6), 770-776. <https://doi.org/10.1136/ard.2009.108217>

S. Zihajehzadeh, D. Loh, M. Lee, R. Hoskinson, & E. J. Park. (2014). A cascaded two-step Kalman filter for estimation of human body segment orientation using MEMS-IMU. *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 6270-6273. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2014.6945062>

Sieper, J., Rudwaleit, M., Baraliakos, X., Brandt, J., Braun, J., Burgos-Vargas, R., Dougados, M., Hermann, K.-G., Landewé, R., Maksymowych, W., & van der Heijde, D. (2009). The Assessment of SpondyloArthritis international Society (ASAS) handbook: A guide to assess spondyloarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 68(Suppl 2), ii1. <https://doi.org/10.1136/ard.2008.104018>

Simpson, L., Maharaj, M. M., & Mobbs, R. J. (2019). The role of wearables in spinal posture analysis: A systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 20(1), 55. <https://doi.org/10.1186/s12891-019-2430-6>

Sociedad Española de Reumatología, & Grupo de Trabajo ESPOGUIA. (2015). *Guía de Práctica Clínica para el Tratamiento de la Espondiloartritis Axial y la Artritis Psoriásica*. Sociedad Española de Reumatología. https://www.ser.es/wp-content/uploads/2016/04/GPC_-Tratamiento_EspAax_APs_DEF.pdf

Tafazzol, A., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., & Parnianpour, M. (2014). Lumbopelvic rhythm during forward and backward sagittal trunk rotations: Combined in vivo measurement with inertial tracking device and biomechanical modeling. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 29(1), 7-13. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.10.021>

Welch, G., & Bishop, G. (1995). *An Introduction to the Kalman Filter*. University of North Carolina at Chapel Hill.

Wilke, H.-J., & Volkheimer, D. (2018). Chapter 4—Basic Biomechanics of the Lumbar Spine. En F. Galbusera & H.-J. Wilke (Eds.), *Biomechanics of the Spine* (pp. 51-67). Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812851-0.00004-5>

Woolf, A. D., & Pfleger, B. (2003). Burden of major musculoskeletal conditions. *Bulletin of the World Health Organization*, 81(9), 646-656.

World Health Organization. (1992). *Enfermedades reumáticas: Informe de un grupo científico de la OMS [se reunió en Ginebra del 26 al 30 de junio de 1989]* (Scientific Group on Rheumatic Diseases, Ed.; p. 63 p.). Organización Mundial de la Salud.

Zihajehzadeh, S., Loh, D., Lee, M., Hoskinson, R., & Park, E. (2015). A cascaded Kalman filter-based GPS/MEMS-IMU integration for sports applications. *Measurement*, 73. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2015.05.023>