

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

SEDE QUITO

CARRERA:

INGENIERÍA MECÁNICA

**Trabajo de titulación previo a la obtención del título de: INGENIERO
MECÁNICO**

TEMA:

**DETERMINACIÓN DE LAS CONDICIONES BIOMECÁNICAS DE
MARCHA SOBRE SUPERFICIES PLANAS EN PERSONA CON
ARTROSIS EN RODILLA PARA LA OBTENCIÓN DE CURVAS
CARACTERÍSTICAS MEDIANTE EL USO DE SENSORES INERCIALES**

AUTORES:

JOSÉ JONNY CONDOLO MOLINA

EDUARDO FROILAN CÓNDOR TORRES

TUTOR:

VÍCTOR HUGO CABRERA MORETA

Quito, septiembre del 2021

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

Nosotros, José Jonny Condolo Molina con Cédula de Identidad N° 1105326241 y Eduardo Froilan Córdor Torres con Cédula de Identidad N° 1725587859 , manifestamos nuestra voluntad y cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del trabajo de titulación intitulado: DETERMINACIÓN DE LAS CONDICIONES BIOMECÁNICAS DE MARCHA SOBRE SUPERFICIES PLANAS EN PERSONA CON ARTROSIS EN RODILLA PARA LA OBTENCIÓN DE CURVAS CARACTERÍSTICAS MEDIANTE EL USO DE SENSORES INERCIALES, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingenieros Mecánicos, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.



.....
José Jonny Condolo Molina

C.I. 1105326241



.....
Eduardo Froilan Córdor Torres

C.I. 1725587859

Quito, septiembre del 2021

DECLARACIÓN DE COAUTORÍA DEL DOCENTE TUTOR

Yo declaro que bajo mi dirección y asesoría fue desarrollado el Artículo Académico, DETERMINACIÓN DE LAS CONDICIONES BIOMECÁNICAS DE MARCHA SOBRE SUPERFICIES PLANAS EN PERSONA CON ARTROSIS EN RODILLA PARA LA OBTENCIÓN DE CURVAS CARACTERÍSTICAS MEDIANTE EL USO DE SENSORES INERCIALES realizado por José Jonny Condolo Molina y Eduardo Froilan Córdor Torres, obteniendo un producto que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana, para ser considerado como trabajo final de titulación.

Quito, septiembre del 2021.



Víctor Hugo Cabrera Moreta

C.I. 1714864657

DEDICATORIA

El presente estudio se lo dedico a mis padres, José Condolo y María Molina, por todo el esfuerzo realizado para ayudarme a obtener este título. A mi hermana que siempre ha estado en los momentos cuando más la necesite. A mis tíos, amigos y por último a mi abuela Dominga quien me dijo que con el esfuerzo alcanzaría este sueño... Esto es para todos ustedes... ¡Gracias por todo su apoyo!

Jonny

Este documento se lo dedico a mi familia y amigos, ya que todos formaron parte de este logro ya que, sin ellos, sé que la fuerza de su amistad el amor de familia, no podría a verlo logrado.

Eduardo

DETERMINACIÓN DE LAS CONDICIONES BIOMECÁNICAS DE MARCHA SOBRE SUPERFICIES PLANAS EN PERSONAS CON ARTROSIS EN RODILLA PARA LA OBTENCIÓN DE CURVAS CARACTERÍSTICAS MEDIANTE EL USO DE SENSORES INERCIALES

DETERMINATION OF THE BIOMECHANICAL CONDITIONS OF RUNNING ON FLAT SURFACES IN PEOPLE WITH KNEE ARTHROSIS TO OBTAIN CHARACTERISTIC CURVES BY USING INERTIAL SENSORS

Condolo José¹, Córdor Eduardo²

Resumen

La presente investigación tuvo como objetivo determinar las condiciones biomecánicas de marcha sobre superficies planas en personas con artrosis en rodilla, obteniendo curvas que puedan ser comparadas con otras, pero sin afección en la rodilla. Se usaron 7 sensores inerciales Xsens MTw Awinda ubicados en la pelvis, cuádriceps, tibiales anteriores y pies. Se realizaron tres mediciones a cada adulto y se las clasificó para establecer curvas promedio, aquellas que presentaban anomalías o ruido fueron descartadas, para el estudio se utilizaron tres tipos de métodos estadísticos: RMSE, coeficiente de correlación de Pearson y el coeficiente de determinación R^2 . Esta patología es una de las más comunes y frecuentes en comparación con otras articulaciones del cuerpo, debido a que la coyuntura de la rodilla es una articulación que "soporta peso", es decir, Por cada 4 kg de peso que se engorda, la rodilla tolera 18 kg más de fuerza al desplazarse. Las personas con peso superior al 20% de lo que deberían, elevan 10 veces el riesgo de contraer artrosis [1]. El patrón de marcha además de ser afectado por la artrosis de rodilla

Abstract

The present research aimed to determine the biomechanical conditions of walking on flat surfaces in people with knee osteoarthritis, obtaining curves that can be compared with others, but without knee involvement. 7 Xsens MTw Awinda inertial sensors located in the pelvis, quadriceps, tibialis anterior and feet were used. Three measurements were made to each adult and they were classified to establish average curves, those that presented anomalies or noise were discarded, for the study three types of statistical methods were used: RMSE, Pearson's correlation coefficient and the R^2 determination coefficient. This pathology is one of the most common and frequent in comparison with other joints of the body, because the knee joint is a joint that "supports weight", that is, for every 4 kg of weight that we gain, our knee supports 18 kg more force when walking. People who are over 20% overweight have a 10-fold increase in risk of osteoarthritis [1]. The gait pattern, in addition to being affected by knee

¹ Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Quito-Ecuador ORCID:

² Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Quito-Ecuador ORCID:

Autor para correspondencia: econdort@est.ups.edu.ec, jcondolom@est.ups.edu.ec

puede ser alterado por causas como sobrepeso, talla, calzado, patologías hormonales y fracturas y traumatismos, como resultado de estas afectaciones tenemos al adulto mayor P2 con un coeficiente de determinación de 0.49% en oblicuidad pélvica, 0.84% en flexión y extensión de rodilla. Los resultados fueron favorables llegando a tener resultados esperados, los cuales de la misma manera incitan a que se debe contemplar más personas para el estudio, teniendo en cuenta el estado en cuan avanzado este su enfermedad, para poder tener una curva característica de acuerdo a la etapa en la que se encuentre cada adulto mayor.

Palabras Clave: Artrosis, condiciones biomecánicas, marcha, rodilla, sensores inerciales, patologías

osteoarthritis, can be altered by causes such as overweight, height, footwear, hormonal pathologies and fractures and trauma, as a result of these affectations we have the elderly P2 with a coefficient of determination of 0.49 % in pelvic obliqueness, 0.84% in knee flexion and extension. The results were favorable, reaching expected results, which in the same way encourage that more people should be considered for the study, considering the state in which their disease is advanced, in order to have a characteristic curve according to the stage in which each older adult is.

Keywords: Osteoarthritis, biomechanical conditions, gait, knee, inertial sensors, pathologies

1. Introducción

En los últimos años, varios sensores inerciales se han introducido para el análisis de marcha. Van Der Straaten et al. [2] en una revisión sistemática identificó 14 sistemas de sensores inerciales diferentes en 24 estudios. De estos, tres estudios investigaron el uso de sensores inerciales en pacientes con artrosis de rodilla en comparación con grupos de control sanos.

Tadano et al. [3] evaluaron las diferencias cinemáticas en la cadera, la rodilla y el tobillo en el plano sagital utilizando el sistema H-Gait.

Rahman et al. [4] midieron la cinemática sagital y coronal del muslo y la caña, la cinemática sagital de la rodilla y los parámetros de la marcha temporal utilizando el sistema GaitSmart. McCarthy et al. [5] informaron que pudieron medir las diferencias en la duración de la zancada, el rango de movimiento de flexión de la rodilla (ROM) en el swing y la postura utilizando el sistema GaitWalk. Estas aplicaciones exitosas de los sistemas de sensores inerciales para mediciones en pacientes con artrosis de rodilla aumentan aún más el interés de utilizar dichos sistemas en la investigación clínica.

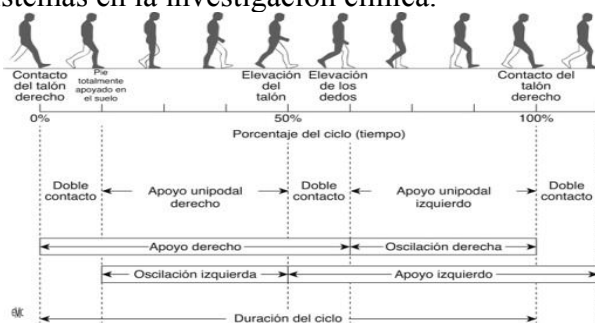


Figura 1. Ciclo de la marcha [6]

Las formas populares de medir la función son medidas de resultado informadas por el paciente (por sus siglas en inglés, PROM) y el análisis de la marcha. Las PROM, aunque prácticas y ampliamente disponibles, adolecen de limitaciones sustanciales en cuanto a las mediciones de función [7].

Existe amplia evidencia de diferencias en los parámetros espaciotemporales entre pacientes con artrosis de rodilla severa y controles sanos (para una revisión, ver [8], [9]). Sin embargo, los requisitos de tiempo y la necesidad de personal especializado y laboratorios dedicados a la marcha con sistemas de cámaras hacen que el análisis de la marcha basado en laboratorio sea muy caro [9].

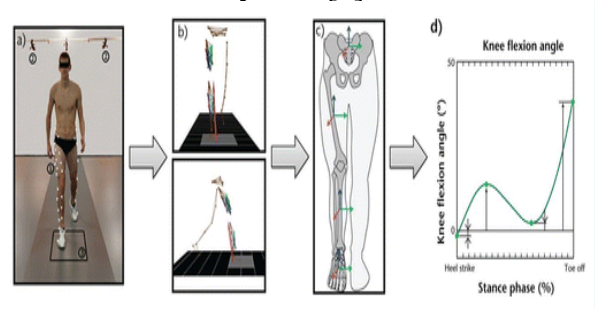


Figura 2. Ilustración de un procedimiento estándar de análisis de marcha.

Conforme a la presente figura, se puede manifestar que el: (a) Sujeto con marcadores reflectantes, camina en un laboratorio de marcha equipado con red de cámaras (b) Se procesan las señales de la cámara, (c) se realiza un modelado biomecánico, (d) Se realiza un modelado descriptivo para cuantificar la cinética y cinemática articular [9]

El análisis de marcha establece patrones de movimiento que identifican patologías y eventos que pueden predecir caídas. Se utilizó una matriz de puertas lógicas programable en campo (por sus siglas en inglés, FPGA) y cuatro sensores inerciales para lograr un sistema de medición en tiempo real. Para ambos miembros inferiores, se colocó un acelerómetro en el muslo para estimar el ángulo de cadera y otro acelerómetro en la pierna para estimar el ángulo de rodilla.

El diseño de firmware y software permitió un tiempo máximo de retardo, entre lecturas, de 724 μ s y con ello, se logró una frecuencia de muestreo de 250 Hz. El funcionamiento del sistema se validó con un robot instrumentado

con encoder de 655,360 p/rev con el cual se identificó un error promedio de 0.75°. [10]

Con la individualización de movimientos particulares, gracias a la frecuencia de 250 Hz se puedan identificar eventos que permitan diseñar algoritmos para prevenir caídas en adultos mayores. [10]

Los sistemas computacionales nos ayudan a la mejorar los estudios, son muy importantes al momento definir comportamientos dado que es de mucha ayuda en las relaciones de causa efecto como en este estudio. [11].

Para realizar mediciones se necesitan sensores inerciales, señales de audio, imagen y video, estos dispositivos son de mucha importancia ya que se usan para el análisis del movimiento sin ninguna restricción del sujeto en estudio, también son útiles al realizar análisis que requieren una sincronización entre los mismos [12].

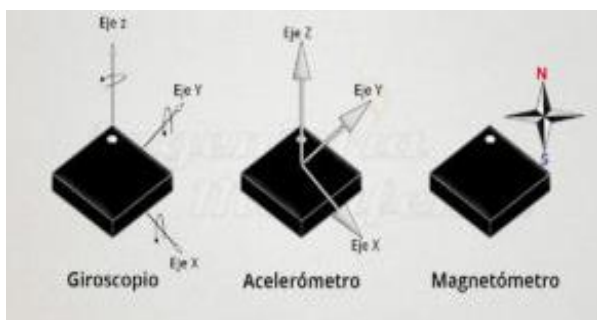


Figura 3. Sensores inerciales [13]

De acuerdo con la figura se puede evidenciar que los sensores más relevantes inerciales son el giroscopio, el acelerómetro y magnetómetro, mismos que son empleados para realizar un estudio idóneo sobre el comportamiento y las restricciones que puede presentarse ante el movimiento del objeto de estudio.

Patel et. al [14] tuvieron como objetivo identificar las diferencias en la marcha y la postura entre los adultos mayores que caen y no caen, que se pueden medir con el uso de sensores inerciales portátiles. Tras el desarrollo de una estrategia de búsqueda rigurosa, se realizaron búsquedas sistemáticas en MEDLINE, Web of Science, Cochrane, EMBASE, PEDro y CINAHL de

estudios que involucraran el uso de sensores inerciales portátiles, para determinar las diferencias basadas en la marcha y la postura entre los que caen o los que caen mucho, comparado con adultos que no sufren caídas y con bajo riesgo de caídas de 60 años o más, 35 artículos cumplen los criterios de inclusión. Se identificaron ciento cuarenta y nueve diferencias características de la marcha y la postura utilizando sensores inerciales portátiles. La naturaleza portátil liviana hace que los sensores inerciales sean una herramienta eficaz para ser implementada en la evaluación clínica del riesgo de caídas y la monitorización continua en el hogar sin supervisión, además de las pruebas al aire libre.

Panbianco et. al [15] evaluaron la estimación del tiempo con sensores inerciales para la marcha en un entorno acuático, con diez voluntarios sanos que montaban 5 sensores de inercia triaxiales (tronco, patas y pies) caminaron sobre tierra firme y agua. Se implementaron y clasificaron diecisiete algoritmos diferentes en función de: 1) posición del sensor, 2) variable objetivo y 3) enfoque computacional. Se asumieron como referencia los eventos de la marcha identificados a partir de grabaciones de video sincronizadas. Los parámetros temporales se calcularon a partir de eventos de la marcha. Para caminar en el agua, todos los algoritmos basados en Trunk proporcionaron una sensibilidad inferior al 81% y un valor predictivo positivo inferior al 94%, así como algoritmos basados en la aceleración, independientemente de la ubicación del sensor, con la excepción de dos basados en Shank.

La posición del sensor, la variable objetivo y el enfoque computacional determinaron diferentes distribuciones de error para diferentes eventos de la marcha y parámetros temporales para caminar en el agua.

Los sensores inerciales portátiles se han desarrollado últimamente, basados en un conjunto de sensores que se encuentran alojados en un pequeño dispositivo en el cual se encuentra un giroscopio 3D, un

acelerómetro 3D y un magnetómetro 3D, que son inalámbricos [16].

Los métodos aplicados para la medición y evaluación de la postura corporal, no se manipula ningún tejido a ser analizado, por lo que se efectúa un análisis de la postura corporal en vivo, resonancia magnética nuclear (RMN), los métodos de la tomografía axial computarizada (TAC), absorciometría dual de rayos X (DXA) y la plestimografía, debido a que se usan en la investigación y en medios clínicos [17]. Carmenate Milián et. al [18] realizaron la medición de la largura de la rodilla del individuo en posición sentada tomando distancia desde la vertical hasta la parte anterior de la rodilla utilizando un antropómetro, en donde la persona se encuentra en posición mirando hacia el frente con un ángulo recto en tobillos y rodillas.

1.1. Anatomía de la pierna humana

La pierna humana está comprendida desde el fémur, tibia, peroné, tarsos, metatarsos, y falanges, los cuales se encargan de soportar el peso y proporcionar un adecuado equilibrio en el cuerpo [19].

La pierna humana consta de tres partes principales (Figura 4).



Figura 4. Pierna Humana

1.2. La rodilla

Una de las articulaciones más grandes que tiene el cuerpo humano es la rodilla, en la que se acoplan los siguientes huesos: tibia, rótula y fémur siendo importantes para la carrera y marcha [19], como se divide en la Figura 5.

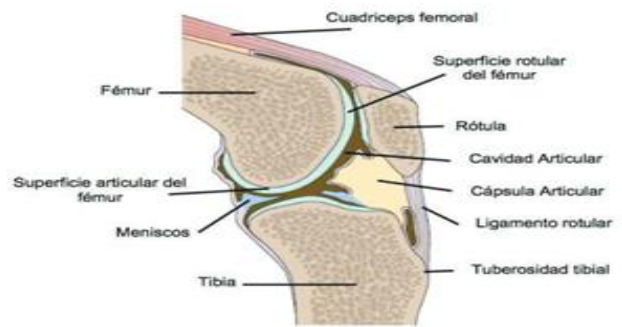


Figura 5. Rodilla

La articulación de la rodilla se encarga de la estabilidad y el peso corporal al momento de tener una extensión completa, además cumple con la marcha y orientación eficaz del pie en el momento de caminar en terrenos irregulares [19].

1.3. El ciclo de la marcha

La marcha inicia en el talón de un pie cuando este toca el suelo y termina con el contacto del suelo del mismo talón, la distancia que se tiene en la marcha de principio a fin se denomina paso completo [19].

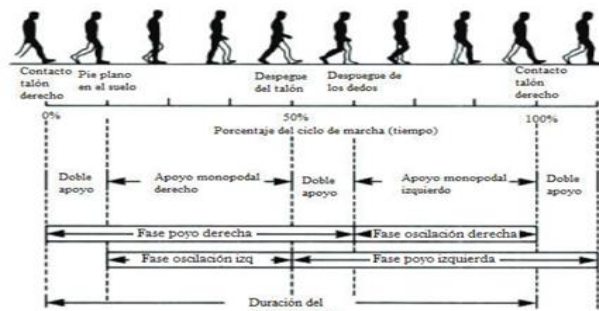


Figura 6. Fases de la marcha

1.4. Biomecánica de la marcha humana

El comportamiento en el cual están involucrados todas las partes de la pierna durante la marcha se lo conoce como biomecánica de la marcha [20].

La marcha lleva a tener actividad alternante y rítmica de los miembros inferiores, que ocasiona un desgaste de energía [21].

1.5. Línea del centro de gravedad

Se consigue una mínima pérdida de energía cuando el cuerpo se encuentra en un movimiento rectilíneo, sin ninguna desviación del centro de gravedad, para la conservación de la energía, el desplazamiento debe quedar en un óptimo nivel [22].

1.6. Características de la marcha que influyen la línea del centro de gravedad

1.6.1. Flexión de la rodilla durante la fase de apoyo

Después de que se efectúa el contacto del talón, inicia la flexión en la rodilla y prosigue hasta la primera parte en la fase de apoyo, aproximadamente 20 grados de flexión [22].

1.6.2. Descenso horizontal de la pelvis

La marcha consiste en un descenso alternado de la pelvis. El desplazamiento generalmente no pasa de los 5 grados [22].

1.6.3. Rotación de la pelvis

La pelvis cuenta con una rotación frontal y tiene una aproximación de 8 grados en el balanceo, esta característica ayuda a tener un paso ligeramente alargado, en el cual no se baja el centro de gravedad y reduce el movimiento vertical completo [22].

1.6.4. Artrosis en la marcha

La artrosis es una enfermedad degenerativa del cartílago articular, impidiendo realizar movimientos con normalidad, algunos como por ejemplo cerrar la mano. El presente artículo se centrará en artrosis de rodilla [22].

El dolor es el síntoma más preocupante en los pacientes con artrosis. En primera instancia, el dolor prospera cuando se realiza cualquier tipo de movimiento utilizando la articulación afectada y esta suele parar cuando se tiene un reposo, la enfermedad se agrava con el pasar del tiempo teniendo aun así dolor con movimiento o sin el mismo.

1.7. Factores que modifican la marcha

1.7.1. Factores intrínsecos

Están dados por elementos característicos del individuo que afectan la marcha, estos son: raza, costumbres culturales, edad, peso, embarazo, estatura, estado de ánimo, fatiga [21].

1.7.2. Factores extrínsecos

Son elementos ambientales o arquitectónicos que favorecen una caída. Actúan como agravantes de los factores intrínsecos, pueden ser el tipo de zapatos, desconocimiento del lugar, iluminación deficiente, superficies irregulares o en movimiento como medios de transporte [23].

1.8. Factores patológicos

La marcha se ve afectada por alteraciones que tiene un origen traumático, psiquiátrico [24].

El dolor conlleva a la persona adoptar posturas en las cuales el dolor no es tan intenso, esto hace que se vea modificado el ciclo de marcha [24].

2. Materiales y Métodos

Existen numerosas investigaciones sobre el análisis de marcha en personas con artrosis en rodilla, que tiene como objetivo primordial la obtención de curvas características, que se resumen en la Tabla 1.

Autores	Año	Método	Resultados
Odonkor et.al [25]	2020	Recopilaron datos de la unidad de medición inercial (IMU) montada en el pie durante tres pruebas de caminata (prueba de caminata de ritmo rápido-FPWT, prueba de caminata de 6 min-6MWT, prueba de caminata a ritmo propio - SPWT) para sujetos con LSS, OA de rodilla y controles (N = 10 para cada grupo)	Encontraron que las pruebas de marcha con ritmo normal (6MWT, SPWT) son más adecuadas para distinguir las características de la marcha entre pacientes y controles
Kobsar et.al [26]	2016	Los participantes fueron equipados con un total de 4 sensores inerciales (módulo inercial iNEMO, STmicroelectronics, Ginebra, Suiza; rango de aceleración ± 16 g, frecuencia de muestreo 100 Hz)	Las aceleraciones mediolaterales y el sensor de muslo demostraron las confiabilidades más bajas, pero los efectos de interacción revelaron que solo las aceleraciones medio laterales en los sensores de muslo y pie eran diferentes a otros ejes y ubicaciones de sensores.
Noot et.al [27]	2013	El sistema ambulatorio constaba de IFS y un IMMS. El IFS se basó en una sandalia ortopédica, con sensores de fuerza / momento ATI mini45 SI-580-20 de 6 grados de libertad (Schunk GmbH & Co. KG). Las unidades de sensor IMMS (MTx, Xsens Technologies, Países Bajos) se unieron a cada sensor de fuerza / momento del IFS y a los vástagos.	Las diferencias medias en KAdM entre el sistema ambulatorio y de laboratorio no fueron significativas (diferencia máxima 0,20 % BW*H en la postura tardía, es decir, 5,6% del rango de KAdM, $P > 0,05$) y por debajo de las diferencias clínicamente relevantes e hipotetizadas, no mostrando diferencias sistemáticas en el grupo nivel.

Tabla 1. Características de las diferentes investigaciones

2	F	78.95	1.51	66	34.6
3	M	65.04	1.50	67	28.9

Tabla 2. Parámetros de los individuos a ser ensayados

2.1. Participantes

Se estima que aproximadamente un 25% de las personas mayores de 55 años manifiesta dolor de rodilla por artrosis, de forma que se cuenta con una población de 2.239.191 habitantes del cual el 25% son 559.797 personas de acuerdo al censo 2010 [28].

Los ensayos se realizaron a 3 individuos (2 mujeres y 1 hombre) que viven en el Distrito Metropolitano de Quito, Pichincha, Ecuador y fueron diagnosticados previamente con artrosis de rodilla. Los parámetros establecidos para cada sujeto fueron peso, altura, edad e índice de masa corporal (ICM), datos especificados en la Tabla 1. Debido a la antropometría de cada participante las curvas características obtenidas fueron diferentes.

P	Genero	Peso	Altura	Edad	ICM
	M/F	[Kg]	[m]	[años]	[Kg/m ²]
1	F	78	1.68	68	27.6

2.2. Método

Los individuos reclutados realizaron el test de marcha en 10 metros (10MWT por sus siglas en inglés), en línea recta a su propio ritmo y descalzos, test usado por Cleland et.al [29] y Nikaido et al. [30].

Para el análisis se emplearán 7 sensores inerciales, en la zona de la pelvis, cuádriceps, tibiales anteriores y pies, tal y como se muestra en la figura 7. Se procederá a realizar 3 ensayos por participante en una superficie plana de baldosa, para luego descartar posibles errores al momento de promediar las curvas características obtenidas de los sensores.



Figura 7. Ubicación de los sensores Xsens MTw Awinda para la evaluación de la marcha en un individuo con artrosis en rodilla.

2.2.1 Recopilación de datos

La transferencia de datos de cada sensor se lo hizo mediante conexión inalámbrica a la unidad de estación Awinda que incluye un cable USB para poder ser conectado a una laptop que almacenara todos los datos recopilados en el software Xsens MT Manager.

Para describir el proceso de toma de datos se visualizará de mejor manera en el siguiente diagrama de flujo de la figura 8.

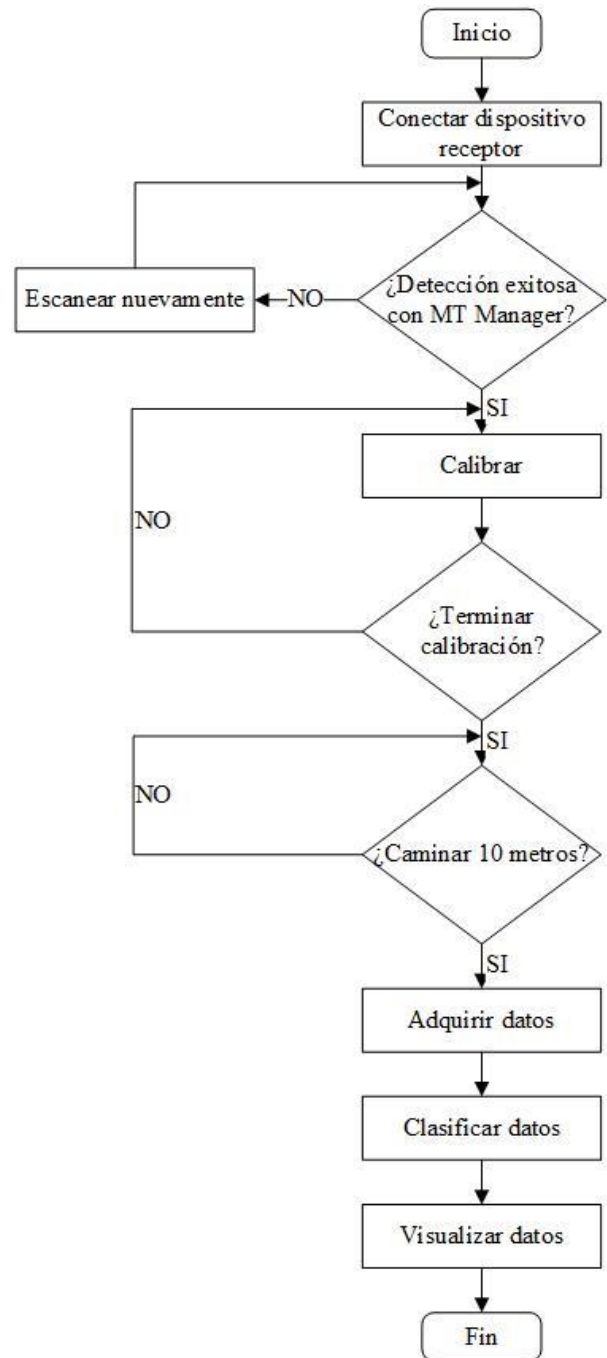


Figura 8. Flujograma del proceso de toma de datos.

2.3 Análisis de datos

El comienzo de la medición sobre la marcha se dispone en el primer paso realizado, por lo cual se tiene contacto del pie con la superficie de inicio y culmina con el pie de fuerza en la línea final del tramo, de las pruebas realizadas al estudio todas fueron tomadas en cuenta, ya que fueron necesarias para tener un resultado óptimo.

Los sensores cuentan con la programación orientada incremental para realizar mediciones y almacenamiento en ángulos de Euler específicamente en la rotación en el eje x, y, z con los nombres de Roll ϕ , Pitch θ , Yaw Ψ respectivamente [31].

Los datos erróneos generados por los sensores previa y posteriormente a las pruebas fueron eliminados con el fin de evitar desvíos de la curva. Una vez compaginados los datos de cuádriceps, tibiales, pelvis y pies, se procede a la obtención de los ángulos cinemáticos de la rodilla, recurriendo a la Ecuación 1 implementada por Garza-Ulloa [32].

$$\theta_{knee} = \theta_{shank} + (180 - \theta_{thigh}) \quad (1)$$

En donde θ_{knee} corresponde al ángulo de la rodilla, θ_{shank} al ángulo del tibial anterior y θ_{thigh} al ángulo del cuádriceps en lo que se puede observar en la Figura 9.

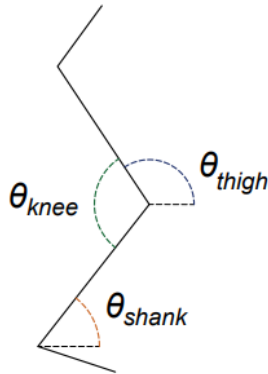


Figura 9. Diagrama del ángulo de rodilla, cuádriceps y tibial anterior del movimiento en el plano sagital.

Para el perfeccionamiento de los datos que se obtuvieron, se acogió el método de regresión lineal polinomial por mínimos cuadrados, el cual entrega una función polinomial de grado n, con una secuencia biomecánica generada que es semejante a cada una de las pruebas realizadas a las personas del estudio. Para demostrar lo eficaz que puede ser la regresión polinomial, se lo realiza por medio de un análisis de la raíz cuadrada del error cuadrático como se puede visualizar en la ecuación 2.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (Y_i - \hat{Y}_i)^2} \quad (2)$$

Para inferir en el estudio, se realizó un análisis comparativo de Las gráficas obtenidas por Calderón-Ulloa [33] y las gráficas generadas por los datos obtenidos mediante el uso de sensores Xsens MTw Awinda.

3. Resultados y Discusión

Los datos obtenidos por los IMMUs en la medición de la marcha de las personas de tercera edad, tras la ubicación en pelvis en la vertebra L5, tibiales cuádriceps y pies, se presentaron diversas curvas las cuales contaban con patrones específicos y podían ser sobrepuestas y comparadas, algunas presentaban alteraciones por ruidos presentes al inicio y final de las pruebas con lo cual esos valores fueron eliminados y no tomados en cuenta, aun así al proceder con las pruebas se realizaron dos pruebas más a cada uno de los sujetos de estudio con el fin de aseverar que los datos que se estaban obteniendo eran los adecuados con el fin de resolver los ruidos presentes al inicio y final de cada prueba realizada.

Las personas a las que se les realizó el estudio son adultos mayores las cuales su edad va desde los 65 años en adelante, el cual es la edad en el que se presenta el mayor índice de problemas con artrosis en rodillas el cual influye directamente en su ciclo de marcha, se presentan diferencias considerables en la rotación y oblicuidad pélvica en las cuales se puede visualizar que el patrón de una persona sin artrosis en rodillas puede tener en comparación de una que sí, considerando que si se tiene un patrón de similitud con el mismo. Cada persona de estudio tuvo de 9 a 18 muestras, considerando para cada miembro en el que se ubica el sensor, pies, cuádriceps, tibial, pelvis y rodillas, estas últimas cuentan con menos muestras debido al cálculo de la obtención de su ángulo reduciendo así su número de muestras.

Los patrones obtenidos son comparados con el sujeto de estudio P3 por ser la persona que cuenta con un nivel no tan avanzado de artrosis de rodilla y el sujeto P2 que cuenta con artrosis en etapa avanzada determinado por el Dr. José

Orellana Traumatólogo, con lo cual los datos de P2 varían más en relación con P1 Y P3. Mediante el uso del Software MATLAB se realiza el esbozo de los datos obtenidos durante las pruebas realizadas a los sujetos de estudio,

cada persona se le fue asignado un color para facilidad de distinción, generando así curvas promedio para efectuar la regresión polinomial.

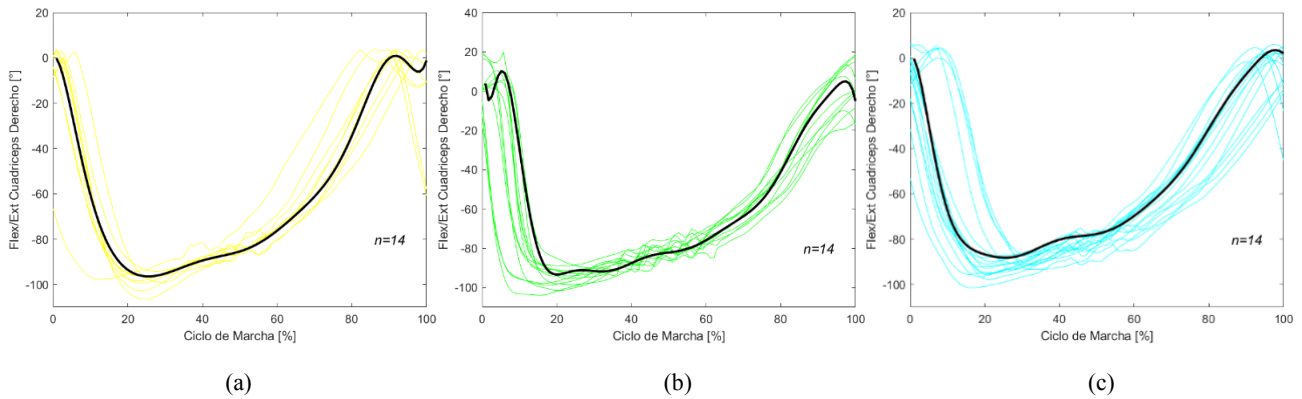


Figura 10. Desplazamiento angular del cuádriceps derecho en el plano sagital durante la marcha para cada persona con artrosis de rodilla: (a) P1, (b) P2, (c) P3

Como se puede ver en la Figura 10, el número de muestras similares que se obtuvieron son de 10 a 16 muestras para lo que viene a ser la flexión extensión del cuádriceps derecho del plano sagital, el valor máximo se estableció en $3,59^\circ$ y $6,01^\circ$ respectivamente en P1 y P3 mientras que P2 cuenta con un valor de 20°

como máximo y un mínimo de $-103,30^\circ$. Para la flexión y extensión del cuádriceps izquierdo en el plano sagital se determinó de 15 a 18 muestras al igual que el cuádriceps derecho el ángulo máximo obtenido es de 13° para P3 y un mínimo de $-130,6^\circ$ para P2.

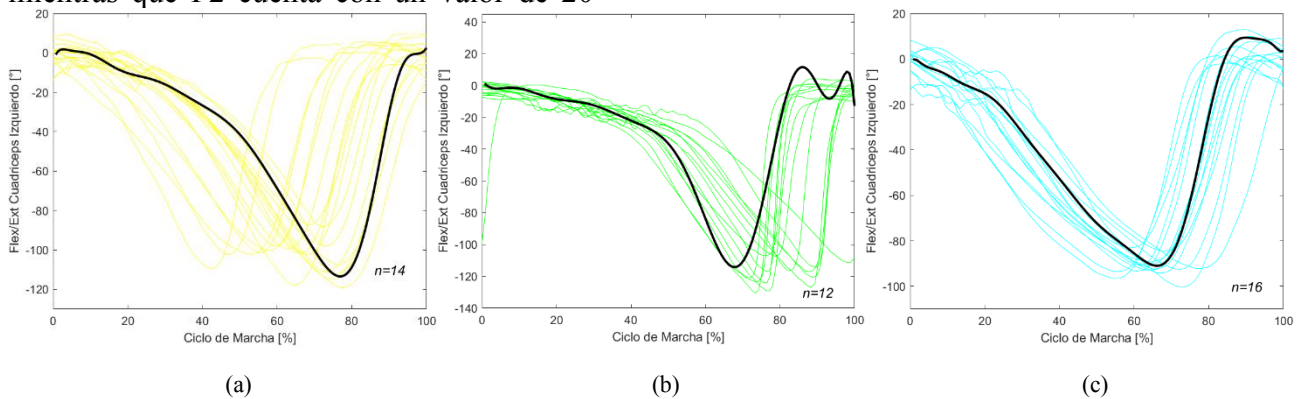


Figura 11. Desplazamiento angular del cuádriceps izquierdo en el plano sagital durante la marcha para cada persona con artrosis de rodilla: (a) P1, (b) P2, (c) P3

En la oblicuidad pélvica tenemos de 10 a 12 muestras como se puede observar en la Figura 12, para P1 y P3 que cuentan con un patrón global, P2 al no tener suficientes muestras por eliminación de una prueba la cual tenía muchos

datos erróneos no fue considerada, aun así se puede determinar el ángulo máximo y mínimo que lo tiene P1 con $59,6^\circ$ y $-177,9^\circ$ respectivamente.

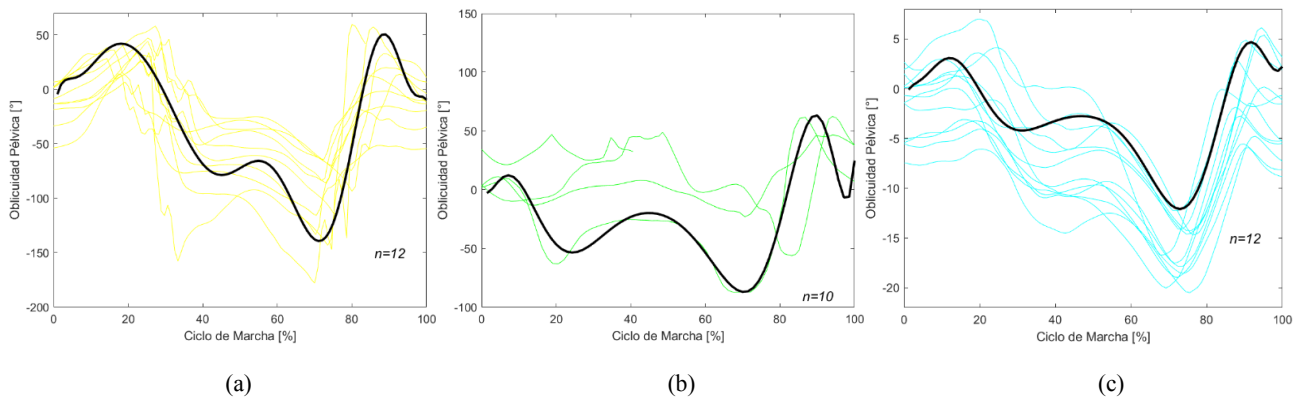


Figura 12. Oblicuidad pélvica en el plano sagital durante la marcha para cada persona con artrosis de rodilla: (a) P1, (b) P2, (c) P3.

Para la rotación interna y externa que se produce en la pelvis durante la actividad de la marcha se obtuvo de 4 a 10 muestras, obtenemos dos patrones distintos en los cuales tenemos a P1, P3 y P2 como podemos observar en la Figura 13, en lo cual presentan rangos

positivos y negativos P1, P2 Y P3 estableciendo una variación amplia entre sus máximos y mínimos considerando como a P1 el rango general que englobe a P2 y P3 con un ángulo máximo de $34,24^\circ$ y un ángulo mínimo de $-67,37^\circ$.

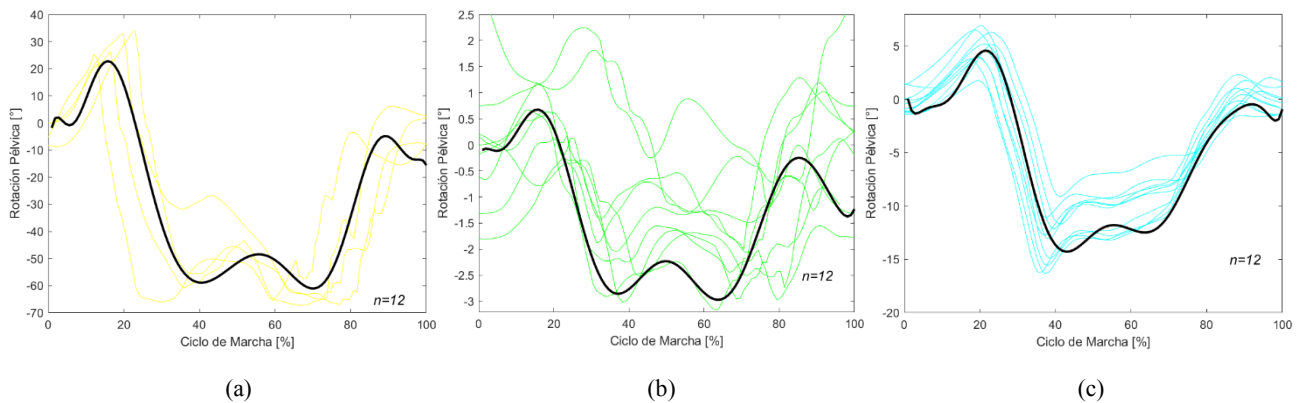


Figura 13. Rotación pélvica en el plano sagital durante la marcha para cada persona con artrosis de rodilla: (a) P1, (b) P2, (c) P3.

Los ángulos de flexión y extensión del tibial derecho durante la marcha, se obtuvieron entre 12 a 13 muestras similares en el plano sagital, el valor máximo de ángulo es de $31,85^\circ$ para

P1 y el valor mínimo es de $-168,3^\circ$, $-176,3^\circ$ para P1 y P2 respectivamente como se puede observar en la Figura 14.

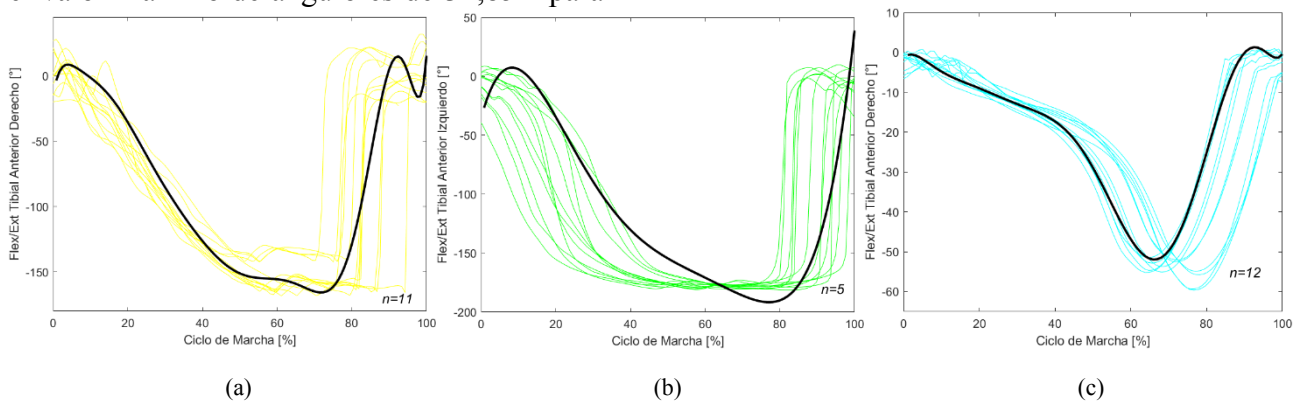


Figura 14. Desplazamiento angular del tibial derecho en el plano sagital durante marcha para cada persona con artrosis de rodilla: (a) P1, (b) P2, (c) P3.

En la flexión y extensión del tibial izquierdo, se obtuvieron 12 a 18 muestras similares para cada

participante, y el valor máximo de ángulo es de $22,05^\circ$ para P1 y el valor mínimo de $-179,6^\circ$ para P2 como se puede denotar en la Figura 15.

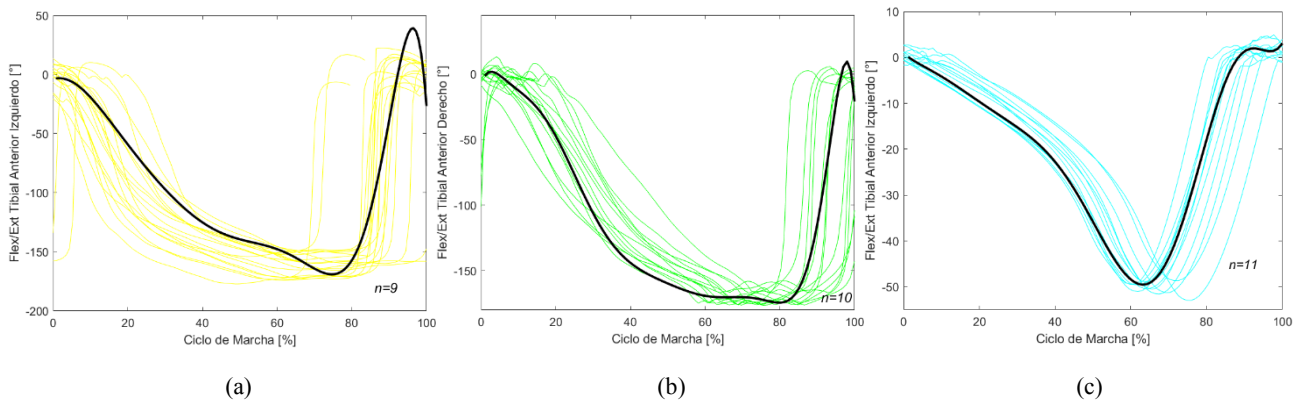


Figura 15. Desplazamiento angular del tibial izquierdo en el plano sagital durante la marcha para cada persona con artrosis de rodilla: (a) P1, (b) P2, (c) P3.

El número de muestras que se obtuvieron para cuádriceps y para tibiales determinan el número de muestras que se puede obtener para las rodillas, mediante el uso de la Ecuación 1, las muestras para la flexión y extensión de la rodilla derecha está en el rango de 10 para P1,

P2 y P3, como se visualiza en la Figura 16, el valor máximo de ángulo está en $206,3^\circ$ y el valor mínimo establecido es de $-41,41^\circ$ para P1 y P2, P3 cuenta con un ángulo máximo de $91,46^\circ$ y un ángulo mínimo de $-37,94^\circ$ como se puede denotar en la Figura 16.

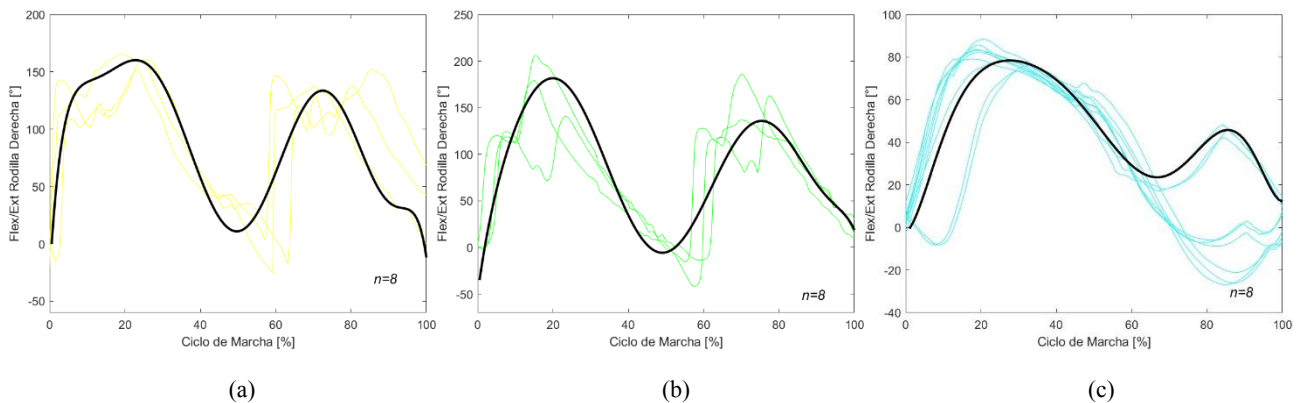
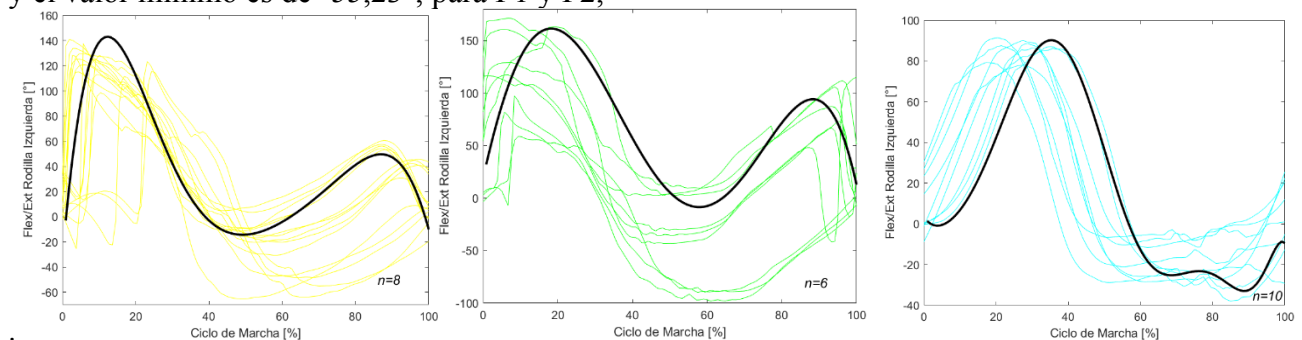


Figura 16. Desplazamiento angular de la rodilla derecha en el plano sagital durante la marcha para cada persona con artrosis de rodilla: (a) P1, (b) P2, (c) P3

Para la flexión y extensión de la rodilla izquierda se determinaron de 12 muestras, el valor máximo de ángulo es de $155,8^\circ$ para P2 y el valor mínimo es de $-55,23^\circ$, para P1 y P2,

P3 cuenta con un valor angular máximo de $91,46^\circ$ y un valor mínimo de $-37,94^\circ$ como se observa en la Figura 17.



(a)

(b)

(c)

Figura 17. Desplazamiento angular de la rodilla izquierda en el plano sagital durante la marcha para cada persona con artrosis de rodilla: (a) P1, (b) P2, (c) P3.

Para el desplazamiento angular de pie derecho tiene la cantidad de 12 a 14 muestras, en lo cual se obtiene un ángulo máximo de $27,39^\circ$ en P2

y un ángulo mínimo de $-69,59^\circ$ para P1 estableciéndose un patrón claro como podemos observar en la Figura 18.

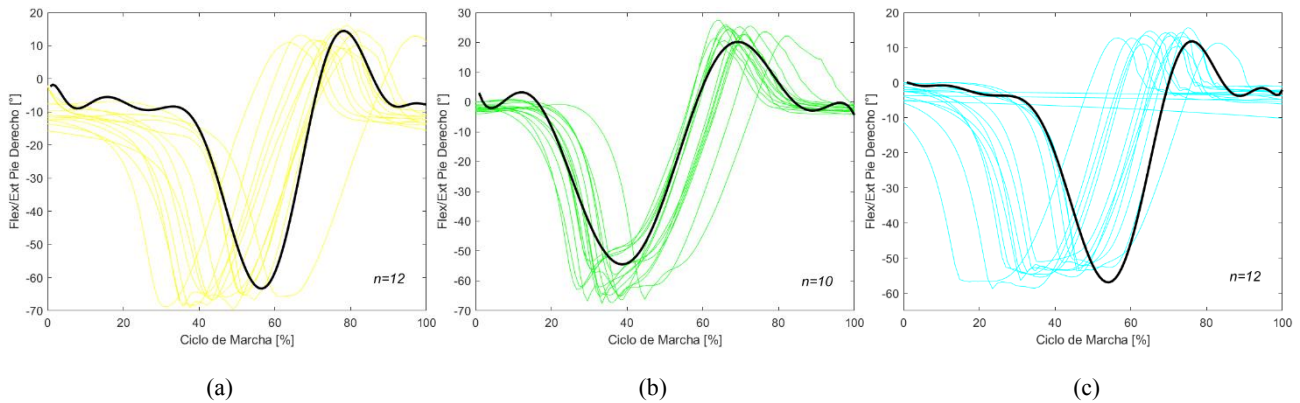


Figura 18. Desplazamiento angular del pie derecho en el plano sagital durante la marcha para cada persona con artrosis de rodilla: (a) P1, (b) P2, (c) P3.

Para el desplazamiento angular de pie izquierdo tiene la cantidad de 9 a 18 muestras, en lo cual se obtiene un ángulo máximo de

$25,58^\circ$ en P2 y un ángulo mínimo de -64° para P1, P2 y P3 estableciéndose un patrón claro como podemos observar en la Figura 18.

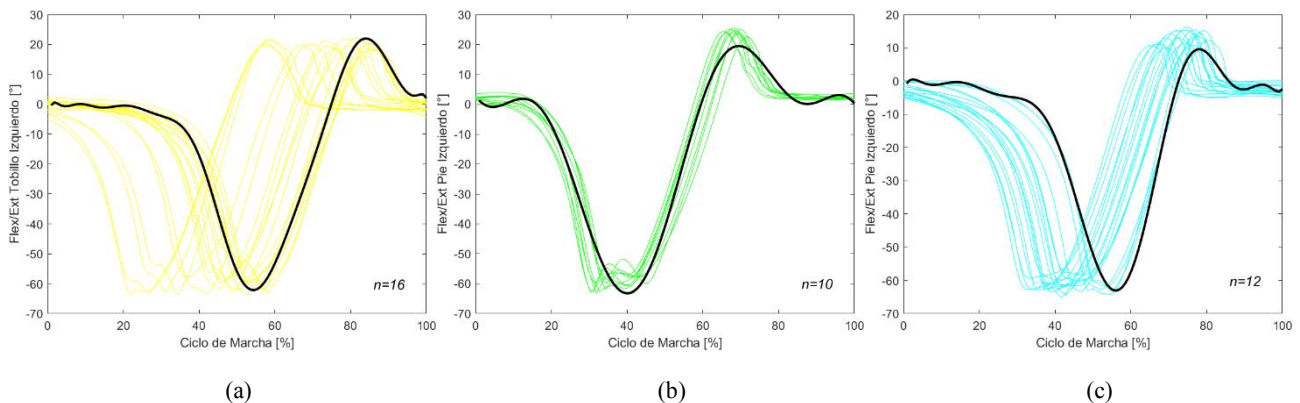


Figura 19. Desplazamiento angular del pie izquierdo en el plano sagital durante la marcha para cada persona con artrosis de rodilla: (a) P1, (b) P2, (c) P3.

Desde la Figura 10 hasta la Figura 19, las gráficas cuentan con el valor n , los cuales fueron sometidos a una regresión polinómica por mínimos cuadrados los valores promedios de las muestras, la regresión se la realizó en el Software MATLAB utilizando los comandos `polyfit(x, y, n)`, encargado de hallar los coeficientes del polinomio de regresión y `polyval(p, x)` el cual devuelve valores del polinomio $p(x)$ de regresión con grado n determinado por `polyfit` y evaluado en x , en otras palabras el polinomio p se encuentra evaluado en cada punto de x . A continuación,

desde la Figura 20 hasta la Figura 29, se muestra las gráficas resultantes de la regresión polinomial y el intervalo de confianza establecido en 95 % para cada una de las regresiones realizadas a las muestras de la rotación y oblicuidad pélvica, flexión y extensión de los cuádriceps, de los tibiales, de las rodillas y pies. Las siglas que se pueden apreciar en las leyendas en cada una de las gráficas son BC para banda de confianza y AP para aproximación por mínimos cuadrados.

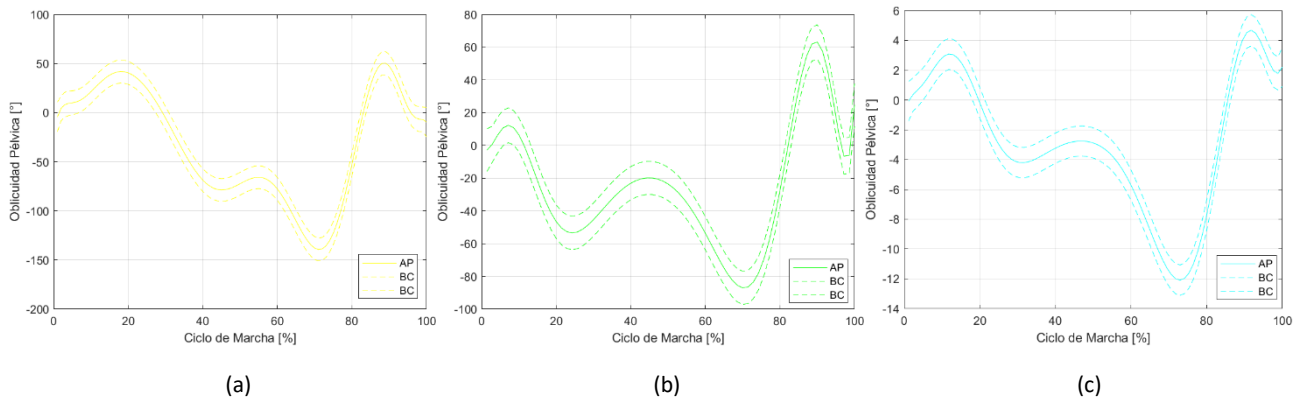


Figura 20. Regresión polinomial por mínimos cuadrados de la oblicuidad pélvica de las personas con artrosis de rodilla: (a) P1, (b) P2, (c) P3.

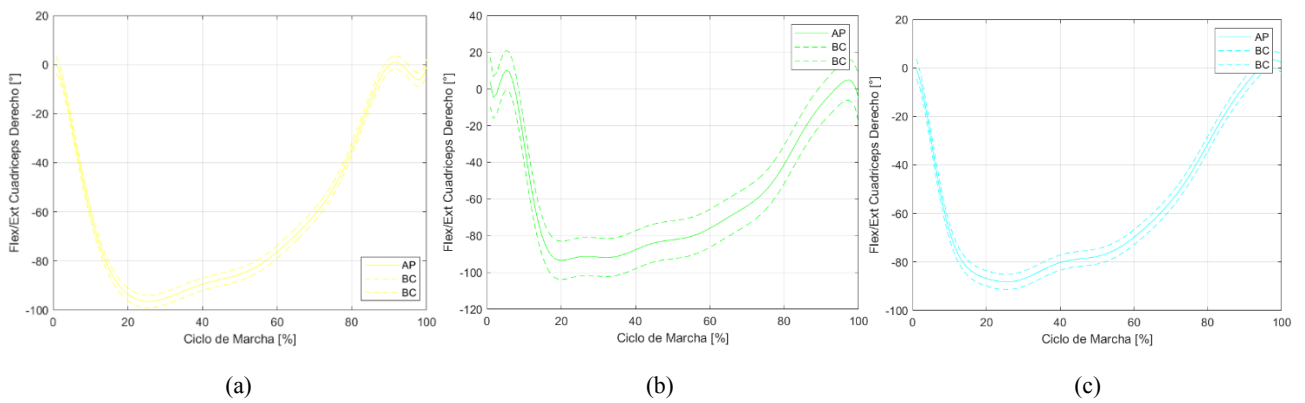


Figura 22. Regresión polinomial por mínimos cuadrados de la flexión y extensión del cuádriceps derecho de las personas con artrosis de rodilla: (a) P1, (b) P2, (c) P3

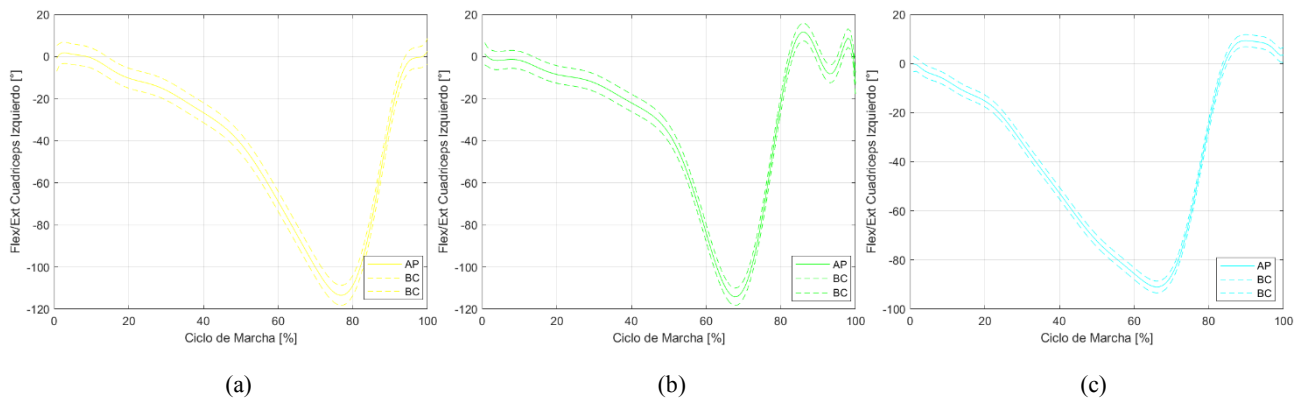


Figura 23. Regresión polinomial por mínimos cuadrados de la flexión y extensión del cuádriceps izquierdo de las personas con artrosis de rodilla: (a) P1, (b) P2, (c) P3.

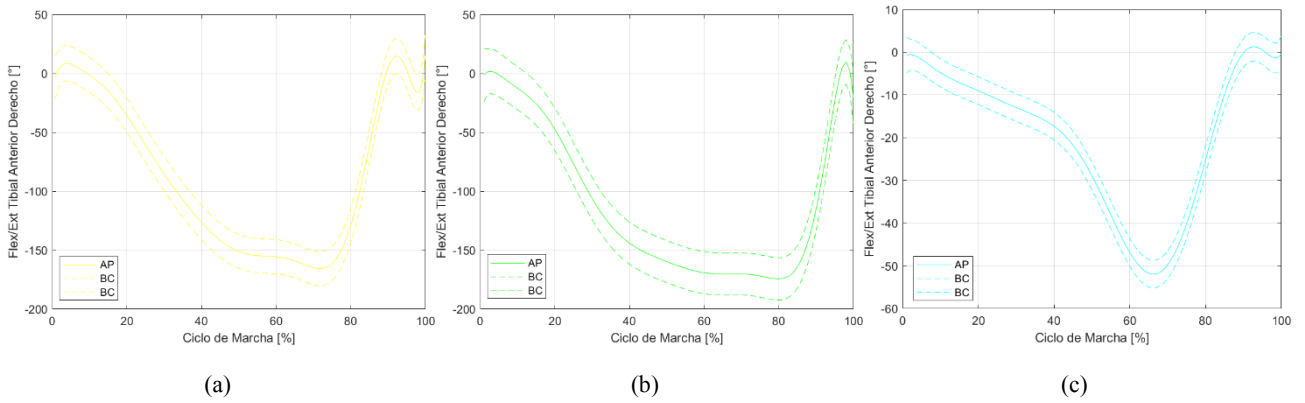


Figura 24. Regresión polinomial por mínimos cuadrados de la flexión y extensión del tibial anterior derecho de las personas con artrosis de rodilla: (a) P1, (b) P2, (c) P3.

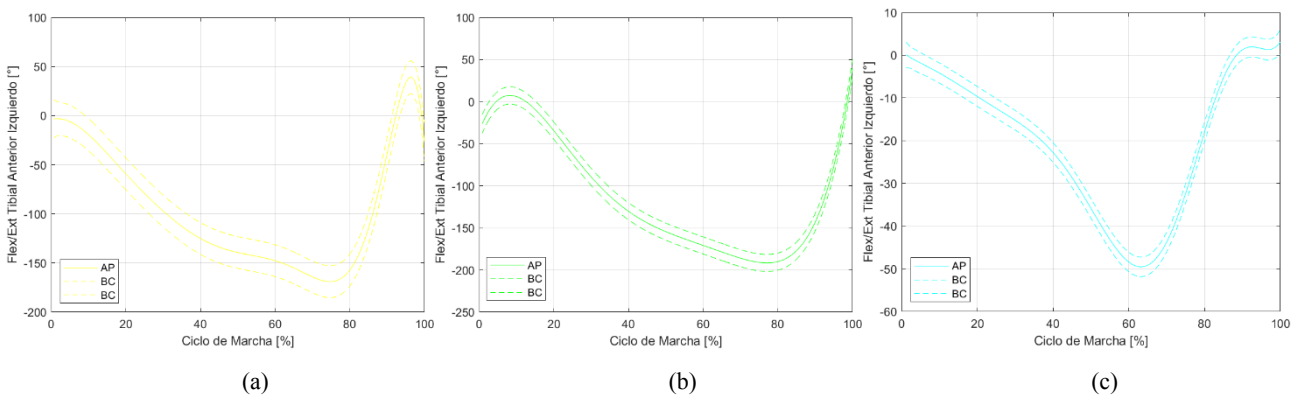


Figura 25. Regresión polinomial por mínimos cuadrados de la flexión y extensión del tibial anterior izquierdo de las personas con artrosis de rodilla: (a) P1, (b) P2, (c) P3.

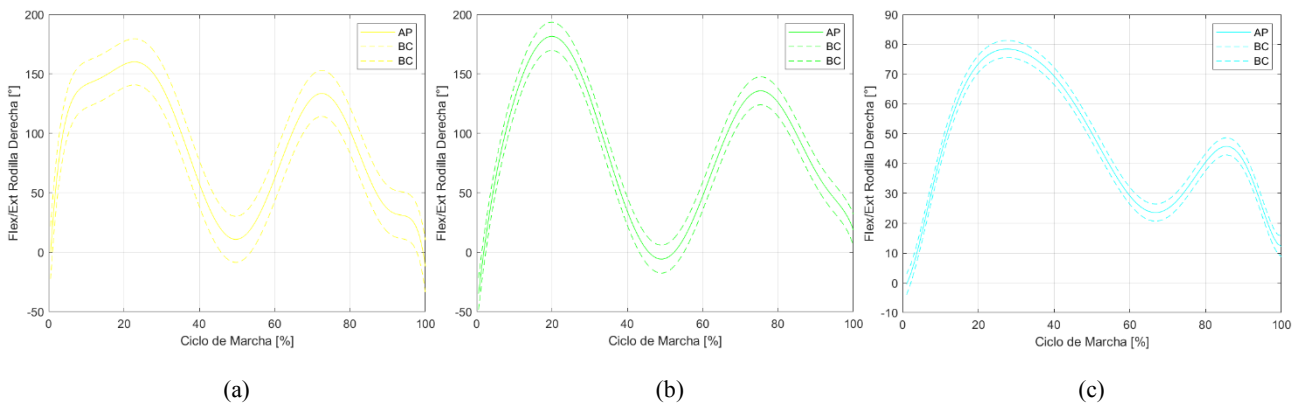


Figura 26. Regresión polinomial por mínimos cuadrados de la flexión y extensión de la rodilla derecha de las personas con artrosis de rodilla: (a) P1, (b) P2, (c) P3.

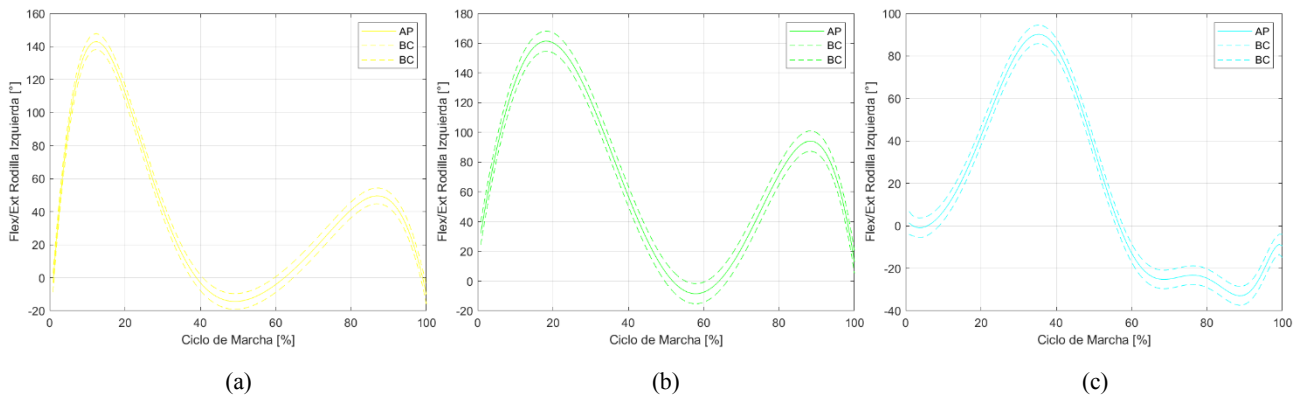


Figura 27. Regresión polinomial por mínimos cuadrados de la flexión y extensión de la rodilla izquierda de las personas con artrosis de rodilla: (a) P1, (b) P2, (c) P3.

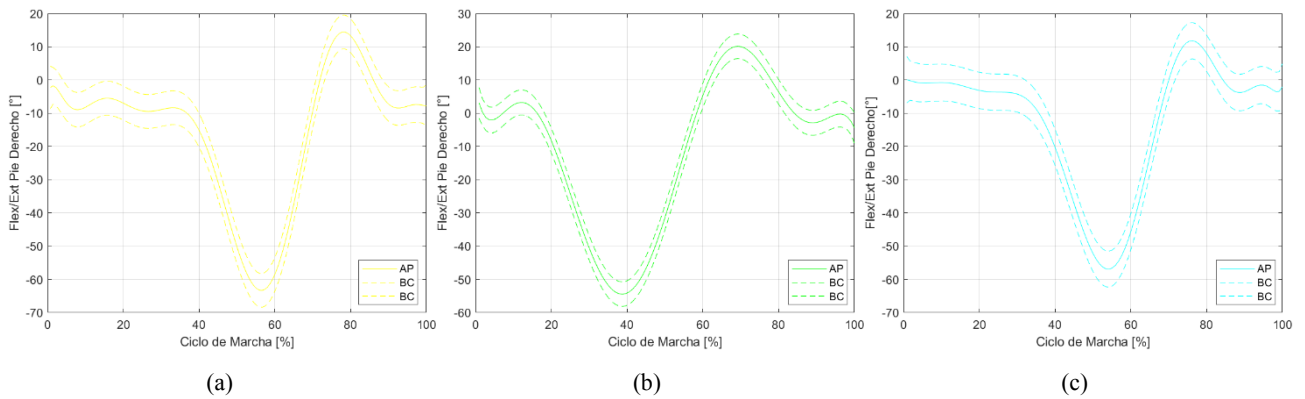


Figura 28. Regresión polinomial por mínimos cuadrados de la flexión y extensión del pie derecho de las personas con artrosis de rodilla: (a) P1, (b) P2, (c) P3.

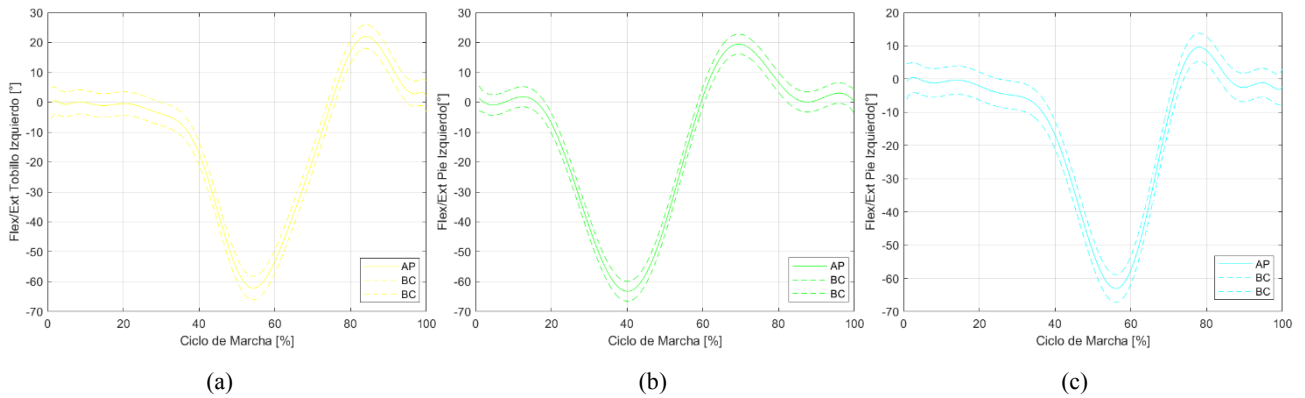


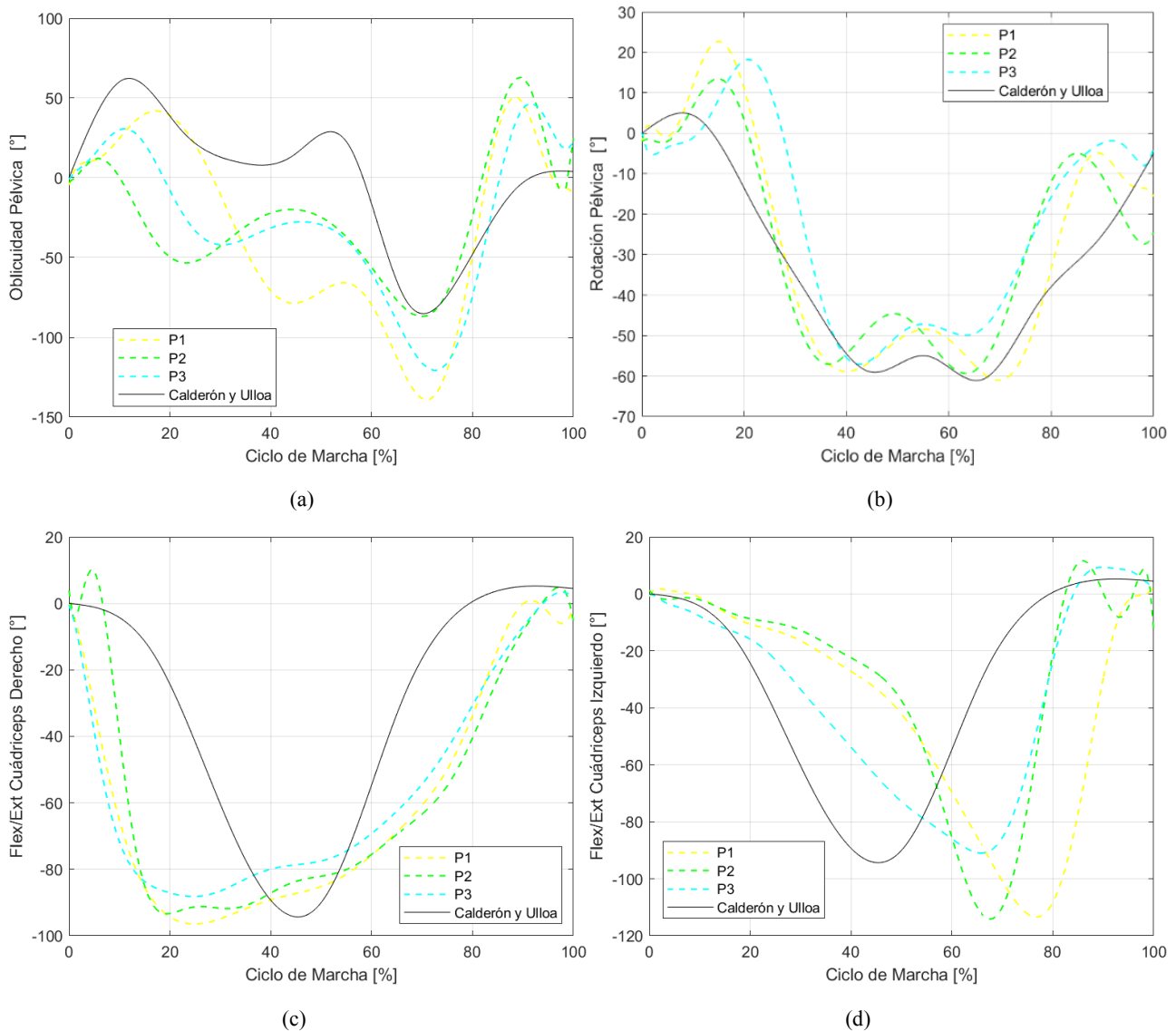
Figura 29. Regresión polinomial por mínimos cuadrados de la flexión y extensión del pie izquierdo de las personas con artrosis de rodilla: (a) P1, (b) P2, (c) P3.

Las regresiones polinomiales realizadas y desde la Figura 20 hasta 29, tienen rangos de n que van desde el valor mínimo de 5 para la Oblicuidad pélvica en el plano sagital para el adulto mayor P2 y 8 para el desplazamiento angular de la rodilla derecha para el adulto mayor P1, P2 y P3, hasta un n máximo igual a 16 para el desplazamiento angular del tobillo izquierdo para el adulto mayor P1, las regresiones llevadas a cabo deben tener un n mayor en los tobillos y rodillas para poder

acoplarse a los valores originales que se obtienen por medio de los sensores Xsens MTw Awinda, para evaluar el rendimiento de la regresión polinomial, se realizaron para el RMSE entre los datos proporcionados por los sensores y los datos arrojados por el comando $\text{polyval}(p, x)$ para el polinomio $p(x)$ de la regresión en MATLAB, en la Tabla 3 se expone los valores de las personas adulto mayores.

	P1	P2	P3
Oblicuidad pélvica	1.58E-08	7.98E-09	2.59E-08
Rotación pélvica	5.99E-08	5.95E-10	2.27E-09
Flex/Ext cuádriceps derecho	4.32E-08	1.59E-06	6.93E-07
Flex/Ext cuádriceps izquierdo	1.80E-06	8.06E-08	8.04E-06
Flex/Ext tibial anterior derecho	6.60E-09	3.36E-09	7.73E-10
Flex/Ext tibial anterior izquierdo	3.03E-10	7.68E-12	8.54E-10
Flex/Ext rodilla derecha	4.98E-10	7.21E-10	4.99E-10
Flex/Ext rodilla izquierda	7.63E-11	5.87E-10	4.06E-10
Pie izquierdo	1.18E-05	1.67E-10	5.45E-10
Pie derecho	1.69E-08	6.36E-10	2.05E-09

Tabla 3. Valor de raíz del erro cuadrático medio del ajuste polinómico de curvas



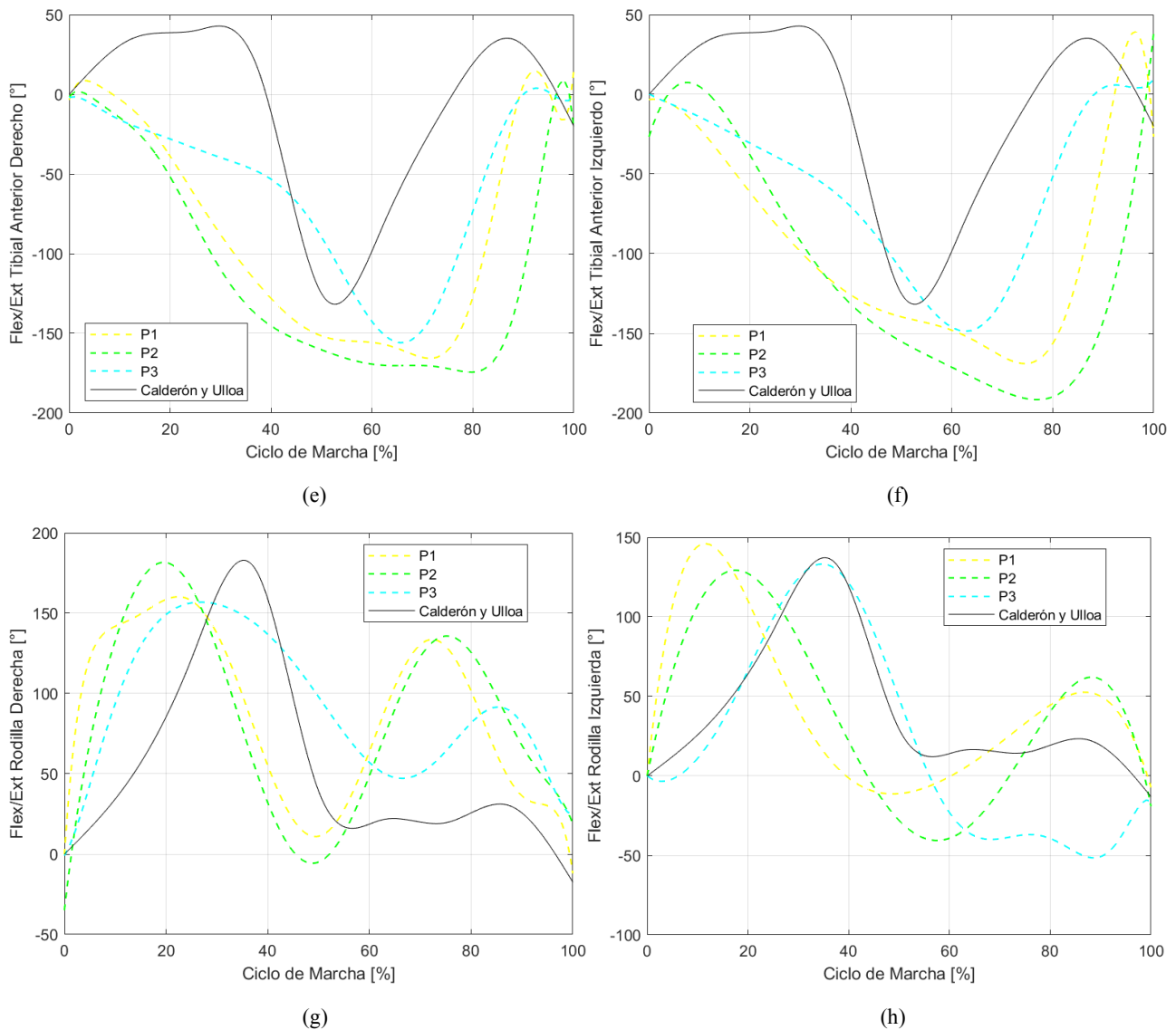


Figura 30. Comparación de los patrones evaluados en el ciclo de marcha: (a) oblicuidad pélvica, (b) rotación pélvica, (c) flexión y extensión de cuádriceps derecho, (d) flexión y extensión de cuádriceps izquierdo, (e) flexión y extensión de tibial anterior derecho, (f) flexión y extensión de tibial anterior izquierdo, (g) flexión y extensión de rodilla derecha y (h) flexión y extensión de rodilla izquierda

Al comparar los datos ajustados por mínimos cuadrados que brindan los sensores con los datos de Calderón-Ulloa [33] contando con resultados un poco fuera de lo esperado, siendo que al intervenir en el estudio personas con diferentes etapas de la enfermedad, sin embargo, lo que se busca es denotar el vínculo que se tiene entre los estudios, por esa razón se efectúa una apreciación determinando así la relación que existe entre las bases de datos aplicando el coeficiente de correlación de

Pearson R, como se divide en los datos de la Tabla 4.

	P1	P2	P3
Oblicuidad pélvica	-0.32	0.07	-0.55
Rotación pélvica	0.43	0.37	0.33
Flex/Ext Cuádriceps derecho	-0.28	0.46	-0.25
Flex/Ext Cuádriceps izquierdo	-0.53	0.20	-0.16
Flex/Ext Tibial anterior derecho	-0.32	0.09	0.16
Flex/Ext Tibial anterior izquierdo	0.05	-0.29	0.21
Flex/Ext Rodilla derecha	-0.25	-0.27	-0.26
Flex/Ext Rodilla izquierda	-0.18	-0.30	0.11

Tabla 4. Coeficiente de correlación de Pearson, R

Los valores de la Tabla 4, determinan que existe una relación directa con el grupo de datos valorados, que no son perfectos considerando que las personas del estudio cuentan con una enfermedad que les dificulta la marcha aún así obteniendo valores diferentes de cero se puede argumentar que hay correlación, teniendo como valores mínimos el de 0.07 en lo que viene a ser oblicuidad pélvica y 0.09 para flexión y extensión del tibial anterior derecho perteneciente al adulto mayor P2 el cual tiene

una patología más avanzada que el resto de sujetos de estudio, los valores máximos son de 0.55 en oblicuidad pélvica del adulto mayor P3 y de 0.53 en flexión y extensión de cuádriceps izquierdo del adulto mayor P1. Para reafirmar la similitud otorgada por el coeficiente de relación de Pearson se ejecuta una distinción estadística del coeficiente de determinación, a continuación, se detallan los datos en la Tabla 5.

	P1	P2	P3
Oblicuidad pélvica	10.52	0.49	30.55
Rotación pélvica	18.67	14.03	11.35
Flex/Ext Cuádriceps derecho	7.91	21.53	6.51
Flex/Ext Cuádriceps izquierdo	28.67	4.18	2.82
Flex/Ext Tibial anterior derecho	10.81	0.84	2.78
Flex/Ext Tibial anterior izquierdo	0.31	8.77	4.44
Flex/Ext Rodilla derecha	6.66	7.57	7.01
Flex/Ext Rodilla izquierda	3.45	9.32	1.25

Tabla 5. Coeficiente de determinación, R2 [%]

Los datos obtenidos denotan que el porcentaje de 11.35 a 18.67 es el que presenta mayor semejanza encontrada en la rotación pélvica, seguida de la oblicuidad pélvica que tiene un valor poco semejante del adulto mayor P2 el cual cuenta con un cuadro más avanzado de la enfermedad, seguido por el adulto mayor P1 que tiene un porcentaje de 0.31 dando a conocer que su tibial anterior izquierdo afecta a la marcha de manera importante al igual que con un porcentaje de 0.84 del adulto mayor P2 en el tibial anterior derecho. El análisis estadístico polinomial corrobora la similitud en diferentes partes de las extremidades y no en todas, dado que el estudio realizado tiende a tener un patrón, pero no a ser iguales ya que los sujetos de estudio cuentan con una enfermedad la cual dificulta la marcha de estos, por lo cual las mediciones tomadas mediante el uso de los sensores inerciales Xsens MTw Awinda validan de manera óptima a las personas involucradas. Como se puede visualizar en la Tabla 5.

4. Conclusiones

La utilidad de los sensores inerciales permite registrar datos de los movimientos del ser humano en tiempo real, ayudando así a que investigaciones puedan ser llevadas a cabo dentro de un laboratorio o en un área amplia fuera de las instalaciones facilitando a que el estudio se pueda realizar en condiciones favorables para el mismo.

Las personas que padecen de artrosis en rodilla pueden presentar diferentes valores al momento de ser estudiadas ya que esto se debe a que la enfermedad en cada persona se encuentra en una etapa diferente, la cual fue diagnosticada por un profesional de la salud en leve para el adulto mayor P3, grave para el adulto mayor P2 y moderado para el adulto mayor P1, obteniendo valores de error que van desde $6.36E-10^\circ$ a $1.18E-05^\circ$ y coeficientes de correlación que van desde -0.27 a 0.11, en comparación con datos realizados por Calderón-Ulloa.

Los valores obtenidos en la evaluación determinan que los adultos mayores comprenden un patrón

semejante el cual puede ser distintivo para la enfermedad de artrosis de rodilla, por lo cual el desplazamiento angular del cuádriceps derecho tiene un ángulo máximo de 20° y un ángulo mínimo de -103.30° . Para el desplazamiento angular del cuádriceps y un ángulo mínimo de -130.6° . En oblicuidad se tiene un ángulo máximo de 59.6° y un ángulo mínimo -177.9° . En rotación pélvica encontramos un ángulo máximo de 34.24° y un ángulo mínimo de -67.37° . En el desplazamiento angular del tibial derecho tenemos un ángulo máximo de 31.85° y un ángulo mínimo de -176.3° . El desplazamiento angular del tibial izquierdo tiene un ángulo máximo de 22.05° y un ángulo mínimo de -179.6° . El desplazamiento angular de la rodilla derecha tiene un ángulo máximo de 206.3° y un ángulo mínimo de -41.41° . El desplazamiento angular de la rodilla izquierda tiene un ángulo máximo de 155.8° y un ángulo mínimo de -55.23° . El desplazamiento angular del tobillo derecho tiene un ángulo máximo de 27.39° y un ángulo mínimo de -69.59° . El desplazamiento angular del tobillo izquierdo tiene un ángulo máximo de 25.58° y un ángulo mínimo de -64° .

El patrón de marcha además de ser afectado por la artrosis de rodilla, puede ser alterado por causas como sobrepeso, talla, calzado, patologías hormonales y fracturas y traumatismos, tomando como referencia al adulto mayor P2 que además de contar con artrosis de rodilla grave sufre de patologías hormonales como Hipertiroidismo involucrando el sobrepeso dando como resultado un coeficiente de determinación de 0.49% en oblicuidad pélvica, 0.84% en flexión y extensión de rodilla, para el adulto mayor P1 que cuenta que tiene antecedentes de fracturas y traumatismos, sobrepeso teniendo un valor de 0.31% en flexión y extensión del tibial anterior izquierdo.

La comparación realizada con la base de datos de Calderón-Ulloa no cuenta con los datos para la determinación de curvas características en lo que respecta al pie izquierdo y pie derecho por lo que para un futuro estudio se puede comparar los datos arrojados por los sensores Xsens MTw Awinda a otro estudio relacionado con el tipo de marcha involucrando a estas extremidades.

En relación con lo expuesto, el estudio pudo haber acogido a más adultos mayores en otras instancias favorables, ya que la situación de pandemia dificulta tener contacto con personas de tercera edad por el miedo a llegar a padecer de SARs-CoV-2 y así teniendo un rechazo por parte de estos.

Los resultados que se obtuvieron en el presente estudio tienen un límite de confianza del 95% para pacientes con artrosis de rodilla, teniendo un resultado positivo ya que los datos arrojados cuentan con patrones similares y patrones con variaciones que fueron los esperados, puesto que en el proceso de la investigación era notorio que el caminar de una persona con artrosis de rodilla tenía un diferente ciclo de marcha al de una persona sana.

Referencias

- [1] G. Thomas Di, «Plexofisioterapia,» 07 Marzo 2020. [En línea]. Available: <https://www.plexofisioterapia.es/>.
- [2] L. D. B. R. van der Straaten, I. Jonkers y A. Timmermans, «Mobile assessment of the lower limb kinematics in healthy persons and in persons with degenerative knee disorders: A systematic review,» *Gait and Posture*, vol. 59, pp. Pages 229-241, 2018.
- [3] T. Shigeru, T. Ryo, S. Keita, F. Tadashi y T. Harukazu, «Gait characterization for osteoarthritis patients using wearable gait sensors (H-Gait systems),» *Journal of Biomechanics*, vol. 49, n° 5, pp. 684-690, 2016.
- [4] J. Rahman, Q. Tang, M. Monda, J. Miles y I. McCarthy, «Gait assessment as a functional outcome measure in total knee arthroplasty: a cross-sectional study.,» *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 16, n° 1, pp. 1-9, 2015.
- [5] I. McCarthy, D. Hodgins, A. Mo, A. Elbaz y G. Segal, «Analysis of knee flexion characteristics and how they alter with the onset of knee osteoarthritis: a case control study,» *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 14, p. 169, 2013.
- [6] E. Benguerbi, S. Isidro, M. Campillo, M. Bettan, D. Doleux, p. Pin, Y. Parinaud, L. Avagnina y W. Bientsman, «El pie en el deporte,» *ScienzeDirect*, 29 Noviembre 2012.
- [7] B. T. Caroline , . M. v. d. S. Rienk, C. v. L. Rob, J. B. Rob, G. M. Will y C. d. V. Henrica, «Self-reported physical functioning was more influenced by pain than performance-based physical functioning in knee-osteoarthritis patients,» *Journal of Clinical Epidemiology*, vol. Volume 59, pp. Pages 724-731, 2006.
- [8] J. Favre y B. M. Jolles, «Gait analysis of patients with knee osteoarthritis highlights a pathological mechanical pathway and provides a basis for therapeutic interventions,» *EFORT Open Reviews*, vol. 1(10), pp. 368-374, 2016.
- [9] K. a. H. M. A. a. F. R. Mills, «Biomechanical Deviations During Level Walking Associated With Knee Osteoarthritis: A Systematic Review and

- Meta-Analysis,» *Arthritis Care and Research*, vol. 65, n° 10, pp. 1643-1665, 2013.
- [10] S. Martinez , L. Vergara, B. Ramirez y L. Olmoz, «Aplicación de sensores inerciales para análisis de marcha humana,» *Revista de Ingeniería Tecnológica*, pp. 23-31, 2018.
- [11] D. s. Renata, d. C. Fabrice, S. Pierre, C. Arnaud, C. Jonathan, G. Sylvie y C. Jean , «Computerized video analysis of social interactions in mice,» *Pulmed.gob*, pp. 410-7, Marzo 2012.
- [12] A. Straw, K. Branson, T. Neumann y M. Dickinson, «Multi-camera real-time three-dimensional tracking of multiple flying animals,» *The royal Society*, 14 Julio 2010.
- [13] Ingeniería Mecafenix, «Ingmecafenix,» 23 Julio 2018. [En línea]. Available: <https://www.ingmecafenix.com/automatizacion/sensor-inercial/>.
- [14] M. Patel, A. Pavic y V. A. Goodwin, «Wearable inertial sensors to measure gait and posture characteristic differences in older adult fallers and non-fallers: A scoping review,» *Gait & Posture*, vol. 76, pp. 110-121, 2020.
- [15] G. P. Panebianco, M. C. Bisi, R. Stagni y S. Fantozzi, «Timing estimation for gait in water from inertial sensor measurements: Analysis of the performance of 17 algorithms,» *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 197, 2020.
- [16] A. V. I.C., M. P. F.J., M. S. I., G. N. C., C. E. E. y G. C. J.L., «Utilización de sensores inerciales para la evaluación de la movilidad espinal en pacientes con espondiloartritis axial,» *Rehabilitacion*, vol. 52, n° 2, pp. 100-106, 2018.
- [17] O. Costa, A. Aubin, C. Oliviera , J. Paz y C. Lujan, «Métodos de evaluación de la composición corporal: una revisión actualizada de descripción, aplicación, ventajas y desventajas,» *Archivos de medicina del deporte*, vol. 32, n° 6, pp. 387-394, 29 Junio 2015.
- [18] L. Carmenate Milián, F. A. Moncada Chévez y E. W. Borjas Leiva, Manual de medidas antropométricas, 1era ed., M. R. Garbanzo, Ed., Costa Rica: SALTRA, 2014.
- [19] L. Góngora García, C. Rosales García , I. González Fuentes y N. Pujals Victoria, «Articulación de la rodilla y su mecánica articular,» *Medisan*, 2003.
- [20] F. H. Stengele, «Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana,» Puebla, Mexico, 2008.
- [21] M. Saucedo, «Valoración de la marcha humana,» Universidad Nacional Autónoma de México, México, 2009.
- [22] J. H. Osorio y M. H. Valencia, «Bases para el entendimiento del proceso de la marcha humana,» *Archivos de Medicina (Col)*, vol. 13, n° 1, pp. 88-96, 2013.
- [23] C. Sherrington y B. M. Hylton, «An evaluation of footwear worn at the time of fall-related hip fracture,» *Age and Ageing*, vol. 32, n° 3, pp. 310-314, 2003.
- [24] W. T. Linda M. Merriman, Assessment of the Lower Limb, Second ed., Churchill Livingstone, 2002.
- [25] C. Odonkor, . A. Kuwabara, C. Tomkins-Lane, W. Zhang, A. Muaremi, . H. Leutheuser, R. Sun y M. Smuck, «Gait

- features for discriminating between mobility-limiting musculoskeletal disorders: Lumbar spinal stenosis and knee osteoarthritis,» *Gait and Posture*, vol. 80, pp. 96-100, 2020.
- [26] D. Kobsar, S. T. Osis, A. Phinyomark, J. E. Boyd y R. Ferber, «Reliability of gait analysis using wearable sensors in patients with knee osteoarthritis,» *Journal of Biomechanics*, vol. 49, n° 16, pp. 3977-3982.
- [27] J. (. . v. d. Noort, M. V. d. Esch, M. P. Steultjens, J. Dekker, M. (. Schepers, P. H. Veltink y J. Harlaar, «Ambulatory measurement of the knee adduction moment in patients with osteoarthritis of the knee,» *Journal of Biomechanics*, vol. 6, n° 1, pp. 43-49, 2013.
- [28] INEC, «Proyección por provincias, sexo y Áreas 2012 - 2020,» 12 septiembre 2010. [En línea]. Available: <https://www.ecuadorencifras.gob.ec/proyecciones-poblacionales/>.
- [29] B. T. Cleland, H. Arshad y S. Madhavan, «Concurrent validity of the GAITRite electronic walkway and the 10-m walk test for measurement of walking speed after stroke,» *Gait and Posture*, vol. 68, pp. 458-460, 2019.
- [30] Y. Nikaido, H. Urakami, T. Akisue, Y. Okada, N. Katsuta, Y. Kawami, T. Ikeji, K. Kuroda, T. Hinoshita, H. Ohno, Y. Kajimot y R. Saura, «Associations among falls, gait variability, and balance function in idiopathic normal pressure hydrocephalus,» *Clinical Neurology and Neurosurgery*, vol. 183, 2019.
- [31] A. Jouybari, H. Amiri, A. Ardalan y N. Zahraee, «Comparación de métodos para la determinación de la actitud de una boya ligera mediante datos brutos de IMU,» *SAO*, vol. 135, pp. 348-354, 2019.
- [32] J. Garza y Ulloa, «Diseño de experimentos, adquisición de datos y procesamiento de señales,» *Researchgate*, vol. 1, n° 4, pp. 179-237, 2018.
- [33] M. Calderón y R. Ulloa , «Cambios asociados al envejecimiento normal en los parámetros angulares de la marcha a una velocidad controlada,» *Revista médica Chile*, vol. 144, n° 1, 2016.
- [34] P. C. B. Ruiloba J. V., Introducción a la psicopatología y la psiquiatría, Sexta ed., Elsevier Masson, 2015.
- [35] P. Romero, Análisis del movimiento mediante sensores portables para el control de prótesis inteligentes, 2018.