

Sistema para el Análisis de la Marcha Humana Usando Sensores Inerciales

Motion capture system for analysis of human gait using inertial sensors

Diego Fernando Saavedra Lozano¹
Diego.saavedra00@usc.edu.co

Javier Ferney Castillo García, PhD¹
Javier.castillo00@usc.edu.co

Universidad Santiago de Cali, Facultad de Ingeniería, Programa de Ingeniería Electrónica (1)

Resumen

El análisis de la marcha humana en laboratorios especializados es poco asequible en Colombia para aplicaciones como la rehabilitación o el deporte. Por lo cual, se diseña un sistema de captura usando sensores inerciales de bajo costo para realizar un análisis cinemático de las extremidades inferiores. En este artículo, inicialmente se estudian las características y parámetros de la marcha humana, luego se selecciona el sensor inercial que se emplearía de acuerdo con las especificaciones y costo requerido, después se realizó el prototipo de sistema de captura inercial, y finalmente, se verificaron los datos del sistema de captura comparando el ángulo de flexión de la rodilla con el ángulo obtenido por medio de un sistema de visión artificial y comparándolo con bandas de normalidad. Como resultado se logró implementar un sistema de captura de movimiento inercial de bajo costo para el análisis de la marcha humana, con su respectiva interfaz gráfica para visualizar los ángulos orientación, de flexión y extensión para cada segmento y articulación de las extremidades inferiores. Como conclusión de este trabajo, se encontró que mediante la información del sistema de visión artificial, desde el plano sagital, fue posible identificar las fases de la marcha y parámetros temporales y espaciales como la cadencia, longitud de paso, longitud de zancada, velocidad de zancada, así como la longitud de los segmentos, así mismo el sistema inercial puede obtener dicha información con un sistema de visión artificial o un modelo antropométrico, para desarrollar una herramienta completa para el análisis cinemático de marcha humana.

Palabras Clave: Sistema de captura, marcha humana, sensores inerciales.

Abstract

The human gait analysis in specialized laboratories is not available in Colombia for applications such as rehabilitation or sports. Therefore, a capture system is designed using inexpensive inertial sensors to analyze the kinematics of the lower limbs. In this article, initially the characteristics and parameters of the human gait are studied, then it was chosen the inertial sensor that would be used according to its specifications and cost, then the prototype of the inertial capture system was made, and finally, the capture system data was verified by comparing the angle of flexion of the knee with the angle obtained by the artificial vision system from the sagittal plane and comparing it with bands of normality. As a result, it was possible to implement a low-cost inertial motion capture system for the analysis of human gait, with its respective graphical interface to visualize the orientation, flexion and extension angles for each segment and joint of the lower limbs. As a conclusion of this work, it was found that with the information of the artificial vision system, from the sagittal plane, it was possible to identify the gait phases and temporal and spatial parameters such as cadence, step length, stride length, speed of stride, as well as the length of the segments, likewise the inertial system can obtain this information with a system of artificial vision or an anthropometric model, to develop a complete tool for the kinematic analysis of human gait.

Keywords: Capture system, human gait, inertial sensors.

1. INTRODUCCIÓN

En este artículo, primero se habla sobre la marcha humana, sus características, formas de medición y antecedentes. Después, en la sección materiales y métodos, se comparan distintos sensores inerciales para seleccionar el mejor según su costo beneficio, luego se muestra el esquema del prototipo de sistema de captura, el posicionamiento de los sensores, método de calibración y cálculo de la cinemática directa. Posteriormente, en la sección resultados y discusión, se exponen los parámetros de la marcha obtenidos y la interfaz gráfica implementada, también se analizan las limitaciones del sistema de captura y se hace una verificación usando un sistema de visión artificial y se comparan los datos obtenidos de la flexión-extensión de rodilla con una banda de normalidad. Finalmente, en la sección de conclusiones se habla los

resultados obtenidos y posibles mejoras futuras para el desarrollo de una herramienta para el análisis de la marcha humana que pueda tener aplicaciones para la rehabilitación.

La marcha humana es una de las actividades más importantes del ser humano, esto la convierte en objeto de estudio de amplias investigaciones y proyectos en la actualidad, en temas relacionados con la rehabilitación, el diagnóstico de enfermedades y el deporte. Siendo necesario describir cualitativamente los procesos de locomoción humana para las aplicaciones anteriormente nombradas, surge el concepto de análisis de la marcha. El análisis de la marcha es un proceso sistemático donde se miden, describen y evalúan las características de marcha humana, en éste proceso se determina la fase de marcha y los parámetros cinéticos y cinemáticos de la misma (Tao, Liu, Zheng, & Feng, 2012).

El método estándar para el análisis de la marcha humana se realiza en laboratorios especializados en los que se utiliza un sistema de multi-cámaras de alta velocidad en conjunto con el uso de placas de fuerza, para capturar los datos tridimensionales de la marcha de una persona y las fuerzas de reacción. Aunque este método es muy preciso, necesita un espacio de trabajo considerablemente grande y dispositivos de procesamiento de señales de gráficas de alta velocidad, siendo un método costoso debido a su complejidad y requerimiento de experimentos de pre-calibración (Liu, Inoue, & Shibata, 2009). Por otra parte, el análisis por medio de multi-cámaras de alta velocidad se limita a laboratorios y no es fácilmente aplicable para estudiar la marcha en actividades cotidianas, ni para seguir el proceso de rehabilitación de un individuo (Gastaldi et al., 2016).

Dado que los laboratorios para el análisis de la marcha humana son difícilmente aplicables en la vida diaria, normalmente para el diagnóstico o la rehabilitación se realiza un análisis subjetivo, el cual consiste en que un médico especialista observa y evalúa la calidad de la marcha de un individuo mientras camina. Teniendo en cuenta que la marcha humana puede ser afectada por diversas patologías, como problemas neurológicos, musculares, esqueléticos, posturas antiálgicas, debilitamiento general, problemas psicológicos o psiquiátricos (Adriana Villa Moreno, Eduardo Gutiérrez Gutiérrez, 2008), es entendible porque el análisis subjetivo es problemático, debido a su poca exactitud y carácter cualitativo, teniendo un efecto negativo en el diagnóstico y en el seguimiento de la evolución de los procesos de rehabilitación (Muro-de-la-Herran, García-Zapirain, & Méndez-Zorrilla, 2014).

Según la Organización Mundial de la Salud, se calcula que el 15% de la población mundial se encuentran en condiciones de discapacidad (Observatorio Nacional de Discapacidad, 2016). Además, las patologías neurológicas como los accidentes cerebrovasculares, representan un 60% de las causas de dificultades en la marcha (Stolze et al., 2005). La rehabilitación de la marcha requiere de largos periodos de recuperación, y sin un apropiado tratamiento, pueden conllevar consecuencias sociales con implicaciones económicas y de salud (Bureau et al., 2007). Con las terapias de rehabilitación adecuadas se podría mejorar la eficacia de la misma, debido a que el progreso de un paciente en rehabilitación, puede ser evaluado cuantitativamente al comparar sus parámetros de marcha con los parámetros de marcha de un sujeto sano (Zeni & Higginson, 2009).

En Colombia, del 6.3% de personas con discapacidad, el 29.5% presenta limitaciones para moverse o caminar (DANE, 2005). Además, del total de personas con discapacidad censadas, se encontró que el 22.16% pertenecen a alteraciones de movimiento del cuerpo, manos, brazos o piernas (Así Vamos en Salud, 2013). Por otra parte, el conflicto armado presente en Colombia sigue aumentando el número de personas en condiciones de discapacidad. Las alteraciones en la marcha disminuyen drásticamente la calidad de vida, afectando la independencia y capacidad de desplazamiento del afectado (Willems, Schepens, & Detrembleur, 2012). Dado que la eficacia de un tratamiento depende de determinar las causas fisiopatológicas y actuar sobre las disfunciones y discapacidades, se requiere de herramientas de fácil acceso que sean objetivas y permitan cuantificar con exactitud y precisión el estado de la marcha del paciente, así como la evolución del mismo en procesos de rehabilitación (Chaler Vilaseca, Garreta Figuera, & Müller, 2005).

Por otra parte, debido al creciente interés y áreas de aplicación de la medición de la marcha humana, se han desarrollado diferentes sistemas para su medición, algunos basados en el uso de arreglos de cámaras, arreglos de sensores inerciales, sensores de ultrasonido, transductores, etc. Dentro de estos, se destacan los sensores inerciales con ventaja de ser sistemas más económicos y simples, al no requerir grandes espacios de trabajo, ni grandes gastos computacionales, siendo aplicables para seguir el proceso de evolución de un paciente inclusive fuera del laboratorio (Muro-de-la-Herran et

al., 2014).

1.1 Análisis de la marcha

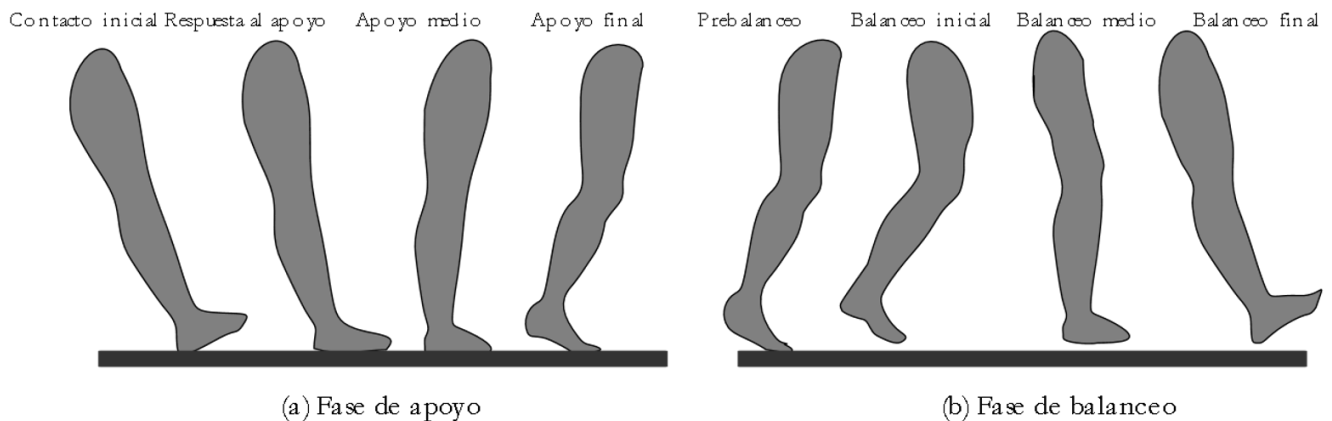
La marcha humana comprende secuencia de movimientos coordinados y relevos que permiten el desplazamiento (Mariana Haro, 2014). El estudio de estos movimientos se le conoce como análisis de marcha (Tao et al., 2012). Los planos para el análisis de la marcha dividen el cuerpo humano, el plano frontal orientado de manera vertical, dividiendo el cuerpo en la zona anterior y posterior; el plano sagital que se orienta verticalmente y ortogonal al plano frontal, dividiendo el cuerpo en derecha e izquierda; el plano transversal se orienta de manera horizontal, dividiendo el cuerpo en la zona superior e inferior (González Mejía, Ramírez Scarpetta, & Avella Rodríguez, 2015).

En el análisis de la marcha para aplicaciones médicas, de deporte o reconocimiento, se miden los parámetros como la velocidad de zancada, longitud de paso (distancia entre ambos pies al estar apoyados), longitud de zancada (distancia entre dos apoyos sucesivos del mismo pie), cadencia (número de pasos por unidad de tiempo), ancho de paso (distancia a lo ancho que separa ambos pies), ángulo de paso (dirección del pie durante un paso), fases de la marcha, orientación de los segmentos del cuerpo, ángulo de articulaciones y postura corporal. Adicionalmente para deportes y aplicaciones médicas se evalúa las características de la ruta y la cinética de la marcha (Muro-de-la-Herran et al., 2014).

El parámetro llamado velocidad de zancada se puede calcular al dividir la longitud de zancada en metros entre el tiempo de zancada en segundos. La longitud de zancada se puede calcular al sumar la longitud de paso del miembro inferior derecho y la longitud de paso del miembro inferior izquierdo en metros. La cadencia se puede calcular al dividir ciento veinte entre el tiempo de zancada en segundos (Cámara, 2011).

En análisis de las fases de la marcha divide en ocho movimientos el andar, de esta manera se pueden identificar los diferentes movimientos de los segmentos de las extremidades inferiores y los ángulos de las articulaciones. Como se ve en la Figura 1, el ciclo de marcha se divide en contacto inicial, respuesta al apoyo, apoyo medio, apoyo final, pre balanceo, balanceo inicial, balanceo medio y balanceo final (Tao et al., 2012). Cuando el pie está en contacto con el suelo se conoce como fase de apoyo y en el caso contrario se conoce como fase de balanceo u oscilación.

Figura 1. Fases de la marcha.



Fuente: Propia

La fase llamada contacto inicial ocurre cuando el pie toca el suelo. La respuesta al apoyo es la fase inicial del doble apoyo, comienza con el contacto inicial con el piso hasta que el otro pie se levanta para el balanceo. El apoyo medio es la fase de la primera mitad del intervalo de apoyo, inicia cuando se levanta el otro pie y continua hasta que el peso del cuerpo se alinea sobre el antepié o cuando trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde

un plano sagital (Osorio, 2013). El apoyo final completa el soporte de una sola extremidad, comienza con el talón levantándose y continúa hasta que el otro pie toca el suelo. El prebalanceo es la fase final del apoyo y el segundo momento de doble apoyo, comienza con el contacto inicial de la extremidad opuesta y termina con el levantamiento del dedo del pie. El balanceo inicial es aproximadamente un tercio del periodo de balanceo, inicia con el levantamiento del pie del suelo y finaliza cuando el pie oscilante está a la par con el pie apoyo. El balanceo medio comienza cuando los pies están a la par y termina cuando la tibia esta vertical. El balanceo final inicia cuando la tibia esta vertical y termina cuando el pie toca el piso (Perry, J., & Burnfield, 1992).

La marcha humana normal tiene una cadencia espontánea promedio de 110 pasos por minuto (ppm)(Carmen, 2006), es decir que un ciclo de marcha tiene una frecuencia promedio de 0.9 Hz. Según (Winter, 2009) los armónicos más altos están en las trayectorias del dedo del pie y el talón, estando el 99.7% de la potencia de la señal contenida por debajo de los 6 Hz.

El sistema para el análisis de la marcha humana usando sensores inerciales se enfoca en la cinemática de la marcha. Mediante siete sensores inerciales dispuestos en la cadera, muslos, piernas y pies, se pueden obtener los ángulos de orientación de cada segmento y con estos se puede calcular los ángulos de las articulaciones. Además, con las medidas de las longitudes de cada segmento, se puede construir un modelo esquelético mediante el cálculo de la posición de las articulaciones con cinemática directa.

Por ejemplo, en el artículo de (Liu, Inoue, & Shibata, 2009) se presenta un sistema de sensores para hacer un análisis cuantitativo de la marcha, usando sensores inerciales (giroscopios (*ENC-05EB*) y acelerómetros (*ADXL202*)). El sistema fue diseñado para detectar las fases de la marcha como el contacto inicial, respuesta de carga, apoyo medio, apoyo final, prebalanceo, balanceo inicial, medio balanceo y balanceo final. Este análisis comparado con el análisis de movimiento convencional 3D usando cámaras de alta velocidad, resulta ser mucho menos costoso.

En el artículo (Bebek et al., 2010) se presenta un sistema de micronavegación personal, utilizando unidades de medición inercial (*InertiaCube*) corregidas con las señales de reacción medidas por sensores de presión, permitiendo una navegación precisa en ausencia de señales de GPS, logrando errores de posición promedio de cuatro metros al finalizar caminatas de media hora. De esta manera, con sensores inerciales de alta precisión se puede hacer un seguimiento inclusive de la ruta de una caminata, pero el problema de estos sensores es que tienen un precio más elevado, ver Tabla 1. Otro sensor con el que se ha logrado buenos resultados es el *x-IMU*, con el cual se implementa un filtro AHRS y algoritmo de navegación por estimación.

En el artículo de (Seel, Raisch, & Schauer, 2014) se hace una contribución en el cálculo de ángulos de articulaciones basado en la medición inercial, el cuerpo humano carece de superficies y ángulos rectos, por lo cual se afronta el reto de montar los sensores en posiciones arbitrarias. Se debe implementar un algoritmo que corrija la posición de los sensores, alineando los ejes del sensor inercial con los ejes del segmento de la extremidad.

Localmente, en el artículo de (Hurtado, Caicedo, & Sain-Priest, 2018) se desarrolló un sistema para la visualización de la cinemática de la marcha humana usando visión artificial, en este se siguen marcadores de colores en las extremidades inferiores mediante la librería de *OpenCV*, debido a su menor costo computacional y modelo de color HSV, para evitar problemas con los cambios de luminosidad en el ambiente. Como resultado se genera un video que sigue los marcadores de las articulaciones para aplicaciones en futuras implementaciones de herramientas de apoyo para el análisis de la marcha, como por ejemplo el desarrollo de un Software clínico de asistencia.

El objetivo de este trabajo fue, diseñar un sistema de captura para el análisis de la marcha humana usando sensores inerciales. El sistema final cuenta con el diseño del prototipo de captura del movimiento usando siete sensores inerciales, una interfaz donde se muestran los ángulos de orientación y flexión-extensión de la pelvis, muslos, piernas, y pies. Además, el sistema se verificó con un sistema de visión artificial.

2. MATERIALES Y MÉTODOS/METODOLOGÍA

Gracias al desarrollo y miniaturización de los sensores inerciales debido a su uso en dispositivos electrónicos como los teléfonos inteligentes y videojuegos, su precio es bajo, rondando el valor de 10 dólares para los más básicos. Se compararon diversos sensores inerciales en el mercado, como el *GY-25* que entrega los ángulos de orientación, el *GY-91* que entrega los valores de cada sensor, acelerómetro, giroscopio y magnetómetro con su valor en bruto, el *BNO055* que realiza una fusión de los tres sensores mediante un MCU de 32 bits, el *x-IMU* que aunque no tiene la resolución más alta de los sensores comparados, implementa un filtro AHRS y cuenta con una alta velocidad de muestreo, conexión USB y Bluetooth, así como otras características, pero a su vez sus características extra incrementan mucho su precio. Finalmente se muestra el *InertiaCube4* tiene una precisión muy alta, implementando un filtro Kalman, pero con un precio muy elevado. La información resumida de la comparación de los sensores inerciales se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1. Comparación de sensores inerciales.

Nombre	Grados libertad	Exactitud	Resolución angular	Frecuencia muestreo (Hz)	Precio (US)	Tamaño (mm) y Peso (g)	Consumo máximo (mA)
GY-25	6	1°	0.01° (16-bit G, 16-bit A)	100	5	11.5x15.5x2 2g	15
GY-91	9	Sin fusión completa	16-bit G, 16-bit A., 16 bits M.	157	10	25x 14x 3m	6
BNO055	9	2.5°	(16-bit G, 14-bit A., (13/13/15) bits M).	100	35	20 x27x4 3g	12.3
x-IMU	9	1°	16-bit G., 12-bit A., 12-bit M.	512	320	33x42x10 12g	150
InertiaCube 4	9	1° guiñada, 0.25° cabeceo y alabeo.	0.01°	200	995	36.6x27.7 x13.8 11g	40

Fuente: Propia

Algunos criterios de selección del sensor inercial que se consideraron para la toma de decisiones, fueron en primera instancia una adecuada relación entre exactitud y precio, que el sensor incluyese la fusión sensorial, debido a que son requeridos ciertos conocimientos avanzados para implementar un filtro Kalman correctamente, que la frecuencia de muestreo fuese mayor a la frecuencia de Nyquist de la marcha (12Hz), que el tamaño y peso fuera menor en comparación otras opciones y su consumo no fuese mayor a 30mA, para tener autonomía suficiente del sistema.

El *GY-91* cuenta con resoluciones más altas que el sensor *BNO055*, pero no fusiona los datos, es decir, que entrega los valores en bruto del acelerómetro, giroscopio y magnetómetro. Para fusionar los datos de un sensor inercial se requieren algoritmos complejos para lograr una buena precisión. Por lo cual no se consideró entre las opciones de selección.

El *InertiaCube4* es un poco más grande que los otros sensores, y su consumo supera el límite por 10 mA, pero con la ventaja de tener la mejor exactitud de todos los sensores comparados. El factor para descartar este sensor fue su precio, debido a que se propuso desarrollar un sistema para el análisis del movimiento de la marcha que fuese asequible. De igual manera, el *x-IMU* fue descartado porque no tiene una resolución tan alta y cuenta con características innecesarias que incrementan demasiado su precio, como comunicación Bluetooth, batería *LiPo*, almacenamiento en microSD y salidas digitales.

El *BNO055* se descartó debido a que su precio seguía siendo alto, debido a que el sistema debe contar con siete sensores inerciales para cada extremidad inferior y su exactitud era menor que los sensores comparados. La ventaja de este sensor es que cuenta con magnetómetro, lo cual reduce los errores causados por el efecto de la deriva presente en el ángulo de guiñada.

Por último, se optó por el sensor *GY-25*, el cual tiene una exactitud y resolución suficiente, en comparación con los demás sensores, cuenta con el menor tamaño y peso, su frecuencia de muestreo es mayor a la necesaria, su precio es el

mejor teniendo en cuenta que realiza la fusión de los datos y su consumo de corriente es de los menores. La desventaja de este sensor es que no cuenta con magnetómetro, aunque con las limitaciones de este trabajo no era necesario debido a que se planteó usar sensores inerciales únicamente, los cuales por definición solo cuentan con acelerómetro y giroscopio (IMU) y no sensores inerciales en conjunto con magnetómetros (IMMU). Al igual que otros sensores que realizan la fusión (como el BNO055) no se especifica qué tipo de algoritmo de fusión utiliza el GY-25, puesto que se trata de algoritmos propietarios del fabricante.

El sensor inercial que se usó para obtener la orientación es el GY-25. Este sensor cuenta con un MPU-6050 para medir la aceleración y velocidad angular en los tres ejes. Adicionalmente, cuenta un microcontrolador para realizar la fusión de los dos sensores y entregar los datos de la orientación mediante comunicación serial. Este sensor tiene una velocidad de muestreo de 100Hz (a 115200 bps), con una resolución angular de 0,01 grados y una exactitud y precisión de medición de 1 grado. Los ángulos de navegación (*roll*, *pitch*, y *yaw*) varían de -180 a 180 grados.

El GY-25 es compatible con voltajes de alimentación de tres o cinco voltios, tiene una corriente de trabajo de 15mA, su tamaño es de 11.5 mm de largo por 15.5 mm de ancho. Por defecto, la comunicación serial funciona a 115200 bps, enviando una trama de 8 bytes con la información de los ángulos de orientación, el primer y octavo byte son de cabecera, el segundo y tercer byte corresponden al valor del ángulo de guiñada, el cuarto y quinto byte al valor del ángulo de cabeceo, y el sexto y séptimo byte al valor del ángulo de alabeo.

2.1 Características del sensor inercial

Como no se contaba con todas las características del sensor GY-25 se hicieron pruebas con un servomotor DH-03 de alto torque, con una precisión de control de 0.32 grados y velocidad angular de 1.0s por 60° a 12V. Para las pruebas primero se calibró el servomotor con ayuda de sus opciones de control y usando un transportador para calibrar 180° de movimiento, este valor se verifico usando un teléfono inteligente con capacidad para medir la orientación hasta 0.1°.

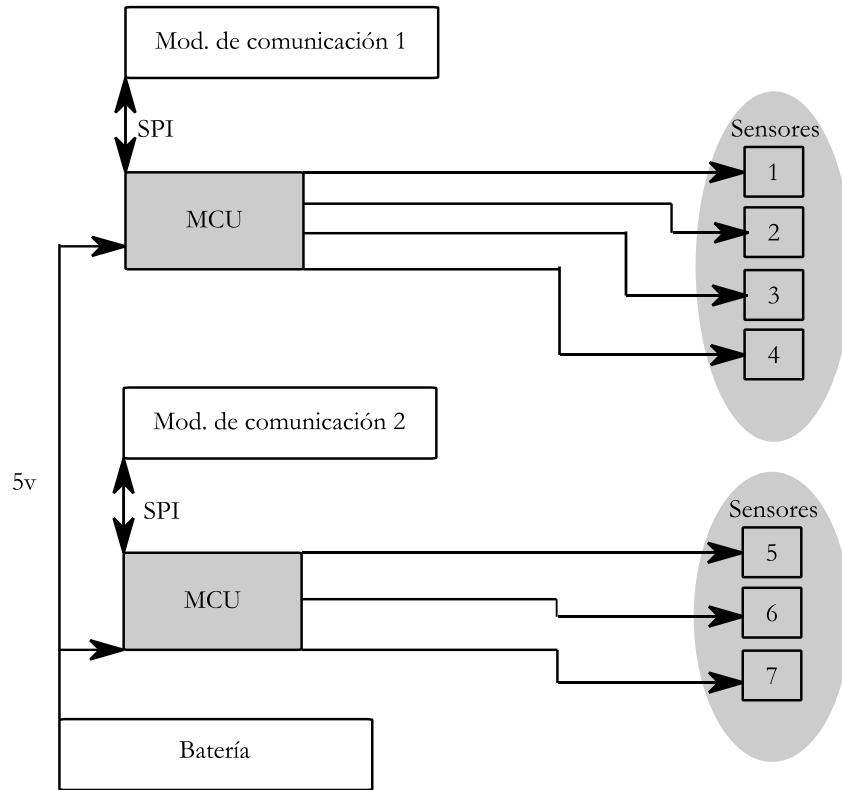
Se comprobó que la exactitud y precisión eran de 1° y además se hicieron pruebas de repetitividad y linealidad para el ángulo de guiñada, alabeo y cabeceo. La prueba de repetitividad consistió en variar el ángulo de 0° a 10° en intervalos de 0.5 segundos durante una hora y la prueba de linealidad en variar el ángulo entre -45° y 45° en intervalos de 8 segundos a velocidad constante durante una hora. Se encontró que el error del ángulo de guiñada fue de 2.9°/min, el ángulo de alabeo y cabeceo no tienen error de deriva y su repetitividad es de 1°. El error de linealidad para el ángulo de guiñada fue de $\pm 1.1\%$, el de cabeceo de $\pm 1.0\%$ y el de alabeo de $\pm 1.0\%$ (para un valor de escala de 90°). No se observó histéresis en el ninguno de los ángulos de orientación.

2.2 Diseño sistema captura

Debido a que se quieren medir los siete segmentos de las extremidades inferiores correspondientes a la pelvis, muslos, piernas y pies, se requieren siete sensores inerciales. Se exploró la opción de usar multiplexores, pero se descartó debido a que reducía mucho la frecuencia de muestreo (13Hz sería la frecuencia final) y se introducían problemas de comunicación debido a desplazamientos en las tramas de los sensores, así que se optó por conectar los sensores con cable flexible a puertos seriales hardware, de esta manera se disminuyen los costos al no tener que agregar un MCU, batería y módulo de comunicación por cada sensor inercial, y se evitan errores en la comunicación.

Como se requería conectar siete sensores inerciales a puertos hardware, se usaron dos Arduinos Mega, los cuales cuentan con cuatro puertos seriales hardware cada uno, y para el sistema comunicación se usó el módulo nRF24L01. Este módulo trabaja en la banda de 2.4 GHz, su voltaje de alimentación puede variar entre 1.9 a 3.6V, y tiene una velocidad de transferencia de datos de hasta 2Mbps, este módulo es muy popular debido a que su consumo de corriente y precio son muy bajos (11.3mA, 2US), comparado por ejemplo otros módulos como los XBee (45mA, 25US). El diseño del sistema de captura se muestra en la Figura 2.

Figura 2. Esquema del sistema de captura.



Fuente: Propia

El sistema de captura se comunica inalámbricamente con otro MCU (Arduino Nano) de 16 bits, que también cuenta con un módulo *nRF24L01*. Se estimó un consumo de 330mA, debido a que los dos MCU empleados tienen un consumo promedio de 100mA cada uno, por lo cual se empleó una batería de litio de 7 voltios con una capacidad de 2000mAh para alimentar el sistema de captura. El sistema de captura ya implementado tiene una corriente de trabajo real de 500mA trabajando a la máxima frecuencia (100Hz), por lo que la autonomía de la carga es de cuatro horas.

2.2.1 Sistema de comunicación

El sistema de captura envía inalámbricamente los valores de los ángulos de cada sensor mediante dos nodos (cada MCU es un nodo) de una red dos a uno, el receptor se encuentra conectado a otro MCU el cual se encarga de enviar serialmente la información de todos los sensores al computador. La red está configurada para trabajar a 2Mbps. Adicionalmente también se envía el tiempo en que son capturados los datos usando el reloj del MCU para no tener cambios en el tiempo debido a la comunicación serial o procesamiento. El sistema de captura de las tramas de cada IMU funciona por medio de interrupciones para tener la menor alteración posible, es decir, que el sistema de captura envía tiempo ángulos.

2.2.2 Sistema Software

La programación en el computador se hizo en Python dado que cuenta con muchas librerías para procesar datos, implementar comunicación serial, realizar interfaces y gráficas, contando con una amplia comunidad y versatilidad al momento de desarrollar un programa, además de tener una buena curva de aprendizaje comparado con otros lenguajes como C/C++ o Java. Aunque Python no es el lenguaje de programación con tiempo de ejecuciones más rápido, la frecuencia de trabajo es de 100Hz por lo cual no es necesario emplear un lenguaje compilado.

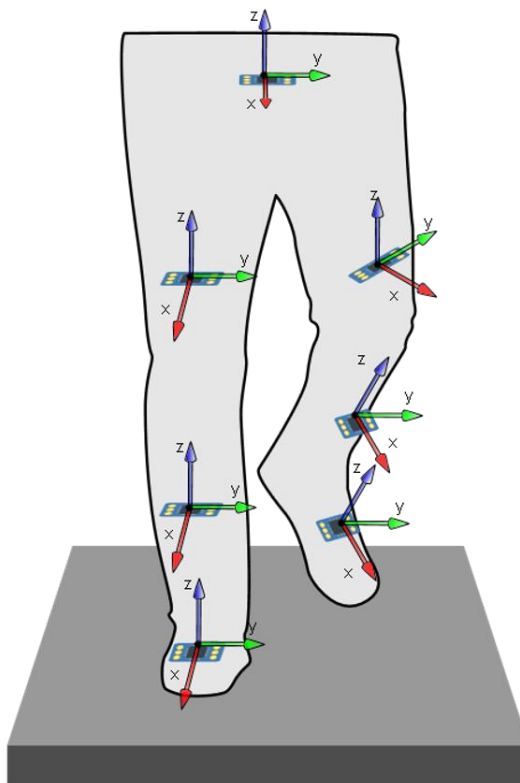
El programa de la interfaz funciona con dos hilos, el primer hilo se encarga de obtener la información de los ángulos del sistema de captura y tiempo en el que es capturado dicho dato. El segundo hilo genera una interfaz que se actualiza

constantemente según van llegando los ángulos del sistema de captura, y permite visualizar los ángulos de orientación y de flexión-extensión del segmento seleccionado de forma organizada, según se escoja por medio de los botones de selección y casillas de verificación, en la interfaz también se muestra un modelo cinemático en dos dimensiones del plano sagital, además el segundo hilo también se encarga de guardar toda la información en un archivo vector separado por comas (CSV) de los datos obtenidos por el sistema de captura al cerrar el programa. El hilo de la comunicación serial funciona a 1ms y el hilo de la interfaz funciona a 200ms, para no se presente desincronización al momento de graficar los datos. No se restringió el sistema a algún intervalo de funcionamiento en tiempo real, por lo que se trata de un sistema interactivo.

2.3 Posicionamiento sensores

Se probaron distintos posicionamientos de los sensores en el cuerpo, pero debido al bloqueo de cardan, por el uso de los ángulos Euler que son entregados por el GY-25 (no calcula cuaterniones), el sensor tiene un impacto a los 90 grados entre los ángulos roll y pitch, se optó por poner los sensores de manera perpendicular al segmento de la extremidad correspondiente en el caso de la cadera, fémur y tibia. En el caso del pie el sensor queda paralelo al mismo, tal como se ve en la Figura 3. De esta manera se evita llegar al bloqueo de cardan, disminuyendo el error de la deriva en el ángulo de guiñada.

Figura 3. Posicionamiento de los sensores inerciales en las extremidades inferiores.



Fuente: Propia

En cada segmento se ponen bandas elásticas con velcro, para que sean fáciles de colocar y de quitar. Los sensores se adhieren a cada segmento también por medio de velcro según su respectivo número, el cual va ordenado de acuerdo con las posiciones que se deben colocar, el sensor número uno se debe poner en la cadera, el dos en el muslo derecho, el tres en la pierna derecha, el cuatro en el pie derecho, el quinto en el muslo izquierdo, el sexto en la pierna izquierda y el séptimo en el pie izquierdo.

2.4 Calibración

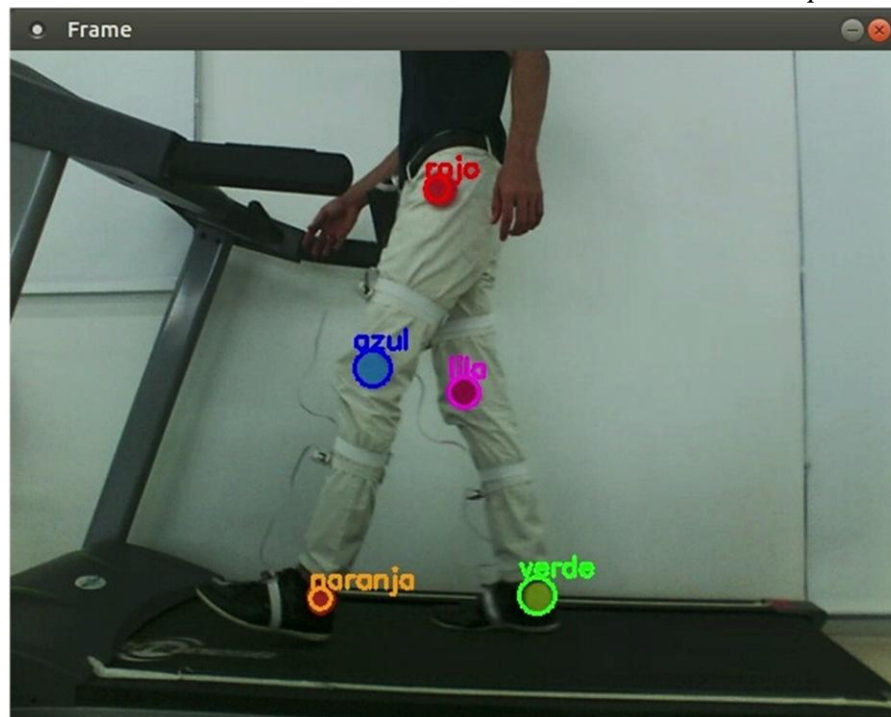
Se debe tener en cuenta que el *GY-25* se encarga de hacer la fusión de los datos con un microcontrolador, por lo cual este debe corregir los errores propios de los sensores inerciales como la desviación, escalamiento, desalineación y estabilidad. Por lo cual, se debe respetar el proceso de calibración del mismo, según las especificaciones al encender el *GY-25*, el sensor debe estar quieto durante 3000ms para su correcta calibración, por lo cual hay que alimentar el sensor antes de poder adherirlo al cuerpo.

Para calibrar los sensores, se alinean los sensores mirando hacia el mismo lugar en una orientación aproximada a cero para los tres ángulos, se enciende el sistema de captura y se espera 3 segundos antes de montar los sensores en el cuerpo. Después el método para calibrar los ángulos de orientación, de manera que se alineen los ejes del sensor inercial con los de su respectivo segmento, consiste en que la persona con el sistema de captura puesto debe estar de pie en posición vertical apoyado en una pared. Una vez se asume esa posición se inicia la interfaz, y después de cinco segundos automáticamente el Software ajusta los ángulos de guiñada, cabeceo y alabeo de cada sensor para que coincidan con los de la postura anteriormente descrita (mediante una suma aritmética y obteniendo la diferencia del ángulo actual y ángulo de la postura). De esta manera, se alinean los valores de los ángulos de orientación de cada sensor inercial, con los de su respectivo segmento.

2.5 Sistema de visión artificial

El sistema de visión artificial que se empleó funciona con la librería de *OpenCV* y una *webcam*, permitiendo identificar marcadores de colores mediante el modelo de color matiz, saturación y valor (HSV). Desde el plano sagital, ubicando marcadores de colores (no reflectantes) en las articulaciones se puede seguir la cadera, la cabeza del fémur izquierdo (plano sagital), rodillas y tobillos, tal como se muestra en la Figura 4. De manera que cada articulación se puede ubicar según sus coordenadas X y Y en píxeles o con su equivalencia en centímetros, con una exactitud de 2mm con la cámara usada. Este sistema fue el mismo que se utilizó en el proyecto de (Hurtado et al., 2018).

Figura 4. Interfaz del sistema de visión artificial identificando los marcadores desde el plano sagital.



Fuente: Propia

La rotación en el eje X del sistema de coordenadas global es llamado alabeo (*roll*), la rotación en el eje Y del sistema de

coordenadas global se conoce como cabeceo (*pitch*), la rotación en el eje Z del sistema coordenado global se le dice guiñada (*yaw*). La matriz de rotación para los ángulos guiñada (γ), alabeo (α) y cabeceo (β), se muestra en la Ecuación 1 (c representa la función coseno y s la función seno)(Jazar, 2010).

$${}^G Q_B = \begin{bmatrix} c\beta c\gamma & -c\alpha s\gamma + c\gamma s\alpha s\beta & s\alpha s\gamma + c\alpha c\gamma s\beta \\ c\beta s\gamma & c\alpha c\gamma + s\alpha s\beta s\gamma & -c\gamma s\alpha + c\alpha s\beta s\gamma \\ -s\beta & c\beta s\alpha & c\alpha c\beta \end{bmatrix} \#(1)$$

Considerando el segmento de la extremidad en las coordenadas B (xyz), en la Ecuación 2, ${}^B \mathbf{r}$ representa el vector de posición de la extremidad según la ubicación del sensor, aplicando las rotaciones entregadas por el sensor inercial se obtiene la posición de la articulación en las coordenadas globales G (XYZ). De esta manera, con el vector de posición rotado se desplaza según el vector de distancia ${}^G \mathbf{d}$ para construir el modelo esquelético usando la cadera como punto base.

$${}^G \mathbf{r} = {}^G R_B {}^B \mathbf{r} + {}^G \mathbf{d} \#(2)$$

2.5.1 Criterios de inclusión de las pruebas y condiciones

Los criterios de inclusión establecieron que para las pruebas realizadas el sujeto tuviese 22 años o más, para compararlo con en el rango de personas adultas de la base de datos de marcha obtenida, otro criterio fue que el individuo no hubiese tenido ningún tipo de accidente que afecte su movilidad y por último que un fisioterapeuta confirmara un patrón de marcha normal en el mismo. En total se hicieron pruebas con tres personas diferentes.

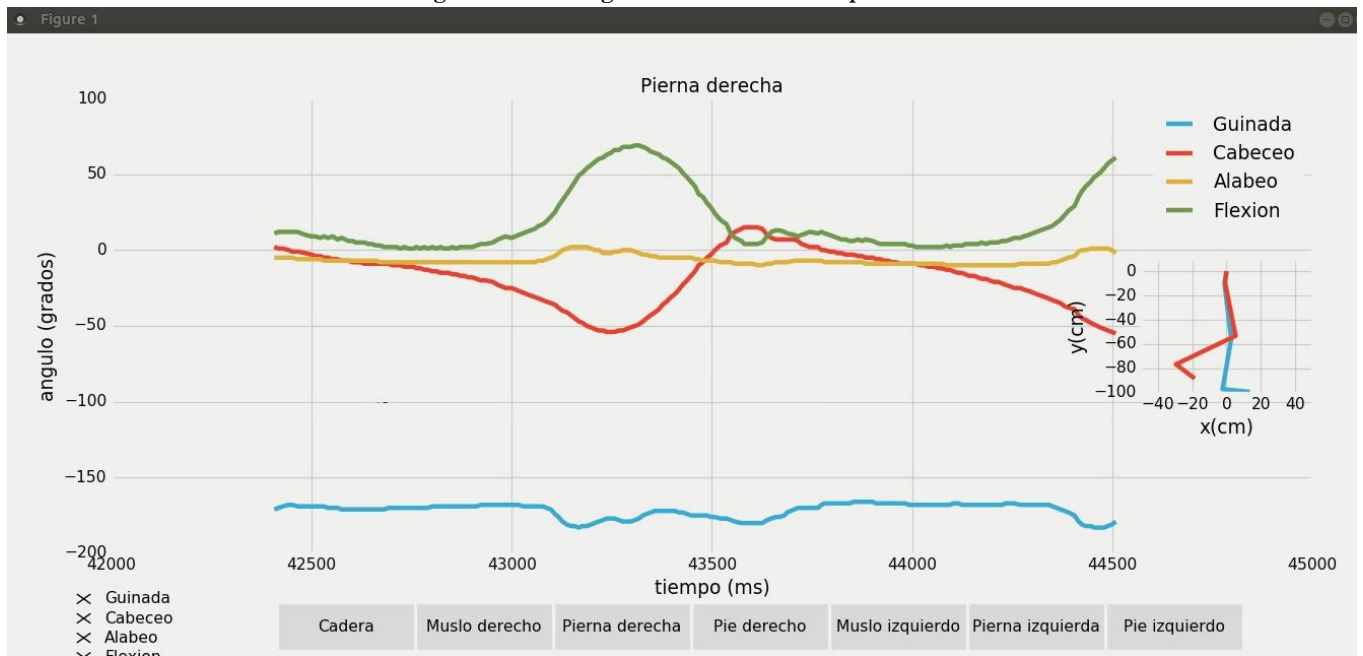
Las pruebas iniciales, con solo el sistema de captura puesto, se hicieron caminando a la velocidad normal del individuo, en línea recta por una distancia de cinco metros, al llegar al final el sujeto giraba y retornaba a la posición inicial continuamente por treinta segundos. Las pruebas con el sistema de captura y sistema de visión artificial se hicieron en una caminadora a velocidad de 0.25 m/s (velocidad uno de la caminadora) por treinta segundos. Se realizaron cinco tomas de datos en la cual un sujeto tenía puesto el sistema de captura inercial y el sistema de visión artificial con marcadores de colores dispuestos en el trocánter mayor de la pierna izquierda, rodillas y tobillos (desde el plano sagital izquierdo).

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Mediante el uso del sistema de captura con sensores inerciales, se obtuvieron la orientación en el tiempo de los segmentos de las extremidades inferiores correspondientes a la cadera, muslos, piernas y pies. Además, con el sistema de visión artificial se adquirieron las posiciones (en dos dimensiones) de los marcadores en el tiempo. Esta información sirve para calcular parámetros como la velocidad de zancada, longitud de paso, longitud de zancada, cadencia, ángulo de paso, fases de la marcha, orientación de los segmentos del cuerpo y ángulo de articulaciones.

Por medio de *Matplotlib* se hizo la interfaz que se muestra en la Figura 5, en esta se pueden seleccionar que segmento de las extremidades se quiere observar, por medio de los botones en la parte inferior, pudiéndose escoger entre la cadera, muslo derecho, pierna derecha, pie derecho, muslo izquierdo, pierna izquierda y pie izquierdo. Una vez seleccionada la extremidad se puede seleccionar por medio de las casillas de verificación de la parte inferior izquierda, si se grafican los valores orientación como el ángulo de guiñada, cabeceo, alabeo, y el ángulo de flexión. En el eje horizontal se muestra el tiempo en milisegundos de un intervalo de 18 segundos y en el eje vertical los valores de los ángulos en grados, con un intervalo variable según el máximo valor de los ángulos graficados. En la esquina superior derecha se incluyó el modelo cinemático en dos dimensiones calculado en intervalos de 200ms con valores constantes para el ángulo de guiñada. Además, en la parte inferior izquierda se tienen opciones adicionales como hacer zoom, guardar y mover la gráfica.

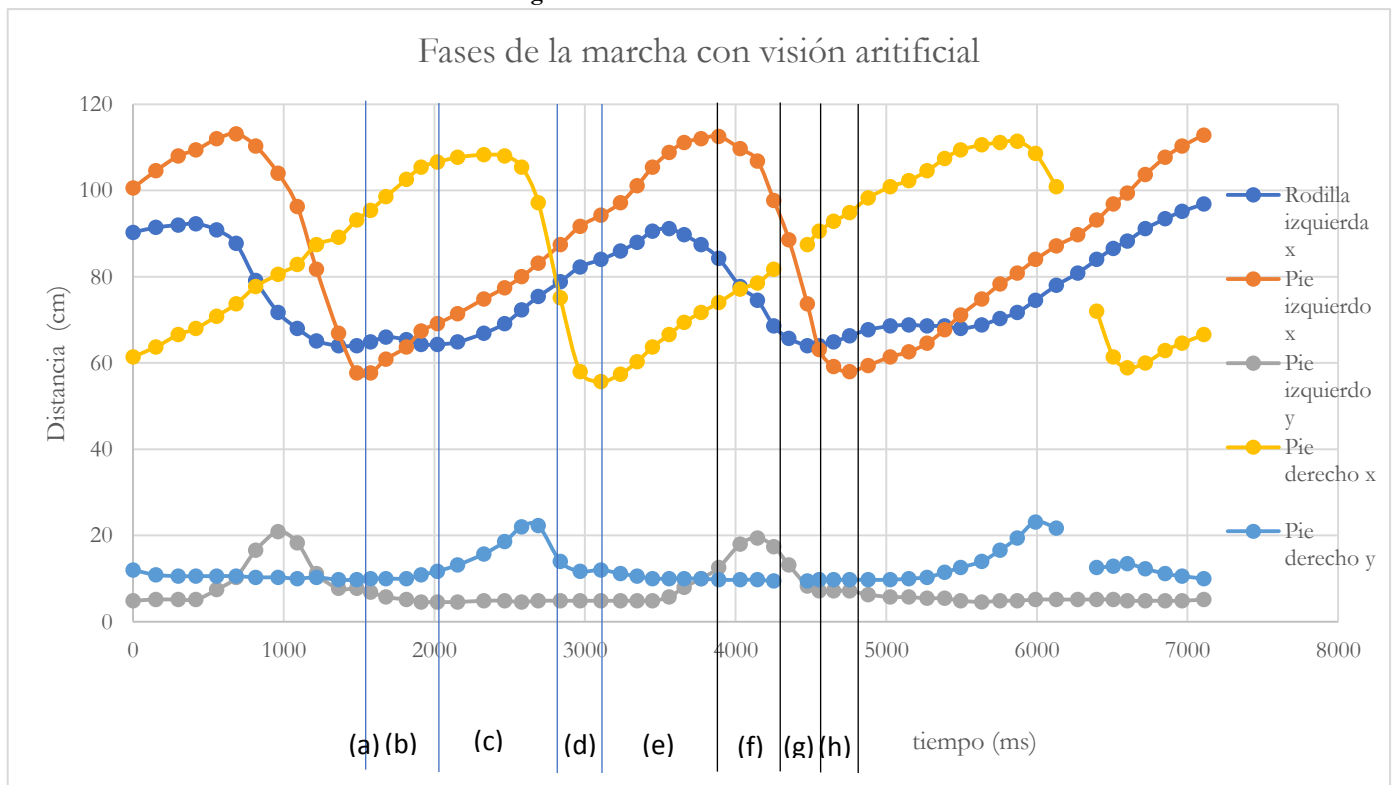
Figura 5. Interfaz gráfica del sistema de captura.



Fuente: Propia

En la Figura 6, se graficaron los valores de las posiciones de las articulaciones obtenidas mediante visión artificial, en esta se muestran las posiciones de las articulaciones vs tiempo, de la rodilla izquierda, pie izquierdo, y pie derecho. Además, por medio de esta figura se estimaron los parámetros de la marcha como la longitud de paso, con la cual se calculó la longitud de zancada con un valor de 0.77 m, la velocidad de zancada resulto ser de 0.24 m/s y la cadencia fue de 37.9 ppm.

Figura 6. Fases de la marcha.



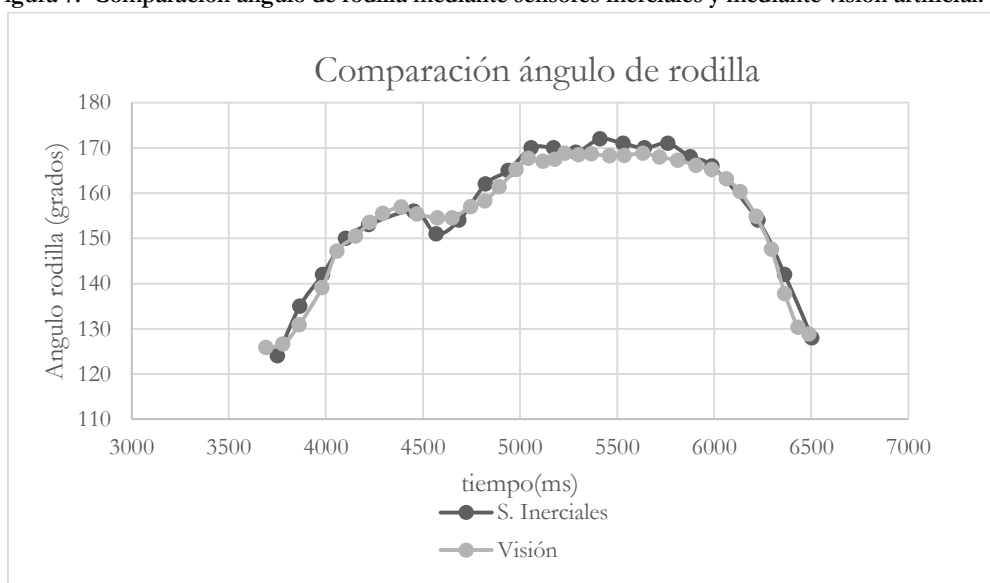
Fuente: Propia

En la Figura 6, (a) representa la fase de contacto inicial, (b) respuesta al apoyo, (c) apoyo medio, (d) apoyo final, (e) prebalanceo, (f) balanceo inicial, (g) balanceo medio y (h) balanceo final. Las fases de la marcha fueron identificadas en base a lo descrito en la sección de análisis de marcha. También en esta figura, se puede observar que se puede identificar fácilmente las fases de la marcha porque existen señales de disparo, como máximos, mínimos e intercesiones.

El momento de contacto inicial para el pie izquierdo sucede cuando su posición en X es mínima, el final de la fase de respuesta al apoyo termina el pie derecho su posición en X deja de crecer. El apoyo medio termina cuando la posición en X del trocánter mayor es igual a la posición X del tobillo más la mitad de la longitud del pie, el cual coincide aproximadamente cuando la posición X de la rodilla izquierda se interseca con la posición X del pie derecho. El apoyo final termina cuando la posición X del pie derecho es mínima. El prebalanceo inicia cuando la posición X del pie derecho es mínimo y termina cuando la posición en X del pie izquierdo es máxima. El balanceo inicial termina cuando la posición X del pie de apoyo es igual a la del pie contrario. El balanceo medio termina cuando la posición X de la rodilla izquierda es igual a la posición X del pie izquierdo. El balanceo final termina cuando el pie toca el piso.

Por medio de los sensores inerciales se pueden obtener la orientación de los segmentos de cuerpo correspondientes a la cadera, muslos, piernas y tobillos. Además, con la información de la orientación de los segmentos del cuerpo se puede calcular el ángulo entre articulaciones, como por ejemplo el ángulo de la rodilla, el cual se comparó con el ángulo calculado mediante visión artificial y trigonometría, ambos ángulos se muestran en la Figura 7. Se debe tener en cuenta que los ángulos de las articulaciones obtenidos con la información de los sensores inerciales son más precisos que el calculado por visión artificial con una cámara, debido a que el sistema de visión puede tener errores por la perspectiva dado que el movimiento de la marcha humana es en tres dimensiones.

Figura 7. Comparación ángulo de rodilla mediante sensores inerciales y mediante visión artificial.



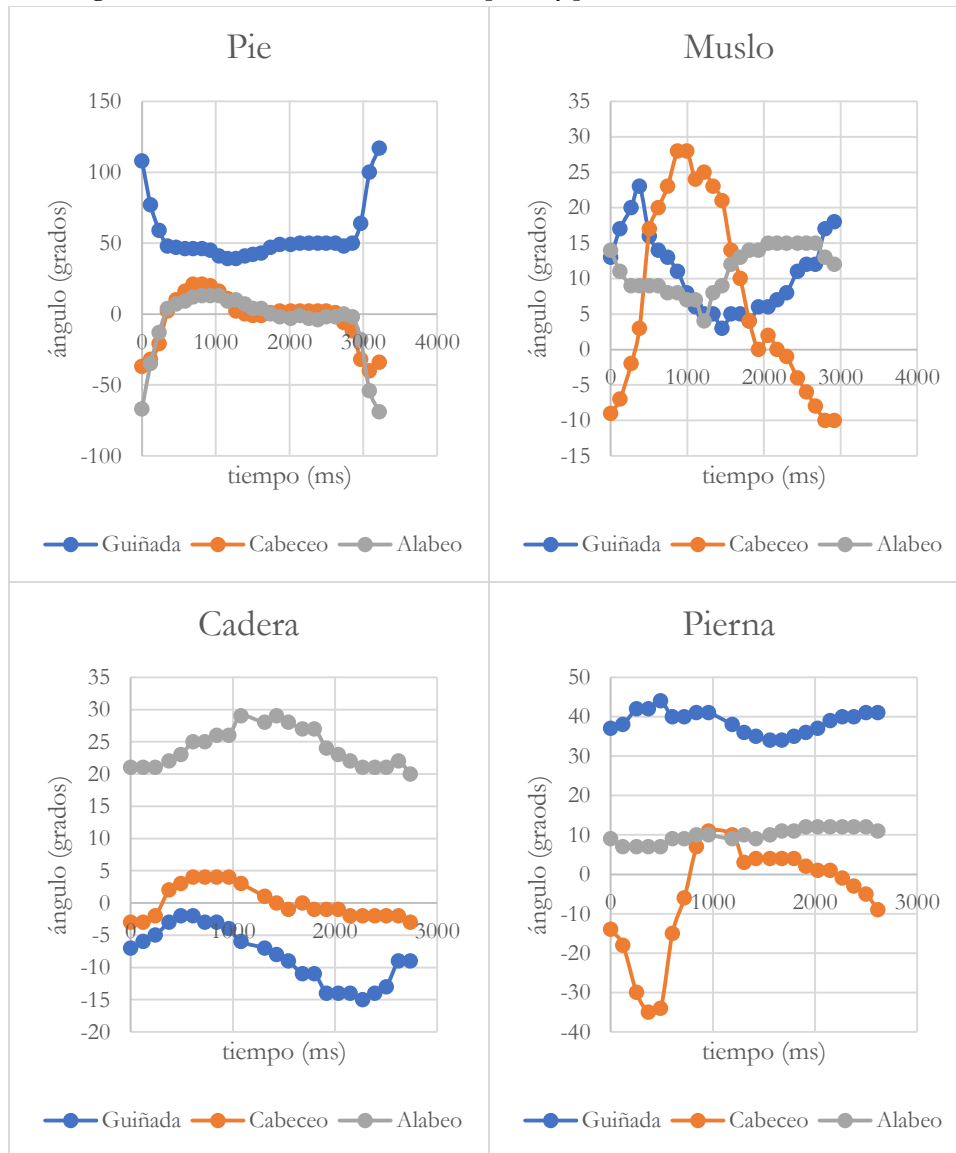
Fuente: Propia

En la Figura 7, se realiza la comparación del ángulo de rodilla por medio del sistema de captura con sensores inerciales y el ángulo obtenido por medio de visión artificial desde el plano sagital. Para calcular el ángulo de la rodilla se restan los ángulos de inclinación de la tibia y el fémur. Mediante visión el ángulo de la rodilla se estima matemáticamente usando la ley de coseno debido al triángulo formado entre los marcadores puestos en la cabeza del fémur, rodilla y tobillo. Con los datos de ambos sistemas se hizo la correlación entre el ángulo mediante visión y el sistema de captura y se obtuvo un valor del 98.5%. Es decir, que las diferencias entre ambos sistemas son muy pocas, comprobando así que el ángulo de cabeceo obtenido por los sensores inerciales es confiable para obtener la orientación de los segmentos y calcular los

ángulos de flexión de las articulaciones.

La ventaja de los sensores inerciales frente a la visión artificial para calcular el ángulo de articulaciones es que estos brindan información completa de los ángulos de orientación y no varían con la perspectiva (en el caso de tener solo una cámara). En la Figura 8, se muestran los ángulos de orientación para la cadera, muslo, pierna y pie (izquierdos), obtenidos mediante el sistema de captura inercial. Con el sistema de captura inercial se obtuvieron los parámetros de la marcha como cadencia, orientación de segmentos y ángulo de articulaciones.

Figura 8. Orientación de cadera, muslo, pierna y pie mediante sensores inerciales.

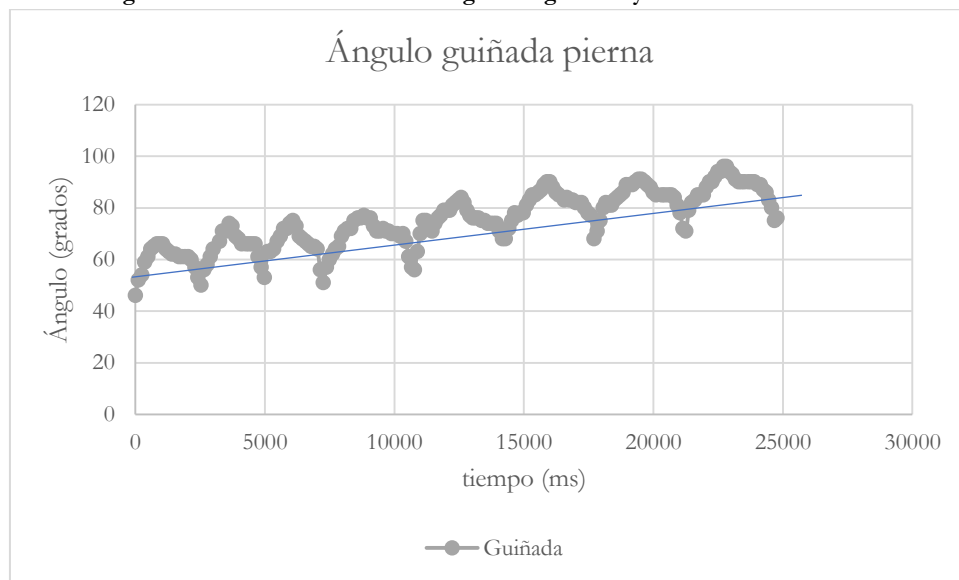


Fuente: Propia

Debido a que se usó el sensor GY-25, el cual no cuenta con magnetómetro el valor del ángulo de guiñada tiene un error que se va acumulando con el tiempo ($2.9^\circ/\text{min}$), tal como se ve en la Figura 9. Por este motivo se incluyó en la interfaz el modelo esquelético en dos dimensiones dejando fijo el valor del ángulo de guiñada. Una solución para corregir el error acumulado del giroscopio es usar sensores inerciales conjunto con magnetómetros. La desventaja obtener la orientación de los sensores inerciales con magnetómetro es que puede variar los ángulos en presencia de perturbaciones magnéticas en el ambiente. Otra solución para trayectos cortos y en una misma dirección, es generar una línea de

tendencia y ajustar los datos eliminando el error producido por la deriva, la desventaja de esta solución es que requiere de postprocesamiento, perdiéndose la posibilidad de implementar un sistema en tiempo real.

Figura 9. Error acumulado en el ángulo de guiñada y línea de tendencia.

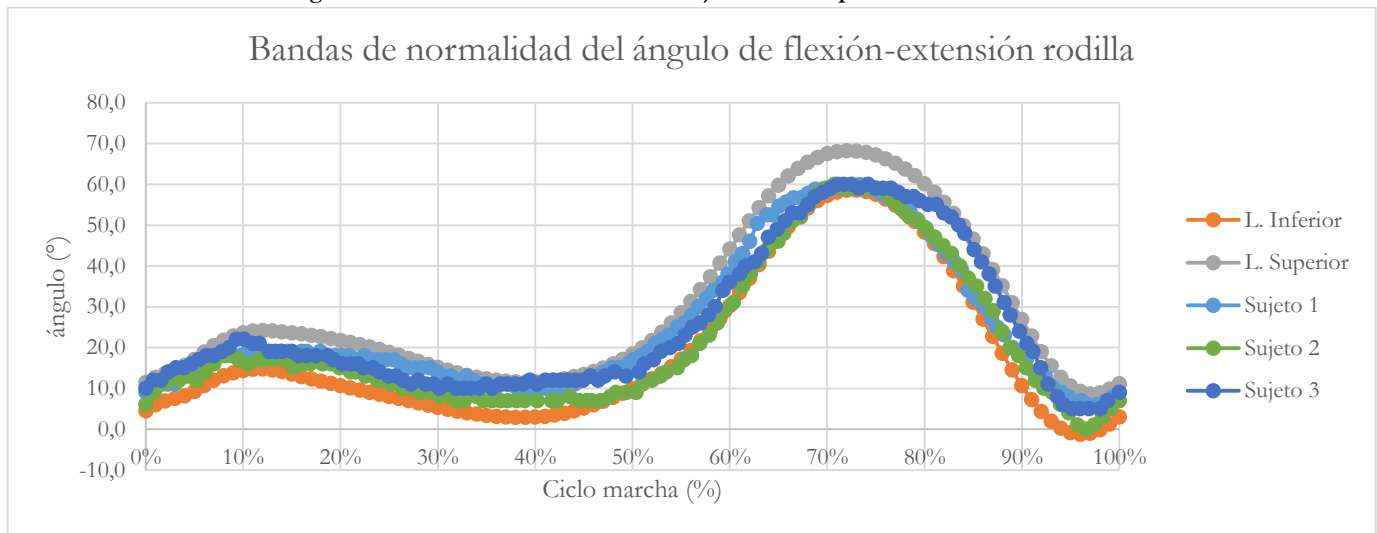


Fuente: Propia

Se puede observar que por medio del uso de sensores inerciales se pueden encontrar directamente parámetros de la marcha como la orientación de los segmentos de las extremidades, ángulo de articulaciones y cadencia. Para los parámetros como longitud de paso, velocidad de zancada se requiere de la información de las longitudes de los segmentos del cuerpo para construir el modelo cinemático de las extremidades inferiores, los cuales se pueden tomar de un sistema de visión artificial desde el plano sagital o por medio de un modelo antropométrico.

Los resultados del ángulo de flexión extensión para tres sujetos se compararon con las bandas de normalidad de (Bovi, Rabuffetti, Mazzoleni, & Ferrarin, 2011), los cuales proveen un conjunto de datos de referencia de los valores normales de marcha de una persona sana. En la Figura 10, se compararon las bandas de normalidad para el ángulo de flexión extensión de la rodilla, con los datos obtenidos con el sistema de captura por tres personas sanas diferentes, como se puede ver, los sujetos de la muestra están contenidos dentro de las bandas de normalidad.

Figura 10. Bandas de normalidad en conjunto con las pruebas realizadas.



Fuente: Modificado de (Bovi et al., 2011).

Se verificaron de dos maneras diferentes el sistema de captura, primero por medio de un sistema de visión artificial con una exactitud de dos milímetros, desde el plano sagital, segundo comparando el resultado medido del ángulo de flexión- extensión medido con las bandas de normalidad obtenidas de una base de datos para el análisis de la marcha.

4. CONCLUSIONES

Sin magnetómetro no se puede hacer el cálculo de la cinemática directa en tiempo real, debido a que error integral que se acumula en el ángulo de guiñada, por lo cual si se quiere construir un mejor modelo cinemático de las extremidades inferiores en tiempo real se debe optar por agregar un magnetómetro de tres ejes a cada extremidad, exceptuando las piernas (debido a que el ángulo de guiñada es el mismo al del muslo correspondiente) y no limitarse solo al uso de sensores inerciales. Sin embargo, para medidas de tiempo corto, la variación del ángulo de guiñada es de $2,9^\circ/\text{min}$ por lo cual se debe analizar si se puede tolerar dicho error, o se puede disminuir con técnicas de post procesamiento si se camina en trayectos lineales.

Por medio de visión artificial desde el plano sagital se pueden encontrar automáticamente las fases de la marcha con señales disparo. Retroalimentando la longitud de cada segmento de extremidad inferior sería posible obtener los mismos datos con un modelo cinemático usando solo el sistema de captura. Una vez se tiene las longitudes de las extremidades inferiores y habiendo solucionado el problema del error de deriva con el uso de magnetómetros, el sistema de captura inercial puede funcionar independientemente del sistema de visión para aplicaciones de seguimiento de la marcha fuera del laboratorio. Esto permitirá tener un sistema más versátil al no restringir el análisis de la marcha humana a un espacio cerrado.

Mediante el uso de sensores inerciales y con el apoyo de un sistema de visión artificial o un modelo antropométrico, se puede implementar un sistema más completo y automático para análisis de marcha, retroalimentando información de las longitudes de las articulaciones para generar un modelo cinemático en tres dimensiones de las extremidades inferiores. así no depender del sistema de visión artificial, y poder generar el modelo cinemático de la marcha. De esta manera, usando una interfaz que pueda mostrar toda la información conjunta serviría para generar una herramienta para la rehabilitación, como por ejemplo una interfaz que sincronice la información y permita mostrar una reconstrucción en tres dimensiones del modelo esquelético de la sección de un usuario, ángulos de articulaciones con su respectivos parámetros y fases de marcha identificados automáticamente.

Se verificó que el ángulo de flexión-extensión calculado con las orientaciones del sistema de captura inercial tiene un error menor a 2° con el ángulo calculado por medio del sistema de visión artificial, desde el plano sagital. La ventaja de los sensores inerciales frente al sistema de visión artificial es que también ofrecen los ángulos de guiñada y alabeo, así que es posible obtener más información para el análisis del movimiento de la marcha y no tienen errores debidos a la perspectiva. Se compararon los datos obtenidos del sistema de captura con bandas de normalidad y los individuos analizados se encontraron en el rango de normalidad. Un aspecto por mejorar es usar sensores inerciales que permitan leer no solo la orientación del sensor en ángulos Euler, sino también en cuaterniones y sus datos directos de velocidades angulares y aceleraciones lineales, para futuros desarrollos que permitan obtener el análisis del movimiento de la marcha humana. Como trabajo futuro se debe validar el sistema de captura de movimiento inercial en un laboratorio para el análisis de marcha humana.

REFERENCIAS

- Adriana Villa Moreno, Eduardo Gutiérrez Gutiérrez, J. C. P. M. (2008). Consideraciones para el análisis de la marcha humana. *Revista Ingeniería Biomédica ISSN*, 2(3), 16–26. Retrieved from http://www.imbiomed.com.mx/1/1/articulos.php?method=showDetail&id_articulo=52436&id_seccion=2917&id_ejemplar=5312&id_revista=169
- Así Vamos en Salud. (2013). Seguimiento al sector salud en Colombia. Retrieved February 15, 2017, from <http://www.asivamosensalud.org/indicadores/estado-de-salud/poblacion-con-discapacidad-georeferenciado>
- Bovi, G., Rabuffetti, M., Mazzoleni, P., & Ferrarin, M. (2011). A multiple-task gait analysis approach: Kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects. *Gait & Posture*, 33(1), 6–13. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.08.009>
- Bureau, M., Eizmendi, G., Olaiz, E., Zabaleta, H., Medina, J., & Pérez, M. (2007). Diseño de un nuevo exoesqueleto para neuro-rehabilitación basado en detección de intención. In *II Congreso Internacional sobre Domótica, Robótica y Teleasistencia para todos*.
- Cámara, J. (2011). Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales. *Entramado*, 7(1), 160–173. Retrieved from http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1900-38032011000100011
- Carmen, M. (2006). *Cinesiología de la marcha humana normal*. *Links*. Retrieved from <http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Marcha humana.pdf>
- Chaler Vilaseca, J., Garreta Figuera, R., & Müller, B. (2005). Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación: estudio de la marcha. *Rehabilitacion*, 39(6), 305–314. [https://doi.org/10.1016/S0048-7120\(05\)74364-4](https://doi.org/10.1016/S0048-7120(05)74364-4)
- DANE. (2005). Boletín Censo General: DISCAPACIDAD-COLOMBIA. Retrieved February 15, 2017, from <http://www.dane.gov.co/censo/files/boletines/discapacidad.pdf>
- Gastaldi, L., Rosso, V., Gabola, V., Agostini, V., Frutos, M. M. L., Knaflitz, M., ... Tadano, S. (2016). Technical challenges using magneto-inertial sensors for gait analysis. In *2016 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)* (pp. 1–6). IEEE. <https://doi.org/10.1109/MeMeA.2016.7533746>
- González Mejía, S., Ramírez Scarpetta, J. M., & Avella Rodríguez, E. J. (2015). Control techniques for the balance of a robot biped: a state of the art. *Tecnura*, 19(43), 139–162. <https://doi.org/10.14483/UDISTRITAL.JOUR.TECNURA.2015.1.A010>
- Hurtado, J., Caicedo, E., & Sain-Priest, Y. (2018). Desarrollo de un Sistema de Visualización para la Cinemática de la Marcha Humana usando Realidad Aumentada. Cali: Universidad Santiago de Cali.
- Jazar, R. N. (2010). *Theory of Applied Robotics: Kinematics, Dynamics, and Control*. Boston, MA: Springer US. https://doi.org/10.1007/978-1-4419-1750-8_2
- Liu, T., Inoue, Y., & Shibata, K. (2009). Development of a wearable sensor system for quantitative gait analysis. *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, 42(7), 978–988. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2009.02.002>
- Mariana Haro, D. (2014). Laboratorio de análisis de marcha y movimiento. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 25(2), 237–247. [https://doi.org/10.1016/S0716-8640\(14\)70034-3](https://doi.org/10.1016/S0716-8640(14)70034-3)
- Muro-de-la-Herran, A., García-Zapirain, B., & Méndez-Zorrilla, A. (2014). Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors (Switzerland)*, 14(2), 3362–3394. <https://doi.org/10.3390/s140203362>
- Observatorio Nacional de Discapacidad. (2016). Cómo van las estadísticas en discapacidad. Retrieved February 15, 2017, from <http://ondiscapacidad.minsalud.gov.co/Paginas/Home.aspx>
- Osorio, J. H. V. M. H. (2013). *Archivos de Medicina (1657-320X)*. *Archivos de Medicina (Col)* (Vol. 13). Universidad de

- Manizales. Facultad de Medicina. Retrieved from <https://www.redalyc.org/html/2738/273828094009/>
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (1992). Phases of gait. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, 9, 16.
- Stolze, H., Klebe, S., Baecker, C., Zechlin, C., Friege, L., Pohle, S., & Deuschl, G. (2005). Prevalence of gait disorders in hospitalized neurological patients. *Movement Disorders*, 20(1), 89–94. <https://doi.org/10.1002/mds.20266>
- Tao, W., Liu, T., Zheng, R., & Feng, H. (2012). Gait analysis using wearable sensors. *Sensors*, 12(2), 2255–2283. <https://doi.org/10.3390/s120202255>
- Willems, P. ., Schepens, B., & Detrembleur, C. (2012). Marcha normal. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, 33(2), 1–29. [https://doi.org/10.1016/S1293-2965\(12\)61944-6](https://doi.org/10.1016/S1293-2965(12)61944-6)
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement, Fourth Edition David A. Winter (cloth)* 1. Human mechanics. 2. Motor ability. 3. Kinesiology. I. Title. QP303.W59 (Vol. 7). Retrieved from www.wiley.com.
- Zeni, J. A., & Higginson, J. S. (2009). Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: A result of altered walking speed? *Clinical Biomechanics*, 24(4), 372–378. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.02.001>