

UNIVERSIDAD DISTRITAL FRANCISCO JOSE DE CALDAS

FACULTAD TECNOLOGICA

TECNOLOGIA EN ELECTRONICA (CICLOS)

Trabajo de grado

INTERFAZ FRÁFICA PARA EL ANÁLISIS DE LOS PARÁMETROS CINEMÁTICOS Y ESPACIO TEMPORALES DE LA MARCHA

Autores

Maria Andrea Carrero Nuñez
20132573113

Juan Camilo Hernandez Silva
20132573324

_____

Director

Esperanza Camargo Casallas

COLOMBIA - BOGOTA D.C

OCTUBRE DE 2017

HOJA DE ACEPTACIÓN

INTERFAZ GRAFICA PARA ANALISIS DE LOS PARAMETROS CINEMATICOS Y ESPACIO TEMPORALES DE LA MARCHA

Observaciones.

Resumen

Este documento muestra una aplicación que se usa para analizar los parámetros cinemáticos y espacio temporales de la marcha humana, dicha aplicación se basa en la creación de un parámetro de sincronismo, entre las aplicaciones MARCHA ET y MARCHA VIRTUAL.

La aplicación aproxima de manera automática la tendencia del movimiento, muestra las medidas antropométricas y los parámetros cinemáticos relacionados a un paciente. La aplicación representa la información mediante graficas de tendencia, cuyo contenido es exportado mediante la creación de un archivo.

La aplicación desarrollada permite la virtualización de un laboratorio de marcha, facilitando el acceso y la obtención de datos, con el fin, de apoyar al médico ortopedista en su búsqueda de posibles patologías relacionadas a la marcha de un paciente. Aclarando que los datos suministrados para el desarrollo de este modelo fueron tomados usando sensores inerciales de la marca TECHNAID.

Palabras clave: Cinemáticos, Espacio temporales, marcha humana, antropometría.

Abstract

This document shows an application that is used to analyze the kinematic parameters and temporal space of the human gait, this application is based on the creation of a parameter of synchronism, between the applications MARCHA ET and MARCHA VIRTUAL.

The application automatically approximates the movement trend, shows the anthropometric measurements and the kinematic parameters related to a patient. The application represents information using trend charts, whose contents are exported by creating a file.

The application developed allows the virtualisation of a walking laboratory, facilitating access and obtaining data, in order to support the orthopedic doctor in his search for possible pathologies related to the progress of a patient. Clarifying that the data supplied for the development of this model were taken using inertial sensors of the mark TECHNAID.

Key Words: Cinematic, Temporary spaces, Human march, Anthropometry

Tabla de contenido

1. Introducción……..7
   1.1 Planteamiento del problema……...7
   1.2 Justificación……...8
   1.3 Objetivos ……8
      1.3.1 Objetivo general ……8
      1.3.2 Objetivo específico ……8
2. Marco de referencia ……9
   2.1 Estado del arte ……..9
      2.1.1 Sistemas de análisis de marcha por medio de Kinect ……....9
      2.1.2 Análisis de la marcha como control para la salud ……9
         2.1.2.1 Análisis del paciente ……9
      2.1.3 Aplicación de sensores inerciales ……11
         2.1.3.1 Diseño de un exoesqueleto basado en los datos cinemáticos de la marcha……11
         2.1.3.2 Análisis del movimiento humano……12
         2.1.3.3 Unidades de medición inercial (IMU)……13
      2.1.4 Dynamic Vision Sensor (DVS) ……...14
   2.2 Marco teórico ……15
      2.2.1 Marcha: Descripción y generalidades ……...15
      2.2.2 Parámetros de la marcha ……19
      2.2.3 Parámetros espaciales ……19
      2.2.4 Parámetros temporales ……...20
      2.2.5 Parámetros espaciotemporales……...20
      2.2.6 Tech MCS ……...21
3. Metodología ……..22
   3.1 Modificación Marcha ET ……..25
   3.2 Análisis de los CAPA ……26
   3.3 Datos iniciales ……27
   3.4 Funciones asignadas a los botones ……...27
   3.5 Funciones asignadas a Las pestañas ……29

3.6 Reporte ……30
3.7 Interfaz ……33
3.7.1 Toma de datos a través del software Tech MCS Studio ……...33
3.7.2 Manejo de la aplicación desarrollada en Matlab ……37
4. Resultados ……...41
4.1 Pruebas cinemáticas ……41
4.2 Pruebas espacio-temporales ……...41
4.3 Pruebas de sincronismo……42
4.4 Reporte……43
4.5 Datos de los sujetos……...43
4.5.1 Datos antropométricos y espaciotemporales……43
4.5.1.1 Mujeres ……43
4.5.1.2 Hombres…….…… 44
4.5.2 Parámetros cinemáticos ……45
4.5.2.1 Mujeres…… 45
4.5.2.2 Hombres ……..……46
5. Conclusiones ……48
6. Bibliografía ……49

1. Introducción

El análisis de la marcha se ha convertido en un gran aporte para detección de algunas enfermedades, como lo pueden ser las enfermedades neurológicas [1], es por eso que nace la necesidad de encontrar alternativas para realizar este análisis, una de las alternativas que se han presentado, ha sido la implementación de Kinect [2] y sensores inerciales [3].

El modelo expuesto en este documento trabaja con los sensores IMU, estos sensores son de tipo inercial, gracias a ellos se tiene la captura de datos por medio del software Tech MCS Studio.

El modelo es desarrollado en el software de Matlab, debido a la compatibilidad que tiene el software de los sensores con Matlab, para el desarrollo del modelo se encontró un parámetro de sincronismo entre dos aplicaciones suministradas (MARCHA ET y MARCHA VIRTUAL), este parámetro permitió la integración de los datos que se obtenían en cada una de las aplicaciones, para así poder generar finalmente un archivo de extensión .PDF, este archivo es un reporte con los parámetros espacio temporales y cinemáticos de la marcha, el cual será de apoyo para el personal médico a la hora de analizar la marcha de algún paciente.

1.1 Planteamiento Del Problema

El análisis de la marcha es de vital importancia para el estudio de patologías en miembros inferiores, mejoramiento de la postura, rehabilitación, entre otros. Estos estudios son vitales para el diagnóstico y tratamiento por parte de especialistas. En el caso de la rehabilitación el estudio de la marcha permite realizar el análisis de los parámetros, cinemáticos y espacio temporal con el fin de identificar las causas que afectan el patrón de marcha del individuo. Por tal motivo se hace necesaria la implementación de un software donde se determine una aproximación de dichos parámetros dentro de una sola interfaz. En este caso se hará el análisis de personas que no presenten ninguna patología asociada.

1.2 Justificación

Dentro de las instalaciones de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas, anteriormente se han desarrollado proyectos basados en el análisis de la marcha humana, volviéndolo así uno de los temas pioneros dentro de la Facultad Tecnológica, por tal motivo este proyecto pretende dejar la referencia de un patrón de marcha normal, por medio de un software desarrollado en Matlab, el cual permita comparar el patrón de marcha de otra persona con respecto al normal, esto, con el fin de determinar si la persona presenta o podría llegar a presentar alguna patología en la marcha.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

Desarrollar una interfaz gráfica de usuario que integre los parámetros cinemáticos y espacio temporal de la marcha humana.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Integrar las aplicaciones MARCHA ET y MARCHA VIRTUAL
- Establecer un mecanismo de sincronización de parametros cinemáticos y espacio temporales de la marcha humana
- Elaborar un manual de prácticas que muestren el uso de la aplicaciones

2 Marco de Referencia

2.1 Estado del arte

2.1.1 Sistemas de análisis de marcha por medio de Kinect

Actualmente existe una gran variedad de tecnologías para la medición de análisis de marcha, pero pocos son realmente accesibles, lo que obliga a limitarlo a tecnologías ya creadas como lo son el Kinect, con este se pueden desarrollar diversos proyectos basados en las coordenadas de las articulaciones del cuerpo que genera con ligeros errores en la magnitud de las medidas, gracias a ello se pueden determinar parámetros de ángulos en la cadera y diversas extremidades, los cuales son parte importante para determinar el análisis de la marcha de un ser bípedo, este dispositivo puede realizar un seguimiento del movimiento tridimensional con sensores infrarrojos capaces de reconocer hasta 20 coordenadas principales del cuerpo, para este, se desarrolló un algoritmo que utiliza el software de Matlab para capturar los parámetros importantes de la marcha [2], este software es bastante implementado para la adquisición de datos en sistemas de medición, ya que es capaz de leer los datos almacenados en los buffers o bien, leer en tiempo real. Matlab software es bastante útil gracias a su gran poder de procesamiento y formas de adquirir los datos [4]. En el análisis de las extremidades inferiores se puede decir que existen dos fases principales, la fase de postura, donde una de las piernas se encuentra en contacto con el suelo y la fase de oscilación, donde indica el periodo en que la otra pierna se encuentra en desplazamiento o balanceándose hacia delante [2].

2.1.2 Análisis de la marcha como control para la salud

2.1.2.1 Análisis del paciente

La protección de la salud humana, el bienestar y la mejora de la calidad de vida, son uno de los factores más acogidos por diversas ciencias de la tecnología. En el ámbito medico el análisis de marcha ha sido bastante relevante para comprender, mejorar y desarrollar los procesos de análisis en pacientes, el estudio sistemático

de la locomoción, en términos simples, la marcha, pude definirse en el estilo de caminar y su análisis es la combinación de cinética y cinemática, una de las principales causas de discapacidad de la marcha son las enfermedades vasculares cerebrales; estas pueden terminar en incapacidades a largo plazo y desventajas en una óptima recuperación, otra de las anomalías en la marcha también pueden ser el resultado de la debilidad o tensión muscular, fracturas de pierna o cualquier otro daño ocasionado a las extremidades inferiores, como solución a fracturas se encuentran las prótesis, a las cuales se ha dedicado bastante tiempo para lograr un paso más natural, este proceso se ha llevado a cabo principalmente por plataformas de fuerza, en las cuales se miden las variaciones de presión durante la marcha [5]. El análisis de la marcha se observa en condiciones tales como el Parkinson, parálisis cerebral y trastorno neuromuscular [6]. Un claro ejemplo es la implementación de la tecnología para el tratamiento de enfermedades neurológicas, mejorando el diagnóstico y la rehabilitación de los pacientes. Recientemente se ha mejorado la precisión del análisis de marcha mediante el uso de movimiento opto-electrónico, estos sistemas emplean cámaras infrarrojas (IR) para monitorear los movimientos del sujeto y posteriormente reconstruir y analizar su comportamiento durante todo el tiempo de grabación [1]. En la figura 1 se puede ver un esquema típico de la foto-electrónica donde se aplica el uso de técnicas de inteligencia computacional para la determinación automática del estado de un paciente.

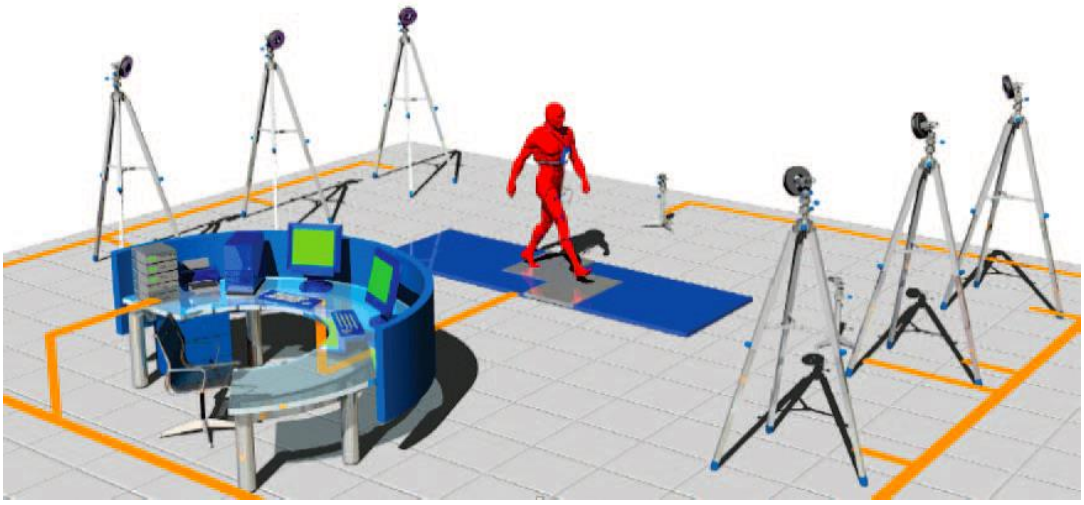


Figura 1. Ejemplo de un sistema opto-electrónico compuesto por cámaras IR [1].

También se ha realizado un proyecto en el cual es implementado el sensor WB-4, esto con el fin de poder hacer mas eficiente la rehabilitacion en los pacientes que han sufrido accidentes cerebrovasculares, puesto a que la rehabilitacion se realiza de una manera más compleja, esto a causa del seguimiento que se le hace al paciente por medio de su manera de desplazamiento, siendo así más práctico para el paciente y para el terapeuta. Al ser implementado el sensor inercial WB-4, se facilita más el estudio de los movimientos del paciente, ya que este sensor facilita mas la captura de datos, permitiendo así el reflejo del movimiento de la persona con mayor veracidad, puesto que está diseñado para que su implementación sea en los mienbros inferiores del paciente, uno de los métodos que se recomiendan en este caso, para la detección del movimiento de los mienbros inferiores es un algoritmo de cambio de angulo de Euler [7].

2.1.3 Aplicación de sensores inerciales

2.1.3.1 Diseños de un exoesqueleto basado en los datos cinemáticos de la marcha

El exoesqueleto es un robot que consta de características muy similares a las del cuerpo humano, estas características son las articulaciones y los eslabones, este tipo de sistema biométrico permite realizar aplicaciones industriales y rehabilitaciones. En la aplicación industrial, su propósito es disminuir cualquier tipo de riesgo con el que se pueda ver afectado el usuario y así mismo permitir el aumento de sus habilidades. Esto se da mediante la disminución de trabajos duros y algunas aplicaciones militares, en la rehabilitación son usados para corregir el movimiento, ayudar a recuperarlo y estudiar el movimiento de personas discapacitadas, este exoesqueleto debe ser diseñado para cualquier tipo de persona, además de esto existen dos tipos de exoesqueleto, activos y pasivos, debido al alto costo de su diseño, es más común la implementación de exoesqueletos pasivos encargado de caminar y alzar carga [8].

2.1.3.2 Análisis de movimiento humano

Para un mejor análisis del movimiento de las personas, se han venido desarrollando diversas técnicas o formas de realizarlo, una de ellas es la implementación de los sensores inerciales, se podría decir que puede ser la más completa, ya que arroja más variables biomecánicas, que permiten realizar con más precisión la comprensión y estudio de estos movimientos, además de esto una gran ventaja de los sensores inerciales es que el estudio puede ser realizado al aire libre, es decir, no es del todo necesario tener al sujeto en un laboratorio para realizar el seguimiento [7], permitiendo el alcance a una mayor población para el estudio de los movimientos. Gracias a esta aplicación ha sido posible medir los movimientos corporales con el fin de identificar trastornos biomecánicos anormales del control neuromuscular y prevención de lesiones [9]. A los sensores inerciales se le pueden sumar los sensores de fuerza o presión, cuando se combinan, el método de análisis se puede dividir en tres pasos. El primero “step” el cual especifica el ciclo de la marcha a partir del valor de la aceleración, el segundo paso calcula la excursión de la articulación del tobillo y el vector velocidad y el tercer paso especifica los puntos más importantes juntos con el centro de gravedad en el ciclo de la marcha [10].

En el análisis de marcha, aparte de identificar trastornos, es posible controlar el estado de salud de las personas, en especial de las mayores de edad, todo esto a través de los sensores mencionados, combinados con una serie de algoritmos para obtener el cálculo de la caminata de la persona, un algoritmo prometedor es aquel que está basado en las señales de aceleración del cuerpo durante la caminata, estas señales de aceleración y velocidad son captadas a través de acelerómetros (los cuales hacen parte de los sensores inerciales), que son colocados con frecuencia en la parte inferior del cuerpo humano, muy cerca de su centro de masa, esto se debe a que el tronco tiene una relación fija con los parámetros espaciales de la marcha, las velocidades medidas son una combinación de dos componentes, la gravedad estática y la aceleración lineal dinámica, la gravedad corresponde a la inclinación del sensor y la aceleración corresponde a la aceleración dinámica del sensor en la dirección del movimiento

[11]. Además de los análisis mencionados, se encuentra el análisis de las extremidades superiores del cuerpo humano, como lo son las manos y los hombros, para lo cual se ha hecho la propuesta de implementar los sensores inerciales, que sean capaces de detectar gestos de estas extremidades como lo puede ser la rotación, elevación y movimiento, la propuesta fue basada en una plataforma STM32, la cual garantiza un bajo consumo de energía y un rendimiento óptimo para la evaluación de los movimientos que se logren captar. Se generará un procesamiento de datos medidos y se implementará un módulo de comunicación Bluetooth para dar paso a la transmisión de los datos capturados y así poder utilizar una red neuronal para reconocer los gestos y/o movimientos que se hayan realizado [12].

2.1.3.3 Unidades de medición inercial (IMU)

Para aquellas personas que les resulta poco probable desplazarse a laboratorios especializados con sistemas de medición óptica, se presenta como solución las unidades de medición inercial (IMU), estos son de mayor acogida que los exoesqueletos ya que dicho sistema tiende a restringir el movimiento natural del sujeto y su costo es más elevado. En general, una IMU captura la información proporcionada por un acelerómetro de varios ejes y un giroscopio con el fin de inferir la posición y orientación de una articulación en específico. A partir de la orientación de dos IMU colocados en dos diferentes segmentos del cuerpo, los cuales conforman una articulación, es posible medir los ángulos que conforman mediante la descomposición de la orientación relativa entre ambas IMU a lo largo de los ejes de rotación y así determinar el movimiento que se está generando [13]. En la figura 2, se observa la representación de dos IMU colocados en dos diferentes segmentos del cuerpo que componen una articulación.

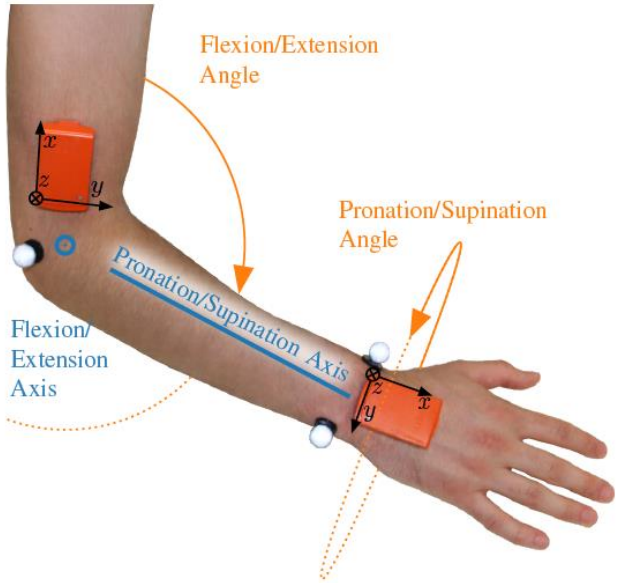


Figura 2. IMU inalámbricas conectadas al brazo para determinar su movimiento [13].

Otro de los sistemas que se propone es la de localizar la posición de una persona en lugares donde no pueden ser detectados por sistemas de geo localización, los sistemas actuales de localización pueden ser clasificados en infraestructura y sin infraestructura, existe una serie de aplicaciones donde se requieren sistemas de localización sin infraestructura (por ejemplo los bomberos) donde se genera un sistemas de algoritmos paso a paso en el que las IMU se colocan en el bolsillo, esto con el fin de medir el ángulo generado entre las dos piernas al caminar y una ecuación de relación lineal para obtener la longitud del paso y así estar al tanto del paso a paso del sujeto, no obstante este sistema presenta un gran inconveniente y es que cuando el sujeto se encuentra corriendo los datos arrojados presentan una gran serie de errores, por tal razón se implementa una IMU más en la parte inferior de la espalda para poder estimar el desplazamiento que incluye caminar, trotar y correr [14].

2.1.4 Dynamic Vision Sensor (DVS)

Los parámetros principales de la marcha se dividen en los siguientes grupos: parámetros espaciotemporales (tiempo del paso, longitud del paso, cadencia,

etc.), parámetros cinemáticos (los ángulos del movimiento de la cadera, rodilla y articulaciones del tobillo) y parámetros cinéticos (el pie, presiones y fuerza de contacto); de entre todos estos la cinética es considerada como la más importante para el análisis de la marcha. Durante décadas la medición de los ángulos en la cadera y rodillas se han realizado por medios ópticos y sensores inerciales, los cuales arrojan datos bastante confiables, sin embargo la medición del tobillo no ha sido tan exitosa como las articulaciones mencionadas anteriormente debido a su gran comportamiento dinámico al realizar la tarea de caminar; desde el punto de vista cinético los sistemas de medición ópticos y las IMU no pudieron generar una medición angular confiable para esta articulación, lo que genera nuevas tecnologías capaces de capturar los ángulos de la articulación del tobillo como lo es DVS, este tipo de tecnología óptica genera una serie de pixeles que funcionan asincrónicamente, cada pixel individual detecta el nivel de cambio de brillo percibido y envía un evento, cada uno de estos tiene una marca de tiempo con una resolución y una dirección indicando la coordenada del pixel y la polaridad del cambio [15].

2.2 Marco teórico

2.2.1 Marcha: Descripción y generalidades

La marcha está definida como la forma de desplazarse de un lugar a otro de un ser bípedo el cual involucra bajo esfuerzo y un mínimo consumo energético, esta forma de locomoción del ser bípedo es la que identifica al ser humano del resto de especies animales con una serie de movimientos alternos y rítmicos de las extremidades y del tronco, el cual determina el desplazamiento hacia delante del centro de gravedad. La marcha se identifica principalmente por el contacto del individuo con el piso al menos con un pie[16].

El patrón de la marcha está relacionado con múltiples factores, dentro de ellos: extrínsecos (terreno, tipo de calzado, vestido, carga), intrínsecos (edad, sexo), físicos (medidas antropométricas), fisiológicos (proceso normal de envejecimiento), patológicos (traumatismos), entre muchos otros, estos factores

influyen directamente en el patrón de marcha de un individuo generando alteraciones transitorias o permanentes.

Para poder realizar la marcha, se requiere de gran estabilidad mecánica en bipedestación, lo cual implica la integralidad del sistema musculo esquelético y los reflejos posturales, por tal motivo el ciclo de la marcha se puede dividir en dos fases; fase de soporte o apoyo (constituye el 60% del ciclo), este se describe en la tabla 1 y fase de balanceo o de oscilación (representa el 40% del ciclo) descrita en la tabla 2, no obstante, existen momentos de la marcha en el que los dos pies se encuentran en contacto con el suelo, este evento es denominado como periodo de doble soporte y se presenta en dos ocasiones durante el ciclo de marcha (inicio y culminación del soporte)[17][18].

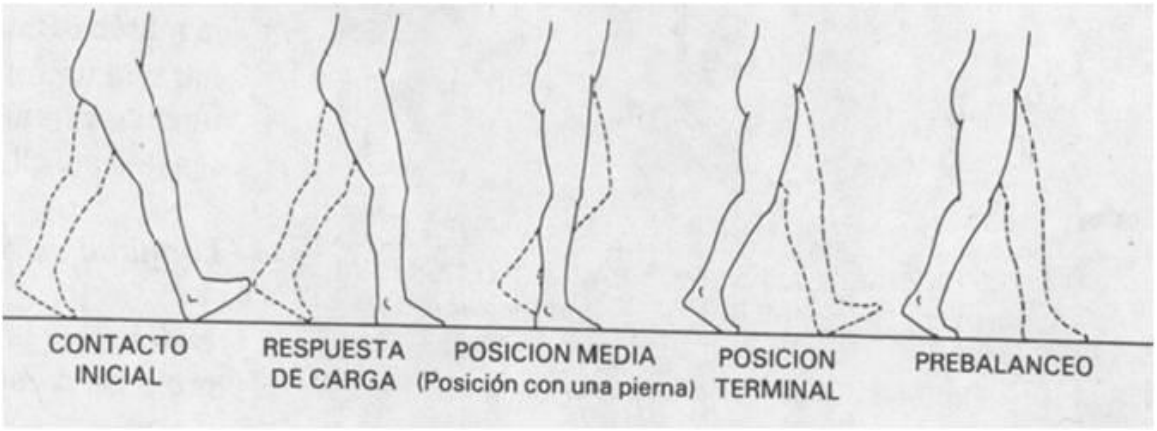


Figura 3. Fase de soporte [17] .

Tabla 1. Fase del apoyo o soporte

Fase	Descripción
Contacto inicial	Es el momento en el que el pie entra en contacto con el suelo. Normalmente el contacto tiene lugar en la región del talón, razón por la que esta fase se considera para registrar el inicio y la culminación del ciclo de la marcha.

Respuesta a la carga	El pie realiza contacto total con el piso y el peso del cuerpo se transfiere a la extremidad adelantada.
Soporte medio	La extremidad contralateral pierde contacto con el piso y el peso del cuerpo se transfiere a lo largo del pie hasta que se alinea con la cabeza de los metatarsianos.
Soporte terminal o medio	El talón se levanta para desplazar el peso hacia los dedos y transferir la carga al pie contralateral, el cual, entra en contacto con el piso.
Pre-balanceo o fase previa a la oscilación	Fase de transición entre la fase de soporte y la de balanceo. Se inicia cuando el pie contralateral entra en contacto con el piso y termina cuando el pie ipsilateral despega del piso. El peso corporal es transferido totalmente de una extremidad a la otra.

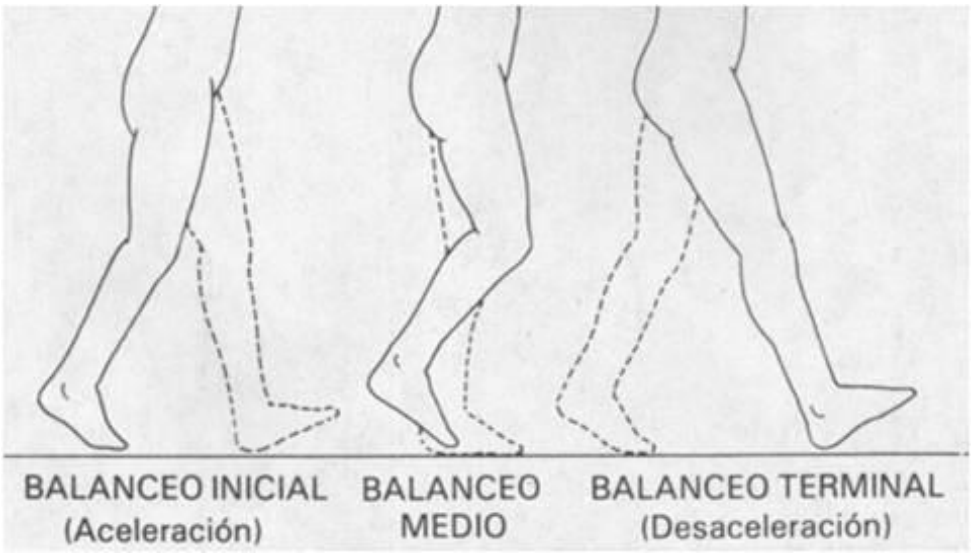


Figura 4. Fase de balanceo [17].

Tabla 2. Fase o periodo de balanceo

Fase	Descripción
Balanceo inicial	Inicia cuando los dedos del pie se despegan del piso y termina cuando la rodilla alcanza la flexión máxima durante la marcha (60°), el muslo se encuentra directamente debajo del cuerpo y paralelo a la extremidad inferior contralateral que, en este instante, soporta el peso corporal.
Balanceo medio	El muslo continúa avanzando y la rodilla, que ha alcanzado la flexión máxima, ahora se extiende, de manera que el pie permanece despegado del suelo y termina cuando la tibia se dispone en posición perpendicular al piso.
Balanceo terminal	Inicia con la posición vertical de la tibia, continúa a medida que la rodilla se extiende completamente y la extremidad se prepara para aceptar la carga durante el contacto inicial.

2.2.2 Parámetros de la marcha

PARÁMETROS DE LA MARCHA		
ESPACIOTEMPORALES	**CINEMÁTICOS**	**CINÉTICOS**
Temporales Tiempo en fase de soporte (ms) Tiempo en fase de balanceo (ms) Tiempo de soporte (% del ciclo) Tiempo de balanceo (% del ciclo) Duración del ciclo o zancada (ms) Cadencia (pasos/min) Duración de doble soporte (ms) Porcentaje de doble soporte (% ciclo) **Espaciales** Largo del paso (mm) Longitud del ciclo o zancada (mm) Ancho del paso (mm) **Espaciotemporales** Velocidad (m/s) Velocidad de balanceo (m/s) Velocidad media (m/s)	Valores de los ángulos articulares con el paciente de pie (valores de *offset* para la cinemática) **Plano frontal** Oblicuidad de la pelvis Aducción-abducción de cadera **Plano sagital** Basculación de pelvis Flexo-extensión de cadera Flexo-extensión de rodilla Dorsiflexión-plantiflexión de tobillo **Plano transversal** Rotación pelvis Rotación interna-externa de cadera Rotación interna-externa de rodilla Ángulo de progresión del pie	Gráficas de momentos en las articulaciones (generalmente en el plano sagital) Gráficas de potencias en las articulaciones (generalmente en el plano sagital) Fuerza de reacción antero-posterior Fuerza de reacción medio-lateral Fuerza de reacción vertical Gráficas del centro de presión antero-posterior

Tabla 3. Parámetros ET, Cinemáticos y Cinéticos de la marcha humana [19].

2.2.3 Parámetros espaciales

- Longitud de zancada: distancia lineal entre dos contactos de talón consecutivos de la misma extremidad.
- Longitud de paso: distancia lineal entre el contacto inicial del talón de una extremidad y el de la extremidad contralateral (40cm aprox. Aunque depende de la estatura del individuo).
- Ancho de paso o Amplitud de base: la distancia entre ambos pies, generalmente entre los talones, que representa la medida de la base de sustentación y equivale de 5 a 10 centímetros, relacionada directamente con la estabilidad y el equilibrio. Como la pelvis debe desplazarse hacia el lado de apoyo del cuerpo para mantener la estabilidad en el apoyo medio, una base de sustentación estrecha reduce el desplazamiento lateral del centro de gravedad.

- Altura del paso: el movimiento de las extremidades inferiores otorga una altura de aproximadamente 5 centímetros al paso, evitando el arrastre de los pies.
- Angulo del paso o ángulo de la marcha: se refiere a la orientación del pie durante el apoyo. El eje longitudinal de cada pie forma un ángulo con la línea de progresión (línea de dirección de la marcha); esta normalmente se encuentra entre 5º y 8º.

2.2.4 Parámetros temporales

- Apoyo: porcentaje del ciclo total de la marcha durante el cual el cuerpo se encuentra apoyado sobre una sola pierna.
- Balanceo: porcentaje del ciclo de la marcha durante el cual la extremidad inferior permanece en el aire y avanza hacia delante.
- Doble apoyo: porcentaje del ciclo de la marcha en el cual ambos pies contactan el suelo.
- Periodo de zancada: lapso de tiempo en el que el transcurren dos eventos idénticos sucesivos del mismo pie, generalmente entre 2 contactos iniciales de la misma extremidad inferior.
- Periodo de soporte o apoyo: el tiempo que transcurre desde que el pie hace contacto con el piso, hasta el momento de despegue de los dedos del mismo pie.
- Periodo de balaceo: es el tiempo transcurrido entre el instante de despegue de los dedos hasta el punto de contacto inicial de un mismo pie.
- Cadencia: es el número de pasos por unidad de tiempo, generalmente se mide en un minuto. La frecuencia determina el ritmo y rapidez de la marcha.

2.2.5 Parámetros espaciotemporales

- Velocidad: es la relación de la distancia recorrida en dirección de la marcha por unidad de tiempo (Velocidad= Distancia / Tiempo).

- Velocidad de Balanceo: tiempo en que se demora un miembro inferior desde la aceleración inicial hasta el siguiente paso.
- Velocidad media: producto de la cadencia por la longitud de la zancada expresada en m/seg.
- Cadencia o ritmo del paso: se relaciona con la longitud del paso y representa habitualmente el ritmo más eficiente para ahorrar energía en ese individuo en particular y según su estructura corporal. Los individuos más altos dan pasos a una cadencia más lenta, en cambio los más pequeños dan pasos más rápidos. Puede ir de 90 a 120 pasos/min.

Todos los parámetros presentados anteriormente junto con los parámetros cinéticos y cinemáticos varían dependiendo del sujeto, estos resultan ser representativos cuando son de forma constante [17].

2.2.6 Tech MCS

El Tech MCS es un equipo de medición que está desarrollado, con el fin, de capturar y registrar el movimiento del cuerpo humano. Este equipo utiliza entre 8 y 16 sensores inerciales (pequeños) que miden el tiempo real de la par cinemática de una persona, por su precisión, portabilidad y sencillez es implementado en diversas áreas de trabajo, como lo son el análisis de movimiento en I+D, la rehabilitación, la fisioterapia, entre otros. El Tech MCS dispone de todos los accesorios necesarios para su adaptación a cualquier aplicación, accesorios como sujeciones textiles independientes y de tallas, que le permiten adaptarse para instrumentar todo el cuerpo [20].



Figura 5.Maletín Tech MCS de 16 sensores [20].

3. Metodología

Este software se basa en un parámetro de sincronismo, donde por medio de la importación de un solo archivo capturado por los sensores de TECHNAID se extraen los datos correspondientes para el análisis tanto de los parámetros cinemáticos como espacio-temporales.



Figura 6. Ubicación de los sensres [autor].

Los resultados obtenidos a partir del archivo “capa” de la aplicación Marcha Virtual indican que se hizo uso de ocho (8) sensores (pecho, lumbar, muslo derecho, muslo izquierdo, pierna derecha, pierna izquierda, pie derecho y pie izquierdo), dichos sensores deben de ser usados según las indicaciones del fabricante, esto quiere decir que cada vez que se desee realizar una medición nueva, los sensores deben de ser colocados en las mismas posiciones que se describen en la tabla 4, de lo contrario el software arrojará datos erróneos.

Zona del cuerpo	Referencia del sensor	Posicionamiento
Pecho	IMU-322	Su ubicación debe encontrarse en el pecho, debe estar totalmente centrado para una óptima captura de datos.

Lumbar	IMU-324	Se debe ubicar en la espalda baja, en todo el centro de ella.
Pie Derecho	IMU-260	El sensor debe colocarse en la parte del tobillo en el borde externo del pie.
Pierna Derecha	IMU-258	Su ubicación ha de ser en toda la mitad de la pierna, y debe ser colocado a un lado de esta.
Muslo Derecho	IMU-256	Debe colocarse en la mitad del muslo, y siempre debe ir mirando al frente.
Pie Izquierdo	IMU-259	El sensor debe colocarse en la parte del tobillo en el borde externo del pie.
Pierna Izquierda	IMU-257	Su ubicación ha de ser en toda la mitad de la pierna, y debe ser colocado a un lado de esta.
Muslo Izquierdo	IMU-255	Debe colocarse en la mitad del muslo, y siempre debe ir mirando al frente.

Tabla 4. Posicionamiento de los sensores [autor].

Seguido a esto, se realizó el análisis de MARCHA ET donde se encontró el uso de solo 7 (siete) sensores (lumbar, muslo derecho, muslo izquierdo, pierna derecha, pierna izquierda, pie derecho y pie izquierdo), esto involucraba que a la hora de realizar la importación de los archivos capa nos arrojara errores de lectura.

```
Technaid S.L - Motion Capture System (MCS)
================================================================================

General Information
-------------------

Name:                   DAYANA _1
Date:                   11-10-2016
Time:                   15:21:32

================================================================================

Specific Information
--------------------

Capture Type:           Angles
File Format Version:    2
Units:                  Degrees
Range:                  [-180,180]
Frequency (Hz):         50
Frames:                 473
Tech IMUs:              7
Tech IMU NIDs:          8a              8b              8c              80              81
Tech IMU Labels:        MusloD          PiernaD         PieD            Espalda         Mu
Tech IMU Serials:                       ICEM-256        ICEM-257        ICEM-322        IC

Angle Specific Information
--------------------------

Tech IMU Limbs:         Right Thigh     Right Leg       Right Foot      Lumbar          Le
Calibration IMU:        ICEM-322
Number of Joints:       6
Joints:                 01              02              03              04              05
Distals:                Right Thigh     Left Thigh      Right Leg       Right Foot      Le
Proximals:              Lumbar          Lumbar          Right Thigh     Right Leg       Le
Measurement Convention: ZXY
Z:                      Flexion/Extension       Flexion/Extension       Flexion/Extension       Plantar Flexion         Fl
X:                      Abduction/Adduction     Abduction/Adduction     Abduction/Adduction     Eversion/Inversion      Ab
Y:                      Ext/Int Rotation        Ext/Int Rotation        Ext/Int Rotation        Ext/Int Rotation        Ex
Calibration Pose:       T
Sensor Calibration:     0.605294        -0.368493       -0.501721       -0.496093       0.619731        -0.364084       -0
Limb:                   Head                                                            Right Scapula
Avatar Calibration:     0.000000        0.000000        -0.999490       0.031938        0.624904        -0.158179       -0
       0.000178        0.000000        0.000000        0.500000        0.866026

================================================================================

Captured Data
-------------

        01                                                              02
        Right Thigh/Lumbar                                              Left Thigh/Lumbar
Frame   Z               X               Y               Z
1       0.000000        0.000000        0.000000        0.000000
2       0.021604        0.006123        0.009248        0.018916
3       0.036366        0.020674        0.016342        0.034418
4       0.045186        0.028966        0.027706        0.044373
5       0.078323        0.033082        0.033264        0.053716
6       0.112928        0.039784        0.039975        0.064152
7       0.167208        0.044377        0.045320        0.075918
8       0.256179        0.041444        0.044978        0.082765
```

Figura 7. Muestra archivo .capa de Marcha ET [autor].

Una vez establecido el parámetro de sincronismo entre los modelos, se desarrolló una nueva interfaz que se creo basándonos en las características de MARCHA VIRTUAL a la cual, se agregaron las características y funcionalidades de MARCHA ET y se realizó un entorno más compacto.

Por último, el contenido analizado es exportado mediante la deacion de un archivo PDF en cual se puede encontrar el nombre, la edad, medidas antropométricas, datos espacio temporales y tablas con los reportes analizados por el software sobre las áreas previamente escogidas para analizar.

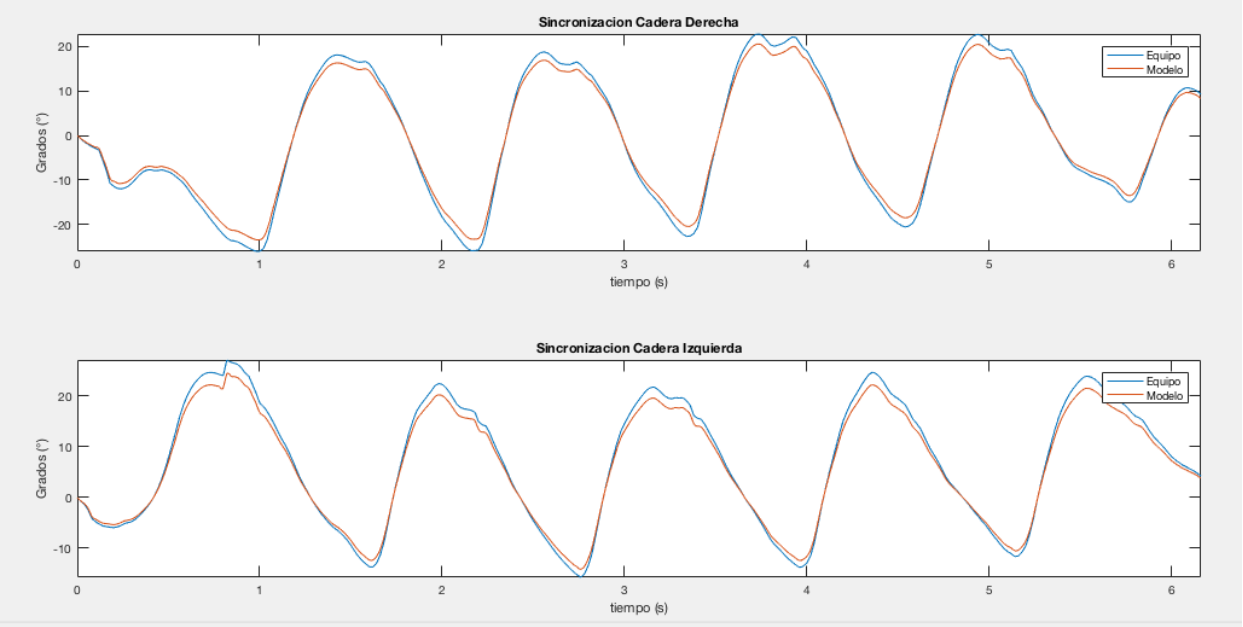


Figura 8. Zona para selección [autor]

3.1 Modificación Marcha ET

La aplicación Marcha ET contiene las funciones básicas para caracterizar los parámetros espacio temporales, dichas funciones se tomaron como referencia para mostrar los mismos parámetros en conjunto con la aplicación generada.

Para ello se tuvo que realizar un analisis de la forma en que eran tomadas las posiciones de los sensores para luego adecuar la aplicación desarrollada, creando nuevas matrices donde se tomaban unicamente los datos necesarios para su posterior analisis.

Como resultado a esto, obtuvimos una respuesta favorable de la aplicación con respecto a la sincronizacion y toma de datos.

3.2 Análisis de los CAPA

Como se observa en las figuras 5 y 7, los archivos de extensión “capa” utilizados por los software, por defecto siempre indicarán nombre, fecha, hora y los sensores utilizados con sus respectivas etiquetas (ICEM-256, ICEM-257, ICEM-258, etc), también se puede obsevar que el orden de las columnas no es el mismo en los dos casos.

Uno de los problemas al iniciar la importación es el número de sensores utilizados en ambas aplicaciones, ya que por contener más o menos sensores, el número de columnas varia junto con su posición, haciendo que la aplicación tome las columnas de forma erronea y genere falsos resultados, se decidió dar solución a esto creando nuevos sistemas matriciales los cuales contienen unicamente las columnas necesarias para cada análisis con un orden correspondiente.

```
Technaid S.L - Motion Capture System (MCS)
================================================================================

General Information
-------------------

Name:                   Maria Andrea 2_5
Date:                   8-9-2017
Time:                   9:33:15

================================================================================

Specific Information
--------------------

Capture Type:           Angles
File Format Version:    2
Units:                  Degrees
Range:                  [-180,180]
Frequency (Hz):         50
Frames:                 309
Tech IMUs:              8
Tech IMU NIDs:          8a                  8b                  8c                  8d                  8e
Tech IMU Labels:        Tech IMU 6          Tech IMU 1          Tech IMU 7          Tech IMU 2          Te
Tech IMU Serials:       ICEM-255            ICEM-256            ICEM-257            ICEM-258            ICE

Angle Specific Information
--------------------------

Tech IMU Limbs:         Left Thigh          Right Thigh         Left Leg            Right Leg           Lef
Calibration IMU:        ICEM-324
Number of Joints:       7
Joints:                 01                  02                  03                  04                  05
Distals:                Lumbar              Right Thigh         Left Thigh          Right Leg           Rig
Proximals:              Chest               Lumbar              Lumbar              Right Thigh         Rig
Measurement Convention: ZXY
Z:                      Flexion/Extension   Flexion/Extension   Flexion/Extension   Flexion/Extension   Pla
X:                      Lateral Flexion     Abduction/Adduction Abduction/Adduction Abduction/Adduction Eve
Y:                      Rotation            Ext/Int Rotation    Ext/Int Rotation    Ext/Int Rotation    Ext
Calibration Pose:       T
Sensor Calibration:     0.078646    -0.749764    -0.068996    -0.653383    0.111238    -0.777646    -0.
Limb:                   Head                                              Right Scapula
Avatar Calibration:     0.000000    0.000000     -0.999490    0.031938     0.624904    -0.158179    -0.
       0.000178        0.000000    0.000000     0.500000     0.866026

================================================================================

Captured Data
-------------

        01                                                          02
        Lumbar/Chest                                                Right Thigh/Lumbar
Frame   Z                   X                   Y                   Z
1       0.000000            0.000000            0.000000            0.000000
2       -0.125832           -0.002744           0.070149            -0.786217
3       -0.276524           -0.056180           0.094305            -1.460021
4       -0.371215           -0.123012           0.059147            -2.010115
5       -0.388798           -0.161351           -0.021413           -2.501144
6       -0.387681           -0.188594           -0.081834           -2.918356
7       -0.388679           -0.207981           -0.115937           -3.335989
8       -0.395096           -0.214755           -0.125083           -5.636274
```

Figura 9. Muestra de .capa de Marcha Virtual [autor].

3.3 Datos iniciales

La aplicación generada integra como parámetros iniciales el nombre, la edad y el género (como se muestra en la figura 6). Dichos parámetros son vitales en el desarrollo de la nueva aplicación debido a que esta, se basa en la estatura y género para calcular las medidas antropométricas, las cuales son previamente usadas para poder determinar parámetros como longitud de la zancada, distancia, etc.

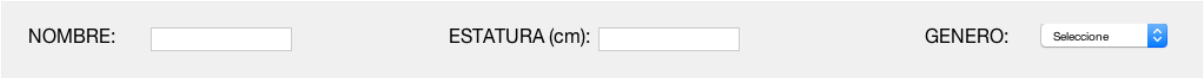
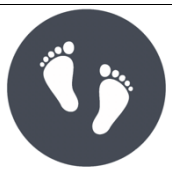


Figura 10. Datos iniciales [autor].

3.4 Funciones asignadas a los botones

ÍCONO	NOMBRE	FUNCIÓN
	Importar .capa	Nos permite la importación del archivo previamente exportado por el software de TECHNAID.
	Importar .mot	Realiza la importación de un archivo generado por OpenSim, el cual nos permitirá corroborar los datos.
	Selección Zona	Permite seleccionar el área o ciclo de marcha que deseamos analizar por medio de la selección de dos puntos.

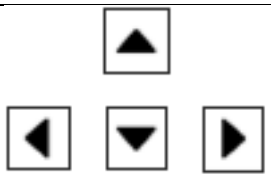
	Exportar datos	Esta opción nos permite exportar un archivo en Excel con los datos capturados en caso de que el operador desee tratar los datos de otra forma.
	Manual	Este boton permite tener acceso a un manual donde se encuentran las instrucciones y manejo adecuado de la aplicación.
	Sincronización	En ocasiones la importación del .capa y el .mot no se sincronizan automáticamente, por tal razón estas flechas nos servirán como apoyo para su sincronización.
	PDF	Permite realizar una exportación con los datos completos de usuario y el análisis realizado por la aplicación.
	SALIR	Termina los procesos en ejecución y cierra el programa.

Tabla 5. Caracterización de los botones [autor].

3.5 Funciones asignadas a las pestañas

Como se muestra en la tabla 6, las funciones principales del programa (Cinemáticos y Espacio-Temporales) se encuentran subdivididas, esto con el fin de presentar de forma ordenada el análisis de las representaciones gráficas de las tendencias del movimiento y una aproximación de las medidas antropométricas de los sujetos analizados.

PESTAÑA	SUB-PESTAÑA	DESCRIPCIÓN
Cinemáticos	Representación	Este apartado nos permitirá introducir los datos básicos del usuario como lo son nombre, edad y sexo; a su vez nos permitirá la importación del archivo .mot, recortar el área deseada para analizar y la exportación de datos en Excel.
	Gráficas comparativas I	Podemos encontrar de forma individual a través de más subpestañas la resentación gráfica de la forma en la que la vería un especialista médico.
	Gráficas comparativas II	Podemos encontrar de forma individual a través de más subpestañas la resentación gráfica de la forma en que se interpretan a nivel de ingeniería.

Espacio-Temporales	Medidas antropométricas	Aquí podremos encontrar una medición aproximada de los muslos, piernas y pies del sujeto.
	Parámetros ET	Se pueden encontrar datos espacio temporales (ET) tales como la distancia recorrida, longitud del paso, tiempo del paso, cadencia, entre otros.

Tabla 6. Caracterización de las pestañas.

3.6 Reporte

Debido a que las regiones de interés proporcionadas por las gráficas al terminar la simulación se identifican con picos y valles, se hace necesario la creación de un archivo PDF el cual nos generará un reporte con los puntos exactos donde se encuentran los picos y valles hallados en cada gráfica, además este permite tener un acceso rápido y fácil a datos como nombre del paciente, edad, sexo, antropometría, datos espacio-temporales, un porcentaje de correlación entre los datos tomados con los que fueron simulados, entre otros. En las figuras 9, 10 y 11 podemos apreciar un ejemplo de la primera página de nuestro archivo exportado.

----------UNIVERSIDAD DISTRITAL----------
---------FRANCISCO JOSE DE CALDAS --------
----------FACULTAD TECNOLOGICA----------

```
%PROYECTO DE GRADO

function Crear_Matriz
 evalin('base','NOMBRE');
 evalin('base','ESTATURA');evalin('base','ANTROPOMETRIA');
 evalin('base','DATOS_ESPACIO_TEMPORALES'); evalin('base','REPORTE1');
 evalin('base','REPORTE2');evalin('base','REPORTE_SIMULADO');
 evalin('base','REPORTE_EQUIPO')


NOMBRE =

    'camilo'


ESTATURA =

   178


ANTROPOMETRIA =

  6×1 table

                        Cm
                      _____

    Muslo Derecho      48.987
    Muslo Izquierdo    48.987
    Pierna derecha     39.437
    Pierna izquierda   39.437
    Pie Izquierdo      15.576
    Pie Derecho        15.576


DATOS_ESPACIO_TEMPORALES =

  7×1 table

                                                Datos
                                               _____

    Distancia recorrida en la marcha (cm)        NaN
    Longitud del paso (cm)                       NaN
    Tiempo del paso (seg)                     1.6181
    Cadencia de la marcha (pasos/seg)         1.6181
```

Figura 11. Pagina 1 del PDF [autor].

Longitud de la zancada (cm)	NaN
Tiempo de la zancada(seg)	3.2362
Velocidad de la marcha (cm/seg)	NaN

REPORTE1 =

6×2 table

	Coeficiente	Porcentaje
Correlacion Cadera Derecha	0.99952	99.952
Correlacion Rodilla Derecha	0.99639	99.639
Correlacion Pie Derecho	0.99906	99.906
Correlacion Cadera Izquierda	0.99975	99.975
Correlacion Rodilla Izquierda	0.99811	99.811
Correlacion Pie Izquierdo	0.99875	99.875

REPORTE2 =

12×4 table

	media	Mediana	Varianza	DesvEst
Cadera Der (Med)	0.046998	3.8469	258.81	16.088
Rodilla Der (Med)	-11.26	-4.357	353.61	18.805
Pie Der (Med)	5.1974	-0.0201	154.22	12.418
Cadera Izq (Med)	5.2096	7.1958	164.24	12.816
Rodilla Izq (Med)	-16.045	-4.2219	476.78	21.835
Pie Izq (Med)	3.7835	3.1373	46.284	6.8032
Cadera Der (Sim)	-1.6469	1.3919	221.18	14.872
Rodilla Der (Sim)	-9.3605	-3.6482	272.8	16.517
Pie Der (Sim)	4.5453	0.46627	114.77	10.713
Cadera Izq (Sim)	4.6301	6.2124	132.66	11.518
Rodilla Izq (Sim)	-12.878	-3.1031	367.31	19.165
Pie Izq (Sim)	3.566	2.8474	40.205	6.3407

REPORTE_SIMULADO =

6×3 table

	Maximo_Sim	Minimo_Sim	Sesenta_Pct_Sim
Cadera Derecha	23.321	-14.818	-21.891
Cadera Izquierda	20.236	14.159	-8.5452
Rodilla Derecha	45.242	5.9326	4.6745
Rodilla Izquierda	53.385	1.2189	0.66436
Pie Izquierdo	20.367	-5.331	-4.5943
Pie Derecho	33.151	5.2128	-4.115

Figura 12. Pagina 2 del PDF [autor].

REPORTE_EQUIPO =

6×3 table

	Maximo_Eq	Minimo_Eq	Sesenta_Pct_Eq
Cadera Derecha	25.893	-16.489	-22.538
Cadera Izquierda	22.482	15.735	-10.703
Rodilla Derecha	50.189	6.5138	6.1348
Rodilla Izquierda	59.306	1.3534	0.035108
Pie Izquierdo	22.492	-5.9242	-5.8021
Pie Derecho	36.832	5.7906	-5.2803

Published with MATLAB® R2017a

Figura 13. Pagina 3 del PDF [autor].

3.7 Interfáz

Para iniciar con el uso de la aplicación, es necesario tener en cuenta las siguientes instrucciones.

3.7.1 Toma de datos a través del software Tech MCS Studio

A través de este programa se realiza la toma de datos de los pacientes en un recorrido determinado. Para esto es necesario que el programa lea completamente los sensores implementados, es por eso que al comienzo se realiza un chequeo en el cual se garantice que el programa está trabajando con la cantidad de sensores implementados.

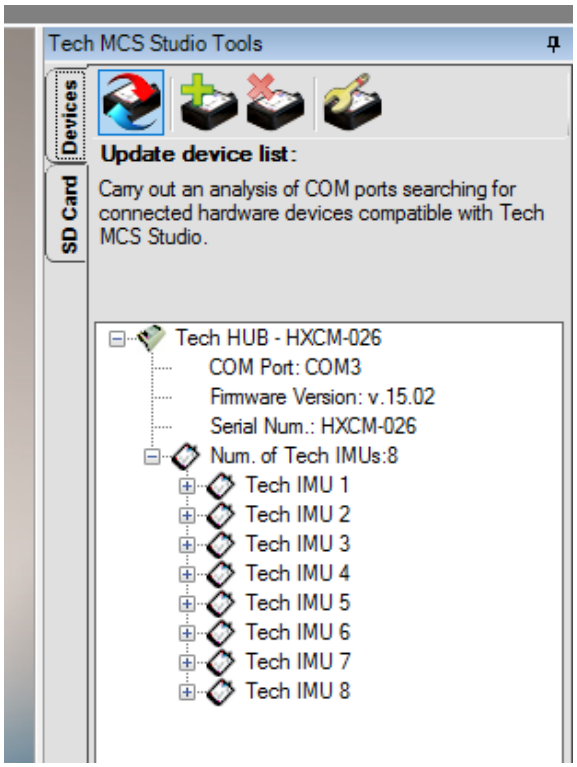


Figura 14. Verificación de lectura de los sensores [autor].

Luego de ser realizada la verificación, hay que dirigirse a *File* y allí seleccionar *New Project*, una vez seleccionada esta opción aparecerá una ventana emergente en la que se encuentran varias opciones de configuración, en una de las opciones hay que seleccionar el equipo que se está implementando para añadirlo al proyecto, en este caso es Tech HUB HXCM-026, luego de esto en la opción *Configuration of captures* se configura el tipo de datos que se desean obtener de la captura , que en este caso serán ángulos cuaternos y orientación, y se selecciona el sensor que se usará como referencia.

Para comenzar con el registro de datos, los sensores deben ubicarse como se encuentra en la figura 2, esto permite asignarle a cada extremidad uno de los sensores. Luego de realizar la asignación de los sensores, se debe configurar la manera en que estos irán conectados entre sí para capturar los datos, debido a la

variación que se puede presentar en la toma de datos, el orden que se usó en el modelo desarrollado se puede observar en la figura 10.

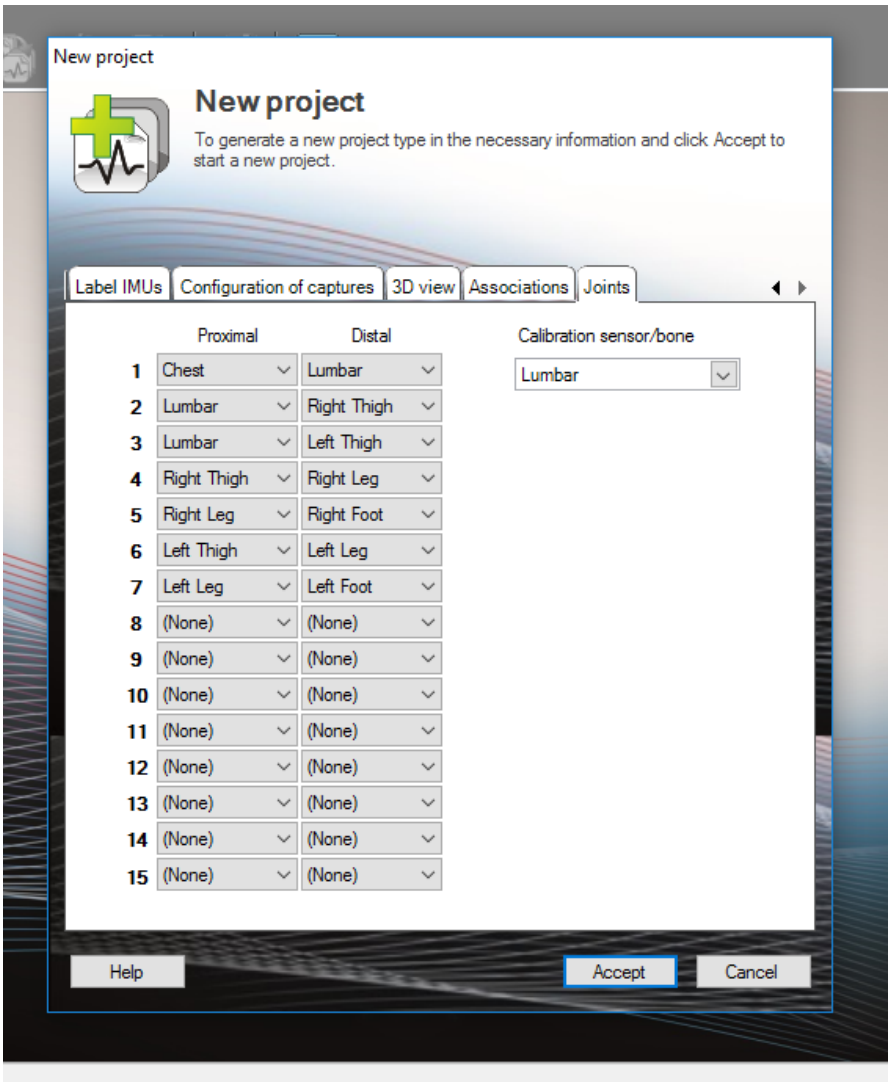


Figura 15. Ruta de las articulaciones [autor].

Una vez esté completada la configuración se abrirá el área de trabajo, allí se encontrarán seis sub divisiones, en ellas se podrá observar las gráficas que se vayan generando durante el periodo que el paciente camine, cada gráfica tiene asociada alguna de las extremidades con las que se trabajará. Para dar inicio a la

toma de datos se debe dar clic en el botón rojo que tiene forma circular, el cual se encuentra en la parte superior del área de trabajo.

Al iniciar la captura de datos, aparecerá una ventana con un avatar, el cual irá moviéndose de acuerdo a los movimientos de la persona con la que se vaya a realizar la captura para que el avatar esté sincronizado con la persona es necesaria la calibración del equipo. Para efectuar esta calibración la persona debe encontrarse totalmente derecha y debe evitar moverse mientras es calibrado el equipo, se sabe que está haciendo el proceso cuando el equipo emita un sonido. La calibración es realizada tan pronto aparece la ventana del avatar, pues esta se efectúa de manera automática.

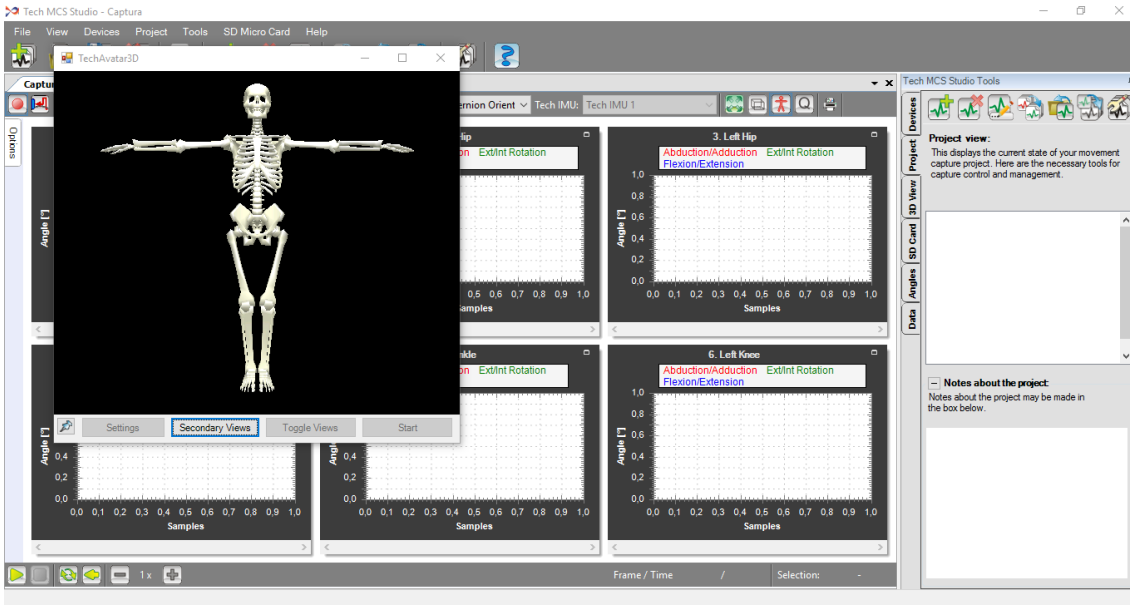


Figura 16. Avatar proporcionado por Tech MCS Studio [autor].

Una vez calibrado el equipo aparecerá una ventana emergente, la cual permite el inicio de la toma de muestras.

Con el botón rojo ya mencionado, se puede detener la captura en el momento que se desee. Luego de haber tomado los datos, es necesario dirigirse a la opción *Project* y seleccionar *Export captures*, esto nos extraerá los datos medidos en un

archivo de extensión .capa el cual se puede abrir con Block de notas para la visualización de los datos obtenidos

3.7.2 Manejo de la aplicación desarrollada en Matlab

En la aplicación desarrollada, es necesario digitar la estatura de la persona y luego seleccionar su género, estas casillas se encuentran en la parte superior de la primera pestaña que se puede visualizar de la interfaz

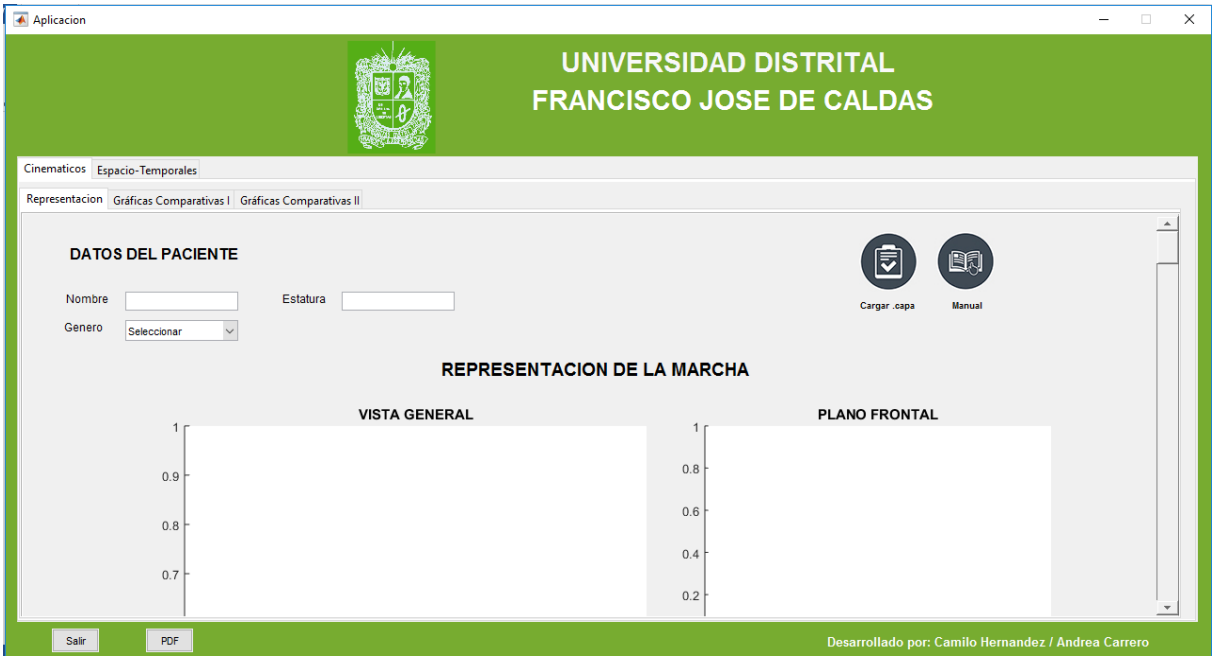


Figura 17. Presentación de la interfaz desarrollada [autor].

Siguiente a esto, se da clic en el botón de cargar archivos, aparecerá una ventana en la cual se selecciona el archivo. capa obtenida anteriormente. Luego de realizar la selección del archivo, aparecerá otra ventana, la cual permite guardar un archivo. osim, este archivo es generado a partir del. capa, lo que indica que tiene los mismos datos.

Cuando se guarda el archivo, se ejecuta la simulación del .capa en la interfaz. Una vez iniciada la simulación la aplicación no permitirá efectuar ninguna otra acción, es por esto que se dispone del uso del software OpenSim para simular el archivo

.osim que se ha guardado con anterioridad mientras la aplicación termina su ejecución. En OpenSim se selecciona la opción de *File* y luego la opción *Open Model*, permitiendo la aparición de una ventana en la cual se seleccione el archivo .osim que ya se ha adquirido.

Al ser cargado el archivo, aparecerá un avatar que recreará los datos del .osim, en la parte superior, donde se encuentra la barra de herramientas, hay un botón representado por una persona corriendo de color verde, allí hay una flecha la cual permite colocar el tiempo de duración de la simulación, este tiempo debe coincidir con el del archivo cargado previamente. Una vez indicado el tiempo se ejecuta la simulación dando clic sobre el botón verde.

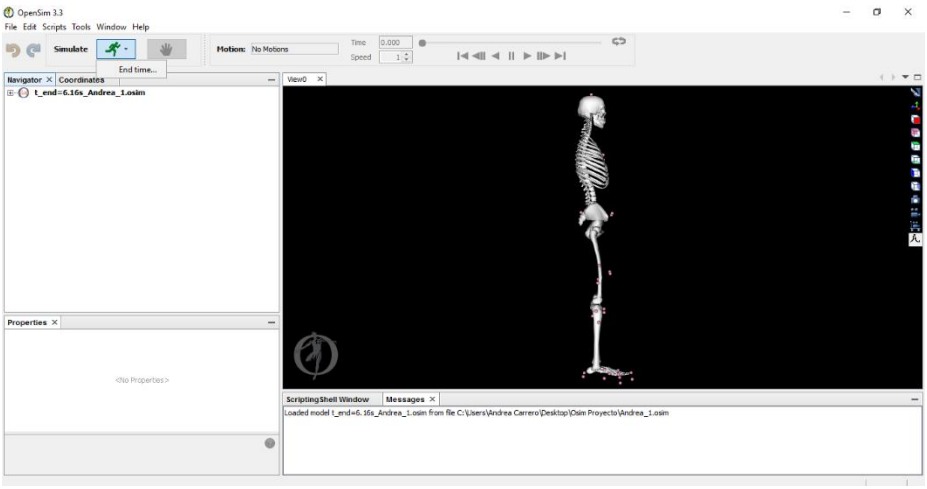


Figura 18. Avatar proporcionado por el software OpenSim [autor].

Al terminarse la simulación, es generada una serie de datos en la sección *Navegator* del programa, allí es generado un resultado que se guarda como archivo .mot. Este resultado será comparado con el archivo .capa una vez haya terminado la simulación de la aplicación en Matlab.

Terminada la simulación de la aplicación, son habilitados los botones, uno de estos botones es representado por un par de pies, este botón permite cargar el archivo tomado de OpenSim (.mot).

Cuando se haya seleccionado el archivo se verá representado en la misma gráfica donde se visualizan los datos del archivo .capa, allí se hace una sincronización entre los dos archivos, el obtenido a través del equipo de sensores (.capa) y el obtenido a partir de la simulación en OpenSim (.mot). Los datos del equipo serán representados por el color azul y los de la simulación por el color rojo.

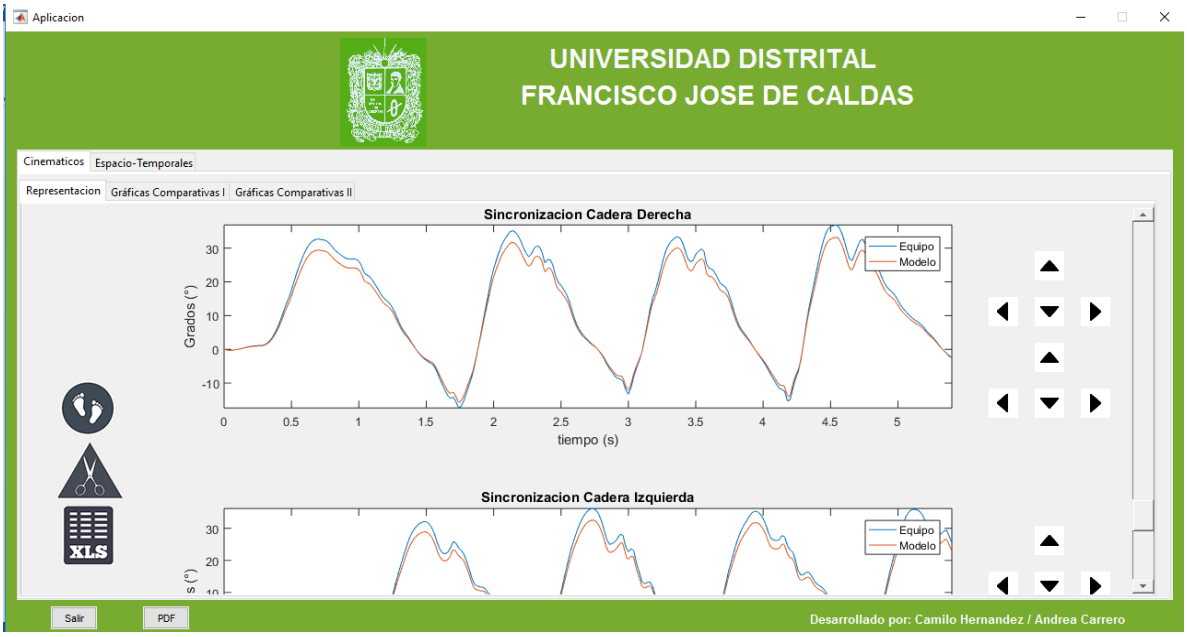


Figura 19. Sincronización de archivos [autor].

Luego de la sincronización que se realiza entre las dos señales, se debe seleccionar el área de interés para el análisis de la marcha, esta selección se hace a partir del botón representado por unas tijeras.

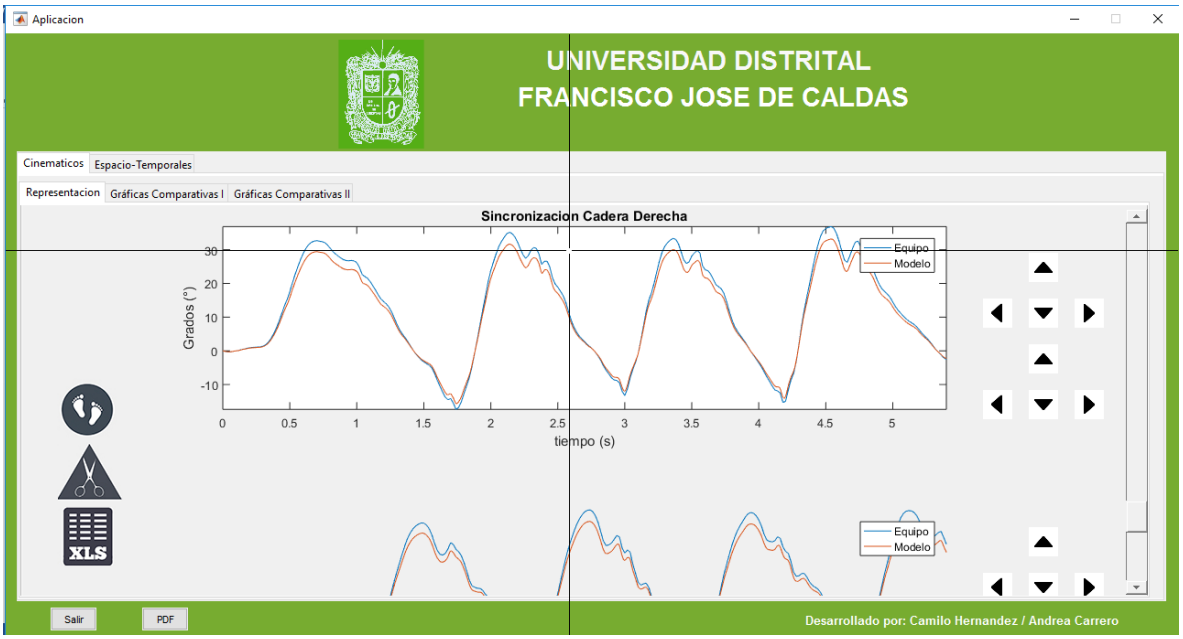


Figura 20. Selección de área de interés [autor].

Una vez seleccionada el área en las dos gráficas, se guardan los datos de estas secciones en un archivo de Excel, esto se realiza a través del botón indicado por un archivo xls, estos datos quedan disponibles para quien los desee tratar de alguna manera. Luego de esto se generan unas gráficas comparativas entre el equipo y la simulación, estas graficas ya son más específicas, pues son basadas en cada extremidad.

Por último, se genera un reporte a partir del botón PDF que se encuentra en la parte inferior izquierda de la aplicación, en este reporte se obtienen los picos y valles de las gráficas generadas a partir de la selección de áreas, los parámetros espaciotemporales y la antropometría.

4 Resultados.

4.1 Pruebas de sincronismo

Una vez sincronizadas las aplicaciones Marcha ET y Marcha Virtual se realizaron pruebas donde importando el mismo archivo tanto en dichas aplicaciones como en la que fue desarrollada y tomando los mismos puntos de medición, se compararon y se comprobó que los datos obtenidos no diferían. Esta operación se realizó con el análisis de 5 sujetos diferentes.

4.2 Reporte

Se verificó punto a punto que los datos exportados en el archivo .PDF coincidieran con los datos representados en las gráficas comparativas I, las mediciones antropométricas y los parámetros espacio temporales, también se corroboraran por medio de las ecuaciones de media, mediana, varianza y desviación estándar los valores impresos dentro del mismo documento.

$$M_e = \frac{Y_{i-1} + Y_i}{2}$$

Ecuación 1. Calculo de la Mediana [22].

$$V_{[x]} = \frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n}$$

Ecuación 2. Calculo de la Varianza [22].

$$S_{(x)} = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n}}$$

Ecuación 3. Calculo de Desviación estándar [22].

Extremidad	Medias aplicación Marcha ET	Medidas aplicación desarrollada	Medidas metro
Muslo Derecho	47.3067	47.3067	47
Muslo Izquierdo	47.3067	47.3067	47
Pierna Derecha	37.8492	37.8492	37
Pierna Izquierda	37.8492	37.8492	37
Pie Derecho	23.6534	23.6534	23
Pie Izquierdo	23.6534	23.6534	23

Tabla 7. Comparación de las diferentes mediciones antropométricas realizadas [autor].

Extremidad	Medias aplicación Marcha ET	Medidas aplicación desarrollada	Medidas metro
Distancia	513.896	513.896	511
Longitud de paso	51.3896	51.3896	53
Tiempo de paso	0.618	0.618	0.65
Cadencia de paso	1.61812	1.61812	1.62
Longitud de	102.779	102.779	105
Tiempo de	1.236	1.236	1.3
Velocidad de	83.1546	83.1546	80.769

Tabla 8. Comparación de las diferentes mediciones espacio-temporales realizadas [autor].

4.3 Pruebas cinemáticas

Cuando se realizó la simplificación del software Marcha Virtual se realizaron pruebas con diferentes sujetos, estas mediciones se realizaron tres veces por cada uno, donde, posteriormente se cargaron tanto en el de Marcha Virtual como en la aplicación desarrollada, se compararon y se observó que no hubo ningún cambio o alteración.

4.4 Pruebas espacio-temporales

Debido a que fue necesario la reconstrucción de la aplicación Marcha ET a partir de scripts fue necesario hacer nuevas pruebas para comprobar su correcto funcionamiento donde se tomaron mediciones a varios individuos con un metro, donde se pudieron determinar sus medidas antropométricas inferiores, longitud de la zancada, distancia, longitud del paso, entro otros. Aunque la medición realizada puede contener errores relativos, se puede observar en las tablas 7 y 8 que la aproximación arrojada entre las aplicaciones y las determinadas por el metro son aceptable ya que su variación es mínima.

Para las pruebas espacio-temporales la medición sobre la cadencia del paso fue realizada tomando el tiempo total de la marcha (4.93 seg) y la cantidad de pasos dados (8) y para la velocidad de la marcha se determinó a partir de la ecuación 1.

$$V = \frac{Longitud\ de\ la\ zancada}{Tiempo\ de\ zancada}$$

Ecuación 4. Calculo de velocidad [21].

4.5 Datos de los sujetos

A continuación se visualizarán los datos obtenidos a través de la aplicación para siete sujetos, se agruparon por su género y similitudes físicas.

4.5.1 Datos antropométricos y espaciotemporales

4.5.1.1 Mujeres

NOMBRE	ESTATURA	MEDIDAS ANTROPOMETRICAS		
		MUSLO (cm)	PIERNA (cm)	PIE (cm)
Andrea	156 cm	41.2551	32.5759	20.6275
Yuliana	158 cm	42.0648	33.2655	21.0324
Brigette	159 cm	42.4696	33.6103	21.2348
Mayerly	160 cm	42.8745	33.9552	21.4372

Tabla 9. Medidas antropométricas en grupo de mujeres.

NOMBRE	DATOS ESPACIOTEMPORALES						
	D (cm)	LP (cm)	TP (seg)	CP (paso/seg)	LZ (cm)	TZ (seg)	VM (cm/seg)
Andrea	513.896	51.3896	0.618	1.61812	102.779	1.236	83.1546
Yuliana	534.83	51.3482	0.714545	1.39949	102.696	1.42909	71.8613
Brigette	469.582	52.1757	0.542	1.66052	104.351	1.084	86.6387
Mayerly	479.127	53.2364	0.756364	1.08173	106.473	1.51273	57.5874

Tabla 10. Parámetros espaciotemporales en grupo de mujeres.

4.5.1.2 Hombres

NOMBRE	ESTATURA	MEDIDAS ANTROPOMETRICAS		
		MUSLO	PIERNA	PIE
Fabian	172	46.4664	37.0556	23.2332
Cristian	176	48.1471	38.6429	24.0735
Camilo	177	48.5672	39.0397	24.2836

Tabla 11. Medidas antropométricas en grupo de hombres.

NOMBRE	DATOS ESPACIOTEMPORALES						
	D (cm)	LP (cm)	TP (seg)	CP (paso/seg)	LZ (cm)	TZ (seg)	VM (cm/seg)
Pulido	530.087	53.0087	0.668889	1.66113	106.017	1.33778	88.0543
Cristian	566.908	52.4154	0.531111	1.46444	104.831	1.06222	76.7589
Camilo	619.37	51.6142	0.781667	1.27932	103.228	1.56333	66.0309

Tabla 12. Parámetros espaciotemporales en grupo de hombres.

En las tablas 9 y 11 no se coloca muslo izquierdo o derecho (pierna, pie) debido a que la similitud entre ellos es bastante, por eso se decide generalizarlo.

La abreviatura de las tablas 10 y 12 hacen referencia a lo siguiente:

D= Distancia

LP= Longitud de paso

TP= Tiempo de paso

CP= Cadencia de paso

LZ= Longitud de zancada

TZ= Tiempo de zancada

VM= Velocidad de marcha

4.5.2 Parámetros cinemáticos

A continuación, se mostrarán los datos cinemáticos adquiridos a través de la aplicación, del mismo grupo de siete sujetos

4.5.2.1 Mujeres

	Cadera derecha	**Cadera izquierda**	**Rodilla derecha**	**Rodilla izquierda**	**Pie izquierdo**	**Pie derecho**
Andrea	30.58	25.375	57.578	61.916	14.6034	17.399
Yuliana	33.149	32.573	62.197	71.096	34.617	27.176
Brigette	39.173	35.294	58.074	67.618	12.296	15.325
Mayerly	20.476	24.565	48.304	54.42	26.6	31.768

Tabla 13. Máximos simulados en grupo de mujeres.

	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Pie izquierdo	Pie derecho
Andrea	-17.5613	-18.886	-1.0813	-0.5106	-1.289	-1.3814
Yuliana	-23.271	-22.494	-18.935	-20.768	-8.5397	-11.707
Brigette	-29.952	-26.476	-9.9702	-4.742	-1.4629	-9.1125
Mayerly	-18.043	-23.847	-3.8412	-4.8254	-6.8693	-1.0043

Tabla 14. Mínimos simulados en grupo de mujeres.

	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Pie izquierdo	Pie derecho
SUJETO 1	-6.351	-5.3256	-6.3472	-3.0499	-5.246	-7.4006
SUJETO 2	-10.439	-9.3811	-11.41	-12.659	-3.7089	-1.5542
SUJETO 3	1.0049	-0.10757	-5.7802	-8.5207	-6.6209	-8.6742
SUJETO 4	-16.834	-11.056	6.7503	-3.5957	-8.405	-1.1892

Tabla 15. Sesenta por ciento simulado en grupo de mujeres.

4.5.2.2 Hombres

	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Pie izquierdo	Pie derecho
SUJETO 1	32.797	27.701	58.413	61.815	10.701	-2.3899
SUJETO 2	31.281	27.482	52.227	55.841	14.129	16.042
SUJETO 3	27.59	29.188	54.026	58.373	13.863	22.013

Tabla 16. Máximos simulados en grupo de hombres.

	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Pie izquierdo	Pie derecho
SUJETO 1	-31.517	-26.484	-8.5716	-4.5756	-2.3899	-2.2843
SUJETO 2	-29.931	-25.82	-6.9943	-10.198	-2.5454	-6.1483
SUJETO 3	-21.934	-26.296	-4.9413	-9.4636	-6.6636	-11.174

Tabla 17. Mínimos simulados en grupo de hombres.

	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Pie izquierdo	Pie derecho
SUJETO 1	-0.31188	-3.7943	-42.785	-27.897	-1.521	16.472
SUJETO 2	-11.288	-6.2881	-4.9743	-0.33793	-5.451	-7.3285
SUJETO 3	-6.7806	-5.2846	-5.339	-10.116	-12.749	-3.2517

Tabla 16. Sesenta por ciento simulado en grupo de hombres.

A través de las tablas 13-16 se observa el pico máximo, el valle mínimo y el sesenta por ciento del ciclo de marcha seleccionado en cada proceso de simulación para cada sujeto.

5 Conclusiones

El modelo presentado en este documento calcula los parámetros cinemáticos y espacio-temporales de manera conjunta, como herramienta de apoyo para los profesionales de la salud que trabajen en el análisis de la marcha humana.

A partir de la unificación del software MARCHA ET y MARCHA VIRTUAL, es importante tener en cuenta que, si se desea realizar un nuevo análisis, los datos capturados con el equipo Tech MCS se deben tomar de acuerdo a la recomendación dada anteriormente en el documento y en el manual.

Debido a que los sujetos tomados en cuenta para las mediciones no presentaban ninguna patología asociada y tenían una estatura similar, la variación de los parámetros cinemáticos y espaciotemporales entre el grupo de sujetos (Hombre y Mujer) era muy poca.

6 Bibliografía

[1] R. Altilio, L. Liparulo, A. Proietti, M. Paoloni, and M. Panella, “A Genetic Algorithm for Feature Selection in Gait Analysis,” pp. 4584–4591, 2016.

[2] W. Z. W. Z. Abiddin, R. Jailani, A. R. Omar, and I. M. Yassin, “Development of MATLAB Kinect Skeletal Tracking System (MKSTS) for gait analysis,” *ISCAIE 2016 - 2016 IEEE Symp. Comput. Appl. Ind. Electron.*, pp. 216–220, 2016.

[3] K. Aoike, K. Nagamune, K. Takayama, R. Kuroda, and M. Kurosaka, “Gait analysis of normal subjects by using force sensor and six inertial sensor with wireless module,” *2016 IEEE Int. Conf. Syst. Man, Cybern.*, pp. 001257–001260, 2016.

[4] K. Sieczkowski and T. Sondej, “A Method for Real-time Data Acquisition Using Matlab Software.”

[5] R. Atri, J. S. Marquez, D. Murphy, D. Fei, and J. Fox, “Investigation of Muscle Activity During Loaded Human Gait Using Signal Processing of Multi - Channel Surface EMG and IMU.”

[6] J. Patil, “Integrated Sensor System for Gait Analysis,” pp. 1–4, 2016.

[7] C. B. Wang *et al.*, “Gait motion analysis based on WB-4 sensor with quaternion algorithm,” *6th Annu. IEEE Int. Conf. Cyber Technol. Autom. Control Intell. Syst. IEEE-CYBER 2016*, no. 2015, pp. 279–283, 2016.

[8] F. Eskandari, M. N. Nodoushan, A. R. Arshi, and F. N. Motlagh, “Designing a 12 DoF Lower Extremity Exoskeleton Based on the Gait Kinematics Data,” no. November, pp. 25–27, 2015.

[9] I. H. López-nava and A. Muñoz-meléndez, “Wearable Inertial Sensors for Human Motion Analysis : A Review,” vol. 16, no. 22, pp. 7821–7834, 2016.

[10] K. Aoike and K. Nagamune, “Gait Analysis of Normal Subjects by Using Force Sensor and Six Inertial Sensor with Wireless Module,” pp. 1257–1260, 2016.

[11] M. Cerny, M. Ieee, N. Noury, and S. M. Ieee, “Estimation of Walked Distance Using Inertial Sensors under Real Conditions,” pp. 3147–3150, 2016.

[12] P. Dudak, I. Sladek, J. Dudak, and S. Sedivy, “Application of Inertial Sensors

for Detecting Movements of the Human Body," pp. 1–5, 2000.

[13] M. Philipp, "Alignment-Free , Self-Calibrating Elbow Angles Measurement using Inertial Sensors," vol. 2194, no. c, pp. 1–7, 2016.

[14] T. N. Do, R. Liu, C. Yuen, S. Member, and U. Tan, "Personal Dead Reckoning using IMU device at upper torso for walking and running," pp. 5–7, 2016.

[15] G. Gao, M. Kyrarini, M. Razavi, X. Wang, and A. Graser, "Comparison of Dynamic Vision Sensor-Based and IMU-based systems for ankle joint angle gait analysis," *2016 2nd Int. Conf. Front. Signal Process. ICFSP 2016*, pp. 93–98, 2016.

[16] J. H. J. Javier Sanchez, J. pastor, "Biomecanica de la marcha humana normal y patologica," p. 20.

[17] A. I. Agudelo, T. J. Briñez, V. Guarín, and J. P. Ruiz, "Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura," *CES Mov. y Salud*, vol. 1, no. 1, pp. 29–43, 2013.

[18] P. M. Vera Luna *et al.*, "Biomecánica de la marcha humana," *Biomecánica la marcha humana Norm. y patológica*, pp. 37–46, 1999.

[19] A. V. Moreno, "Electromiografía Y Dinamometría," *Rev. Ing. Biomédica*, vol. 2, no. 3, pp. 16–26, 2008.

[20] Technaid S.L., "TechNaid Leading Motion," *H2 Exoskelet.*, 2013.

[21] L. María and Y. Cifuentes, "DENTIFICACIÓN DE LOS PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES DE LA MARCHA HUMANA A PARTIR DEL EQUIPO TECH MCS," pp. 1–122, 2016.

[22] L. María and D. Riobóo, "Estadística básica," 2008.