



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES
ARAGÓN

SISTEMA DE CARACTERIZACIÓN
DE LA MARCHA HUMANA

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO MECÁNICO

P R E S E N T A:

Julio César Ocegüera González

ASESOR:

M. EN I. HUMBERTO MANCILLA ALONSO



Nezahualcóyotl, Estado de México, 2017



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS.

Gracias a Dios por haberme permitido disfrutar cada momento de esta etapa de mi vida.

Realizar éste proyecto del área biomecánica, ha sido uno de los más grandes retos que se me ha presentado en el ámbito profesional. Por ello agradezco en primer lugar a mi asesor M. en I. Humberto Mancilla Alonso y a todos los compañeros del Club de mecatrónica que aportaron con sus conocimientos y entusiasmo.

A todas aquellas personas expertas en el tema que me aconsejaron en su momento, en especial a la Dr. Soledad Echegoyen que desde que me conoció confió en el proyecto y ha sido un ejemplo de compromiso y dedicación.

A los sinodales M. en I. María de Lourdes Marín Emilio, M. en D. I. Hermogénes Gustavo Rojas Coca, M. en C. e I. Gerardo González Hernández e Ing. Alexis Sampedro Pinto que contribuyeron con sus recomendaciones en la última etapa de éste proyecto con su experiencia y todo su conocimiento.

Agradezco a mi familia que nunca dejó de creer en mí y me apoyó en todo momento. A mi madre Aurora González por su amor, a mi padre Plácido Ocegüera por sus consejos, a mi hermano Martín Ocegüera por sus ánimos y a mi hermana Ruth Ocegüera por siempre estar presente. A mis tías que me llenan de buenos pensamientos y a mis primos que me alegran los días.

A mis amigos Gerardo Carbajal, Julio Carrera y Valeria Jiménez que tuve el honor de conocer dentro de la carrera. Que sin ellos hubiese perdido el camino de la excelencia y que ahora me animan a ser el mejor ingeniero que pueda ser.

A mi compañera de vida Jimena Núñez que me hizo creer en mis cualidades y Edith González que me apoyó durante este proceso.

A Marcos Santana y Jorge González que me ayudaron a entender la biomecánica desde otras perspectivas y que sembraron el interés en esta área.

A la Universidad Nacional Autónoma de México que me abrió las puertas desde el bachillerato en la Escuela Nacional Preparatoria número 7 y que me permitió llegar a ser una persona con un pensamiento crítico y empático con las problemáticas que aquejan al país.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS	1
ÍNDICE	2
INTRODUCCIÓN	4
OBJETIVO	5
<i>Objetivos específicos</i>	5
ANTECEDENTES	6
LEVANTAMIENTO	7
<i>Definición de la necesidad</i>	7
DEFINICIÓN DEL PROBLEMA	11
PROPUESTA DE SOLUCIÓN	11
CAPÍTULO 1. MARCHA NORMAL HUMANA	12
MARCHA NORMAL HUMANA	13
<i>Ciclo de la marcha</i>	13
<i>Fases del ciclo de marcha</i>	14
<i>Fase de contacto inicial (CI)</i>	16
<i>Fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga (AI)</i>	17
<i>Fase de apoyo medio (AM)</i>	17
<i>Fase de apoyo final (AF)</i>	17
<i>Fase previa a la oscilación (OP)</i>	17
<i>Fase inicial de la oscilación (OI)</i>	18
<i>Fase de oscilación media (OM)</i>	18
<i>Fase de oscilación final (OF)</i>	18
<i>Línea del centro de gravedad</i>	18
<i>Desplazamiento lateral</i>	19
<i>Biomecánica del tobillo durante la marcha</i>	21
<i>Biomecánica de la Rodilla durante la marcha</i>	23
<i>Biomecánica de la cadera durante la marcha</i>	25
<i>Métodos de estudio de la marcha humana</i>	27
<i>Estudio cinemático de la marcha humana o estudio de movimiento</i>	28
<i>Fotogrametría</i>	28
<i>Goniometría</i>	29
<i>Estudio dinámico de la marcha humana o estudio de las fuerzas</i>	31
<i>Plataformas dinamométricas</i>	31
<i>Plantillas instrumentadas</i>	32
CAPÍTULO 2. DESARROLLO DEL SISTEMA DE CARACTERIZACIÓN DE LA MARCHA HUMANA	34
DESARROLLO DEL SISTEMA DE CARACTERIZACIÓN DE LA MARCHA HUMANA	35
<i>Diseño</i>	35

<i>Estado del arte de sistemas biomédicos para caracterización de fenómenos biomecánicos.</i>	36
<i>Planteamiento del objetivo</i>	40
<i>Especificaciones de desempeño</i>	40
<i>Idea e invención</i>	41
<i>Análisis</i>	47
<i>Selección</i>	49
<i>Diseño a detalle.</i>	50
<i>Sistema de goniometría virtual con visión robótica.</i>	50
<i>Plantillas instrumentadas</i>	54
<i>Divisor de voltaje simple</i>	61
<i>El puente de Wheatstone.</i>	62
<i>Creación de prototipos, pruebas implementación.</i>	67
<i>Sistema de caracterización de la marcha humana.</i>	67
<i>Implementación del sistema de goniometría virtual con visión robotica.</i>	67
<i>Implementación plantillas instrumentadas para medir podobarometría.</i>	76
CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.	93
<i>Resultados y discusión</i>	94
CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES	107
<i>Conclusiones</i>	108
BIBLIOGRAFÍA	111
ANEXOS.	114

Introducción

La marcha humana es tan personal como las huellas dactilares. Sin embargo, dentro de su estudio y análisis se pueden diferenciar momentos y patrones que se presentan en ciclo de marcha de todas las personas. En una persona con alguna limitante física, como lo es un gran número de la población de adultos mayores (INEGI Aguascalientes, 2013), estos patrones se ven modificados. Por tanto lo que buscamos con este proyecto es traducir esas variaciones cualitativas a valores cuantitativos.

El enfoque de este proyecto es diagnosticar la variación de la marcha en adultos mayores, población que enfrenta la pérdida de movilidad por diversas causas o patologías. Se pretende realizar un estudio útil para ayudar en la realización de dispositivos biomédicos tales como órtesis, ayudas técnicas e inclusive prótesis. Se hace una revisión breve acerca de las problemáticas que enfrenta la población de la tercera edad, así como las consecuencias de las mismas.

La metodología con que se aborda este trabajo, consiste en el estudio del fenómeno desde dos ramas de la física clásica: **la cinemática y la dinámica**. Se destaca el estudio de estos enfoques porque son los más utilizados en estudios biomecánicos a nivel profesional. Desde el punto de vista cinemático estudiaremos el desarrollo angular que se presenta en las principales articulaciones del miembro inferior. Es decir cadera, rodilla y tobillo. Se pretende implementar un algoritmo automático de procesamiento de video. Para determinar variables de interés como el desarrollo angular y posicionamiento de miembros del cuerpo. El otro enfoque es el dinámico que se dedica al estudio de las fuerzas que hacen posible el movimiento. Para este proyecto se estudió la distribución del apoyo durante el fenómeno. Este enfoque se implementó un dispositivo que permita conocer el desarrollo de la presión plantar en tiempo real y que además permita crear una base de datos para su consulta posterior.

Se realizó un registro detallado del proceso de diseño y desarrollo de los instrumentos que ayudaron a dicho estudio. Se describen brevemente las herramientas computacionales que ayudaron a materializar dichos instrumentos. Se hace testigo de pruebas de funcionamiento de las partes, integración de las mismas y pruebas finales para ambos instrumentos.

Finalmente en el capítulo de discusión de resultados se plantea una comparativa de los reportes generados por la prueba con los de la bibliografía. Se realizan comentarios al respecto y se bosquejan algunas conclusiones.

Los alcances de este trabajo son en gran medida proyecciones a futuro, ya que el uso de este sistema está pensado para profesionales del área. Se espera una iteración de la manufactura de los instrumentos a fin de depurar la adquisición de datos y el tratamiento de los mismos.

Objetivo

Desarrollar un algoritmo que por medio de un modelo matemático permita la evaluación cuantitativa de la marcha humana. Esto con el fin de evaluar cada una de las fases en las que se divide el ciclo. Implementando instrumentos virtuales en conjunto con dispositivos electrónicos, que cuantifiquen dichas fases del fenómeno. Realizando pruebas de bajo costo y alto impacto en el área biomecánica dentro de la Facultad de Estudios Superiores Aragón.

Objetivos específicos

- Realizar una prueba semi automática que cuantifique la deficiencia de la marcha de adultos mayores.
- Lograr que el sistema sea de ayuda en proyectos de diseño y fabricación de prótesis, órtesis y ayudas técnicas.
- Fortalecer el área biomecánica de la carrera de ingeniería mecánica dentro de la Facultad de Estudios Superiores Aragón.

Antecedentes.

Gómez & Sapiña (2005) citando a Inman (1981) indican que el hombre al igual que el resto de los seres vivos de la tierra, ha desarrollado una manera específica para trasladarse de un lugar a otro. La marcha humana es un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano, en posición erguida, se mueve hacia adelante, siendo su peso soportado, alternativamente, por ambas piernas.

Durante la marcha humana el cuerpo se desplaza sobre la pierna que se encuentra ejerciendo de soporte, mientras la pierna contraria se balancea hacia el frente para preparar el siguiente apoyo, de esta manera siempre hay un pie apoyado en el suelo. Mientras ocurre la transferencia de peso de una pierna a otra existe el momento de doble apoyo o apoyo bipodal. Al aumentar el individuo su velocidad, dichos períodos de apoyo bipodal se reducen progresivamente, en relación al ciclo de marcha, hasta que el sujeto comienza a correr, siendo entonces reemplazados por breves intervalos de tiempo en los que ambos pies se encuentran en el aire.

La descripción del fenómeno de la marcha humana es una tarea por demás compleja dado que para explicarla se requieren conocimientos no solo de los movimientos cíclicos de la misma, sino también de los grupos musculares que se activan para intervenir, transferencia de energía, fuerzas de reacción entre el pie el suelo y los mecanismos de optimización adoptados para la misma.

La complejidad de la marcha radica en la posición erguida en la que se desarrolla, el hombre pasa los primeros años de su vida perfeccionando la técnica de la misma para posteriormente estilizarla de manera personal. Existen patrones característicos que se repiten pese a la personalización de cada individuo. Dicho patrón puede ser modificado por múltiples factores propios o ajenos al individuo tales como patologías o déficits funcionales.

Algunos factores intrínsecos del individuo que podrían modificar la marcha humana de manera significativa serían; la edad, la estatura, la complexión y el sexo. El estado anímico o sentimental influye significativamente sobre la misma. Factores externos ó ambientales como el tipo de calzado, el suelo también pueden influir. Se podría decir que la marcha de cada uno es tan personal como los serían las huellas dactilares.

La marcha humana puede verse afectada por numerosas patologías incidentes sobre cualquiera de los sistemas en ella involucrados. El análisis de la marcha de un individuo ayuda al diagnóstico de patologías del aparato locomotor,

del oído interno y del sistema nervioso central, siendo también aplicable a la evaluación y seguimiento de tratamientos de dichas patologías así como, en su caso, a su rehabilitación posterior (Berger, Edelstein, Fishman & Warren, 2007).

En las personas de la tercera edad en México (INEGI Aguascalientes, 2013), las patologías más recurrentes son las enfermedades crónico-degenerativas como la diabetes y la hipertensión. Éstas causan limitantes físicas en este grupo etario y por consecuencia el ciclo de marcha se ve alterado.

Ceguera, amputaciones, infartos o embolias son algunos de las consecuencias de la complicación de la diabetes y la hipertensión. Éstas ocuparon los primeros puestos en morbilidad hospitalaria de dicha (INEGI Aguascalientes, 2013). Dichas enfermedades tiene causa en la descuidada dieta y el sedentarismo, no solo en este grupo etario sino en la población general. Cifras de la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición de Medio Camino 2016 (ENSANUT MC 2016) indican que el 36.3% de los adolescentes y 72.5% de los adultos tienen sobrepeso u obesidad.

Los primeros estudios acerca de la marcha datan a finales del siglo pasado, uno de los más destacados fueron hechos por Inman (1981). El Instituto de Biomecánica de Valencia ha sido un fuerte generador de material intelectual, lo cual queda ejemplificado en el trabajo de Gómez & Sapiña (2005). Dichos trabajos forman la base intelectual de éste, por su manera de abordar la descripción de la marcha normal.

Levantamiento

Definición de la necesidad

En México, según datos reinterpretados por el INEGI Aguascalientes, existen 10.9 millones de personas con 60 años y más, lo que representa 9.3% de la población total. Los adultos mayores transitan por diversas etapas de desarrollo humano que marcan estilos de vida diferenciados, cada vez se hace más evidente la pérdida de capacidades motrices y cognitivas conforme avanza la edad. De los 10.9 millones de personas de 60 años y más que en 2012 residen en el país, 31.1% están en una etapa de pre vejez (60 a 64 años); 41.3% se encuentran en una vejez funcional (65 a 74 años); 12.5% está en una vejez plena (75 a 79 años) y 15.1% transita por una vejez avanzada (80 años y más).

La discapacidad en la etapa de adulto mayor coloca a los individuos en una posición de gran vulnerabilidad respecto al ejercicio de sus derechos humanos fundamentales.

La información socio-demográfica sobre los adultos mayores con discapacidad puede contribuir a prevenir tales acontecimientos. 2 millones 768 mil personas de 60 años y más tienen dificultades en la realización de tareas de la vida diaria, los cuales representan 26.3% del total de individuos de su grupo etario y 48.2% de las personas con discapacidad del país. No obstante, la presencia de la discapacidad se eleva en la medida en que se incrementa la edad, en la prevejez (de 60 a 64 años) presenta discapacidad 14.6%, mientras que en la vejez avanzada (80 años y más) tal porcentaje asciende a 51.1%. De cada 100 adultos mayores con discapacidad 55 son mujeres; predominancia que se presenta en todos los grupos de edad. (INEGI Aguascalientes, 2013). (Gráfico 1)

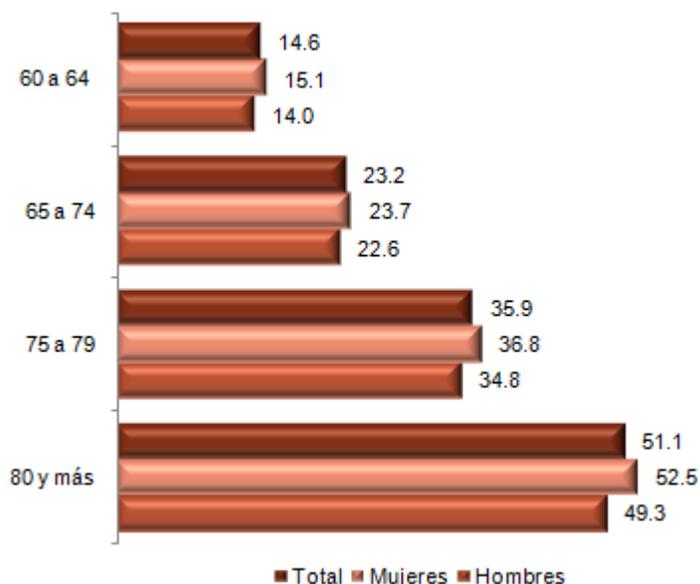


Gráfico 1. Porcentaje de población con discapacidad para cada grupo de edad y sexo 2010. (INEGI Aguascalientes, 2013).

Dicha condición hace mella en la calidad de vida y salud de estas personas ya que es causa de sedentarismo, lo cual acarrea deterioro de la salud debido a síndromes geriátricos y enfermedades crónico-degenerativas. Esto crea limitaciones y discapacidades en este sector de la población. Sin embargo, de acuerdo con la misma encuesta, sólo 10% de la población sabe que el control de las enfermedades crónicas como diabetes o hipertensión previene la discapacidad.

Las limitaciones para caminar y moverse son las más reportadas por este grupo poblacional (71.4%), las cuales son causadas, en gran medida, por el envejecimiento y las enfermedades. Le siguen las limitaciones para ver (28.6%) y para oír (16.5%), con los mismos factores como detonantes principales. (Tabla 1)

Tipo de discapacidad	Porcentaje de limitaciones ¹	Causa de discapacidad ²					No especificado
		Nacimiento	Enfermedad	Accidente	Edad avanzada	Otra causa	
Caminar, moverse, subir o bajar	71.4	0.8	40.7	12.9	43.1	1.3	1.2
Ver, aun usando lentes	28.6	1.5	40.4	4.1	51.2	1.4	1.4
Hablar, comunicarse o conversar	3.8	11.4	47.6	4.9	32.6	1.3	2.2
Oír, aun usando aparato auditivo	16.5	2.3	20.3	6.2	67.5	2.4	1.3
Vestirse, bañarse o comer	6.4	0.9	45.1	10.4	40.7	0.8	2.1
Poner atención o aprender cosas sencillas	2.3	2.3	27.7	2.4	64.0	1.4	2.2
Limitación mental	2.5	11.3	40.0	6.5	31.9	4.7	5.6

Tabla 1. Porcentaje de limitaciones en la población adulta mayor y su distribución porcentual por tipo de discapacidad según causa de discapacidad 2010. (INEGI Aguascalientes, 2013)

Las enfermedades crónicas, patologías no trasmisibles entre los adultos mayores, son consecuencia de los estilos de vida no saludables y requieren atención médica continua; dichas afecciones se exacerbaban por el envejecimiento, lo que aumenta la demanda de servicios de salud e incrementa los costos de atención. En 2011, la diabetes mellitus fue la principal causa de morbilidad hospitalaria por enfermedades crónicas en las personas adultas mayores de 60 a 79 años (en prevejez, vejez funcional y vejez plena), ubicándose la tasa más alta en las personas en vejez plena –75 a 79 años– (842 de cada 100 mil varones de ese grupo de edad y 915 en las mujeres); y para los adultos en vejez avanzada (de 80 años y más), el primer lugar lo tienen las enfermedades cerebro vasculares (775 en hombres y 791 en mujeres). (INEGI Aguascalientes, 2013)

La segunda causa de morbilidad hospitalaria en los hombres en prevejez, vejez funcional y vejez plena (de 60 a 79 años) son las enfermedades isquémicas del corazón, la tasa más alta se observa en los varones en vejez plena (604 de cada 100 mil hombres en esas edades); y para los que están en vejez avanzada, la diabetes mellitus (723) ocupa el segundo lugar; en tanto, en las mujeres de 60 a 74 años (en prevejez y vejez funcional) es la hipertensión arterial (con tasas de 184 en las de prevejez y 273 para las que están en vejez funcional); las enfermedades cerebrovasculares, ocupan el segundo lugar en la población en vejez plena (508 de cada 100 mil mujeres de ese grupo de edad) y en la de 80 años y más (en vejez avanzada), la diabetes mellitus (783) (INEGI Aguascalientes, 2013). (Gráfico 2)

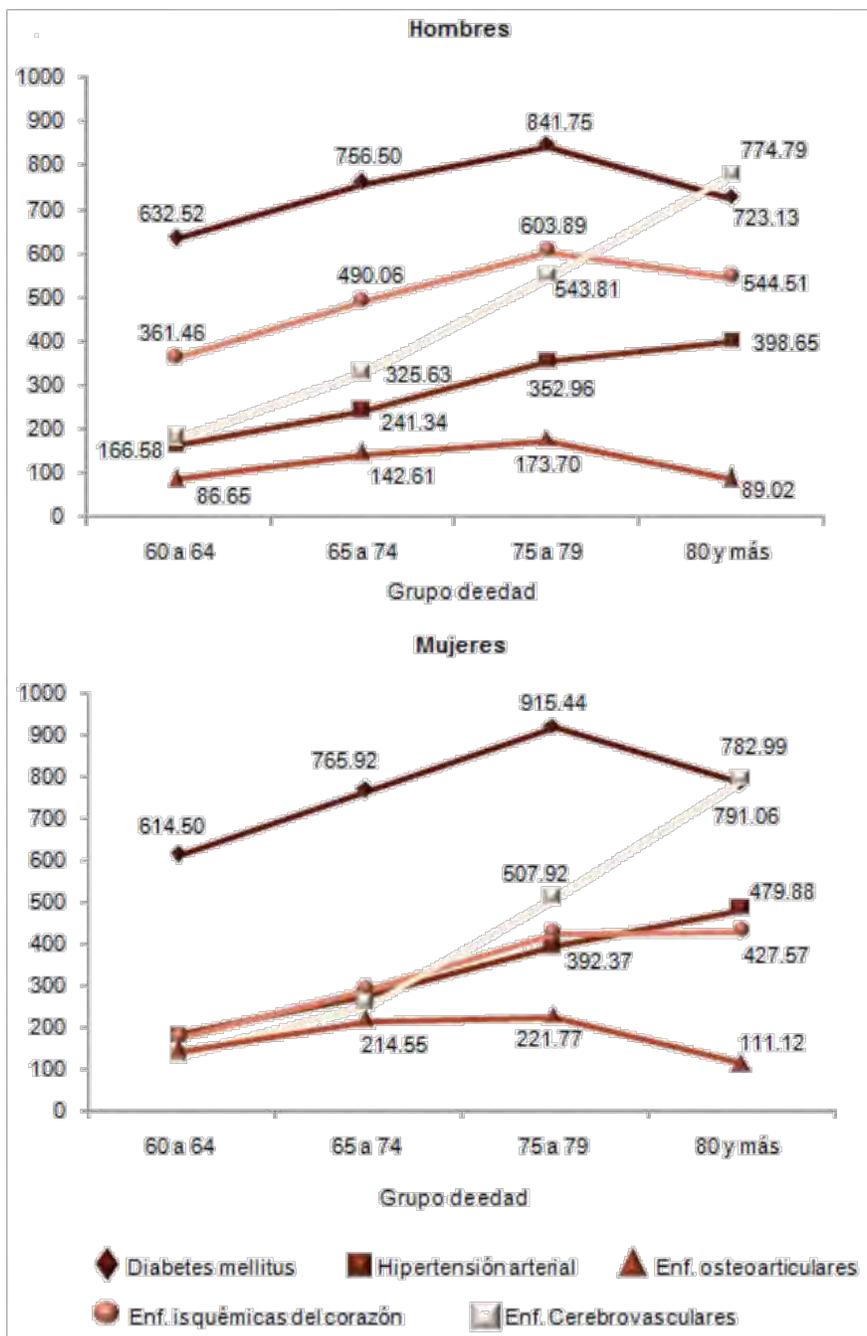


Gráfico 2. Tasa de morbilidad hospitalaria en la población de 60 y más años por enfermedades crónico-degenerativas seleccionadas según grupo de edad y sexo 2011. (INEGI Aguascalientes, 2013)

Detrás de estas discapacidades se encuentran las enfermedades crónico-degenerativas como diabetes e hipertensión, que entre sus complicaciones comunes causan ceguera, amputaciones, infartos o embolias.

Es importante tratar la problemática desde su causa. Como se pudo observar, estadísticamente hablando, las enfermedades crónico-degenerativas y los síndromes geriátricos más comunes son la Diabetes mellitus, hipertensión arterial, enfermedades osteoarticulares, enfermedades isquémicas del corazón y enfermedades cerebrales.

Definición del problema.

La degradación de salud en la población debida a la edad, aunada a la prevalencia de diversas anomalías en el desarrollo de la población en México, hacen más común la aparición de dichas alteraciones en la marcha. El estudio de las marchas patológicas cobra importancia para validar dispositivos que corrijan dichas alteraciones y ayuden a las personas, en este caso la población de la tercera edad, a recobrar la autonomía.

Son muy escasos los estudios que analizan la alteración de la marcha en la población mexicana y el acceso a los existentes es complicada. Los costos para adquirir equipo e instrumentos adecuados son inaccesibles en este momento. Los instrumentos que se encuentran en el mercado son ofrecidos con la venta de la interfaz por separado.

La falta de un laboratorio de biomecánica dentro de la Facultad de Estudios Superiores Aragón sumada a la disposición de investigaciones que apliquen para la población en México, dificulta la implementación de proyectos en ésta área y condenan a los fugaces esfuerzos a carecer de validez.

Propuesta de solución

Este proyecto propone crear un sistema que permita caracterizar cuantitativamente y cualitativamente la marcha de personas de la tercera edad con pérdidas motrices para hacer un comparativo con parámetros cuantitativos y cualitativos con el fin de detectar deficiencias que pudieran considerarse patológicas o producto de lesiones. Con la finalidad de dotar al club de mecatrónica de la Facultad de Estudios Superiores. Aragón de una serie de herramientas para el estudio de la biomecánica y aportar a futuros proyectos dentro del mismo.

CAPÍTULO 1. MARCHA NORMAL HUMANA

MARCHA NORMAL HUMANA

Ciclo de la marcha

El ciclo de la marcha es una secuencia de acontecimientos que se desarrolla entre dos repeticiones de una fase de la misma. Por convencionalismo se toma como referencia el instante en el que uno de los talones contacta con el suelo para marcar el inicio del ciclo de la marcha, teniendo como fin de dicho ciclo el contacto del mismo talón con el suelo. En contraparte el otro pie experimentará la misma sucesión de acontecimientos, descritos en el tiempo se considera medio ciclo.

Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo. Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y se encuentra en fase de oscilación u balanceo cuando no contacta con el mismo. (Figura 1)

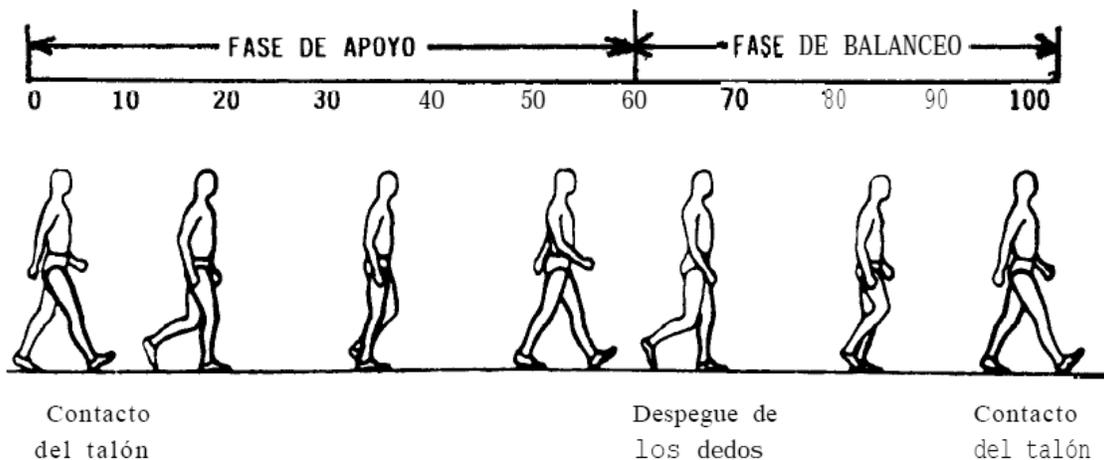


Figura 1. Porcentaje de fase de apoyo y balanceo. (Gómez & Sapiña, 2013)

Durante un ciclo de marcha completo, cada pierna pasa por una fase de apoyo, durante la cual el pie se encuentra en contacto con el suelo, y por una fase de oscilación o balanceo, en la cual el pie se halla en el aire, al tiempo que avanza, como preparación para el siguiente apoyo. La fase de apoyo comienza con el contacto inicial y finaliza con el despegue del antepié. La fase de oscilación transcurre desde el instante de despegue del antepié hasta el siguiente contacto con el suelo. En relación a la duración del ciclo de marcha, la fase de apoyo constituye, en condiciones de normalidad, a la velocidad espontáneamente

adoptada por el sujeto, alrededor de un 60% del ciclo. Por su parte, la fase de balanceo u oscilación representa el 40% restante. Lo mismo sucede para el miembro contralateral, desplazado un 50% en el tiempo, lo que revela la existencia de dos fases de apoyo bipodal o de doble apoyo, de un 10% de duración cada una. La duración relativa de cada una de estas fases depende fuertemente de la velocidad, aumentando la proporción de la oscilación frente al apoyo al aumentar la velocidad, acortándose progresivamente los períodos de doble apoyo, que desaparecen en la transición entre marcha y carrera. (Figura 2)

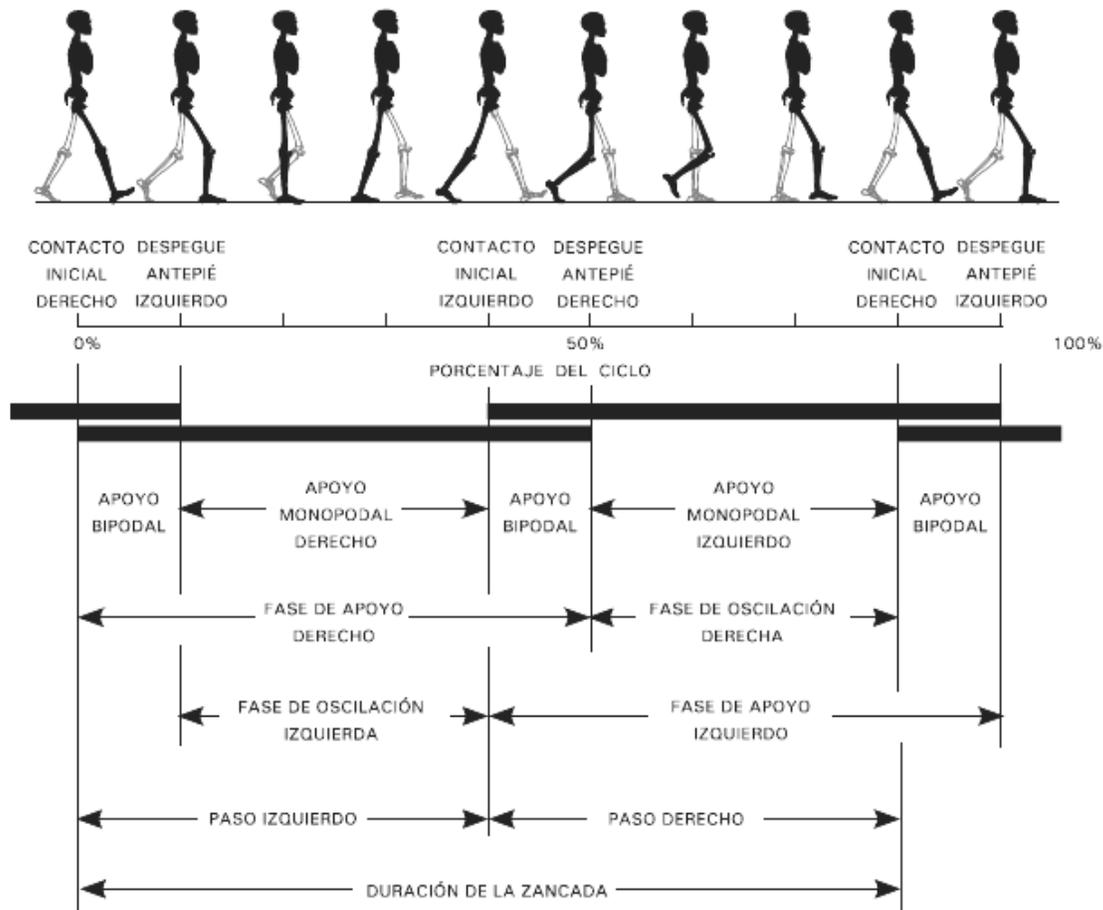


Figura 2. La marcha normal. (Berger, Edelstein, Fishman & Warren, 2007)

Fases del ciclo de marcha

En el fenómeno de la marcha humana es posible distinguir la siguiente serie de subfases, las cuales son una constante en cualquier mecanismo de marcha independientemente de la personalización que cada individuo le imprime.

- La fase de recepción de carga.
- La fase de apoyo medio.
- La fase de despegue.
- La fase inicial de oscilación.
- La fase de recepción de carga que marca el fin de la fase de oscilación.

La subdivisión más extendida en la actualidad considera que la fase de apoyo está compuesta por 5 subfases, a su vez la fase de oscilación es formada por otros tres. Es posible observar esto en la figura 3. Los títulos son orientativos ya que definen valores medios para cadencia libre:

Fase de apoyo:

- Fase de contacto inicial (CI) 0-2%
- Fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga (AI) 0-10%
- Fase media del apoyo (AM) 10-30%
- Fase final del apoyo (AF) 30-50%
- Fase previa a la oscilación (OP) 50-60%

Fase de oscilación:

- Fase inicial de la oscilación (OI) 60-73%
- Fase media de la oscilación (OM) 73-87%
- Fase final de la oscilación (OF) 87-100%

La fase de contacto inicial (CI) se refiere al instante en que el talón de la pierna de referencia toca el suelo. La fase de apoyo inicial (AI) se refiere al contacto de la parte anterior del pie con el suelo. La fase de apoyo medio (AM) ocurre cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde el plano sagital. La fase de apoyo final (AF) ocurre cuando el talón se desprende del suelo y la fase previa a la oscilación ocurre cuando los dedos se elevan del suelo.

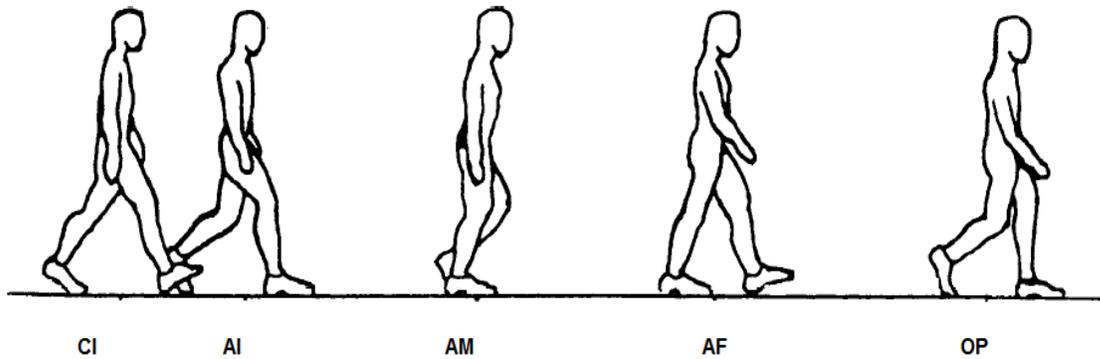


Figura 3. Fases de apoyo. (Berger, Edelstein, Fishman & Warren, 2007)

A su vez la fase de oscilación inicial (OI) se caracteriza por una rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo. Durante la fase de oscilación media (OM) la pierna que se balancea rebasa a la otra pierna, moviéndose a hacia delante de la misma, ya que está en fase de apoyo. La fase de oscilación final (OF) está caracterizada por la desaceleración de la pierna que se mueve rápidamente cuando se acerca al final del intervalo. (Figura 4)

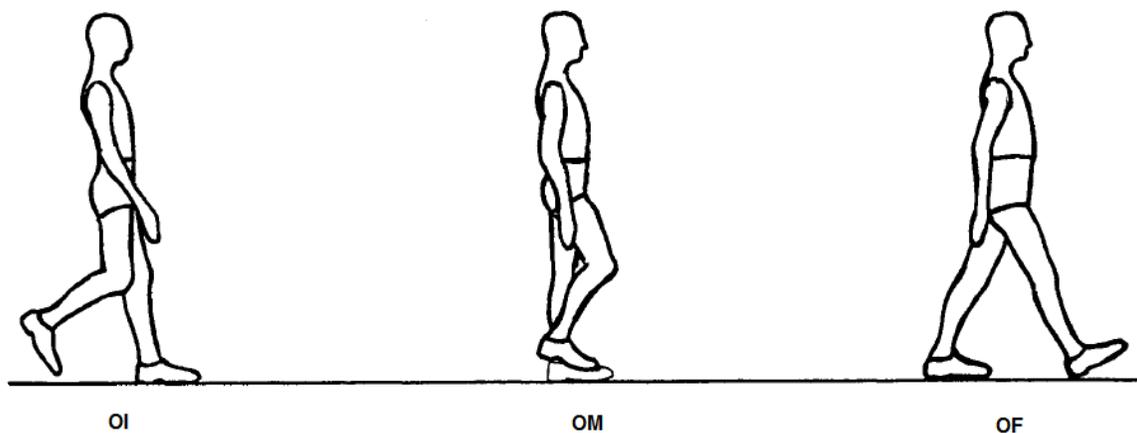


Figura 4. Fase de oscilación. (Berger, Edelstein, Fishman & Warren, 2007)

Fase de contacto inicial (CI).

La fase de contacto inicial (CI) constituye la toma de contacto del pie con el suelo. Pese a no tratarse de una fase definida por límites estrictos, conlleva un

objetivo claro: el posicionamiento del miembro para iniciar el apoyo. En condiciones normales, el contacto con el suelo tiene lugar a través del talón.

Fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga (AI).

La fase anterior forma parte de la fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga (AI), que se identifica con el primer período de doble apoyo. Transcurre, por tanto, entre el instante de contacto inicial y el despegue del antepié del miembro contralateral, en condiciones normales. El miembro inferior debe, en esta fase, absorber el impacto inicial, manteniendo al mismo tiempo la estabilidad del apoyo y la progresión. Durante este período la rodilla flexiona y el tobillo realiza una flexión plantar, controlados, respectivamente, por el cuádriceps y el tibial anterior, al tiempo que se estabiliza la cadera.

Fase de apoyo medio (AM).

El despegue del miembro contralateral marca el principio de la fase de apoyo monopodal que, a su vez, se divide en dos mitades. La primera de ellas es la fase media del apoyo (AM), que se prolonga hasta el instante de despegue del talón. En alteraciones donde no se produzca este evento, puede tomarse como referencia el paso del centro de gravedad del cuerpo sobre el antepié (articulaciones metatarsófalángicas). La finalidad de esta etapa es la progresión del cuerpo sobre el pie estacionario, manteniendo la estabilidad del miembro y del tronco. Tras el apoyo completo del pie, se produce una dorsiflexión controlada del tobillo, la rodilla finaliza su movimiento de flexión y comienza a extenderse, y se estabiliza el cuerpo en el plano frontal.

Fase de apoyo final (AF).

La segunda mitad del apoyo monopodal se denomina fase final del apoyo (AF), comienza con el despegue del talón y finaliza cuando el miembro contralateral contacta con el suelo. En esta fase el cuerpo sobrepasa el pie de soporte, cayendo hacia adelante.

Fase previa a la oscilación (OP).

El contacto inicial del miembro contralateral marca el inicio del segundo período de doble apoyo, también denominado fase previa a la oscilación (OP), que culmina con el despegue del antepié. La función principal del miembro es, precisamente, su preparación para realizar la oscilación o balanceo, facilitada por

la entrada en carga del miembro contralateral, hacia el que transfiere rápidamente la carga. Por este motivo es frecuente encontrar la denominación alternativa de fase de transferencia del peso. La flexión plantar del tobillo y un importante grado de flexión de rodilla son característicos de esta fase.

Fase inicial de la oscilación (OI).

La fase inicial de la oscilación (OI) corresponde, aproximadamente, al primer tercio del período de oscilación. Constituyen sus límites el despegue del miembro y el momento en que éste alcanza el miembro contralateral, aunque la definición de este último instante es algo imprecisa. El avance del miembro se produce por medio de la flexión de cadera y rodilla, asegurando una separación adecuada entre el pie y el suelo.

Fase de oscilación media (OM).

La segunda parte de la oscilación, o fase media de la oscilación (OM), comienza cuando ambos miembros se cruzan y finaliza cuando la tibia oscilante alcanza una posición vertical, ya sobrepasado el miembro de apoyo. La progresión del miembro a una distancia suficiente del suelo se propicia por una dorsiflexión del tobillo, acompañada de una flexión adicional de la cadera.

Fase de oscilación final (OF).

El período de oscilación y, en consecuencia, el ciclo, finaliza con la fase final de la oscilación (OF), limitada por el siguiente contacto del miembro con el suelo, que da paso a una nueva zancada.

En esta etapa debe ultimarse el avance del miembro y llevarse a cabo la preparación para el inminente contacto. Se produce una acción de frenado de la flexión de cadera y de la flexión de rodilla, quedando ésta en extensión y la tibia adelantada con respecto al fémur. El tobillo mantiene una alineación cercana a la neutra (0° anatómicos).

Línea del centro de gravedad

El centro de gravedad del cuerpo se desvía de una línea recta, pero para la conservación de la energía, la desviación o desplazamiento deben quedarse en un nivel óptimo.

Como se muestra en la figura 5. En la marcha normal el centro de gravedad se mueve hacia arriba y hacia abajo, de manera rítmica, conforme se mueve hacia adelante. El punto más alto se produce cuando la extremidad que carga el peso está en el centro de su fase de apoyo; el punto más bajo ocurre en el momento del apoyo doble, cuando ambos pies están en contacto con el suelo. El punto medio de este desplazamiento vertical en un adulto es de 5 cm. La línea seguida por el centro de gravedad es muy suave y sin cambios bruscos de desviación.

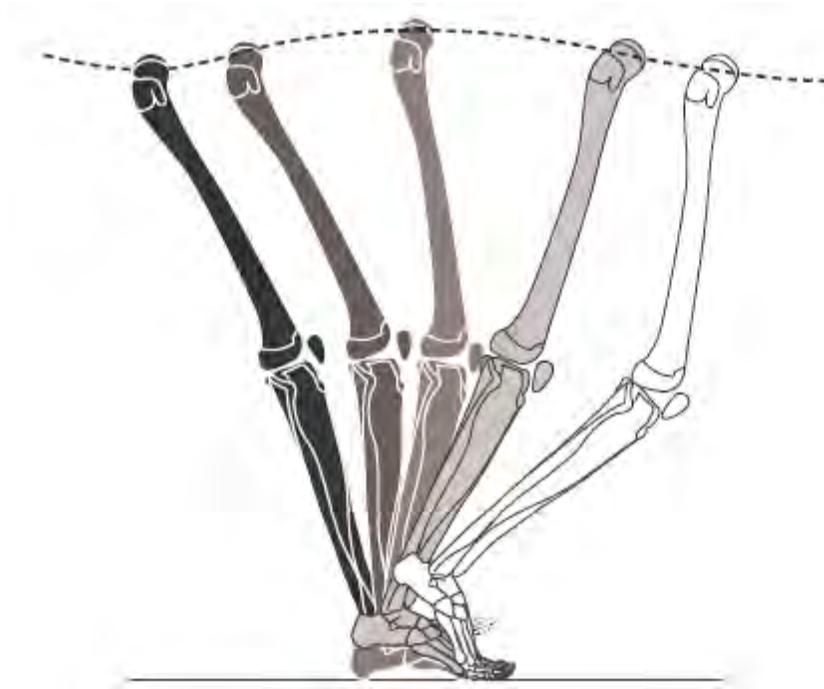


Figura 5. Línea de marcha del centro de gravedad (Gómez & Sapiña, 2013)

Desplazamiento lateral.

Cuando el peso se trasfiere de una posición a otra, hay una desviación de la pelvis y del tronco hacia el lado o extremidad en la que se apoya el peso del cuerpo. El centro de gravedad, al tiempo que se desplaza hacia adelante no solo sufre un movimiento rítmico hacia abajo, sino que también oscila de un lado a otro. El desplazamiento total de este movimiento lateral es aproximadamente de 5 cm, como se indica en la figura 6. El límite de los movimientos laterales del centro de gravedad ocurre cuando cada extremidad está en el apoyo medio y la línea del centro de gravedad es también en este caso, de curvas muy suaves.

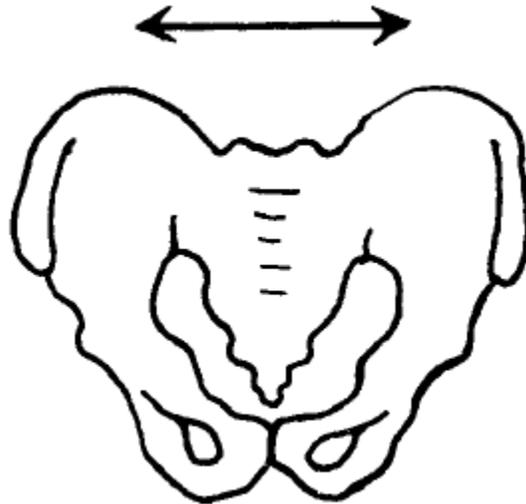


Figura 6. Desplazamiento lateral de la pelvis durante la marcha normal. (Berger, Edelstein, Fishman & Warren, 2007)

La base de sustentación es la medida que se realiza entre un par de líneas que se trazan entre las huellas de cada uno de los pies. En la marcha normal, el ancho entre las dos líneas queda en una media de 5 a 10 centímetros. Como la pelvis debe desplazarse hacia el lado del apoyo medio, la estrecha base de sustentación reduce el desplazamiento lateral del centro de gravedad. (Figura 7)

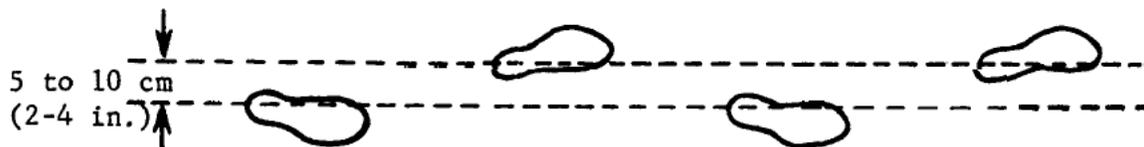


Figura 7. Base de sustentación. (Berger, Edelstein, Fishman & Warren, 2007)

La longitud del ciclo completo es la distancia lineal entre los sucesivos puntos de contacto del talón del mismo pie. La longitud del paso es la distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie. (Figura 8)

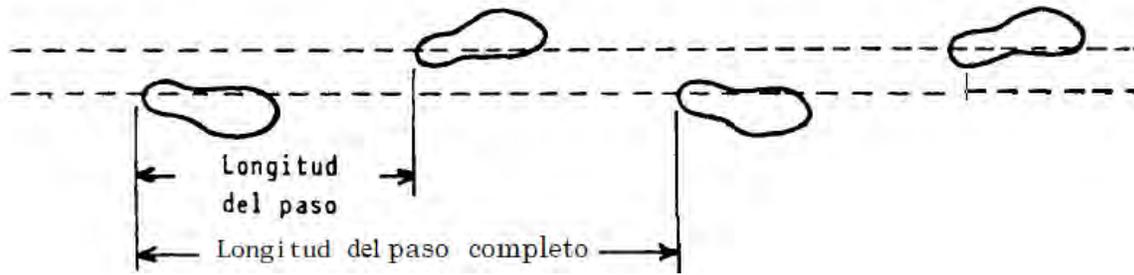


Figura 8. Longitud de paso (Gómez & Sapiña, 2013)

El tiempo de paso se define como el periodo transcurrido entre el contacto del talón hasta el contacto del talón del pie contrario.

La cadencia de la marcha humana se define como, la cantidad de pasos en un periodo de tiempo, normalmente se toma el minuto como medida. (Tabla 2)

Edad	Cp (pasos * minuto)
13 -14	11-149
15 - 16	96 – 142
18 – 49	91 – 135
50 – 64	82 – 126

Tabla 2. Cadencia de pasos según el grupo de edad (Camarena, 2011)

Biomecánica del tobillo durante la marcha

Una de las principales peculiaridades de la unión entre la tibia y el pie es la transferencia de las fuerzas de soporte del cuerpo, verticales, a un sistema de apoyo horizontal. Las articulaciones tibioastragalina y subastragalina realizan esta función. El astrágalo, ubicado bajo el eje de la tibia, conecta las cargas verticales soportadas por ésta con las estructuras del pie, permitiendo la movilidad relativa de ambos segmentos en tres dimensiones a través de un mecanismo básico de dos articulaciones de ejes no paralelos. (Gráfico 3, 4 y 5)

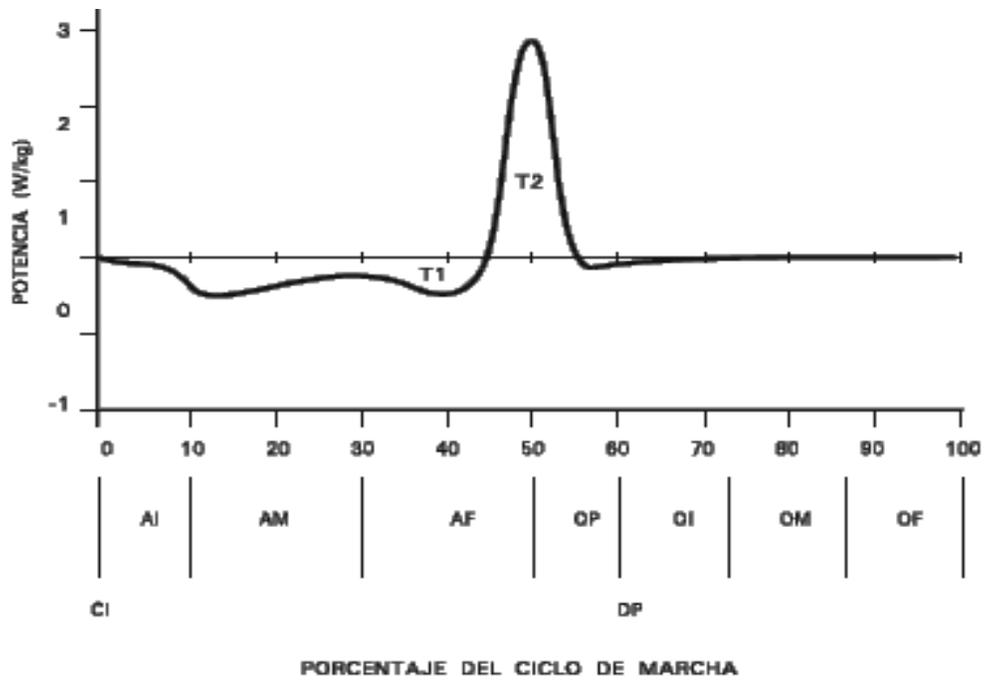


Gráfico 3. Biomecánica del tobillo en el plano sagital. Potencia articular (Gómez & Sapiña, 2013)

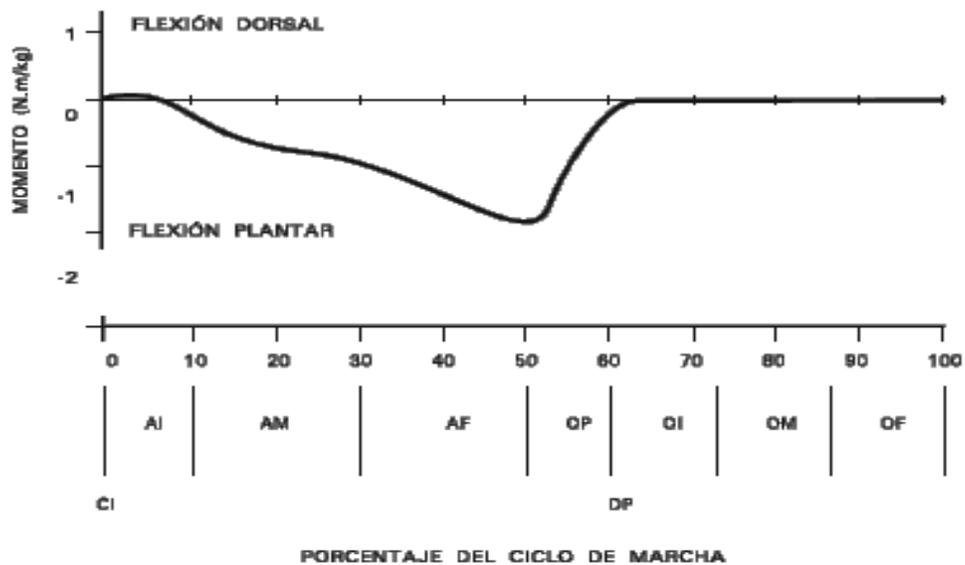


Gráfico 4. Biomecánica del tobillo en el plano sagital. Momento articular. (Gómez & Sapiña, 2013)

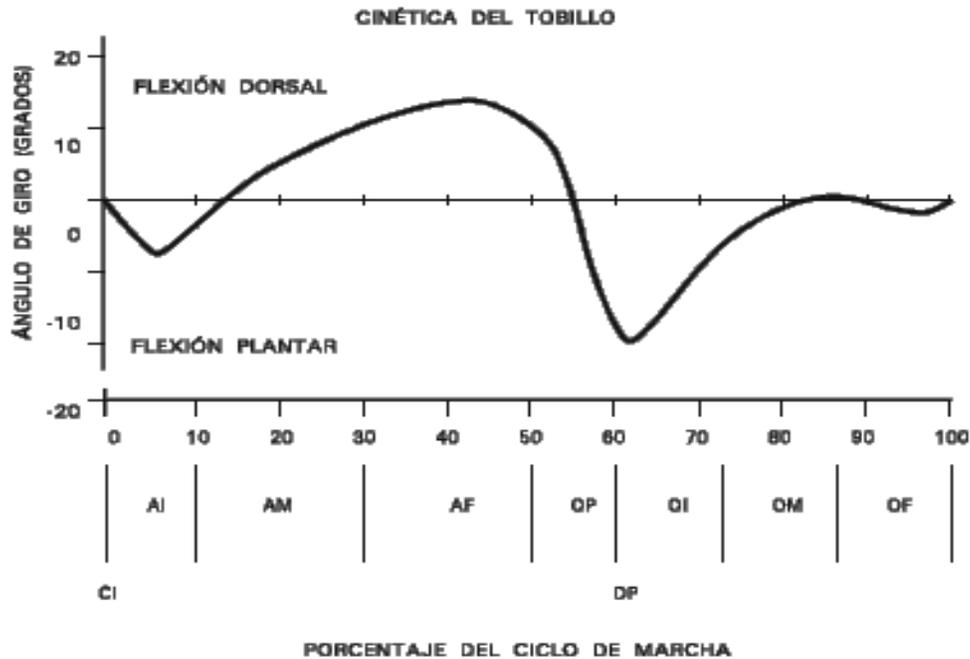


Gráfico 5. Biomecánica del tobillo en el plano sagital. Posición articular. (Gómez & Sapiña, 2013)

Biomecánica de la Rodilla durante la marcha

La rodilla es la articulación entre dos huesos largos (el fémur y la tibia) que constituyen los segmentos mayores del miembro inferior. Pequeños arcos de movimiento de los mismos ocasionan cambios significativos de posición del pie o del cuerpo. En consecuencia, la movilidad y estabilidad de la rodilla son factores fundamentales en el patrón normal de marcha. Durante la fase de apoyo, la rodilla es el principal determinante de la estabilidad del miembro. En la fase de oscilación, la flexión de la rodilla constituye el factor más importante para permitir el avance del miembro. El número de músculos biarticulares involucrados en el control de la rodilla indica, a su vez, una coordinación estrecha con la cadera y el tobillo. (Gráfico 6,7 y 8)

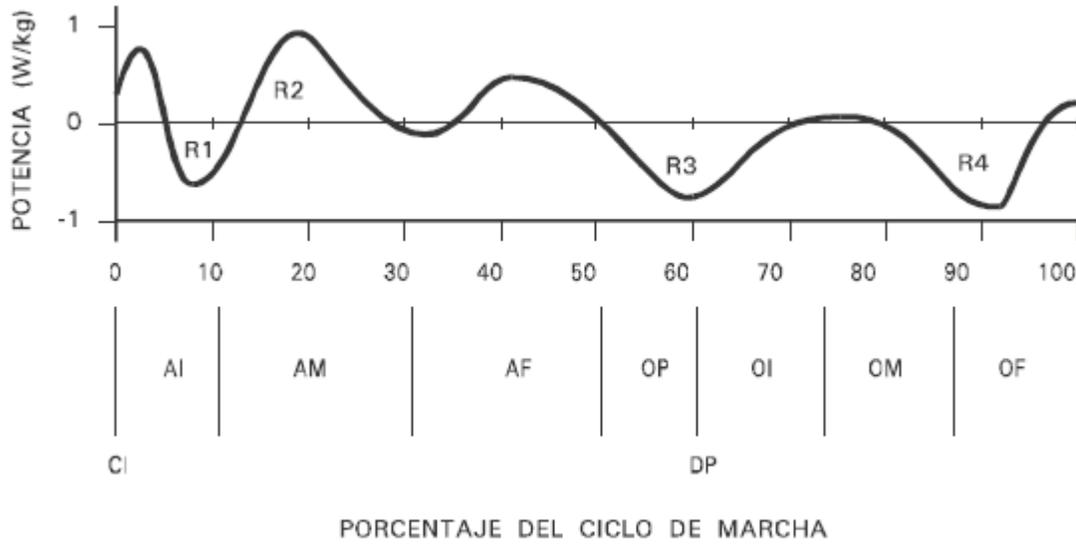


Gráfico 6. Biomecánica de la rodilla en el plano sagital. Potencia articular. (Gómez & Sapiña, 2013)

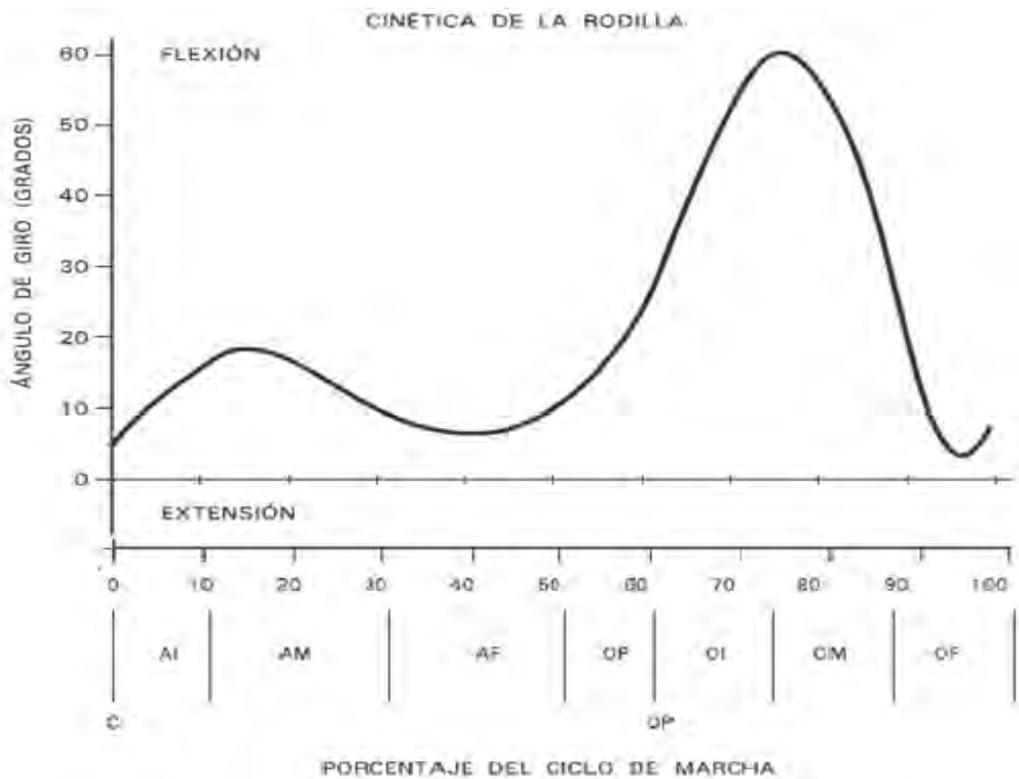


Gráfico 7. Biomecánica de la rodilla en el plano sagital. Posición articular. (Gómez & Sapiña, 2013)

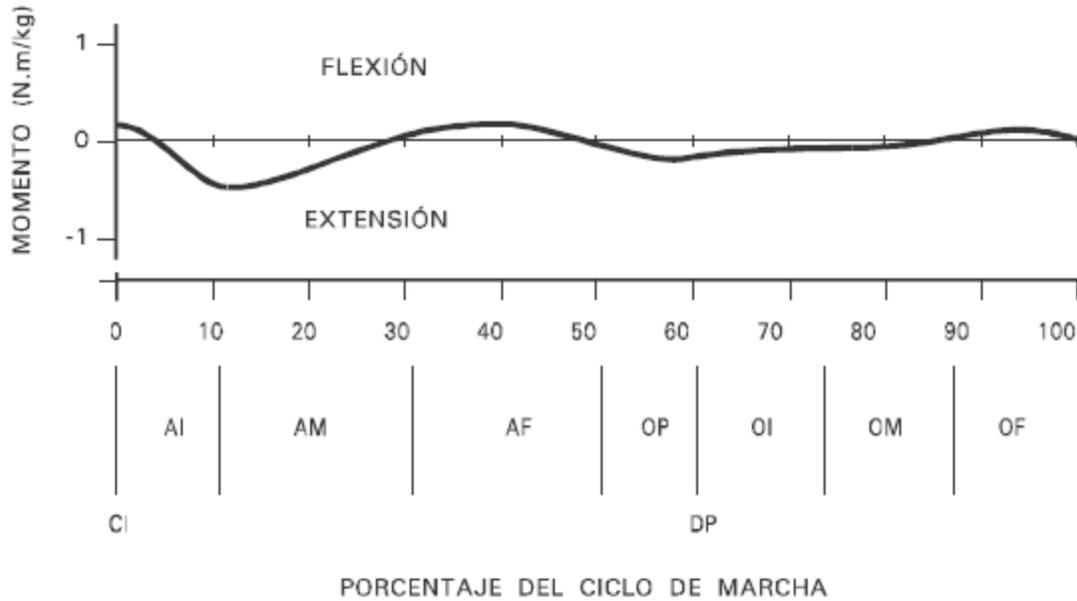


Gráfico 8. Biomecánica de la rodilla en el plano sagital. Momento articular. (Gómez & Sapiña, 2013)

Biomecánica de la cadera durante la marcha

La función de la cadera se diferencia de la de otras articulaciones en varios aspectos. La cadera constituye el punto de unión entre el cuerpo del sujeto y su sistema de locomoción. En consecuencia, el diseño de la cadera proporciona movilidad en las tres dimensiones, existiendo control muscular para cada dirección de actividad. El mayor rango de movimiento corresponde al plano sagital. En contraposición, en el plano frontal, el movimiento es escaso, pero la demanda muscular es más intensa. Por último, la rotación en el plano transversal reviste menor importancia.

Desde un punto de vista funcional, el objetivo de la musculatura de la cadera varía en consonancia con las fases del ciclo de marcha: durante el apoyo, el papel que desempeña es la estabilización del tronco, mientras que en la fase de oscilación se persigue el avance del miembro. (Gráfico 9, 10 y 11)

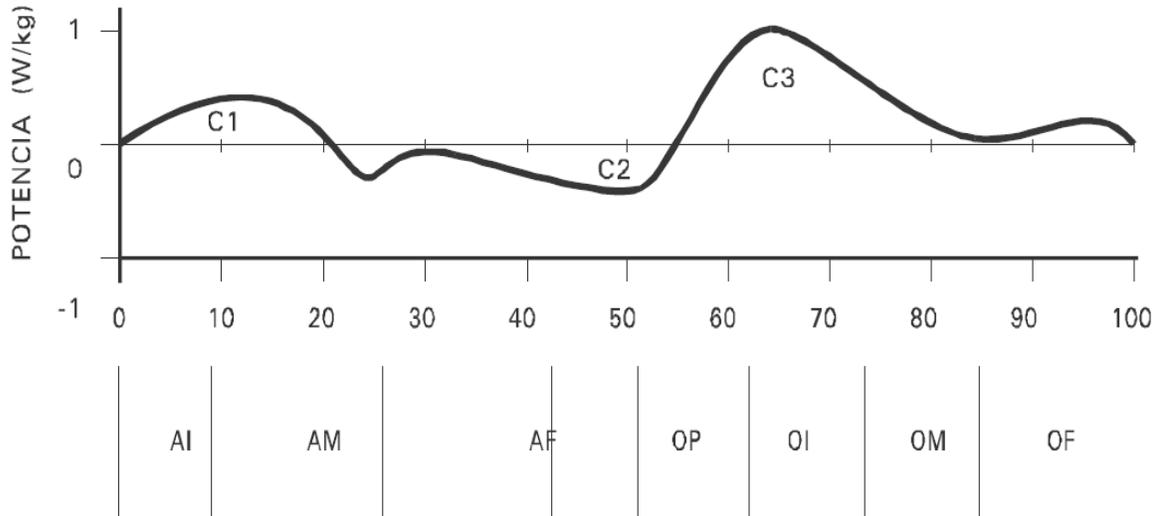


Gráfico 9. Biomecánica de la cadera en el plano sagital. Potencia articular. (Gómez & Sapiña, 2013)

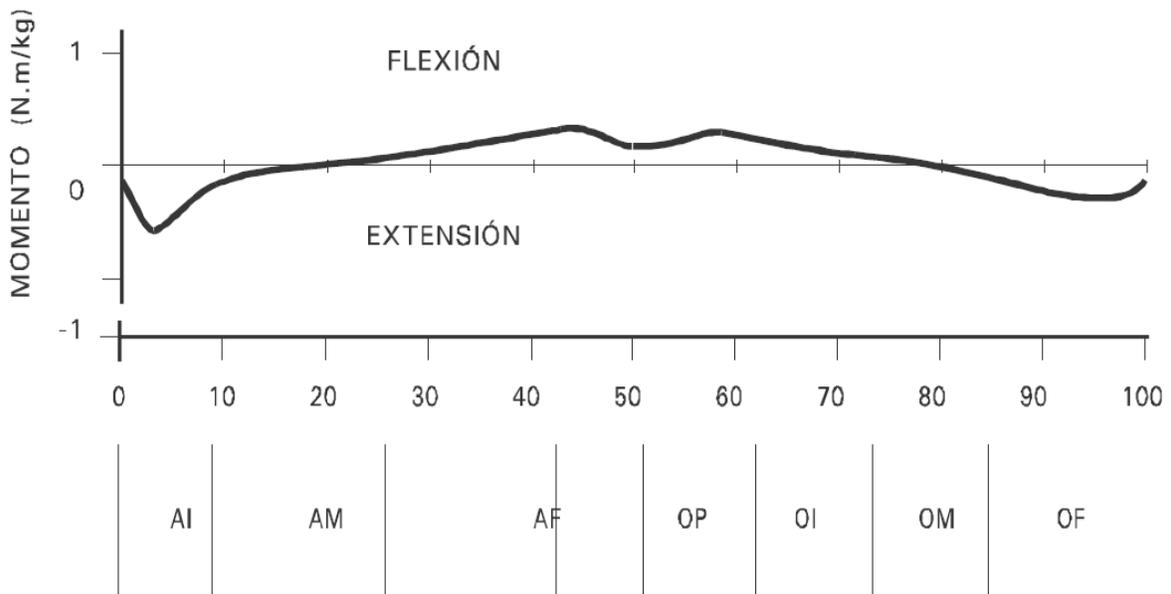


Gráfico 10. Biomecánica de la cadera en el plano sagital. Momento articular. (Gómez & Sapiña, 2013)

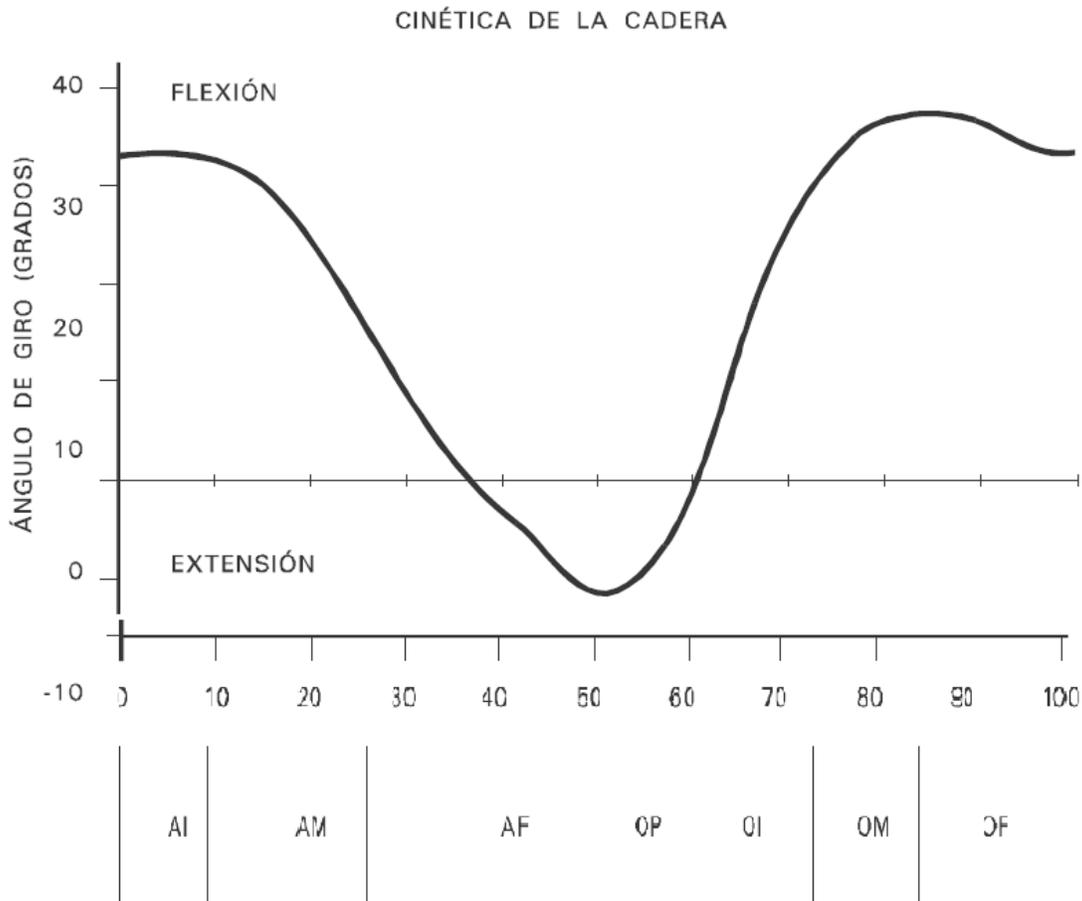


Gráfico 11. Biomecánica de la cadera en el plano sagital. Posición articular. (Gómez & Sapiña, 2013)

Métodos de estudio de la marcha humana.

Hasta mediados del s. XX el único método de evaluación posible de la marcha humana lo constituía la observación directa o examen clínico por parte del especialista. Es con la aparición de numerosas técnicas experimentales cuando ha sido posible profundizar en el conocimiento de la marcha humana normal y de las patologías que la modifican.

La importancia del análisis biomecánico de la marcha humana está en la cantidad de disciplinas que la abordan, en las que cada una le da un enfoque distinto según su aplicación. Independientemente de la metodología y uso que le den deben contar con técnicas de registro y análisis específico. Dado que el análisis de la marcha humana puede traducirse a un análisis de movimiento, es posible caracterizarla mediante conocimientos de dinámica. Con esto el estudio

de la marcha puede dividirse en estudio cinemático o estudio de movimiento y estudio dinámico o estudio de las fuerzas.

La utilización conjunta de ambos tipos de técnicas, aplicadas sobre un modelo biomecánico apropiado del cuerpo humano, permite abordar con mayor detalle las condiciones de equilibrio dinámico del mismo, para obtener las sollicitaciones mecánicas de articulaciones, músculos y tendones en la realización de un movimiento concreto.

Estudio cinemático de la marcha humana o estudio de movimiento.

La cinemática es una rama de la mecánica en la que se estudia la geometría del movimiento algún fenómeno sin prestar atención en las causas del mismo. Bajo este mismo principio analiza la posición de los segmentos que componen el cuerpo humano durante una acción determinada en función del tiempo, sin atender las causas de movimiento. Estas técnicas permiten el registro total o parcial del ciclo de marcha humana para su posterior análisis. La tecnología utilizada comúnmente para el análisis desde este enfoque es:

Fotogrametría.

Es una técnica de análisis cinemático que permite, a partir de un movimiento real estudiar diferentes parámetros biomecánicos del movimiento realizado como velocidades tanto lineales como angulares y rangos articulares. (Figura 9)

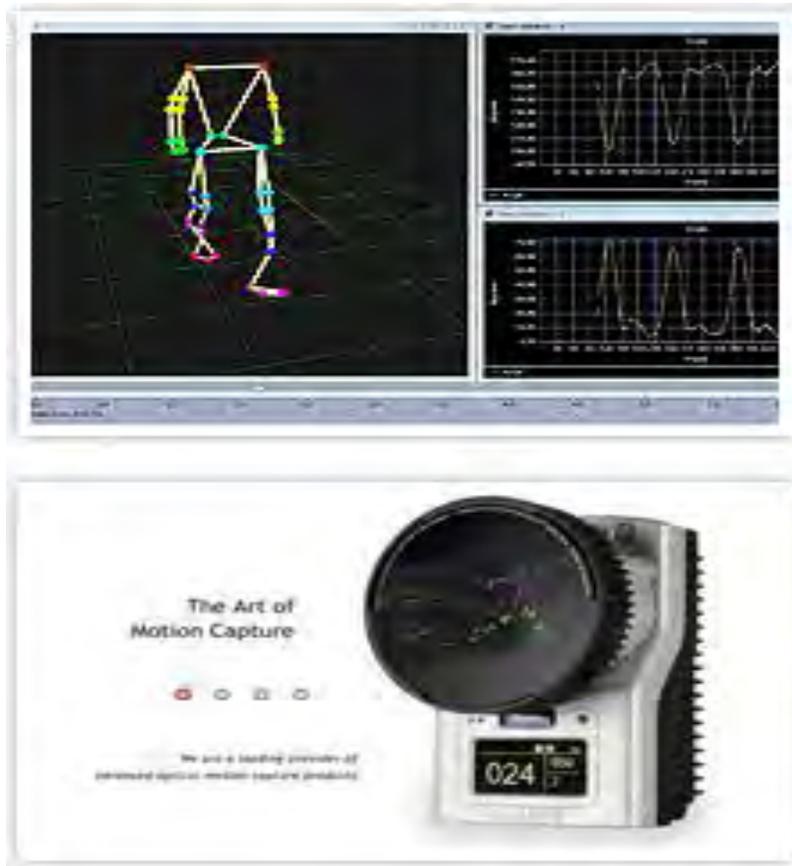


Figura 9. Análisis de movimiento 3D (fotogrametría). (Baasys, 2010)

Goniometría

La goniometría es la técnica de medición de los ángulos creados por la intersección de los ejes longitudinales de los huesos a nivel de las articulaciones. (Taboadela, 2007) (Figura 10)

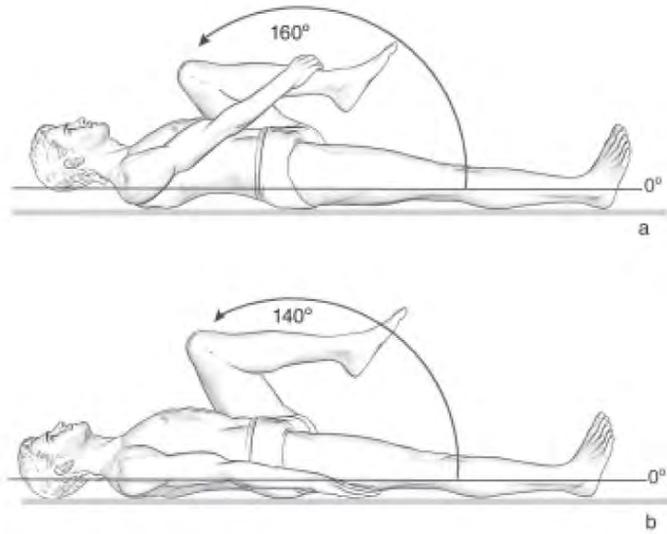


Figura 10. Medición de la flexión activa y pasiva de la cadera mediante goniometría (Taboadela, 2007)

El brazo fijo forma una sola pieza con el cuerpo y es por donde se empuña el instrumento. El brazo móvil gira libremente alrededor del eje del cuerpo y señala la medición en grados sobre la escala del transportador. (Taboadela, 2007) (Figura 11)

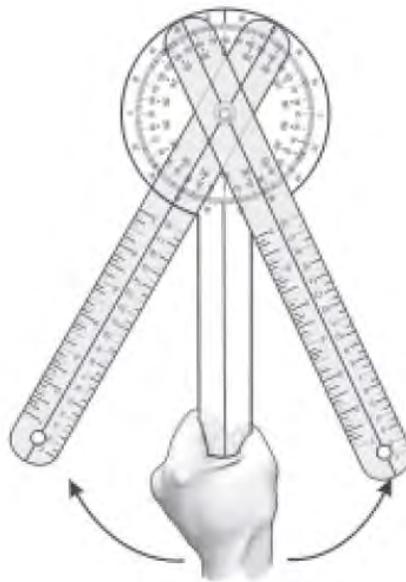


Figura 11. Goniómetro (Taboadela, 2007)

Estudio dinámico de la marcha humana o estudio de las fuerzas

Por otro lado la cinemática es la rama de la física que estudia el equilibrio de fuerzas, momentos, masas y aceleraciones, sin preocuparse de la posición detallada de los objetos afectados. Los instrumentos para el análisis dinámico se basan, normalmente, en el principio de acción y reacción para medir fuerzas, presiones y momentos.

Plataformas dinamométricas

Las plataformas dinamométricas se encargan de medir el direccionamiento de las cargas durante la marcha humana. Generalmente estas plataformas trabajan con transductores piezoeléctricos o extensométricos, los cuales pueden medir las cargas hasta en dos direcciones distintas. En la actualidad se pueden tener transductores que arrojen las tres direcciones. Para el correcto uso de la plataforma es necesario que se fije firmemente al suelo, generalmente se dispone de una fosa para su instalación. (Figura 12)

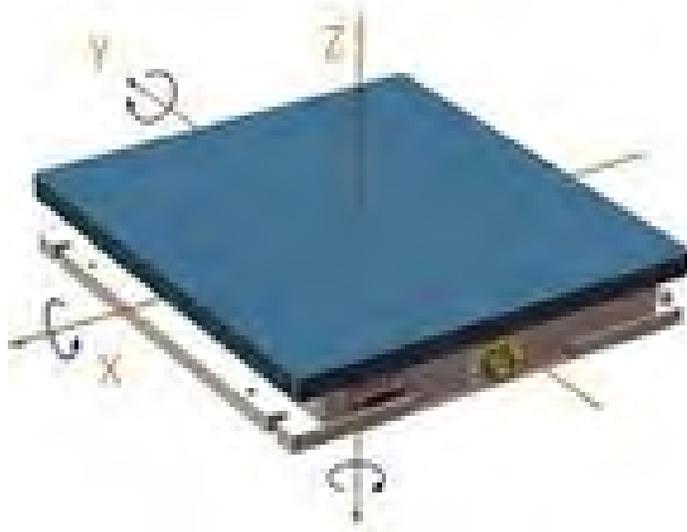


Figura 12. Plataforma dinamométrica. (Instituto de Biomecánica de Valencia, 2010)

Plantillas instrumentadas

Este tipo de plantillas es utilizado para conocer la evolución de las cargas en la fase de apoyo. Consta de una matriz de transductores de presión. La información que estas plantillas arrojan suele ser difícil de tratar, por lo que generalmente se reducen los puntos de interés a los apoyos principales que son: la región del alux (dedo pulgar), región de los metatarsianos y talón.

El examen del apoyo plantar estático se basa en la observación de las huellas plantares. En bipedestación, la carga se limita al peso corporal y se reparte entre los dos pies. La resultante de la ecuación fuerza/superficie de apoyo (o presión) es relativamente constante. Durante la marcha, esa resultante es variable, dependiendo de si el apoyo es monopodal o si se ejerce en un segmento del pie, como durante la fase de despegue, en el antepié.

La baropodometría permite cuantificar esta presión durante la marcha y profundizar en la forma como se desarrolla la misma, así como en sus mecanismos de compensación y en las alteraciones funcionales consecuentes a la patología que la altera. (Instituto de Biomecánica de Valencia, 2010)

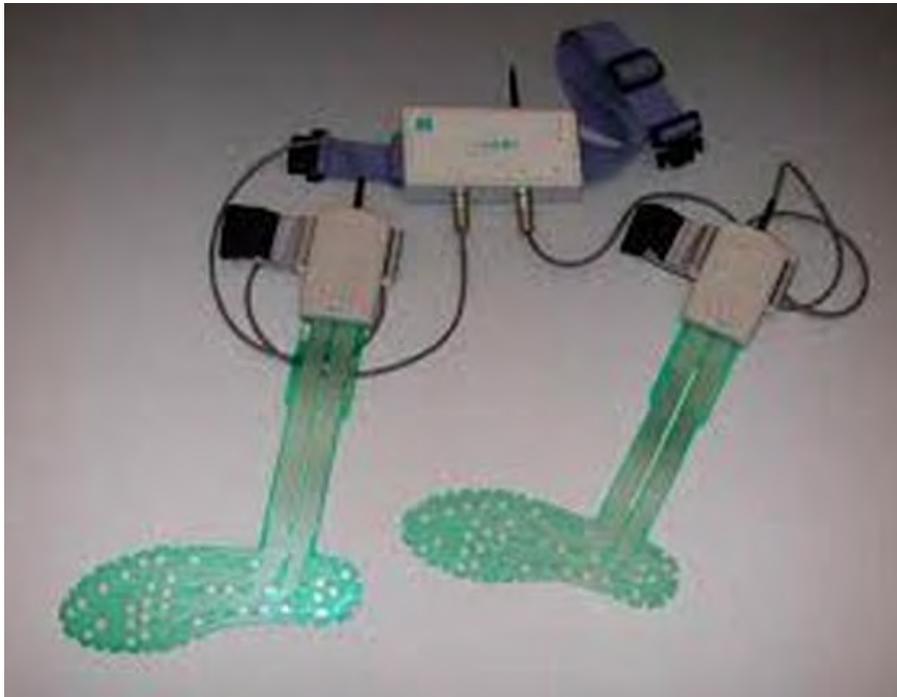


Figura 13. Plantillas instrumentadas (Instituto de Biomecánica de Valencia, 2010)

El estudio de los parámetros antes reseñados se realiza sobre diferentes zonas de apoyo del pie.

El mapeado del pie, en este sentido, difiere según autores, pero se estima que determinadas zonas del pie son de interés, como las cabezas de los metatarsianos, diferenciando, al menos la primera; los dedos, distinguiendo entre el primero y los demás; así como mediopié y talón, que determinados autores todavía subdividen en apoyo retrocapital, mediopié interno y mediopié externo, en cuanto a mediopié; y talón interno, centro y externo, para el talón. (Figura 14)



Figura 14. Muestras de podobarometría, confirmando las regiones de interés en el retropié, mediopié y cabeza de los metatarsianos. (Instituto de Biomecánica de Valencia, 2010)

CAPÍTULO 2. DESARROLLO DEL SISTEMA DE CARACTERIZACIÓN DE LA MARCHA HUMANA

DESARROLLO DEL SISTEMA DE CARACTERIZACIÓN DE LA MARCHA HUMANA

El proyecto comenzó con la idea de construir una órtesis que le permitiera a las personas de la tercera edad recuperar parte de la movilidad y autonomía que a causas de la edad habían perdido, proyecto que sigue en pie a cargo del compañero Gabriel Mendoza Vargas del club de mecatrónica.

Durante los primeros días del desarrollo de dicho proyecto se tuvo la complicación de que en la FES Aragón no existía un laboratorio de biomecánica y había muy poco material en la biblioteca. Lo anterior ocasionó que el proyecto se dividiera teniendo este tema la finalidad de crear un sistema que permitiera evaluar al sujeto de estudio a fin de obtener parámetros confiables que den validez y confiabilidad a éste y otros proyectos futuros del club en esta rama.

Para entender la marcha humana y el por qué de su estudio, así como sus resultados que de dicho estudio es posible obtener y más importante aún saber las aplicaciones que se tiene de dichos resultados. Se abordaron temas específicos de la anatomía, fisiología, la goniometría, la podometría y especialmente la biomecánica.

El estudio de la marcha humana es un tema de mucho interés para diversas ciencias y disciplinas, por lo cual cada una de ellas estudia con un enfoque propio.

El abordaje inicial del proyecto se encaminó a seguir una metodología cinemática, sin embargo la información del posicionamiento de la pierna y del muslo se quedaba muy limitada para los intereses del proyecto. Por lo cual se comenzó a probar la manera de describir como se direccionaba la presión del pie durante las fases de apoyo.

Diseño.

El diseño en sí mismo, según las múltiples definiciones, se refiere a la planeación, elaboración de ideas o invención de algún proceso o dispositivo que facilite cualquier actividad humana.

El proceso de diseño en ingeniería se ha definido como el proceso de aplicar diversas técnicas y principios científicos con el propósito de definir un dispositivo, proceso o un sistema con suficientes detalles que permitan su realización. El diseño puede ser siempre, muy complejo, fácil o difícil, matemático

o no matemático; puede implicar un problema trivial o uno de gran importancia. (Norton, 2008)

Diseño, invención y creatividad son conceptos estrechamente relacionados, durante el proceso de diseño es necesario hacer uso de todos los recursos disponibles para llegar a una solución favorable a cualquier problemática que se plantee.

Un concepto extra a los anteriormente descritos sería la integración, ya que como se puede observar en las metodologías más vanguardistas el no ser experto en el tema no te excluye para ser partícipe de los procesos de diseño. En la actualidad se incluye al usuario dentro del proceso para tener objetivos más realistas. Dejar que otras personas con distintos enfoques revisen el diseño nutre de propuestas e ideas acerca de mejoras al diseño original. En el club de mecatrónica contamos con la participación de diseñadores industriales, estudiantes de la carrera de ingeniería mecatrónica así como estudiantes de la carrera de ingeniería mecánica en todas las áreas que ofrece la FES Aragón con lo cual cada una de las ideas se ve influenciada por una gran cantidad de perspectivas y áreas.

Estado del arte de sistemas biomédicos para caracterización de fenómenos biomecánicos.

En el mercado hay diversos dispositivos y sistemas que permiten evaluar la marcha desde cualquiera de sus enfoques (dinámico y cinemático), los cuales por su costo comercial por el momento no están al alcance de este proyecto.

LABORATORIO DE EVALUACIÓN DE LA DISCAPACIDAD

El Instituto de Biomecánica de Valencia ha destacado en los últimos años por su profundo estudio en el área de la evaluación de discapacidades y diagnóstico de patologías, ofrece una gran gama de dispositivos, sistemas y aplicaciones. Brinda una serie de dispositivos y sistemas confiables, el cual se enlistan y solo profundizaremos en los que son del interés para el proyecto. Este laboratorio consta de una serie de dispositivos y sistemas que permiten medir parámetros biomecánicos de manera aislada, es posible diseñar protocolos propios a la aplicación en particular que desee el especialista. El laboratorio está conformado por los siguientes dispositivos y sistemas:

Movilidad de la Columna Vertebral (NedMCV/IBV). Sistema de doble inclinometría electrónico miniatura para la determinación de las limitaciones de

movilidad y anquilosis de las tres regiones de la columna vertebral en los diferentes planos. (Instituto de Biomecánica de Valencia, 2010)

Valoración del Empuñamiento y la Pinza (NedVEP/IBV). Instrumento para la valoración de la capacidad muscular e índice de pérdida de fuerza de la mano asociada a las acciones de empuñamiento, pinza lateral y pinza distal. (Instituto de Biomecánica de Valencia, 2010)

Sistema de Goniometría Electrónico (NedSGE/IBV). Sistema de goniómetros electrónicos para la valoración de la deficiencia por limitación de la movilidad de las articulaciones de los dedos de la mano, la muñeca, el codo, el hombro, los dedos de los pies, el tobillo, la rodilla y la cadera. (Instituto de Biomecánica de Valencia, 2010)

Dinamómetro valoración Fuerza Muscular (NedDFM/IBV). Sistema de dinamometría universal para la valoración de la fuerza ejercida por diferentes grupos musculares. (Instituto de Biomecánica de Valencia, 2010)

Sistema para la Valoración Funcional de la Rodilla (NedRodilla/IBV). NedRodilla/IBV es una aplicación para la asistencia al especialista en la valoración funcional de la rodilla, y está basado en la cinemática y la cinética de sus movimientos, con el objetivo de detectar comportamientos anómalos o no funcionales. (Instituto de Biomecánica de Valencia, 2010)

Sistema para el análisis de las presiones plantares (Biofoot/IBV). Biofoot/IBV es un avanzado sistema de plantillas instrumentadas diseñadas para medir y analizar las presiones en la planta del pie en las condiciones en que éste se desenvuelve habitualmente, es decir, con calzado y en movimiento. Esta tecnología supone un significativo avance, frente a los tradicionales sistemas ópticos de exploración del apoyo plantar. (Figura 15)

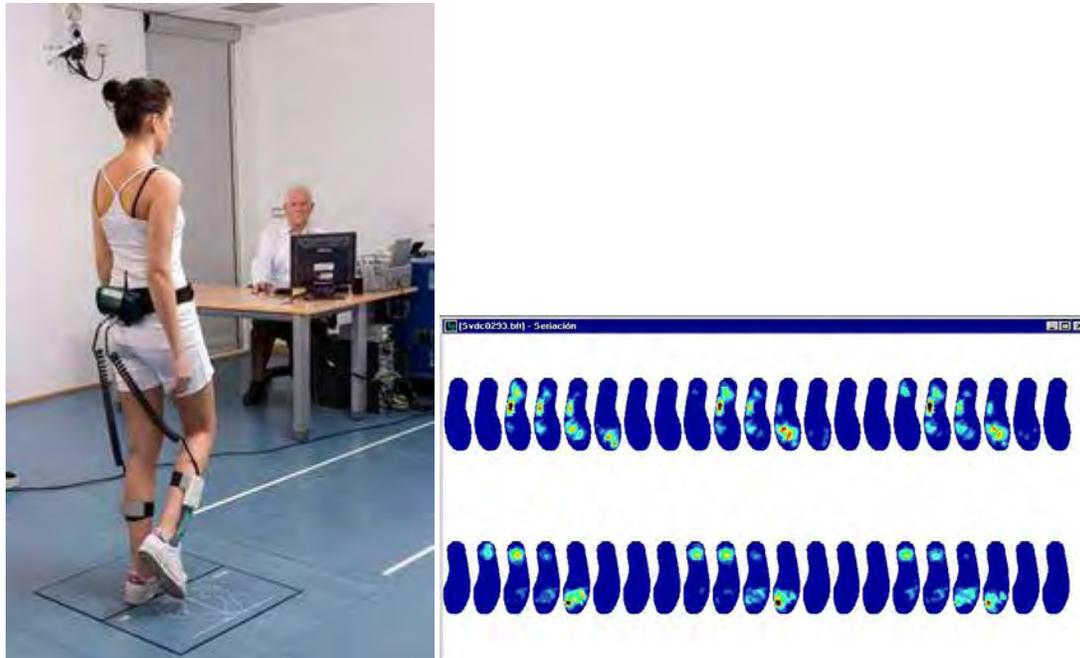


Figura 15. Ejemplo de uso del Sistema para el análisis de las presiones plantares (Biofoot/IBV) (Instituto de Biomecánica de Valencia, 2010)

El sistema de valoración de la marcha humana (NedAMH/IBV). (Figura 16)

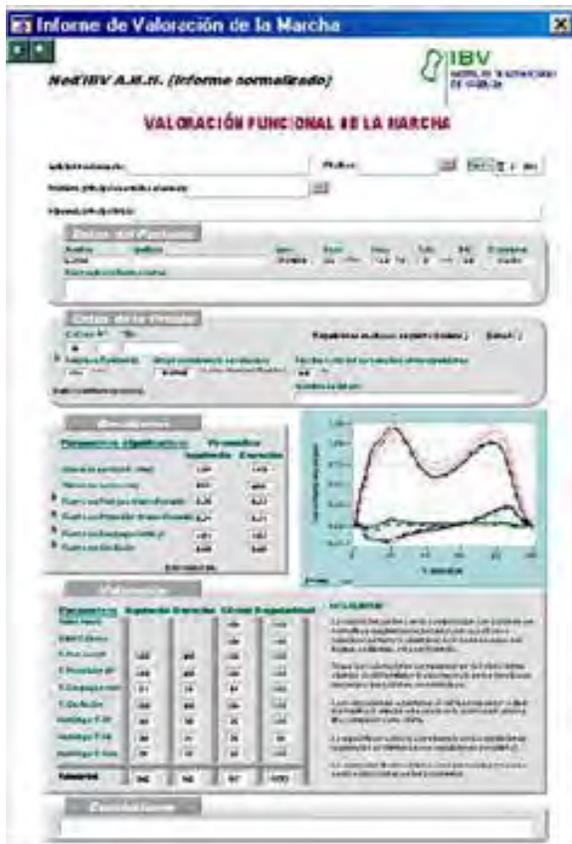


Figura 16. Ejemplo de uso de la Aplicación para la Valoración Funcional de la Marcha Humana (NedAMH/IBV). (Instituto de Biomecánica de Valencia, 2010)

El costo de la plataforma oscila entre los 500.00 € y 2,500.00 € más la aplicación del cuál no se tiene el costo exacto. El laboratorio de la evaluación de la discapacidad esta cotizado en 14,000.00 € más impuestos y envío. (Instituto de Biomecánica de Valencia, 2010) y (Instituto de Biomecánica de Valencia, 2010).

OPTOGAIT. Sistema de análisis de la marcha.

OptoGaites es un sistema totalmente modular y puede proporcionar un sistema de medición que puede variar desde un mínimo de un metro hasta un máximo de 100 metros. Además, aplicándolo a un tapete, proporciona instantáneamente todos los parámetros de la caminata. Todos los datos (como, por ejemplo, los tipos de stance y swing, de soporte único o doble) se miden con una precisión de un milésimo de segundo y permiten evaluar la gravedad de una lesión de forma objetiva y comprobar la eficacia de la acción terapéutica. (Figura 17)

Los datos adquiridos por OptoGait, dentro de la misma plataforma software, junto al análisis de la vista lateral y frontal de los videos permiten:

- Comprobar la evolución a lo largo del tiempo de los parámetros del gait análisis para evaluar la eficacia de los tratamientos de rehabilitación.
- La prevención de accidentes poniendo de relieve la tendencia hacia una posición cada vez más asimétrica antes de que aparezca el dolor.
- Identificar las causas reales e indirectas de algunos problemas crónicos mediante valores diferenciales de los parámetros de la caminata. Almacenar todos los aspectos del análisis dinámico del paciente (datos y videos) para comprobar su eficiencia.



Figura 17. Prueba de marcha humana sobre una caminadora. (Equipos interferenciales de México, 2015)

Planteamiento del objetivo

Diseñar un sistema para caracterizar la marcha que arroje información confiable y que ofrezca las regalías que brindan los que ya existen en el mercado.

Especificaciones de desempeño

Según una entrevista concedida por la kinesióloga Soledad Echevoyen. El sistema debe:

- Permitir observar parámetros en tiempo real.
- Incluir retroalimentación que sea fácilmente interpretada.
- Permitir un análisis posterior del fenómeno.
- Ser lo menos invasivo posible.
- Poder medir más de una articulación a la vez.
- Permitir la comparación de diferentes tipos de marcha.
- Ser económico.
- Ser de fácil uso por quien lo requiera.
- Poder ser instalado fuera de las instalaciones de la FES Aragón en caso de que sea requerido.
- Ser de utilidad para otros fenómenos biomecánicos.
- Ser seguro para el usuario.
- Atacar ambas perspectivas de estudio de la marcha.
- El sistema no debe incomodar en ningún sentido al sujeto de prueba.
- La información desplegada por el sistema de ser entendible y útil.

Idea e invención

- Plataforma instrumentada para podobarometría. Una plataforma que utilice un módulo de carga en tres dimensiones. Se busca medir el direccionamiento de la energía durante el ciclo. (Figura 18)

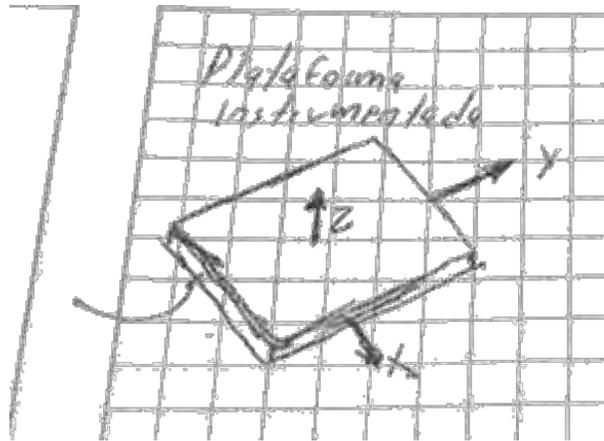


Figura 18. Boceto de plataforma instrumentada. (Elaboración propia)

- Platinas instrumentadas para podobarometría. Unas plantillas, que a partir de una matriz de sensores, nos indique la carga que se imprime en cada región de la planta del pie. (Figura 19)

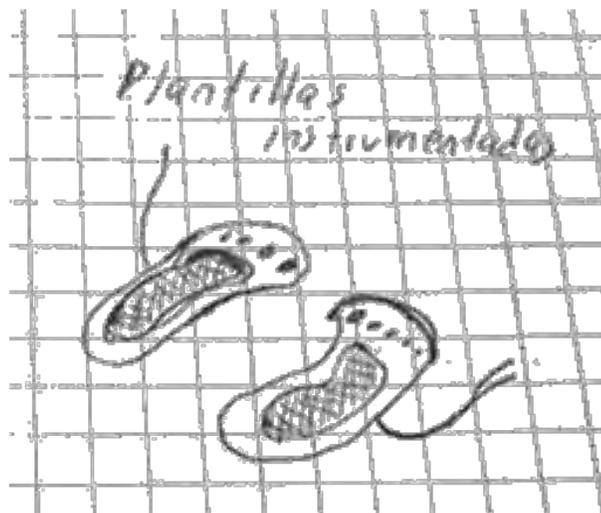


Figura 19. Boceto plantillas instrumentadas. (Elaboración propia)

- Sistema de goniometría con flexoresistores. Instrumentar una barra de algún material suave y por medio de un sensor de flexión conocer el desarrollo angular de cualquier articulación. (Figura 20)

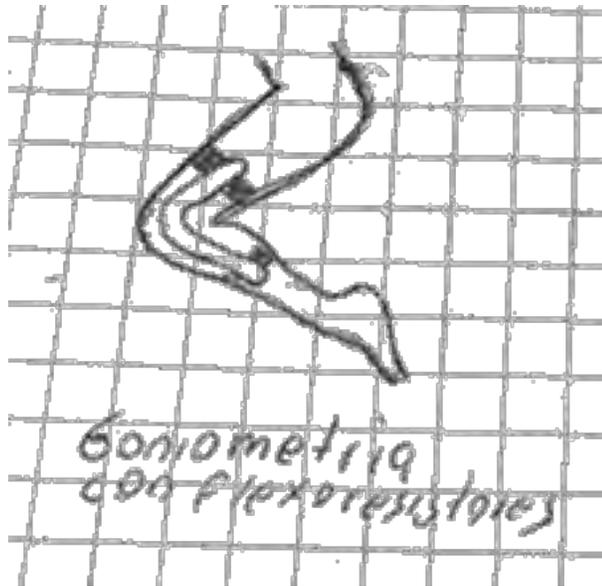


Figura 20. Goniometría con flexoresistores. (Elaboración propia)

- Sistema de posicionamiento espacial con acelerómetros y giroscopios. Partiendo de la ubicación espacial de diversos marcadores diseñar una interfaz que muestre el desarrollo angular en tiempo real. (Figura 21)

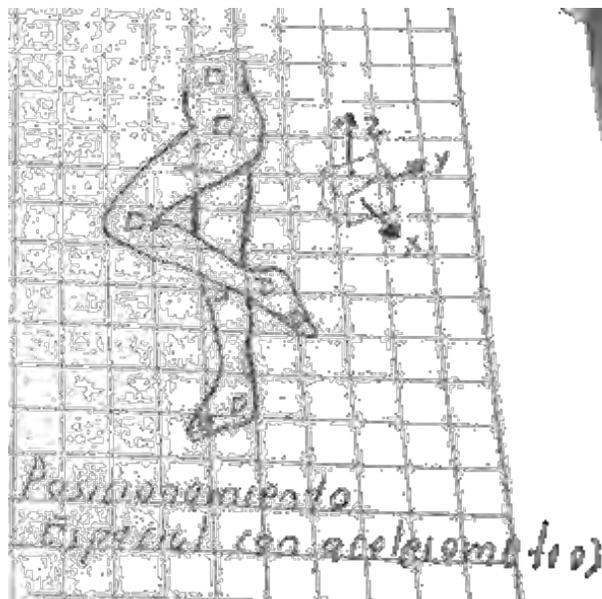


Figura 21. Boceto del sistema de posicionamiento espacial con acelerómetros y giroscopios. (Elaboración propia)

- Sistema de goniometría virtual con visión robótica. Mediante procesamiento de video, encontrar la ubicación de unos marcadores y calcular el desarrollo angular de cualquiera articulación. (Figura 22)



Figura 22. Boceto de goniometría virtual con visión robótica. (Elaboración propia)

- Sistema de goniometría con matriz de sensores de presencia. A partir de una gran matriz de interruptores de presencia generar un mapeo de las interrupciones simultáneas para describir la geometría del movimiento. (Figura 23)

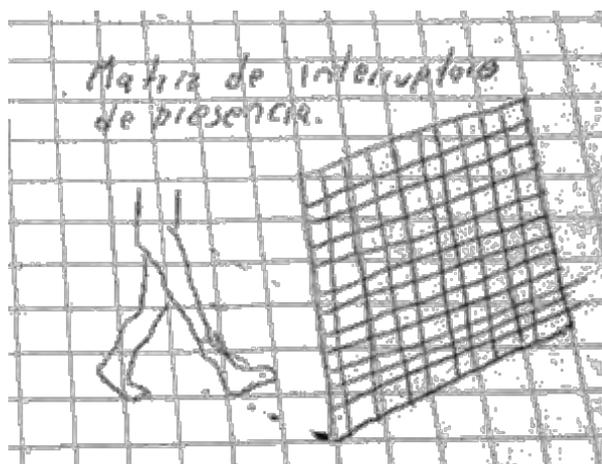


Figura 23. Sistema de goniometría con matriz de sensores de presencia. (Elaboración propia)

- Matriz de sensores de presencia para medir posicionamiento de pisada. Una matriz de sensores de presencia a ras de suelo que permita describir el desarrollo de la pisada durante la marcha. (Figura 24)

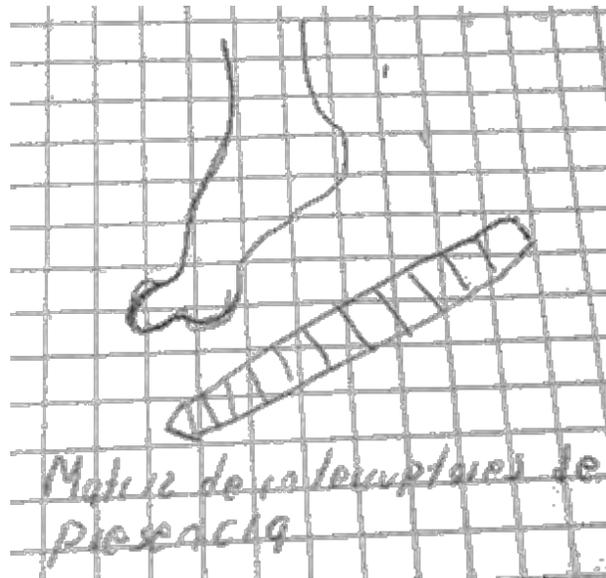


Figura 24. Boceto de Matriz de sensores de presencia para medir posicionamiento de pisada. (Elaboración propia)

- Arreglo de goniómetro con potenciómetro para registrar el desarrollo articular. Un arreglo de un goniómetro que funcione a la inversa de un servomotor que permita describir el desarrollo angular durante la marcha. (Figura 25)

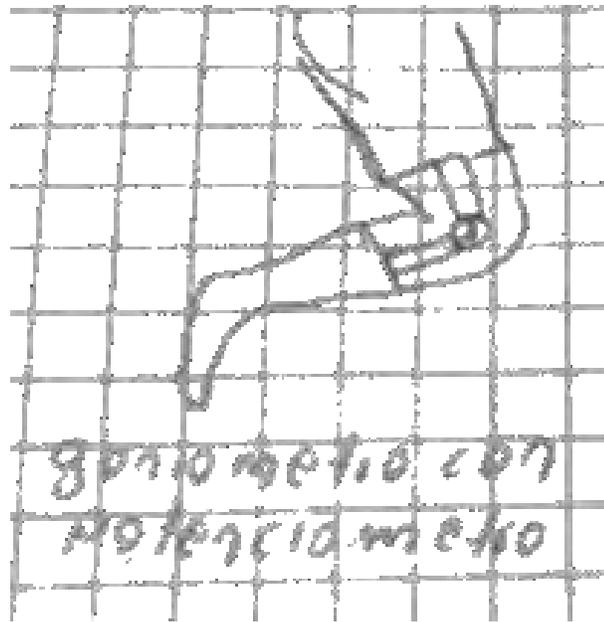


Figura 25. Boceto de Arreglo de goniómetro con potenciómetro para registrar el desarrollo articular. (Elaboración propia)

- Instrumentación de zapatos con galgas extensiométricas para medir presión plantar. Instrumentar las suelas de unos zapatos con el fin de traducir la deformación del material a presión en cada región. (Figura 26)

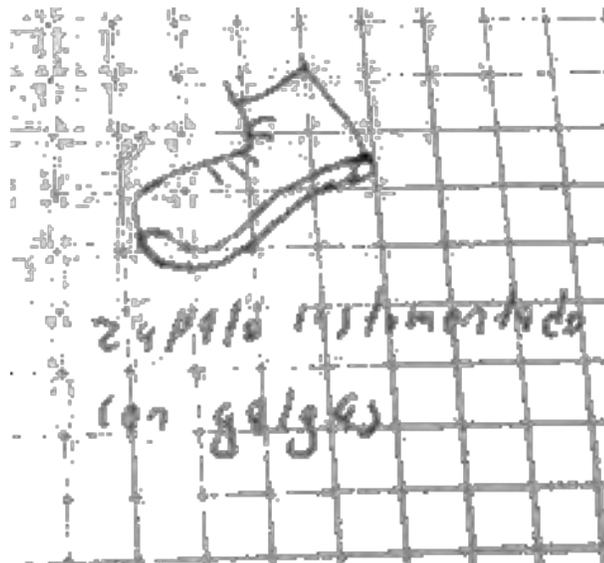


Figura 26. Boceto de Instrumentación de zapatos con galgas extensiométricas para medir presión plantar. (Elaboración propia)

- Wereable con matriz de marcadores led para medir desarrollo angular. Implementar una serie de eslabones led para describir la geometría de la marcha. (Figura 27)

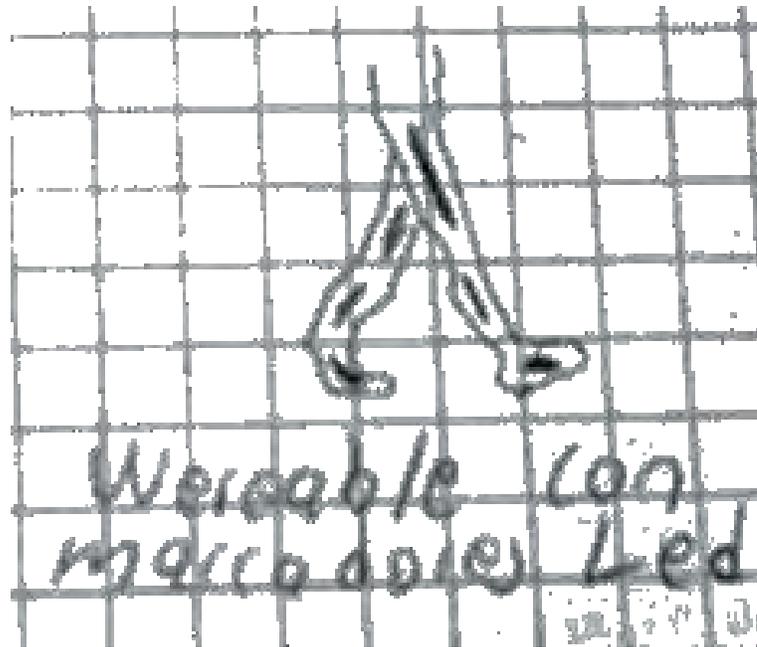


Figura 27. Boceto de Wereable con matriz de marcadores led para medir desarrollo angular. (Elaboración propia)

Análisis

Para este paso del proceso de diseño es recomendable utilizar alguna técnica que permita evaluar de manera simple las opciones que se tienen. Para este caso en particular esto fue analizado con una matriz de correlación basado en la técnica de la casa de la calidad o QFD (quality function deployment) por sus siglas en inglés. (Tabla 3). En la tabla 4 se realizó una correlación entre las posibles soluciones y los requerimientos del usuario. Para hacer valer la jerarquía de prioridades se dividió la cifra de cada calificación numérica entre el número de prioridad.

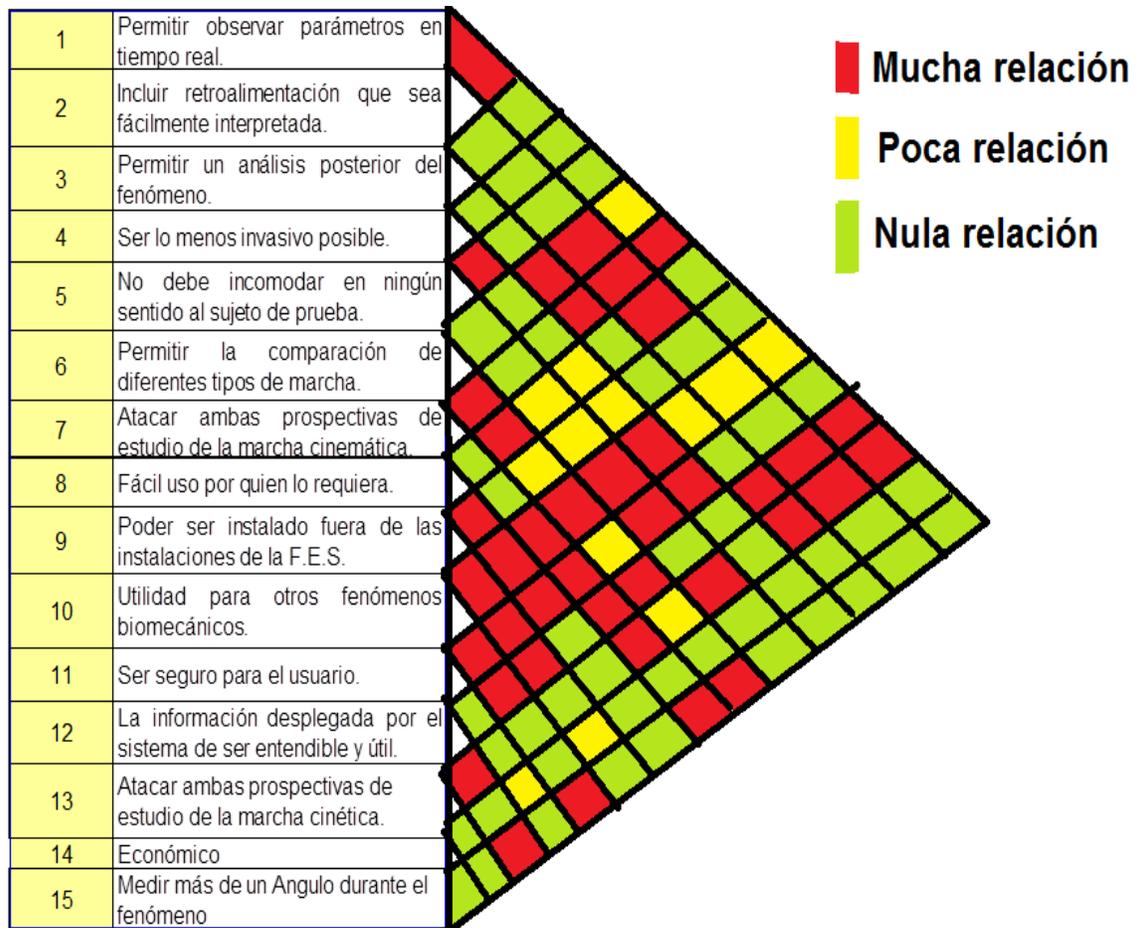


Tabla 3. Relación de que's.

QFD SISTEMA DE CARACTERIZACIÓN DE LA MARCHA

<div style="display: flex; justify-content: space-between; align-items: center;"> <div style="text-align: right;">CÓMO's →</div> <div style="text-align: left;">QUE's ↓</div> </div>		Plataforma instrumentada para podobarometría.	Platillas instrumentadas para barometría	Sistema de goniometría con flexoresistores	Sistema de posicionamiento espacial con acelerómetros y giroscopios.	Sistema de goniometría virtual con visión robótica.	Sistema de goniometría con matriz de sensores de presencia.	Matriz de sensores de presencia para medir posicionamiento de pisada.	Arreglo de goniómetro con potenciómetro para registrar el desarrollo articular.	Instrumentación de zapatos con galgas extensiométricas para medir presión plantar.	Wereable con matriz de marcadores led para medir desarrollo angular.	Importancia (1 - 13)
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	Permitir observar parámetros en tiempo real.	9	9	9	9	9	9	1	9	1	4	
2	Incluir retroalimentación que sea fácilmente interpretada.	3	9	9	9	9	9	3	1	9	3	5
3	Permitir un análisis posterior del fenómeno.	9	9	9	9	9	9	9	9	9	7	
4	Ser lo menos invasivo posible.	9	9	1	1	9	9	9	1	9	1	2
5	No debe incomodar en ningún sentido al sujeto de prueba.	9	3	1	3	9	3	9	1	3	3	10
6	Permitir la comparación de diferentes tipos de marcha.	9	9	9	9	9	9	9	9	3	3	1
7	Atacar ambas perspectivas de estudio de la marcha cinemática.	1	1	9	9	9	9	3	9	1	9	9
8	Fácil uso por quien lo requiera.	3	9	3	1	9	3	3	3	3	9	11
9	Poder ser instalado fuera de las instalaciones de la F.E.S.	1	9	9	9	9	3	9	9	9	9	13
10	Utilidad para otros fenómenos biomecánicos.	3	9	9	3	9	9	1	3	1	9	12
11	Ser seguro para el usuario.	9	9	9	9	9	9	9	9	3	9	8
12	La información desplegada por el sistema de ser entendible y útil.	3	9	9	3	9	9	1	9	3	9	6
13	Atacar ambas perspectivas de estudio de la marcha cinética.	9	9	1	1	1	1	1	1	9	1	3
14	Económico	1	9	3	3	9	1	3	3	3	3	14
15	Medir más de un Angulo durante el fenómeno	1	9	3	9	9	1	3	3	1	3	15
Total.		25.335	27.69	20.92	19.836	27.095	21.479	21.81	17.325	19.015	12.465	
DIFICULTAD (1 - 5)		3	3	3	4	4	5	2	3	4	4	

Relación:
Muy fuerte (9)
Fuerte (3)
Débil (1)

Tabla 4. Matriz de correlación Que's vs Cómo's.

Selección

Gracias a la casa de la calidad que confronta los que's contra los como's esta parte del diseño se simplifica a una simple comparación de puntajes.

Se debe ser cuidadoso de algunos parámetros que no tienen comparativa, por ejemplo el enfoque de análisis de la marcha es distinto entre las dos propuestas con mayor puntaje. Esto es importante porque se busca obtener la mayor cantidad de parámetros medibles en una sola muestra.

Basado en esto se decidió atacar los dos dispositivos con mayor puntaje, por tanto se desarrollará para el enfoque dinámico las plantillas instrumentadas y para el enfoque cinemático la goniometría virtual con visión robótica. La decisión de selección se torna más simple ya que la diferencia de puntajes de los competidores más cercanos es mayor a 2.

Diseño a detalle.

Se desarrollo un sistema de fotogrametría que permite visualizar el desarrollo de la marcha en una interfaz simple y entendible. Y una matriz de sensores de presión que permiten visualizar el desarrollo de la pisada durante el ciclo de marcha.

Sistema de goniometría virtual con visión robótica.

Esta parte del sistema busca describir cinemáticamente la marcha humana en la mayor parte del ciclo de la misma. Se busca realizar un registro de los ángulos que van formando la articulación de interés durante el desarrollo del ciclo de marcha.

Las herramientas que se utilizaron para la implementación de este sistema fueron las siguientes:



Figura 28. Logo del programa MATLAB. (Rodríguez, 2010)

MATLAB es un entorno de cálculo técnico de altas prestaciones para cálculo numérico y visualización. Integra; Análisis numérico, Cálculo matricial Procesamiento de señales y Gráficos en un entorno fácil de usar, donde los problemas y las soluciones son expresados como se escriben matemáticamente, sin la programación tradicional. El nombre MATLAB proviene de MATrix LABoratory (Laboratorio de Matrices). MATLAB ha evolucionado en los últimos años a partir de la colaboración de muchos usuarios. En entornos universitarios se ha convertido en la herramienta de enseñanza estándar para cursos de introducción en álgebra lineal aplicada, así como cursos avanzados en otras áreas. En la industria, MATLAB se utiliza para investigación y para resolver problemas prácticos de ingeniería y matemáticas, con un gran énfasis en aplicaciones de control y procesamiento de señales. (Figura 28)

Probablemente la característica más importante de MATLAB es su capacidad de crecimiento. Esto permite convertir al usuario en un autor contribuyente, creando sus propias aplicaciones. En resumen, las prestaciones más importantes de MATLAB son:

- Escritura del programa en lenguaje matemático.
- Implementación de las matrices como elemento básico del lenguaje, lo que permite una gran reducción del código, al no necesitar implementar el cálculo matricial.
- Implementación de aritmética compleja.
- Un gran contenido de órdenes específicas. (Rodríguez, 2010)



Figura 29. Logo de la herramienta Kinovea. (Kinovea, 2010)

Kinovea es un software de análisis de video dedicado al deporte. Está dirigido principalmente a los entrenadores, atletas y profesionales médicos. También puede ser útil para ergonomía y en el estudio de animación. Esta herramienta sirve para observar, analizar, hacer mediciones y comparar videos de gestos deportivos. (Kinovea, 2010) (Figura 29)

Entre las características del programa destacan, la observación de un video, el análisis, la medición y la comparación de dos videos. Las herramientas de dibujo permiten enriquecer el video mediante la adición de flechas, descripciones y otros contenidos a las posiciones clave. Las herramientas de línea y cronómetro permiten medir distancias y tiempos. Una herramienta de seguimiento semi-automático permite seguir la trayectoria del movimiento y medir velocidades.

Las opciones para exportar incluyen el guardado como video o como varias imágenes, y guardar los datos del análisis en formato de hoja de cálculo para su posterior procesamiento.

Se realizaron pruebas de funcionamiento de la herramienta kinovea como una manera de traducir el posicionamiento de marcadores a coordenadas espaciales. Esto se realizó utilizando la herramienta de seguimiento de puntos y efectuando la exportación posterior de dichas coordenadas en un archivo *.txt*.

Se tomó como ejemplo de funcionamiento simple el movimiento de un péndulo. Se grabó un video de un péndulo simple y con la herramienta Kinovea se logró traducir a coordenadas dicho movimiento. (Figura 30)

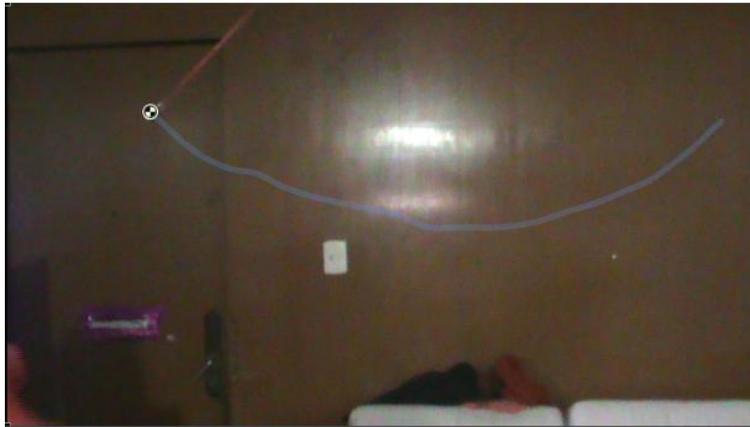


Figura 30. Seguimiento de punto en la herramienta Kinovea. (Elaboración propia)

Time	X	Y
0:00:00:00	83.00	279.00
0:00:00:03	82.00	280.00
0:00:00:06	84.00	278.00
0:00:00:10	89.00	273.00
0:00:00:13	97.00	266.00
0:00:00:16	107.00	256.00
0:00:00:20	121.00	244.00
0:00:00:23	138.00	234.00
0:00:00:26	159.00	224.00
0:00:00:30	185.00	219.00
0:00:00:33	211.00	207.00
0:00:00:36	239.00	197.00
0:00:00:40	270.00	190.00
0:00:00:43	314.00	181.00
0:00:00:46	348.00	168.00
0:00:00:50	382.00	168.00
0:00:00:53	417.00	168.00
0:00:00:56	449.00	173.00
0:00:00:60	482.00	183.00
0:00:00:63	512.00	193.00
0:00:00:66	537.00	203.00
0:00:00:70	559.00	213.00
0:00:00:73	577.00	225.00
0:00:00:76	593.00	237.00
0:00:00:80	605.00	247.00
0:00:00:83	615.00	257.00
0:00:00:86	622.00	264.00
0:00:00:90	626.00	267.00
0:00:00:93	628.00	269.00

Figura 31. Archivo .txt con las coordenadas del péndulo. (Elaboración propia)

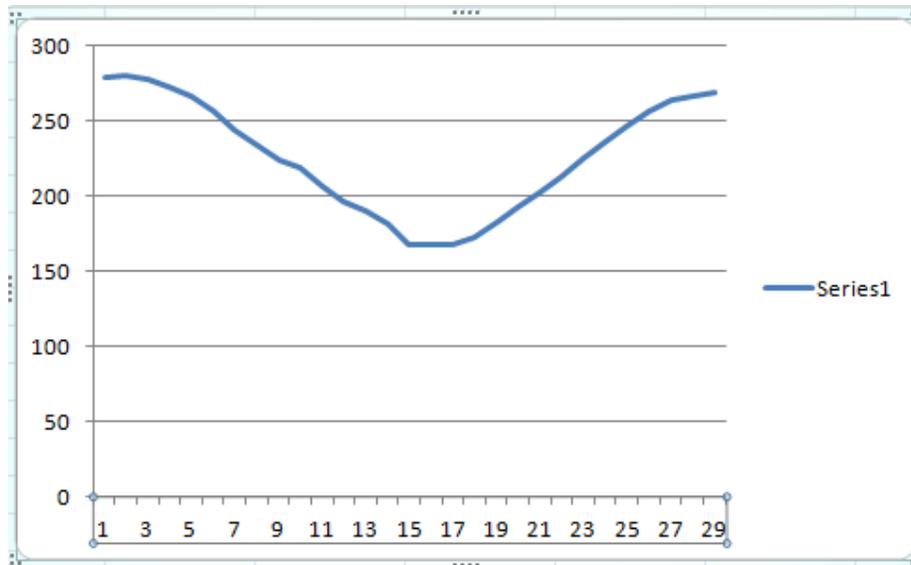


Gráfico 12. Graficación de las coordenadas del péndulo, en pixeles.

Los resultados de dicho ejemplo de funcionamiento, comprueban la utilidad de este método para el análisis cinemático de movimientos a velocidades considerables. (Gráfico 12)

Plantillas instrumentadas

Con este dispositivo, se busca describir la distribución del peso en cada fase de la fase de apoyo. El sistema consta de una pantalla de retroalimentación en tiempo real del fenómeno. La pantalla de retroalimentación muestra la presión en una colorbox que varía de azul a rojo teniendo como valor crítico alto el color rojo y valor crítico bajo el color azul.

Para este dispositivo fue necesario el uso de las herramientas Labview 2013, IDE Arduino y Proteus 8 professional.



Figura 32. Logo de la herramienta LabView.
(Labview, 2013)

LabVIEW (acrónimo de Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench) es una plataforma y entorno de desarrollo para diseñar sistemas, con un lenguaje de programación visual gráfico. El lenguaje que usa se llama lenguaje Gráfico, esto quiere decir que en vez de escribir código se conectan bloques que representan comandos ya predeterminados. La finalidad de este lenguaje es ser más intuitivo y asemejarse a la manera en que el usuario piensa las cosas. Los programas de LabVIEW son llamados instrumentos virtuales o VIs ya que su apariencia y operación imitan a los instrumentos físicos, como osciloscopios y multímetros. Recomendado para sistemas hardware y software de pruebas, control y diseño, simulado o real y embebido, pues acelera la productividad. LabVIEW contiene una extensa variedad de herramientas para adquirir, analizar, visualizar y almacenar datos, así como herramientas para ayudarle a solucionar problemas en el código que escriba. (Figura 32)



Figura 33. Logo Arduino Open-source community. (Arduino, 2010)

Arduino es una compañía de hardware libre y una comunidad tecnológica que diseña y manufactura placas de desarrollo de hardware y software, compuesta respectivamente por circuitos impresos que integran un microcontrolador y un entorno de desarrollo (IDE), en donde se programa cada placa. Arduino se enfoca en acercar y facilitar el uso de la electrónica y programación de sistemas embebidos en proyectos multidisciplinarios. Toda la plataforma, tanto para sus componentes de hardware como de software, son liberados bajo licencia de código abierto que permite libertad de acceso a los mismos. (Figura 33)

El hardware consiste en una placa de circuito impreso con un microcontrolador, usualmente Atmel AVR, puertos digitales y analógicos de entrada/salida, los cuales pueden conectarse a placas de expansión (shields), que amplían las características de funcionamiento de la placa Arduino. Asimismo, posee un puerto de conexión USB desde donde se puede alimentar la placa y establecer comunicación serial con el computador.

Un microcontrolador es un Circuito Integrado especialmente denominado computador que contiene los recursos necesarios para ser programado y poder realizar las funciones de una tarea predeterminada.

A diferencia de un microprocesador, que requiere elementos complementarios como unidad de almacenamiento, temporizadores, puertos de entrada y salida y Recursos Auxiliares para su funcionamiento, el micro controlador pic incluye todo dentro de su estructura lo cual lo hace inmejorable a la hora de desarrollar proyectos.

Por otro lado, el software consiste en un entorno de desarrollo (IDE) basado en el entorno de Processing y lenguaje de programación basado en Wiring, así como en el cargador de arranque (bootloader) que es ejecutado en la placa. El micro controlador de la placa se programa a través de un computador, haciendo uso de comunicación serial mediante un convertidor de niveles RS-232 a TTL serial. (Arduino, 2012)

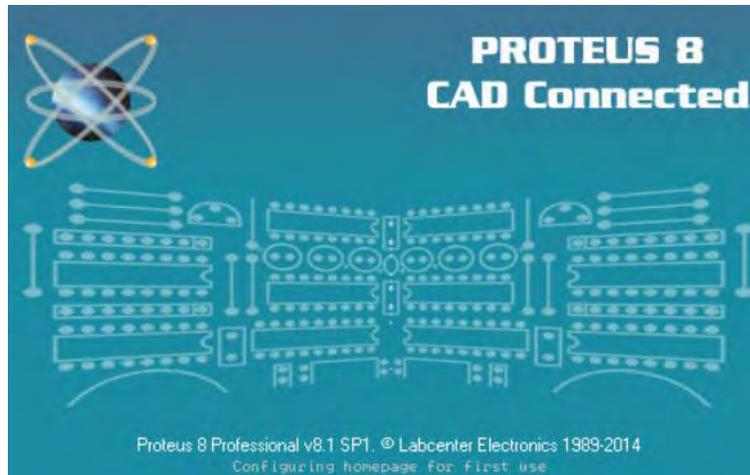


Figura 34. Logo Proteus 8 Professional. (Ingeniería eléctrica electrónica AC, 2013)

PROTEUS es un entorno integrado diseñado para la realización completa de proyectos de construcción de equipos electrónicos en todas sus etapas: diseño, simulación, depuración y construcción. La suite se compone de cuatro elementos, perfectamente integrados entre sí:

ISIS, la herramienta para la elaboración avanzada de esquemas electrónicos, que incorpora una librería de más de 6.000 modelos de dispositivos digitales y analógicos.

ARES, la herramienta para la elaboración de placas de circuito impreso con posicionado automático de elementos y generación automática de pistas, que permite el uso de hasta 16 capas. Con ARES el trabajo duro de la realización de placas electrónicas recae sobre el PC en lugar de sobre el diseñador.

PROSPICE, la herramienta de simulación de circuitos según el estándar industrial SPICE3F5.

VSM, la revolucionaria herramienta que permite incluir en la simulación de circuitos el comportamiento completo de los microcontroladores más conocidos del mercado. PROTEUS es capaz de leer los ficheros con el código ensamblado para los microprocesadores de las familias PIC, AVR, 8051, HC11, ARM/LPC200 y BASIC STAMP y simular perfectamente su comportamiento. Incluso puede ver su propio código interactuar en tiempo real con su propio hardware pudiendo usar modelos de periféricos animados tales como displays LED o LCD, teclados, terminales RS232, simuladores de protocolos I2C, etc. Proteus es capaz de

trabajar con los principales compiladores y ensambladores del mercado. (Ingeniería eléctrica electrónica AC, 2013) (Figura 34)

El tipo de sensor que se seleccionó fue el Sensor de Fuerza Resistivo ó por sus siglas en inglés. El sensor de fuerza resistivo (FSR) es un dispositivo de película de polímero (PTF) que presenta una disminución de la resistencia cuando aumenta la fuerza aplicada a la superficie activa. Su sensibilidad a la fuerza está optimizada para uso en el control por toque humano de dispositivos electrónicos. Las FSRs no son células de carga o galgas extensiométricas aunque tengan propiedades similares. Las FSRs no son adecuadas para medidas de precisión. (Figura 35)

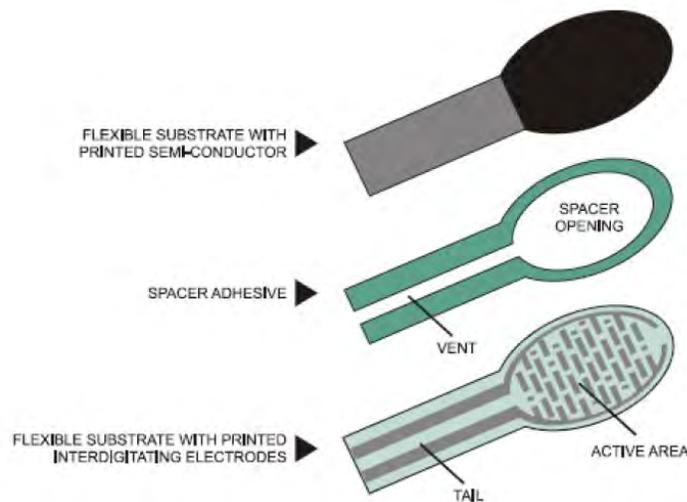


Figura 35. Construcción del FSR. (Carrión, Ochoa & Valverde, 2013)

La característica de fuerza vs resistencia se muestra en el gráfico 13 fuerza vs resistencia, esta muestra el comportamiento típico del FSR (representado en formato log/log). En particular la característica de fuerza resistencia es la respuesta del sensor #402 (0.5" [12.7 mm] del diámetro de su área activa circular). Un actuador de acero inoxidable semiesférico de diámetro 0,4" [10.0 mm] y con punta de goma de poliuretano que se utiliza para accionar el dispositivo de FSR. La respuesta del FSR es aproximadamente $1 / R$. (Gráfico 13)

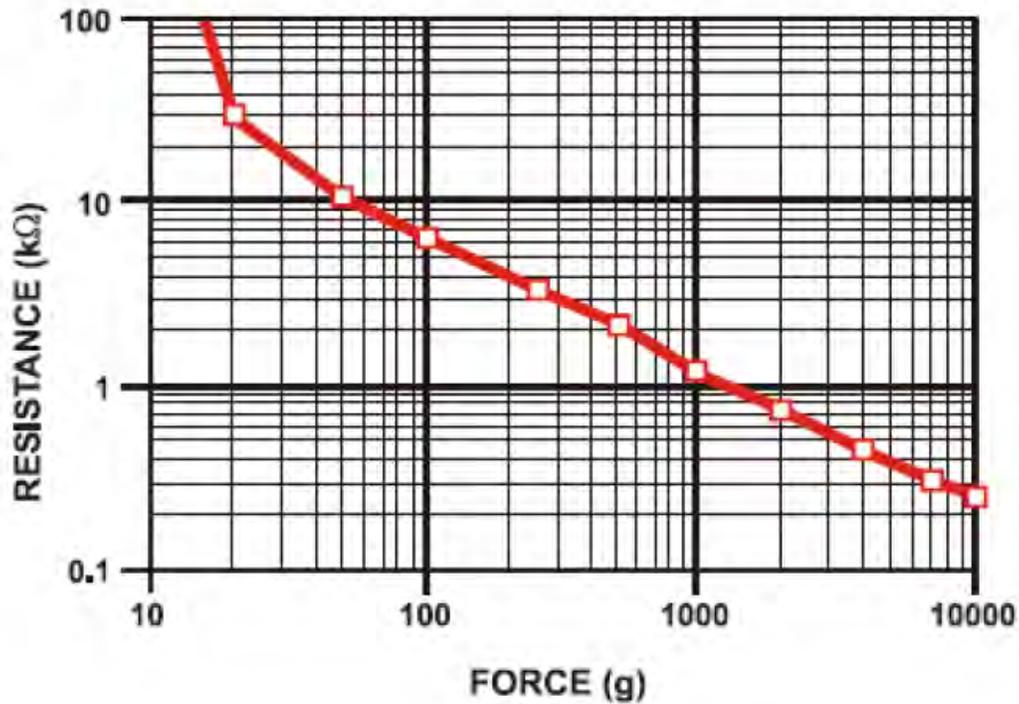
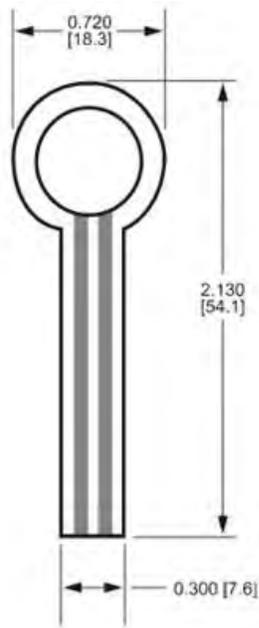


Gráfico 13. Fuerza vs resistencia. (Carrión, Ochoa & Valverde, 2013)

En la grafico 13 fuerza vs resistencia, en el extremo de baja fuerza un interruptor como respuesta es evidente. Además el umbral, o "fuerza de ruptura", (más de 100 kΩ). Al iniciar la gama dinámica está determinada por el sustrato, el espesor del recubrimiento y la flexibilidad, el tamaño y la forma del accionador, y el separador de espesor adhesivo. Eliminar el adhesivo, o mantenerlo lejos del área donde la fuerza se está aplicando, dará una menor resistencia de reposo (stand-off).

Al final de la gama dinámica (fuerza de alta), la respuesta se desvía de la ley $1/R$, y finalmente se satura a un punto donde los aumentos en vigor suponen muy poca o ninguna disminución en la resistencia. En estas condiciones en la gráfico 13, esta fuerza es la saturación de más de 10 kg. El punto de saturación es más una función de la presión de la fuerza. La presión de saturación de un FSR típico es del orden de 100 a 200 psi. (Figura 36 y 37)

Para la aplicación utilizamos dos modelos de FSRs distintos. Los cuales se muestran a continuación:



Active Area: 0.5" [12.7] diameter

Nominal thickness: 0.018" [0.46 mm]

Material Build:

Semiconductive Layer

0.005" [0.13] Ultem

Spacer Adhesive

0.006" [0.15] Acrylic

Conductive Layer

0.005" [0.13] Ultem

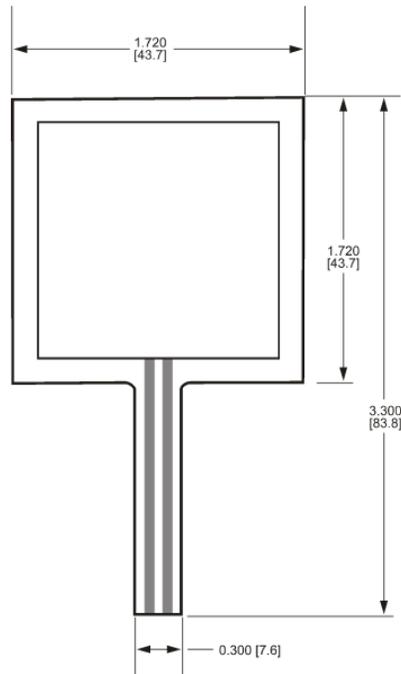
Rear Adhesive

0.002" [0.05] Acrylic

Connector

- a. No connector
- b. Solder Tabs (not shown)
- c. AMP Female connector

Figura 36. Parte número 402 (0.5" círculo). (Carrión, Ochoa & Valverde, 2013)



Active Area: 1.5" [38.1] x 1.5" [38.1]

Nominal thickness: 0.018" [0.46 mm]

Material Build:

Semiconductive Layer

0.005" [0.13] Ultem

Spacer Adhesive

0.006" [0.15] Acrylic

Conductive Layer

0.005" [0.13] Ultem

Rear Adhesive

0.002" [0.05] Acrylic

Connectors

- a. No connector
- b. Solder Tabs (not shown)
- c. AMP Female connector

Figura 37. Número de parte 406 (cuadrado 1.5"). (Carrión, Ochoa & Valverde, 2013)

Las principales configuraciones para sensores resistivos son:

Divisor de voltaje simple.

Una simple conversión de fuerza a voltaje, el FSR está conectado a una resistencia de referencia de medición en la configuración de divisor de voltaje. La salida se describe mediante la siguiente ecuación. (Ecuación 1)

$$V_{OUT} = (V+) / [1 + R_{FSR}/R_M]$$

Ecuación 1. Salida de voltaje. (Interlink Electronics, 2010)

En la configuración mostrada, la tensión de salida aumenta con el aumento de la fuerza. Si R_{FSR} y R_M se intercambian, la oscilación de salida disminuirá con el aumento de la fuerza. (Interlink Electronics, 2010) (Figura 38)

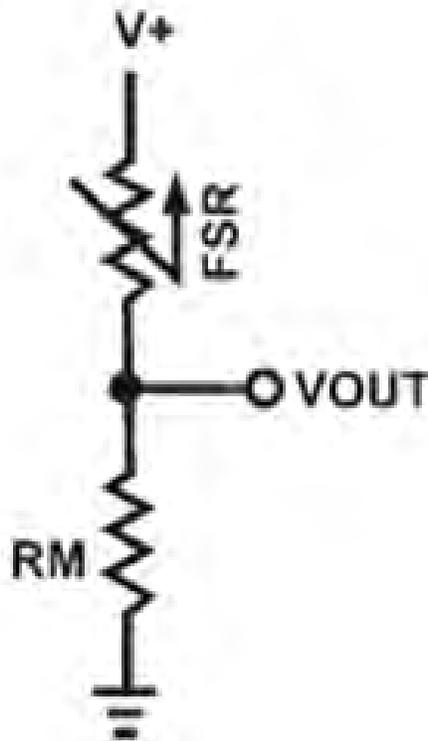


Figura 38. Configuración divisor de voltaje simple. (Interlink Electronics, 2010)

El puente de Wheatstone.

Los elementos del puente de Wheatstone. Son una fuente de voltaje, tres resistencias de valor constante o conocido y una resistencia desconocida. La utilidad de este circuito radica en la precisión para calcular y medir resistencias de valor desconocido. (Figura 39)

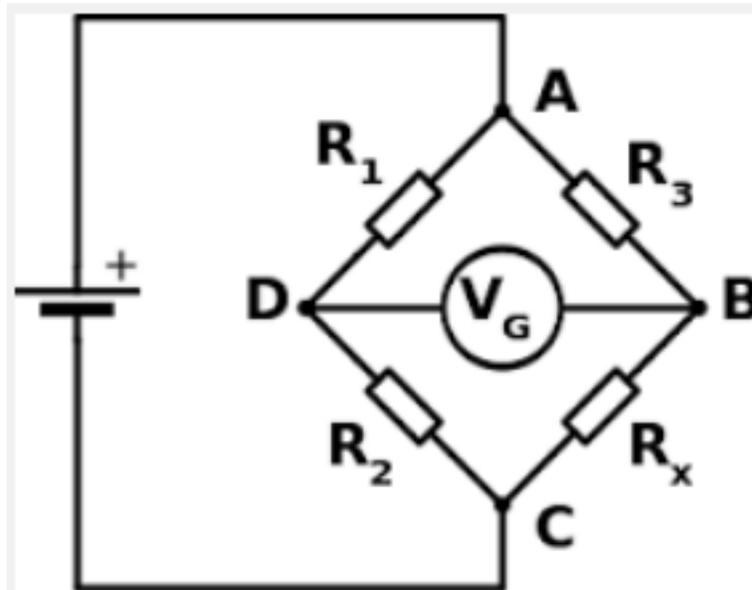


Figura 39. Puente de Weathstone. (Plantas de luz, 2013)

El circuito propuesto por Wheatstone señala que los valores de R1, R2 y R3 son conocidos, y que el valor de R2 puede ser ajustado. Esto se puede realizar si R2 es un potenciómetro de precisión. Siguiendo las reglas de Kirchoff se sabe que el valor entre la terminales B y D (V_g) es sencillamente un divisor de voltaje. (Ecuación 2)

$$R_x = \frac{R_1 \times R_3}{R_2}$$

Ecuación 2. Cálculo de Rx. (Interlink Electronics, 2010)

En lugar de balancear el puente de Wheatstone lo que se hace es estimar el valor de Rx a partir de los valores de R1, R2 y R3. (Ecuación 3)

$$V_G = \left(\frac{R_x}{R_3 + R_x} - \frac{R_2}{R_1 + R_2} \right) V_s$$

Ecuación 3. Calculo de V_G . (Interlink Electronics, 2010)

Por otro lado este concepto se puede extender y usar para medir valores desconocidos de capacitancias e inductancias, volviéndolo así en uno de los circuitos más básicos y eficientes en cuestión de instrumentación. (Plantas de luz, 2013)

Con pruebas sencillas sobre la protoboard y un placa arduino uno, se comprobó el correcto funcionamiento del FSR. Se comprobó con la configuración de divisor de voltaje simple, se utilizó una resistencia de referencia de medición de 330 ohm.

La alimentación y la conexión a tierra se realizaron desde los pines que placa arduino tiene destinados para esta función. (Figura 40 y 41)

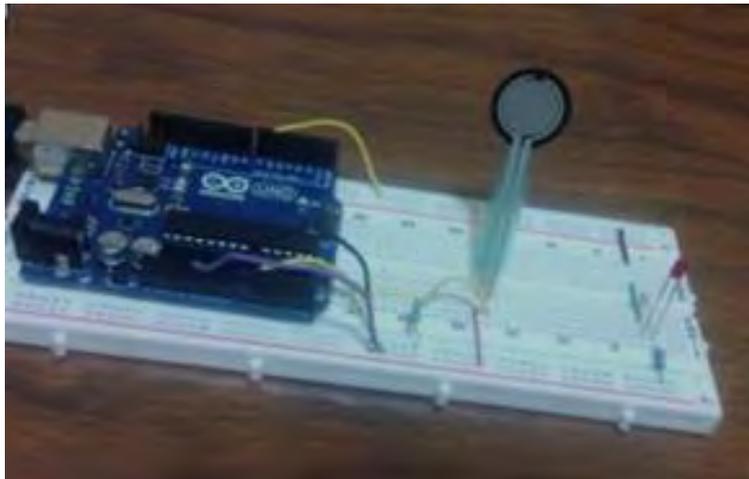


Figura 40. FSR en configuración de divisor de voltaje simple en protoboard. (Elaboración propia)

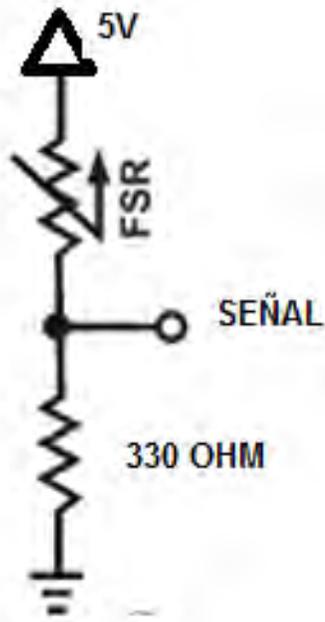


Figura 41. Diagrama del FSR en configuración divisor de voltaje simple. (Interlink Electronics, 2010)

Cabe destacar que la tarjeta Arduino tiene un circuito interno llamado convertidor análogo-digital, también conocido como ADC por sus siglas en inglés Analog to Digital Converter, que lee un voltaje de 0V a 5V y devuelve un número en una escala entre 0 a 1023. (Figura 42)

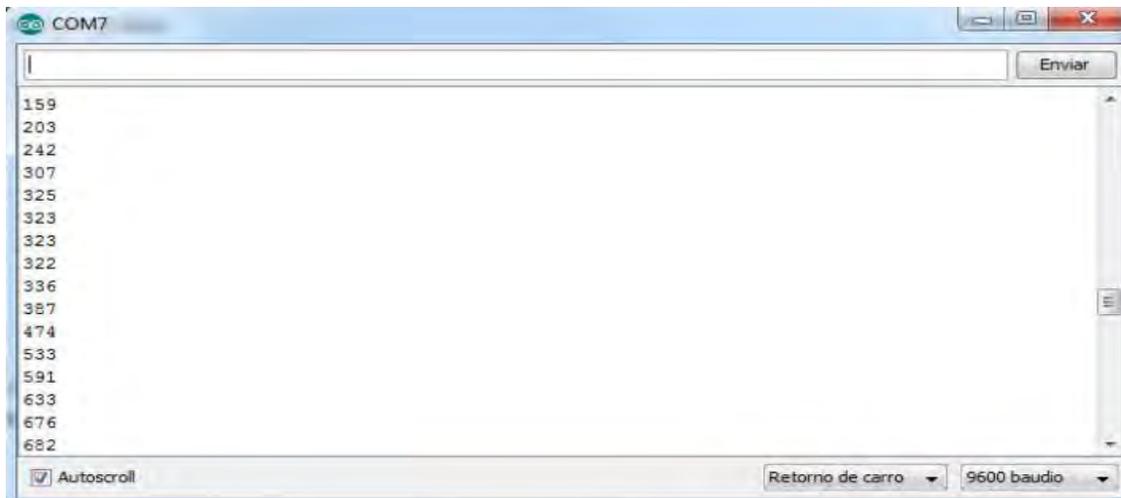


Figura 42. Monitor Serial del IDE de Arduino. (Elaboración propia)

Estas fueron las lecturas adquiridas durante la prueba accionando el sensor con pinzamiento de los dedos pulgar e índice.

Por otra parte, en la herramienta labview, se desarrolló un instrumento virtual al que llamamos colorimetría que traduzca un valor numérico, como el que arroja la lectura analógica del arduino, a una escala de colores tomando como valores críticos el azul como 0 y el rojo como valor máximo. Para la resolución de la problemática se trabajó con un colorbox que trabaja por medio de la escala RGB. La escala RGB (Red, Blue y Green en español rojo, azul y verde) la composición del color en términos de la intensidad de los colores primarios de la luz. Dicha escala caracteriza la saturación de cada uno de los colores primarios con una escala numérica que va del 0 al 255. Así el color estará descrito en un arreglo de tres valores, por tanto el color rojo sería (255, 0, 0), el amarillo sería (0, 255, 255).

En este caso en particular requerimos que la escala se desplace entre la gama del rojo y el azul, por tanto el verde queda omitido. Por consiguiente la escala variará de (255, 0, 0) a (0, 0, 255), manteniendo el valor de saturación de verde en 0. (Figura 43)

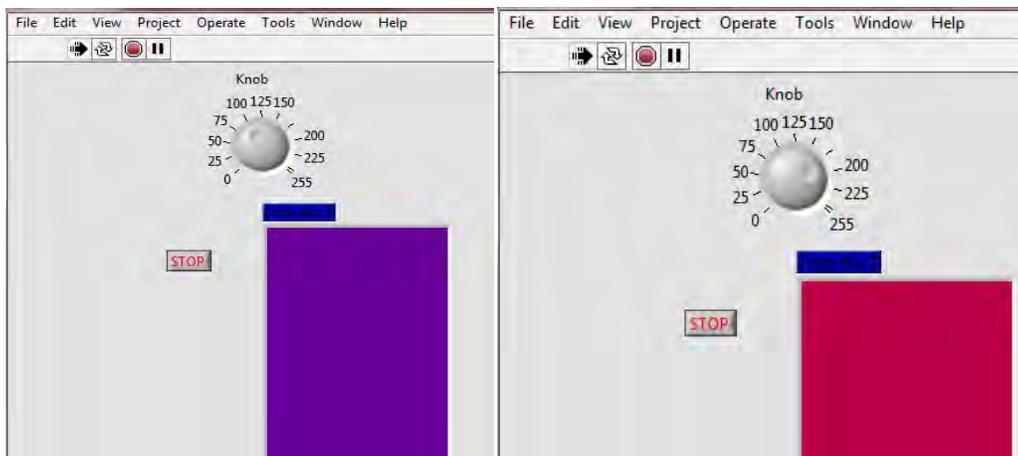


Figura 43. Instrumento virtual colorimetría. (Elaboración propia)

Técnicamente realizar una comunicación serial es más fácil con una placa arduino ya que dentro de su arquitectura posee las características para abrirla fácilmente. Se aprovecho está cualidad para desarrollar un instrumento virtual que permita traducir la presión ejercida en el sensor a la escala de colores, descrita en el instrumento virtual colorimetría, para brindarle al usuario u profesional que utilice el dispositivo. (Figura 44)

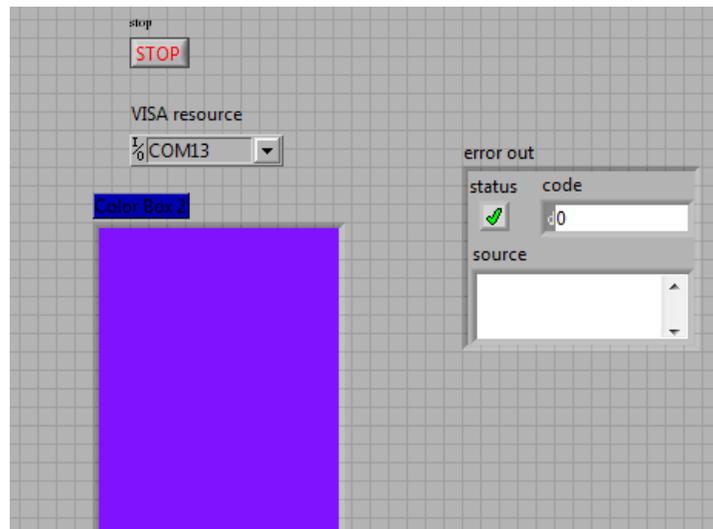


Figura 44. VI sensor de presión / colorimetría. (Elaboración propia)

Posteriormente se realizaron pruebas con múltiples sensores y con la misma configuración de divisor de voltaje simple. (Figura 45)

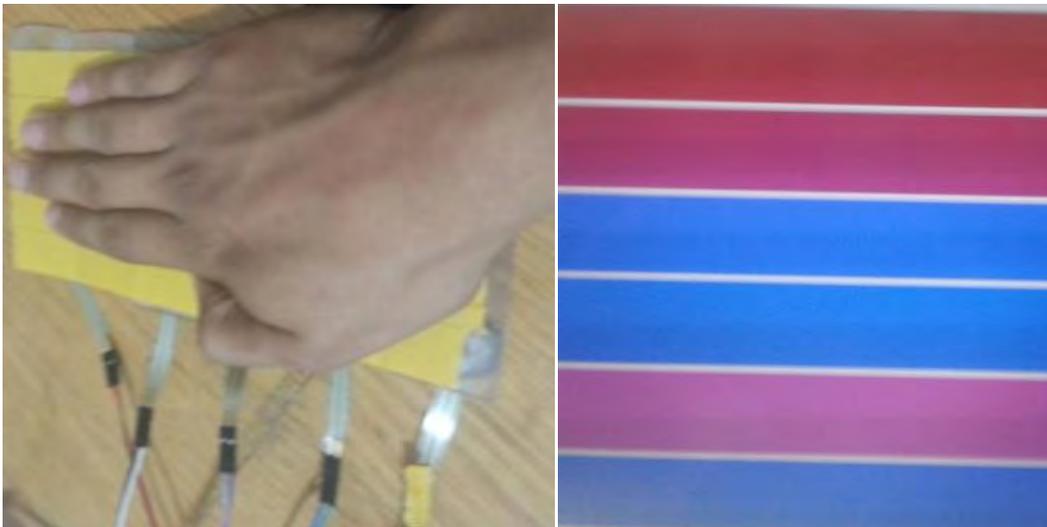


Figura 45. Circuito de prueba con múltiples sensores. (Elaboración propia)

Debido a que el sistema no se encuentra en contacto directo con la piel del usuario y no existe riesgo de un posible daño por descarga eléctrica, se decidió no incluir un circuito de protección contra corto circuitos o electrocución.

Creación de prototipos, pruebas implementación.

Sistema de caracterización de la marcha humana.

El sistema consta de dos dispositivos, describiremos su funcionamiento y el desarrollo en el club de mecatrónica de la FES Aragón. El sistema está dedicado a cubrir la mayor cantidad de variables que se derivan del estudio de la marcha humana. Como se menciona en el capítulo de la marcha humana, un modelo que combina tanto el método dinámico como el método cinemático es más completo en cuanto a información útil. Para esto enfocamos el trabajo desde ambas perspectivas.

Implementación del sistema de goniometría virtual con visión robotica.

La goniometría es la técnica de medición de los ángulos creados por la intersección de los ejes longitudinales de los huesos a nivel de las articulaciones.

Para el análisis de la marcha se le coloca al sujeto de prueba una serie de marcadores en el trocánter mayor, condilo femoral externo, maleolo externo, falange distal del dedo pulgar y en el calcáneo. (Figura 46)



Figura 46. Marcadores para la grabación. (Elaboración propia)

Posteriormente se procedió a videografiar el desarrollo del ciclo guardando una distancia paralela de 2.5m respecto al plano donde se desarrolla el ciclo. Para ello se utilizó una videocámara y un trípode para guardar esta condición. Se realizaron tres repeticiones para poder elegir la que fuera más fácil de analizar en función de la calidad de la toma. (Figura 47)



Figura 47. Resumen del video previo a su procesamiento. (Elaboración propia)

Con la herramienta Kinovea fue posible pre visualizar el desarrollo goniométrico en cada articulación. (Figura 48)

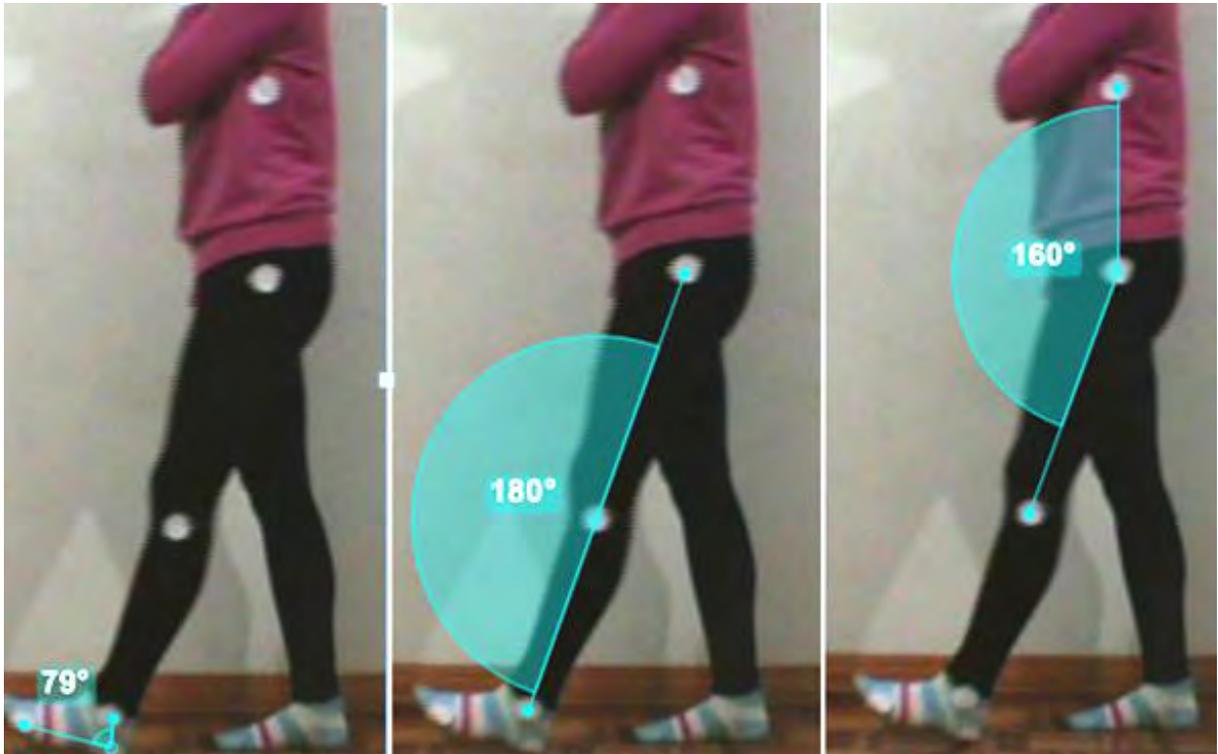


Figura 48. Previsualización del desarrollo articular durante la marcha. (Elaboración propia)

El uso de Kinovea permite la ubicación espacial de cada uno de los marcadores, para ello se colocó dentro de la herramienta una marca en cruz para cada marcador colocado por nosotros. Para conocer la trayectoria en cada uno de los fotogramas del video. (Figura 49)

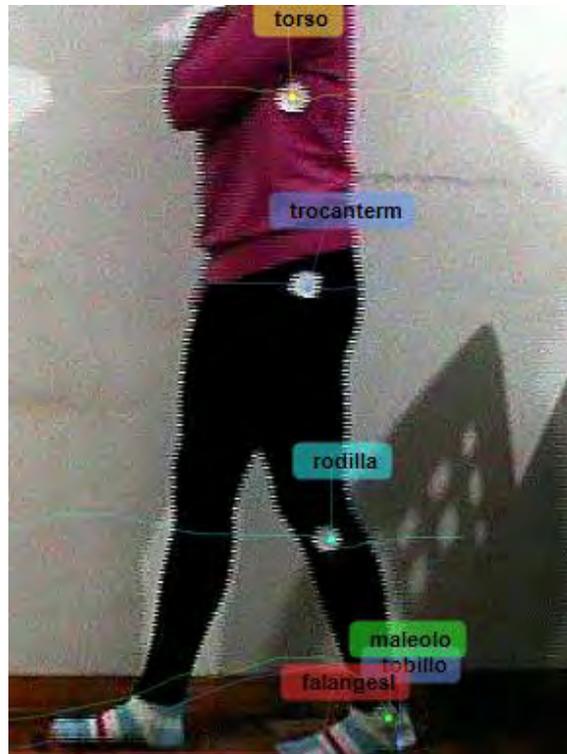


Figura 49. Seguimiento espacial de los marcadores. (Elaboración propia)

Dentro de la herramienta Kinovea, se puede exportar la ubicación espacial en diversos formatos. En particular y por la facilidad de manipulación se decidió exportarlos en un archivo .txt. (Figura 50)

#T	n	trocanterX	trocanterY
0:00:00:00	(1)	584.00	246.00
0:00:00:03	(2)	580.00	246.00
0:00:00:06	(3)	575.00	246.00
0:00:00:10	(4)	571.00	246.00
0:00:00:13	(5)	566.00	246.00
0:00:00:16	(6)	562.00	248.00
0:00:00:20	(7)	558.00	248.00
0:00:00:23	(8)	553.00	249.00
0:00:00:26	(9)	548.00	249.00
0:00:00:30	(10)	543.00	249.00
0:00:00:33	(11)	539.00	251.00
0:00:00:36	(12)	534.00	251.00
0:00:00:40	(13)	530.00	251.00
0:00:00:43	(14)	526.00	251.00
0:00:00:46	(15)	523.00	251.00
0:00:00:50	(16)	519.00	251.00
0:00:00:53	(17)	516.00	251.00
0:00:00:56	(18)	513.00	251.00
0:00:00:60	(19)	510.00	251.00
0:00:00:63	(20)	507.00	251.00
0:00:00:66	(21)	504.00	251.00
0:00:00:70	(22)	501.00	251.00
0:00:00:73	(23)	497.00	251.00
0:00:00:76	(24)	494.00	251.00
0:00:00:80	(25)	491.00	251.00
0:00:00:83	(26)	488.00	251.00
0:00:00:86	(27)	484.00	250.00
0:00:00:90	(28)	481.00	249.00
0:00:00:93	(29)	477.00	249.00
0:00:00:96	(30)	473.00	249.00
0:00:01:00	(31)	469.00	248.00

Figura 50. Archivo .txt con las coordenadas del marcador del trocánter.
(Elaboración propia)

Dentro de la herramienta MATLAB se exportó estos datos y guardamos cada una de las trayectorias como una variable. (Figura 51)

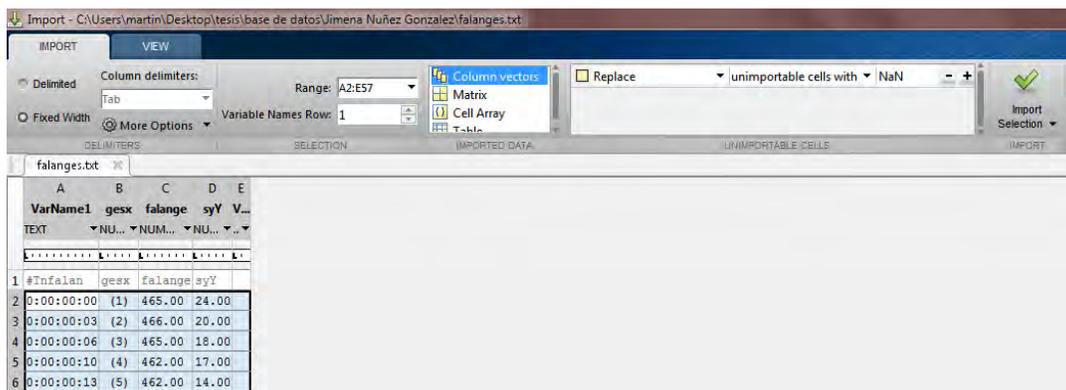


Figura 51. Pantalla de importdata en MATLAB. (Elaboración propia)

Una vez que se importaron cada trayectoria de marcador como una variable y se graficaron la trayectoria en de cada uno de los fotogramas. Resulta una gráfica de la siguiente forma. (Figura 52)

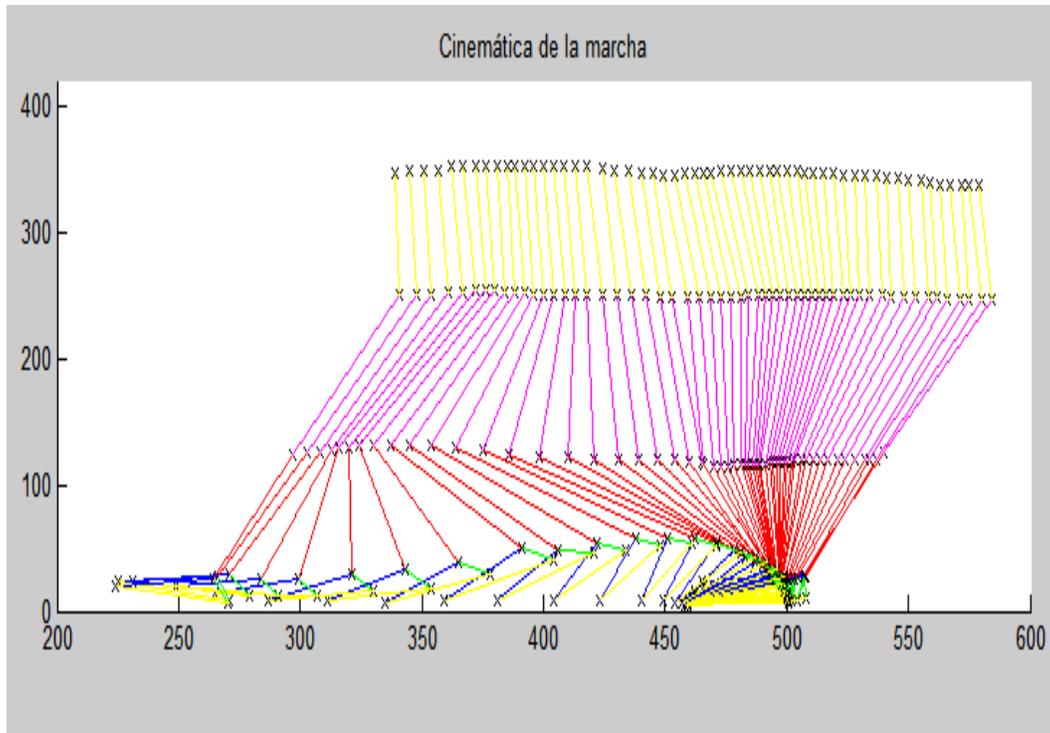


Figura 52. Gráfica que describe la cinemática de la marcha. (Elaboración propia)

Posteriormente se realiza el cálculo de los ángulos de cada una de las articulaciones durante cada uno de los fotogramas y se guarda en una variable llamada A1. (Tabla 5)

A1=	69.1033	85.7443	84.5912	83.3286	84.6491	84.4278	87.1376	85.4230
	83.2902	84.2389	82.1067	<u>82.1067</u>	<u>82.1067</u>	80.0494	<u>80.0494</u>	79.1542
	<u>79.1542</u>	<u>79.1542</u>	<u>79.1542</u>	<u>75.6507</u>	<u>75.6507</u>	<u>75.6507</u>	<u>75.6507</u>	<u>75.6507</u>
	<u>75.7865</u>	<u>75.7865</u>	<u>75.7865</u>	79.8502	77.2991	77.2881	78.6513	77.6056
	82.7250	84.4150	70.9249	70.0744	73.1995	83.8845	86.9444	97.1250
	90.7902	71.5651	47.3453	70.1122	62.8368	67.3130	63.6693	57.5288
	50.7626	56.7847	57.5200					

Tabla 5. Variable 56x1 con el desarrollo angular del tobillo.

Con estos resultados se puede obtener una gráfica que muestre el desarrollo de la articulación durante toda la marcha. (Gráfico 14)

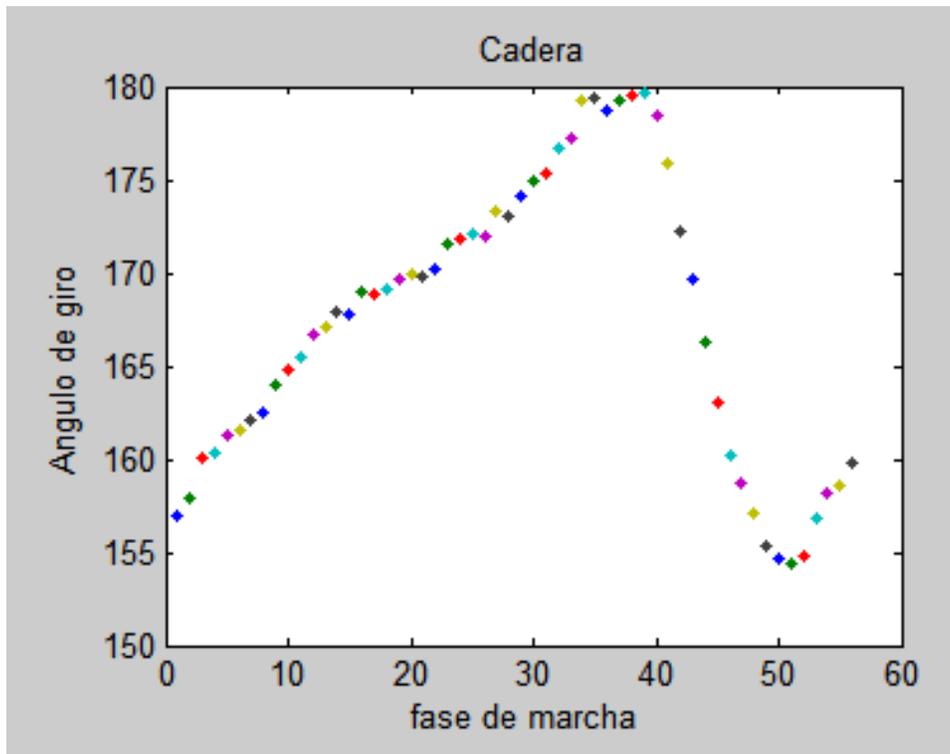


Gráfico 14. Desarrollo articular de la cadera.

Este proceso se repite para cada una de las articulaciones para tener los desarrollos articulares de la cadera, rodilla y tobillo. Una vez que se obtuvo el desarrollo articular de las tres articulaciones de interés las desplegamos a través de una subgraficación, lo que nos arroja una pantalla que muestra la cinemática de la marcha y los tres desarrollos articulares de cada uno de los fotogramas de la siguiente manera. (Figura 53)

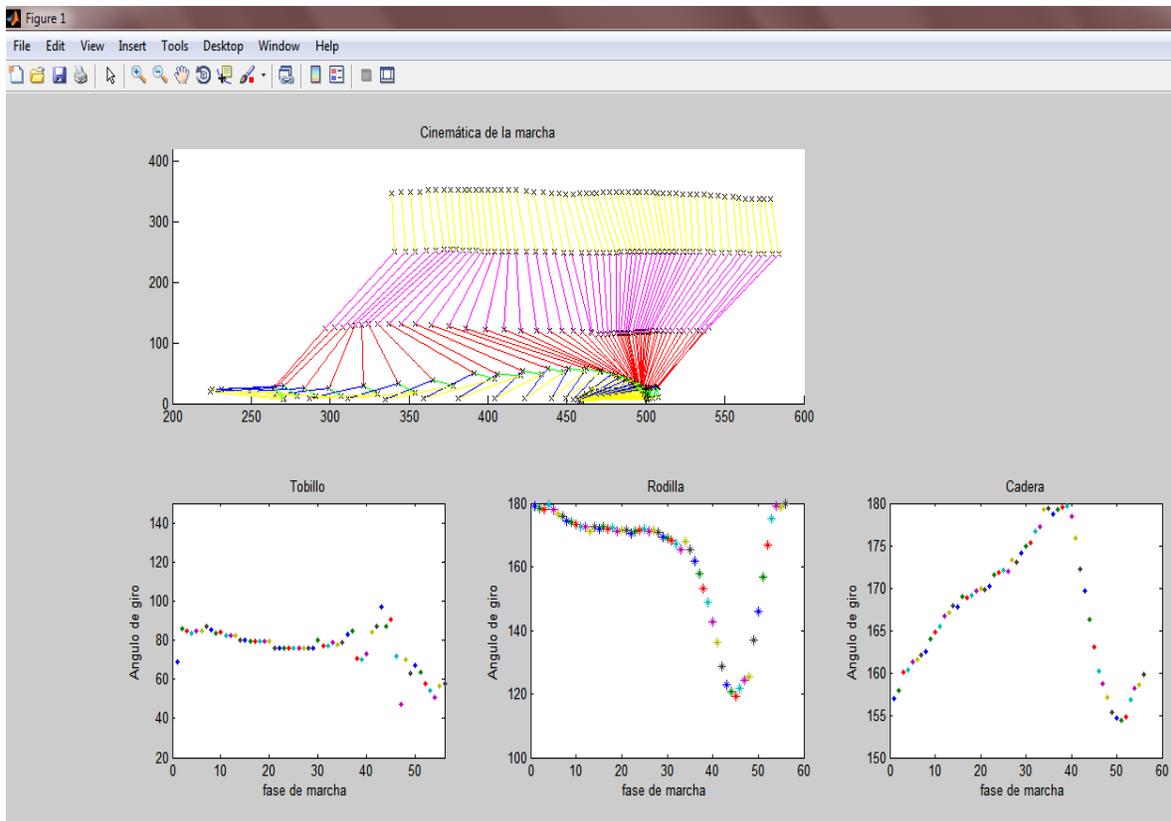


Figura 53. Pantalla con la cinemática de la marcha y el desarrollo articular de cadera, rodilla y tobillo. (Elaboración propia)

Para una exploración del fenómeno más clara se generó una animación que muestra fotograma a fotograma el desarrollo articular y la cinemática de la marcha. (Figura 54)

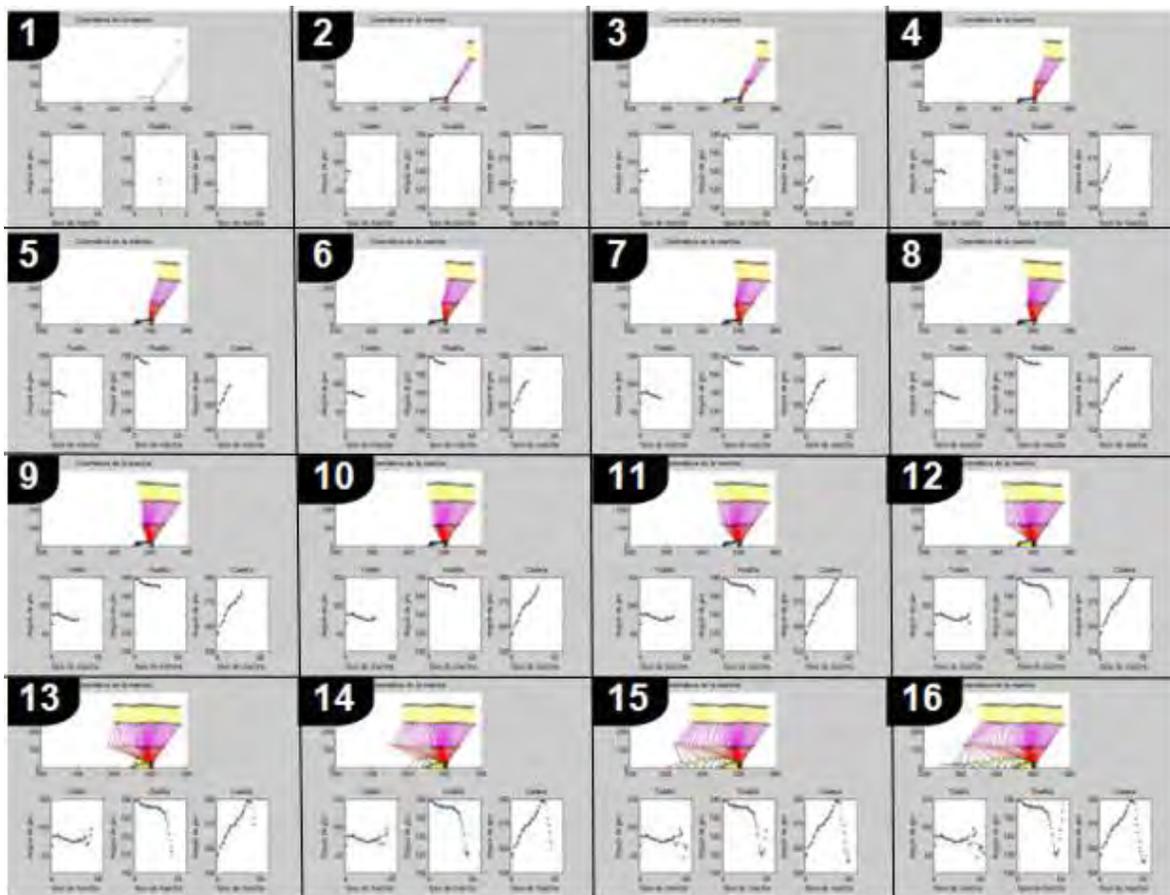


Figura 54. Resumen de la animación de la cinemática y el desarrollo articular de la marcha. (Elaboración propia)

Otra de las opciones que nos brinda la herramienta Kinovea es el hacer un comparativo de dos videos de manera simultánea. De ésta manera queda simplificado el análisis de la animación y el video adquirido a una comparación de dos videos. Con la opción de profundizar en cualquiera de las gráficas generadas. Es necesario hacer la comparativa, del video con las marcas y la animación generada en MATLAB, en Kinovea por la oportunidad que nos brinde de revidar en distintas velocidades de reproducción y la opción de revisar fotograma a fotograma el fenómeno. (Figura 55)

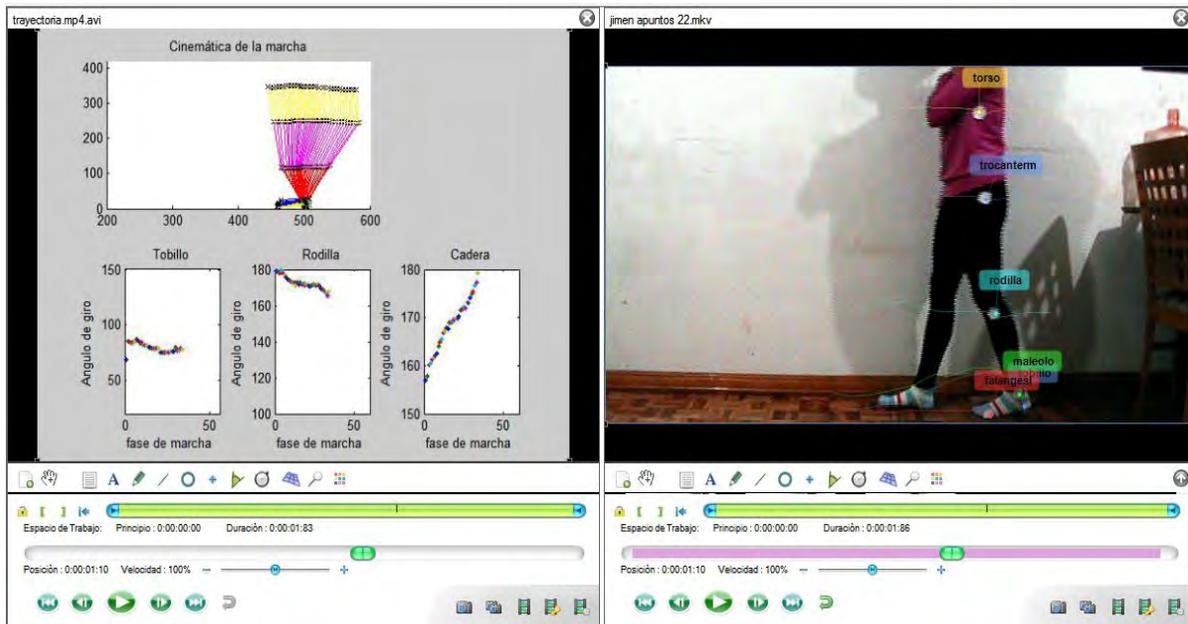
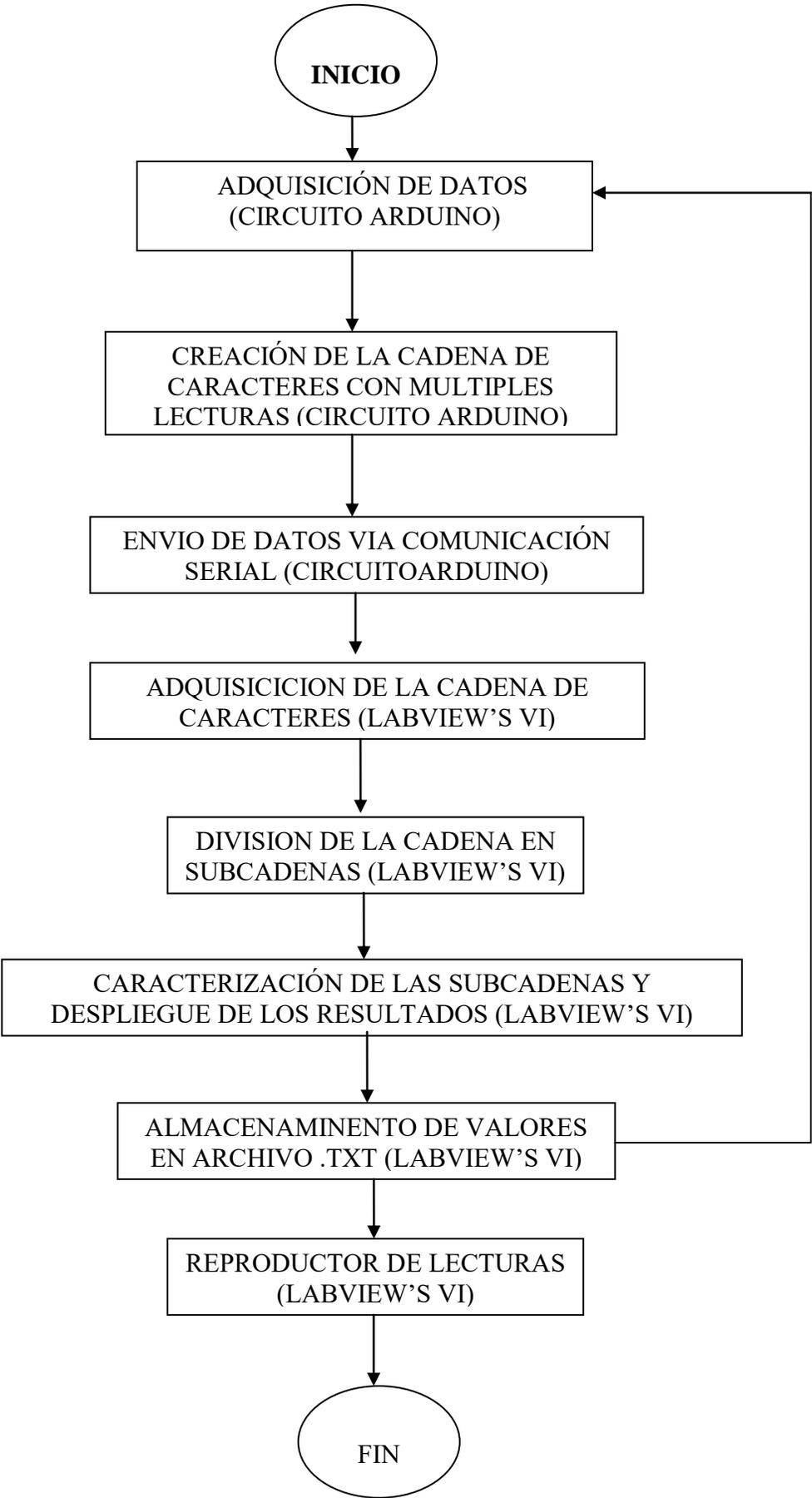


Figura 55. Comparativa de la animación generada en MATLAB y el video adquirido con las marcas. (Elaboración propia)

Implementación plantillas instrumentadas para medir podobarometría.

El diseño comenzó con identificar cada tarea que realiza el dispositivo. En el siguiente diagrama de flujo resume a grandes rasgos el funcionamiento del sistema.



Basados en el diagrama de flujo que describe, se decidió respetar este orden para la implementación del sistema. El diseño del circuito de adquisición de datos, partiendo de pruebas de funcionamiento, comenzó realizando el esquemático del circuito de adquisición de datos. La conexión de catorce terminales para la posterior conexión de las plantillas instrumentadas junto con el divisor de voltaje simple de cada uno de los sensores, la alimentación de 5 volts, la conexión del modulo bluetooth y los conectores necesarios para que el circuito sea montado sobre la placa arduino se ve de la siguiente manera en el diagrama. (Figura 56 y 57)

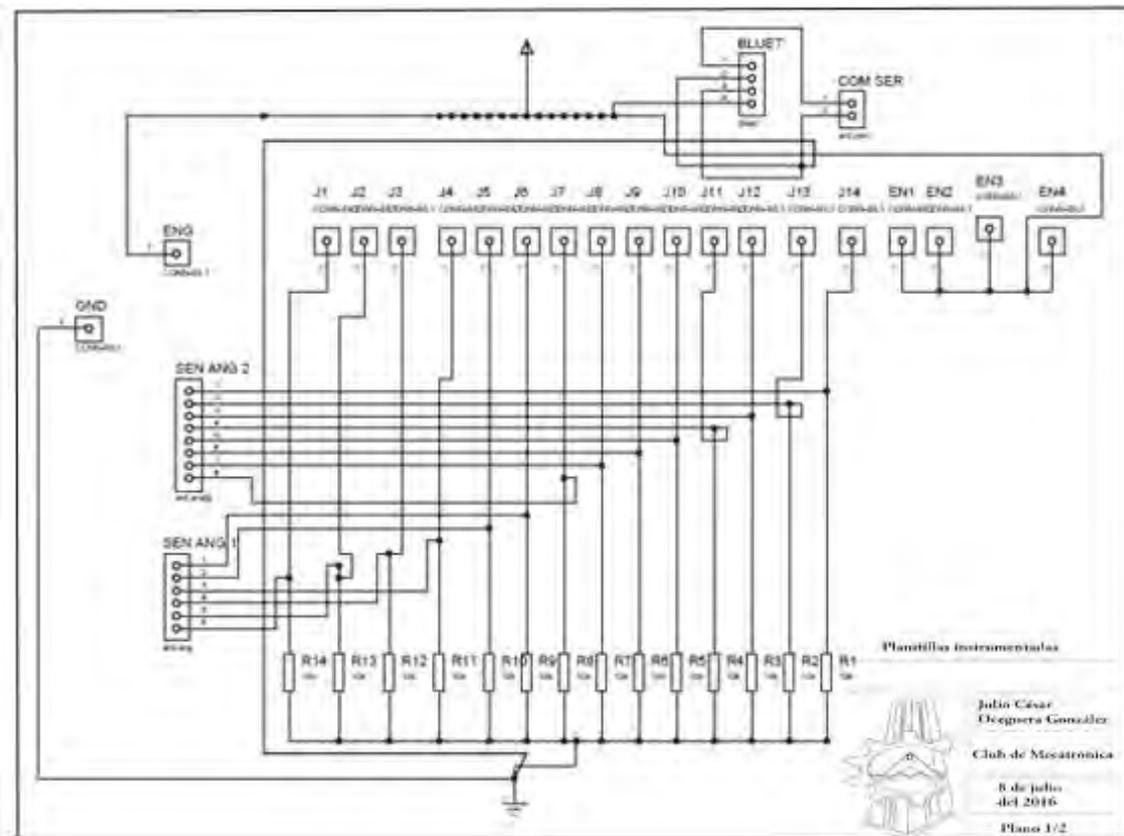


Figura 56. Diagrama de circuito de adquisición de datos. (Elaboración propia)

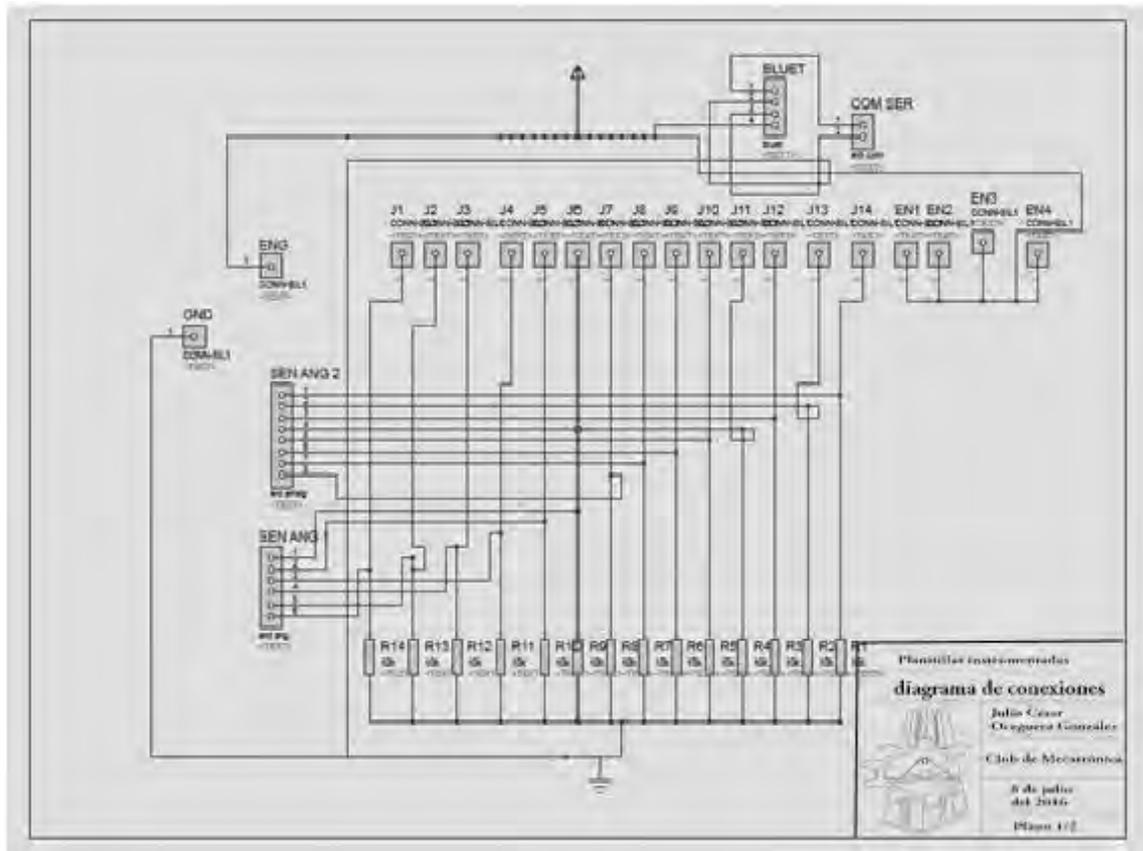


Figura 57. Diagrama de conexiones. (Elaboración propia)

Posteriormente se procedió a realizar el diseño de las pistas de la PCB del circuito, asignando espesores y geometrías adecuadas para su correcto funcionamiento, cuidando el acomodo de cada una de las conexiones que van a la placa arduino para que su montaje sea adecuado. Además de acomodos de las terminales para evitar errores en la manufactura de la misma. Cabe destacar la importancia de este paso, ya que es en este punto donde se deciden desde la geometría de la placa hasta cada uno de los barrenos para los componentes y conectores cuidando tolerancias. Es también en este paso donde se diseña su manufactura y distribución de cada componente. (Figura 58)

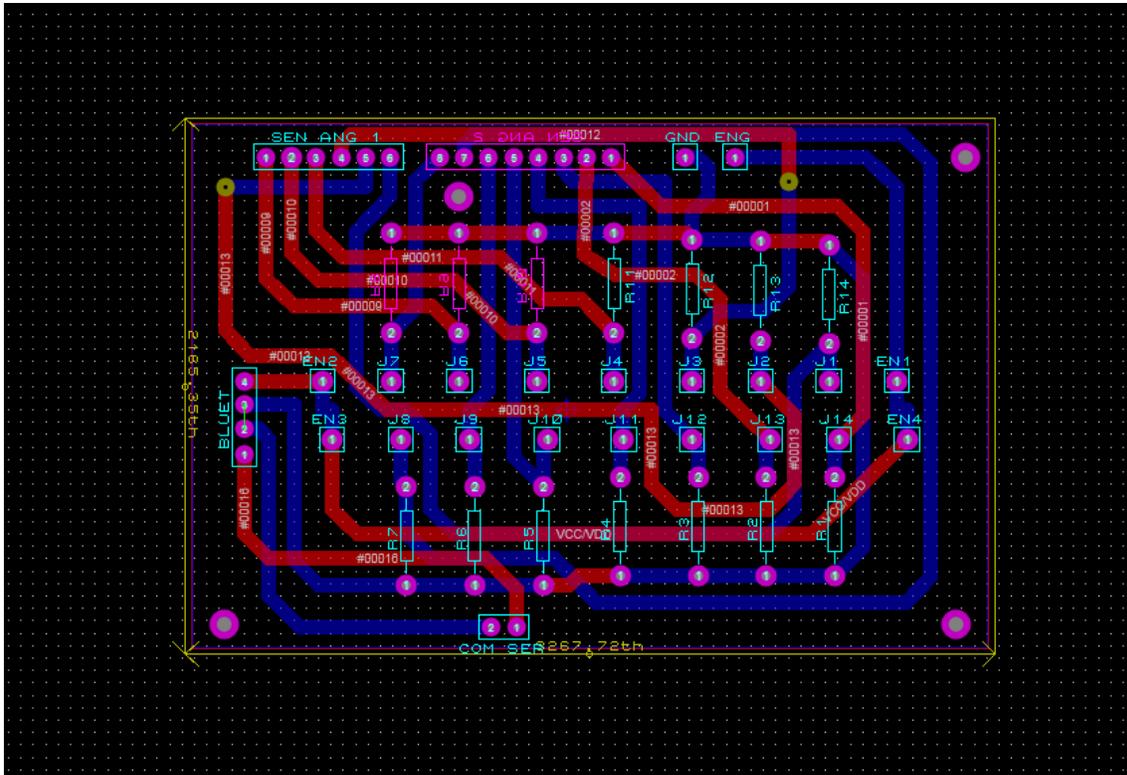


Figura 58. Diseño de las pistas de la PCB. (Elaboración propia)

El modelo 3D del circuito de adquisición de datos permite revisar el acomodo de cada uno de los componentes con la finalidad de conservar una distancia adecuada entre cada uno de ellos. (Figura 59)

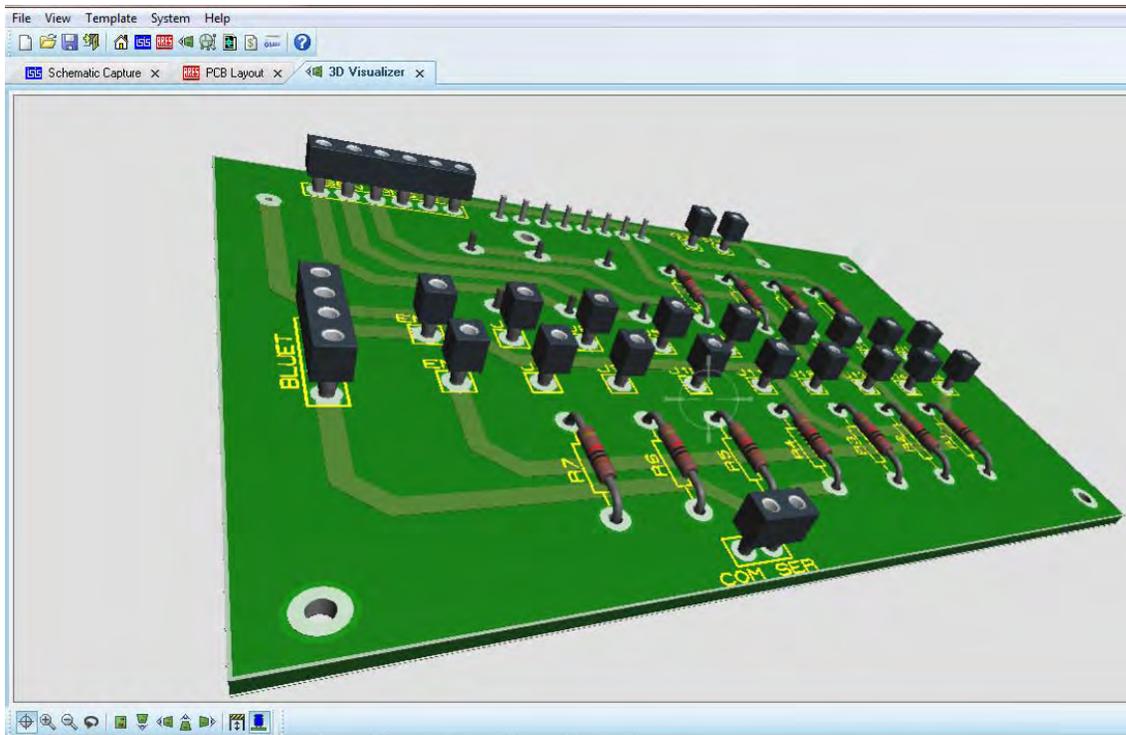


Figura 59. Modelo 3D de tarjeta con componentes. (Elaboración propia)

En las figuras se muestran las vistas de las caras superior e inferior de la misma para revisar las distancias entre los barrenos. (Figura 60 y 61)

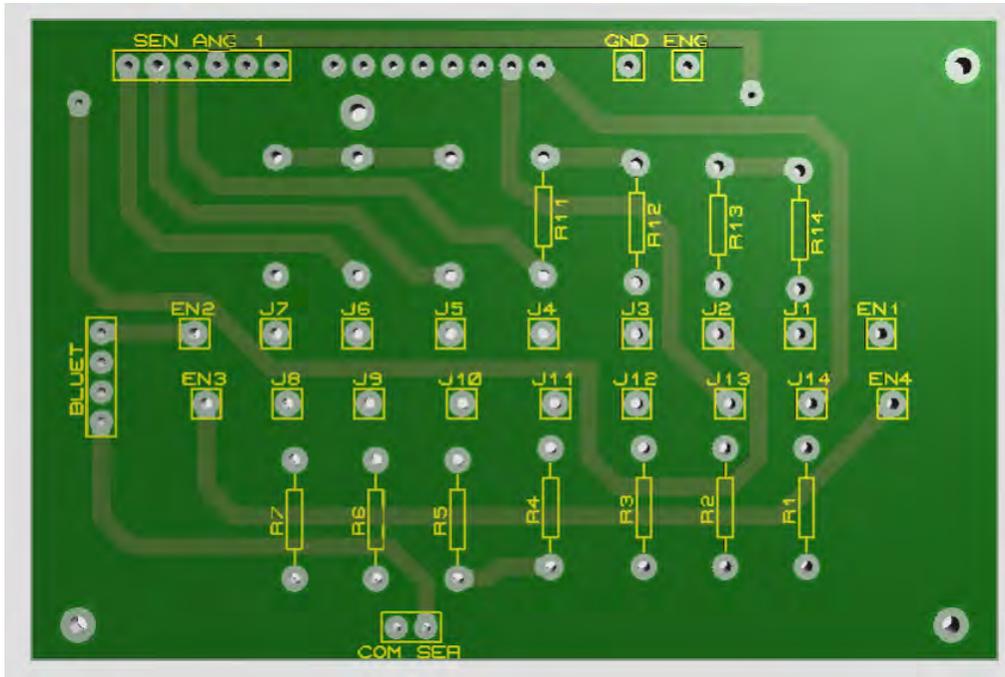


Figura 60. Modelo 3D vista superior. (Elaboración propia)

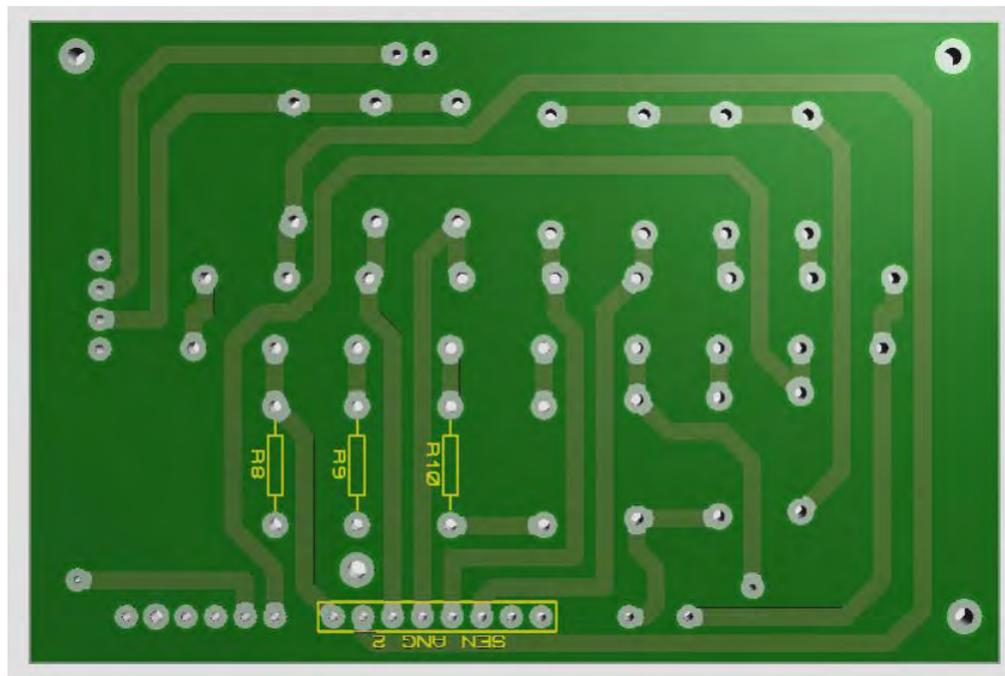


Figura 61. Modelo 3D de tarjeta vista inferior. (Elaboración propia)

Una vez revisado detenidamente los modelos en 3D de la PCB y cotejarlo con el diagrama de conexiones, se procedió a la manufactura de la misma. Se generó a partir del diseño de las pistas un archivo que muestre a espejo cada una de las caras de la placa, para su posterior impresión en una placa de doble cara virgen. (Figura 62 y 63)

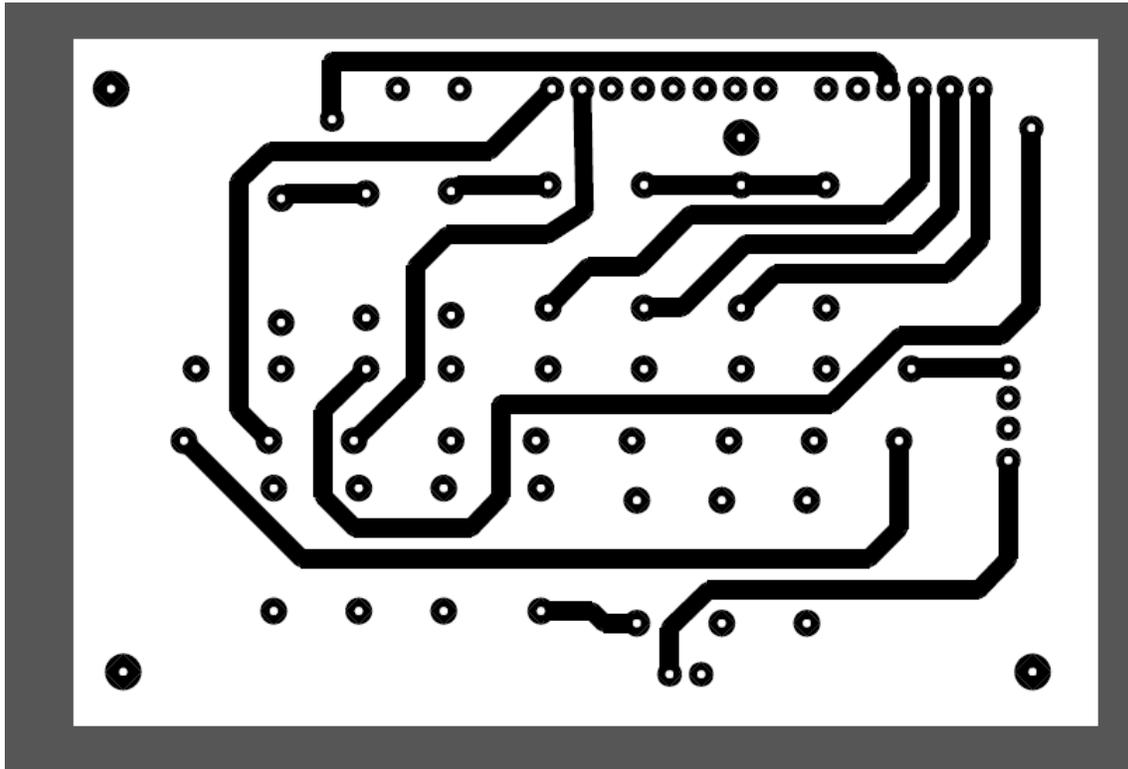


Figura 62. Cara superior de la PCB. (Elaboración propia)

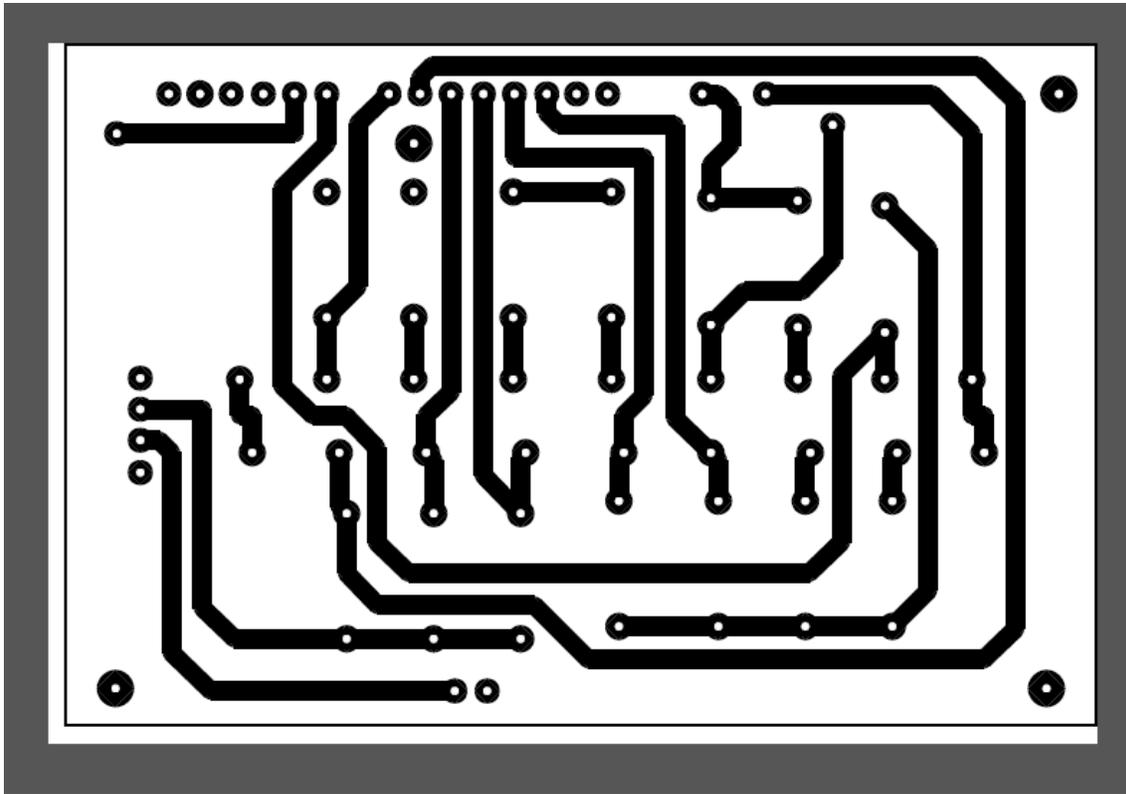


Figura 63. Cara inferior de la PCB. (Elaboración propia)

El siguiente paso fue manufacturar la placa dentro de las instalaciones del club de mecatrónica de la FES Aragón.

Por medio de calor, se traslado las pistas impresas de un papel liso llamado caucho a la pcb virgen. Inmediatamente se somete a la placa a un ataque químico con ácido férrico para eliminar las partes que no están protegidas por la tinta.

Posteriormente se realizaron los barrenos para los componentes eléctricos. Finalmente se soldán los componentes en el orden previsto. (Figura 64, 65 y 66)



Figura 64. Circuito ensamblado para montaje en la placa arduino. (Elaboración propia)

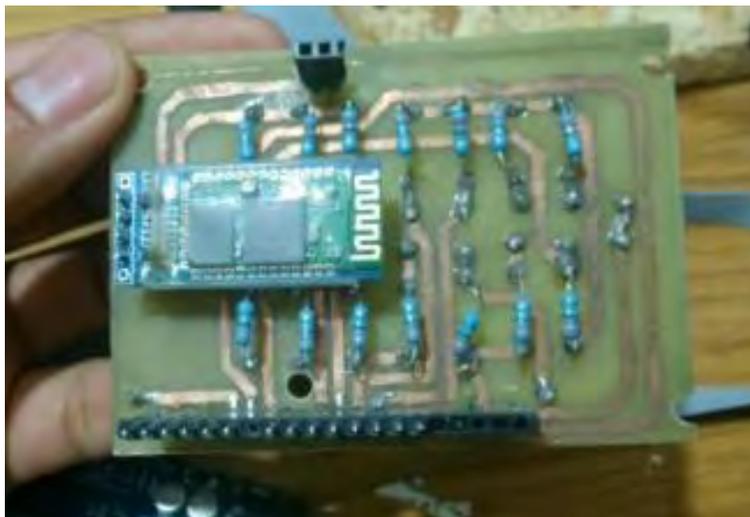


Figura 65. Circuito ensamblado para montaje en la placa arduino. (Elaboración propia)

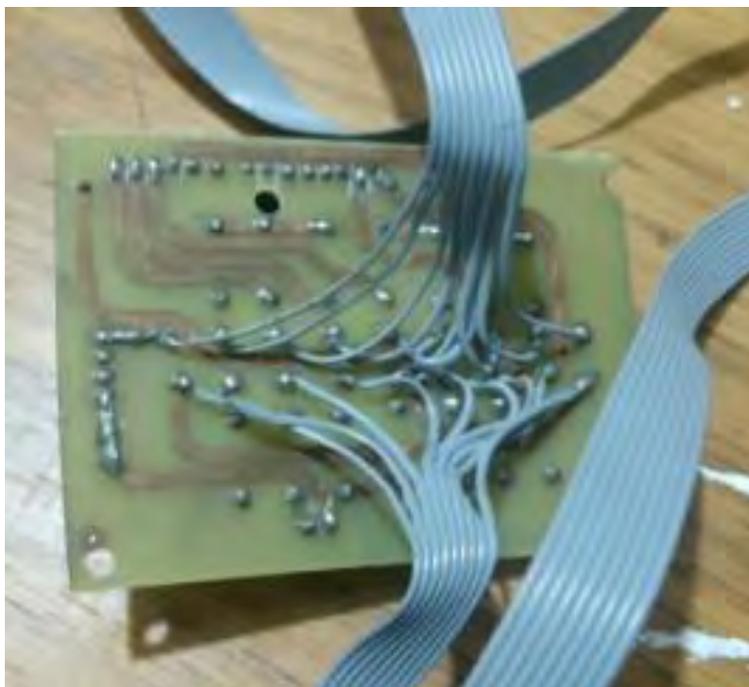


Figura 66. Vista de pistas del circuito para montar sobre la placa arduino.
(Elaboración propia)

Se montó el circuito sobre la placa Arduino. (Figura 67)



Figura 67. Montaje del circuito sobre la placa Arduino. (Elaboración propia)

El circuito ensamblado se conectó a una alimentación dada por una batería de 9 volts y se guardó en la carcasa, (Figura 68)



Figura 68. Circuito montado sobre la placa Arduino y conectado a alimentación de 9V. (Elaboración propia)

La carcasa cuenta con un switch de encendido y apagado. (Figura 69)



Figura 69. Switch de encendido del circuito montado sobre la carcasa. (Elaboración propia)

La presentación final del circuito no deja ni un componente al descubierto con lo que la carcasa cumple con su función de proteger al circuito y al usuario. (Figura 70)



Figura 70. Circuito montado con carcasa cerrada. (Elaboración propia)

Las plantillas constan de una matriz de FSR's con alimentación común. Todos los elementos de la matriz están adheridos a un material polimérico flexible para evitar su movilidad y posible pérdida de conexión entre los elementos. Esta matriz está protegida por un par de capas de un material espumante y forrada en piel para protegerlas del desgarro por el uso. (Figura 71)



Figura 71. Plantillas instrumentadas con circuito montado en su carcasa. (Elaboración propia)

Las plantillas fueron diseñadas para adaptarse a diferentes tallas de calzado, manteniendo la lectura en las áreas de interés. Sin embargo por las dimensiones finales las plantillas con las protecciones y el montaje, se robustecieron más de lo esperado. Lo cual obligo a limitar su uso en personas con talla de calzado de los 25 cm hasta los 30 cm.

La población adulta calza en este rango ya que la mayoría de las marcas maneja como tallas especiales el calzado que salga de este rango. Las plantillas se superponen antes de los metatarsos para ajustar en tallas de los 25cm hasta los 26.5cm.

Por otro lado en el virtual instrument creado en LabVIEW se realizaron un par de versiones. Una que permite observar en tiempo real el desarrollo de la plantipresión y guarda las variaciones durante el fenómeno en cada región. (Figura 72)

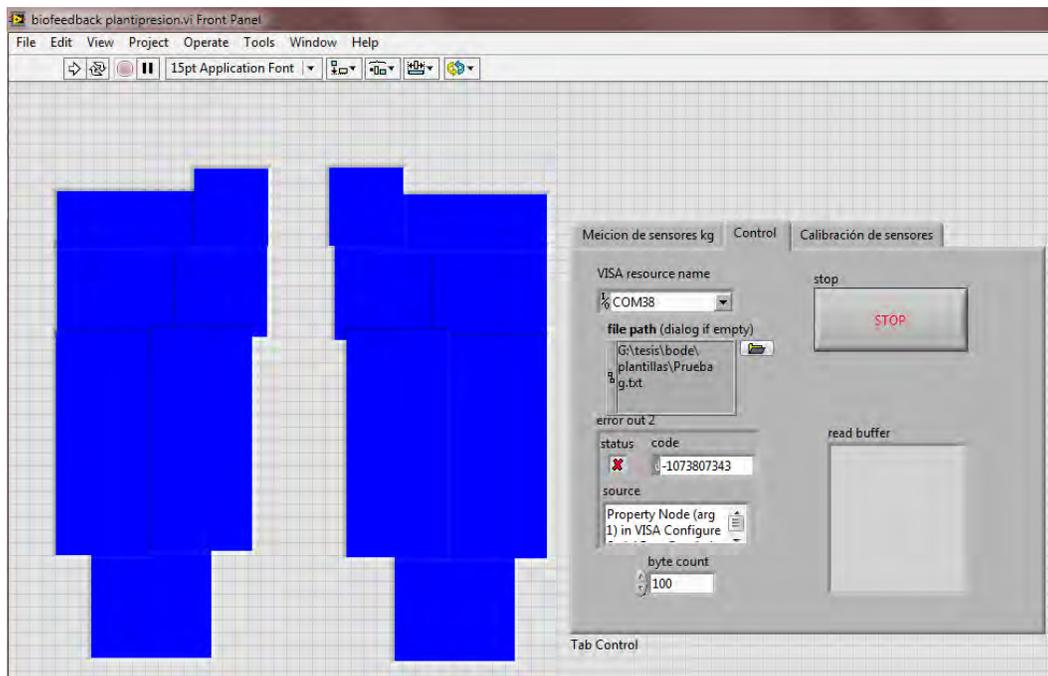


Figura 72. Retroalimentación del las plantillas instrumentadas mostrando la pestaña de control. (Elaboración propia)

El VI consta de un par de plantillas virtuales que, por región, traducen la presión en una caja de color. Además consta de un arreglo de indicadores numéricos que arrojan la cantidad de peso en [kg] que se presenta en cada región. (Figura 73)

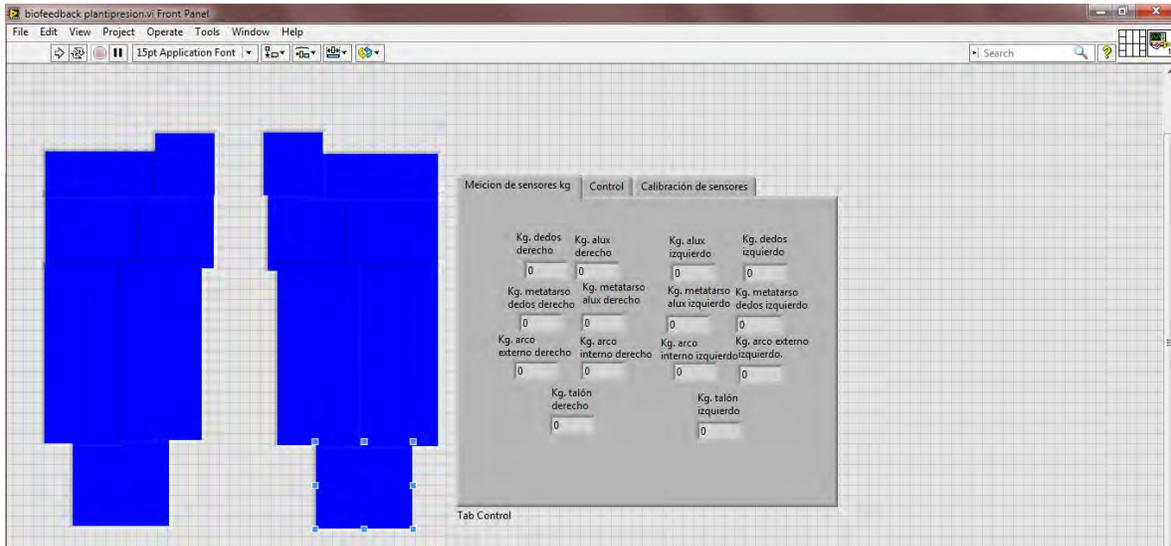


Figura 73. Interfaz de retroalimentación mostrando las mediciones en [kg].
(Elaboración propia)

La comunicación entre el circuito y el IV se realiza mediante tecnología bluetooth abriendo el enlace con comunicación serial. (Figura 74)

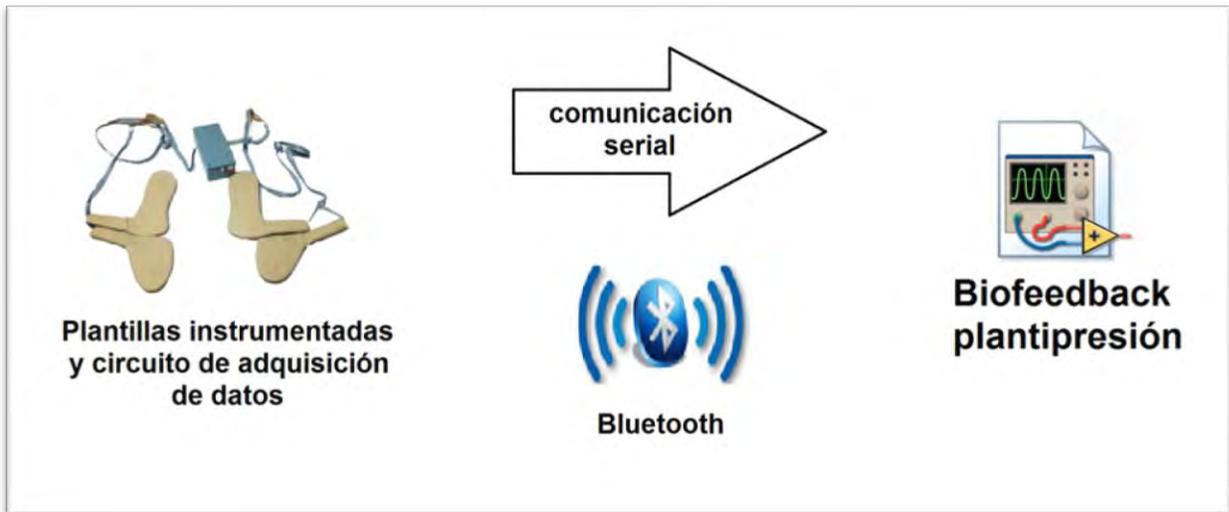


Figura 74. Simplificación de funcionamiento de las plantillas instrumentadas.
(Elaboración propia)

Es necesario emparejar el circuito como dispositivo bluetooth con la computadora. Este tipo de comunicación utiliza un puerto COM, para lo que se necesita poder buscar cuál es el puerto COM en el que se encuentra emparejado el circuito. Por ello es necesario en el IV tener la posibilidad de encontrar dicho puerto, para ello el circuito cuenta con una pestaña de control para poder encontrar el puerto COM. Además es posible verificar el flujo de cadena de caracteres, dar por terminada la lectura y buscar la ubicación del archivo *.txt* donde se almacenan las mediciones. (Figura 75)

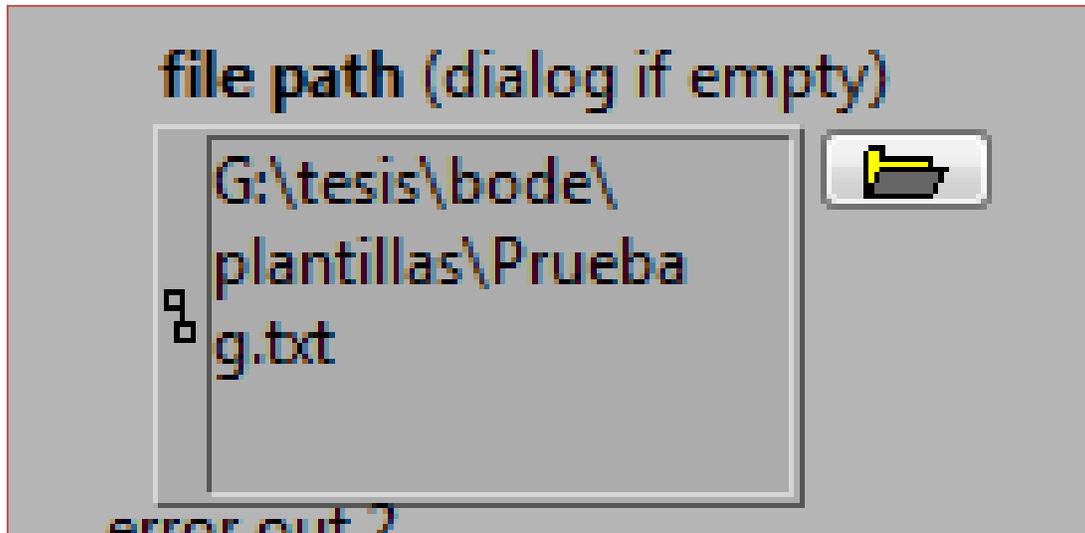


Figura 75. Interfaz de retroalimentación indicando donde colocar la ubicación del archivo *.txt*. (Elaboración propia)

Los FSR's , como se explico con anterioridad, no son útiles para mediciones de precisión. Por lo cual es necesaria la posibilidad de establecer el cero en cada medición. Por ello se dotó de un panel de control que permite modificar una variable de calibración dentro del proceso de caracterización. Esto se muestra en un arreglo similar al de las plantillas virtuales para mayor entendimiento de parte del usuario. (Figura 76)

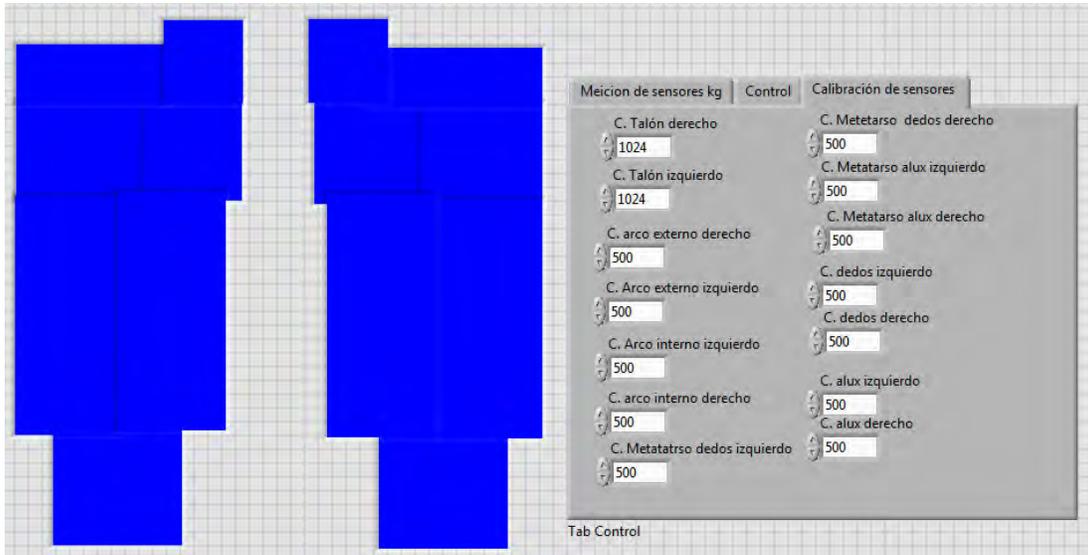


Figura 76. Interfaz mostrando la pestaña de calibración de variables para su caracterización. (Elaboración propia)

CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.

Resultados y discusión.

La prueba de marcha consta, a grandes rasgos, de podobarometría con las plantillas instrumentadas, goniometría virtual con visión robótica y una prueba de medición de rangos articulares con un goniómetro convencional.

La base de datos de la prueba engloba los archivos históricos en formato .txt de las mediciones de presión plantar, posicionamiento de marcadores en el trocánter mayor, condilo femoral externo, maleolo externo, falange distal del dedo pulgar y en el calcáneo. Además la videograbación de la prueba de marcha con seguimiento de los marcadores y el video del desarrollo angular generado en el programa en matlab.

Los resultados desde el punto de vista cinemático lograron una gran similitud con los revisados en diversas bibliografías. Esto es fácilmente observable en la comparativa de las gráficas de desarrollo angular revisadas en la bibliografía y las que arroja el sistema de goniometría con visión robótica.

Se realizó una comparativa de los resultados obtenidos por la prueba, específicamente del desarrollo articular tobillo, rodilla y cadera. A continuación se muestran dicha comparativa con una interpretación de la misma. (Gráfico 15 y 16)

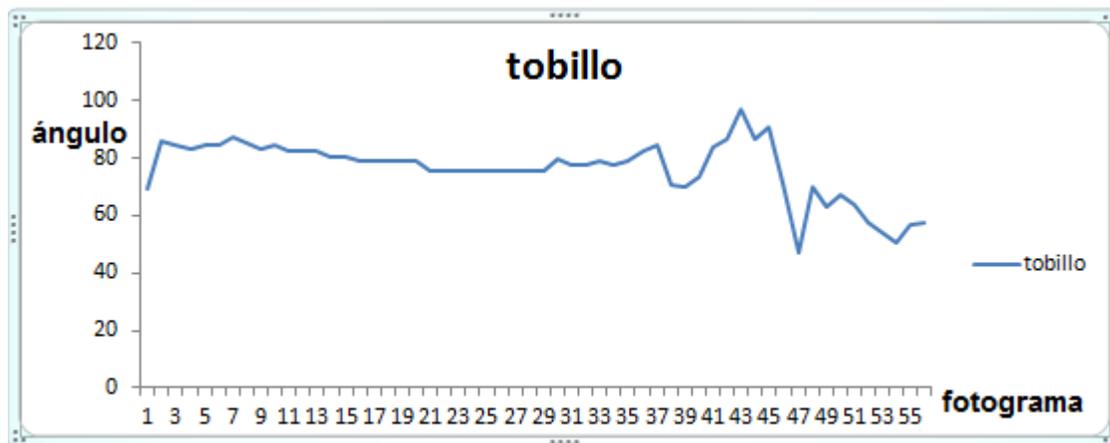


Gráfico 15. Desarrollo articular del tobillo experimentales obtenidas de la prueba de marcha.

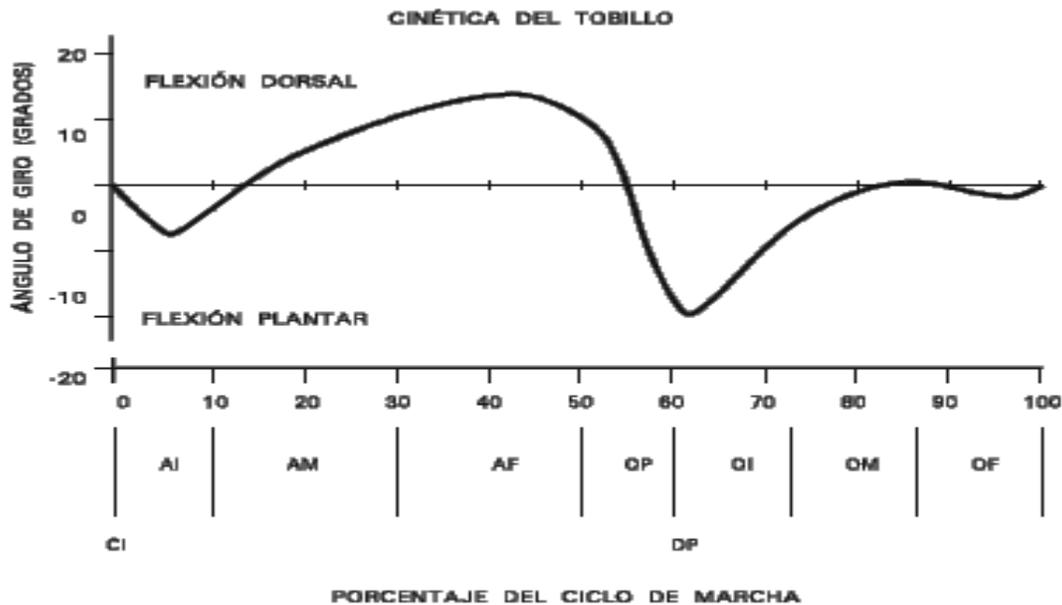


Gráfico 16. Gráfica que muestra el desarrollo angular teórico del tobillo.

La comparativa del desarrollo angular del tobillo muestra similitud en los valores pico en las fases de oscilación, por otra parte se puede ver que aparecen valores que se disparan. Existen regiones como la del apoyo medio, en donde se muestra un gran inconsistencia en los datos en referencia con la de la marcha normal.

La velocidad de movimiento en la fase de oscilación media y final dificulta la apreciación adecuada de la marcha. Esta dificultad técnica se traduce en una inconsistencia de los valores numéricos.

Lo que se logra observar en la gráfica es que la flexión y extensión máxima durante el movimiento coinciden en ambas gráficas. (Gráfico 17 y 18)

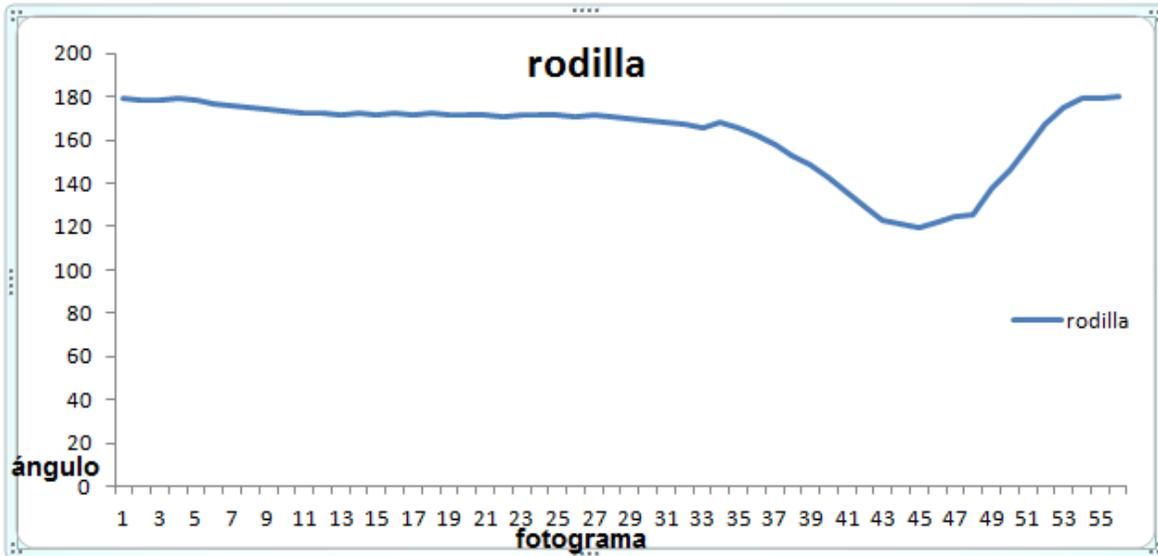


Gráfico 17. Desarrollo articular de la rodilla experimentales obtenidas de la prueba de marcha.

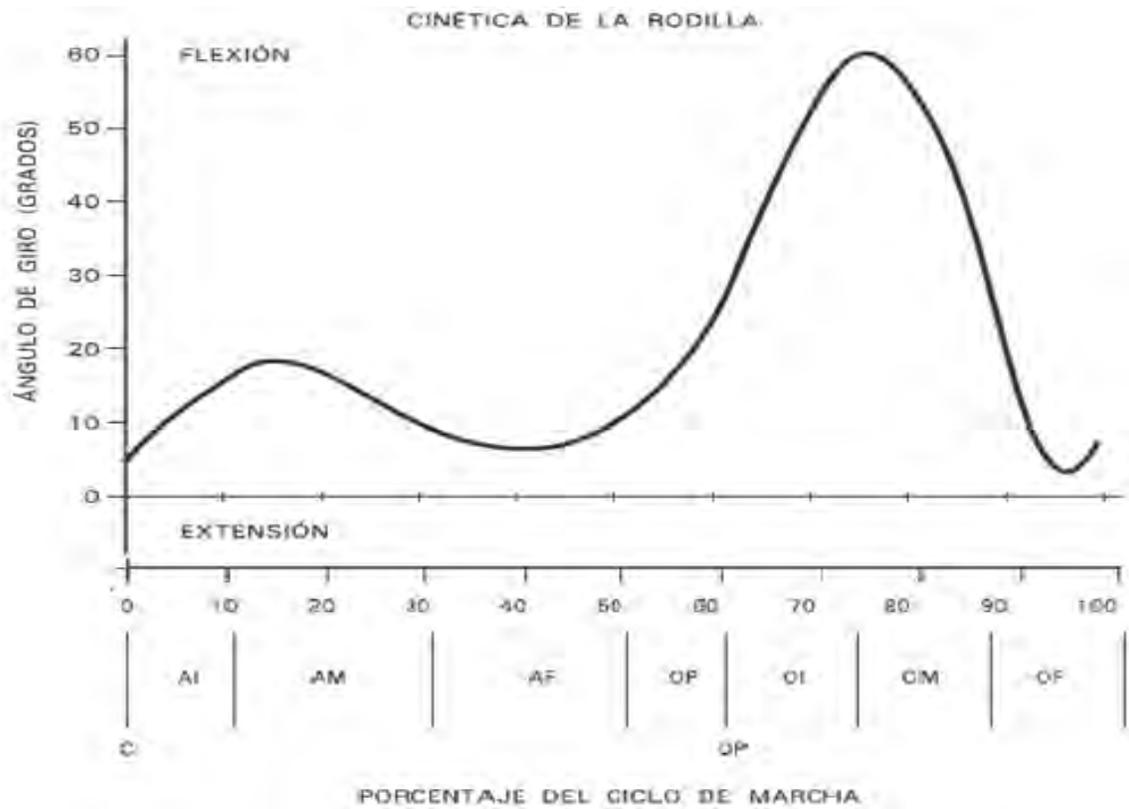


Gráfico 18. Gráfica que muestra el desarrollo angular teórico del tobillo.

En la comparativa de las gráficas es importante observar la gran similitud que tienen ambas gráficas, exceptuando las fases de apoyo inicial y apoyo medio. Esto nos indica que el sujeto de prueba realizó una flexión menor al momento de realizar el cambio de peso de una pierna a otra en la fase de doble apoyo. Los valores pico de extensión y flexión son menores en comparativa con el da la marcha normal. También se indica que la velocidad del movimiento de la rodilla no es tan grande en comparativa con la velocidad alcanzada por el tobillo. Esto se traduce en una mayor similitud de los resultados de la prueba con la gráfica de desarrollo angular de la marcha normal. (Gráfico 19 y 20)

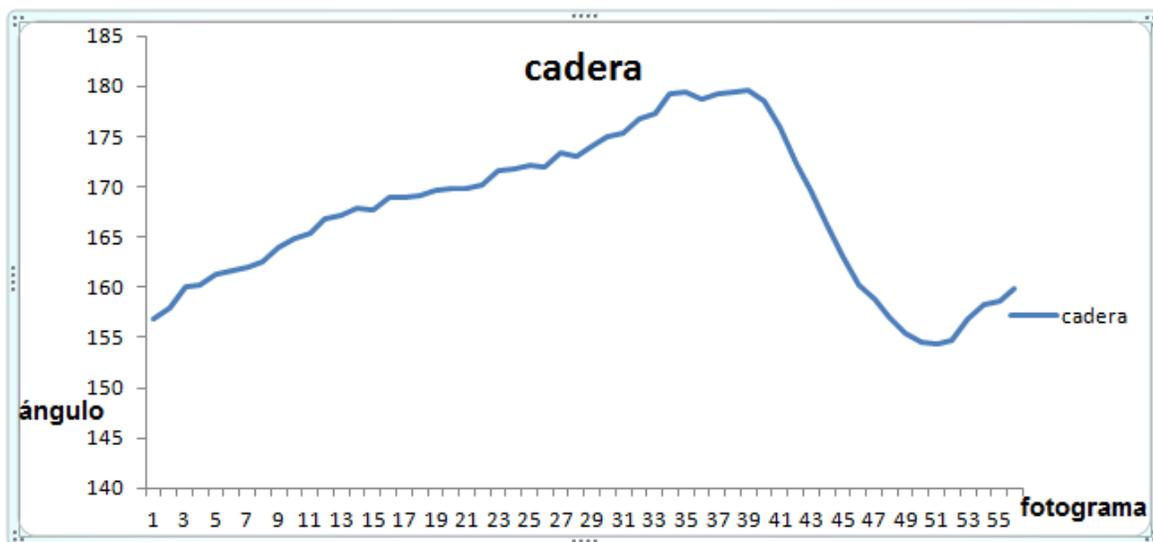


Gráfico 19. Desarrollo articular de la cadera experimentales obtenidas de la prueba de marcha.

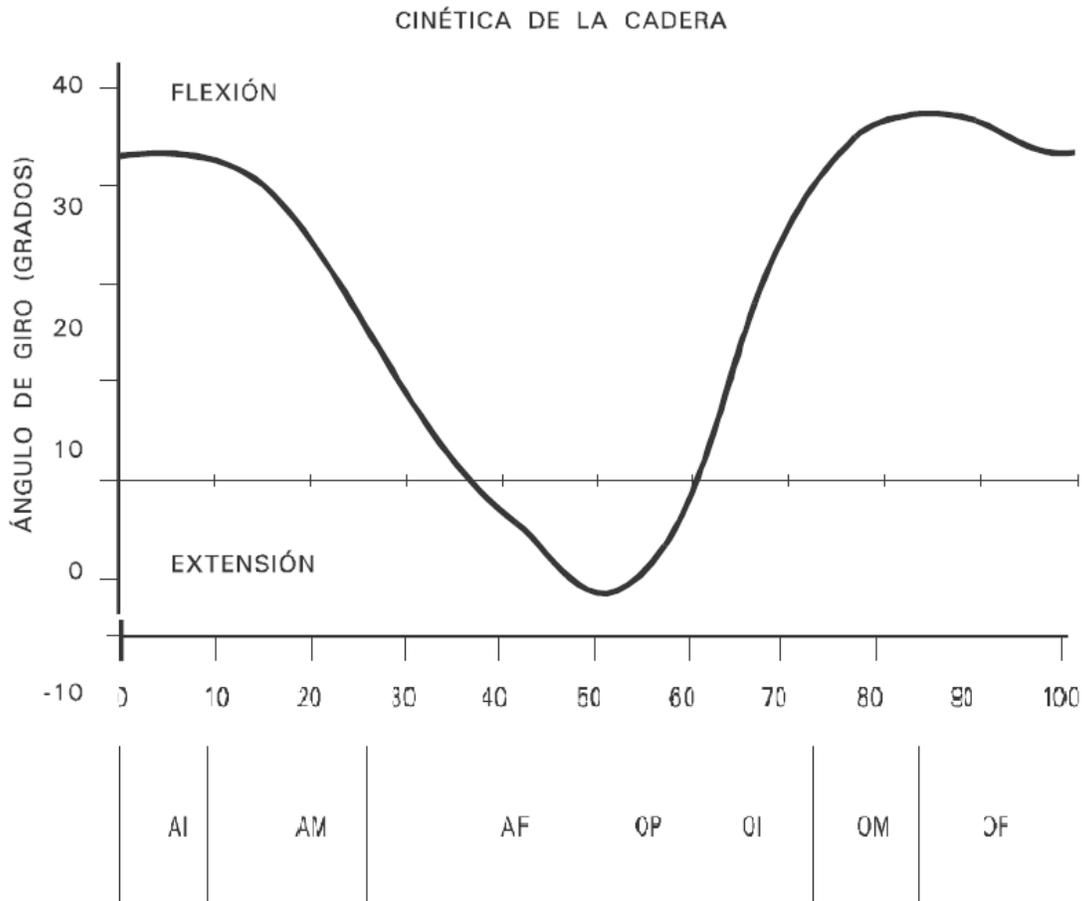


Gráfico 20. Gráfica que muestra el desarrollo angular teórico del tobillo.

Las gráficas de desarrollo angular de la cadera muestran una similitud mayor, esto es debida a que la velocidad con la que se desarrolla el fenómeno es menor en comparativa con la rodilla y tobillo.

La comparativa es clara en que la flexión es menos brusca en las etapas de apoyo inicial y medio, así como que la extensión se desarrolla en un tiempo mayor del que indica la gráfica de marcha normal.

Se observa la relativa similitud entre la geometría de ambas. Lo que indica que los valores críticos se encuentran en fases similares. Esto indica que la prueba logró capturar cuantitativamente los instantes donde el desarrollo angular alcanza sus valores críticos, por tanto los momentos donde la articulación logra su mayor flexión y extensión. Sin embargo el no poder estabilizar los cálculos de los marcadores a la altura del calcáneo, malelolo e interfalages nos crea una falta de fiabilidad muy grave. Por lo que relizar un modelo matemático ó algoritmo que

realice la comparativa entre la base desarrollada en este proyecto y la marcha de cualquier otro sujeto de prueba sería un ejercicio poco útil.

La prueba de visión robótica muestra un error de resolución por la velocidad de la cámara. La cámara utilizada para este proyecto entrega una calidad de 30 tomas por segundo, aun así fue insuficiente para lograr captar el movimiento de los marcadores de maleolo, calcáneo e interfalángicas. Sin embargo se observa una gran oportunidad de trabajo en la que consiguiendo una cámara que de una mayor cantidad de fotogramas por segundo y continuando con esta metodología es posible llegar a una prueba que de fiabilidad para continuar con el objetivo inicial del proyecto.

Por otro lado desde el punto de vista dinámico, Las plantillas instrumentadas mostraron en gran medida el desarrollo de la presión plantar durante el fenómeno. La resolución de las plantillas, pese a ser baja, logro mostrar el tipo de pisada de los sujetos de prueba. La retroalimentación en la gama de colores resultó de fácil interpretación por profesionales del área y para su uso didáctico. (Figura 77, 78, 79, 80, 81 y 82)

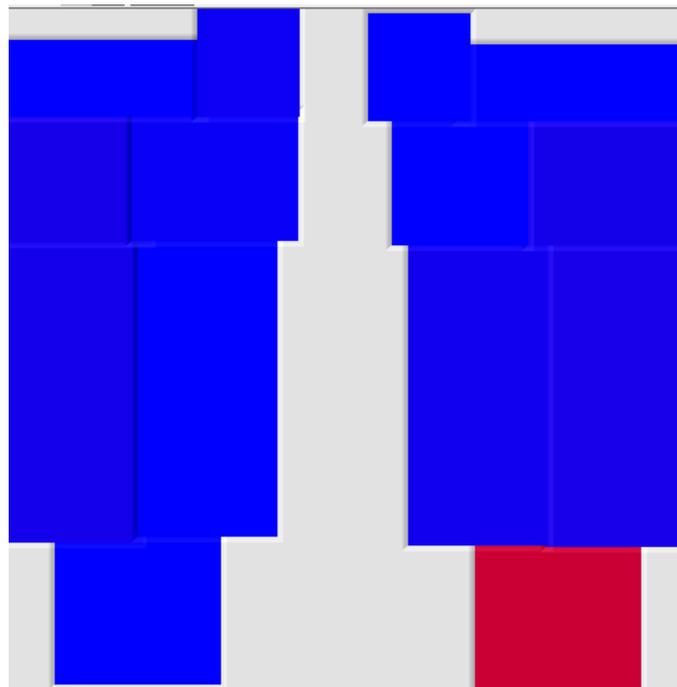


Figura 77. Biofeedback. Fase de apoyo inicial. (Elaboración propia)

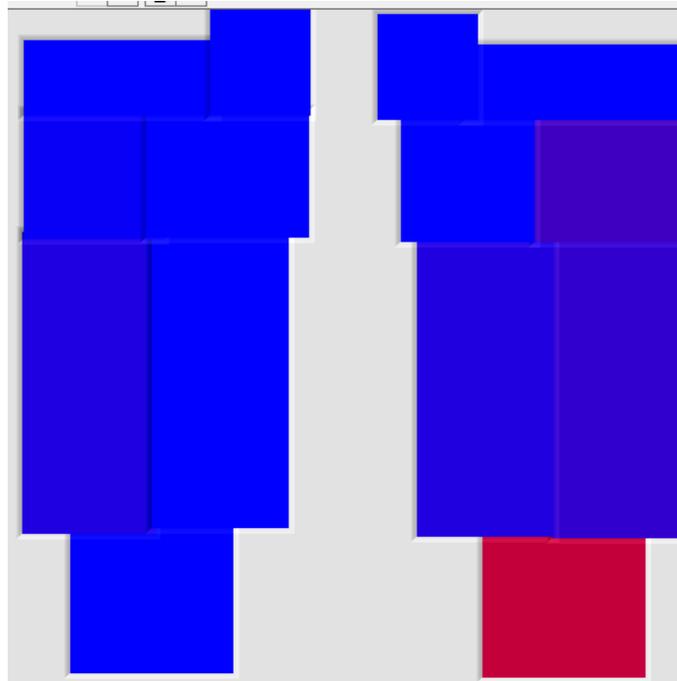


Figura 78. Biofeedback. Fase de apoyo medio. (Elaboración propia)

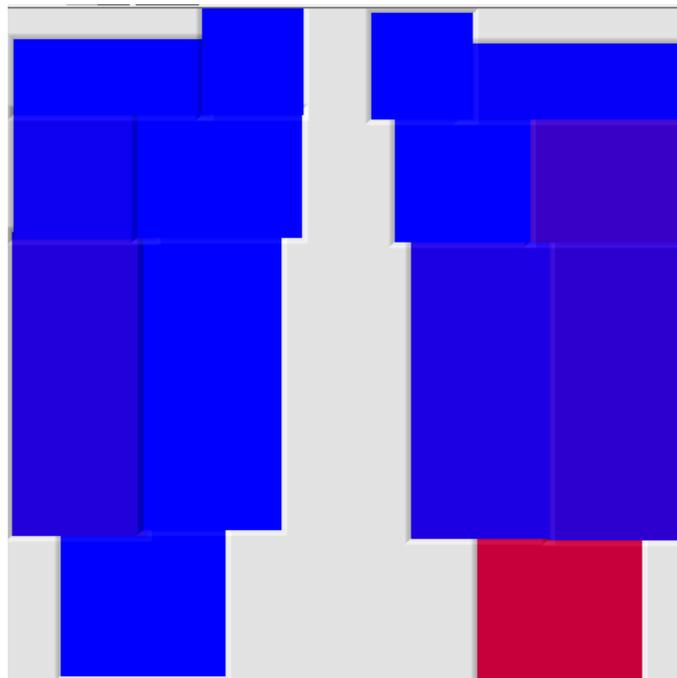


Figura 79. Biofeedback apoyo medio. (Elaboración propia)

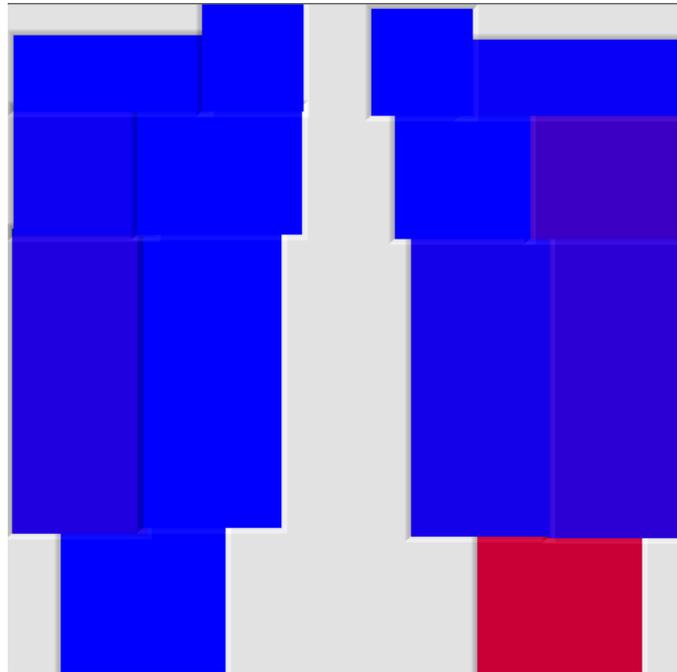


Figura 80. Biofeedback apoyo medio. (Elaboración propia)

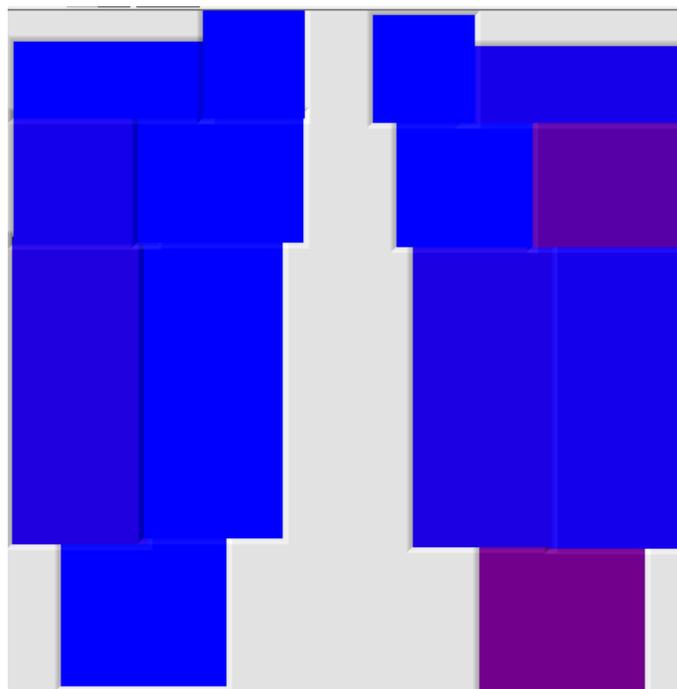


Figura 81. Biofeedback. Fase de apoyo medio. (Elaboración propia)

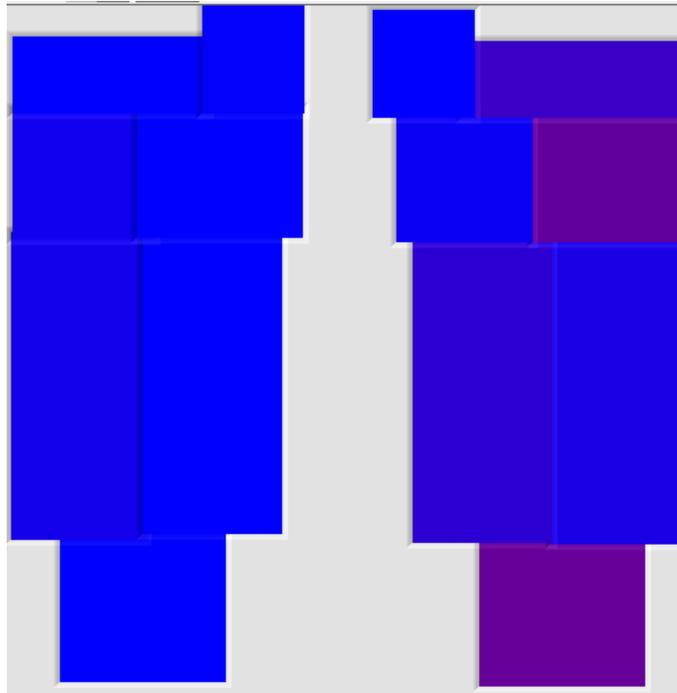


Figura 82. Biofeedback. Fase a poyo final. (Elaboración propia)

Es fácil interpretar en que parte de la planta del pie se encuentra el apoyo máximo así como las áreas en donde la presión es critica. Además de que el análisis no se limita a la reproducción del movimiento. Gracias al programa para lectura de registros históricos se puede analizar con detenimiento el comportamiento de dicha presión plantar con una interpretación simple. (Figura 83, 84, 85, 86, 87 y 88)

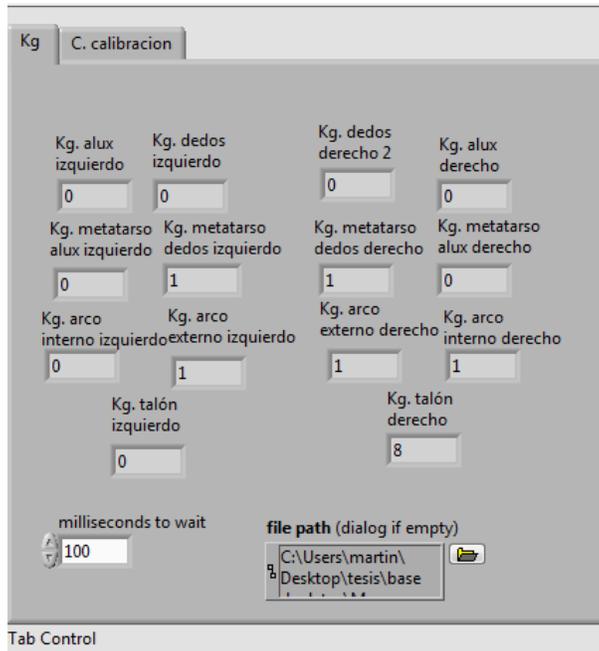


Figura 83. Planipresión [kg]. Fase de apoyo inicial. (Elaboración propia)

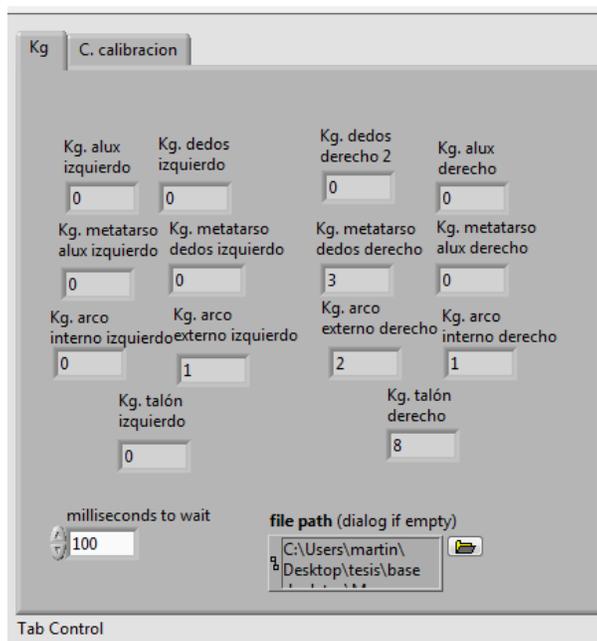


Figura 84. Fase de apoyo medio. (Elaboración propia)

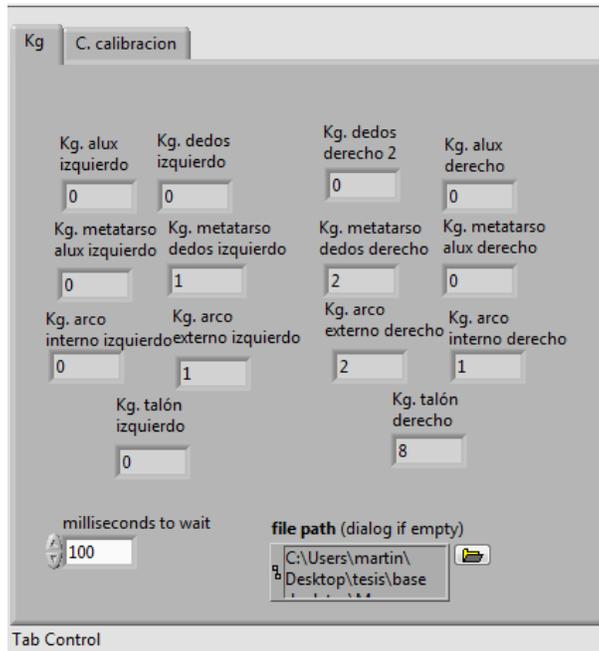


Figura 85. Fase de apoyo medio. (Elaboración propia)

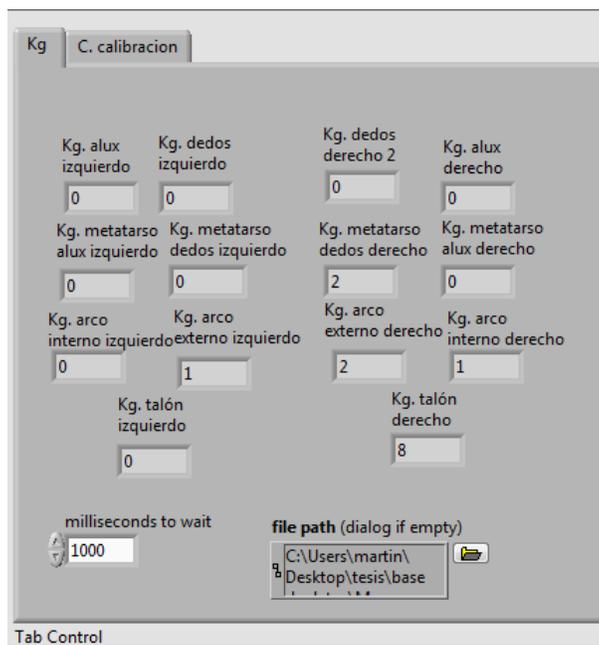


Figura 86. Fase de apoyo medio. (Elaboración propia)

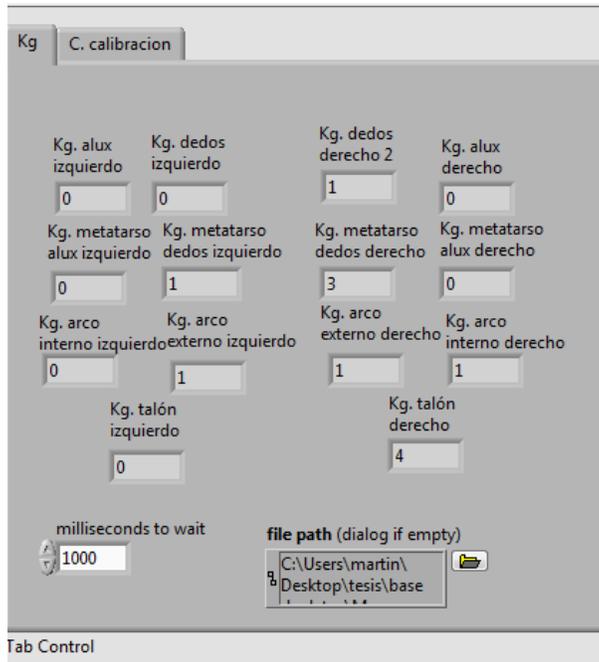


Figura 87. Fase de apoyo medio. (Elaboración propia)

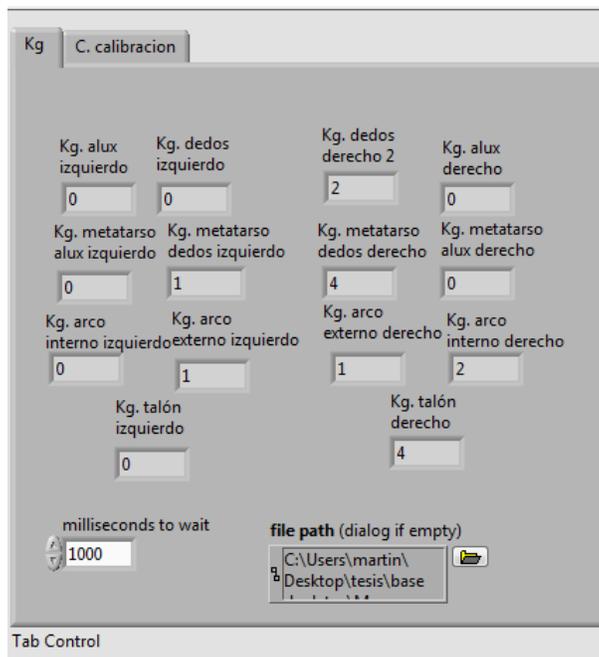


Figura 88. Fase de apoyo final. (Elaboración propia)

Por otra parte los resultados de la presión medida en kg permite conocer los puntos en los que la presión es crítica. Este tipo de estudios es de gran utilidad a ortopedistas que diseñan plantillas ortopédicas y que necesitan hacer una selección de material.

Fue posible observar la presión plantar en la interfaz en tiempo real y el registro histórico, sin embargo el uso de los Fsr's esta limitado por el hecho de que no están diseñados par sistemas de precisión. Por tanto pese a mostrar el cambio de presión en la gama de colores y marcar un cálculo de la presión en kg las mediciones no son exactas. Factores como el engrosamiento de las mismas plantillas, tipo de calzado de los sujetos de prueba y configuración de los sensores se tradujeron en variabilidades demasiado grandes para ser descartadas.

CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES

Conclusiones

La intención inicial del proyecto era crear un algoritmo que pudiera evaluar cuantitativamente la calidad de la marcha de cualquier persona. Se basaba en tomar una base de datos desarrollada con una prueba que abarcara el punto de vista cinemático y dinámico, traducir una eventual deficiencia cualitativa a una cuantitativa, con la intención de realizar un estudio confiable que arrojara resultados para ayuda en proyectos del área biomecánica.

El sistema de caracterización de la marcha humana tiene la utilidad de una herramienta descriptiva, con lo cual el profesional que haga uso podría llegar a la comprobación cuantitativa de dicha deficiencia. Sin embargo no cumple como una herramienta de diagnóstico de la deficiencia del ciclo de marcha para los sujetos de prueba. tiene la utilidad de una herramienta descriptiva, con lo cual el profesional que haga uso podría llegar a la comprobación cuantitativa de dicha deficiencia.

En las plantillas instrumentadas. La selección de sensores que no sirven para dar precisión, aunada a la manufactura de la placa de adquisición de datos, generó ruido en la mayoría de nuestras mediciones. Es necesario que en la siguiente interacción de las mismas se seleccionen sensores de distinto funcionamiento y geometría. Así como mejorar la calidad en los acabados de la soldadura y las pistas de la tarjeta de adquisición de datos.

En la visión robótica. Es necesario adquirir una cámara de alta resolución en fotogramas por segundo, debido a que la cámara que se utilizó arrojaba fotogramas con zonas de interés barridas. Los fotogramas que presentan dicha deficiencia, simplemente no son de utilidad. En el procesamiento de las tomas de video se necesita simplificar la exportación de las coordenadas espaciales de los marcadores. En la generación de reportes, se necesita idear una forma de hacer el comparativo de la gráfica de la ecuación característica de cada trayectoria y desarrollo angular.

El sistema de caracterización de la marcha humana tiene la utilidad de analizar fenómenos biomecánicos que no se desarrollen a grandes velocidades, por ejemplo: el centro de masa de una atleta desarrollando un levantamiento de pesas, medición de posturas en disciplinas como yoga, danza ó gimnasia. También es de ayuda para fenómenos en los que se requiera el análisis de la distribución de peso sobre las plantas de los pies, por ejemplo, bailarines de danza folclórica, boxeador, ciclistas, bailarines de danza clásica etc. Por tanto el sistema si cumple con el objetivo de ser una herramienta de ayuda para el desarrollo de

proyectos de diseño y fabricación de prótesis, órtesis y ayudas técnicas, esto permitiendo comparar cuantitativamente los gestos de interés.

Los costos de materiales utilizados en este proyecto oscilaron en los \$ 5,000.00 moneda nacional, contando sensores, controlador, cámara y el desarrollo de la placa. En comparativa con el costo de la plataforma que ofrece el Instituto de Biomecánica de Valencia que oscila en los 14,000 €, sin contar el software del cual no se tiene el costo exacto, se podrían generar más de 50 veces nuestros dispositivos.

Es necesario seguir trabajando en el área, ya que la FES Aragón no está generando estudios que sirvan para impulsar ó den a conocer el área biomecánica dentro y fuera de las instalaciones. En la medida en que estudios de este tipo arrojen resultados, se lograra una apertura con otras instituciones ó profesionales que pueden dejar conocimiento y reconocimiento a la FES Aragón. Este trabajo deja de tras un precedente de cómo abordar temas del área biomecánica, sin embargo el no lograr el objetivo principal de dejar instrumentos que puedan ser utilizados por un largo tiempo, deja la inquietud de seguir persiguiendo éste objetivo. Ya sea en un proyecto de tesis de algún otro alumno de las siguientes generaciones de la carrera de ingeniería mecánica ó el mismo servidor en un proyecto de grado.

El área de la biomecánica tiene muchísimas posibilidades para hacer converger infinidad de disciplinas. Un ejemplo claro es éste proyecto que me permitió trabajar de la mano con profesionales de Medicina del deporte en Ciudad Universitaria, investigadores en danza del Centro Nacional de Investigación, Documentación e Información de la Danza José Limón (CENIDI) y docentes de la Escuela Nacional de Danza Nellie y Gloria Campobello (ENDNGC) del Instituto Nacional de Bellas Artes (INBA).

Es de suma importancia que se apoye institucionalmente éste tipo de proyectos ya que las futuras generaciones no están viendo en el área biomecánica una oportunidad de desarrollo académico y mucho menos profesional. Por mi parte durante el desarrollo del proyecto no encontré mucho de donde impulsarme, más que la gran visión de mi asesor y algunas recomendaciones de docentes de la escuela. Fue necesario abrir el panorama fuera de las instalaciones de la FES. Sencillamente en la FES Aragón no hay material bibliográfico, herramientas de medición y mucho menos de una infraestructura en la cual hacer estudios de este tipo. Es necesario replantear el modulo de biomecánica del mapa curricular ya que sencillamente lo que se enseña difiere mucho de lo que se utiliza en la práctica de esta área. El talento de los alumnos de la facultad se ve limitado por la falta de herramientas para desenvolverse en ésta área. El apoyo institucional para este tipo de proyectos es insuficiente, así quedo demostrado con el proyecto de tesis

del cual se desprende éste ÓRTESIS ASISTIVA PARA ADULTOS DE LA TERCERA EDAD ya que no fue posible llegar a la etapa de prototipado por falta de recursos.

El interés que ha despertado éste proyecto podría traducirse en una vinculación institucional entre la FES Aragón y el INBA para crear un laboratorio de kinesiología de bajo costo que está requiriendo el personal docente de la Escuela Nacional de Danza Nellie y Gloria Campobello. Es necesario que las autoridades pongan especial atención en esta posibilidad ya que de la mano del club de mecatrónica podría desarrollarse un proyecto que beneficie a ambas instituciones y que tenga repercusiones benéficas para quien apoye ésta iniciativa.

En general los proyectos desarrollados en el club de mecatrónica están cargados de una visión que trasciende a la eventual titulación de que desarrolla el proyecto, sino que además sirve como punto de impulso para hacer crecer proyectos que retoman partes para continuar con la línea de investigación. Es esta connotación generacional dentro del Club de Mecatrónica que debe seguir como modelo en los demás grupos de trabajo dentro de la facultad.

BIBLIOGRAFÍA

Arduino (2012) ¿What is arduino? Italia. Recuperado el 19 de diciembre del 2015, de <https://www.arduino.cc/>

Baasys (2010) ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS EN 3D (FOTOGRAMETRÍA). España. Catalogo en línea. Recuperado el 19 de diciembre del 2015, de <http://www.baasys.es/analisis-de-movimientos-en-3d-fotogrametria.html>

BERGER, N., EDELSTEIN, J., FISHMAN, S. & WARREN, P. (2007) Protésica del miembro inferior. Escuela de Medicina de la Universidad de New York. Recuperado el 19 de diciembre del 2015, de <Http://www.oandplibrary.org/reference/protetica/>

Camarena, J. (2011) Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales. Colombia: Universidad libre de Cali.

Carrión, L., Ochoa, D. & Valverde, J. (2009) Análisis del funcionamiento del sensor de fuerza resistivo (fsr) con LABVIEW. UPS Cuenca.

Cepero, A. (2013). ICTUS HEMORRÁGICO. ACCIDENTE CEREBROVASCULAR HEMORRÁGICO, México. Consulta médica. Recuperado el 19 de diciembre del 2015, de http://consulta-medica.blogspot.mx/2013_10_01_archive.html#sthash.VI68WZDs.dpuf.

Equipos interferenciales de México (2015) OptoGait, Sistema de análisis de la marcha. México. Recuperado el 19 de diciembre del 2015, de <http://www.interferenciales.com.mx/pdf/catalogos/100.pdf>

Facultad de Estudios Superiores Iztacala (2004). Planimetría, México: Fes Iztacala. Recuperado el 19 de diciembre del 2015, de http://tuxchi.iztacala.unam.mx/cuaed/relacion_y_control/unidad1/planimetria.html

Fundación Española del Corazón (2000). ¿Qué es una cardiopatía isquémica?, España: FEC. Recuperado el 19 de diciembre del 2015 <http://www.fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/enfermedades-cardiovasculares/cardiopatia-isquemica.html>

Gómez, R. & Sapiña, F. (2005) Estudio biomecánico de la marcha en pacientes con artrosis de cadera. Universidad de Valencia departamento de medicina, Tesis doctoral, 2005.

Gosh, S. (2013). Diabetes, México: AMOLCA.

Ingeniería eléctrica electrónica, AC (2013) Proteus. España. Recuperado el 19 de diciembre del 2015, de <http://www.ieespain.com/ieeproteus/>

Inman VT, Ralston HJ, Todd F. (1981). Human walking. Williams and Wilkins, Baltimore, USA.

Instituto de Biomecánica de Valencia (2010) Aplicación de valoración funcional de la rodilla y del miembro inferior. España: IBV. Recuperado el 19 de diciembre del 2015, de <http://www.ibv.org/productos-y-servicios/productos/aplicaciones-biomecnicas/nedrodillaibv-aplicacion-de-valoracion-funcional-de-la-rodilla-y-del-miembro-inferior>

Instituto de Biomecánica de Valencia (2010) Aplicación para la valoración funcional de la marcha humana. España: IBV. Recuperado el 19 de diciembre del 2015, de <http://www.ibv.org/productos-y-servicios/productos/aplicaciones-biomecnicas/nedamhibv-aplicacion-para-la-valoracion-funcional-de-la-marcha-humana>

Instituto de Biomecánica de Valencia (2010) Aplicaciones Biomédicas. España: IBV. Recuperado el 19 de diciembre del 2015, de <http://www.ibv.org/productos-y-servicios/productos/aplicaciones-biomecnicas>

Instituto de Biomecánica de Valencia (2010) Aplicaciones NedAMH/IBV y NedSVE/IBV. España: IBV. Recuperado el 19 de diciembre del 2015, de <http://gestion.ibv.org/gestoribv/index.php/productos/descargables/229-nedamh-sve-ibv/file>

Instituto de Biomecánica de Valencia (2010) CATÁLOGO DE APLICACIONES BIOMECÁNICAS PARA EL LABORATORIO DE EVALUACIÓN DE LA DISCAPACIDAD. España: IBV. Recuperado el 19 de diciembre del 2015, de <http://appweb01.agenciaidea.es/Fondos/BajaDocumentacion?id=42006>

Instituto de Biomecánica de Valencia (2010) Sistema de plantillas instrumentadas para el análisis de las presiones plantares. España: IBV. Recuperado el 19 de diciembre del 2015, de <http://www.ibv.org/productos-y-servicios/productos/aplicaciones-biomecanicas/biofootibv-sistema-de-plantillas-instrumentadas-para-el-analisis-de-las-presiones-plantares>

Instituto Nacional de Estadística y Geografía Aguascalientes (2013). Estadísticas a propósito del día internacional de las personas de edad, México: INEGI.

Instituto Químico Biológico (2004), Neurología, España. IQB. Recuperado el 19 de diciembre del 2015, de <http://www.iqb.es/neurologia/visitador/v0015.html>

Interlink Electronics (2010). FSR Integration Guide and Evaluation Parts Catalog with Suggested Electrical Interfaces. E. U. A.

Kinovea (2010) Un microscopio para tus videos. Francia. Recuperado el 19 de diciembre del 2015, de <https://www.kinovea.org/>

Plantas de luz (2013). ¿Cómo funciona el Puente de Wheatstone? Monterrey.

Robert L. Norton (2008). Diseño de maquinaria, síntesis y análisis de máquinas y mecanismos. Worcester Polytechnic Institute Worcester Massachusetts, E.U.A.: Mc Grow Hill.

Rodríguez C. (2014): Departamento de Informática Universidad de La Laguna. Recuperado el 19 de diciembre del 2015, de <http://nereida.deioc.ull.es/~pcgull/ihiu01/cdrom/matlab/contenido/node2.html>

Secretaría de salud (2016). Encuesta Nacional de Salud y Nutrición de Medio Camino 2016 (ENSANUT MC 2016). México.

Taboadela, C. (2007) Goniometría una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales. Buenos Aires: Asociart

ANEXOS.

MEDICIÓN DE RANGOS ARTICULARES PARA LA MEDICIÓN DE LA MARCHA.

Nombre: _____ Edad: _____

Estatura: _____ Peso: _____ Tipo de piernas: _____

¿Tiene alguna lesión que le impida realizar el movimiento?

Articulación	Flexión	Extensión	Observaciones
Tobillo			
Rodilla			
Cadera			

Concedo la autorización para que estos datos sean utilizados con fines estadísticos, didácticos y aplicaciones derivadas que la investigación requiera.

Firma: _____

.....

Figura 89. Formulario de encuesta y aprobación para la prueba. (Elaboración propia)