



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**METODOLOGÍA Y DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA
ANALIZAR EL CICLO DE MARCHA HUMANA**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

INGENIERO MECATRÓNICO

PRESENTA

NORMAN ROGELIO MORALES VEGA

DIRECTOR DE TESIS

DR. ÁLVARO AYALA RUIZ



MÉXICO, D.F.

JUNIO 2011

AGRADECIMIENTOS

A mis padres

Por todo el apoyo, amor, cariño y comprensión que me han dado desde pequeño y que sé que nunca terminará. Por procurar que nunca nos falte nada y hacer de mí y mis hermanos mejores personas. A mi padre por todos sus regaños y consejos buscando siempre lo mejor para mí. A mi madre por todo su cariño y amor que me ha demostrado, porque eres para mí más que una madre y el soporte vital de la familia.

A mis hermanos

Por su ayuda en cada momento, consejos, desveladas y peleas, porque sé que sin su ayuda no lo habría logrado, porque somos un equipo y juntos lograremos cualquier cosa que nos proponamos.

A mis amigos

Por todas las mañanas, tardes y noches ya sean de estudio o de diversión que vivimos juntos a lo largo de nuestra estancia en la Universidad. Sé que aunque éste es un parte aguas para todos nosotros y que la vida nos llevará por diferentes caminos, al final nos volveremos a encontrar. Gracias por su amistad.

A mis tíos

Por compartir conmigo todas sus vivencias y sabiduría en aquellas noches de café y por haberme ayudado en infinidad de proyectos. El haber crecido a su lado los ha convertido en mis segundos padres.

A mis maestros

Porque sé que han dado lo mejor de sí para darme las herramientas necesarias para salir adelante en este mundo tan complicado y a algunos de ustedes por haberse convertido en más que maestros, en amigos.

A todos ustedes ¡GRACIAS!

Porque este no es un logro personal, sino un logro en equipo.

Contenido

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1	3
BIOMECÁNICA DE LA MARCHA	3
1.1 Definición de biomecánica	5
1.2 Marcha	6
1.2.1 Análisis cinemático de la marcha humana en el plano sagital.....	8
1.3 Elementos que modifican la marcha.....	13
1.3.1 Alteraciones en tobillo	13
1.3.2 Alteraciones en rodilla	15
1.3.3 Alteraciones en cadera.....	16
1.4 Videometría.....	17
1.4.1 Reconocimiento de patrones	19
1.4.2 Aplicaciones del reconocimiento de patrones	19
CAPÍTULO 2	21
ADQUISICIÓN DE LA MARCHA.....	21
2.1 Requerimientos y especificaciones	23
2.2 Metodología	24
2.3 Desarrollo del sistema.....	29
2.4 Instrumentación	36
CAPÍTULO 3	39
CASO DE ESTUDIO	39
3.1 Prueba del sistema	41
3.1.1 Inicio	41
3.1.2 Captura de la marcha	42
3.1.3 Resultados	42
3.2 Análisis de resultados.....	50
CONCLUSIONES	53
BIBLIOGRAFÍA.....	55
ANEXOS	57

INTRODUCCIÓN

La necesidad del hombre por buscar una mejor calidad de vida y los grandes avances tecnológicos a lo largo del tiempo, han tenido como consecuencia la creación de nuevas áreas de estudio. En este caso se trata de la unión de las ciencias de la ingeniería con la medicina, con el fin de obtener mejores estudios del cuerpo humano a través de la técnica de la biomecánica, sin embargo, como suele ocurrir, estos avances sólo se encuentran disponibles en países de primer mundo y con costos de implementación muy elevados. Es por ello que la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional Autónoma de México, a través de su Laboratorio de Biomecánica, se da a la tarea de desarrollar y mejorar proyectos que puedan convertirse en herramientas de diagnóstico para médicos, brindando así una mejor atención a los pacientes.

A partir de lo anterior, se tienen los siguientes objetivos:

Elaborar una metodología enfocada a los sistemas de adquisición de imágenes para el análisis y captura de la marcha humana.

Desarrollar un sistema para obtener los ángulos formados en cadera, rodilla y tobillo medidos desde el plano sagital a lo largo del ciclo de marcha.

Para cumplir con los objetivos antes mencionados, se propone desarrollar el presente trabajo de la siguiente manera.

Capítulo 1

Se mencionan los antecedentes históricos de la biomecánica, definición, surgimiento, análisis de marcha y patologías en la misma. Así mismo se busca introducir al lector en términos biomédicos y hacerle ver la importancia del desarrollo de nuevas tecnologías que brinden soporte a médicos especialistas enfocados en el estudio del análisis de marcha, para lograr mejores diagnósticos y con ello mejorar la calidad de vida de sus pacientes.

Capítulo 2

Muestra la metodología desarrollada con base en los requerimientos y especificaciones establecidos para obtener la captura de la marcha y posteriormente se explica de manera detallada el desarrollo del sistema PAM Programa para Análisis de Marcha el cual realiza la captura de la marcha.

Capítulo 3

Se presentan los resultados obtenidos por el sistema PAM y se comparan con lo establecido en la literatura del tema.

Finalmente se presentan las conclusiones del presente trabajo.

CAPÍTULO 1

BIOMECÁNICA DE LA MARCHA

Se mencionan los antecedentes históricos de la biomecánica, definición, surgimiento, análisis de marcha y patologías en la misma. Así mismo se busca introducir al lector en términos biomédicos y hacerle ver la importancia del desarrollo de nuevas tecnologías que brinden soporte a médicos especialistas enfocados en el estudio del análisis de marcha, para lograr mejores diagnósticos y con ello la calidad de vida de sus pacientes.

Por otro lado se muestra el concepto de videometría y reconocimiento de patrones, que es la técnica utilizada para el desarrollo del sistema de captura de la marcha.

1.1 Definición de biomecánica

La biomecánica por no ser considerada una ciencia y encontrarse en proceso de consolidación carece de una larga y sólida historia, es por ello que existen diversas definiciones, mismas que se encuentran en los textos y estatutos de las diferentes sociedades científicas y técnicas.

Algunas de ellas son:

- Biomecánica (E. Attinger, 1972).

Análisis formal y cuantitativo de las relaciones entre la estructura y la función de los tejidos vivos y las aplicaciones de los resultados obtenidos al ser humano en la salud y en la enfermedad.

- Biomecánica (Comité Z.94.1 ASME: Asociación Americana de Ingeniería Mecánica, 1972).

Estudio del cuerpo humano como un sistema bajo dos conjuntos de leyes: las leyes de la Mecánica Newtoniana y las leyes Biológicas.

- Biomecánica (S.I.B.: Sociedad Ibérica de Biomecánica, 1978).

Estudio de las fuerzas actuantes y/o generadas por el cuerpo humano y sobre los efectos de estas fuerzas en los tejidos o materiales implantados en el organismo.

Otra definición más reciente por parte de la Universidad de Valencia es:

- Biomecánica (IBV, 1992).

Conjunto de conocimientos interdisciplinarios generados a partir de utilizar, con el apoyo de otras ciencias biomédicas, los conocimientos de la mecánica y distintas tecnologías en, el estudio del comportamiento de los sistemas biológicos y, en particular, del cuerpo humano, y segundo, en resolver los problemas que le provocan las distintas condiciones a las que puede verse sometido.

En estas definiciones se resaltan algunas ideas:

1. A la biomecánica le compete el estudio de todos los fenómenos biológicos y del cuerpo humano en especial.
2. La mecánica, con un amplio apoyo tecnológico, posee métodos propios, que pueden aplicarse al estudio de los seres vivos.
3. La biomecánica se ha desarrollado porque aporta un enfoque útil en el estudio y solución de los problemas que afectan al hombre.

Nótese que en las definiciones dadas se evita el mencionar que la biomecánica es una ciencia, esto se debe a que aun habiendo demostrado su eficacia, y siendo mucha la atención que recibe, aún no es una ciencia como tal, sino que, por el contrario, está construyéndose día a día.

En este sentido la biomecánica tiene mucho más, por el momento, de técnica que de ciencia y todavía resta un vasto trabajo por ejecutar hasta que se convierta en una verdadera ciencia bien estructurada.

1.2 Marcha

Durante los primeros años de su infancia, el ser humano aprende a caminar de forma natural, experimentando con su cuerpo hasta alcanzar un estilo propio. Pese al carácter individual de este proceso, las semejanzas entre sujetos distintos son tales que puede hablarse de un patrón característico de marcha humana normal, así como de las modificaciones que dicho patrón experimenta debido a la influencia de diversos factores, intrínsecos o extrínsecos al sujeto y, sobretodo, bajo determinadas condiciones patológicas.

En realidad, la marcha humana es un fenómeno complejo para cuya descripción se requiere no sólo del conocimiento de los movimientos cíclicos que ejecuta el organismo, sino también de cuestiones tales como las fuerzas de reacción entre los pies y el suelo, las fuerzas y momentos articulares, los requerimientos energéticos y los mecanismos de optimización adoptados, y la secuencia e intensidad de actuación de los diferentes músculos involucrados.

El ciclo de marcha comienza cuando un pie hace contacto con el suelo y termina con el siguiente contacto del mismo pie. A la distancia entre estos dos puntos de contacto con el suelo se le llama un paso completo.

El ciclo de marcha se divide en dos principales componentes: la fase de apoyo y la fase de balanceo (Figura 1.1).

Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y después entra en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo.

Estas dos fases se van alternando de una pierna a la otra durante la marcha. En un paso completo, el apoyo sencillo se refiere al periodo cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo.

El periodo de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente. La diferencia entre correr y caminar es la ausencia de un periodo de doble apoyo.

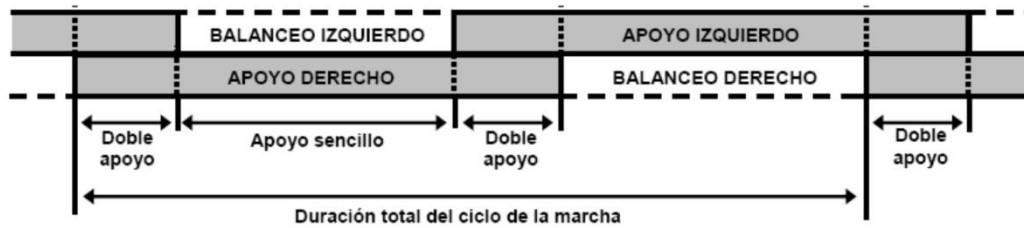


Figura 1.1 Representación de las fases de la marcha

La fase de apoyo está dividida en cinco intervalos:

- Contacto del talón.- Instante en que el talón toca el suelo.
- Apoyo plantar.- Contacto de la parte anterior del pie con el suelo.
- Apoyo medio.- Momento en que el trocánter¹ mayor se encuentra alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde el plano sagital.
- Elevación del talón.- Instante en el que el talón se eleva del suelo.
- Despegue del pie.- Momento en el que los dedos se elevan del suelo.

La fase del balanceo se divide en tres intervalos:

- Aceleración.- Se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después que los dedos dejan el suelo.
- Balanceo medio.- La pierna en movimiento rebasa a la pierna de apoyo como un péndulo.
- Desaceleración.- La pierna desacelera al acercarse al final del intervalo.

El tiempo promedio empleado durante cada fase del ciclo de marcha según el Instituto de Biomecánica de Valencia, a una velocidad normal de 100 a 117 pasos por minuto es:

Tabla 1-1 Parámetros de normalidad para varones (V) y mujeres (M)

Fuente	Cadencia (p/min)		Velocidad (m/s)		Long. Zancada (m)	
	V	M	V	M	V	M
Murray (1964,1970)	117	117	1.53	1.30	1.57	1.33
Chao (1983)	102	108	1.20	1.10	1.42	1.22
Kadaba (1990)	112	115	1.34	1.27	1.41	1.30
Perry (1992)	111	117	1.43	1.28	1.46	1.28

¹ Prominencia que algunos huesos largos tienen en su extremidad, y especialmente la de la protuberancia de la parte superior del fémur.

1.2.1 Análisis cinemático de la marcha humana en el plano sagital.

El análisis cinemático describe los movimientos del cuerpo en conjunto y los movimientos relativos de las partes del cuerpo durante las diferentes fases de la marcha.

El análisis está dividido en tres intervalos, en los cuales se describe cómo actúan el tobillo, rodilla y cadera en el plano sagital (Figura 1.3) para cada una de las fases.

Para interpretar adecuadamente los tres intervalos, es necesario definir los términos dorsiflexión y flexión plantar. (Figura 1.4)

La dorsiflexión (extensión) se mide en grados a partir de la posición inicial cero cuando el pie se mueve hacia la superficie anterior de la tibia. La flexión plantar (flexión) se mide en grados, a partir de la posición inicial cero, cuando el pie se mueve alejándose de la superficie anterior de la tibia.

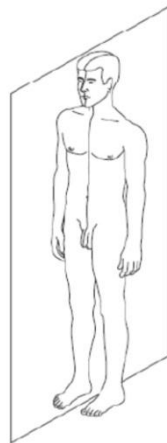


Figura 1.2 Plano sagital del cuerpo humano

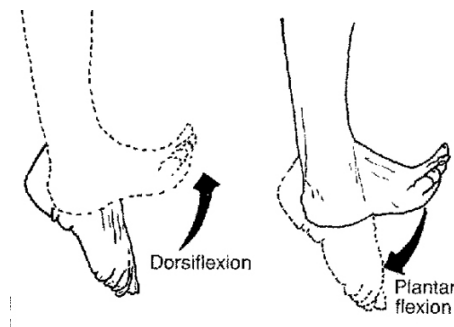


Figura 1.3 Dorsiflexión y flexión plantar

- Intervalo 1

Movimiento de las articulaciones en el plano sagital entre el contacto del talón con el suelo y el punto de apoyo medio.

A. El tobillo

Tabla 1-2 Movimiento de tobillo en el intervalo I

Posición	Descripción
Momento de contacto del talón con el suelo.	La articulación del tobillo está en posición neutra (0°). Justo entre la dorsiflexión y la flexión plantar.
Simultáneamente con el contacto del talón.	La articulación del tobillo empieza a moverse en dirección de la flexión plantar.
Momento en que la planta del pie hace contacto con el suelo.	La articulación del tobillo se mueve 15° de la posición neutra a la flexión plantar.
En la fase media.	La articulación del tobillo pasa rápidamente a aproximadamente 5° de dorsiflexión.

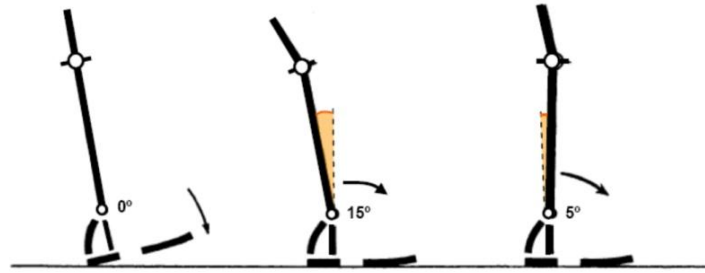


Figura 1.4 Estudio cinemático del tobillo en el intervalo I de la marcha

B. La Rodilla

Tabla 1-3 Movimiento de rodilla en el intervalo I

Posición	Descripción
Inmediatamente antes del contacto del talón con el suelo.	La articulación de la rodilla se encuentra en completa extensión.
Simultáneamente con el contacto del talón con el suelo.	La articulación de la rodilla comienza a flexionarse y continúa hasta que la planta del pie esté plana en el suelo.
Inmediatamente después de haber alcanzado la posición plana del pie.	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 20° de flexión y comienza a extenderse.
En el apoyo medio.	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose.

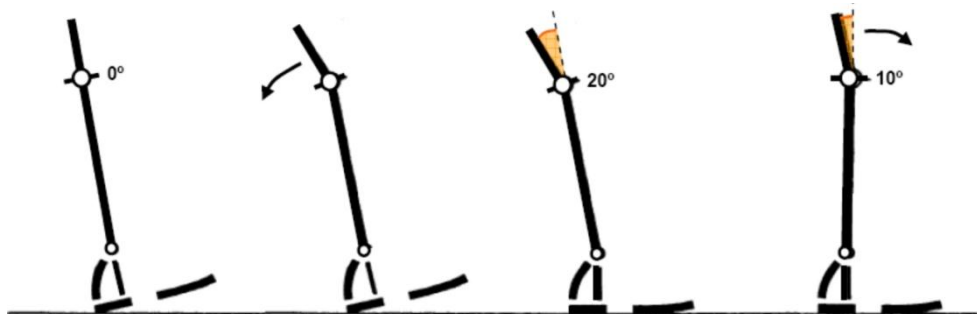


Figura 1.5 Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo I de la marcha

C. La Cadera

Tabla 1-4 Movimiento de cadera en el intervalo I

Posición	Descripción
Simultáneamente con el contacto del talón con el suelo.	La cadera está aproximadamente a 30° de flexión.
Inmediatamente después del contacto del talón con el suelo.	La articulación de la cadera comienza a extenderse.
En la posición del pie plano en el suelo.	El ángulo de flexión disminuye alrededor de 20°.
Entre el pie plano y el apoyo medio.	La articulación de la cadera se mueve a su posición neutral (0°).

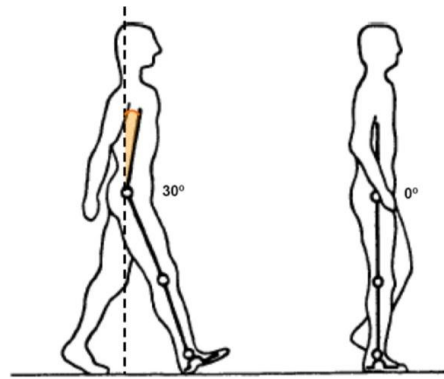


Figura 1.6 Estudio cinemático de la cadera en el intervalo I de la marcha

- Intervalo 2

Movimiento de las articulaciones en el plano sagital entre el apoyo medio y despegue del pie del suelo.

A. El Tobillo.

Tabla 1-5 Movimiento de tobillo en el intervalo II

Posición	Descripción
En el apoyo medio.	La articulación del tobillo pasa rápidamente a aproximadamente 5° de dorsiflexión.
En el momento que el talón se despegue del suelo.	La articulación del tobillo está aproximadamente a 15° de dorsiflexión.
En el intervalo de elevación del talón y el despegue del pie.	El tobillo se mueve rápidamente 40°, con lo que al despegar el pie del suelo la articulación está aproximadamente en 25° de flexión plantar.



Figura 1.7 Estudio cinemático del tobillo en el intervalo II de la marcha

B. La Rodilla

Tabla 1-6 Movimiento de rodilla en el intervalo II

Posición	Descripción
En el apoyo medio.	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose.
Inmediatamente antes de que el talón pierda contacto con el suelo.	La rodilla está a 4° de la extensión completa.
Entre el despegue del talón y el de los dedos.	La articulación de la rodilla se mueve de una extensión casi completa a 40° de flexión.

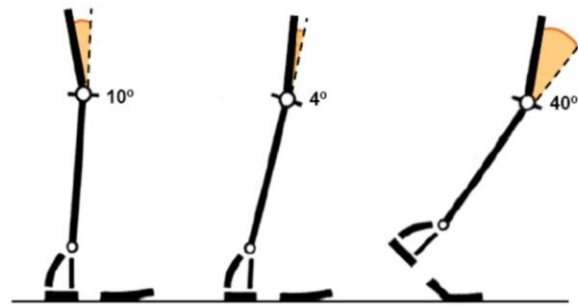


Figura 1.8 Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo II de la marcha

C. La Cadera.

Tabla 1-7 Movimiento de cadera en el intervalo II

Posición	Descripción
En el apoyo medio.	La articulación de la cadera se encuentra en posición neutra (0°) y comienza a moverse hacia la extensión.
Inmediatamente después del despegue del talón.	La cadera alcanza un máximo de hiperextensión de 20°.
En el momento de despegue de los dedos del suelo.	La cadera está cerca de una posición neutral y se mueve en dirección de la flexión.

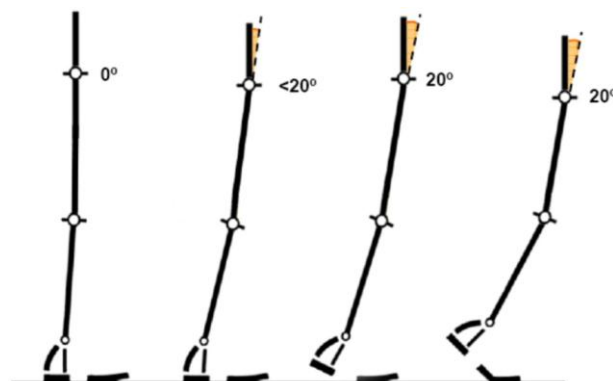


Figura 1.9 Estudio cinemático de la cadera en el intervalo II de la marcha

- Intervalo 3

Describe el movimiento de las articulaciones en el plano sagital en la etapa de balanceo.

A. El Tobillo

Tabla 1-8 Movimiento de tobillo en el intervalo III

Posición	Descripción
Durante la etapa de balanceo.	El pie se mueve de su posición inicial de flexión plantar al desprenderse del suelo a una posición esencialmente neutra (0°) que se mantiene durante toda la etapa de balanceo.

B. La Rodilla

Tabla 1-9 Movimiento de rodilla en el intervalo III

Posición	Descripción
Entre el despegue del pie y la parte media de la etapa de balanceo.	La rodilla se flexiona de una posición inicial de aproximadamente 40° a un ángulo de máxima flexión de aproximadamente 65°.
Entre la parte media de la etapa de balanceo y el contacto del talón.	La rodilla se extiende casi completamente hasta el último instante de la etapa de balanceo.

C. La Cadera.

Tabla 1-10 Movimiento de cadera en el intervalo III

Posición	Descripción
Durante la etapa de balanceo.	Partiendo de una posición neutral, la articulación de la cadera se flexiona aproximadamente 30° y se mantiene en esa posición.

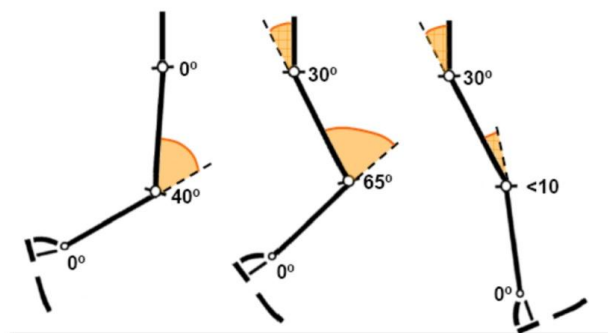


Figura 1.10 Estudio cinemático de las articulaciones en el intervalo III de la marcha

1.3 Elementos que modifican la marcha

Hasta ahora se ha estudiado cual es el estándar en la marcha del ser humano, cuáles son los ángulos formados en las articulaciones a lo largo del todo el ciclo de marcha, parámetros de cadencia, velocidad y longitud de zancada, pero también es importante mencionar las diferentes patologías o alteraciones formadas en la marcha del ser humano.

1.3.1 Alteraciones en tobillo

Los trastornos funcionales de la articulación de tobillo se manifiestan, de forma genérica, como una flexión plantar o una flexión dorsal exageradas. Alteraciones de sólo 5° pueden provocar alteraciones de la marcha, debido al escaso rango de movilidad de tobillo en dicha actividad.

- Flexión plantar exagerada

Esta alteración modifica toda la fase de apoyo y las fases media y final del balanceo.

Descripción:

En la fase de contacto inicial cabe distinguir dos situaciones:

- Puede abordar el suelo con un contacto de talón bajo, con unos 15° de flexión plantar de tobillo y una extensión completa de rodilla, que puede ir seguido de caída de antepié² de forma incontrolada cuando el control pretibial³ es débil (Figura 1.11).

- El contacto inicial se realiza con el antepié, con lo cual existe una combinación de pie equino⁴ (Figura 1.12) con una flexión de rodilla de unos 20°. Este contacto inicial de antepié puede originar tres patrones de carga diferentes, dependiendo la causa del pie equino:

- a) Si la retracción es elástica, el pie cae rápidamente mientras la tibia permanece vertical.
- b) Permanecer la postura en equino o bien
- c) Hay una caída al apoyo completo del pie, pero la tibia es conducida posteriormente en presencia de un tobillo rígido en flexión plantar.

² Parte anterior del pie, formada por los cinco metatarsianos y las falanges de los dedos correspondientes.

³ Situado por delante de la tibia.

⁴ Pie caracterizado por una extensión forzada y reposada sobre el suelo por su extremidad anterior.

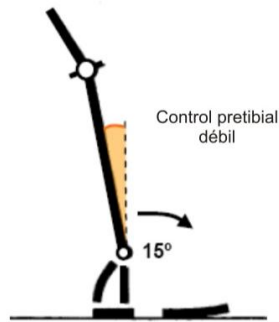


Figura 1.11 Caída de antepié de forma incontrolada cuando el control pretibial es débil



Figura 1.12 Pie equino

En la fase final del apoyo, sólo cuando hay un despegue rápido de talón se puede tener un patrón de marcha bastante normal, en las otras dos situaciones se acorta la longitud del paso de forma importante, al no poder realizar el despegue de talón.

Causas de Flexión plantar de tobillo exagerada:

- Debilidad de la musculatura pretibial, con caída incontrolada de antepié.
- Contractura en flexión plantar, la postura más habitual es la de 15°, que coincide con la de menor tensión capsular.
- Flexión dorsal exagerada

La fase de apoyo y de oscilación, aunque provoca una alteración funcional más importante en el apoyo que en la oscilación, no siendo habitualmente observable en ésta.

Descripción:

En la fase inicial del apoyo origina una flexión de rodillo de talón aumentado. Este efecto provoca el incremento de la flexión de rodilla cuando cae el antepié (Figura 1.13), que supone una mayor demanda del cuádriceps. Cuando el contacto de talón continúa en la fase final del apoyo, la alteración es llamativa. Inversamente, si se produce el despegue de talón una flexión aumentada de rodilla puede enmascarar el adelantamiento tibial adicional por la excesiva flexión dorsal de tobillo. En la preoscilación, no existe la flexión plantar normal de tobillo, lo que supone un adelantamiento relativo de la tibia.

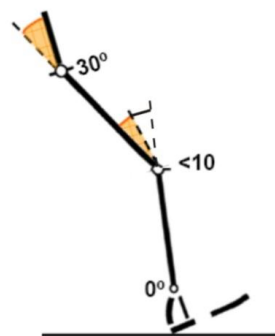


Figura 1.13 Incremento de flexión de rodilla cuando cae el antepié

Causas de dorsiflexión exagerada:

- Debilidad del tríceps, puede ser por falta de uso, parálisis o un alargamiento quirúrgico excesivo para paliar una retracción del tendón de Aquiles. La debilidad del sóleo supone un adelantamiento de la tibia sobre el pie en la fase media del apoyo, además impide el despegue de talón en la fase final del apoyo. El papel de los flexores plantares es importante tanto en la propulsión como en el mantenimiento postural.
- El bloqueo de tobillo en posición neutra, debido a una artrodesis⁵ de la articulación o a una ortesis. Aumenta la acción del rodillo de talón, lo que origina una precoz caída del pie que arrastra la tibia tras él, flexionando la rodilla.

1.3.2 Alteraciones en rodilla

Las modificaciones más habituales de la marcha debidas a alteraciones de rodilla se producen en el plano sagital (flexión y extensión inadecuadas o exageradas) y es menos frecuente que se presenten alteraciones en el plano frontal.

- Flexión inadecuada

Esta alteración aparece en varias fases del ciclo de marcha: fase de apoyo y fase de balanceo y en estas provoca modificaciones funcionales de la marcha. Deficiencias de flexión de 5° ó 10° suponen un miembro relativamente rígido, ya que reduce la capacidad de absorción de impactos en el apoyo (Figura 1.14).



Figura 1.14 Falta de flexión reduce la capacidad de absorción de impacto en el apoyo

- Extensión exagerada

Esta alteración aparece sobre todo en la fase de apoyo y corresponde a dos situaciones clínicas:

- Empuje extensor, es el efecto provocado por una fuerza extensora exagerada. Es una acción dinámica y rápida que provoca un movimiento extensor de la rodilla, se

⁵ Es una operación destinada a bloquear completamente la movilidad de una articulación patológica

acompaña de una extensión de tobillo precoz y una disminución de la flexión de cadera.

- Hiperextensión, aparece cuando la rodilla es capaz de realizar un recurvatum⁶ (Figura 1.15). Puede ocurrir en cualquiera de las fases de apoyo. Suele ocurrir como consecuencia del adelantamiento del cuerpo (muslo) sobre una tibia inmóvil.

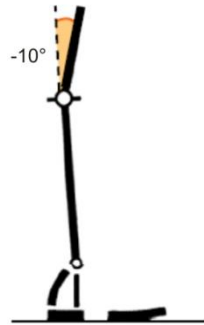


Figura 1.15 Recurvatum provocada por hiperextensión

Causas de flexión inadecuada y extensión exagerada de rodilla:

Ambos movimientos se pueden modificar por los mismos procesos patológicos. Durante la fase de apoyo, la patología que origina una flexión inadecuada origina también habitualmente una extensión exagerada. Las alteraciones que afectan a la fase de oscilación habitualmente responden a causas distintas a las que afectan las fases de apoyo.

1.3.3 Alteraciones en cadera

Esta articulación por ser una enartrosis⁷ es sensible a alteraciones en los tres planos del espacio. Los errores más frecuentes se producen en el plano sagital siendo los que más afectan a la marcha una inadecuada extensión o una exagerada flexión. Las desviaciones en otros planos son exageradas aducciones⁸, abducciones⁹ o rotaciones.

- Extensión inadecuada

Esta alteración aparece fundamentalmente en las fases media y final de apoyo.

Descripción:

Una alteración en la extensión de cadera ocasiona problemas de estabilidad del sujeto al apoyar su peso corporal. Los errores más habituales son: la dificultad para retrasar el muslo hacia una posición vertical, durante la fase media del apoyo, o para alcanzar la hiperextensión

⁶ Tracción hacia atrás de la rodilla provocada por debilidad del cuádriceps o por un trastorno articular.

⁷ Articulación movable de la parte esférica de un hueso que encaja en una cavidad.

⁸ Movimiento por el cual un miembro o un órgano se acerca al eje central del cuerpo.

⁹ Movimiento por el cual un miembro o un órgano se aleja del eje central del cuerpo.

en la fase final del apoyo, presentando una inclinación anterior de la pelvis que se asocia a lordosis lumbar¹⁰. Esta carencia de extensión de cadera ocasiona una reducción del paso de la otra pierna.

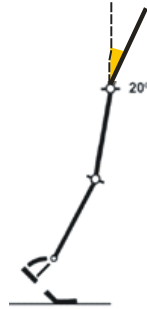


Figura 1.16 Extensión inadecuada de cadera.

- Flexión exagerada

Esta alteración sucede en la fase de apoyo medio.

Descripción:

Ya que la flexión de cadera durante la fase de oscilación es normalmente de 30°, una flexión exagerada representa generalmente un cambio llamativo en la postura del miembro, excepto en la fase de preoscilación en la que tan sólo unos pocos grados de flexión de cadera son muy aparentes.

Una flexión exagerada de cadera durante la fase de preoscilación representa habitualmente la continuación de una extensión inadecuada de cadera en las fases previas del apoyo. En ocasiones, aparece un rápido adelantamiento del muslo cuando se produce la transferencia de peso a la otra pierna debido a una liberación de la musculatura flexora de cadera que se encontraba en tensión.

1.4 Videometría

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 rasgos articulares.

Por otro lado la videometría incluye muchas técnicas que son útiles por sí mismas, por ejemplo, el procesamiento de imágenes relativo a la transformación, codificación y transmisión de imágenes y el reconocimiento de texturas. Además la visión incluye técnicas para la descripción de formas y volúmenes, modelado geométrico y el llamado proceso cognitivo. Por lo tanto, aunque la visión por computadora está muy relacionada con el

¹⁰ Columna vertebral que adopta una postura en forma de S, lo cual la hace más fuerte y flexible.

procesado de imágenes, estas imágenes son tratadas de emular las capacidades perceptivas del hombre.

El objetivo de los sistemas de visión incluye:

- La detección, segmentación, localización y reconocimiento de ciertos objetos en imágenes (caras humanas).
- Registro de diferentes imágenes de una misma escena u objeto, cómo concordar un mismo objeto en diversas imágenes.
- Seguimiento de un objeto en una secuencia de imágenes.
- Mapeo de una escena para generar un modelo tridimensional de la escena.
- Estimación de las posturas tridimensionales de humanos.
- Búsqueda de imágenes digitales por su contenido.

Estos objetivos se consiguen por medio de reconocimiento de patrones, aprendizaje estadístico, geometría de proyección, procesamiento de imágenes, teoría de gráficos y otros campos.

A pesar de que el hombre ha estado interesado durante siglos en resolver cómo funciona la vista del ser humano, los primeros experimentos computacionales en el desarrollo de sistemas de visión por computadora no llegaron hasta finales de los 50. Desde entonces y durante los últimos 30 o 40 años se han utilizado sistemas de visión por computadora de diversa complejidad en diversas áreas, como por ejemplo automatización de oficinas, medicina, biología, y detección remota por satélite.

Algunas de las aplicaciones de la videometría son:

Tabla 1-11 Aplicaciones de videometría

Necesidad	Aplicaciones
Seguridad	Reconocimiento de huellas dactilares.
Robótica	Reconocimiento e interpretación de objetos en una escena. Control de movimiento y ejecución mediante retroalimentación visual. Guiado de robots exploradores en entornos hostiles.
Automatización industrial	Identificación de partes en líneas de ensamblado. Detección de defectos.
Análisis de Imágenes médicas y biológicas	Detección de tumores. Medición de tamaño y forma de órganos internos. Análisis de cromosomas. Conteo de células en la sangre.
Reconocimientos de Caracteres	Lectura de etiquetas. Procesado de cheques bancarios. Lectura de texto. Reconocimiento de matrículas.

1.4.1 Reconocimiento de patrones.

El reconocimiento de patrones es la capacidad de generalizar a partir de observaciones. Al ver un objeto con una forma y un color en lo particular, podemos determinar tipo de objeto es, de esta forma se puede generalizar a partir de una observación específica realizada anteriormente.

En un nivel más alto, encontramos la capacidad de aprender un concepto a partir de un grupo de ejemplos. Por ejemplo, después de que hayamos visitado algunas iglesias románicas y góticas y examinado sus arquitecturas, podemos reconocer otras iglesias pertenecientes a estas categorías. Puede resultar de ayuda si alguien nos señala cuáles son las iglesias románicas y cuál son las góticas, pero incluso sin eso podemos determinar la existencia de estas dos categorías y crearnos una buena idea de los conceptos.

La capacidad de reconocer patrones es principalmente humana, ya que se relaciona con el reconocimiento o definición de un concepto. Los sistemas de reconocimiento de patrones artificiales simulan esta habilidad mediante la creación y el uso de modelos físicos o matemáticos.

1.4.2 Aplicaciones del reconocimiento de patrones.

Estos son algunos ejemplos de aplicaciones de los sistemas artificiales de reconocimiento de patrones en diferentes campos:

- Reconocimiento de caracteres.
- Reconocimiento de formas.
- Reconocimiento de voz.

Ventajas de la utilización de la videometría para el reconocimiento de patrones.

- Más rapidez: Las computadoras actuales pueden realizar una enorme cantidad de operaciones por segundo. El aumento en la velocidad de los sistemas artificiales de reconocimiento de patrones es directamente proporcional al aumento en la velocidad de las computadoras.
- Más fiabilidad: La computadora dispone de más precisión que el ojo humano al distinguir más colores, esto le permite al sistema “ver” en condiciones poco favorables para el ojo humano.

Al no contar en el Laboratorio de Biomecánica con las herramientas necesarias para realizar el análisis biomecánico de la marcha, el siguiente capítulo describe la metodología y el sistema desarrollado para elaborar dicho análisis.

CAPÍTULO 2

ADQUISICIÓN DE LA MARCHA

El presente capítulo muestra la metodología desarrollada con base en los requerimientos y especificaciones establecidos para obtener la captura de la marcha, posteriormente se explica de manera detallada el desarrollo del sistema llamado PAM (Programa para Análisis de Marcha), enfocado en la captura de la marcha y basado en la metodología propuesta utilizando como transductor una videocámara y una computadora.

2.1 Requerimientos y especificaciones

Se plantea un sistema para valorar la marcha de cualquier persona sin importar estatura o condición física y así poder determinar posibles lesiones o patologías.

La prueba deberá realizarse en una caminadora y la persona no deberá usar objeto alguno que modifique la marcha como zapatos, tenis, plantillas, etc. Al mismo tiempo se usarán indicadores para que el sistema pueda reconocer puntos específicos en el andar y así determinar los ángulos que se forman en cadera, rodilla y tobillo.

Es necesario que tanto el color de los indicadores como la superficie donde se van a colocar sea altamente contrastante, ya que de esta manera el sistema reconocerá con mayor facilidad el movimiento de la persona y se logrará una mejor precisión en la obtención de coordenadas.

Para la adquisición de datos se deberá usar un dispositivo que capture la marcha para su futuro procesamiento. El dispositivo tendrá que ser capaz de capturar imágenes a una velocidad mínima de 30 fps (fotogramas por segundo) y siempre se colocará la cámara a la misma distancia, sin objeto alguno que obstruya los indicadores colocados en la persona.

Para lograr la adquisición de la marcha humana y satisfacer los requerimientos y especificaciones, se propone utilizar videometría basado en el software de desarrollo LabVIEW®.

Tabla 2-1 Lista de requerimientos y especificaciones

Requerimientos	Especificaciones
Caminadora de base plana.	1.3 m. de largo.
Dispositivo de captura de video.	30 fps mínimo.
Ubicar la cámara siempre a la misma distancia.	1.70 m. de distancia entre la base de la caminadora y la cámara de video.
Manejar una velocidad constante al momento de las pruebas.	1 Mph.
Usar ropa oscura bajo los indicadores.	Usar ropa color negro.
Utilizar indicadores circulares color blanco.	Ø=16 mm. o Ø=19 mm.
No usar ningún tipo de calzado que modifique la marcha.	Sin tenis o zapatos. Usar calcetines negros

2.2 Metodología

Como primer paso para obtener la captura de la marcha humana se desarrolló una metodología utilizando los diagramas IDEF0, los cuales permitieron generar la implementación y desarrollo del sistema de adquisición de imágenes y captura de la marcha.

La actividad A-0 se establece como el *Sistema para la captura de la marcha* (figura 2.1), ésta describe las actividades necesarias para lograr la adquisición de imágenes y video utilizando algún medio de captura. Los resultados en la marcha del sujeto de estudio serán los ángulos de cadera, rodilla y tobillo formados desde el plano sagital y la captura en video de la prueba.

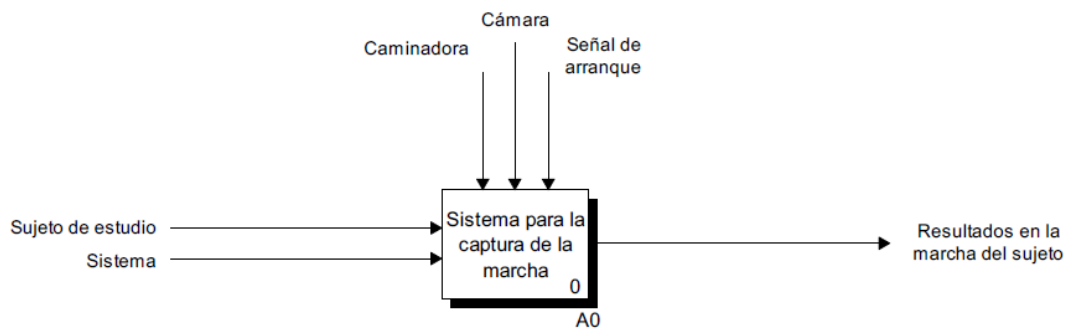


Figura 2.1 Sistema para la captura de la marcha

Las actividades que incluye A0 (*Sistema para la captura de la marcha*) se describen en el *Procedimiento para la captura de la marcha* (Figura 2.2)

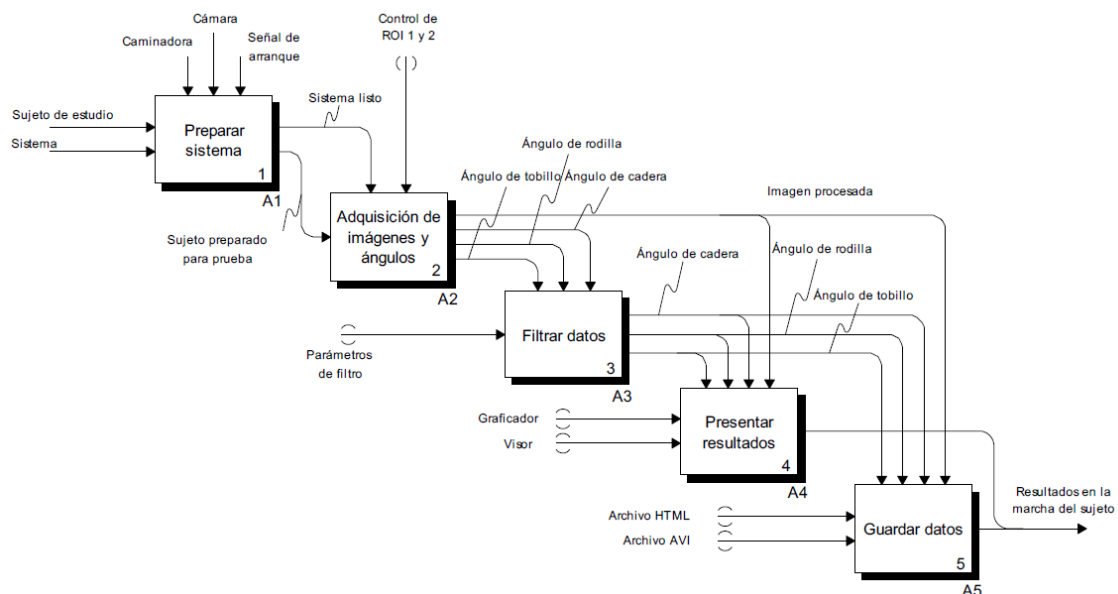


Figura 2.2 Procedimiento para la captura de la marcha

A1 Preparar el sistema

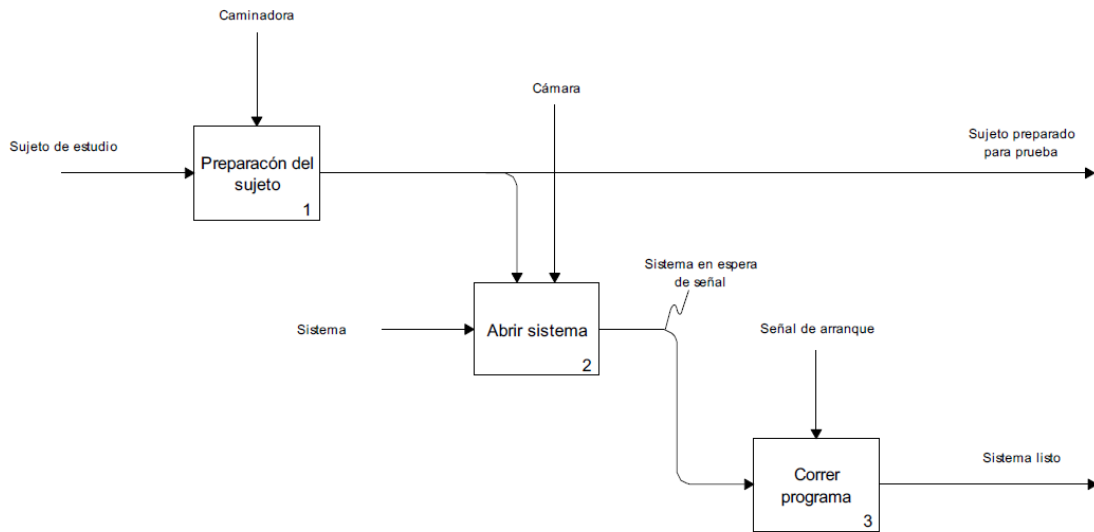


Figura 2.3 Proceso de preparación del sistema

El primer paso para obtener la captura de la marcha es la preparación del sistema. Esta se logra una vez que el sujeto de estudio se acostumbra al uso de la caminadora y ya no representa una alteración en la marcha del sujeto. El siguiente punto es la inicialización de la cámara y detección y por último el arranque del sistema.

A2 Adquisición de imágenes y ángulos

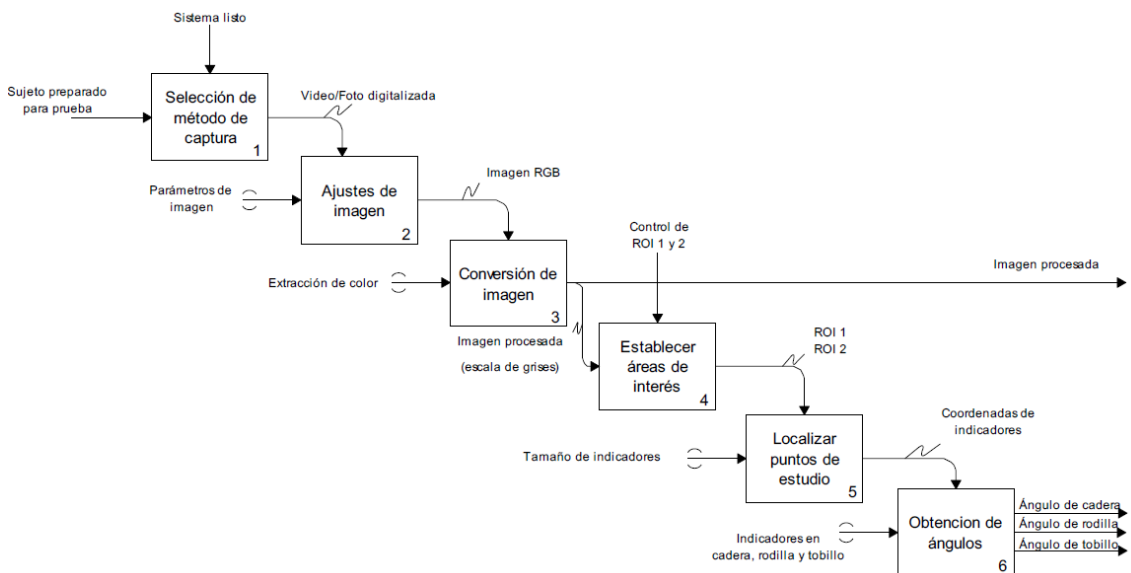


Figura 2.4 Proceso de adquisición de imágenes y ángulos

A2-1 Selección del método de captura.

Una vez que el sujeto de prueba se encuentra listo y ya se envió la señal de arranque al sistema, se procede a seleccionar el método de captura. Se tienen dos tipos de adquisición: captura de video y fotogramas individuales. Usando cualquiera de los dos métodos, a la salida tenemos una imagen digitalizada en el sistema.

A2-2 Ajustes de imagen.

Posterior a la adquisición de imagen, ya sea por medio del dispositivo de captura de video o por fotogramas individuales, es necesario ajustar los siguientes parámetros:

- Brillo
- Contraste
- Gama
- Saturación
- Resolución
- Color
- Fotogramas por segundo

Entre mejor sea el ajuste de imagen, mejor será la precisión con la que se determinarán las coordenadas de los indicadores dentro del área de interés y se lograrán resultados más confiables.

A2-3 Conversión de imagen.

Para poder trabajar la imagen adquirida por el sistema, es necesario realizar la extracción del plano de color, es decir, convertir la imagen de RGB 32bits a escala de grises 8bits.

A2-4 Establecer áreas de interés.

Ya obtenida la imagen y lista para analizar, se seleccionan las diferentes regiones de interés (ROI), esto para dividir en sección superior y sección inferior con el fin de tener mejor delimitada la zona que se va a analizar y obtener mejores resultados.

- ROI superior
- ROI inferior

A2-5 Localizar puntos de estudio.

Con base en las áreas de interés, se establece una imagen patrón para cada una de las regiones, con el fin de comparar la imagen adquirida por el sistema con la imagen patrón, que en este caso serán los indicadores colocados en la persona. De esta manera el sistema podrá detectar y seguir el movimiento en coordenadas de la imagen patrón (indicadores).

Posteriormente se especifica el número de imágenes a encontrar por cada región de interés, dependiendo del número de indicadores que se tengan y se establece con qué calidad se van a comparar dichas imágenes para encontrar las coordenadas de cada indicador.

- Generación de imagen patrón.
- Especificar número de imágenes a encontrar.
- Mínimo de Igualdad con imagen patrón.

A2-6 Obtención de ángulos.

Ya obtenidas las coordenadas para cada uno de los indicadores, se procede a obtener los ángulos de interés formados a partir del plano sagital.

- El ángulo de cadera se obtiene a partir del indicador o sensor colocado en la cadera y rodilla medidos con respecto al eje vertical.
- El ángulo de rodilla se define a partir del ángulo formado por la intersección entre los indicadores/sensores colocados en cadera, rodilla y tobillo.
- El ángulo de tobillo se calcula con la intersección entre los dos indicadores/sensores de tobillo y rodilla.

A3 Filtrar datos.

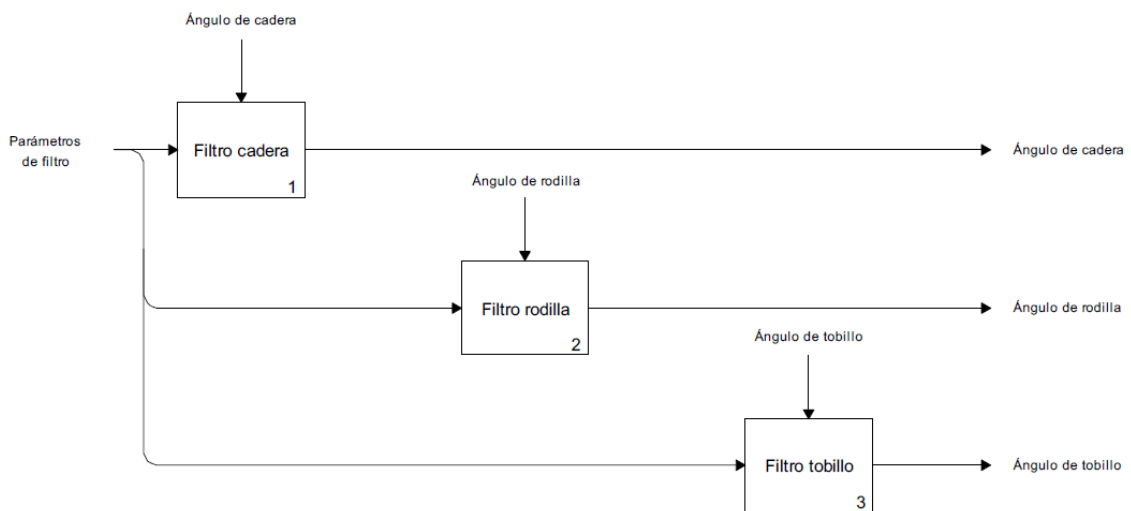


Figura 2.5 Proceso del filtrado de datos

En el proceso de filtración de datos se eliminan las coordenadas fuera de rango provocadas por factores que no cumplen con las especificaciones mencionadas, como pueden ser: luminosidad, velocidad de marcha, indicadores mal colocados o falta de contraste con indicadores

- Filtro de cadera.
- Filtro de rodilla.
- Filtro de tobillo.

A4 Presentar resultados

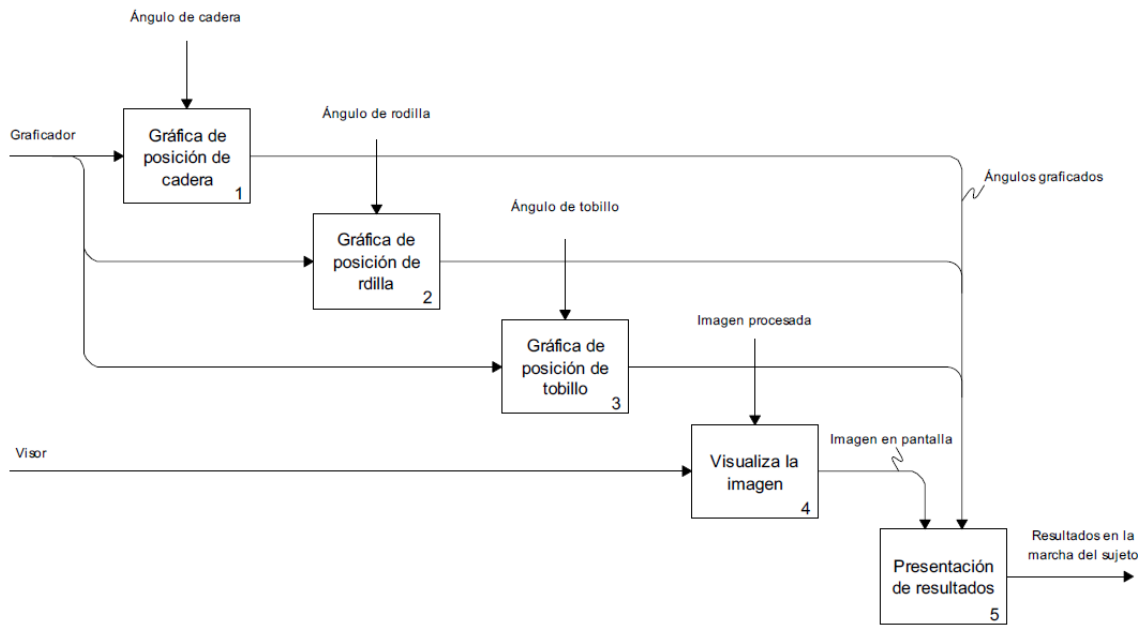


Figura 2.6 Presentación de resultados

Se muestran los ángulos obtenidos en forma de gráficas para obtener una representación visual del ciclo de marcha, así como la imagen correspondiente a los ángulos obtenidos en ese momento.

- Gráfica de posición de cadera.
- Gráfica de posición de rodilla.
- Gráfica de posición de tobillo.
- Visualiza la imagen.
- Presentación de resultados

A5 Guardar datos

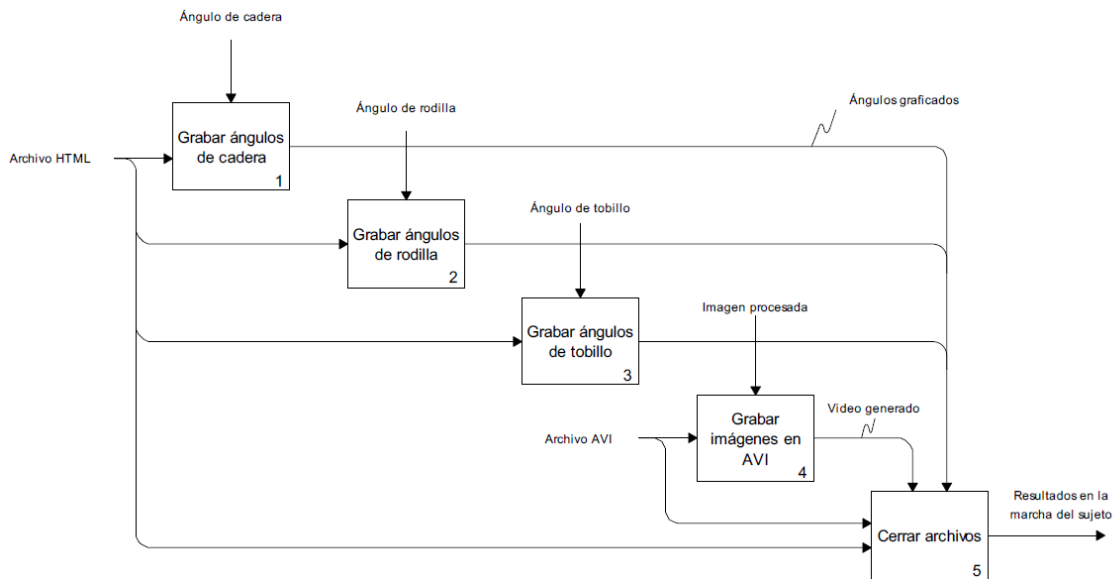


Figura 2.7 Procedimiento para guardar datos

Una vez presentados los resultados, estos se guardan como evidencia de la prueba, con el fin de que el usuario pueda reproducir nuevamente e interpretar la marcha de la persona.

- Crear archivo HTML y AVI.
- Grabar datos de cadera en HTML.
- Grabar datos de rodilla en HTML.
- Grabar datos de tobillo en HTML.
- Grabar imágenes en AVI.
- Cerrar archivo HTML y AVI.

2.3 Desarrollo del sistema

Con base en los requerimientos se propone lo siguiente:

- Utilizar una superficie color negro con indicadores blancos circulares y a su vez colocar una manta oscura para evitar que haya coincidencias con objetos detrás del sujeto de estudio.
- Utilizar diferentes elementos que ayuden a obtener el mejor contraste posible, como son: calcetines negros, rodillera y faja. De esta manera se logra tener siempre las mismas condiciones para el análisis de marcha de cualquier sujeto.

- El uso de rodillera cómoda y flexible para no limitar el movimiento. Se propone una rodillera elaborada de lycra color negro y de diferentes tamaños que le dará al usuario una mayor movilidad, siendo necesario utilizar únicamente una rodillera
- Los calcetines deberán ser negros y tendrán que usarse en ambos pies para no alterar la marcha.
- Se podrá usar short o lycra negra. En caso de usar short se tendrá que usar una faja de neopreno color negro y sobre ésta colocar el indicador.
- La caminadora se programará a una velocidad de 1 mph o menos para todos los casos y la cámara se deberá colocar a una distancia de 1.70 m. de la caminadora.

Basados en la metodología desarrollada en la sección 2.2 y considerando los requerimientos, se diseñó el sistema PAM, que es capaz de capturar en video la marcha de una persona y al mismo tiempo detectar las coordenadas de los diferentes indicadores colocados en el sujeto de prueba para poder obtener el ángulo de cadera, rodilla y tobillo. También se obtiene una base de datos con los ángulos registrados para las diferentes zonas de interés.

PAM surge de la sinergia de combinar diferentes plataformas de desarrollo de NI (National Instruments®), utilizando características específicas de cada uno de los programas para la integración de una plataforma visual y de fácil uso para la captura de información en la marcha de una persona. Los programas usados para el desarrollo de PAM son Vision Builder®, Vision Assistant® y LabVIEW®.

Vision Builder®: Como apoyo en la adquisición, reconocimiento de imágenes, obtención de coordenadas y obtención de ángulos.

Vision Assistant®: Para la conversión de imágenes de RGB 32-bit a escala de grises 8-bit.

LabVIEW®: Para realizar el análisis de datos, gráficas, tablas en HTML.

El desarrollo del sistema en Vision Builder® para la captura, adecuación y obtención de ángulos es el siguiente:

- **Adquisición**

El sistema detecta la videocámara conectada al equipo y la prepara para su correcto funcionamiento.

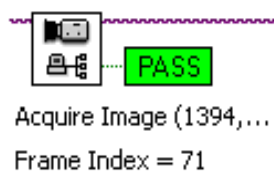


Figura 2.8 Adquisición de imagen desde un dispositivo de video

- **Adecuación**

Se hace la conversión de imagen de RGB 32-bit a escala de grises 8-bit ya que es el tipo de imagen que soporta el sistema para el análisis.



Figura 2.9 Conversión a escala de grises con Vision Assistant

- **ROI 1 y 2**

Una vez capturada la imagen, se selecciona un área de interés para después generar una plantilla o imagen patrón, con la cual se va a comparar la secuencia de imágenes.

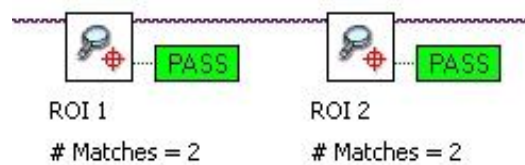


Figura 2.10 Delimitación de las regiones de interés 1 y 2

Se configuran las áreas de interés con base en las necesidades del usuario (figura 2.11) y también se determina el número de indicadores a encontrar y su posible giro dentro del área de interés.

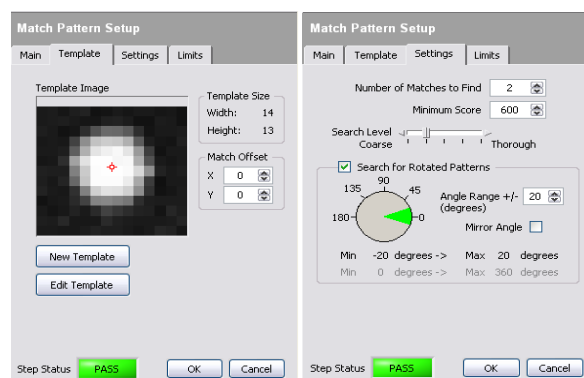


Figura 2.11 Ajustes de comparación

Al final tenemos dos áreas de interés con sus respectivos parámetros asignados. En este caso se tienen dos indicadores en la parte superior ROI 1 y dos en la parte inferior ROI 2 (figura 2.12 y 2.13).



Figura 2.12 Región de interés 1

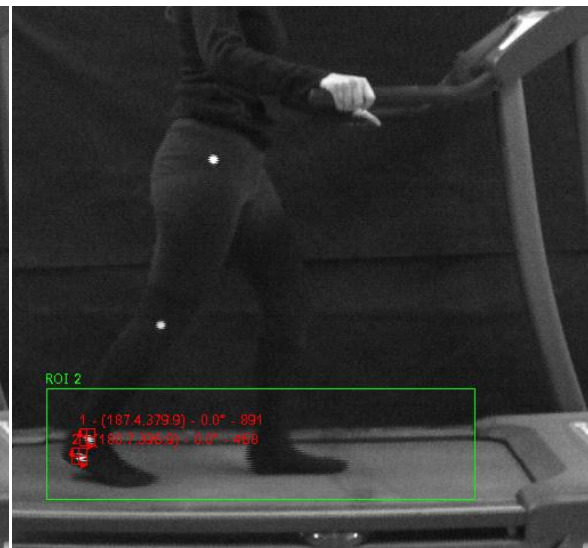


Figura 2.13 Región de interés 2

- **Ángulo de Cadera**

Se obtiene a partir de la línea que se forma entre los puntos de cadera y rodilla (1 y 2) con respecto a la vertical.

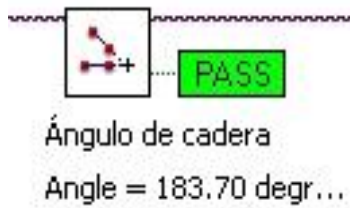


Figura 2.14 Obtención del ángulo de cadera

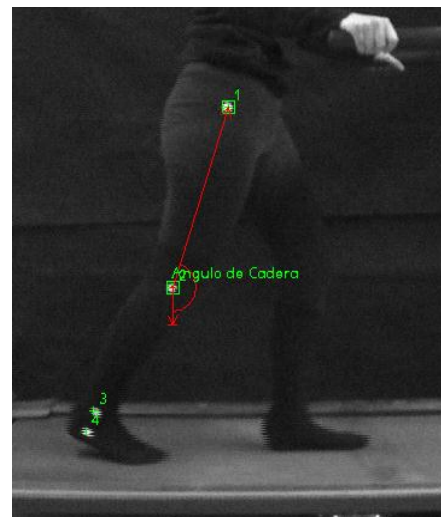


Figura 2.15 Obtención del ángulo de cadera

- **Ángulo de rodilla**

Se obtiene con la intersección entre cadera y rodilla (1 y 2) y rodilla y tobillo (2 y 3).

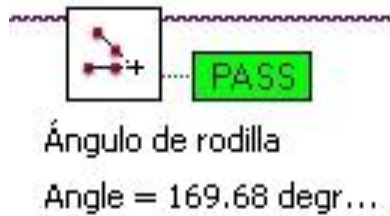


Figura 2.16 Obtención del ángulo de rodilla

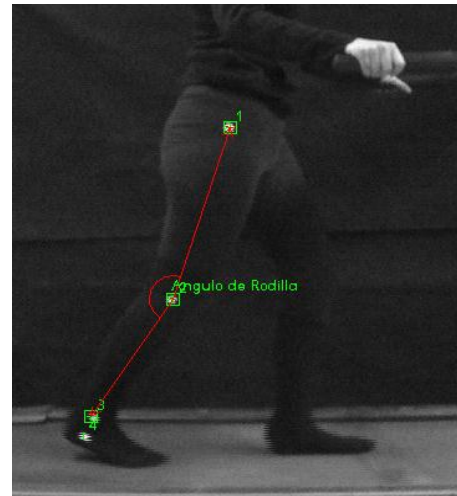


Figura 2.17 Obtención del ángulo de rodilla

- **Ángulo de tobillo**

Se obtiene a partir del ángulo formado entre los puntos 2, 3 y 4 que corresponden a al indicador colocado en la rodilla, en el tobillo y en la base del pie.

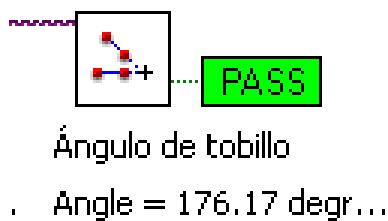


Figura 2.18 Obtención del ángulo de tobillo

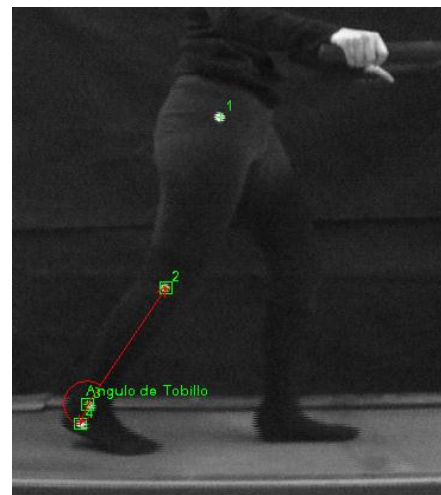


Figura 2.19 Obtención del ángulo de tobillo

Una vez obtenidos los ángulos de cadera, rodilla y tobillo en Vision Builder®, fue necesario desarrollar un módulo para visualizar los resultados obtenidos de manera continua y no sólo en un instante de tiempo como se tiene hasta ahora, por lo que es necesaria la migración de la programación de Vision Builder® a LabVIEW®.

- **Migración a LabVIEW®**

Para poder enviar la programación de Vision Builder® a LabVIEW® sólo es necesario seleccionar la carpeta de destino y la versión de LabVIEW® que se utilizará (figura 2.20 y 2.21).

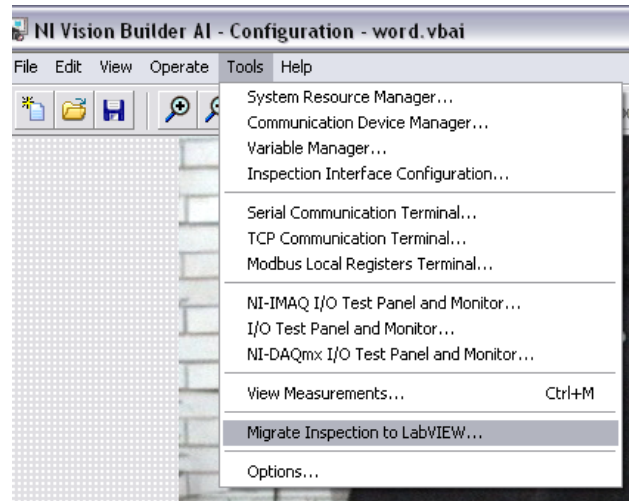


Figura 2.20 Migración a LabVIEW®

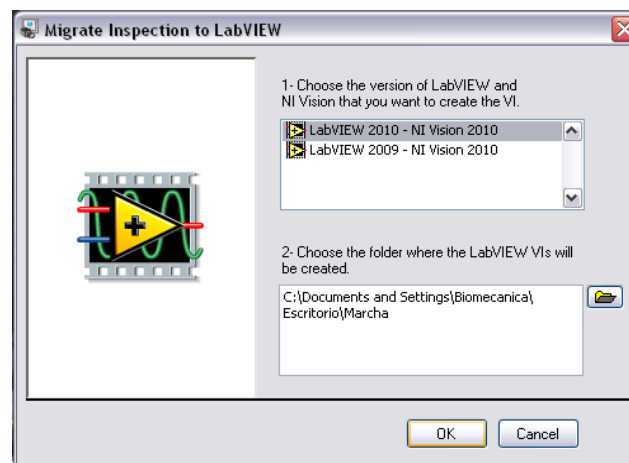


Figura 2.21 Versión a usar de LabVIEW®

Una vez que termina la migración del sistema a LabVIEW® (figura 2.21), se tiene la posibilidad de mostrar en una gráfica los ángulos al momento que el sistema va capturando la imagen, es decir, casi en tiempo real; de esta manera el usuario puede interpretar o ver de una manera gráfica el comportamiento de la marcha del sujeto de estudio.

También de esta manera se pueden generar historiales de pruebas realizadas, guardando los datos de las pruebas en archivos HTML, XLS o DOC para los ángulos y formato AVI para la secuencia de imágenes adquirida.

Al finalizar la migración se genera un visor de imágenes para proyectar la captura de video en ese momento y un botón de “detener” para interrumpir el programa en el momento que sea necesario.

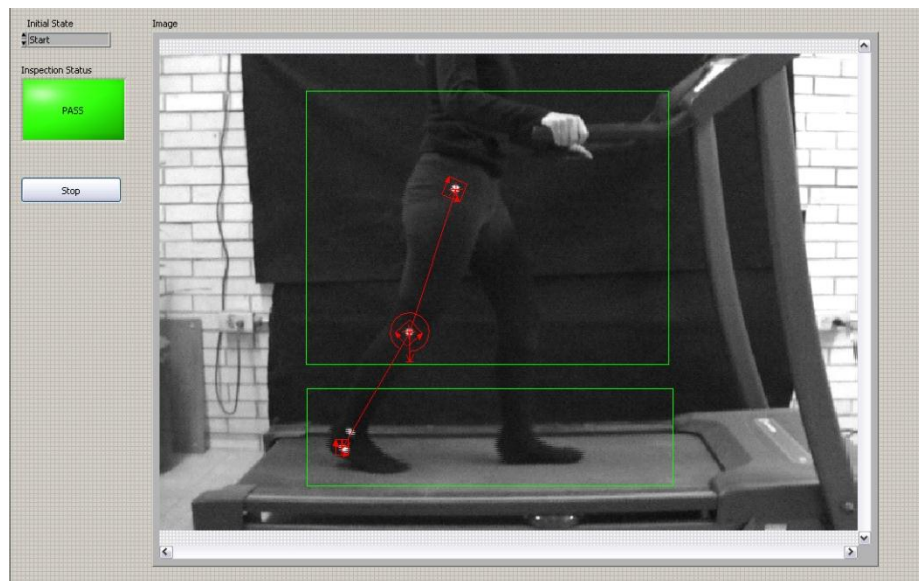


Figura 2.22 Programa en LabVIEW® sin modificaciones

Una vez obtenidos los ángulos, filtros, coordenadas e imágenes, se generan controles para modificar las regiones de interés al momento de correr el programa y se establecen cuadros de datos para mostrar los ángulos formados para cada sección: cadera, rodilla y tobillo (figura 2.23)

Por último se agregan las opciones de guardar video, datos y detener el programa.

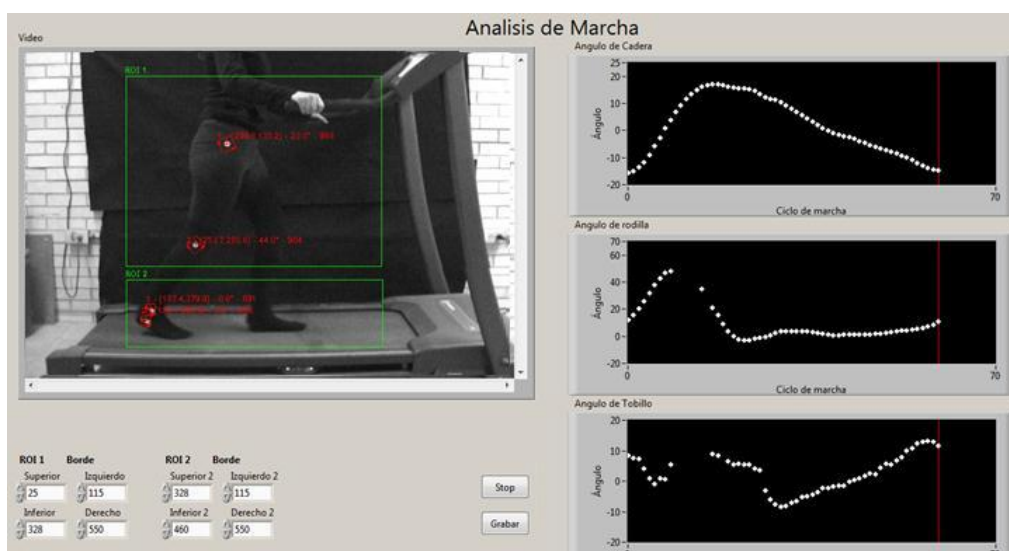


Figura 2.23 Programa en LabVIEW® modificado

2.4 Instrumentación

Para la elaboración de pruebas para el análisis de marcha es necesario utilizar el siguiente equipo en el Laboratorio de Biomecánica.

- a) Rodilleras: elaboradas a base de lycra color negro de diferentes tamaños.

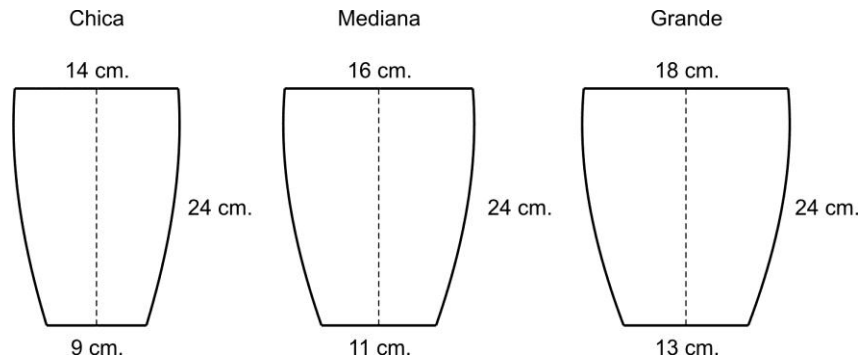


Figura 2.24 Rodilleras

- b) Calcetines negros.
 c) Faja de neopreno color negro autoajustable de 20 cm. de ancho.



Figura 2.25 Faja de neopreno

- d) Indicadores circulares color blanco de diferentes tamaños:
- Rodilla y cadera: $\varnothing = 19$ mm.
 - Tobillo: $\varnothing = 16$ mm.

e) Caminadora de base plana



Figura 2.26 Caminadora

f) Videocámara (Características)

- HandyCam.
- 30 fps (fotogramas por segundo).



Figura 2.27 Videocámara

Con el sistema PAM desarrollado y toda la instrumentación necesaria para hacer el análisis de marcha, en el siguiente capítulo se presentan los resultados obtenidos, incluyendo bases de datos, gráficas e imágenes de la prueba realizada y con ello se determinará la confiabilidad del sistema a la hora de capturar la biomecánica de la marcha.

CAPÍTULO 3

CASO DE ESTUDIO

Una vez que se terminó de desarrollar e implementar el sistema de captura de la biomecánica de la marcha, es necesario verificar que toda la información capturada por PAM es confiable, por lo que se hicieron pruebas a una persona para comparar las curvas formadas a partir de los ángulos obtenidos en cadera, rodilla y tobillo, con lo ya establecido en la literatura para el ciclo de marcha de las personas.

3.1 Prueba del sistema

A lo largo de todo el proyecto se realizaron numerosas pruebas, mismas que sirvieron de apoyo para ajustar el sistema y así lograr mejoras en la captura y análisis de coordenadas. Todas las pruebas se realizaron en el Laboratorio de Biomecánica y bajo las mismas condiciones de luminosidad.

Finalmente se documentó una sola prueba, donde las características de la persona con la que trabajo son las siguientes:

Tabla 3-1 Características de la persona de prueba

Características de la persona de prueba	
Sexo	Femenino
Edad	22 años
Estatura	1.65 m
Complexión	Delgada
Patologías en la marcha	Ninguna de su conocimiento

Las pruebas se desarrollan en las siguientes tres fases:

3.1.1 Inicio

Para poder desarrollar la prueba y obtener mejores resultados, la persona debe acostumbrarse al uso de la caminadora y al equipo necesario para la colocación de los indicadores, ya que estos pueden llegar a modificar la marcha, de tal forma que es necesario que la persona haga uso de la caminadora por un periodo de 5 a 10 minutos antes de hacer cualquier prueba.

La duración de la prueba es aproximadamente de 30 minutos divididos de la siguiente manera:

- 10 minutos para colocar el equipo en la posición correcta.
- 5 minutos para colocar instrumentación en la persona.
- 10 minutos para que la persona se adapte en la caminadora.
- 5 minutos de prueba.

3.1.2 Captura de la marcha

Una vez que la persona termina el periodo de adaptación, la caminadora se configura a una velocidad de 1 mph, con lo cual podemos hacer la captura de datos para obtener la marcha de la persona (figura 3.1).

Primero se asigna nombre a los archivos de datos que se van a generar y posteriormente se pulsa el botón Grabar para comenzar con la adquisición de la marcha y terminará hasta que se seleccione la opción de Stop. En ese momento los archivos se generan en la carpeta especificada.

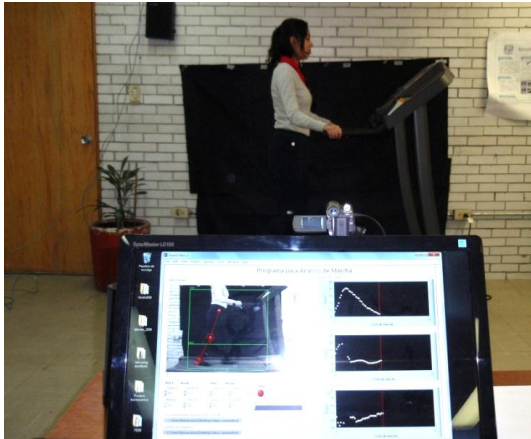


Figura 3.1 Prueba de PAM.



Figura 3.2 Elementos de la prueba.

3.1.3 Resultados

Ya finalizada la prueba con PAM, el sistema arroja dos tipos de datos para analizar:

- Video de la marcha para poder hacer análisis futuros sin necesidad de repetir la prueba (figura 3.3).
- Archivo *html* con la información de los ángulos formados a lo largo del ciclo de marcha y durante el tiempo que duro la prueba (figura 3.4).



Figura 3.3 Reproducción de video de prueba

Figure 3.4 shows a screenshot of a Mozilla Firefox browser window displaying an HTML table. The table is titled 'Tabla de datos en html de prueba' and contains 16 columns and 21 rows of numerical data. The data appears to be a sequence of values, likely representing joint angles over time, with some cells containing 'NaN' (Not a Number) indicating missing or filtered data points. The browser's address bar shows the file path: 'file:///G:/Norman/.../tobillotesis.html'.

Figura 3.4 Tabla de datos en html de prueba

A continuación se muestran los ángulos obtenidos de cadera, rodilla y tobillo por el sistema PAM (figura 3.5) por cada instante que se hizo una captura desde el plano sagital. Es decir, por cada paso completo de la persona, el sistema capturó en promedio 60 ángulos y después de 10 pasos se calculó un promedio para determinar la curva formada para cada zona.

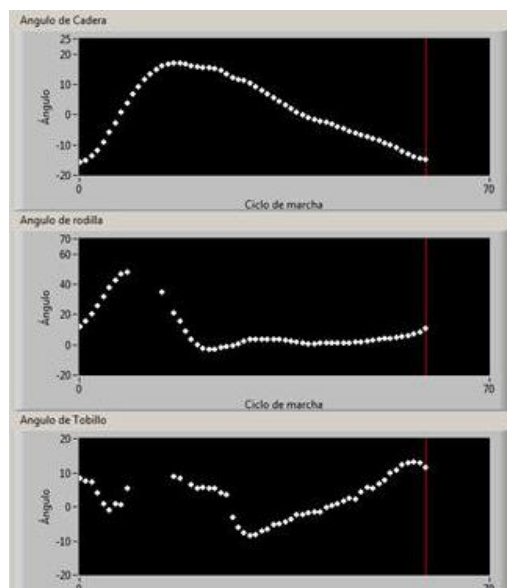


Figura 3.5 Ángulos de cadera, rodilla y tobillo

Debido a que la cámara no captura los suficientes cuadros por segundo, en ocasiones el sistema no localiza los indicadores colocados en la persona, por lo que se filtran estos valores arrojando ángulos de -180° a la base de datos con la finalidad de localizar de manera rápida los valores incongruentes y eliminarlos.

Las siguientes tablas están seccionadas en *Pasos*, donde cada uno registra en promedio 60 ángulos, los cuales forman el ciclo de marcha completo de la persona.

Tabla 3-2 Tabla de ángulos de cadera

Ángulo de cadera											
%	Paso 1	Paso 2	Paso 3	Paso 4	Paso 5	Paso 6	Paso 7	Paso 8	Paso 9	Paso 10	Prom.
0	-13.3	-13.1	-15.6	-9.0	-11.1	-11.8	-11.2	-10.3	-9.1	-11.9	-11.6
1.7	-12.7	-12.2	-14.8	-8.1	-10.4	-10.8	-10.8	-10.0	-8.0	-11.1	-10.9
3.4	-12.0	-11.0	-13.5	-6.8	-9.5		-10.1	-9.2	-6.3	-9.9	-9.8
5.1	-10.8	-9.4	-11.6		-8.0	-6.8	-9.1	-7.8	-4.0	-8.3	-8.4
6.8	-9.1		-8.8				-7.4		-1.4	-5.9	-6.5
8.5			-5.8	1.0	-2.6	-0.6	-5.2	-2.6	1.5	-3.1	-2.2
10.2	-3.3	-0.6	-2.5	3.9	0.8		-2.3	1.2	4.6	0.1	0.2
11.9	0.2		0.9	6.8		6.1	1.0		7.7		3.8
13.6		6.5	4.0	9.4	8.1	9.1	4.2	8.2	10.4	6.9	7.4
15.3	7.4	10.0	6.9	11.7		11.8	7.2	11.4	12.8	9.8	9.9
17	10.6		9.5	13.7	13.9	14.3	10.0	14.3	15.0	12.5	12.6
18.7	13.5	15.4	11.7	15.4	16.2	16.3	12.5	16.8	16.9	14.8	14.9
20.4	15.8	17.4	13.6	16.8	18.1	17.8	14.7	18.7	18.5	16.7	16.8
22.1	17.8	18.9	15.1	17.8	19.6	19.0	16.4	20.2	19.7	18.2	18.3
23.8	19.2	20.0	16.2	18.4	20.6	19.8	17.8	21.3	20.6	19.4	19.3
27.2	20.1	20.6	17.0	18.8	21.3	20.3	19.0	21.9	21.0	20.2	20.0
28.9	20.7	21.0	17.3	18.8	21.6	20.5	19.8	22.1	21.0	20.5	20.3
30.6	21.0	21.0	17.3	18.6	21.4	20.3	20.3	21.9	20.6	20.5	20.3
32.3	20.9	20.6	16.9	18.1	20.7	19.9	20.4	21.4	19.9	20.2	19.9
34	20.4	19.9	16.4	17.5	20.0	19.2	20.1	20.7	19.1	19.6	19.3
35.7	19.9	19.3	16.1	17.0	19.2	18.6	19.6	20.1	18.4	19.2	18.7
37.4	19.1	18.7	15.7	16.6	18.6	18.2	19.0	19.4	17.8	18.9	18.2
39.1	18.5	18.2	15.6	16.3	18.2	17.8	18.3	18.8	17.4	18.8	17.8
40.8	18.0	17.7	15.3	16.0	17.9	17.4	17.7	18.0	17.1	18.7	17.4
42.5	17.8	17.0	14.7	15.6	17.4	16.7	16.9	16.8	16.6	18.4	16.8
44.2	17.2	16.0	13.7	14.9	16.5	15.7	15.9	15.5	15.8	17.5	15.9
45.9	16.1	14.7	12.5	14.0	15.3	14.7	14.5	14.7	15.3	16.4	14.8
47.6	14.8	13.6	11.8	13.4	14.2	14.1	13.1	14.0	14.8	15.8	14.0
49.3	14.0	12.8	11.4	13.1	13.7	13.5	12.0	13.4	14.1	15.5	13.3
51	13.4	11.9	10.6	12.4	13.4	12.7	10.9	12.5	13.0	15.0	12.6
52.7	12.6	10.7	9.5	11.3	12.8	11.3	9.7	11.3	11.7	14.1	11.5
54.4	11.5	9.4	8.1	9.9	11.8	9.7	8.5	10.1	10.5	12.8	10.2
56.1	10.2	8.1	6.9	8.5	10.4	8.2	7.4	8.9	9.2	11.5	8.9
57.8	8.8	6.9	5.7	7.1	9.0	6.8	6.4	7.7	7.9	10.3	7.6
59.5	7.4	5.7	4.6	5.8	7.6	5.4	5.4	6.4	6.7	9.0	6.4
61.2	6.1	4.5	3.4	4.6	6.4	4.1	4.4	5.2	5.8	7.6	5.2
62.9	4.7	3.4	2.2	3.3	5.4	2.9	3.3	4.1	5.1	6.4	4.1
64.6	3.2	2.4	1.1	2.0	4.4	1.9	2.2	3.1	4.4	5.4	3.0
66.3	1.9	1.4	0.1	1.0	3.5	1.0	1.1	2.3	3.8	4.6	2.1
68	0.8	0.6	-0.8	0.2	2.7	0.4	0.3	1.6	3.1	3.9	1.3
69.7	-0.1	0.0	-1.4	-0.6	2.0	-0.1	-0.4	1.2	2.2	3.4	0.6
71.4	-0.7	-0.6	-1.9	-1.2	1.4	-0.6	-0.8	0.8	1.2	2.9	0.1
73.1	-1.2	-1.1	-2.4	-1.8	0.6	-1.1	-1.2	0.4	0.2	2.4	-0.5
74.8	-1.7	-1.7	-3.0	-2.4	-0.2	-1.6	-1.7	-0.1	-0.8	1.6	-1.2
76.5	-2.2	-2.5	-3.8	-2.9	-1.1	-2.2	-2.3	-0.6	-1.7	0.8	-1.8
78.2	-2.9	-3.3	-4.5	-3.5	-1.9	-2.8	-2.9	-1.1	-2.6	0.0	-2.6
79.9	-3.6	-4.1	-5.3	-4.1	-2.7	-3.5	-3.5	-1.7	-3.5	-0.8	-3.3

81.6	-4.4	-4.9	-5.9	-4.8	-3.4	-4.2	-4.1	-2.3	-4.3	-1.6	-4.0
83.3	-5.1	-5.5	-6.6	-5.4	-4.3	-4.9	-4.7	-3.0	-4.9	-2.4	-4.7
85	-5.8	-6.1	-7.2	-6.2	-5.0	-5.6	-5.4	-3.7	-5.6	-3.1	-5.4
86.7	-6.4	-6.7	-7.8	-7.0	-5.7	-6.3	-6.1	-4.4	-6.4	-3.8	-6.1
88.4	-7.0	-7.3	-8.4	-7.8	-6.3	-6.9	-6.8	-5.2	-7.2	-4.5	-6.8
90.1	-7.7	-8.0	-9.1	-8.6	-7.0	-7.5	-7.5	-6.1	-8.0	-5.3	-7.5
91.8	-8.4	-8.7	-9.9	-9.4	-7.6	-8.2	-8.3	-7.0	-8.8	-6.0	-8.2
93.5	-9.1	-9.3	-10.8	-10.2	-8.3	-8.9	-9.1	-7.9	-9.5	-6.7	-9.0
95.2	-10.0	-10.1	-11.9	-10.9	-9.1	-9.7	-10.1	-8.7	-10.0	-7.5	-9.8
96.9	-10.8	-10.7	-12.8	-11.5	-10.0	-10.4	-11.0	-9.4	-10.3	-8.2	-10.5
98.6	-11.6	-11.3	-13.6	-11.7	-10.9	-10.9	-11.7	-9.9		-8.8	-11.2
100	-12.5	-11.7	-14.2		-11.6	-11.2	-12.3	-10.0		-9.2	-11.6

La siguiente gráfica muestra cómo cambia el ángulo de cadera con respecto a cada fotograma capturado durante el ciclo de marcha para cada paso que capturó el sistema durante la prueba realizada.

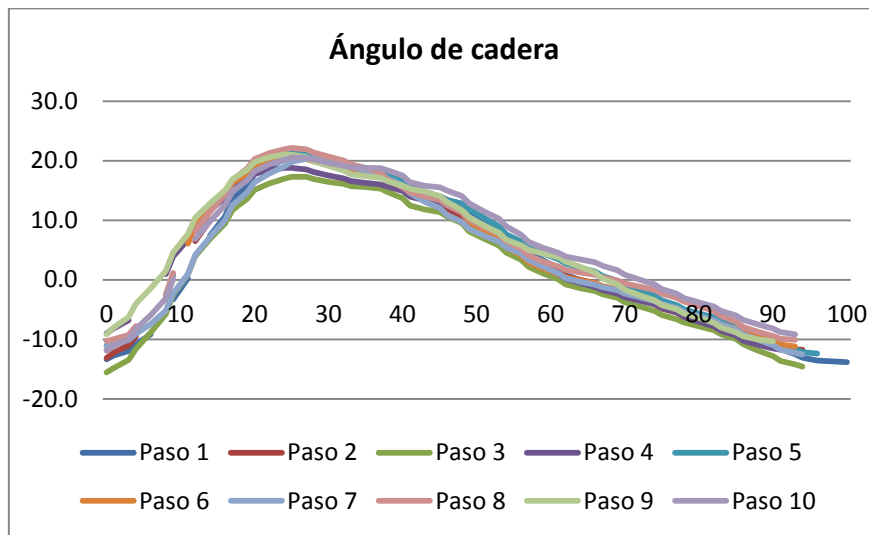


Figura 3.6 Ángulos de cadera

El promedio de los ángulos de cadera obtenidos se muestra en la siguiente gráfica.

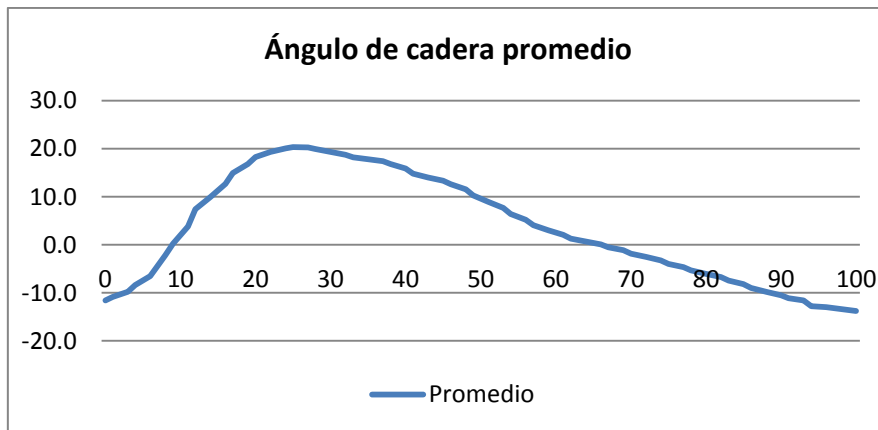


Figura 3.7 Ángulos de cadera promedio

Al igual que con la tabla mostrada para el ángulo de cadera, aquí se presenta la tabla de resultados para el ángulo de rodilla.

Tabla 3-3 Tabla de ángulos de rodilla

Ángulo de rodilla											
%	Paso 1	Paso 2	Paso 3	Paso 4	Paso 5	Paso 6	Paso 7	Paso 8	Paso 9	Paso 10	Prom.
0	12.6	17.7	17.5	20.7	20.8	20.8	21.0	19.0	18.5	19.7	18.8
1.7	16.3	21.8	21.6	25.6	24.9	24.4	25.0	23.2	21.8	23.6	20.9
3.4	20.6	26.6	26.4	30.9	29.7	28.7	29.4		25.4	28.6	27.4
5.1	26.0		32.2	36.0		32.9	35.1	34.4	29.6	33.7	32.5
6.8	32.2	39.2							34.4	40.4	36.6
8.5	38.1	45.8			47.7	45.3		47.5	39.8		44.0
10.2	43.2			49.6	52.3	51.2			45.5		48.3
11.9	47.1	57.9	55.0	51.1	55.3		59.1	56.4	49.9	56.3	54.2
13.6	48.7		56.6		56.5	59.3		58.5	53.4		55.5
15.3					56.7		62.8		55.0		58.2
17					56.3		62.7				59.5
18.7					57.0						57.0
20.4					53.0						53.0
22.1			45.0								45.0
23.8	35.0				50.1				30.3		38.5
27.2		30.0									30.0
28.9	21.1	15.0	20.1		24.3		32.0			23.2	22.6
30.6	15.8	8.8	13.3	10.4	17.3	23.5	25.4	18.5	25.0		17.6
32.3	9.6	3.7	8.0	4.8	12.6	16.9	18.8	12.8	21.0	9.8	11.8
34	4.2	0.6	4.1	1.0	6.7	10.8	12.4	7.9	15.1	4.7	6.7
35.7	0.6	-0.3	1.8	-0.8	3.0	5.9	7.2	4.1	10.0	0.8	3.2
37.4	-2.0	0.9	1.0	-0.8	0.7	2.4	3.7	1.7	5.9	-1.2	1.2
39.1	-2.9	2.4	1.4	0.6	-0.1	0.8	1.9	1.0	2.7	-0.8	0.7
40.8	-2.3	1.8	2.3	2.2	0.8	0.9	2.0	1.6	1.0	1.1	1.1
42.5	-1.4	2.4	2.5	3.0	2.5	1.9	3.0	2.8	0.6	2.5	2.0
44.2	-0.6	4.2	2.3	3.2	3.8	2.7	3.9	3.5	1.3	1.9	2.6
45.9	-0.5	5.5	3.3	4.8	4.4	2.6	4.0	4.0	1.1	2.9	3.2
47.6	0.8	6.2	4.3	7.0	5.7	2.5	4.9	5.5	0.4	4.5	4.2
49.3	2.6	6.1	5.0	8.7	7.9	4.0	6.0	7.0	1.0	5.5	5.4
51	3.8	5.7	5.2	9.5	9.2	5.6	6.5	7.8	1.3	6.2	6.1
52.7	4.2	5.4	5.3	9.4	9.8	6.9	6.5	7.6	1.5	6.0	6.2
54.4	4.1	5.2	5.2	9.5	9.6	7.4	6.1	6.8	1.5	5.7	6.1
56.1	4.1	4.8	5.1	9.7	9.3	7.1	5.9	6.2	1.7	5.5	5.9
57.8	4.1	4.7	4.7	9.8	8.9	6.7	5.5	5.5	2.0	4.9	5.7
59.5	3.9	4.5	4.6	9.9	8.5	6.4	5.3	4.7	2.1	4.3	5.4
61.2	3.4	4.2	4.8	9.8	7.9	6.0	4.9	4.0	2.1	3.6	5.1
62.9	2.8	3.6	5.1	9.5	7.2	5.8	4.5	3.1	1.9	3.1	4.7
64.6	2.1	3.2	5.4	9.2	6.4	5.6	4.0	2.4	1.5	2.8	4.3
66.3	1.5	2.8	6.2	8.8	5.9	5.5	3.4	1.8	1.0	2.7	3.9
68	1.1	2.6	6.6	8.3	5.4	5.4	3.0	1.8	0.8	3.0	3.8
69.7	1.2	2.5	6.7	7.7	5.2	5.3	2.5	2.1	0.9	3.4	3.7
71.4	1.4	2.5	6.6	6.9	5.0	5.3	2.2	2.5	1.3	3.9	3.8
73.1	1.8	2.5	6.3	6.0	5.1	5.0	2.2	2.9	1.8	4.4	3.8
74.8	1.9	2.5	5.9	5.5	5.3	4.7	2.3	3.0	2.1	4.8	3.8
76.5	1.9	2.6	5.4	4.9	5.5	4.3	2.5	3.3	2.3	5.4	3.8
78.2	1.9	2.7	5.1	4.5	5.7	4.1	3.0	3.6	2.5	5.9	3.9
79.9	1.8	2.9	5.0	4.4	6.0	4.0	3.5	3.7	2.7	6.1	4.0

81.6	2.1	3.0	5.2	4.6	6.3	4.1	4.0	3.9	3.0	6.5	4.3
83.3	2.2	3.5	5.6	5.0	6.5	4.1	4.5	4.1	3.4	6.8	4.6
85	2.8	3.9	6.1	5.8	6.6	4.3	5.0	4.4	3.8	6.9	5.0
86.7	3.4	4.6	6.7	6.7	6.8	4.6	5.6	5.1	4.2	7.0	5.5
88.4	4.0	5.3	7.3	7.7	7.1	4.9	6.2	5.8	4.7	7.1	6.0
90.1	4.4	6.2	7.7	8.8	7.6	5.5	6.6	6.6	5.4	7.6	6.6
91.8	4.9	6.8	8.5	9.7	8.2	6.0	6.8	7.1	5.9	8.2	7.2
93.5	5.2	8.0	9.5	10.7	8.9	6.6	6.9	7.8	6.4	9.3	7.9
95.2	5.6	9.6	11.2	12.2	10.0	7.1	7.4	8.4	6.9	10.3	8.8
96.9	6.2	11.6	13.3	14.3	11.5	7.5	8.1	9.6	7.8	11.8	10.2
98.6	7.4				13.9	8.3	9.2	11.0	8.9	13.9	10.4
100	9.1					9.5	10.8	13.1	10.7	16.2	11.6

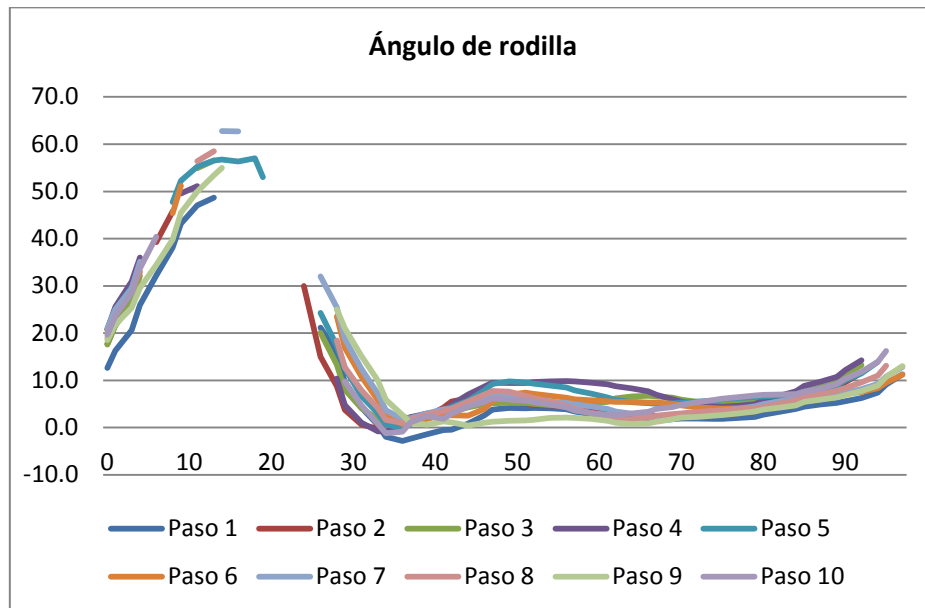


Figura 3.8 Ángulos de rodilla

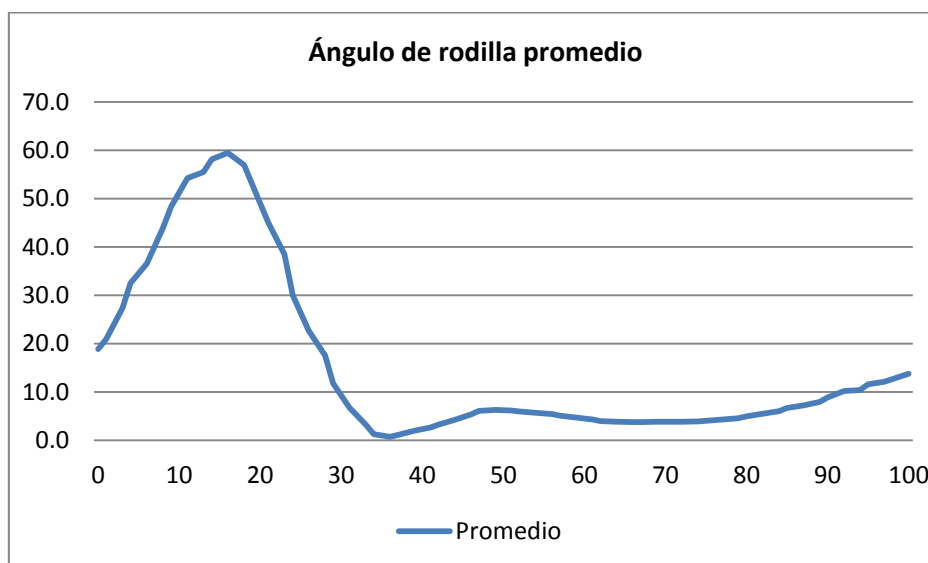


Figura 3.9 Ángulos de rodilla promedio

Finalmente la siguiente tabla muestra los resultados obtenidos para el ángulo de tobillo

Tabla 3-4 Tabla de ángulos de tobillo

Ángulo de tobillo											
%	Paso 1	Paso 2	Paso 3	Paso 4	Paso 5	Paso 6	Paso 7	Paso 8	Paso 9	Paso 10	Prom.
0	8.54	13.66	9.08	10.32	11.06	12.06	10.44	10.29	12.46	12.22	11.0
1.7	7.84	10.25	7.51	9.36	10.19	10.47	7.61	9.33	11.17	9.75	9.3
3.4	7.48	9.61	7.17	4.68	9.9	9.04	7.12	5.68	9.8	7.26	7.8
5.1	4.31			-15.09	6.08	5.28	0.83	2.78	5.36	4.38	1.7
6.8	1.1			-22.87	3.07		-24.97	-19.93	2.75	1.56	-8.5
8.5	-0.8	-1.73	-0.64	-34.55	-1.36	-2.66		-1.28	-25.07	-0.19	-7.6
10.2	1.01		-1.71		-3.7	-33.8	-0.08	-5.1	-31.78	-6.6	-10.2
11.9	0.7	2.21	-2.32	-5.08	0.06		2.34		-11.83		-2.0
13.6	5.59	3.21	1.96	-5.67	0.6	-0.76	5.43	-2.99	-6.66	-14.31	-1.4
15.3			0.92	1.97	6.54	0.98		0.27	1.08	-5.94	0.8
17				-2.15		4.68				-1.11	0.5
18.7										-2.77	-2.8
20.4						-78.24					-78.2
22.1		-48.67									-48.7
23.8	-57.61		-84.1		14	33.44	11.46	-54.18	-66.54		-29.1
27.2	9.09		97.83	10.43			90.14		-49.08		31.7
28.9	8.46	3.51	5.72	89.18			10.04	106.51			37.2
30.6	94.36	4.43	3.63	6.96	8.59	6.73	5.81	7.01	99.39	8.01	24.5
32.3	6.67	5.23	5.64	5.36	4.42	4.71	3.9	5.71	6.45	127.26	17.5
34	5.6	3.74	4.97	5.17	6.58	4.93	4.15	5.45	4.52	7.25	5.2
35.7	5.96	4.38	4.85	5.2	3.45	4.54	4.25	4.89	4.14	4.15	4.6
37.4	5.5	3.77	4.49	5.5	4.77	4.99	4.53	6.75	4.77	3.9	4.9
39.1	5.5	3.36	3.22	3.51	4.61	3.4	2.31	5.37	4.64	3.3	3.9
40.8	4.2	0.91	2.94	2.06	4.53	0.16	1.76	5.5	4.43	4.42	3.1
42.5	3.64	-2.8	1.7	-0.2	3.31	-4.34	-2.81	3.67	1.86	4.5	0.9
44.2	-2.89	-3.52	-3.4	-5.66	-1.23	-5.28	-5	-0.16	-2.88	3.12	-2.7
45.9	-5.87	-5.11	-4.37	-8.26	-5.42	-6.49	-5.01	-3.94	-3.61	0.2	-4.8
47.6	-7.58	-4.81	-6.21	-8.94	-6.75	-6.79	-7.09	-4.02	-4.84	-4.74	-6.2
49.3	-8.26	-4.76	-5.98	-9.34	-8	-6.7	-6.38	-5.5	-4.91	-5.4	-6.5
51	-7.99	-4.74	-6.11	-9.39	-8.45	-8.05	-6.04	-5.04	-4.23	-6.67	-6.7
52.7	-7.04	-3.7	-6.4	-9.95	-7.44	-5.87	-4.22	-5.1	-2.85	-6.29	-5.9
54.4	-6.47	-3.86	-5.86	-7.63	-6.43	-5.61	-4.76	-3.84	-1.34	-6.11	-5.2
56.1	-4.97	-3.7	-5.36	-7.42	-7.5	-2.39	-4.87	-3.85	-1.19	-4.78	-4.6
57.8	-4.82	-2.85	-3.78	-6.51	-6.81	-3.42	-3.2	-2.6	-1.29	-5.35	-4.1
59.5	-4.21	-3.23	-3.27	-5.3	-5.8	-3.72	-3.06	-1.72	-0.34	-4.71	-3.5
61.2	-3.35	-3.54	-2.04	-4.51	-5.24	-2.32	-2.27	-1.48	0.15	-4.31	-2.9
62.9	-2.1	-2.19	-2.17	-3.26	-4.91	-2.18		-1.48	0.72	-4.29	-2.4
64.6	-2.13	-2.42	-2.03	-3.39	-4.19	-2.12	-0.36	-0.64	1.1	-3.82	-2.0
66.3	-1.73	-1.21	-1.26	-2.32	-3.37	-1.17	0.77	0.33	1.27	-2.63	-1.1
68	-1.23	-0.87	0.04	-1.83	-2.15	-1.52	0.45	0.42	1.38	-2.32	-0.8
69.7	-1.23	0.11	0.23	-1.58	-1.78	-0.43	0.93	0.52	1.46	-1.85	-0.4
71.4	-0.02	0.91	1.39	-1.37	-1.95	-0.9	1.54	0.85	1.74	-0.7	0.1
73.1	0.42	1.54	2.14	-0.87	-1.41	0.4	2.27	1.73	3.31	0.74	1.0
74.8	1.19	2.47	2.64	-0.5	0.24	0.59	2.96	2.06	4.61	0.8	1.7
76.5	1.94	2.81	3.39	0.29	0.24	0.79	2.84	2.65	4.75	-0.21	1.9
78.2	2.59	2.73	3.07	0.37	0.88	1.9	4.02	3.29	4.49	1.51	2.5
79.9	2.32	3.91	3.52	1.11	1.22	2.9	3.88	4.82	4.78	1.02	2.9
81.6	4.54	4.56	4.34	1.46	2.35	2.54	4.46	4.49	5.49	2.21	3.6

83.3	5.77	5.58	5.23	2.42	2.19	4.54	6.21	5.64	6.41	3.55	4.8
85	5.5	7.46	5.84	5.06	4.17	4.57	7.99	8.09	8.26	3.41	6.0
86.7	6.84	7.56	8.72	5.46	4.4	6.72	7.99	8.02	8.79	3.9	6.8
88.4	7.98	10.91	9.48	6.22	5.07	7.61	9.86	8.51	9.98	5.69	8.1
90.1	10.15	10.12	10.1	6.84	7.3	9.27	10	9.54	11.9	6.8	9.2
91.8	10.93	10.9	10.16	7.31	8.71	11.41	11.09	11.38	11.71	7.61	10.1
93.5	12.49	10.49	11.15	9.18	9.68	11.51	10.63	14.11	14.19	9.06	11.2
95.2	13.09	10.88	11.02	8.88	8.77	12.11	11.69	13.81	14.85	9.21	11.4
96.9	13.31		11.07	9.59	9.46	12.74		14.05	14.21	10.33	11.8
98.6	13.04			10.7	8.03	11.75		15.46		10.7	11.6
100	11.65			9.35	9.95					10.2	10.3

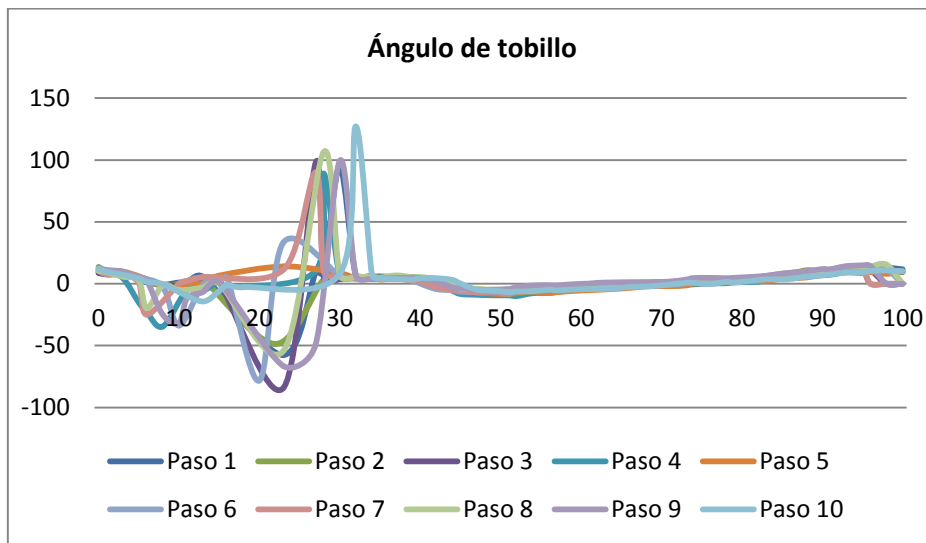


Figura 3.10 Ángulos de tobillo

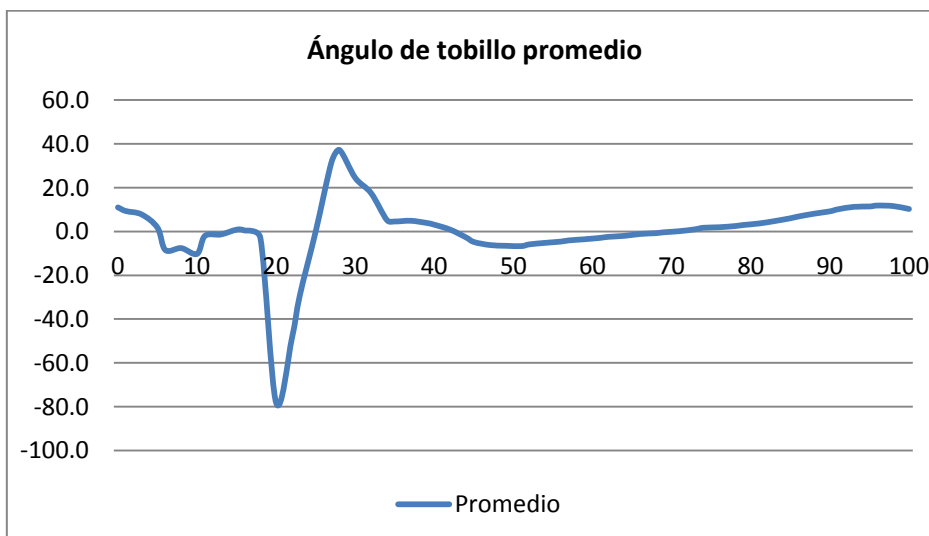


Figura 3.11 Ángulos de tobillo promedio

3.2 Análisis de resultados

Para valorar la captura de la marcha obtenida por PAM se comparan los resultados obtenidos con los encontrados en la literatura, el objetivo es corroborar que las curvas formadas por los ángulos en cada sección de la persona, tienen un comportamiento similar o siguen la misma tendencia, ya que al ser un análisis biomecánico obtenido de diferentes personas, dichas curvas obtenidas pueden variar.

Una vez realizada la prueba y teniendo los resultados promedio para las gráficas de cadera, rodilla y tobillo, se muestran los resultados experimentales junto con las curvas obtenidas del libro *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*.

En las siguientes figuras, se muestra del lado izquierdo las gráficas obtenidas de la literatura y del lado derecho los resultados obtenidos con PAM en el Laboratorio de Biomecánica, graficando ángulo obtenido vs porcentaje del ciclo de marcha.

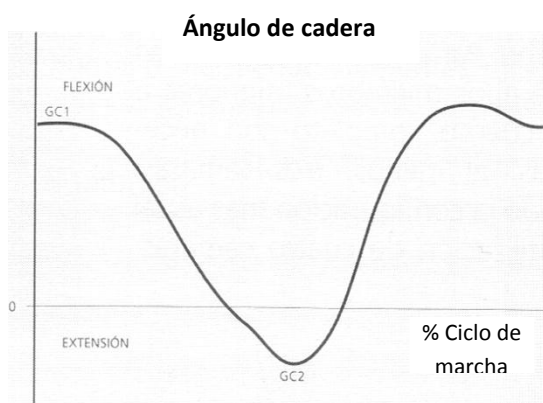


Figura 3.12 Ángulo de cadera (Teórico)

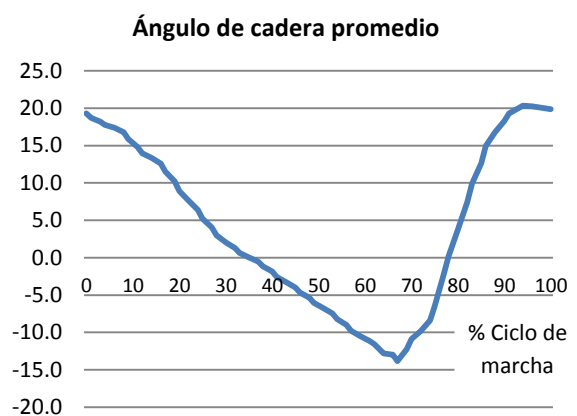


Figura 3.13 Ángulo de cadera (experimental)

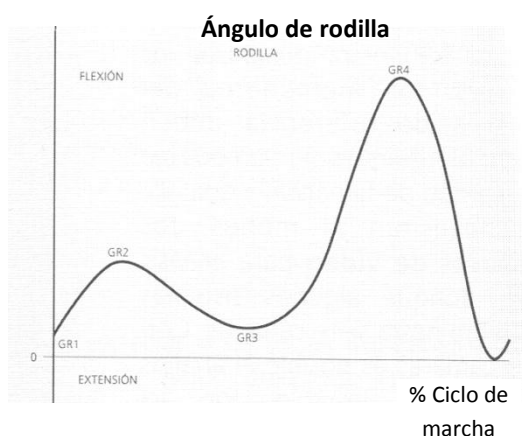


Figura 3.14 Ángulo de rodilla (teórico)

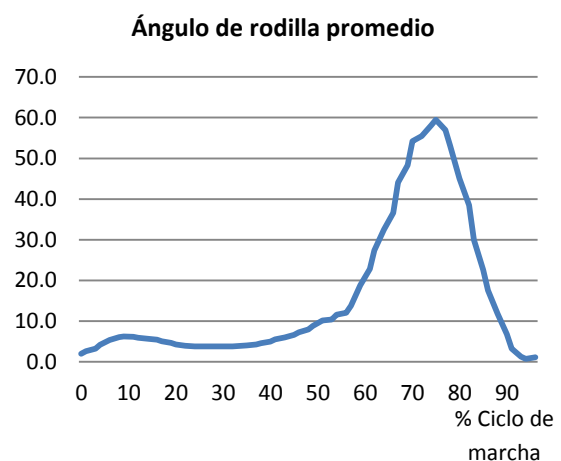


Figura 3.15 Ángulo de rodilla (experimental)

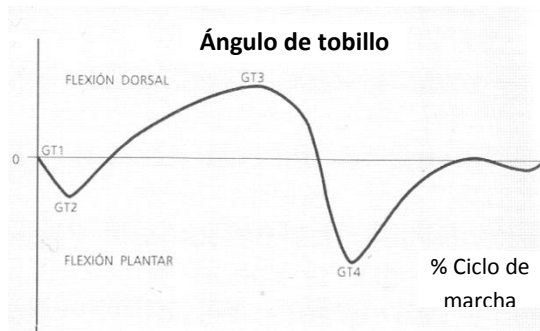


Figura 3.16 Ángulo de tobillo (teórico)

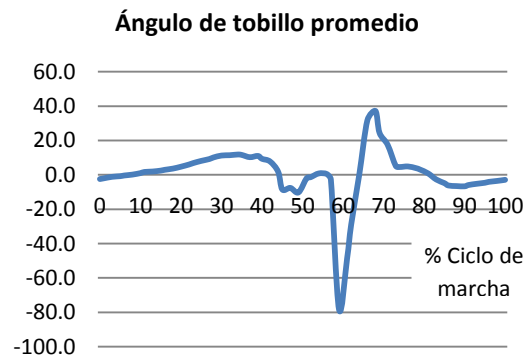


Figura 3.17 Ángulo de tobillo (experimental)

Con estos resultados se observa que las curvas obtenidas para el ángulo de cadera y ángulo de rodilla se asemejan a las encontradas en la literatura, esto a reserva de saber que no se tiene el mismo sistema de captura de la biomecánica y que tampoco se conocen las características de la o las personas a las que se les hicieron las pruebas para llegar a dichos resultados.

Analizando la curva formada para el ángulo de tobillo, vemos que no se tiene una captura de datos con la calidad esperada como lo fue con los otros ángulos. Esto se debe a que el pie se desplaza con mayor velocidad al momento de la marcha, por lo que el sistema al utilizar una videocámara con captura de 30 fps, no permite detectar en la mayoría de los casos los indicadores colocados en el pie.

Una posible solución es utilizar una cámara que capture imágenes a una velocidad de 60 fps o hacer que la persona camine a menos de 1 mph, aunque esto podría afectar la marcha en la persona, de esta manera, se obtendrían mejores resultados no sólo para el ángulo de tobillo, sino también para los dos restantes.

CONCLUSIONES

En el presente trabajo se planteó como objetivo principal desarrollar una metodología enfocada al análisis biomecánico de la marcha humana y obtener los ángulos formados en cadera, rodilla y tobillo desde el plano sagital a lo largo del ciclo de marcha. Con base en ello, podemos concluir que:

- La metodología establecida en dicho trabajo soporta de manera fundamental la elaboración del sistema PAM, haciendo más fácil y práctica la implementación de dicho sistema.

Por otra parte, una vez realizadas las pruebas en el Laboratorio de Biomecánica podemos concluir del sistema que:

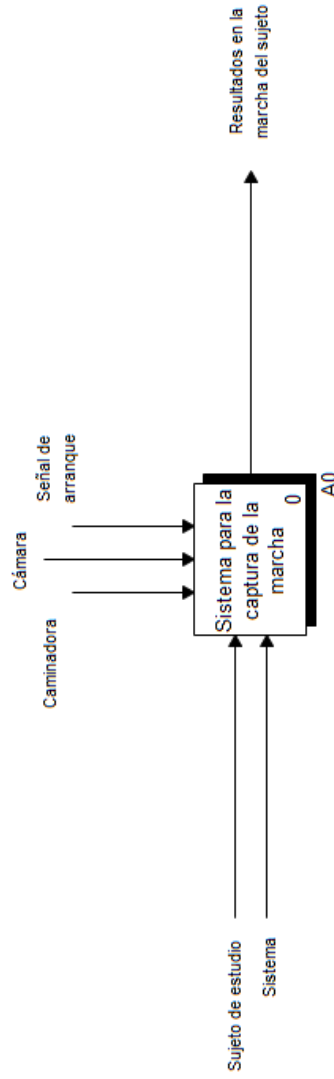
- El sistema no cumple en su totalidad con lo esperado debido a que PAM no captura la cantidad de ángulos necesarios para encontrar un patrón de comportamiento específicamente para el ángulo de tobillo. Esto se debe a la cantidad de fotogramas por segundo que captura la videocámara que se utilizó.
- Una alternativa es utilizar cámaras de alta velocidad que capturen a una velocidad no menor a 60 fps, la cual nos daría un muestreo del doble de puntos por cada vez que se completa el ciclo de marcha en la persona, mejorando así las curvas obtenidas no solo para el ángulo de tobillo, sino también para el ángulo de cadera y rodilla.
- El sistema "PAM" está próximo a utilizarse dentro del Laboratorio de Biomecánica; cabe mencionar que el desarrollo de este sistema no termina aquí, es necesario el continuo seguimiento y actualización del mismo, empezando por el dispositivo de captura, ya que entre mejor tecnología utilicemos, mejores serán los resultados obtenidos.

Como aporte al desarrollar este tipo de sistemas dentro nuestra Facultad se tiene:

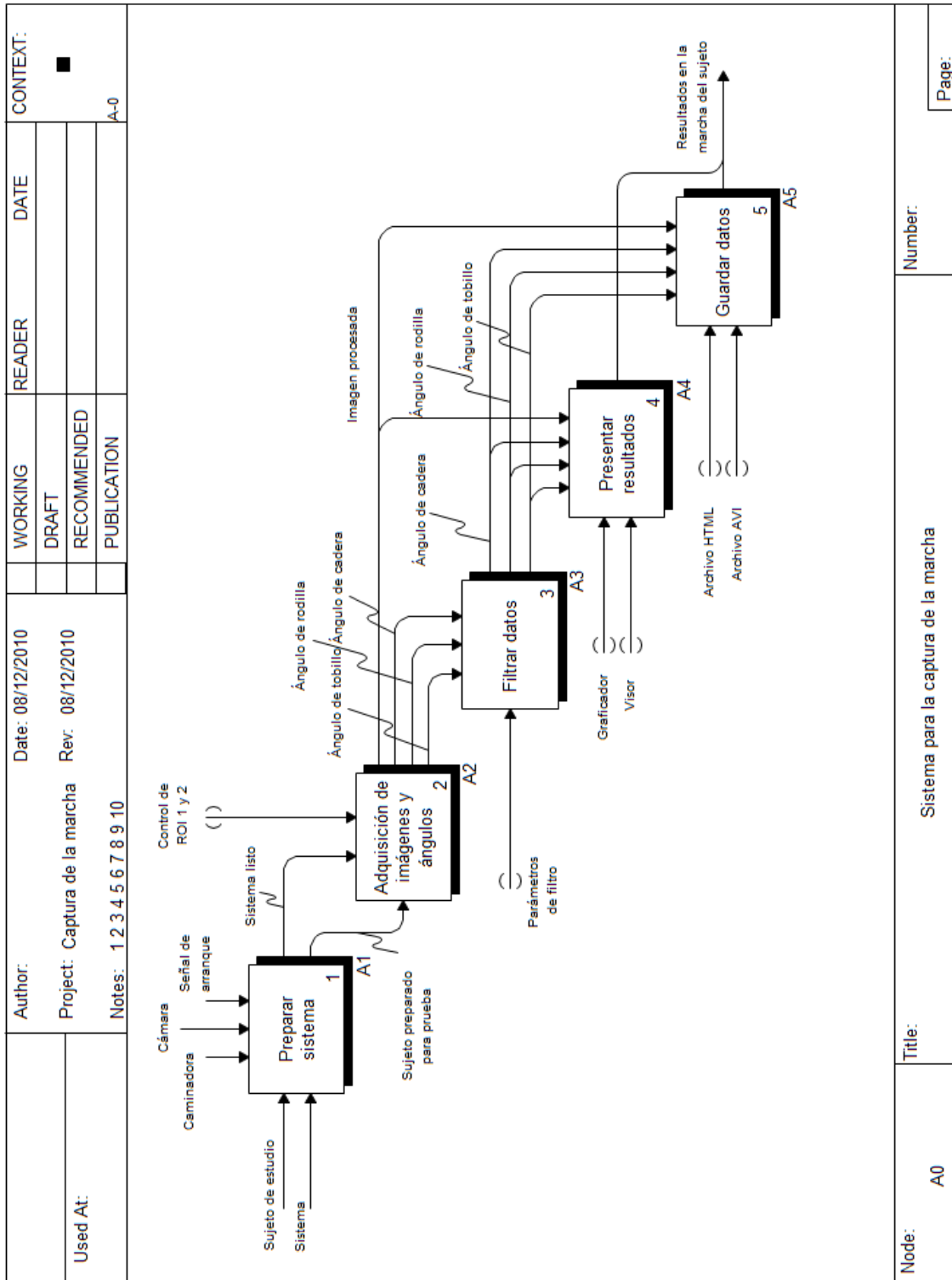
- Proveer a los alumnos de Facultad de Ingeniería de las herramientas necesarias para complementar su formación académica, introduciéndolos en temas relacionados a la biomecánica.
- Instrumentar el Laboratorio de Biomecánica a través de nuevas técnicas para contar con equipo especializado en materia de biomecánica a través de los diferentes proyectos que se desarrollan actualmente.

ANEXOS

A-0 Captura de la marcha

Author:	Date:	08/12/2010	WORKING	READER	DATE	CONTEXT:	
Used At:	Project:	Captura de la marcha	DRAFT			TOP	
Notes:	Rev:	08/12/2010	RECOMMENDED				
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	PUBLICATION						
<p>Purpose: Elaborar una metodología enfocada a desarrollar sistemas para la captura de la marcha humana</p> 							
Node:	A-0	Title:	Captura de la marcha				Number:
						Page: 1	

A0 Sistema para la captura de la marcha



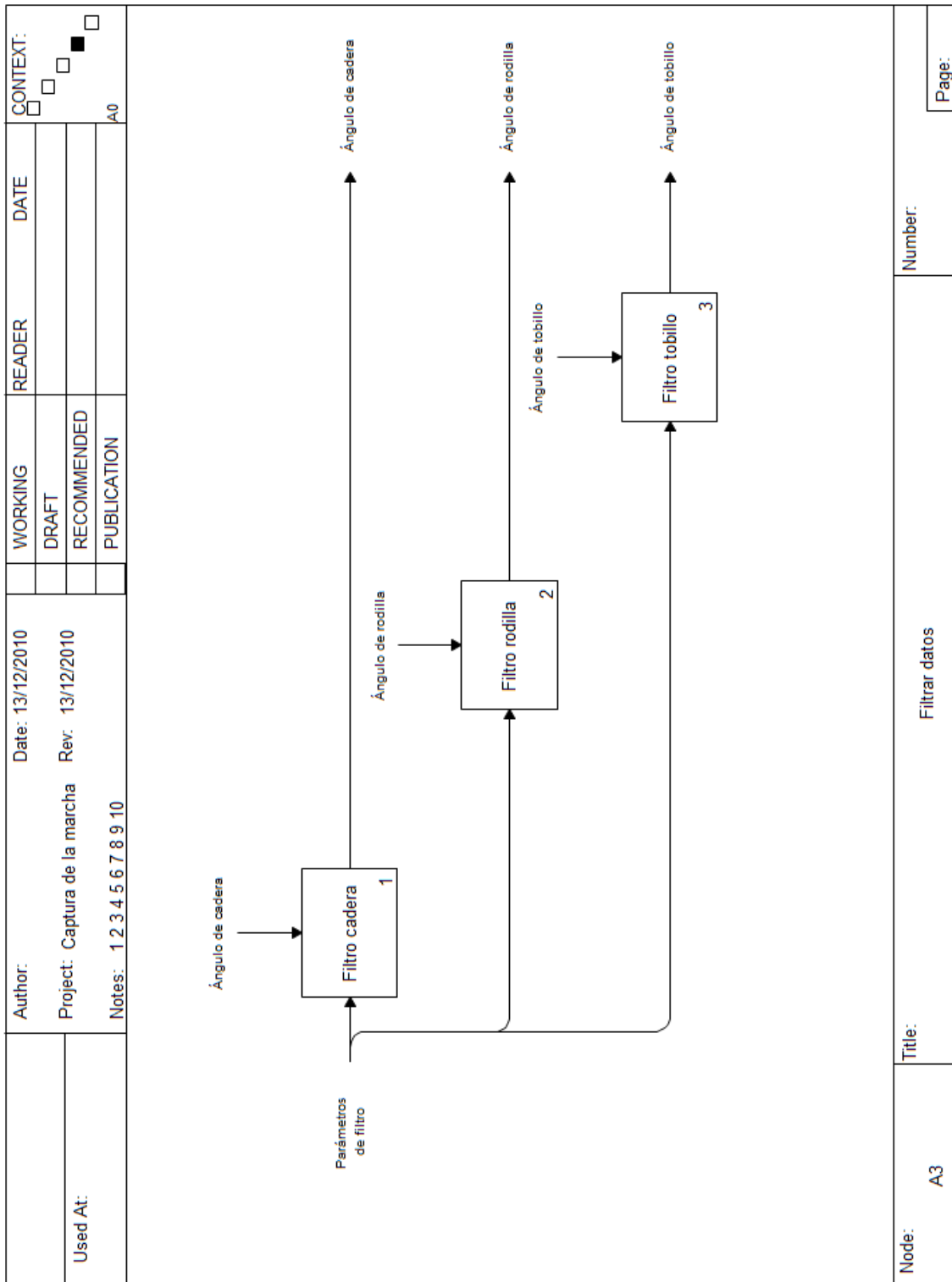
Node: A0

Title: Sistema para la captura de la marcha

Number:

Page:

A3 Filtrar Datos



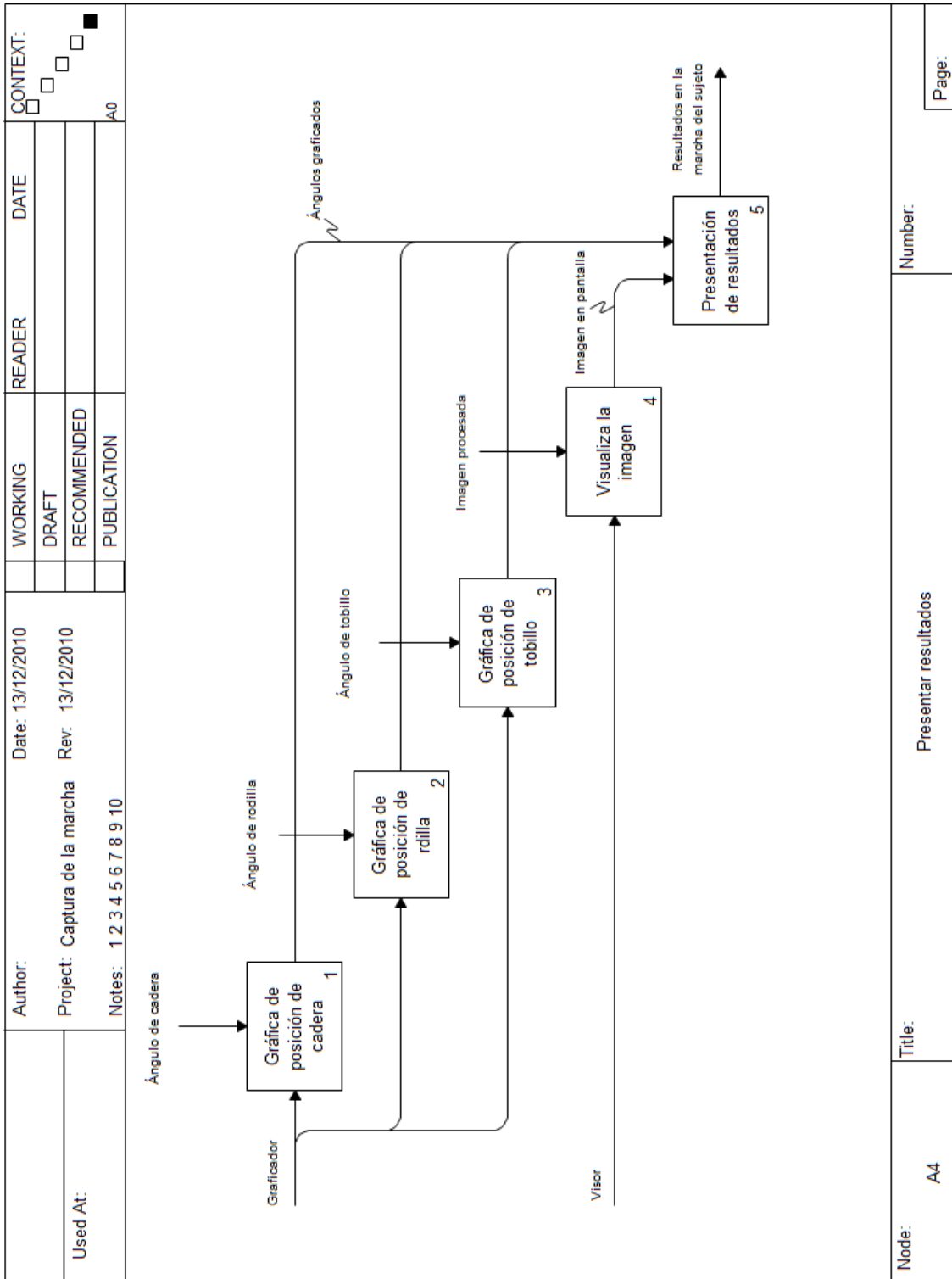
Node: A3

Title: Filtrar datos

Number:

Page:

A4 Presentar resultados



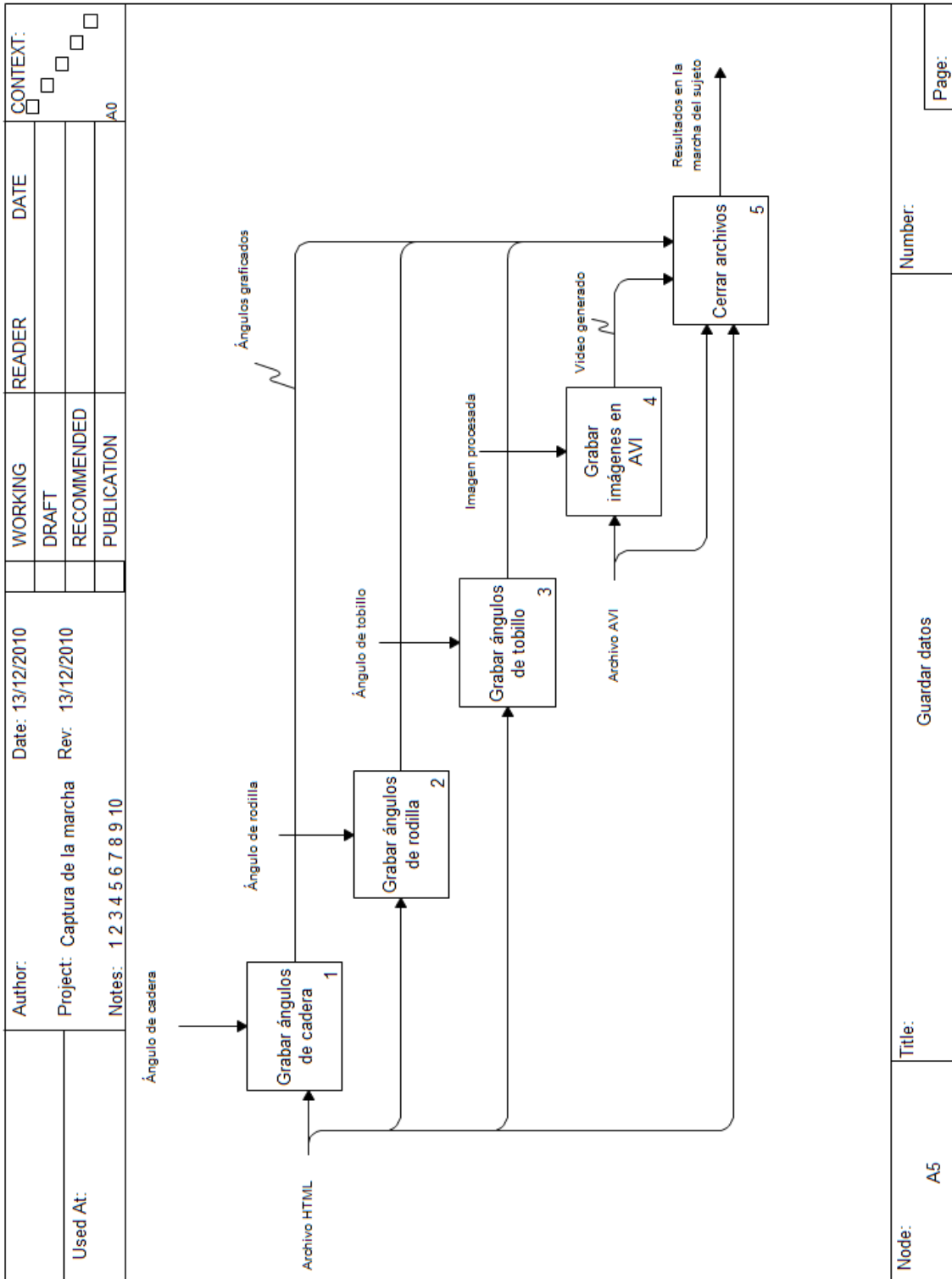
Node: A4

Title: Presentar resultados

Number:

Page:

A5 Guardar datos



Node: A5

Title: Guardar datos

Number:

Page:

BIBLIOGRAFÍA

1. Prat Pastor, Jaime M. [et al]. Biomecánica De La Marcha Humana Normal y Patológica. 2da ed. Vol. 1. Valencia, España: Instituto De Biomecánica De Valencia, 1999.
2. Feneis, Heinz, Wolfgang Dauber, and Gerhard Spitzer. Pocket Atlas of Human Anatomy: Based on the International Nomenclature. 4ta ed. Stuttgart / New York: Thieme, 2000.
3. Greene, Walter B., Heckman, James D. Medición Clínica Del Movimiento Articular. Edit. Grupo MIND México
4. Hernández Stengele, Francisco. Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana. Tesis Lic. En ingeniería en Eléctrica y Computadoras, Univ. De las Américas Puebla, Escuela de Ingeniería y Ciencias, 2005.
5. Jacquelin Perry, MD. Gait Analysis. Normal and Pathological Function. Published by SLACK Incorporated, USA.
6. Neural Labs, s.l. "Introducción a la Visión Artificial y al Reconocimiento de Patrones" www.neurallabs.net.
7. "Diccionario de la Lengua Española" <http://www.rae.es/rae.html>
8. "Universo Medico". <http://universomedico.com.mx/diccionario-medico>
9. Millares, Rodrigo. Cirugía Ortopédica y Traumatología en zonas de menor desarrollo, URV Universitat Rovira i Virgili. <http://www.urv.cat>