

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO.



FACULTAD DE INGENIERÍA.
DIVISIÓN DE INGENIERÍA MÉCANICA E INDUSTRIAL.

Valoración de la Marcha Humana.

TESIS.

PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO MÉCANICO.

PRESENTA

MIGUEL ANGEL SAUCEDO ROMERO.

DIRECTOR DE TESIS:
Dr. ALVARO AYALA RUIZ.



MÉXICO D.F. 2009.

AGRADECIMIENTOS.

Doy gracias a Dios por el apoyo de mi familia y de mis profesores para terminar con esta etapa de mi vida.

A mi asesor Alvaro Ayala Ruiz y mis sinodales Adrián Espinoza Bautista, Jesús Manuel Dorador, Lázaro Morales Acosta y Mariano García del Gallego por su tiempo y paciencia.

A Carlos Ríos Ramírez por su tiempo y asesoría.

A mis padres por su infinito apoyo.

A la Universidad Nacional Autónoma de México, por la formación académica que nos ha brindado.

Todo tiene su tiempo, y todo lo que se quiere debajo del cielo tiene su hora.

Contenido.

Contenido.....	iii
INTRODUCCIÓN.....	v
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	vii
OBJETIVO.....	viii
OBJETIVOS PARTICULARES.....	viii
METAS.....	viii
HIPÓTESIS DE TRABAJO.....	ix
METODOLOGÍA.....	ix
CAPÍTULO 1. LA MARCHA HUMANA.....	1
1.1. LA MARCHA HUMANA NORMAL.....	2
1.2. CICLO DE LA MARCHA.....	2
1.2.1 Fase de Apoyo.....	4
1.2.3. Fase de Oscilación.....	6
1.3 FACTORES QUE MODIFICAN LA MARCHA.....	7
1.3.1 Factores extrínsecos.....	7
1.3.2 Factores intrínsecos.....	8
1.3.3 Factores patológicos.....	9
1.4. ESTUDIO CINEMÁTICO DE LA MARCHA.....	9
1.4.1 Métodos cinemáticos.....	9
1.5. ESTUDIO CINÉTICO DE LA MARCHA.....	13
1.5.1 Métodos cinéticos.....	13
GLOSARIO.....	17
CAPÍTULO 2. PATOLOGÍAS DE LA MARCHA.....	19
2.1. INTRODUCCION.....	20
2.2. CAUSAS DE LA MARCHA PATOLÓGICA.....	21
2.3. CLASIFICACIÓN.....	21
2.3.1. Alteraciones de la cadera.....	21
2.3.2. Alteraciones de la rodilla.....	23
2.3.3. Alteraciones del tobillo.....	25
2.3. TIPOS DE MARCHAS PATOLÓGICAS.....	26
Marcha Hemipléjica.....	26
Marcha espástica.....	26
Marcha atáxica.....	26
Marcha parkinsoniana.....	26
Marcha danzante.....	27
Marcha balanceante.....	27
Marcha en stepage.....	27
Marcha paraparésica.....	27
Marcha cerebelosa.....	27
Marcha vestibular.....	27
Marcha histérica.....	28
CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL SISTEMA SABIOM.....	29
3.1 INTRODUCCIÓN.....	30
3.2 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.....	30
3.3 NECESIDAD.....	30

3.4 DESARROLLO.....	30
3.4.1. Condiciones iniciales.....	32
3.4.2. Programación.....	34
3.4.3. Interfaz gráfica (GUI).....	44
CAPÍTULO 4. CASO DE ESTUDIO Y RESULTADOS.....	50
4.1. INTRODUCCIÓN.....	51
4.2. SUJETO DE ESTUDIO.....	51
4.3 CONDICIONES INICIALES.....	51
4.4. PRUEBA DE LA INTERFAZ GRÁFICA.....	53
4.4.1. PROCESAMIENTO DE LAS IMÁGENES.....	53
4.4.2. ANÁLISIS DE MOVIMIENTO.....	55
4.4.3. ANIMACIÓN DE LA MARCHA.....	62
4.4.4. GONIOMETRÍA.....	63
4.5. DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	71
CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES.....	73
5.1. CONCLUSIONES.....	74
5.2. TRABAJOS FUTUROS.....	75
APÉNDICE.....	76
BIBLIOGRAFÍA.....	91

INTRODUCCIÓN.

El estudio de la marcha permite conocer el estado funcional de un sujeto, ya que cualquier disfunción queda reflejada en el patrón de este movimiento cíclico.

En la marcha de un individuo enfermo se aprecia el resultado de una acción conjunta de mecanismos patológicos y de mecanismos compensatorios que el cuerpo pone para tratar de corregir o normalizar en lo mayor posible los primeros.

La estimación de dicha marcha se puede realizar mediante exploración clínica del paciente o mediante la utilización de herramientas de laboratorio de investigación. Por su complejidad en la actualidad se han diseñado sistemas de análisis en 3D, estos sistemas son llamados también sistemas optoelectrónicos, y se basan en la **videofotogrametría**.

La videofotogrametría 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.

Mediante la videofotogrametría se puede valorar objetivamente:

- 1.-Alteraciones funcionales en los diferentes segmentos de las extremidades inferiores, superiores, columna, y distintas fases de la marcha.
- 2.-La evolución del tratamiento prescrito indicado, si dicha evolución es positiva o negativa, y cuantificar dicha evolución.
- 3.-Valoración del rango articular de movilidad y de columna (segmentos dorsal, lumbar, etc.). Estos últimos datos son imprescindibles y de gran utilidad para un correcto diseño de ejercicios de columna.

El análisis de movimiento tiene una capacidad de almacenamiento de datos, que puede ser incluido en el historial del paciente. Cada captura puede ser revisada y comparada en cualquier momento, permitiendo un seguimiento exhaustivo de la evolución del paciente en su terapia.

El déficit funcional del paciente está reflejado en los ciclos de movimiento siendo detectada tanto la patología como la simulación en el patrón de movimiento.

Los principales campos de aplicación son:

- ✓ Diseño de calzado, órtesis y prótesis. Evaluar el efecto de las órtesis de miembro inferior. Documentar gráficamente la exploración y en el caso de tratamiento conservadores ortésicos y acompañar la prescripción con esta información al técnico ortoprotésico para la confección adecuada.
- ✓ Cirugía ortopédica y traumatología, cirugía de la columna, cirugía del pie, evaluación preoperatoria y control funcional postoperatorio. La posibilidad de disponer registros

objetivos del antes y del después de un tratamiento conservador quirúrgico determinado para realizar un seguimiento de los pacientes.

- ✓ Biomecánica: análisis de la marcha normal y patológica, caracterización de marchas patológicas, evaluación de prótesis y órtesis.
- ✓ Medicina deportiva, estudio del calzado y complemento deportivo.
- ✓ Rehabilitación: seguimiento de los tratamientos de la rehabilitación.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

En las primeras décadas de los 70's se emplearon sistemas optoelectrónicos, basados en la utilización de cámaras capaces de detectar la posición de marcadores activos o pasivos en función de la luminosidad. En la actualidad estos sistemas son cada vez más utilizados en el campo de la biomecánica del movimiento humano.

Como un primer paso dentro del campo de la biomecánica, en la Facultad de Ingeniería de la UNAM se pretende implementar un laboratorio de la marcha, sin embargo por razones económicas no se ha logrado, por lo que se pretende realizar esta y otras tesis e implementar con los recursos con los que se cuenta, varias prácticas para la materia de Biomecánica, la primera de ellas es: "Ciclo de la Marcha" la cual ayudará la presente tesis.

Dentro de esta tesis se pretende establecer un patrón de marcha normal, también se puede utilizar como un diagnóstico previo de una patología de la marcha en un paciente, determinando si entra dentro del patrón de marcha establecido como normal.

OBJETIVO.

Desarrollar un sistema de análisis de movimiento de la marcha humana.

OBJETIVOS PARTICULARES.

- ✓ Utilizar el sistema de análisis de movimiento para la caracterización de la marcha en pacientes sanos y con patologías para determinar y describir la existencia de un patrón de marcha, obtenido en un laboratorio de análisis de movimientos.

- ✓ Búsqueda de variables biomecánicas cuantificables que distingan la población aparentemente normal.

- ✓ Búsqueda de criterios biomecánicos con fines de diagnósticos, de valoración funcional y para cuantificar el grado de normalidad en la marcha de un paciente.

METAS.

Obtener un sistema basado en videofotogrametría para la valoración de la marcha humana.

Utilizar el sistema de análisis de la marcha humana a realizar para ser utilizado en una práctica (ciclo de la marcha) para el laboratorio de la materia de Biomecánica dentro de la Facultad de Ingeniería de la UNAM.

HIPÓTESIS DE TRABAJO.

Utilizando registros de marcha obtenidos mediante video y fotografía, generar patrones de normalidad basados en curvas o parámetros promedio con bandas de dispersión. Tales patrones servirán como referencia para contrastar registros de población patológica como herramienta de apoyo al diagnóstico y seguimiento de pacientes con déficit de marcha.

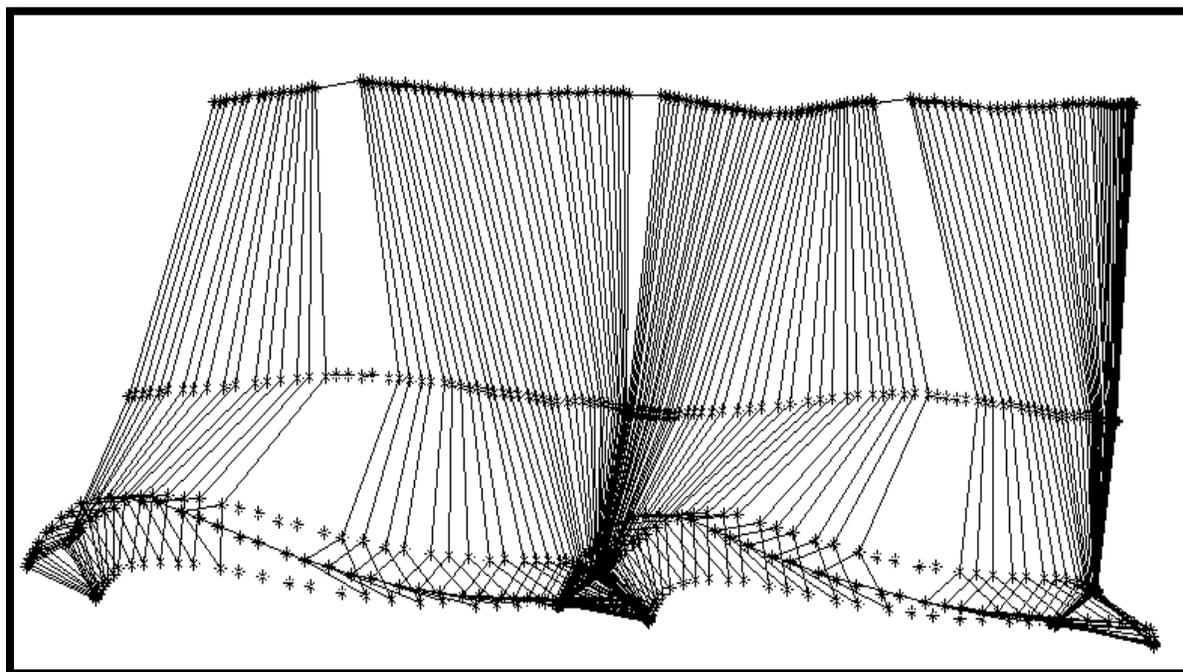
METODOLOGÍA.

Se grabarán mediante el uso de una cámara de video mini DV a de sujetos aparentemente sanos y se obtendrán mediante el manejo de un sistema de captura y digitalización de imágenes se determinará la posición de marcadores adheridos al cuerpo del sujeto. Esto permite capturar el movimiento de un sujeto en tiempo real sin apenas interferir en su ejecución.

Con el manejo de imágenes es posible identificar parámetros propios de la marcha, así como identificar los problemas causados por patologías anatómicas y determinará un diagnóstico preliminar.

Uniendo las imágenes se determinarán las fases de doble apoyo, empuje, apoyo sencillo del ciclo de la marcha.

CAPÍTULO 1. LA MARCHA HUMANA.



1.1. LA MARCHA HUMANA NORMAL.

El hombre se desplaza por medio de sus extremidades inferiores, la marcha es el modo de locomoción en el cual el sujeto nunca deja el suelo y mantiene un equilibrio dinámico. Cuando una persona camina el cuerpo puede asimilarse a una masa sometida a traslaciones y que sufre la acción de la gravedad, inercia y aceleración. Durante este desplazamiento han de vencerse fuerzas resistencia que ocasionan un gasto de energía [2,3].

Una persona necesita tener una postura estable de bipedestación antes de comenzar la marcha.

Una vez conseguido el equilibrio de bipedestación puede iniciarse la marcha o capacidad de mantener un paso rítmico y estable.

La marcha es el resultado de una sucesión de pasos, siendo un paso un conjunto de movimientos que se producen entre el apoyo de un talón y el sucesivo apoyo del talón contra lateral.

1.2. CICLO DE LA MARCHA.

El ciclo de la marcha comienza cuando se apoya el talón en el suelo y termina con el siguiente contacto de talón del mismo pie en el suelo. También se puede decir que es el intervalo comprendido entre dos choques de talón sucesivos del mismo pie.

El ciclo de la marcha comprende de dos fases, la fase de apoyo o portante que abarca el 60% del ciclo y la fase de oscilación o balanceo que es el 40% restante (ver figura 1). Un ciclo está compuesto de dos pasos y dos pasos forman una zancada, por lo que en una zancada cada pie pasa por una fase de apoyo y una fase de oscilación, (ver figura 2).

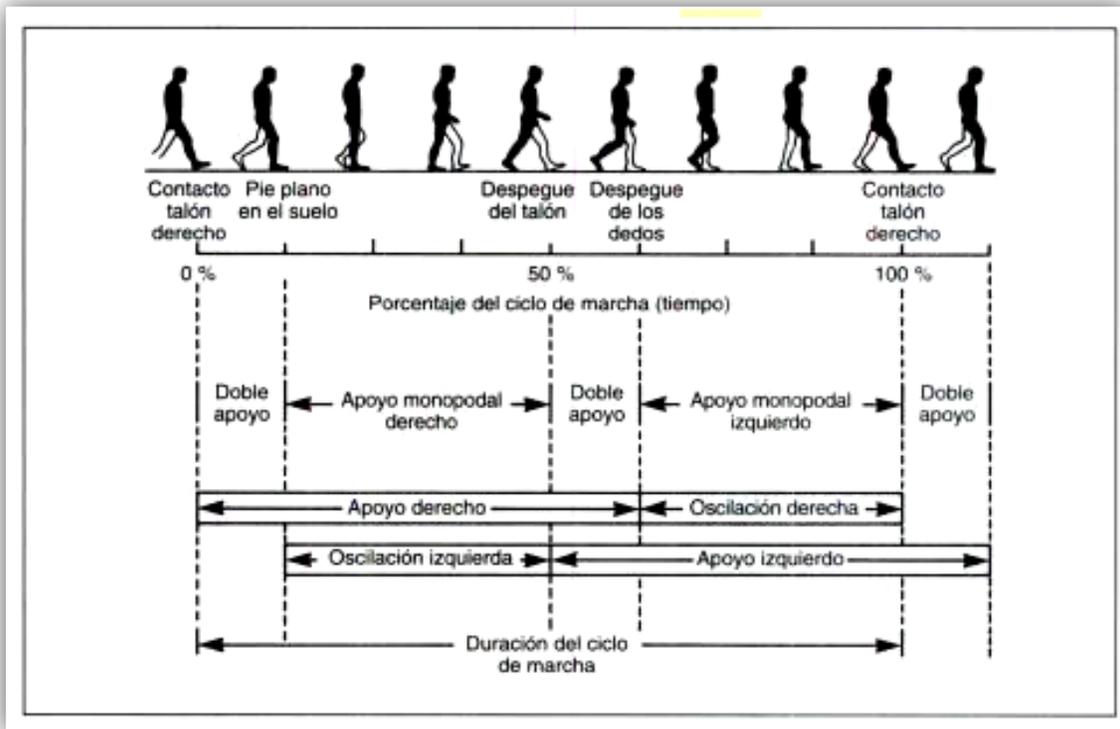


Figura. 1. Fases de la marcha humana.

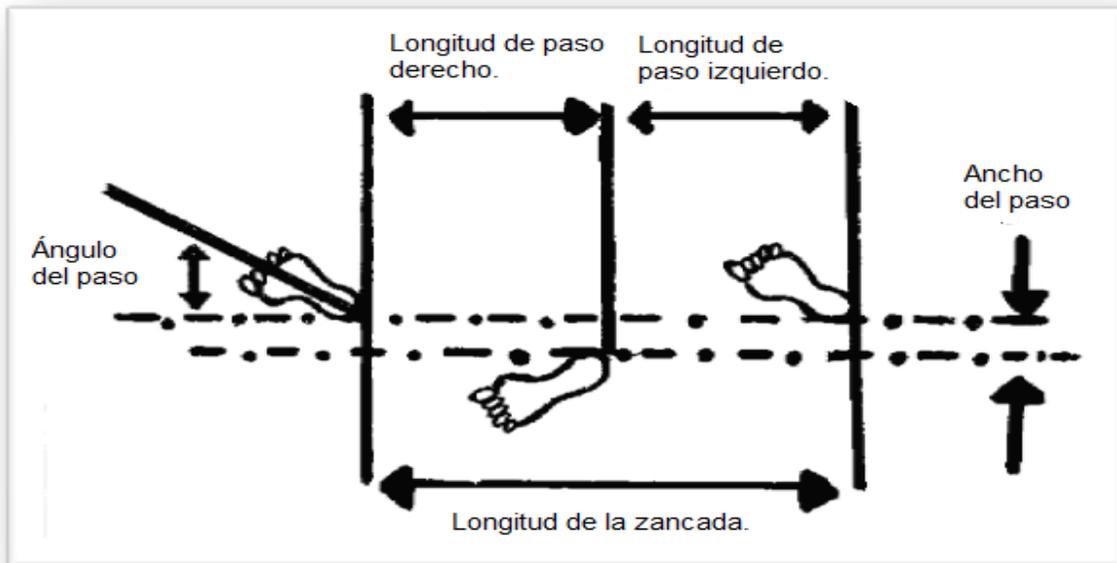


Figura. 2. Parámetros de la marcha.

1.2.1 Fase de Apoyo.

La fase de apoyo se inicia con el contacto o choque de talón con el suelo y termina con el despegue del antepié.

A su vez la fase de apoyo se puede subdividir en diferentes subfases (Perry, 1992; Sánchez-Lacuesta, 1993), que son las siguientes [2,3]:

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

Fase de contacto inicial (CI).

Se presenta del intervalo del 0% al 2% de la marcha.

Conlleva al contacto del pie con el suelo para iniciar el apoyo a través del talón produciendo así la rodadura del pie hacia abajo apoyado en el talón. La cadera esta flexionada, la rodilla en extensión y el tobillo está en posición neutra.

Hay acción muscular de los flexores dorsales en el tobillo, isquiotibiales en la rodilla, tibial anterior, extensores y abductores de la cadera [2,3].

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

Mantiene una progresión suave manteniendo la estabilidad mediante la amortiguación del descenso del cuerpo, y abarca del 0% al 10% del ciclo de la marcha.

Se presenta una deceleración de la masa corporal controlada por la flexión de la rodilla y la flexión plantar del tobillo.

Hay actividad muscular del cuádriceps y el tibial anterior, vastos y el crural, abductores de la cadera, tensor de la fascia lata, aductores, isquiotibiales mediales glúteo mayor [2,3].

Fase media del apoyo (AM).

Comienza con el despegue de dedos del miembro contralateral y se prolonga hasta el despegue de talón, (ver figura 3), se presenta en el intervalo comprendido entre el 10% y el 30% de la marcha.

En esta fase el cuerpo avanza sobre un pie estacionario, efectuándose en el tobillo una dorsiflexión, para rotar en torno a él como si fuera un rodillo, manteniendo la estabilidad de la cadera y rodilla.

Se presenta la acción de sóleo, los músculos abductores de cadera, el musculo tensor de la fascia lata y la banda iliotibial, el tibial posterior y los tendones peroneos [2,3].

Fase final del apoyo (AF).

Comienza con el despegue de talón y finaliza con el contacto de talón del miembro contralateral, (ver figura 3), está comprendida en el intervalo del 30% -50% del ciclo.

Se despegan el talón y se comienza a rotar sobre el antepie y el cuerpo sobrepasa al pie de soporte y la rodilla termina su extensión y comienza a flexionarse, la cadera continua extendiéndose y finalmente el miembro contralateral contacta con el suelo con el talón. Existe actividad en los músculos gemelos, soleo y tríceps sural.

Fase previa a la oscilación (OP).

En esta fase se inicia el segundo periodo de doble apoyo, en esta fase el miembro se prepara para la oscilación o balanceo, la cual es suscitada por la entrada en carga del miembro contralateral, hacia el cual se transfiere la carga. Se presenta una flexión plantar del tobillo y de rodilla que caracterizan a esta fase, que se presenta en el 50% al 60% de la marcha [2,3].

Presenta actividad los músculos flexores de la cadera, flexores plantares, recto anterior, recto interno, aductor mayor [2,3].

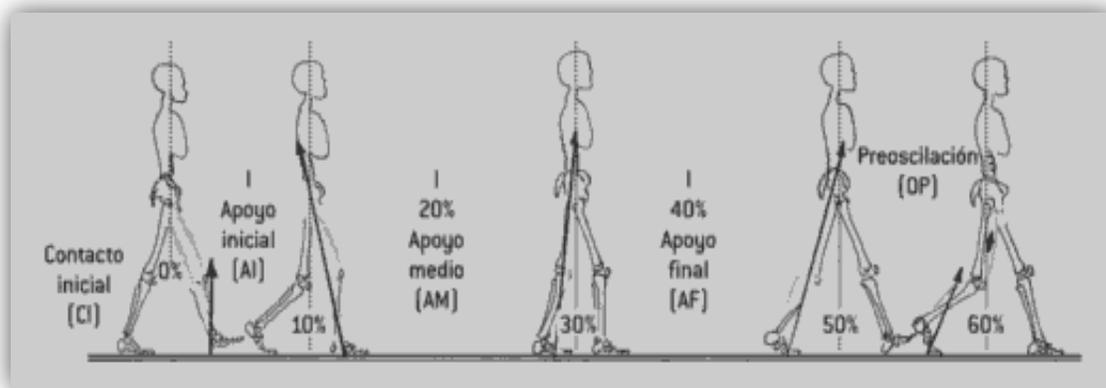


Figura. 3. División de fase de apoyo.

1.2.3. Fase de Oscilación.

En esta fase el miembro que se despegó del suelo se desplaza hacia adelante.

La fase de oscilación se subdivide en las siguientes subfases (Perry, 1992; Sánchez-Lacuesta, 1993), que son las siguientes, (ver figura 4) [2,3].

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

Fase inicial de la oscilación (OI).

Comienza con el despegue del antepie, el pie está en el aire y el avance del pie se produce por la flexión de cadera y rodilla, para lograr una cadencia adecuada y finaliza cuando el pie que oscila alcanza al miembro contralateral que se encuentra en fase media de apoyo. Esta fase está comprendida entre el intervalo del 60% al 73% del ciclo de la marcha.

Hay actividad muscular de los flexores de la cadera, psoas iliaco, recto anterior, bíceps crural, los gemelos y el aductor mayor del muslo.

Fase media de oscilación (OM).

Comprendida entre el 73% al 87% del ciclo. Se inicia cuando los dos miembros se cruzan y finaliza con la posición vertical de la tibia oscilante, una vez sobrepasado el miembro de apoyo, (ver figura 4). Al final de esta fase, la cadera alcanza su flexión máxima y la posición de la pierna es casi vertical y la extensión de la rodilla continúa. Mantener la separación entre el pie y el suelo es la finalidad de esta fase [2,3].

En marcha normal según Winter, la separación mínima es de 1.29 ± 0.45 cm [2,3].

Actúa la musculatura tibial anterior.

Fase final de oscilación (OF).

Con el contacto del miembro con el suelo finaliza el ciclo, dando paso a una zancada, (ver figura 4). La flexión de rodilla y cadera se frenan, para así cumplir con los objetivos de decelerar la pierna y preposicionar correctamente el pie para contactar con el suelo.

Presentan actividad los músculos isquiotibiales, los extensores de la cadera, el cuádriceps, tibial anterior y los abductores de la cadera [2,3].

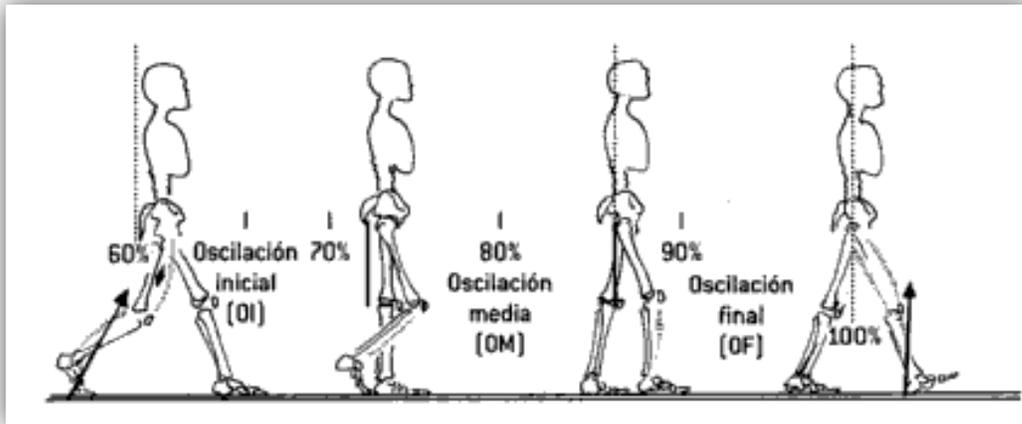


Figura. 4. División de fase de oscilación.

1.3 FACTORES QUE MODIFICAN LA MARCHA:

Son diversos los factores que pueden modificar el esquema general de la marcha, tanto factores extrínsecos como intrínsecos.

1.3.1 Factores extrínsecos:

Los factores extrínsecos que pueden afectar a la marcha humana son diversos.

Uno de estos factores es la superficie o el tipo de suelo por el cual se camina, ya que no es lo mismo caminar sobre un suelo duro como el asfalto o concreto que sobre pasto, hierba, arena o madera. El suelo duro aumenta los impactos del pie sobre el suelo.

También la inclinación del suelo, es decir una pendiente, en ascenso ambos pies funcionan como impulsores y en descenso los dos miembros inferiores intervienen en el frenado.

Entre mayor se a la pendiente menor será el paso, esto tanto en subida como en bajada. El cuerpo se inclina hacia adelante cuando se asciende una pendiente y se inclina hacia atrás cuando se desciende [3,8].

Otro factor que tiene una gran influencia para el desarrollo de la marcha es el calzado, ya que el contacto con el suelo se realiza con el calzado. El calzado ha de tener la función idónea de amortiguar los impactos con el suelo, una buena sujeción con el pie y una adherencia adecuada con el suelo.

Las características del calzado que más influyen son el tacón, la capacidad de amortiguación, el peso del calzado, el material del que está hecho el calzado, así como el tamaño del mismo.

La altura del tacón modifica la posición del pie y del resto del cuerpo, provocando alteraciones posturales en estado de bipedestación y un aumento de la flexión plantar del pie, también produce una modificación en la distribución de las presiones y cargas plantares en el pie.

El uso de tacones altos disminuye la longitud del paso y la velocidad, y la marcha es más insegura. La fase de apoyo es mayor con pie calzado y aumenta cuanto mayor sea el tacón [3,8].

La amortiguación del calzado repercute en los impactos, ya que según su diseño se puede modificar dicha característica del calzado.

Un calzado pesado con lleva a una marcha más lenta y caminar con una oscilación lateral compensatoria [3,8].

El tipo de material con el cual está fabricado el calzado, ya que puede ser un calzado ligero o pesado, o facilitar cierta actividad.

Otros factores extrínsecos que influyen en la marcha de una persona son el vestido, la profesión, el transporte de carga y el consumo de sustancias tóxicas.

Otros factores extrínsecos que influyen en la marcha de una persona son el vestido, la profesión, el transporte de carga y el consumo de sustancias tóxicas

1.3.2 Factores intrínsecos:

En cuanto al género se debe a que las mujeres emplean zapatos de tacones altos los cuales modifican su marcha y la mayoría de los hombres no utilizan este tipo de calzado, por lo que hay una clara diferencia en el caminar de una mujer con tacones y la de un hombre que no utiliza este tipo de calzado.

Las diferentes razas humanas o las costumbres culturales, incluso las clases sociales pueden modificar la marcha normal.

La edad es factor intrínseco más visible, ya que como se puede apreciar a simple vista, la marcha de un niño, la marcha de un adolescente, la marcha de un adulto y la marcha de un anciano, son diferentes.

El peso de una persona influye en las fuerzas que se ejercen sobre el suelo durante la marcha. Las personas obesas contactan el suelo con toda la planta del suelo.

Las mujeres embarazadas desplazan su centro de gravedad hacia adelante y presentan hiperlordosis lumbar. El peso mayor las lleva a evitar los desplazamientos laterales y limita su paso pelviano [3,8].

La talla en una persona, en particular la longitud de los miembros inferiores, modifica el patrón de la marcha. A mayor estatura los pasos son más largos.

La personalidad afecta a la marcha ya que al adoptar una personalidad se adopta también forma de caminar específica.

El estado de ánimo provoca cambios en la marcha ya que dependiendo del estado de ánimo en el que nos encontremos adoptaremos una forma de caminar.

Por último de los principales factores que modifican la marcha es la fatiga, pues obliga a la persona a caminar de forma de que se consuma menor gasto de energía.

1.3.3 Factores patológicos.

La marcha se puede ver modificada por alteraciones en los huesos, transitorias o permanentes, locales o generales o incluso de origen traumático. Por enfermedades neurológicas, infecciosas, genéticas, etc. [3,8].

Dentro de las marchas patológicas se describen patrones que caracterizan dichas marchas, como por ejemplo la marcha del hemipléjico, la marcha parkinsoniana, la marcha atáxica, etc. que se describirán en el capítulo 2 de esta tesis.

También existen enfermedades que producen un debilitamiento general; cáncer, leucemia, anemias, patologías respiratorias, etc. que modifican la marcha de los enfermos, llevando al entecimiento general de movimientos [3].

1.4. ESTUDIO CINEMÁTICO DE LA MARCHA.

1.4.1 Métodos cinemáticos.

Los métodos cinemáticos son los que se centran en el estudio de la dinámica del movimiento pero no de las fuerzas que lo originan [4].

Mediante los sistemas de estudio cinemático podemos analizar patrones de movimiento como rangos articulares, velocidad, aceleración, alterados en las enfermedades del aparato locomotor.

Entre los que se encuentran los siguientes:

INSPECCIÓN.

La marcha puede ser estudiada por simple observación del individuo mientras camina. La marcha puede observarse de manera general valorando la longitud de la zancada, el paso, anchura del paso, cadencia y velocidad [1, 3, 4].

El examen se realiza con el sujeto desvestido y descalzo, aunque también se puede estudiar como camina con ropa y calzado y observar como estos factores modifican algunas características de su patrón de marcha [3].

Ventajas y desventajas.

Como ventaja permitir que el sujeto se desplace sin impedimentos a su ritmo habitual. El inconveniente principal es que se precisa una sala de al menos 10 metros de largo con espacio suficiente para que el individuo camine y para que el examinador pueda alejarse lo suficiente para observar la marcha desde una posición adecuada. Los primeros y últimos pasos no son buenas referencias, por ello cuanto mayor sea la distancia que el sujeto pueda recorrer se aportarán más datos al examinador [3].

VIDEOFOTOGRAMETRÍA.

A partir de imágenes planas (fotogramas) nos ayuda para obtener información del movimiento, ya se bidimensional o tridimensional. Se crea un modelo mecánico para simplificar el cuerpo en estudio, compuesto por puntos corporales que unidos entre sí definen los diferentes segmentos corporales, en la figura 5 se ilustra una cámara de video utilizada por el sistema BTS ELITE [8, 12].

Los marcadores superficiales definirán el modelo mecánico de segmentos corporales. Los errores producidos por los movimientos relativos del marcador surgen al escoger zonas anatómicas que no representan el esqueleto real, para colocar los marcadores.

También se pueden presentar errores por el desplazamiento de los diferentes planos de los tejidos subyacentes al marcador o la dificultad de estudiar las rotaciones axiales por ocultación.

Finalmente también pueden ocurrir errores producidos por el movimiento absoluto del marcador por situaciones incorrectas de estos por parte del operador.



Figura. 5. Cámara de video.

Goniómetros.

Miden la movilidad angular de una determinada articulación durante la marcha.

La goniometría articular bi o tridimensional mide directamente los ángulos articulares y su variación durante el curso del movimiento, en la figura 6 se ilustran algunos goniómetros [8, 12].

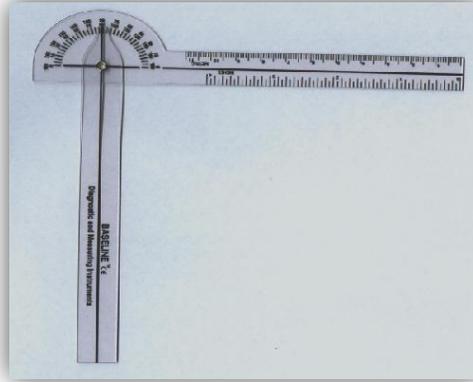


Figura. 6. Goniómetro.

Electrogoniómetros:

Son sistemas de medida electrónicos basados en los anteriores. Se trata de potenciómetros que, sujetos a los dos segmentos articulares y una vez alineado su centro con el eje de movimiento de la articulación, permiten obtener el rango de amplitud articular tanto activo como pasivo. Mantienen un voltaje continuo a través del engranaje de unión de ambos brazos y con el movimiento de uno de los segmentos articulares se produce un cambio de potencial que va a depender del ángulo articular [8, 12].

Los electrogoniómetros son transductores de ángulos (generalmente potenciómetros lineales), es decir, instrumentos que transforman el ángulo medido en una señal eléctrica, (ver figura 7) [8,12].

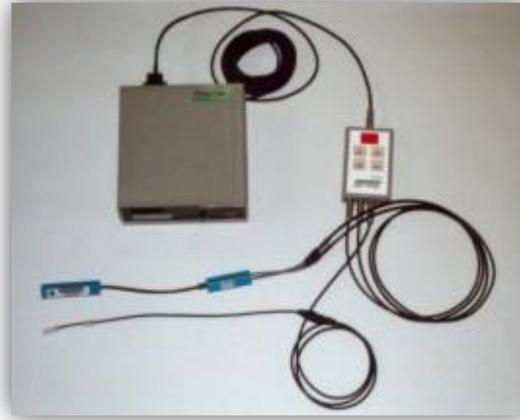


Figura. 7. Goniómetro eléctrico.

Ventajas y des ventajas.

Se trata de un sistema poco costoso y que además permite recoger los datos de forma rápida y sencilla a través de un ordenador, es más fiable que la goniometría convencional y que puede estudiar los tres planos, incluso la propulsión [8,12].

Tiene el inconveniente de que no podemos conocer los grados de movimiento absolutos, y el mismo goniómetro afecta en la forma de realizar la actividad, por lo que es mejor el análisis de VFG.

Acelerómetros.

Los acelerómetros son instrumentos que permiten medir las aceleraciones sufridas por los distintos segmentos corporales de manera directa, (ver figura 8). Su funcionamiento, basado en la segunda ley de Newton, se basa en la fuerza de inercia generada por una masa ubicada sobre un captador de fuerzas, el cual traduce la fuerza medida en una señal eléctrica. En general, los acelerómetros suministran información relativa a una dirección del espacio, aunque existen modelos más complejos capaces de generar información tridimensional [8,12].

Los acelerómetros son utilizados para valorar la transmisión de los impactos a través del sistema músculo-esquelético y para medir dichas aceleraciones en los segmentos óseos.



Figura. 8. Acelerómetro.

1.5. ESTUDIO CINÉTICO DE LA MARCHA.

1.5.1 Métodos cinéticos.

Estudian las fuerzas que se producen durante la marcha [3].

Su objetivo es analizar estadísticamente una serie de parámetros cinéticos desarrollados durante la marcha. Las solicitaciones que actúan sobre el apoyo podal son el resultado del control y estabilización de la interacción entre la fuerza de la gravedad y las fuerzas de inercia de los diferentes segmentos corporales [7,10, 12].

El movimiento del sistema musculoesquelético es el resultado de un equilibrio entre fuerzas internas y externas que actúan sobre él, estas se pueden analizar mediante los sistemas de estudio cinético [2].

El estudio de las fuerzas externas sirve para determinar la fuerza ejercida por el individuo sobre el medio, miden la presión media, la presión máxima y el área donde se producen.

Dentro de estos métodos se encuentran los siguientes:

Las fuerzas internas, las ejercidas por el aparato locomotor, se pueden estudiar mediante la dinamometría y la electromiografía de superficie (EMG-S).

Podómetro electrónico.

Consiste en dos láminas superpuestas entre las que se dispone una tercera de polímero semiconductor, con gran número de sensores piezorresistivos, más de 1-2 sensores por cm cuadrado, es decir, de 100 a 2048 en total [8, 12].

Cuando se presiona sobre el sensor, la conductividad del polímero varía y convierte la presión entre pie y suelo en una señal eléctrica.

La distribución de presiones, así como la localización de la presión máxima, se puede visualizar en dos o tres dimensiones [8, 14].

También es posible conocer el porcentaje de presión soportada por el antepié y el retropié, la presión ejercida por cada metatarsiano y el porcentaje relativo al total de carga del antepié.

Al trabajar con frecuencias de muestreo bajas (25 Hz), solo pueden utilizarse para estudios estáticos o dinámicos de baja velocidad [8,14].

Plantillas Dinamométricas.

Son sistemas de medición cuantitativa del apoyo plantar mediante sensores piezorresistivos, colocados estratégicamente en las siete áreas de mayor carga y objeto de patologías en la planta del pie, el talón, la cabeza de los cinco metatarsianos y el primer dedo, (ver figura 9) [3, 4, 8].

Se introducen en el alzado habitual para analizar la variación en el valor de la resistencia, de la presión ejercida sobre los sensores entre el pie y el calzado.

Permiten observar la distribución y la secuencia de presiones (g/cm²) de cada sensor o por zonas determinadas, (p.ej. dividir el apoyo en las tres zonas básicas: retropié, mediopié y antepié) [3].

Existen varias formas de graficar la información:

Curva presión/tiempo, barras o mapas de presiones (escala de colores asociada a la escala de presiones) [3].

Esos mapas se pueden visualizar en 2 o 3 dimensiones, fotograma a fotograma o animados [3].

También se pueden cuantificar el tiempo que mantiene cada sensor en contacto con el suelo, el valor máximo, el valor promedio y su localización espacial y temporal. Además se puede observar la evolución de la posición del centro de presiones del individuo a lo largo del tiempo [3].

Las ventajas respecto a las plataformas son que registran las presiones plantares directamente entre el pie y el calzado, la libertad de su movimiento y su bajo costo.

También tienen inconvenientes, ya que por estar sometidas continuamente a presiones tienen una edad de vida media muy corta, registran mayores artefactos causados por el sistema, además pueden afectarles la humedad y el calor.



Figura. 9. Plantillas dinamométricas.

Plataformas Dinamométricas.

Las plataformas de fuerzas son sistemas de análisis del movimiento a través de los cuales se pueden medir las fuerzas externas que se ejercen sobre el pie durante la marcha, la carrera o el salto. Todas ellas se basan en la tercera ley de Newton, o principio de acción-reacción, pudiéndose obtener el valor de fuerza externa ejercida sobre una superficie al halar la fuerza que origina, igual en magnitud y dirección pero sentido contrario [2, 3,12].

Las plataformas pueden ser de distintos tipos: de galgas extensiométricas, piezoeléctricas, capacitivas, etc. Las plataformas registran la fuerza global o resultante de las fuerzas que actúan sobre el pie, proporcionando información no solo sobre el punto de aplicación y magnitud de esta fuerza sino, además de sus componentes en los tres ejes del espacio [2, 3, 12].

Las plataformas dinamométricas de galgas extensiométricas están compuestas por una plataforma rígida de acero que está montada sobre cuatro columnas en las que se encuentran las galgas extensiométricas. Cuando se ejerce presión sobre la plataforma se producen pequeñas tensiones sobre las columnas que la soportan y esto origina cambios sobre las galgas.

La medición de esos cambios se utiliza para obtener la fuerza resultante y sus tres componentes espaciales. También se puede determinar el punto de aplicación de dicha fuerza en cada momento del apoyo [2, 3,12].

Las plataformas dinamométricas piezoeléctricas se basan en el mismo principio de cambio de resistencia eléctrica pero en su diseño se emplea material con propiedades piezoeléctricas, lo que tiene como consecuencia la creación de pequeñas cargas de electricidad estática dentro del material como respuesta a la presión [2, 3,12].



Figura. 10. Plataformas dinamométricas.

GLOSARIO.**DOBLE APOYO:**

Parte del ciclo en que ambos pies contactan con el suelo.

APOYO UNILATERAL:

Un solo pie se encuentra en contacto con el suelo, mientras que el otro se halla en período de oscilación o balanceo.

VELOCIDAD DE LA MARCHA:

Distancia que recorre el cuerpo hacia delante por unidad de tiempo. Se mide en centímetros o metros por segundo. La velocidad media adoptada espontáneamente por adultos sanos de entre 18 y 64 años, de ambos sexos puede variar entre 1.28 y 1.40 m/seg, si bien se observan diferencias según sexo y edad, como afirman Murray, Chao, Kadaba y Perry [3].

CADENCIA DE LA MARCHA:

Número de ciclos o pasos por unidad de tiempo. Se suele medir en ciclos o pasos por minuto. En un adulto la cadencia suele ser de unos 90 pasos por minuto, si la marcha es lenta la cadencia puede ser de unos 70 pasos por minuto y en marchas rápidas puede alcanzar los 130-150 pasos por minuto.

LONGITUD DE LA ZANCADA:

Es la distancia entre dos choques de talón consecutivos de un mismo pie. Se mide en centímetros o en metros. Lehman considera que es de aproximadamente 156 cm y la mitad para la longitud del paso.

LONGITUD DEL PASO:

Distancia entre ambos pies cuando éstos contactan con el suelo. Se mide en centímetros. En un hombre de 170 cm de altura la longitud del paso normalmente es de unos 75 a 85 cm. Los sujetos de mayor altura, y más concretamente, aquellos cuyas extremidades inferiores son más largas, darán pasos de mayor longitud. La longitud del paso puede variar por influencia de diversos factores, por ejemplo la edad, sexo, estatura, patologías, fatiga, transporte de carga, dolor, etc. Si la longitud del paso es normal e igual en ambos lados el ritmo de marcha será normal y armónico.

ANCHURA DEL PASO:

Separación lateral entre los apoyos de ambos pies. Se mide en centímetros. En un varón con una talla de 170 cm la anchura del paso, al caminar sobre terreno llano, suele ser de unos 5 ó 6 cm. Si la anchura es superior a 10 cm hace pensar en la presencia de alguna patología.

ÁNGULO DEL PASO:

Es el ángulo entre la línea media del pie y la dirección de progresión. En condiciones normales mide unos 15°.

CHOQUE DE TALÓN:

Momento en que el talón contacta con el suelo. Marca el principio y el final del ciclo.

DESPEGUE DEL DEDO GORDO:

Momento en que el dedo gordo deja de contactar con el suelo. Marca el final del período de apoyo y el comienzo del período de oscilación.

MÚSCULO FLEXOR.

Es aquel que disminuye el ángulo articular cuando se contrae.

MÚSCULO EXTENSOR.

Es aquel que aumenta el ángulo articular cuando se contrae.

MÚSCULO ABDUCTOR.

Es aquel que aleja los miembros cuando se contrae.

MÚSCULO ADUCTOR.

Es aquel que acerca los miembros al plano medio cuando se contrae.

MÚSCULO SINÉRGICO.

Es aquel que se contrae al mismo tiempo que el motor primario ayudando a su labor.

MÚSCULO MOTOR PRIMARIO.

Es el músculo o grupos de músculos que realizan directamente un determinado movimiento o que son los responsables primarios de ese movimiento.

MÚSCULO ANTAGÓNICO.

Es el que se opone directamente al trabajo del motor primario.

TALLA.

Entiéndase talla como la estatura de una persona.

PESO.

Fuerza resultante de la atracción gravitacional de una masa de un cuerpo.

GÉNERO.

Se entiende como género a las clases de sexo (masculino y femenino).

RAZA.

Se utiliza raza para definir grupos humanos con características hereditarias comunes.

CAPÍTULO 2. PATOLOGÍAS DE LA MARCHA.



2.1. INTRODUCCION.

El análisis de la marcha de personas con disfunciones neuromusculares o con deformaciones esqueléticas aporta información importante para la evaluación clínica y dar seguimiento a las lesiones y alteraciones, y así poder determinar tanto la severidad como la naturaleza de las mismas. También nos proporciona posibilidades para la utilización de órtesis y prótesis, para la tratar que la marcha sea lo más normal y correcta posible, tanto en el plano funcional como en el plano estético [16].

Los síntomas más comunes presentes en las patologías de la marcha son el dolor, la limitación del movimiento, la debilidad muscular y un control neurológico deficitario [2,16].

Al presentarse dolor en la marcha de una persona conlleva que la velocidad y la cadencia disminuyan, así como la zancada y el tiempo de apoyo

La limitación del movimiento se adopta para evitar el dolor provocando con esto movilidad insuficiente para adoptar posturas normales y rangos de movimientos también normales. El ejemplo más común de este síntoma es la contractura está causada por una inmovilidad prolongada [2,16].

La presencia de debilidad muscular por el desuso provocando una atrofia muscular, también puede ser debida por miopatías y lesiones neurológicas [16].

El control neurológico deficitario se puede presentar por las patologías del sistema nervioso central y periférico, algunas de las alteraciones que se pueden presentar en diferente intensidad son la espasticidad, las alteraciones de la coordinación, la cual causa al paciente no poder controlar el tiempo y la intensidad de la acción muscular [2,16].

También los patrones reflejos primitivos son un caso de un control neurológico deficitario. Así también la alteración de la propiocepción que impide al paciente tener conocimiento de la información sobre la posición articular y la sensación de contacto con el suelo, es producida por un control neurológico deficitario [2,16].

2.2. CAUSAS DE LA MARCHA PATOLÓGICA.

Dentro de las principales causas que provocan la marcha patológica se distinguen tres que son las más importantes las cuales son las siguientes.

- 1) ANORMALIDADES. Acortamiento de un miembro inferior con respecto al otro o dismetría, anquilosis, inestabilidad articular y su limitación de la amplitud, pie equino [18].
- 2) DÉFICITS NEUROLOGICOS DE ORIGEN CENTRAL, que se presentan en la marcha hemipléjica, ataxia y parkinsoniana [18].
- 3) LESIONES NEUROLOGICAS PERIFÉRICAS. Produciendo parálisis en los músculos de los miembros inferiores como son el cuádriceps, el glúteo medio, los isquiotibiales, extensores de la cadera, entre otros [18].

2.3. CLASIFICACIÓN.

Hay diversas formas de clasificar las alteraciones de la marcha, por su etimología, por su apariencia, aunque no todos los pacientes diagnosticados con marcha hemipléjica, parkinsoniana presentan el mismo patrón de marcha. Para un análisis detallado es necesario estudiar las alteraciones por región anatómica y en cada las fases y subfases del ciclo de la marcha, para tener un diagnóstico específico. Por consiguiente se seguirá una clasificación atendiendo a las alteraciones en regiones anatómicas de la cadera, rodilla y tobillo [16].

2.3.1. Alteraciones de la cadera

Las alteraciones más frecuentes se producen debido a una inadecuada extensión o una exagerada flexión, estas en el plano sagital. En el plano coronal y transversal las alteraciones son exageradas abducciones, abducciones o rotaciones tanto internas como externas [2,16].

Extensión inadecuada.

Aparece principalmente en las fases media y final de apoyo [2,16].

Esta alteración provoca al sujeto problemas de equilibrio y estabilidad al apoyar su peso corporal.

Una carencia de extensión de cadera adecuada ocasiona una reducción del paso de la otra pierna.

En la fase media de apoyo se presenta el fracaso para retrasar el muslo hacia una posición vertical. Una extensión limitada de cadera modifica las alineaciones de la pelvis y del muslo, produciendo así tres posibles casos de errores posturales: 1) si no existe compensación se presenta una inclinación anterior de la pelvis y del tronco, 2) lordosis lumbar para recuperar la posición erecta del tronco, 3) flexión de la rodilla para enderezar la pelvis y el tronco [2,16].

Durante la fase final de apoyo monopodal también se presenta una extensión inadecuada de la cadera para alcanzar la hiperextensión de cadera normal, por lo cual se presenta una inclinación anterior de la pelvis que asocia una lordosis lumbar y una reducción del paso de la otra pierna [2,16].

Flexión exagerada.

Se presenta fundamental mente en la fase de oscilación [2, 16].

Al presentarse una flexión exagerada de cadera en la fase de preoscilación conlleva a una extensión inadecuada de cadera en las fases previas de apoyo. Aparece un adelantamiento rápido del muslo cuando se efectúa la transferencia de peso a la otra pierna.

En la fase media de oscilación el aumento en el ángulo de flexión de cadera corresponde a un aumento de inclinación pélvica. Sin embargo la presencia de una elevación exagerada del muslo representa una situación habitual para una flexión plantar de tobillo exagerada [2, 16].

Causas.

Cinco son las patologías que pueden ocasionar ya sea una extensión inadecuada de cadera o una flexión exagerada. Estas son la contractura en flexión de cadera, contractura de la banda iliotibial, la espasticidad de los flexores de cadera, el dolor articular y la artrodesis de cadera. A estas cinco también se le puede agregar el latigazo de cadera [2,16].

Flexión inadecuada.

Pueden verse afectadas desde la fase inicial de oscilación hasta el contacto inicial [2,16].

La dificultad de conseguir una flexión adecuada en la fase inicial de oscilación reduce el adelanto del miembro y como efecto secundario la limitación de la flexión de la rodilla, ya que el impulso del muslo para iniciar esta acción no está presente, por lo cual esto conlleva al arrastre de los dedos cuando existe flexión plantar del tobillo [2,16].

La flexión plantar de los dedos puede causar una flexión inadecuada, y una alteración de la movilidad del tobillo y la rodilla.

Generalmente la presencia de una flexión inadecuada durante la fase media de oscilación se supone de una acción comenzada en la fase anterior [2,16].

Alteraciones en el plano frontal.

La más frecuente desviación en este plano es la aducción exagerada de la cadera. Existen dos situaciones que la provocan durante el apoyo, que son coxa vara y la caída contralateral de la pelvis hacia el lado que oscila [2,16].

Alteraciones en el plano transverso.

De las más destacables patologías que alteran la marcha en el plano horizontal están la anteversión del cuello femoral que se manifiesta con una marcha con la punta del pie mirando hacia adentro, esto provocado por una rotación interna para mantener la cabeza dentro del cótilo [2, 16]. Y la falta de rotación de la cintura escapular y pélvica, provocando una marcha más lenta, con alteraciones en la coordinación y un mayor consumo de energía [2,16].

2.3.2. Alteraciones de la rodilla

Dentro del plano sagital se encuentran las modificaciones más habituales de la marcha y estas son debidas a flexión y extensión inadecuadas o exageradas principalmente, aunque menos frecuentes son en el plano frontal [16].

Flexión inadecuada.

Se presenta en las fases de apoyo inicial, preoscilación e inicial de oscilación [16].

Disminuye a capacidad normal de amortiguación en la fase de contacto inicial. El cuádriceps no efectúa su acción muscular de amortiguación en la transferencia del impacto de la tibia al fémur.

Al presentarse una carencia de flexión de rodilla en el periodo de apoyo, la extensión completa de la rodilla se convierte en un mecanismo de compensación o sustitutivo ante la presencia de un cuádriceps débil, incapaz de contener la flexión de la rodilla [16].

De no existir flexión de rodilla en la fase de preoscilación, el tobillo se encuentra flexionado dorsalmente en forma excesiva y el contacto de talón se prolonga y con lo cual se dificulta el despegue. También al no elevar suficiente la pierna y el pie se genera un arrastre de dados con dificultad de adelantar el pie que oscila, todo esto se da en la fase inicial de oscilación [16].

Extensión exagerada.

Esta se presenta en el apoyo, que corresponde con dos situaciones clínicas que son el empuje extensor y al hiperextensión.

El empuje extensor es provocado por una fuerza extensora exagerada. Es una acción que provoca un movimiento extensor de la rodilla acompañada de una extensión del tobillo precoz y disminución de la flexión de cadera.

Hiperextensión es la extensión excesiva de la rodilla. Puede ocurrir en cualquiera de la subfases de la fase de apoyo y esta ocurre como consecuencia del adelantamiento del cuerpo y muslo sobre la tibia inmóvil [16].

Las causas principales de la flexión inadecuada y la extensión exagerada de la rodilla pueden ser modificadas por las mismas patologías. Las más relevantes son la debilidad del cuádriceps, espasticidad del cuádriceps, debilidad de los flexores de cadera y el pie equino [16].

Flexión exagerada.

Se presenta en la fase media de oscilación y suele presentarse como efecto secundario a una flexión aumentada de cadera. Lo anterior puede dar lugar a una marcha conocida como estepage para compensar un pie equino y evitar el arrastre de dedos [16].

Extensión inadecuada.

Durante la fase de apoyo una flexión inadecuada origina una pérdida del avance corporal, esto debido a la posición retrasada del muslo. La imposibilidad de extender la rodilla de extender la rodilla aumenta los requerimientos del cuádriceps [16].

En el transcurso de la fase final de oscilación la extensión de rodilla no se puede realizar tras el máximo de flexión que se efectúa en la oscilación, provocando así una disminución de la zancada y provocando que el miembro no se encuentre en la posición adecuada para el apoyo [16].

Las principales causas de flexión exagerada y extensión inadecuada de rodilla son la contractura en flexión de rodilla, la actividad inadecuada de los isquiotibiales, debilidad del soleo y la extensión de tobillo exagerada [16].

Alteraciones en el plano frontal.

Valgo.

Las rodillas convergen y los tobillos divergen. Las extremidades inferiores suelen formar una X.

Varo.

Las rodillas divergen y los tobillos convergen. Los miembros inferiores toman la forma de una Q.

2.3.3. Alteraciones del tobillo.

Las alteraciones de la articulación del tobillo son flexión plantar y flexión dorsal exageradas. Una ligera variación de 5° puede provocar alteraciones de la marcha debido al pequeño rango de movimiento del tobillo [16].

Flexión plantar exagerada.

Durante el contacto inicial se presentan dos situaciones, una de ellas es abordar el suelo con un contacto de talón bajo, con 15° de flexión plantar y la extensión completa de rodilla, seguido de una caída incontrolada del antepié por el control pretibial débil. La otra es que el contacto se efectúe con el antepié, provocando tres casos de patrones de carga diferentes, la primera se produce si la retracción es elástica el pie cae rápidamente mientras la tibia permanece vertical. La segunda se produce por una flexión plantar rígida que es permanecer en la postura de equino y la tercera también producida por una flexión plantar rígida que corresponde a una caída de apoyo completo del pie, y la tibia es conducida en presencia de un tobillo rígido en flexión plantar [16].

Una flexión exagerada en la fase media de apoyo evita el adelantamiento de la tibia. Se disminuye la rotación sobre el tobillo que conlleva a un acortamiento en la longitud del paso en el miembro contralateral. Las compensaciones que suelen adoptarse son un despegue precoz de talón, hiperextensión de la rodilla y la inclinación anterior del tronco y la pelvis este último para mantener el equilibrio más que para mejorar la progresión [16].

Hacia la fase media de oscilación la flexión plantar del tobillo hace difícil el avance del miembro. Se arrastra el pie al no poder levantar la parte anterior del pie, esta acción suele compensarse flexionando la cadera y la rodilla exageradamente (marcha equina o en estepage) [16].

Las principales causas de la flexión plantar del tobillo exagerada son la debilidad de la musculatura pretibial, conllevando a una caída incontrolada del antepié, contractura en flexión plantar, espasticidad del sóleo y los gemelos [16].

Flexión dorsal exagerada.

Se origina una rotación de tobillo aumentada durante la fase inicial de apoyo, esta acción provoca un aumento de la flexión de rodilla cuando cae el antepié, que exige una demanda mayor del cuádriceps. En la fase final de apoyo la alteración es inversa si se produce el despegue de talón una flexión incrementada de rodilla puede ocultar el adelantamiento tibial adicional por la excesiva flexión dorsal del tobillo [16].

Las principales causas de dorsiflexión exagerada son la debilidad del tríceps sural por desuso, parálisis u otros factores. También por el bloqueo del tobillo en posición neutra, lo que origina una caída precoz del pie, arrastrando la tibia detrás de él y flexionando la rodilla [16].

2.3. TIPOS DE MARCHAS PATOLÓGICAS.

Dentro de la clasificación de patologías de la marcha hay patrones que describen el tipo de marcha patológica, dentro de las cuales se encuentran las siguientes con sus principales características:

Marcha Hemipléjica.

La marcha hemipléjica se caracteriza por la sinergia extensora [18]. La extremidad inferior se mantiene en extensión durante todo el ciclo de la marcha; en la fase de balanceo realiza un movimiento de circunducción, y en la fase de apoyo eleva el centro de gravedad con caída de la pelvis hacia el lado opuesto por falta de musculatura abductora. La flexión dorsal del tobillo y dedos, en el equilibrio y traslado del peso sobre el lado afectado. Suelen aparecer dos problemas principalmente: en la fase de apoyo durante el traslado de peso a pierna afecta falta la reacción de equilibrio; en la fase oscilante para evitar la elevación de pelvis y circunducción hay que flexionar la rodilla con la cadera en extensión sin levantar la pelvis y luego llevar la rodilla flexionada hacia delante, realizando la flexión dorsal del pie.

Marcha espástica.

Cuando ambas extremidades inferiores están espásticas, hay una marcha en tijera [18]. Las extremidades se mueven hacia delante en sacudidas rígidas, frecuentemente acompañadas de movimientos compensadores del tronco y de los miembros superiores.

Marcha atáxica.

La marcha atáxica es irregular e inestable. La afectación de los cordones posteriores con pérdida del sentido de la posición por alteración de la sensibilidad profunda, como ocurre en el tabes dorsal, produce movimientos incontrolados [18]. Al final de la fase de balanceo, existen ligeros movimientos desiguales y colocación inadecuada de los pies en el suelo. La falta de retroalimentación sensorial puede llegar a provocar lesiones articulares con recurvatum e inestabilidad de la rodilla. La enfermedad cerebelosa presenta movimientos incoordinados con aumento de la base de sustentación y marcha en zigzag o de ebrio. Es la llamada ataxia cerebelosa.

Marcha parkinsoniana.

Los trastornos de la marcha van unidos al trastorno postura [18]. En los estadios iniciales, se hace evidente una ligera inclinación hacia delante y una pérdida del braceo. En estadios avanzados, el inicio de la marcha es lento, seguido de un aceleramiento de los pasos, como si el paciente corriese tras su centro de gravedad.

Marcha danzante.

Típica de la esclerosis múltiple [18]. La combinación de espasticidad y ataxia en las extremidades inferiores da lugar a esta marcha; además de la rigidez y la falta de coordinación, la extremidad que sostiene el peso da brincos de pequeña amplitud que se repiten de forma rápida e irregular.

Marcha balanceante.

También llamada «de pato o ánade» y, sin rigor (porque se observa también en procesos neurógenos), «miopatía» [17]. Aparece cuando existe paresia de los músculos de la cintura pélvica. Al fallar la sujeción de la pelvis, que cae del lado del miembro dinámico, se produce un balanceo latero-lateral característico por la inclinación compensadora del tronco al lado contrario. Esta marcha con amplio balanceo de caderas recuerda la de los patos y se conoce por tanto con el nombre de marcha de pato o de ánade.

Marcha en stepagge.

Cuando son los músculos distales los afectados, la pierna se flexiona y eleva para evitar que la punta del pie arrastre y tropiece en el suelo. Y el apoyo no se realiza con el talón sino con la punta o la planta del pie [17].

Se produce por lesión del nervio periférico que causa una dificultad o imposibilidad para la extensión del pie. En el lanzamiento del miembro, al fallar la extensión del pie, se produce una hiperflexión del muslo sobre la pelvis.

Marcha paraparésica.

La espasticidad y el equinismo de los miembros inferiores obligan a arrastrar los pies y a balancear la pelvis como mecanismo compensador y para facilitar el despegue. Si existe hipertonia de abductores los muslos se aprietan y las piernas se entrecruzan dificultando la marcha (marcha en tijera) [17].

Marcha cerebelosa.

Aumento de la base de sustentación. Incoordinación muscular en el automatismo de la posición erecta. Hipermetría de los miembros inferiores en la realización de los movimientos, avanzando el pie con precaución y después de varias tentativas. La incoordinación de los músculos de la raíz de los miembros y del tronco produce desequilibrio, avanzando con oscilaciones pero con raras caídas [17].

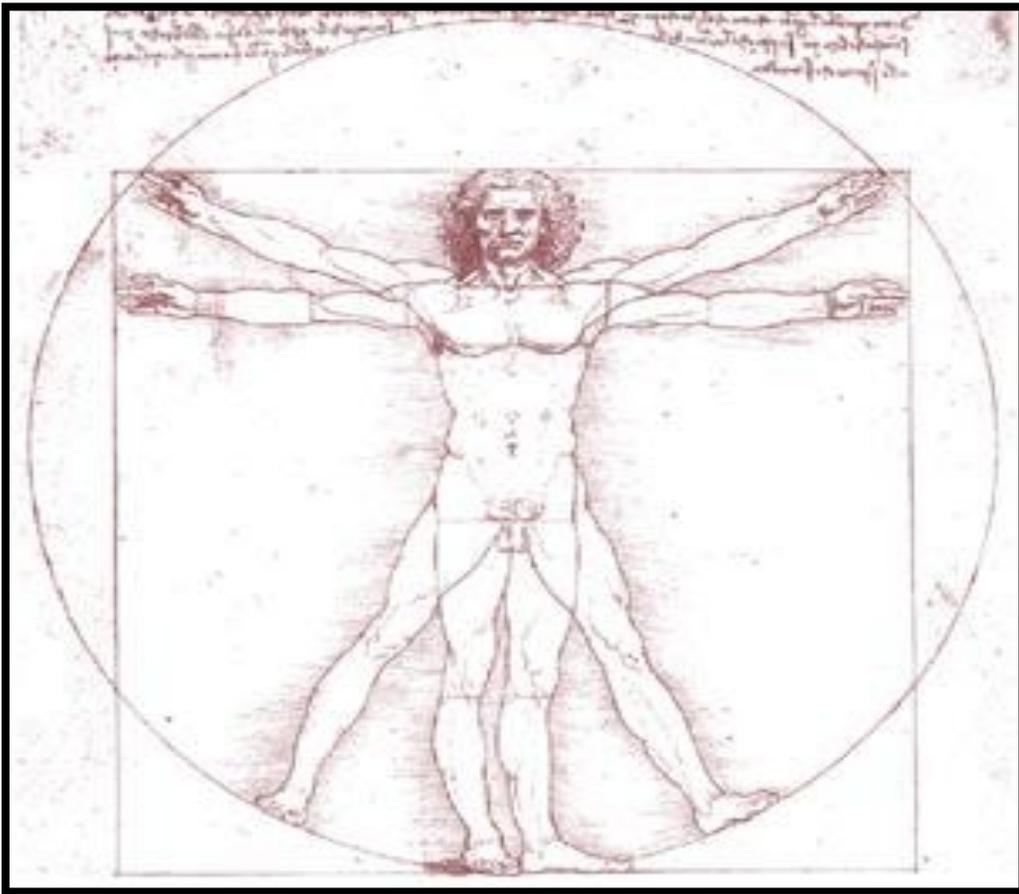
Marcha vestibular.

Desviación lateral en el sentido de una pulsión vectorial hacia el lado del vestíbulo anulado. (**Marcha en estrella**). La lesión bilateral puede hacer imposible la marcha [17].

Marcha histérica.

Más frecuente en niños de lo que se piensa y muy variable en su morfología, se caracteriza por su incongruencia, por la contradicción que se encierra en su expresión con un trastorno neurológico concreto, pudiendo parecer desequilibrada en algún momento y realizar después prodigios de equilibrio para recuperar la posición erecta tras alguna contorsión extraña [17].

CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL SISTEMA SABIOM.



3.1 INTRODUCCIÓN.

Dentro del mercado existen varios sistemas para el análisis del movimiento humano que emplean la técnicas de videofotogrametría, y fotogrametría para el análisis biomecánico del movimiento humano, dentro de estos sistemas tenemos a OPTOTRAK 3D, VICON VX, BTS ELITE, APAS GAIT, CODA – MPX30, Selspot 3-D, entre otros.

Hoy en día el uso de estos sistemas ha alcanzado un gran auge debido a los avances en la materia, convirtiéndose en rutinarios para el análisis clínico de los pacientes con problemas músculo-esqueléticos en todo el mundo. Se han implementado laboratorios de análisis del movimiento, que sirven como herramienta para el análisis prequirúrgico, para estudios deportivos, rehabilitación postoperatoria, valoración en el uso de prótesis y órtesis en patologías de la marcha humana, entre otras.

El costo de estos sistemas es muy alto, y por no contar con recursos monetarios bastos, pero si contar con los conocimientos y la capacidad de desarrollar e implementar un sistema propio, con características similares a los comerciales. Se desarrollará un sistema para análisis de la marcha humana e incorporarlo en la materia de biomecánica que se imparte en la Facultad de Ingeniería de la UNAM.

3.2 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.

Para el diseño y prueba de prótesis tanto de rodilla como de columna vertebral, etc. Es necesario contar con parámetros tales como desplazamiento, velocidad, aceleración, fuerzas, sin embargo hasta el momento en el Departamento de Ingeniería Mecánica de la F.I de la UNAM no se cuenta con los dispositivos idóneos para obtener los parámetros antes mencionados.

3.3 NECESIDAD.

Determinar parámetros cualitativos y cuantitativos que describan la biomecánica de la marcha humana.

3.4 DESARROLLO.

Para cubrir la necesidad anteriormente vista, en el presente trabajo se desarrollará un sistema que llevará por nombre SABIOM (Sistema de Análisis Biomecánico de la Marcha)

Para el desarrollo del sistema se plantea la siguiente metodología (ver figura 13.).

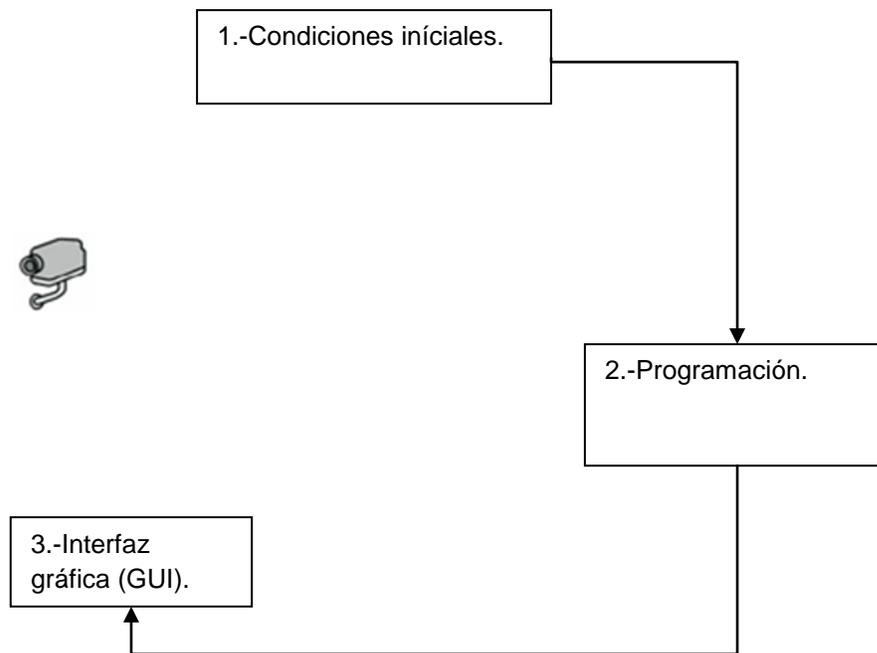


Figura. 13. Diagrama de flujo del desarrollo.

✓ **Condiciones iniciales.**

En esta etapa se presentan las condiciones o requerimientos básicos que se tienen que cumplir para que el sistema opere de manera normal.

✓ **Programación.**

Dentro de esta etapa se desarrolla las partes correspondientes de procesamiento de imágenes, análisis del movimiento y análisis de goniometría.

✓ **Interfaz gráfica (GUI).**

Como etapa final se crea una interfaz gráfica para presentación de resultados e interacción con el usuario.

3.4.1. Condiciones iniciales.

Para desarrollar el sistema es necesario establecer ciertas condiciones en las cuales el sistema funciona comúnmente.

La cámara se debe colocar a 4 metros de distancia del plano de desplazamiento de la persona analizada, capturando su marcha en el plano sagita, del pie derecho del individuo.

Se debe calibrar la cámara, para ello se realiza lo siguiente. Se toma una imagen a la distancia de colocación de la cámara, dentro de la imagen se debe tener una longitud o distancia conocida en metros, por ejemplo se toma la foto de una regla de 30cm de largo, dentro de la imagen se sabe que la regla en metros mide 0.3m, pero en pixeles cuánto mide, se procede a medir la longitud de la regla en pixeles, es decir, se obtiene la equivalencia de una distancia en metros a pixeles.

Esta equivalencia de pixeles a metros y de metros a pixeles, sólo es válida para la distancia de colocación de la cámara, si esta distancia es diferente de la distancia a la que se tomo la foto para la calibración de la cámara, por consiguiente la calibración no sería la adecuada.

La persona debe de estar vestida con ropa de color negro de preferencia.

Los marcadores deben ser colocados en puntos anatómicos de interés, los cuales son la cadera, rodilla, tobillo, talón y punta del pie. Los marcadores utilizados son de tipo activos implementados con un foco led alimentado con una pila tipo botón de 3 volts como se muestra en la figura 14.

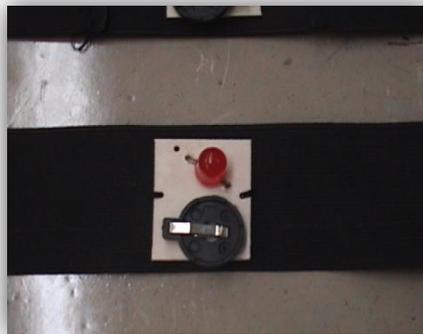


Figura. 14. Marcador activo.

Una vez fijada la cámara y colocados los marcadores se apagan las luces y se procede a la filmación de la marcha de la persona, (ver figura 15).

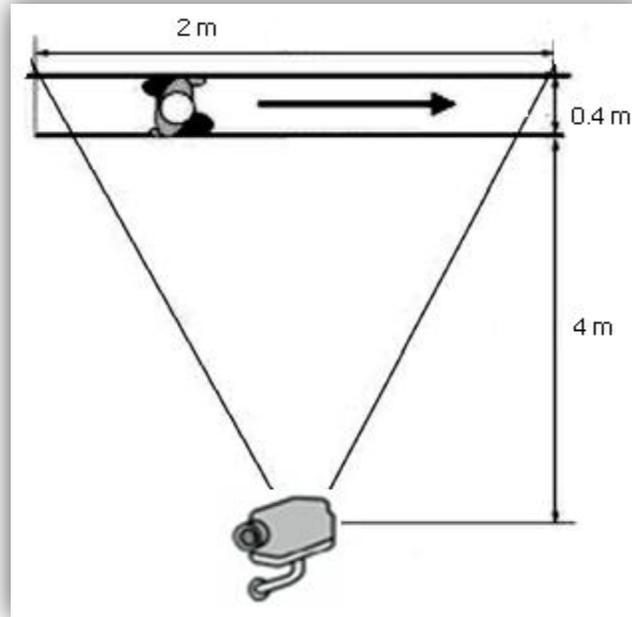


Figura. 15. Colocación de la cámara.

El video capturado se edita para tomar solamente la parte de interés y dividirlo en cuadros para su manejo. El video debe de ser dividido a 50 cuadros por segundo para poder obtener valores correctos dentro los valores del tiempo.

Seleccionar una imagen de referencia, para ellos se debe elegir una imagen que corresponda a la posición anatómica de despegue de talón de la marcha vista en el capítulo 1.2, mostrada en la figura 1. Fases de la marcha y como se muestra en la figura 16.



Figura. 16. Imagen de referencia.

3.4.2. Programación.

Para la parte de programación del código que permite obtener los parámetros cuantitativos de la marcha humana se seleccionó el programa MATLAB. Tanto como el código del sistema SABIOM como la interfaz gráfica del usuario se programaron con este sistema.

El parte de programación se divide en tres partes:

- Procesamiento de las imágenes (PM).
- Análisis del movimiento (AM).
- Goniometría (GMT).

Procesamiento de las imágenes.

Las imágenes se procesan para poder obtener parámetros propios de la biomecánica de la marcha humana, los cuales se describen a continuación y el diagrama de flujo se presenta en la figura 21.

- 1.- Una a una, las imágenes o cuadros son llamados para su procesamiento.
- 2.- La imagen se segmenta pasando de un formato RGB a escalas de grises. La segmentación de una imagen es un proceso de extracción de objetos de interés insertados en la escena capturada.
- 3.- A la imagen en escalas de grises se le aplica un umbral, esto para resaltar los puntos de interés, con el umbral se obtiene una imagen binaria de blanco y negro donde bien los puntos de interés pueden ser blancos o negros, en este caso son blancos, figura 17. La umbralización es una técnica de segmentación ampliamente utilizada en las aplicaciones industriales. Se emplea cuando hay una clara diferencia entre los objetos a extraer respecto del fondo de la escena.



Figura. 17. Imagen binaria, resaltante de la aplicación del umbral, con entrelazado en los puntos de interés.

- 4.- Una vez obtenidos los puntos de interés, se procede a aumentar su tamaño, esto para eliminar entrelazado en los puntos de la imagen y determinar mejor el centroide de cada punto, (ver figura 18).

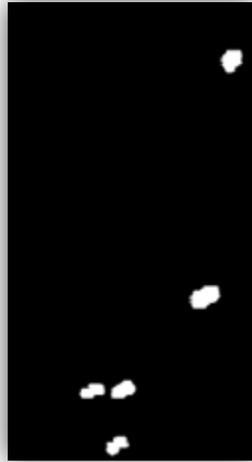


Figura. 18. Crecimiento de los puntos de interés y sin entrelazado.

5.- Enseguida se calcula el centroide de cada una de los puntos y estos valores son guardados en una hipermatriz de tamaño $5 \times 2 \times \text{frames}$, (ver figura 19 y 20).



Figura. 19. Imagen con correspondencia de centroides.



Figura. 20. Centroides separados del fondo.

Los pasos del 1 al 5 se repiten para cada cuadro filmado.

6- Posteriormente procede a la división de regiones de movimiento, para esto se toma de referencia los puntos de la primera imagen y se calculan las distancias en la coordenada "y" del marcador de la cadera al marcador de la rodilla y se obtiene el punto medio (PM1), se realiza lo anterior para la distancia en la coordenada "y" del punto de la rodilla al punto del tobillo (PM2). También se calcula la distancia en la coordenada "x" del marcador del talón a la punta (longpie) y a este valor se le resta el valor de 4, como una tolerancia.

7.-Se plantean dos límites de las regiones de movimiento, uno tomando el punto medio PM1, llamado límite superior (limsup) y el límite inferior (liminf), este tomando como referencia el punto medio PM2. Las regiones de movimiento de los marcadores se construyen tomando estos dos límites y los límites de la imagen en "y", como referencia. El marcador de la cadera se mueve dentro de la región delimitada por el límite superior y el valor máximo en "y", el rango de movimiento del marcador de la rodilla esta dentro de la región delimitada por el límite inferior y el límite superior, por último la región en que se mueven los marcadores de la punta del pie, talón y tobillo está delimitada desde el valor de 0 en "y" y límite inferior. Dado que los marcadores del pie tienen una región de movimiento en común, las coordenadas de estos tres centroides son guardados en una matriz de $3 \times 2 \times \text{frames}$ para después poder identificarlos apropiadamente.

8.- Posteriormente los centroides de la región del pie se identifican mediante el razonamiento de que la distancia en "x" que guarda la punta y el talón es constante o casi constante y se parte de ahí para establecer una condición para identificar los centroides apropiadamente, se vuelve a tomar de referencia los puntos de la primera imagen para calcular la distancia en "x" entre el marcador de la punta y el del talón para tomarla como referencia, restándole un valor de 4 para tener una tolerancia.

Después en cada matriz donde están guardados los centroides de los marcadores de talón, tobillo y punta, se calcula el máximo, mínimo, y la media en la coordenada "x" y se calcula la distancia entre el máximo y el mínimo, si la distancia es mayor que la distancia de referencia se designa al máximo como el marcador de la punta, al mínimo como al marcador del talón y a la media como el marcador del tobillo, si la distancia es menor que la de referencia, entonces el máximo es designado como el marcador del tobillo, el mínimo como talón y la media como la punta del pie. Todos los centroides de cada marcador son guardados en una hipermatriz de tamaño $1 \times 2 \times \text{frames}$.

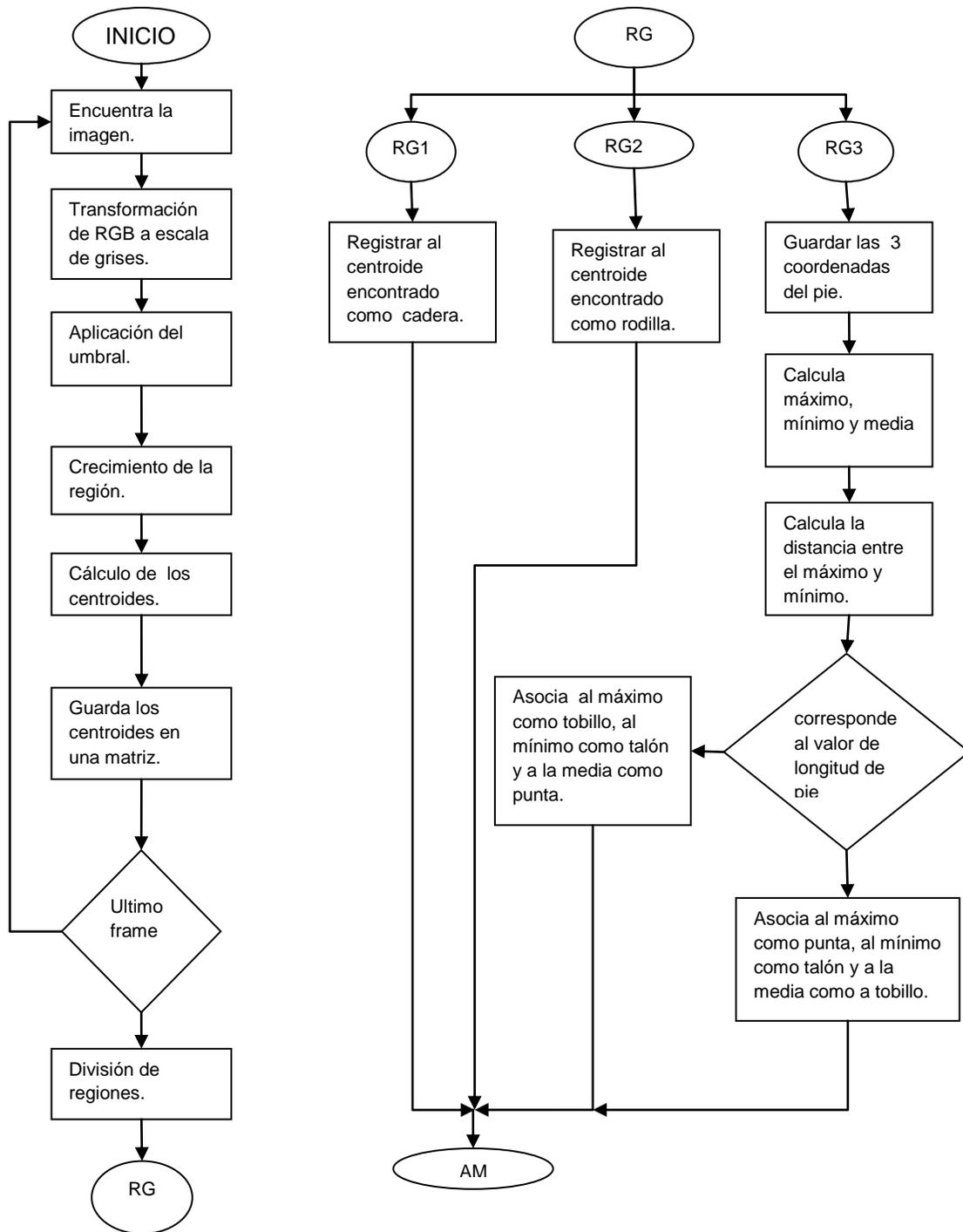


Figura. 21. Procesamiento de imágenes.

Análisis de Movimiento.

Después de que los centroides son identificados y guardados apropiadamente, se procedió al análisis del movimiento, cuyo diagrama de flujo se presenta en la figura 23.

- 1.- Ambas columnas de cada hipermatriz se transforman en una matriz renglón de tamaño 1xframes
- 2.- La transformación de unidades de pixeles a metros se toman los datos obtenidos de la calibración de la cámara.
- 3.- Posteriormente se interpolan los valores de los centroides de la cadera con los que no se cuentan por la oclusión del brazo sobre el marcador.
- 4.- El siguiente paso es generar el polinomio de posición y su curva característica, esto para cada marcador, (ver figura 22).
- 5.- Una vez obtenidos los polinomios de posición se obtiene la primera y segunda derivada de cada componente de los polinomios de desplazamiento de cada marcador.

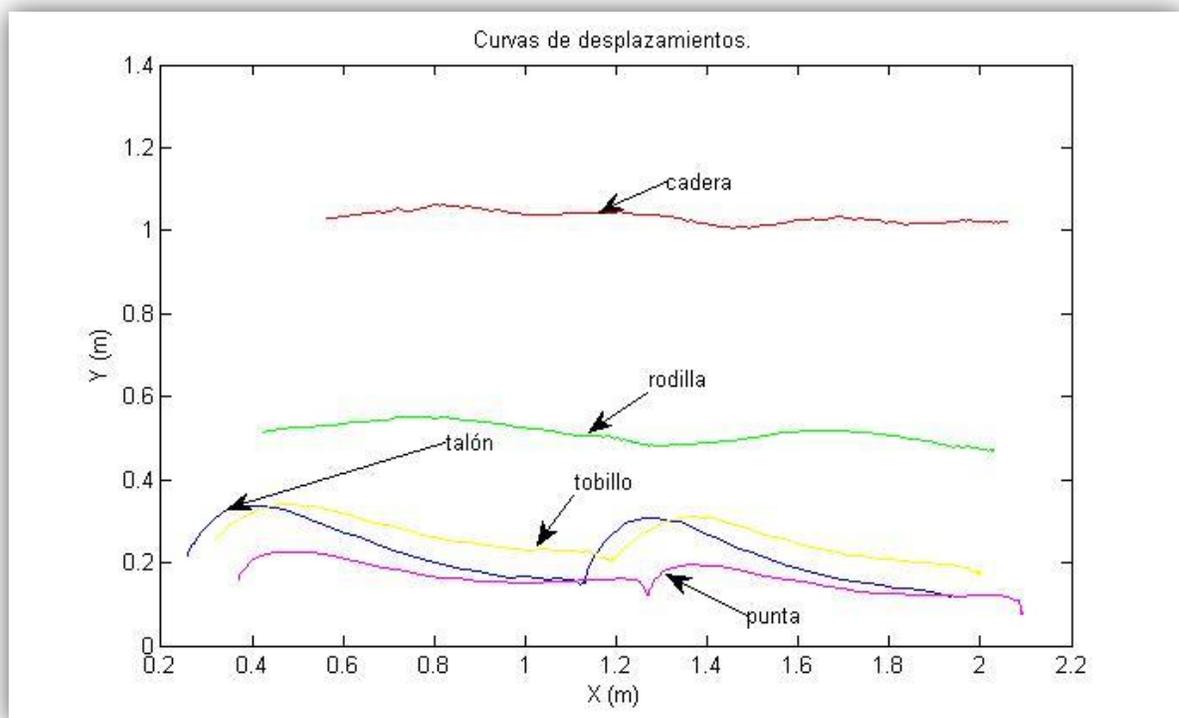


Figura. 22. Curvas de desplazamiento.

Para cada componente horizontal y vertical de cada polinomio se obtienen la primera y segunda derivada, esto para calcular la velocidad y aceleración horizontal y vertical de cada marcador, y posteriormente por el teorema de Pitágoras obtener el polinomio de la velocidad y aceleración total correspondiente a cada punto y su curva característica.

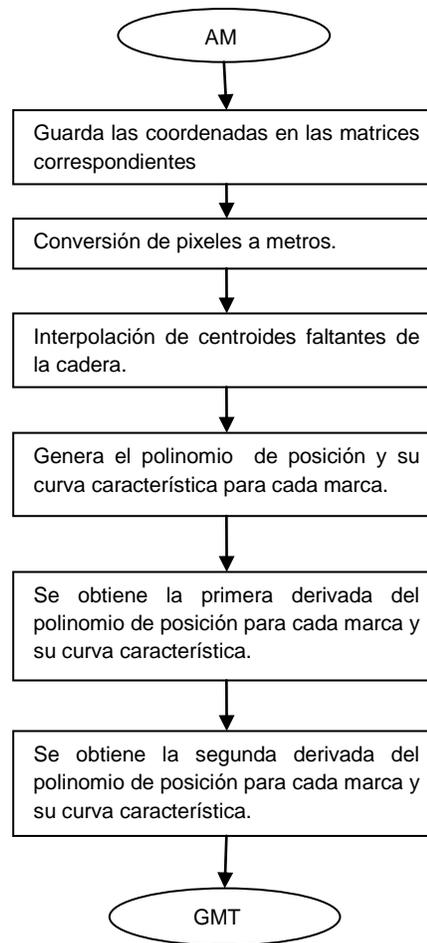


Figura. 23. Análisis de movimiento.

Goniometría (GMT).

Una vez de haber terminado con el análisis del movimiento se procede a calcular ángulos de rodilla, muslo, tobillo y talón. Para esto se realiza los siguientes pasos y su diagrama de flujo se presenta en la figura 25:

- 1.- Se trazan líneas que unen los centroides para generar un modelo de alambre, para la animación de la marcha del sujeto en estudio, (ver figura 24).
- 2.- Enseguida con las líneas trazadas del modelo de alambre y con la ayuda de otras se cálculo el ángulo de la rodilla, muslo, tobillo y talón, así como su variación durante la marcha.

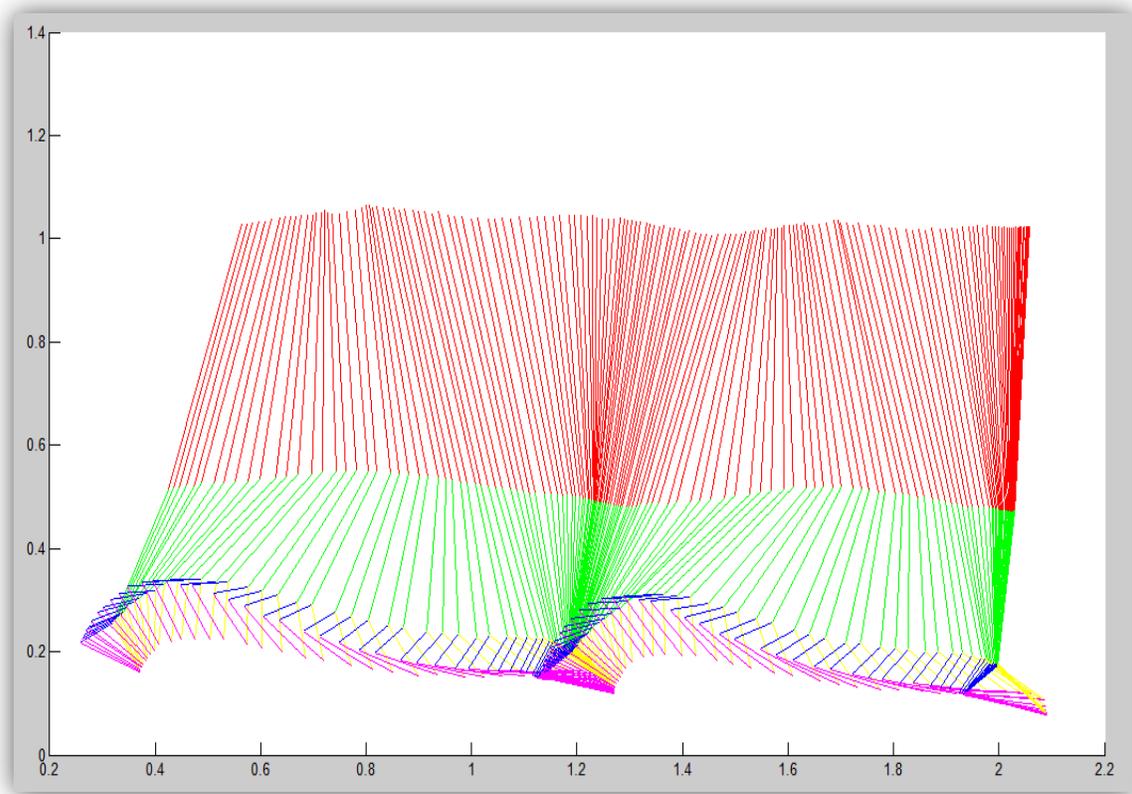


Figura. 24. Modelo de alambre, miembro inferior derecho, de la marcha humana.

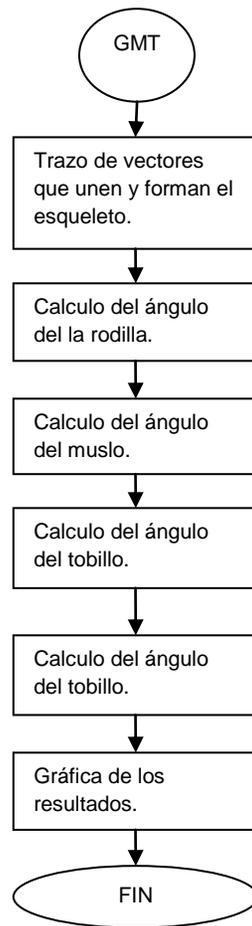


Figura. 25. Goniometría.

3.4.3. Interfaz gráfica (GUI).

En esta etapa se diseña la interfaz gráfica, la interfaz de usuario proporciona un medio de fácil manipulación del sistema, para la interacción con el usuario.

Como primera pantalla se presenta la figura 26, en el cuadro de DIRECCIÓN se escribe la dirección de la carpeta que contiene las imágenes (C:\Users\Miguel\Desktop\DOSF\DOSF), como se puede ver en la figura 27.

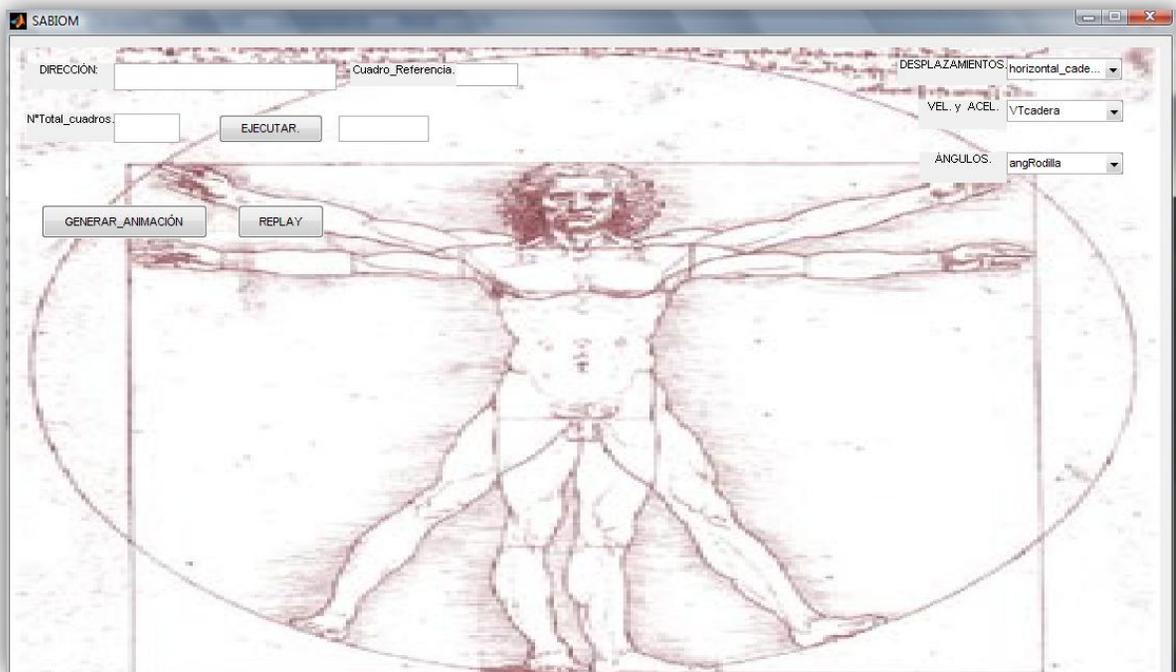


Figura. 26. Pantalla de la interfaz gráfica.

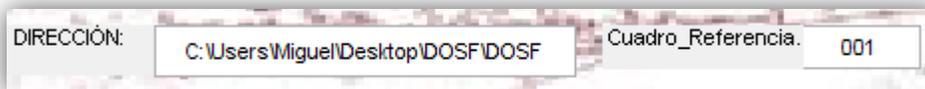


Figura. 27. Dirección y cuadro de referencia.

En el cuadro de cuadro referencia se introduce el número del cuadro o imagen que corresponda al despegue de dedos, como se aprecia en la figura 37.

En el espacio de N°Total cuadros, se escribe el número total de cuadros en los que se divide el video de la marcha, y se presiona el botón ejecutar, para iniciar el proceso de ejecución del código del sistema, (ver figura 28).

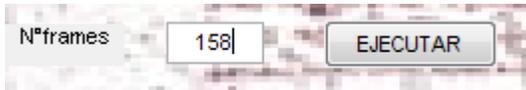


Figura. 28. Numero de cuadros y botón de ejecutar.

Cuando el sistema se termine de ejecutar lanzara un mensaje de “*continue*” para poder continuar al siguiente paso que es la generación de la animación de la marcha.

Para generar la animación de la marcha se presiona el botón GENERAR_ANIMACIÓN, (ver figura 29).



Figura. 29. Botón para generar animación y botón de replay.

Al presionar el botón se observa en la pantalla el video de la marcha, con el modelo de alambre y las curvas de desplazamiento de cada marcador, también se despliegan los valores de los ángulos de la rodilla, tobillo y talón, como se ve en la figura 30.

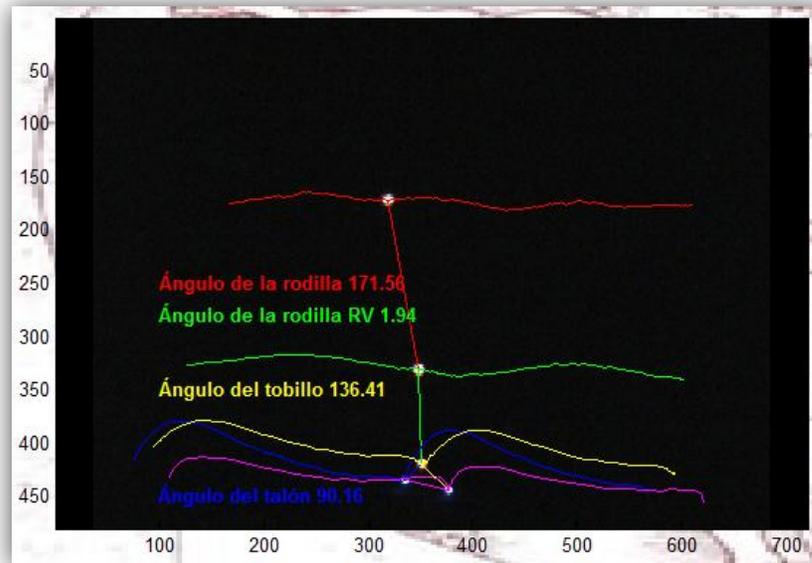


Figura. 30. Generación del video de animación de la marcha.

El botón Replay presenta el video en una pantalla diferente y en ella se puede reproducir las veces que se requiera y también manipular el video cuadro por cuadro, avanzar, retroceder, parar y pausar, (ver figura 31).

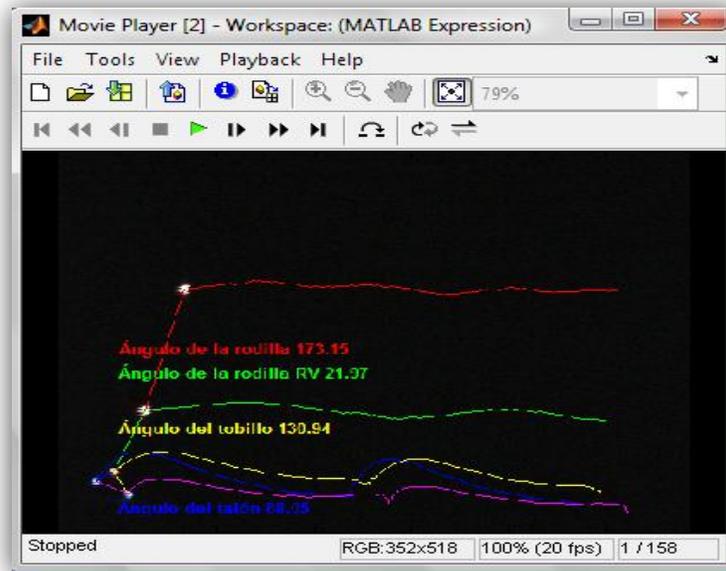


Figura. 31. Pantalla de replay de la marcha.

Para visualizar las gráficas de desplazamiento horizontal y vertical de cada marcador se ingresa en el pop menú DESPLAZMIENTOS y se selecciona la opción que se quiera graficar, como se muestra en la figura 32.

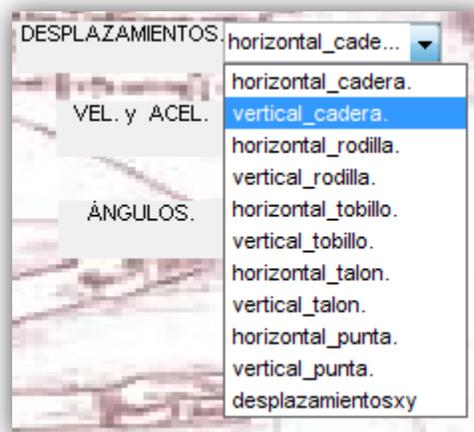


Figura. 32. Pop menú de DEZPLAZMIENTOS.

Al elegir una opción se desplegará en la pantalla la gráfica correspondiente a cada caso como se muestra en la figura 33.

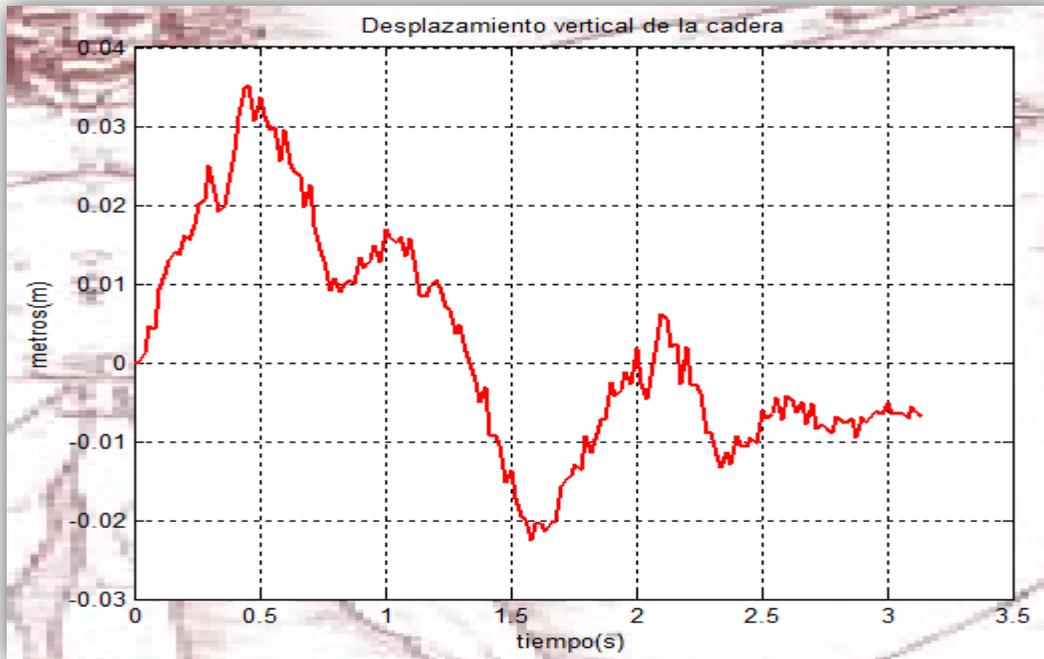


Figura. 33. Gráfica de desplazamiento vertical de la cadera.

Para visualizar las gráficas de velocidad y aceleración de la cadera, rodilla y tobillo se presiona el pop menú de Vel. y Acel.. Seleccionar una opción de las existentes, como se muestra en la figura 34.

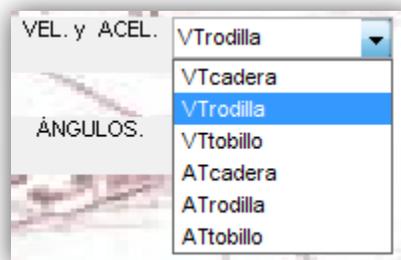


Figura. 34. Pop menú de velocidades y aceleraciones.

Al seleccionar una opción se presentará en pantalla la gráfica correspondiente a la selección, que pueden ser velocidades o aceleraciones, como se muestra en la figura 35.

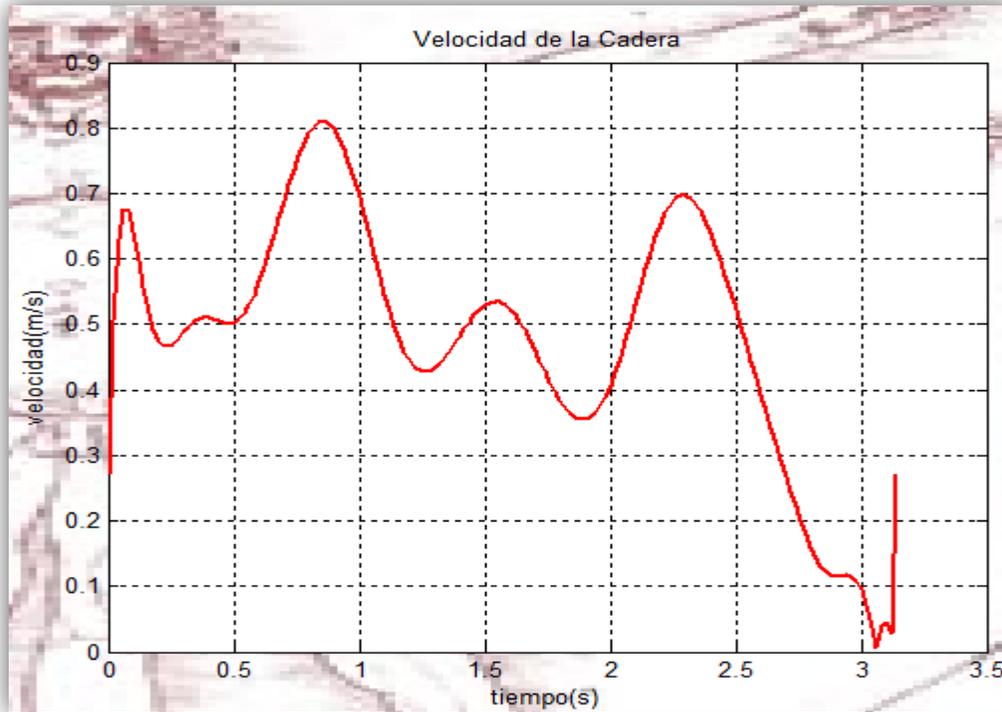


Figura. 35. Gráfica de velocidad de la cadera.

Visualización de las gráficas de ángulos de la rodilla, muslo, tobillo y el ángulo de la rodilla respecto a la horizontal se ingresa al pop menú de **ÁNGULOS** y se selecciona una opción, (ver figura 36). En se guida se muestra en pantalla la gráfica correspondiente, como se muestra en la figura 37.

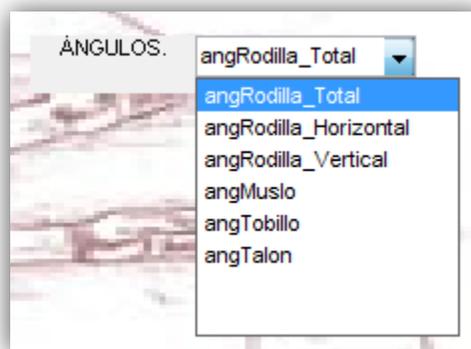


Figura. 36. Pop menú de **ÁNGULOS**.

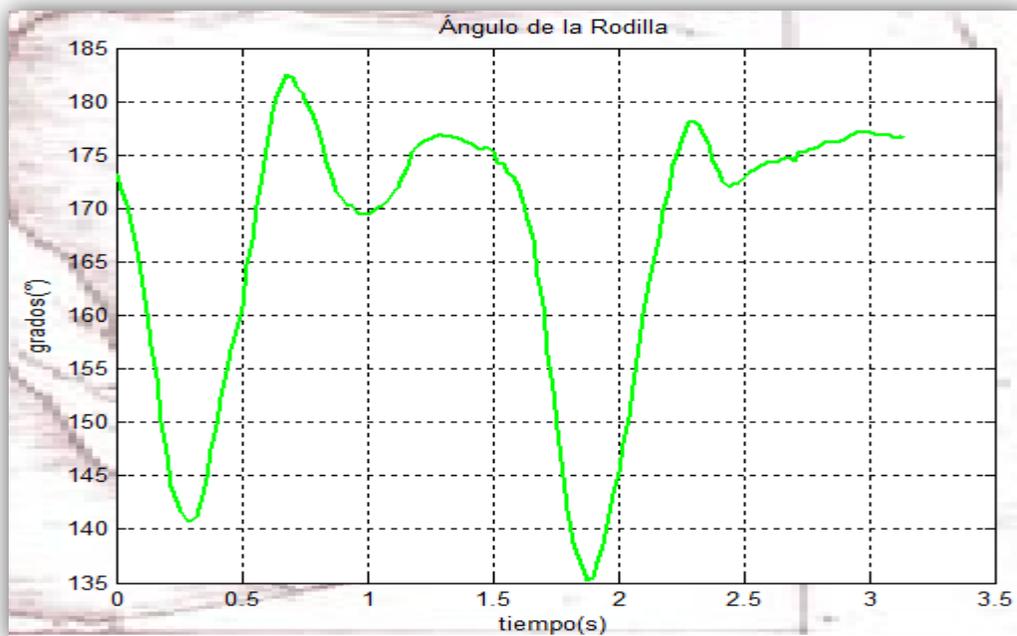


Figura. 37. Gráfica de ángulo de la rodilla.

Al finalizar el procedimiento antes descrito la pantalla de la interfaz gráfica se ve como se muestra en la figura 38.

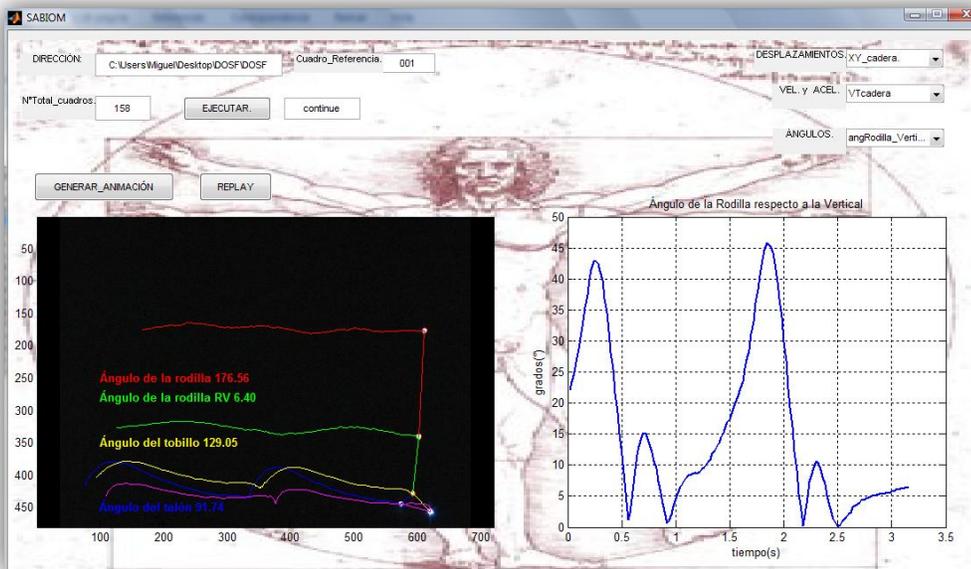
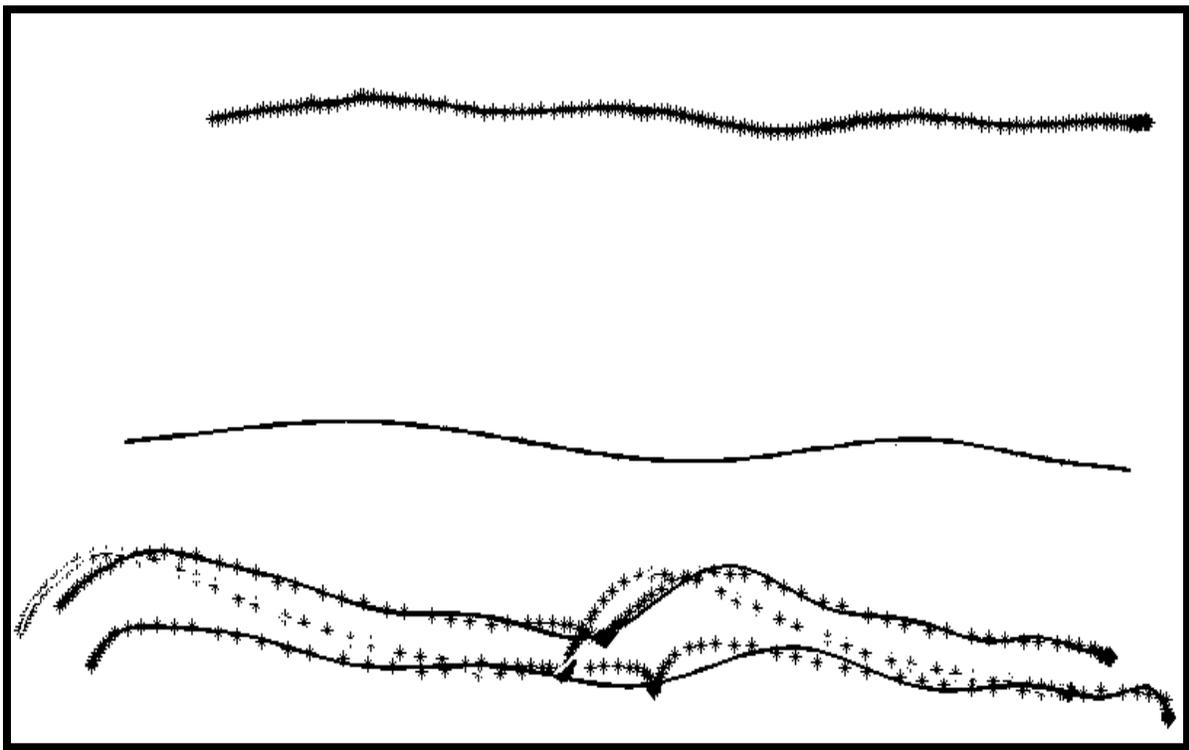


Figura. 38. Visualización final de la interfaz gráfica.

CAPÍTULO 4. CASO DE ESTUDIO Y RESULTADOS.



4.1. INTRODUCCIÓN.

Utilizando el sistema desarrollado SABIOM, se realizó una prueba en un sujeto y se obtuvieron gráficas de los ángulos articulares de rodilla, muslo y tobillo y desplazamientos de los marcadores tanto en su componente vertical (coordenada y) y horizontal (coordenada x), velocidades y aceleraciones de cadera, rodilla y tobillo.

4.2. SUJETO DE ESTUDIO.

El sujeto de estudio con el cual se realizó la prueba piloto tiene las siguientes características:

Sexo= Hombre.

Peso= 60 Kg.

Estatura= 1.60 m.

Edad= 25 años.

4.3 CONDICIONES INICIALES.

Se colocaron los marcadores en las regiones corporales de cadera, rodilla, tobillo, talón, y punta del pie, del lado derecho.

Se utilizó una cámara de video mini DV Sony Handycam modelo DCR - HC28 (ver figura 39), en la tabla 1 se muestra sus especificaciones técnicas.

Para la calibración de la cámara se realizó la operación descrita en el capítulo anterior en la sección 3.4.1., se tomó como longitud de referencia la distancia de 5 cm y su equivalencia en pixeles, que se muestra en seguida:

Si 0.05 m es a 14.85 pixeles
1 m es a 297 pixeles

Tabla 1. Especificaciones de la cámara.

Formato:	Mini DV	Zoom digital :	800 x
Zoom óptico:	20 x	Tipo de visor:	LCD 2.5"
Micrófono :	Incorporado	Características adicionales :	PAL



Figura. 39. Cámara utilizada en la prueba.

Teniendo los marcadores colocados en las los puntos anatómicos correspondientes y una vez fijada la cámara a la distancia de 4 metros del plano sagital de desplazamiento de la persona, se procedió a apagar las fuentes de luz para dejar un ambiente de oscuridad para la captura del video de la marcha, (figuras 40 y 41).



Figura. 40.



Figura. 41.

Posteriormente de haber capturado el video de la marcha del sujeto de estudio, se edita el video tomando solo una fracción, se edita y descompone a 50 cuadros por segundo, seleccionando el cuadro de referencia como se menciona en la sección 3.4.1. Condiciones iniciales.

4.4. PRUEBA DE LA INTERFAZ GRÁFICA.

Una vez particionado el video en cuadros y seleccionado el cuadro de referencia y contando con la dirección de la carpeta en donde se guardaron las imágenes se procede a ejecutar el programa desde la interfaz gráfica del sistema SABIOM.

Siguiendo los pasos vistos en el capítulo 3 en la sección 3.4.3. Interfaz gráfica, se llenan los datos como se muestra en la figura 42 y se ejecuta el programa.



Figura. 42.

4.4.1. PROCESAMIENTO DE LAS IMÁGENES.

Las imágenes se segmentan como se mencionó en el capítulo anterior mediante la transformación de las imágenes de RGB a escalas de grises y con la aplicación de un umbral.

Las imágenes resultantes fueron imágenes binarias con los puntos de interés marcados y enseguida se calculan los centroides de cada punto de interés.

Por la naturaleza mecánica de la marcha, el braceo obstruye el marcador de la cadera en varias ocasiones durante la marcha, en esas ocasiones las imágenes sólo cuentan con cuatro marcadores, como se muestra en la figura 43 y 44, en la que ocurre oclusión del marcador de la cadera y por lo tanto sólo hay 4 puntos de interés.



Figura. 43. Imagen con 4 marcadores, oclusión del marcador de la cadera.

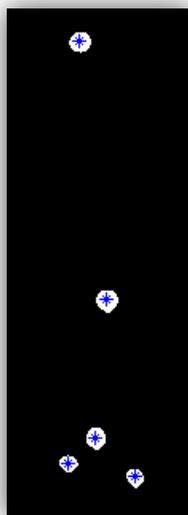


Figura. 44. Imagen con 5 marcadores, sin oclusión.

4.4.2. ANÁLISIS DE MOVIMIENTO.

Para encontrar los puntos obstruidos u ocluidos se trazo la ecuación de movimiento para cada uno de los marcadores, para representar su trayectoria de desplazamiento. Mediante la técnica de interpolación se logro obtener los valores de los puntos de la cadera que se obstruyen por el braseo de la marcha, (ver figura 45).

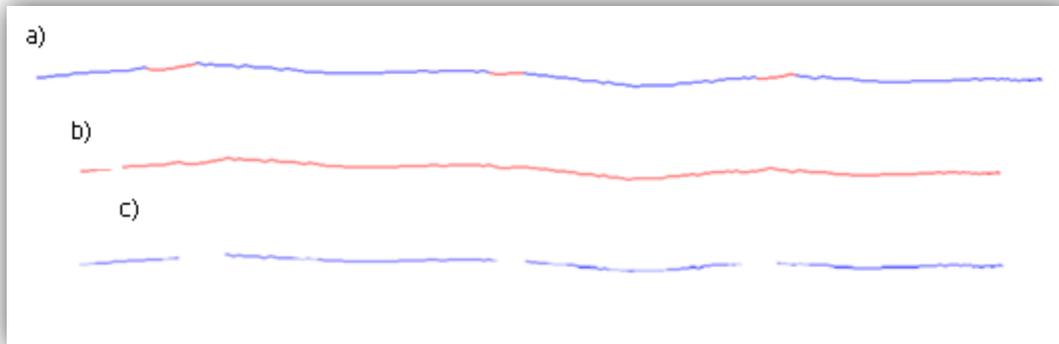


Figura. 45. Interpolación de los puntos de la cadera; a) Dos trayectorias de desplazamientos; b) Interpolación, sin oclusión; c) Sin interpolación y con oclusión.

Las gráficas de desplazamiento obtenidas mediante el sistema SABIOM se pueden visualizar cada una de ellas por medio del pop menú de DESPLAZAMIENTOS, las cuales son las siguientes, (figuras 46-60).

Dichas gráficas son el desplazamiento de cada marcador y su descomposición en sus respectivas componentes horizontal (coordenada x) y vertical (coordenada y).

En las gráficas de desplazamiento se presenta el desplazamiento diferencial, como la curva asociada al desplazamiento que se obtiene de una regresión de polinomios de alto grado. El desplazamiento diferencial se refiere a la diferencia de coordenadas de posición de los centroides en cada imagen o cuadro.

Para la cadera se obtuvieron las siguientes gráficas figuras 46-48.

En la figura 46 se muestra el desplazamiento de la cadera los puntos graficados son los centroides correspondiente al marcador de la cadera en cada cuadro en la secuencia.

La línea o curva representa el movimiento de la cadera generada por un polinomio que se ajustara a las coordenadas de los centroides, para este caso el polinomio fue de 13° grado.

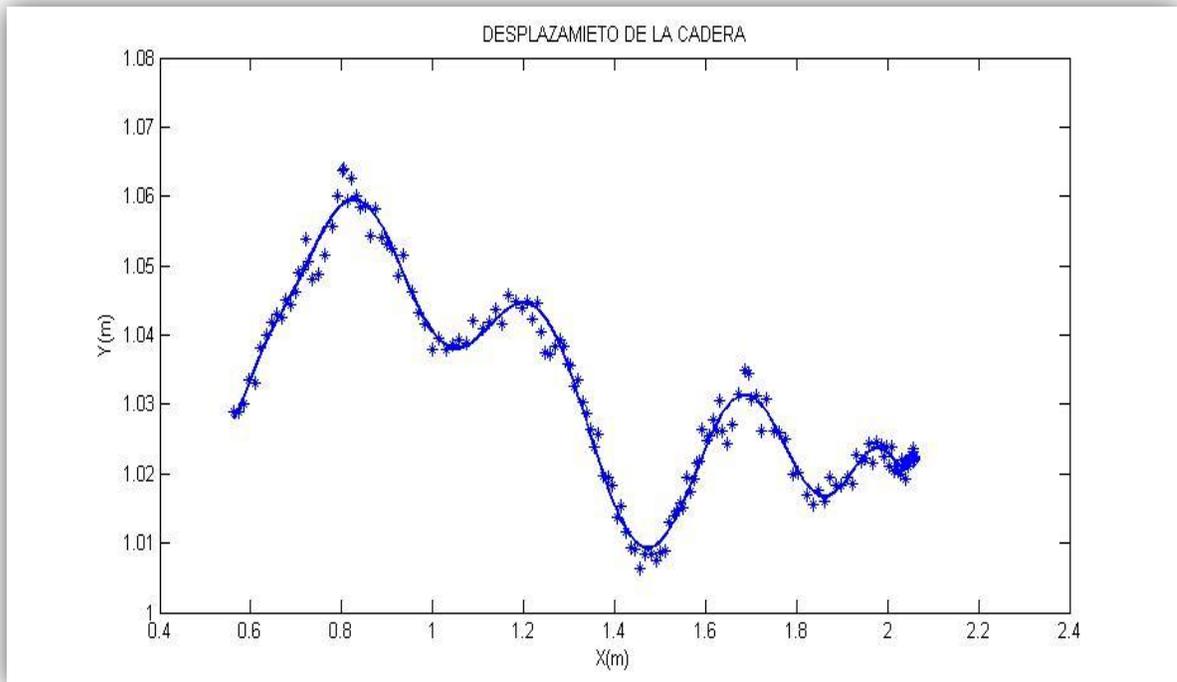


Figura. 46.

La figura 47 muestra el desplazamiento horizontal de la cadera durante la marcha, que como se aprecia la curva de movimiento la cual fue generada por un polinomio de 19° grado y el desplazamiento diferencial siguen el mismo comportamiento, el cual tiende a ser una línea recta a 45°.

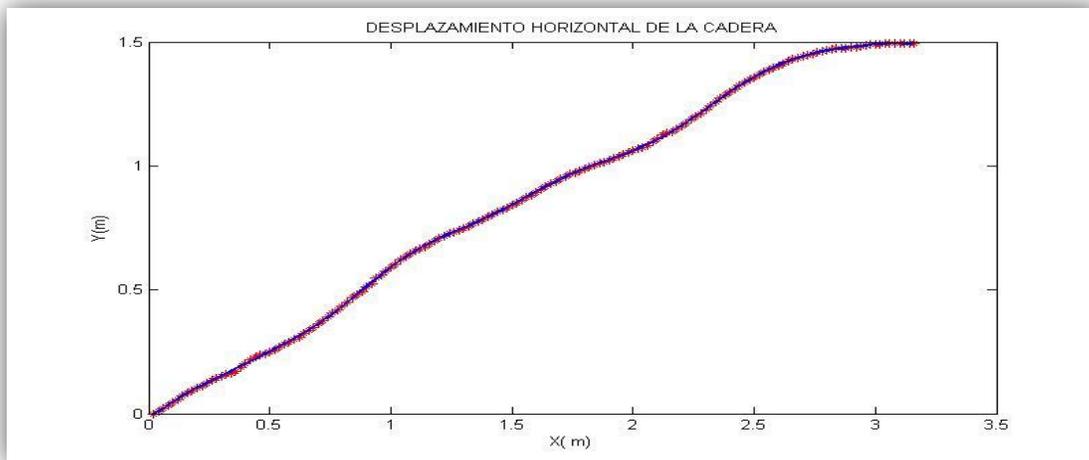


Figura. 47.

El desplazamiento vertical de la cadera figura 48, debería de llevar un comportamiento sinusoidal, lo cual no ocurre por lo que se diría que el sujeto de estudio no lleva una marcha normal.

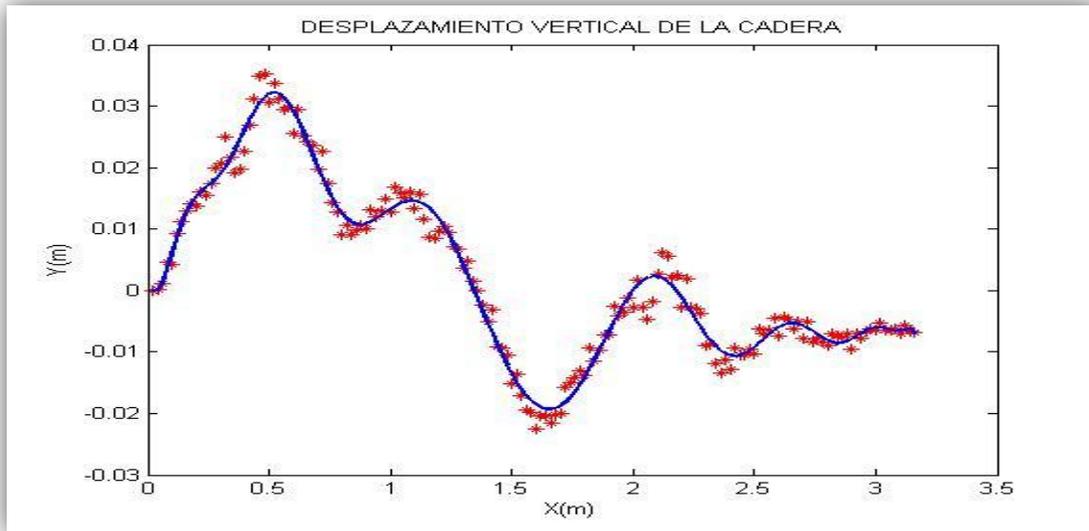


Figura. 48.

Las gráficas correspondientes a los desplazamientos de la rodilla se ilustran en el apéndice, figura A.1 a la figura A.3 del apéndice.

En la figura A.1 del apéndice, se gráfica el desplazamiento diferencial de la rodilla y la curva asociada al movimiento, generada mediante la utilización de un polinomio de 10° grado, el cual se puede ver un ajuste casi total a la gráfica original de los desplazamientos diferenciales.

En la figura A.2 del apéndice, se observa el desplazamiento horizontal de la rodilla, la ecuación de movimiento se generó con un polinomio de 19° grado, el cual sigue el mismo comportamiento que el desplazamiento diferencial.

La figura A.3 del apéndice, se muestra el desplazamiento vertical de la rodilla, se muestra tanto el desplazamiento diferencial como la curva generada por el polinomio de 19° grado, el cual se ajusta al desplazamiento diferencial.

Las correspondientes gráficas para el desplazamiento del talón son presentadas de figura A.4 a la figura A.6 del apéndice.

En la figura A.4 del apéndice, se presenta el desplazamiento del talón. La curva del polinomio de 17° grado que se utilizó para modelar el desplazamiento, no se ajusta 100% al desplazamiento diferencial, pero es una buena aproximación.

La gráfica de la figura A.5 del apéndice, muestra el desplazamiento horizontal del talón tanto la curva del polinomio como el desplazamiento diferencial y ambas siguen el mismo comportamiento.

La figura A.6 del apéndice, muestra el desplazamiento vertical del talón, el desplazamiento diferencial y la curva del polinomio que se obtuvo para representar el desplazamiento.

Para los desplazamientos del tobillo se obtuvieron las gráficas ilustradas en las figuras de la figura A.7ª la figura A.9 del apéndice.

El desplazamiento del tobillo está representado mediante la curva polinomio de 17° grado, que sigue el comportamiento del desplazamiento diferencial del tobillo lo más cerca posible figura A.7 del apéndice.

La componente horizontal del tobillo se asemeja correctamente con la curva de polinomio de 19° grado como se muestra en la figura A.8 del apéndice, en la cual se observa la coincidencia de ambas trayectorias.

Para la componente vertical del tobillo la curva asociada con el dicho desplazamiento se utilizó un polinomio también de 19° grado, pero el ajuste no está bueno como en la componente horizontal, ver figura A.9 del apéndice.

Finalmente las gráficas correspondientes a la punta del pie son las figuras del apéndice de la figura A.10 a la figura A. 12.

El desplazamiento diferencial de la punta del pie se asoció con la curva de un polinomio de 13° grado, como se muestra en la figura A.10 del apéndice.

La componente horizontal se muestra en la figura A.11 del apéndice, la curva asociada y el desplazamiento diferencial se ajustan perfectamente, para esta curva se utilizó un polinomio de 19° grado.

El desplazamiento vertical de la punta del pie se modeló con un polinomio de 19° grado, en la figura A.12 del apéndice se muestra la curva que describe dicho desplazamiento y el desplazamiento diferencial.

La siguiente gráfica presenta los desplazamientos de cada marcador, tanto diferencial como la curva característica asociada a cada uno figura 49.

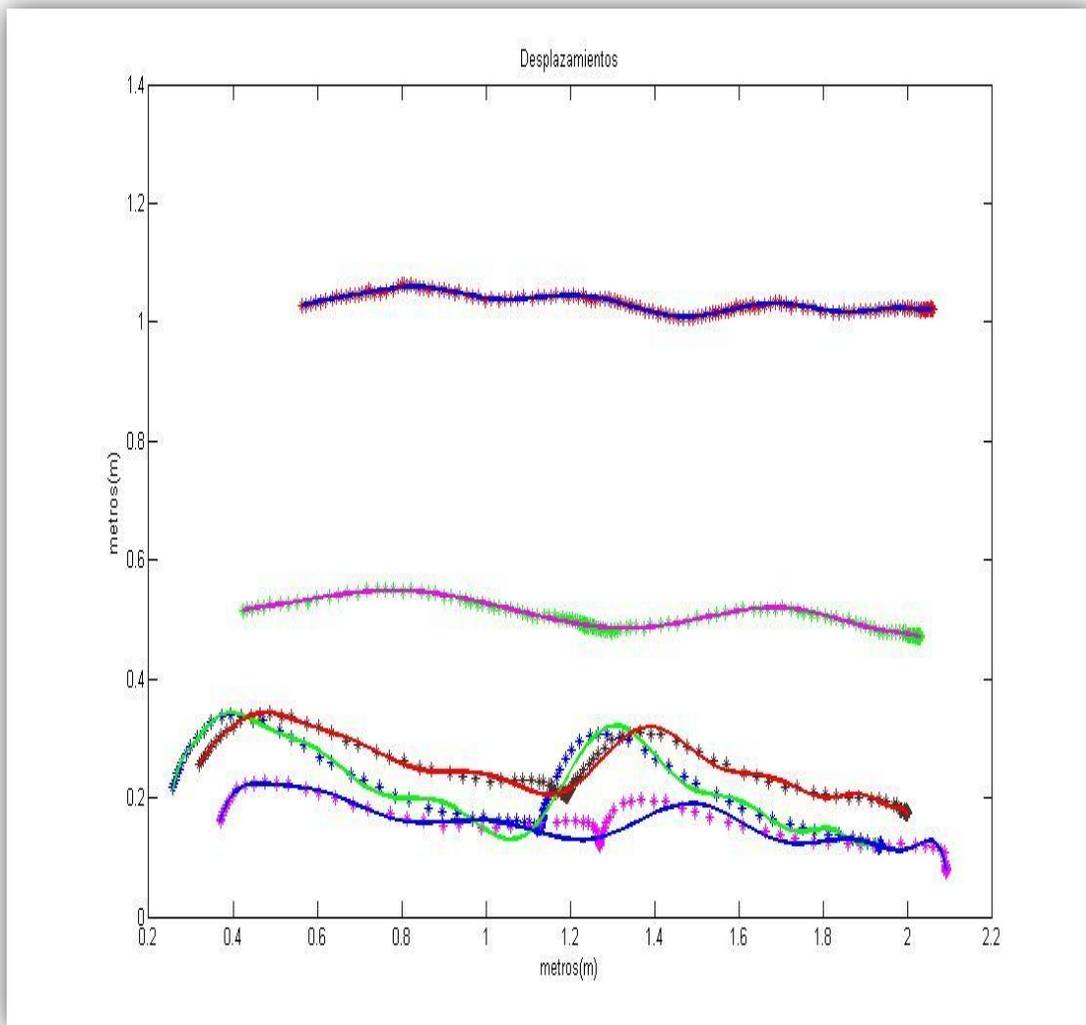


Figura. 49.

En la figura 50 se presenta el modelo de alambre de la marcha humana del pie derecho, generado mediante los vectores de los distintos segmentos corporales.

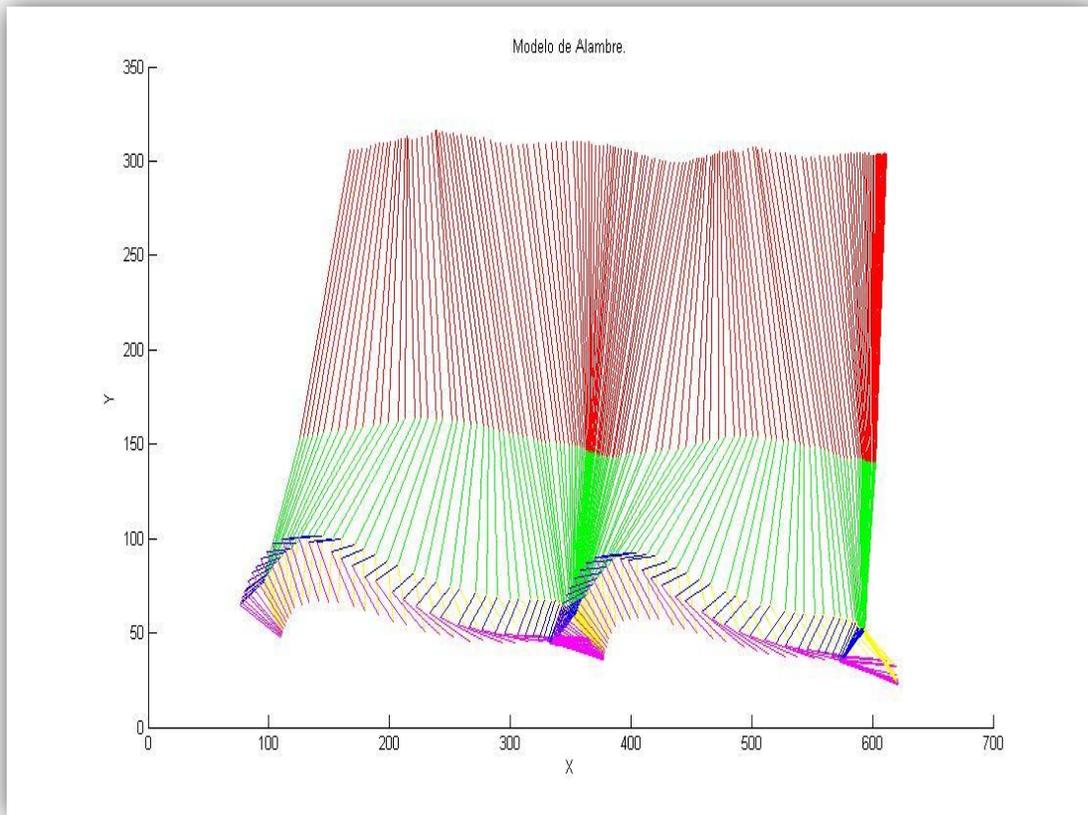


Figura. 50.

Respecto al cálculo de la velocidad y aceleración sólo se realizó para los marcadores de la cadera, rodilla y tobillo, las gráficas correspondientes se obtuvieron de la primera y segunda derivada de cada polinomio de desplazamiento horizontal y vertical respectivamente, y por aplicación del teorema de Pitágoras se obtuvo el polinomio de velocidad y aceleración total.

En la figura 51 se muestra la velocidad de la cadera que es la derivada respecto al tiempo del desplazamiento horizontal y vertical, y se obtuvo un polinomio cuya curva característica es la que se muestra.

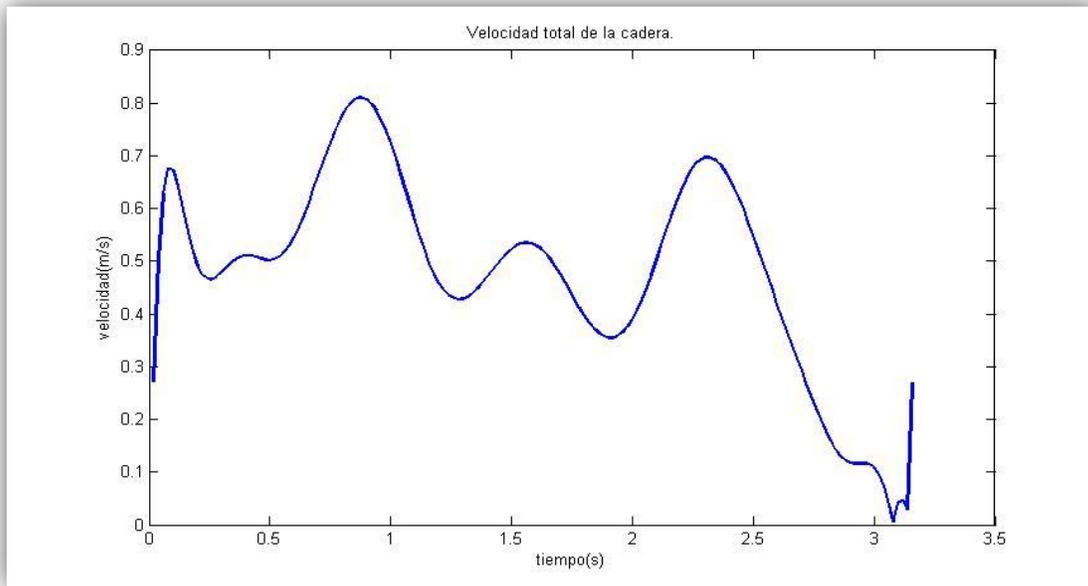


Figura. 51.

Para calcular la aceleración se derivó el polinomio de la velocidad y se obtuvo la curva que se muestra en la figura 52.

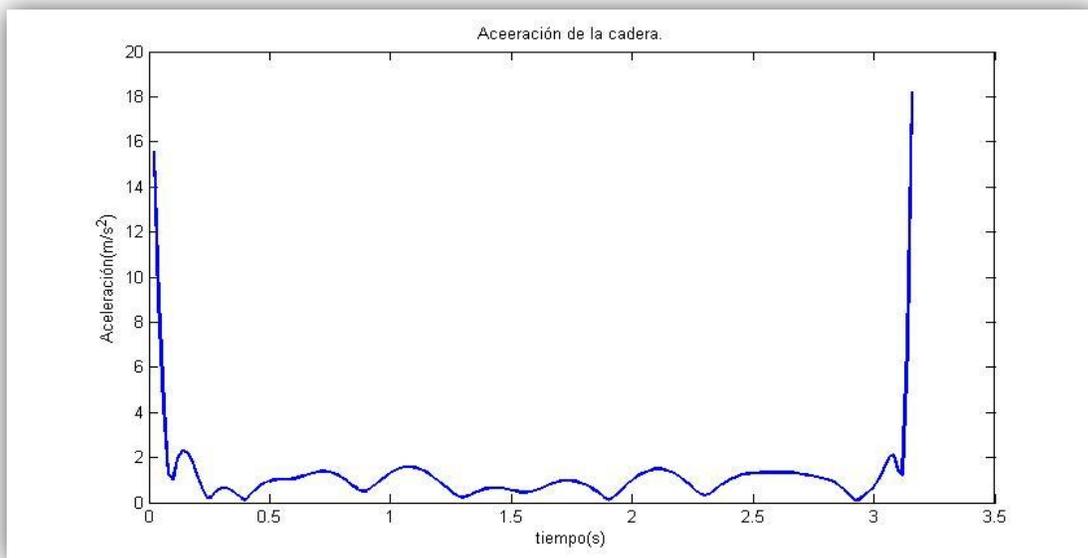


Figura. 52.

El mismo procedimiento en cuanto a calcular la velocidad de la cadera se realizó para obtener la velocidad de la rodilla, cuya curva se muestra en la figura A.13 del apéndice.

Para la aceleración se obtuvo la curva que se ilustra en la figura A.14 del apéndice, también calculada por la derivación del polinomio de la velocidad.

El cambio en la velocidad del tobillo respecto al tiempo se muestra en la figura A.15 del apéndice.

La derivada del polinomio de la velocidad del tobillo respecto al tiempo se muestra en la figura A.16 del apéndice.

4.4.3. ANIMACIÓN DE LA MARCHA.

Para la visualización del video de la marcha dentro de la interfaz gráfica se presiona como se mencionó en el capítulo anterior el botón de animación y se genera el video con las curvas correspondientes a los desplazamientos diferenciales de cada marcador y despliegan los valores de los ángulos de la rodilla, muslo, tobillo y talón, como se muestra en la figura 53. Al terminar la generación de la animación se puede visualizar las veces que se requiera el video en otra ventana presionando el botón de REPLAY.

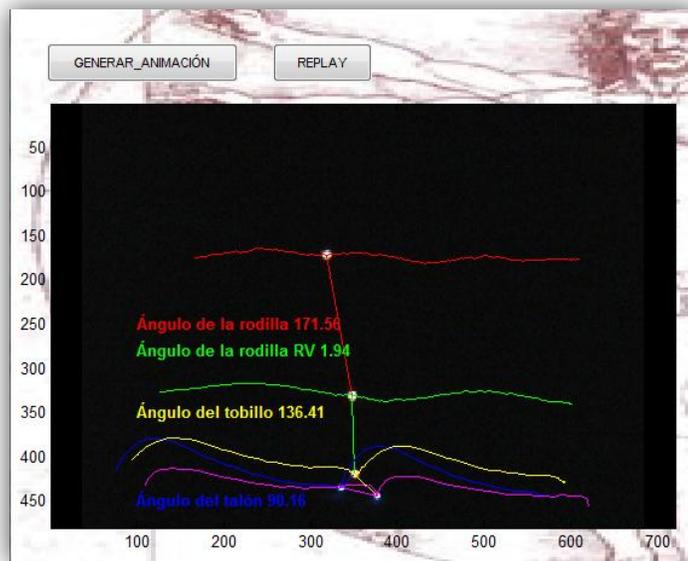


Figura. 53. Animación de la marcha.

4.4.4. GONIOMETRÍA.

Los ángulos de la rodilla, muslo, tobillo y talón se muestran en las figuras los cuales fueron calculados a partir del producto punto de los vectores de los diferentes miembros de la extremidad inferior derecha, formados a partir de las coordenadas de posición.

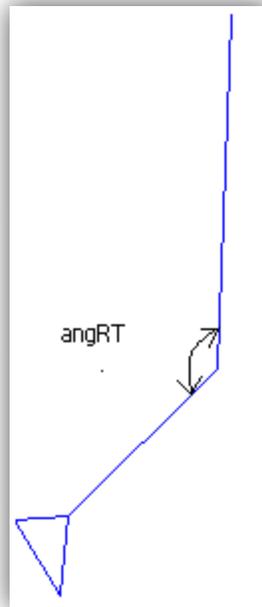


Figura. 54. Ángulo total de la rodilla.

La gráfica del cambio angular de la rodilla durante la marcha, se visualiza dicho comportamiento en la figura 55, este ángulo es el que se forma entre el vector del muslo y el de la pantorrilla, como se muestra en la figura 54, designado como ángulo total de la rodilla (angRT).

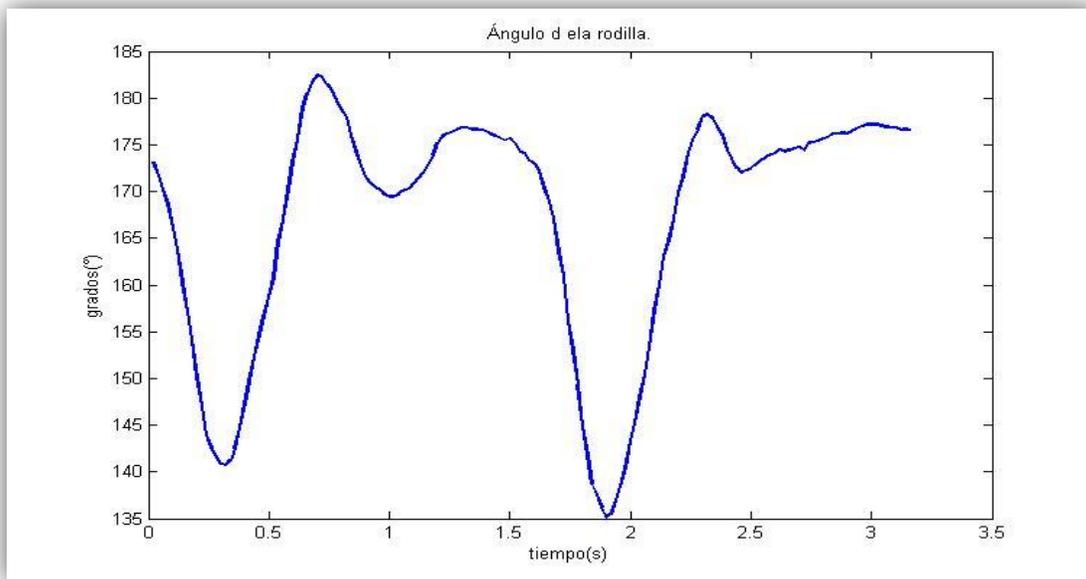


Figura. 55.

Otra forma de medir el ángulo de la rodilla es con respecto a la horizontal en el punto de la rodilla como se muestra en la figura 56, designado como angRH .

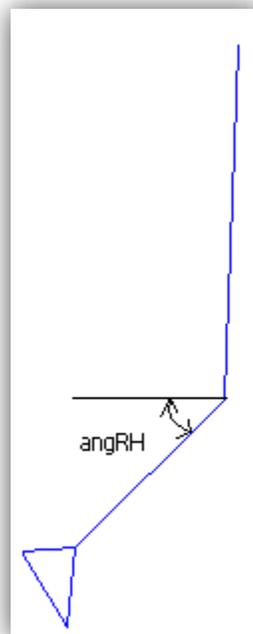


Figura. 56. Ángulo de la rodilla respecto a la horizontal.

Se presenta en la figura 57 la curva que describe el comportamiento del ángulo de la rodilla con respecto a la horizontal durante la marcha.

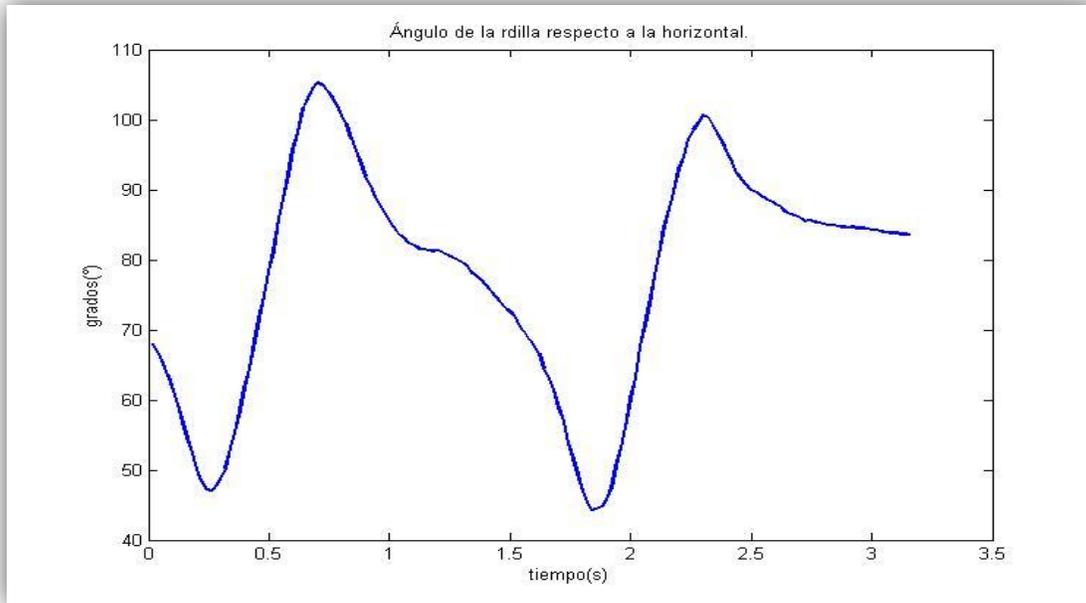


Figura. 57.

El ángulo complementario de la rodilla, designado como angRV y es el que se forma como se ilustra en la figura 58, que es el correspondiente ángulo de la rodilla respecto a la vertical.

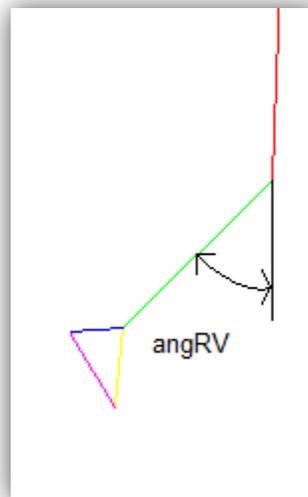


Figura. 58. Ángulo de la rodilla respecto a la vertical.

La gráfica correspondiente a dicho ángulo está ilustrada en la figura 59.

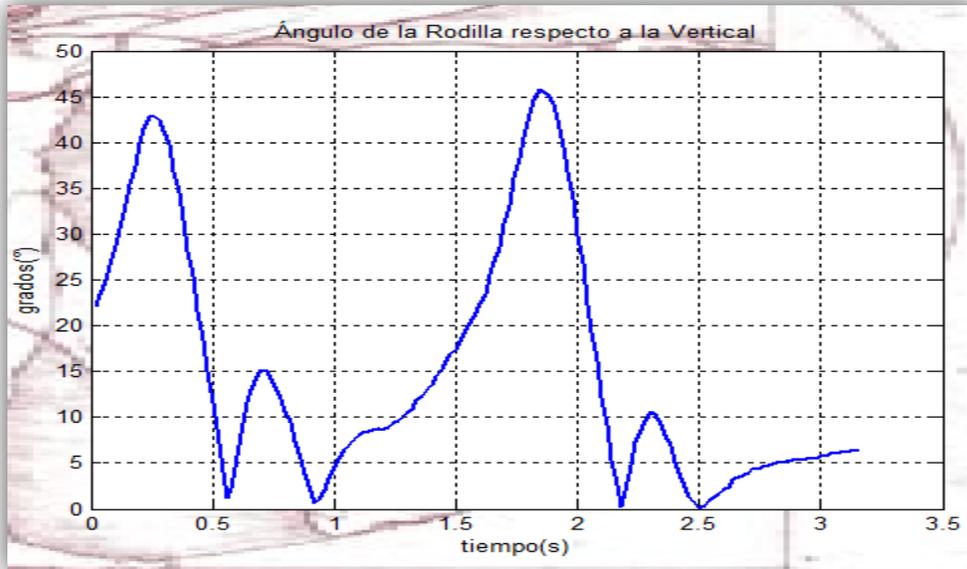


Figura. 59.

En la figura 60 se muestra el rango de movimiento de la articulación tibiofemoral en el plano sagital durante la marcha en llano en un ciclo de marcha tomado de Nordin y Frankel [19]. El área sombreada indica la variación entre 60 personas con un rango de edades 20 a 65 años.

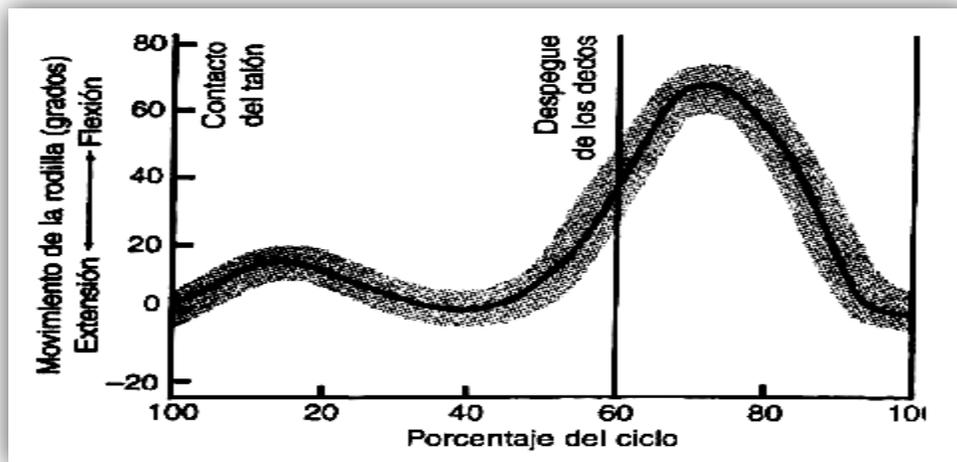


Figura. 60.

En la figura 61 se muestra la relación el ángulo de la rodilla con la posición durante el inicio del ciclo que corresponde al contacto inicial en el 0% del ciclo.

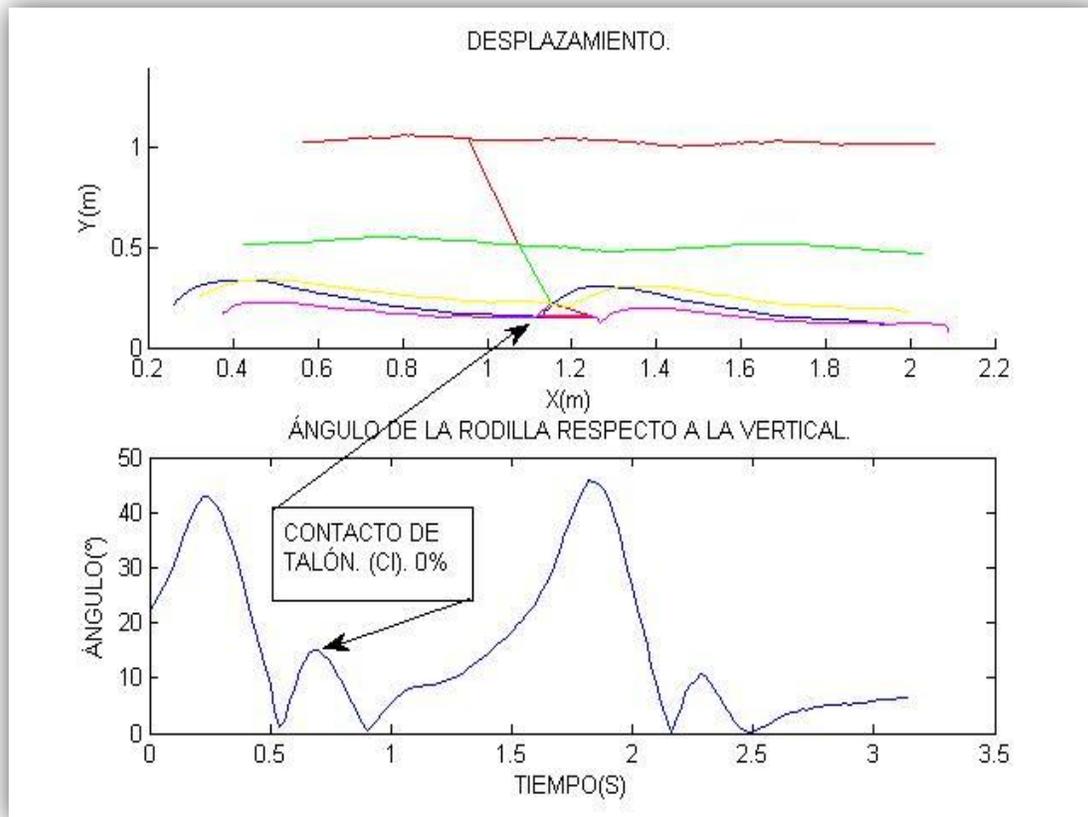


Figura. 61.

En la figura A.17 del apéndice se ilustra la posición de apoyo medio plantar y su correspondencia con el ángulo de la rodilla en esta fase del ciclo que corresponde al 20 % del ciclo.

La figura A.18 del apéndice muestra la posición de apoyo final y el ángulo de la rodilla correspondiente a dicha posición en el 40% del ciclo.

La posición correspondiente al despegue de dedos que marca el final de la fase portante y el inicio de la oscilante durante el 60% del ciclo se ilustra en la figura A.19 del apéndice, relacionándose con el ángulo de la rodilla durante este evento.

El pico de flexión de la rodilla es ilustrado en la figura A.20 del apéndice con su correspondiente posición anatómica durante el 80% del ciclo.

En la figura A.21 del apéndice, se muestra la fase de oscilación final hacia el 90% del ciclo y su correspondencia en cuanto al ángulo de la rodilla en dicha posición.

Finalmente en la figura A.22 del apéndice se muestra el final del ciclo correspondiente al contacto de talón consecutivo del mismo pie y también marcando el inicio del siguiente ciclo, con su correspondiente ángulo de la rodilla en el 100% del ciclo.

El ángulo del tobillo es el que se ilustra en la figura 62, designado como angTob .

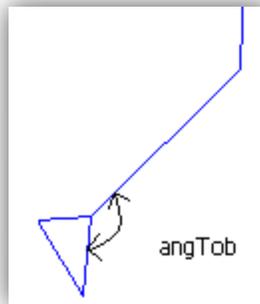


Figura. 62. Ángulo del tobillo.

El cambio de dicho ángulo durante la marcha se puede ver representado en la gráfica de la figura 63.

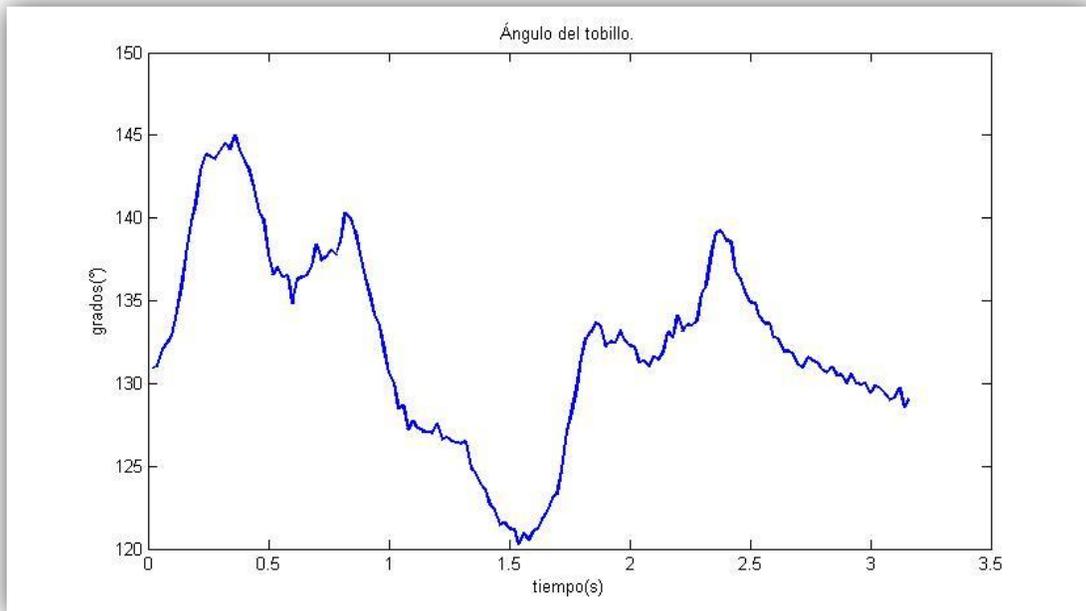


Figura. 63.

En la figura 64 se muestra el movimiento articular del tobillo en el plano sagital durante la marcha en llano en un ciclo de marcha. El área sombreada representa la variación entre 60 personas con un rango de edades de 20 a 65 años, tomada de Nordin y Frankel [19].

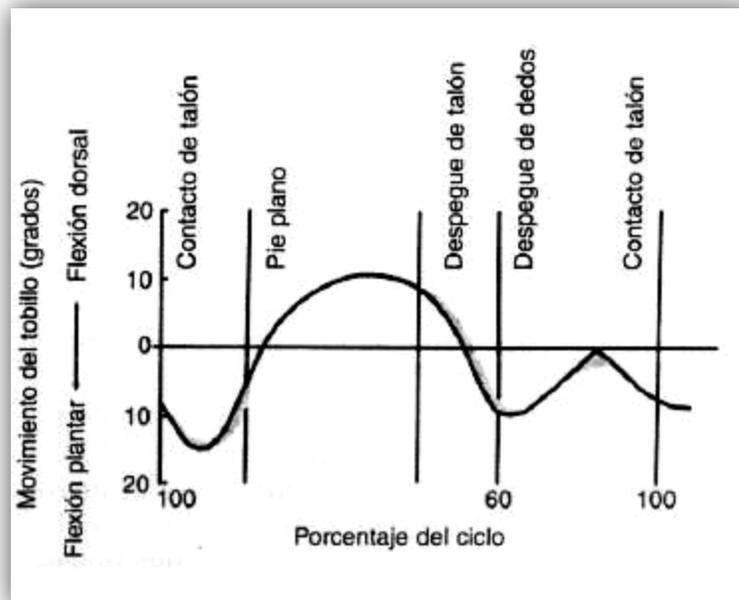


Figura. 64. Movimiento del tobillo.

En cuanto al ángulo del talón se toma como se muestra en la figura 65, designándolo como angTa .

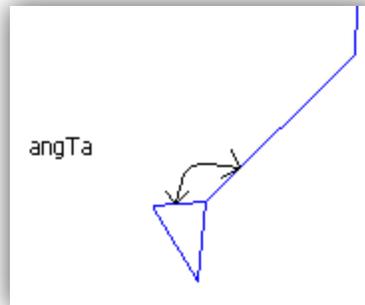


Figura. 65. Ángulo del talón.

La curva que describe el cambio del ángulo del talón con respecto al tiempo durante la marcha se observa en la figura 66.

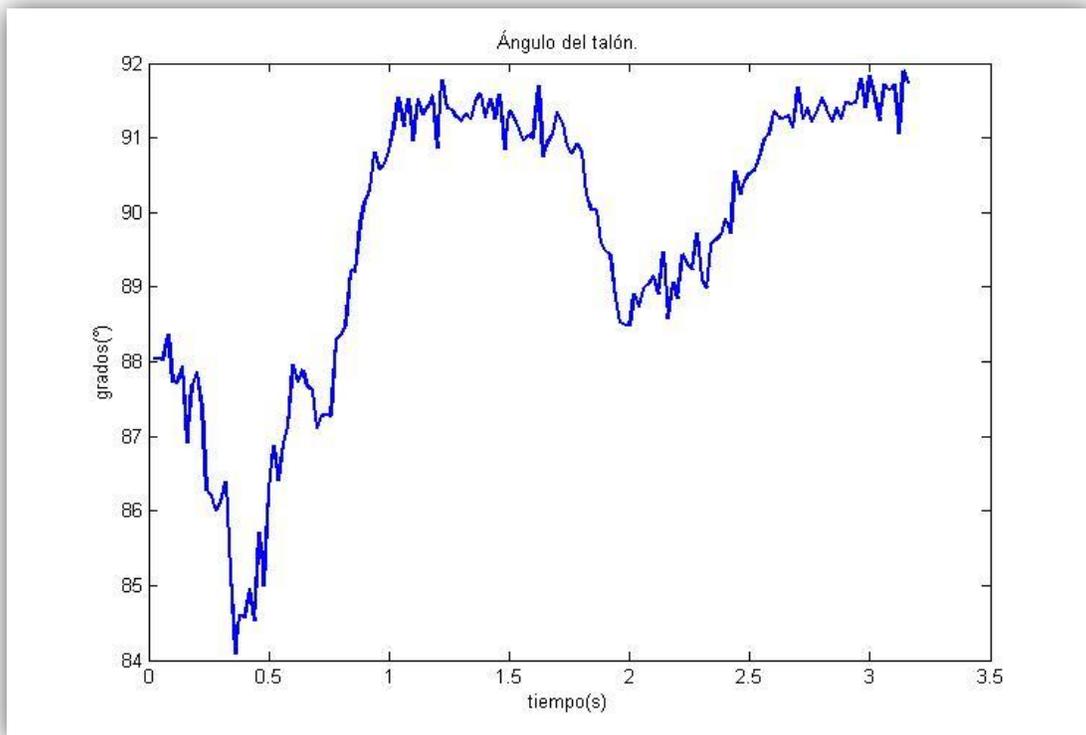


Figura. 66.

4.5. DISCUSIÓN DE RESULTADOS.

La implementación de un sistema de reconocimiento de caracteres (marcadores) en imágenes, con la finalidad de obtener valores cuantificables que describan el comportamiento de la marcha humana, es una herramienta que ayudará al estudio de la cinemática de la misma.

Las curvas obtenidas por SABIOM asociadas al desplazamiento diferencial de la rodilla siguen el mismo comportamiento diferencial de la rodilla.

Los métodos de procesamiento de imágenes son una herramienta importante y en particular en este caso son la base para poder realizar el análisis de las imágenes.

Las curvas de desplazamiento de asociadas al desplazamiento diferencial del talón, tobillo y punta del pie y sus componentes verticales no se acoplan total mente, pero tienen un comportamiento parecido, no así para las curvas asociadas a los desplazamientos horizontales las cuales tienen el mismo comportamiento.

En cuanto a las velocidades calculadas se tienen valores razonables, pero no así para las aceleraciones, cuyos valores son muy altos.

Respecto a los cálculos de la variación del ángulo de la rodilla, la gráfica de ángulo de la rodilla respecto a la vertical tiene un comportamiento similar a gráfica teórica presentada en la figura 60. Lo que se aprecia en las figura 61 y en las figuras A.17 a la A.22 del apéndice, es el ángulo de la rodilla en diferentes etapas de la marcha y como se observa la gráfica que se obtuvo está un poco desfasada hacia la derecha del tiempo respecto a la gráfica teórica

Para la gráfica del comportamiento angular del tobillo no presenta un comportamiento similar con el de la gráfica teórica de la figura 64 ya que para el caso teórico se toma el ángulo respecto a la horizontal con el suelo y en el sistema SABIOM se toma el ángulo que se forma entre la tibia y el dorso del pie, como se mostro en la figura 64 y en el caso teórico se toma en cuenta la flexión plantar y en SABIOM no se considera dicha flexión.

Para el movimiento articular del talón no se tienen referencias, pero los valores fueron cotejados por cálculos realizados a mano.

Durante el caso de estudio se presentaron varios factores que modifican las curvas de desplazamiento como son los siguientes:

La captura del comportamiento total de la cadera se ve afectado por la oclusión del brazo durante la marcha, por lo que la gráfica del desplazamiento diferencial de la cadera se ve interrumpida y es necesario generar puntos mediante interpolaciones para finalmente obtener una gráfica completa.

Otro factor que influye es la segmentación de las imágenes se ve afectada por la luminosidad o intensidad de luz emitida y la dirección de dicha luz no es siempre ortogonal al lente de la cámara, afectando la localización y posición en los cuadros.

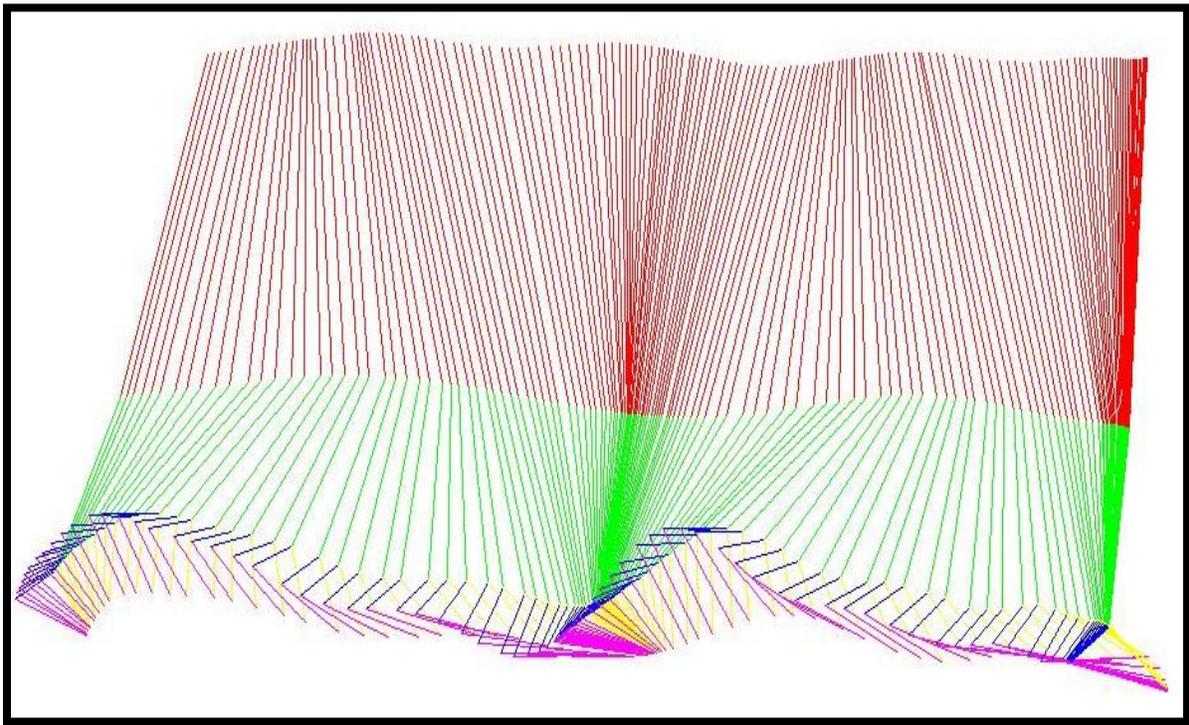
Así también se mostraron factores que modifican la marcha del individuo, tales como:

El factor iluminación tomo importancia, ya que altera la marcha de los individuos, al estar en oscuridad casi total. Es importante señalar que no se modifican las curvas de desplazamiento, el individuo cambia su andar.

También otro factor que modifica la marcha del individuo fue el hecho de saber que están grabando su comportamiento.

La distancia recorrida por el individuo fue corta y empezar a grabar a partir de estado de reposo también cambia el desarrollo de la marcha.

CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES.



5.1. CONCLUSIONES.

Se desarrollo un sistema de análisis bidimensional de la cinemática de la marcha humana, cumpliendo así el principal objetivo planteado, al inicio de esta tesis, y cumpliendo en parte con el objetivo particular de encontrar variables biomecánicas cuantificables que describan la marcha humana.

Se creó una interfaz gráfica para interacción con el usuario y visualizar las gráficas de desplazamiento, velocidad, aceleraciones y ángulos articulares de rodilla, tobillo, talón y también el ángulo del muslo.

También dicho sistema se utilizará para el laboratorio de la materia de Biomecánica.

Se cumplió con el objetivo principal de desarrollar un sistema de análisis de movimiento de la marcha humana.

Los principales problemas que se presentaron fueron:

La segmentación de las imágenes respecto a los puntos de interés que se pretendía realizar con la utilización de marcadores de diferentes colores, que finalmente se soluciono con la independencia de color y la dependencia de posición de referencia.

Para poder obtener datos de los dos miembros inferiores se presenta la oclusión de la mayoría de los marcadores del miembro izquierdo, provocando falta de datos para las gráficas de desplazamientos diferencial de ese miembro y por lo tanto los desplazamientos no se pueden estimar con curvas de polinomios de alto grado, esto se solucionaría con la utilización de dos cámaras una para cada lado, pero como no nos fue posible contar con dos cámaras se decidió efectuar el estudio de un solo lado de un solo pie (derecho).

Para el cálculo del ángulo interno de la rodilla se realizó primeramente por medio del producto punto entre los vectores del muslo y la pantorrilla, formados a partir de los centroides de la cadera, rodilla y tobillo, para este cálculo se presentaba un pequeño error en el punto más alto ya que Matlab calcula el ángulo externo en ese instante, por lo que el valor no correspondía. Para solucionar este problema dicho ángulo se cálculo por medio de la suma del ángulo del muslo (angM) más el ángulo de la rodilla respecto a la horizontal (angRH).

El desfasamiento de la gráfica del ángulo de la rodilla respecto a la vertical se puede deber al caminar de la persona o a un manejo de datos para tomar el contacto de talón como el cero de la gráfica teórica.

Las aportaciones que me deja este trabajo es la aplicación de los conocimientos adquiridos durante la licenciatura en el área de Biomecánica, conocimiento y manejo del procesamiento de imágenes con una aplicación ingenieril, colaborar para llevar a cabo una práctica del laboratorio de la materia de Biomecánica, aportando el sistema desarrollado.

5.2. TRABAJOS FUTUROS.

Una mejora a este sistema es la independencia de la iluminación para poder segmentar las imágenes y obtener los puntos de interés, es decir, poder capturar el video con luz ambiente o artificial.

También realizar un análisis de los dos miembros inferiores y superiores y realizar una animación en tres dimensiones, mediante la utilización de una o dos cámaras más, que también ayudara a evitar oclusiones o pérdidas de datos.

APÉNDICE.

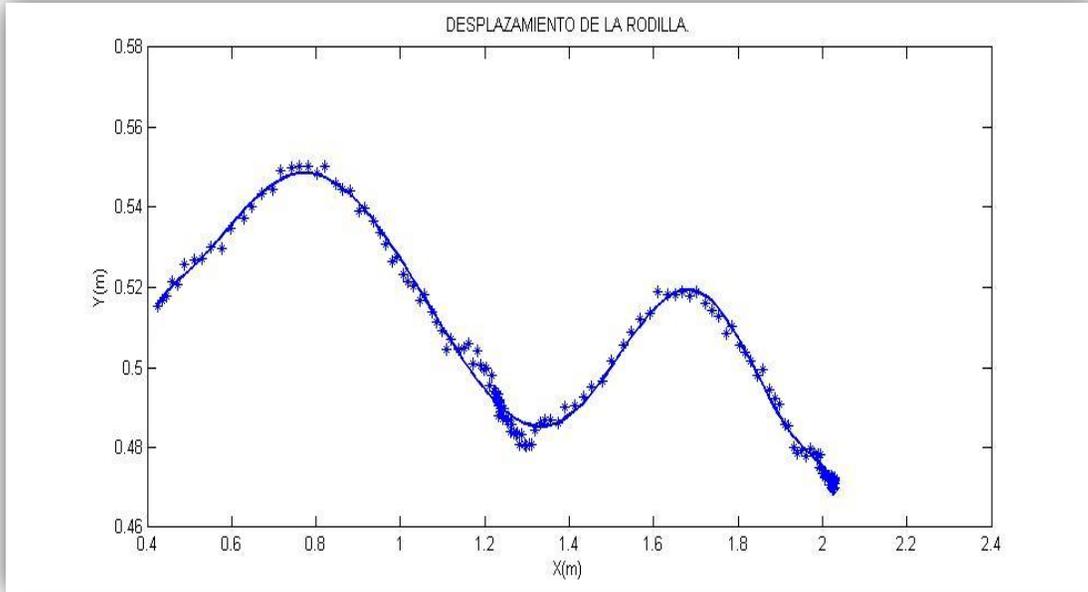


Figura. A. 1

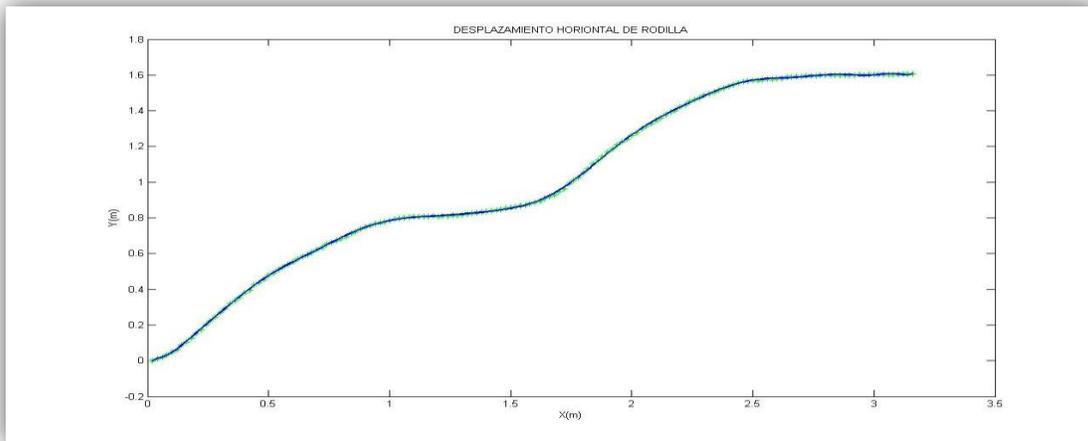


Figura. A. 2

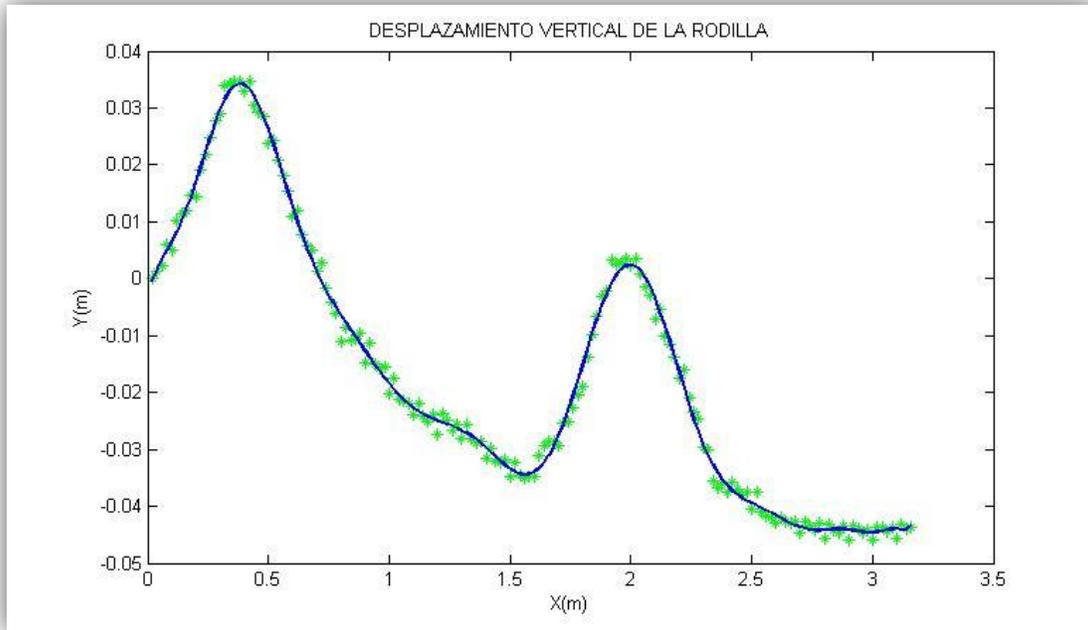


Figura. A. 3

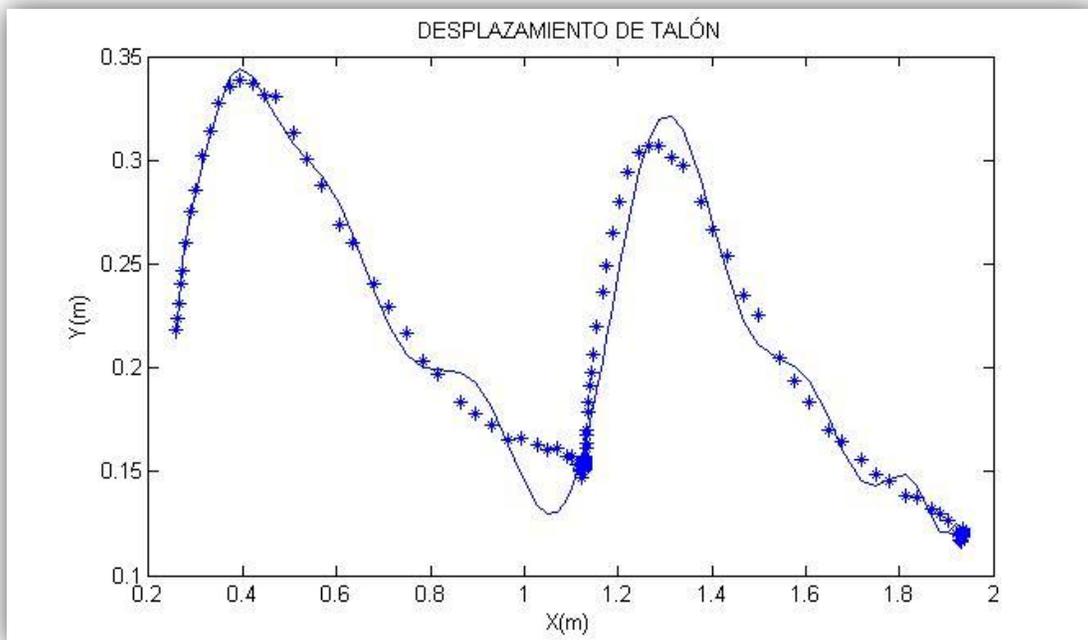


Figura. A. 4

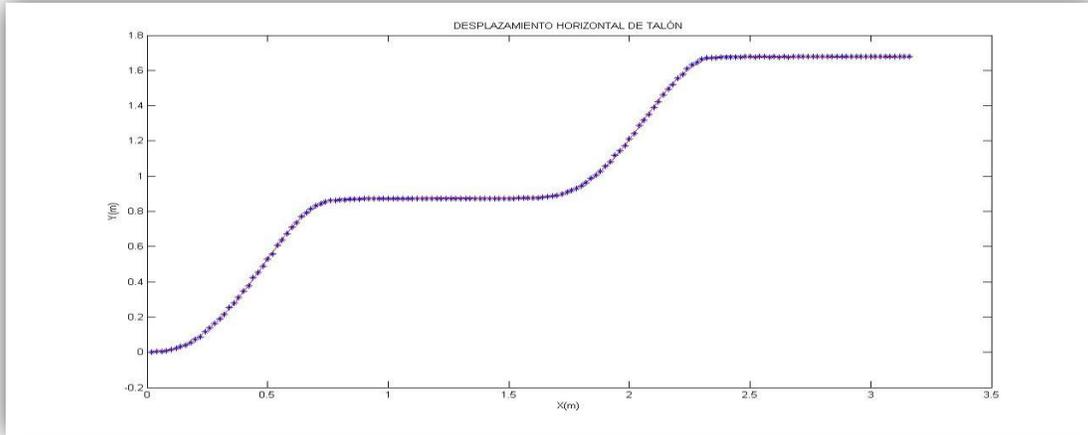


Figura. A. 5

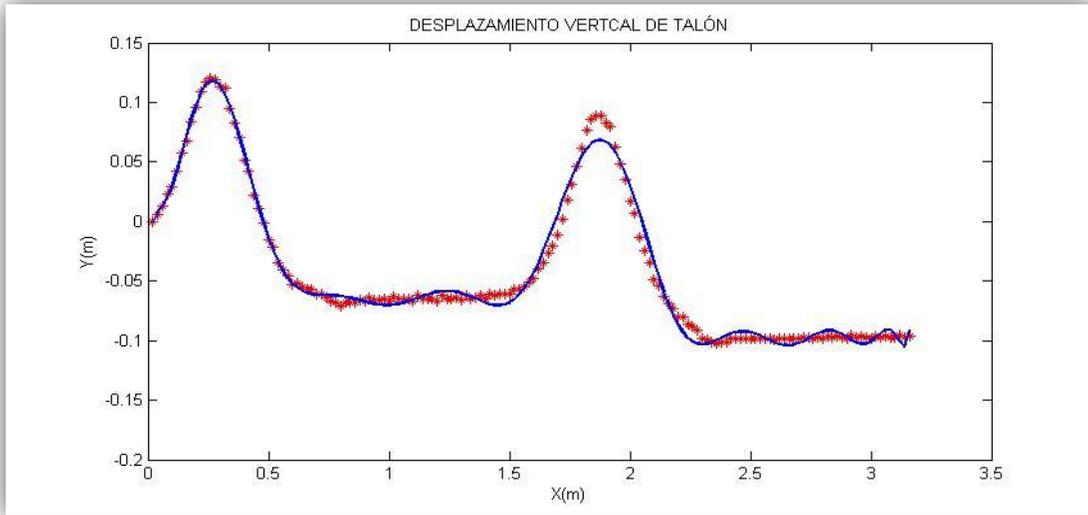


Figura. A. 6

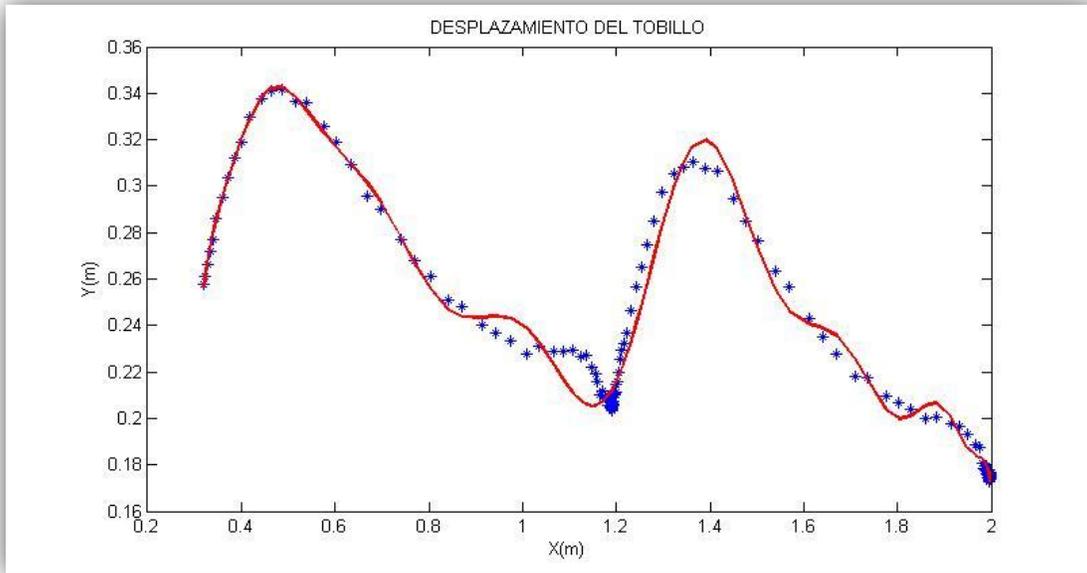


Figura. A. 7

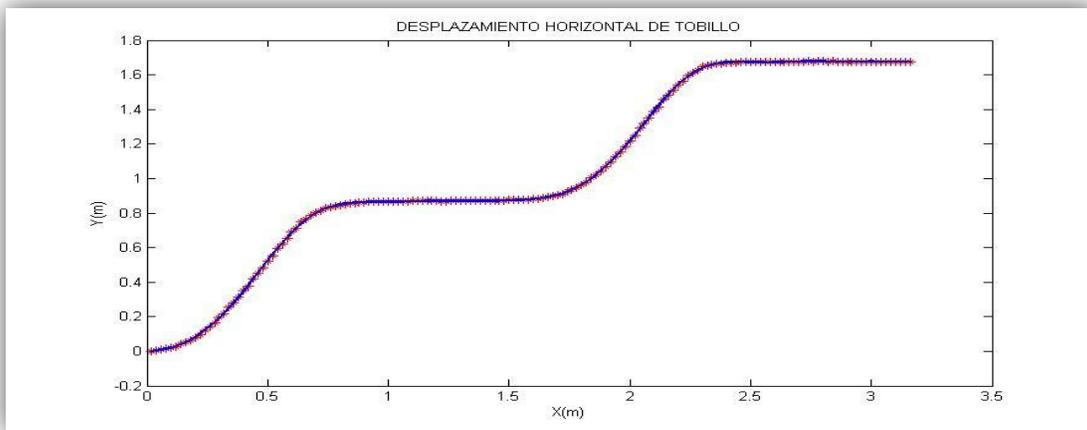


Figura. A. 8

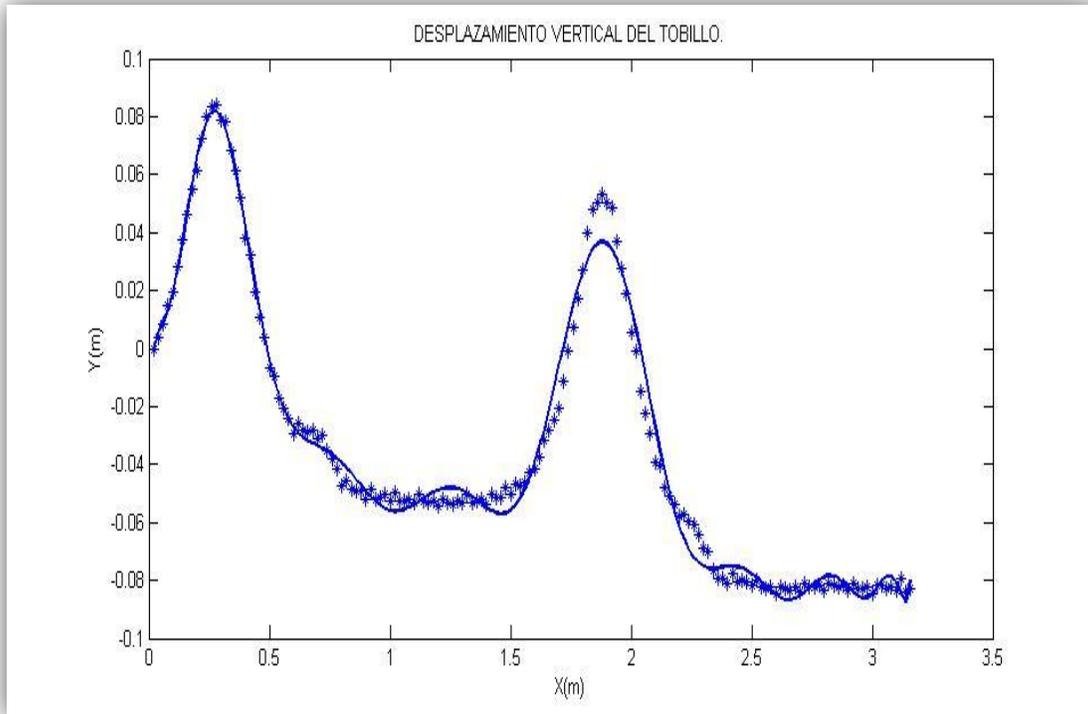


Figura. A. 9

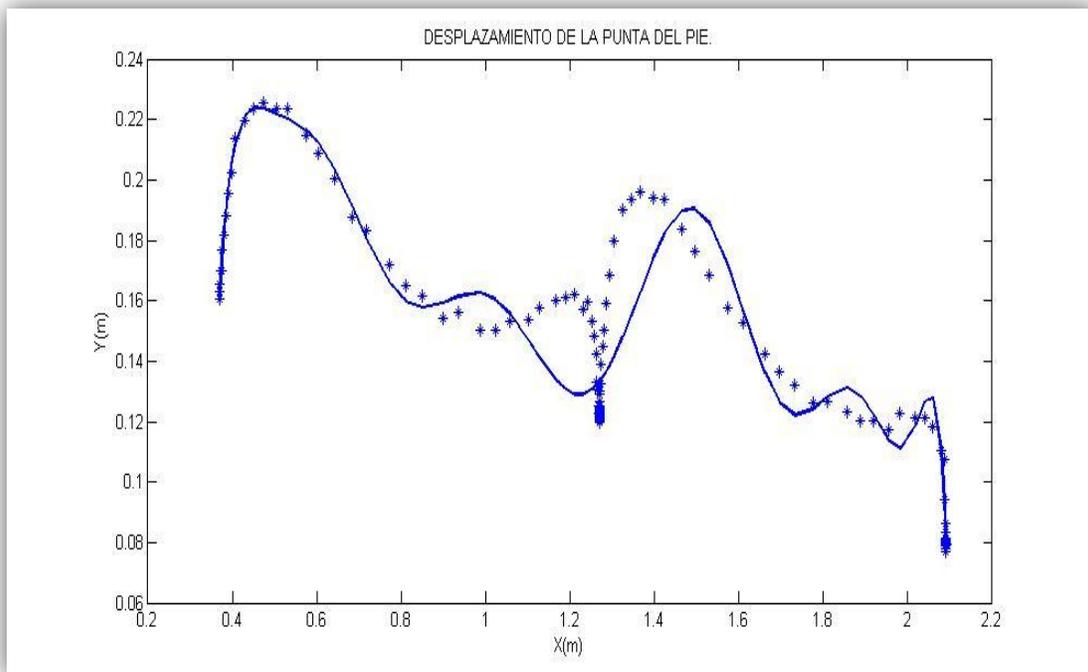


Figura. A. 10

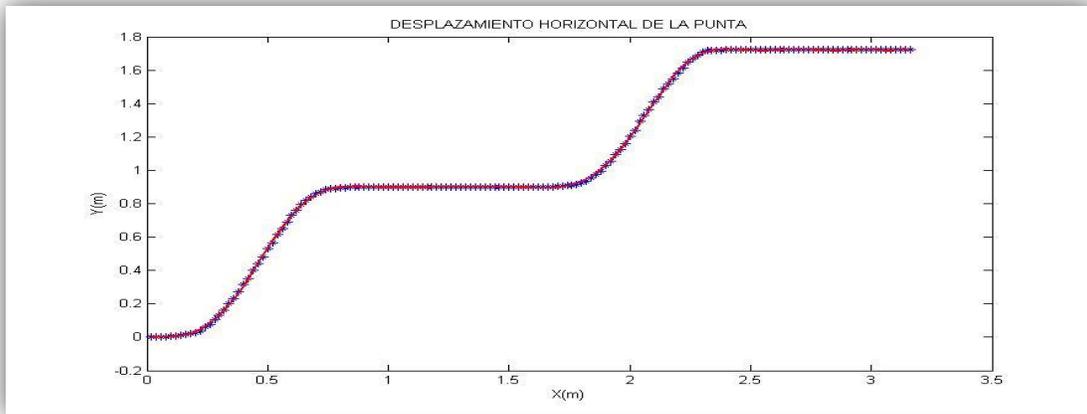


Figura. A. 11

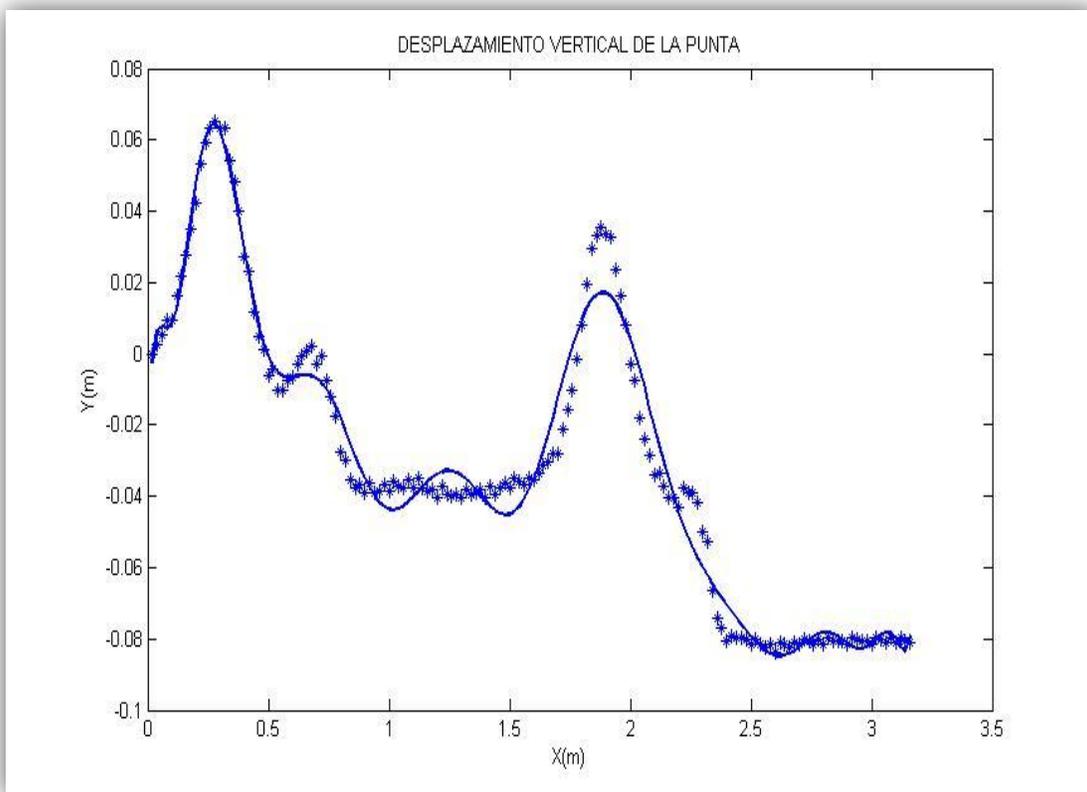


Figura. A. 12

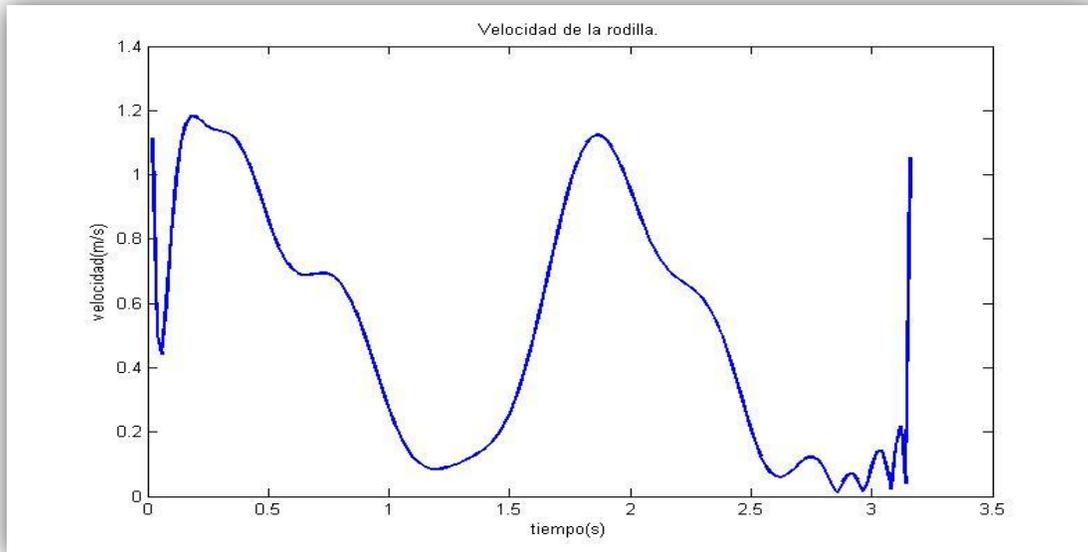


Figura. A. 13

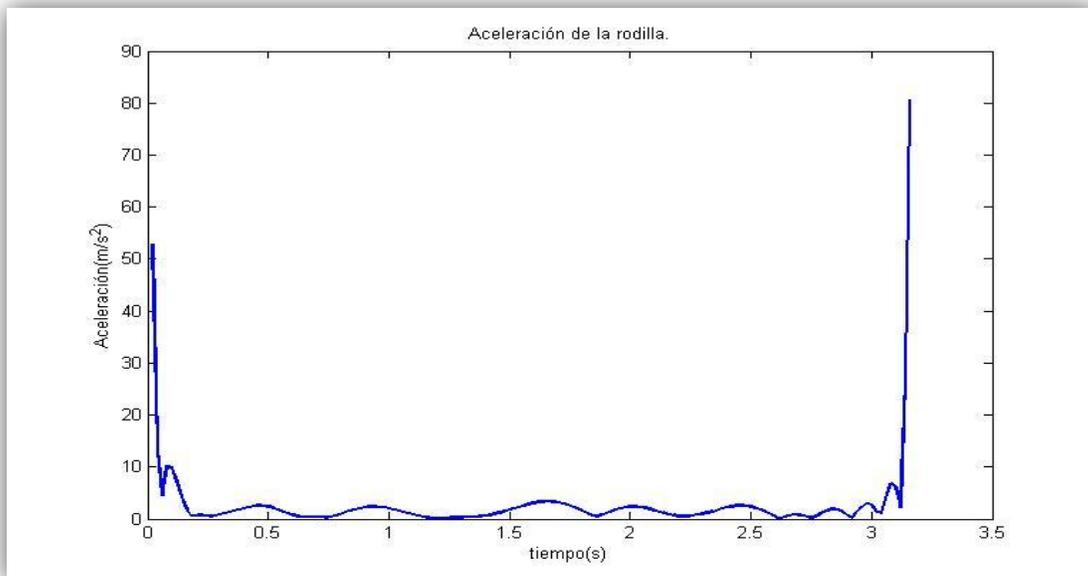


Figura. A. 14

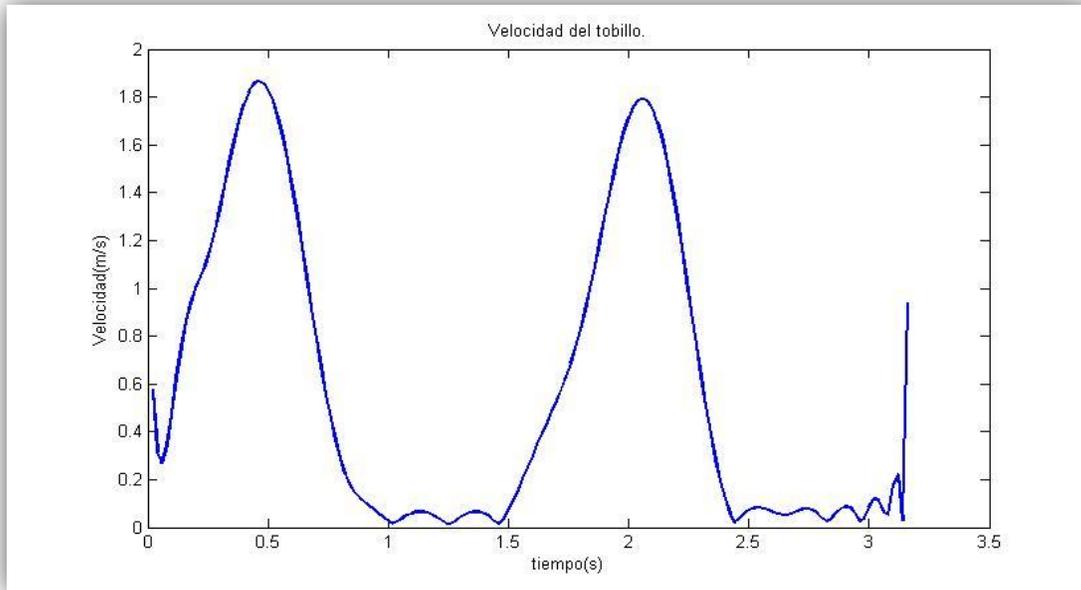


Figura. A. 15

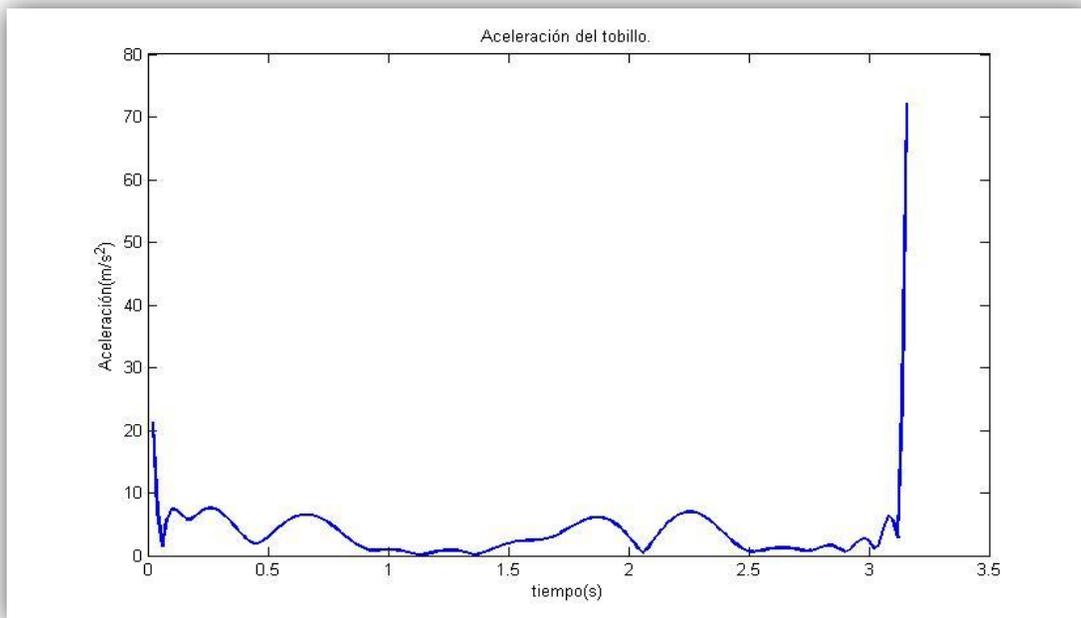


Figura. A. 16

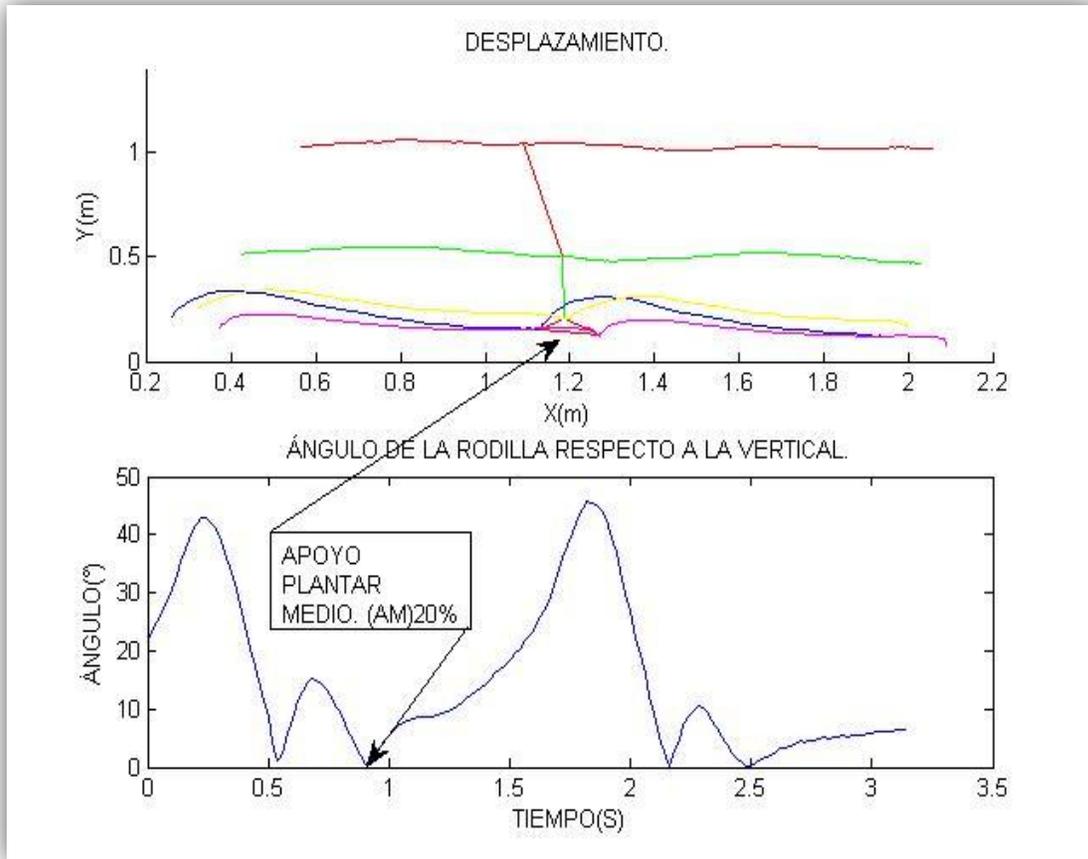


Figura. A. 17

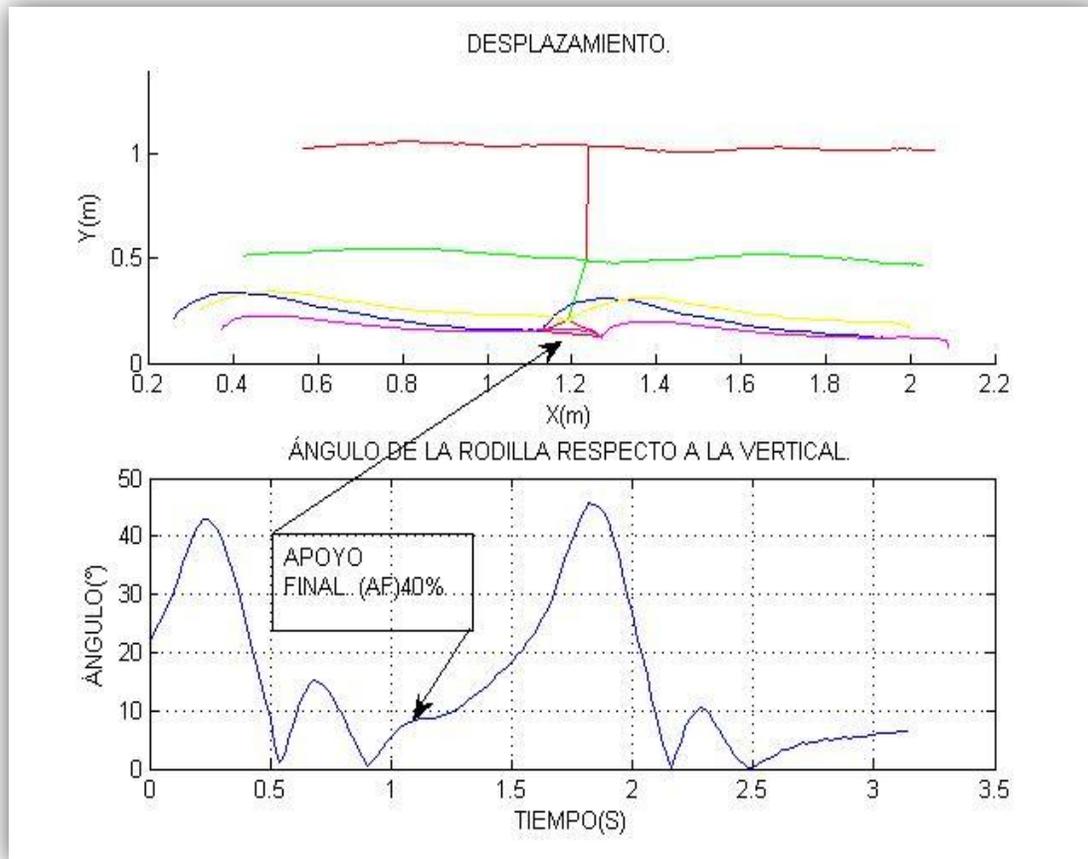


Figura. A. 18

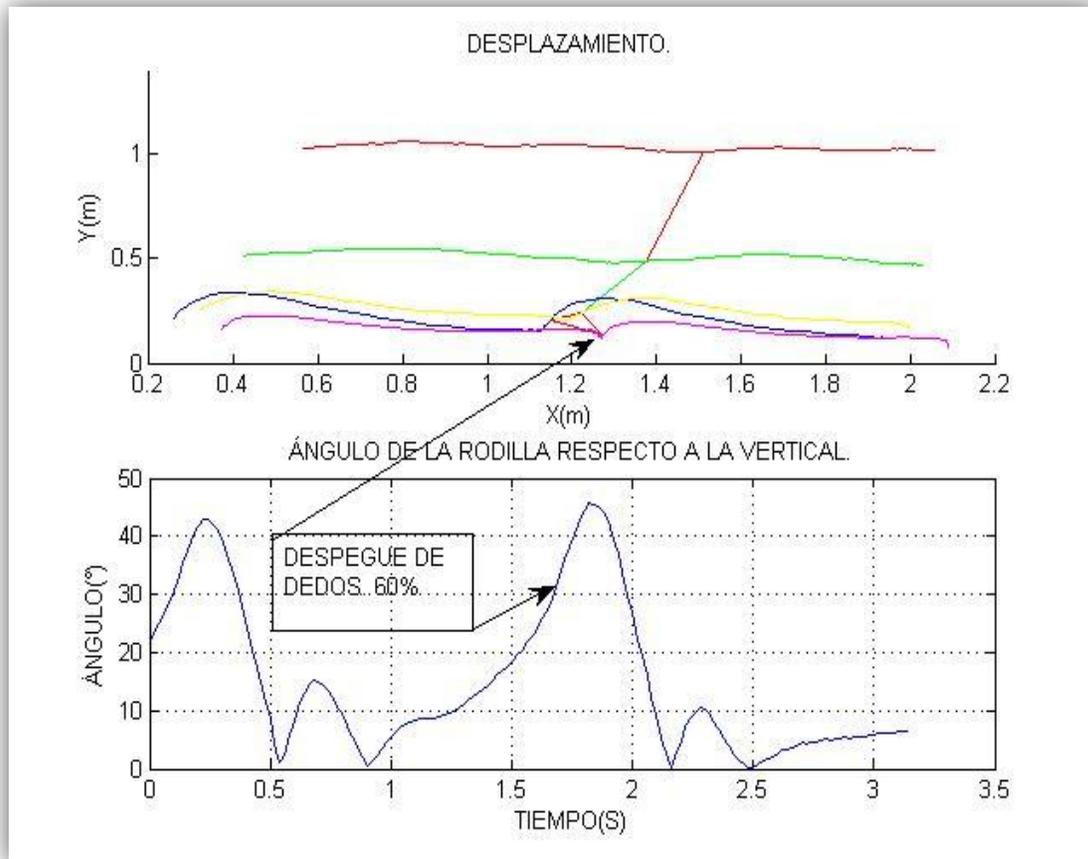


Figura. A. 19

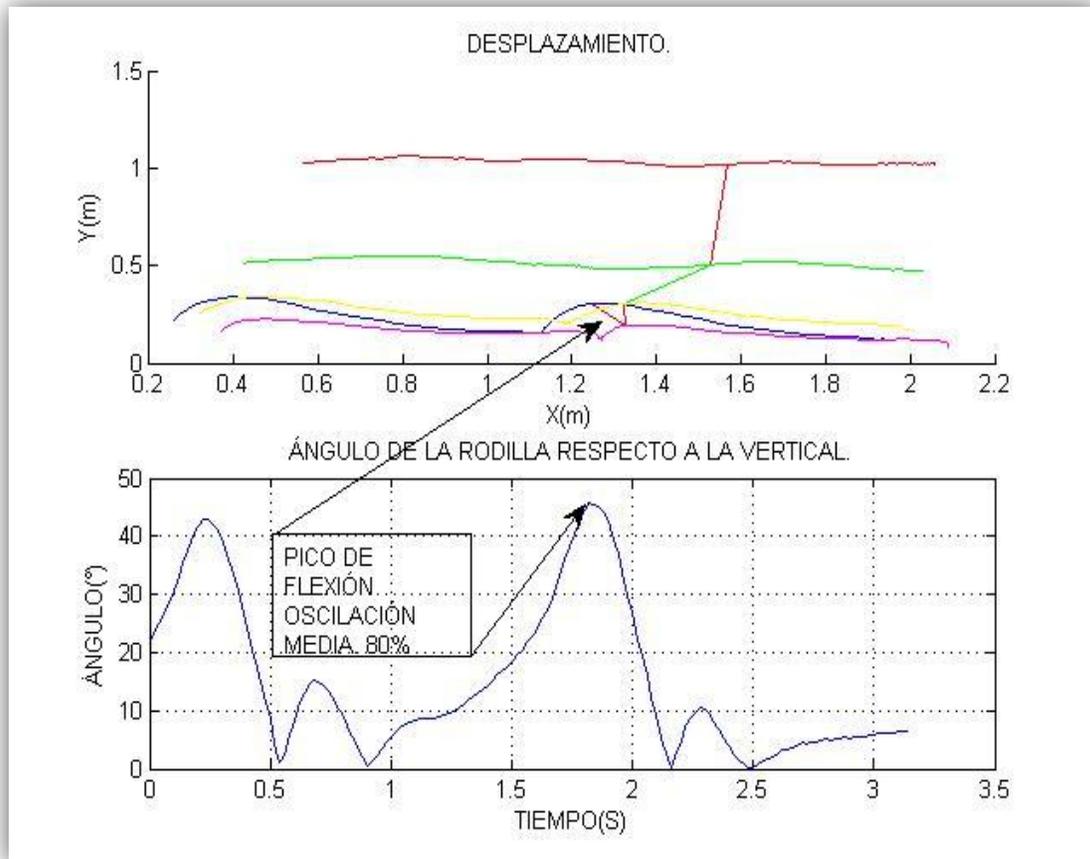


Figura. A. 20

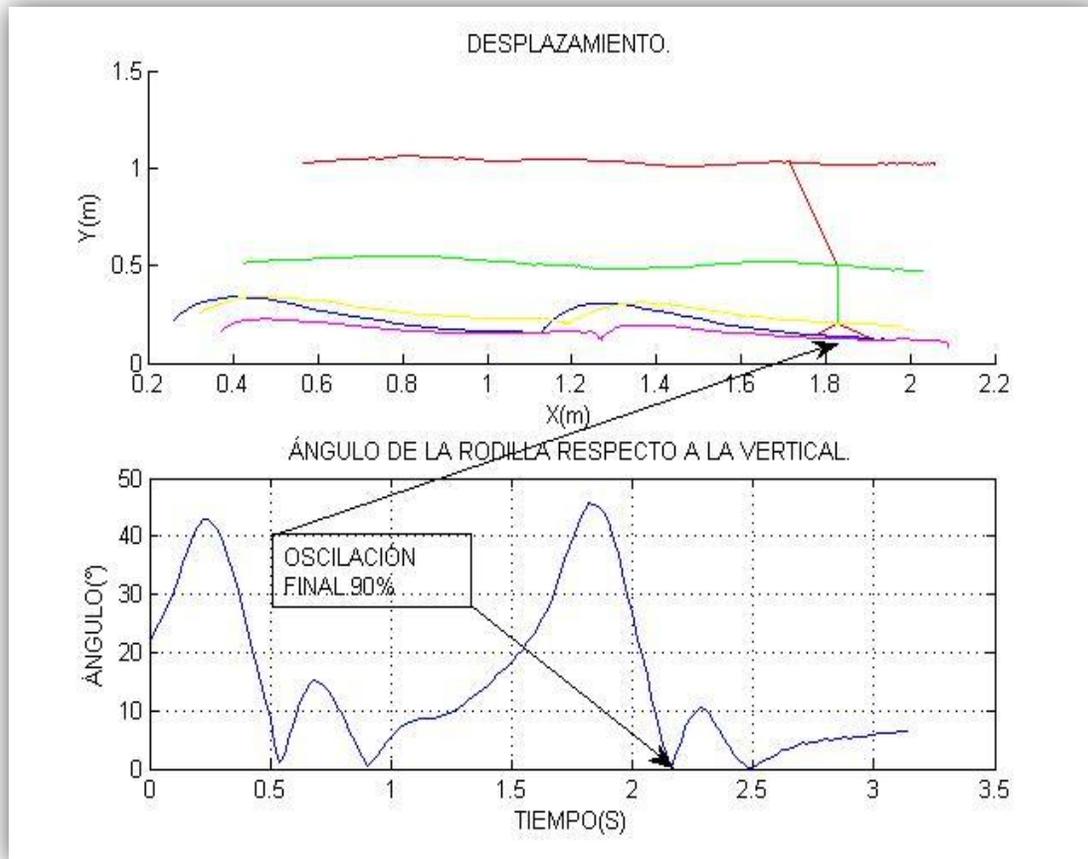


Figura. A. 21

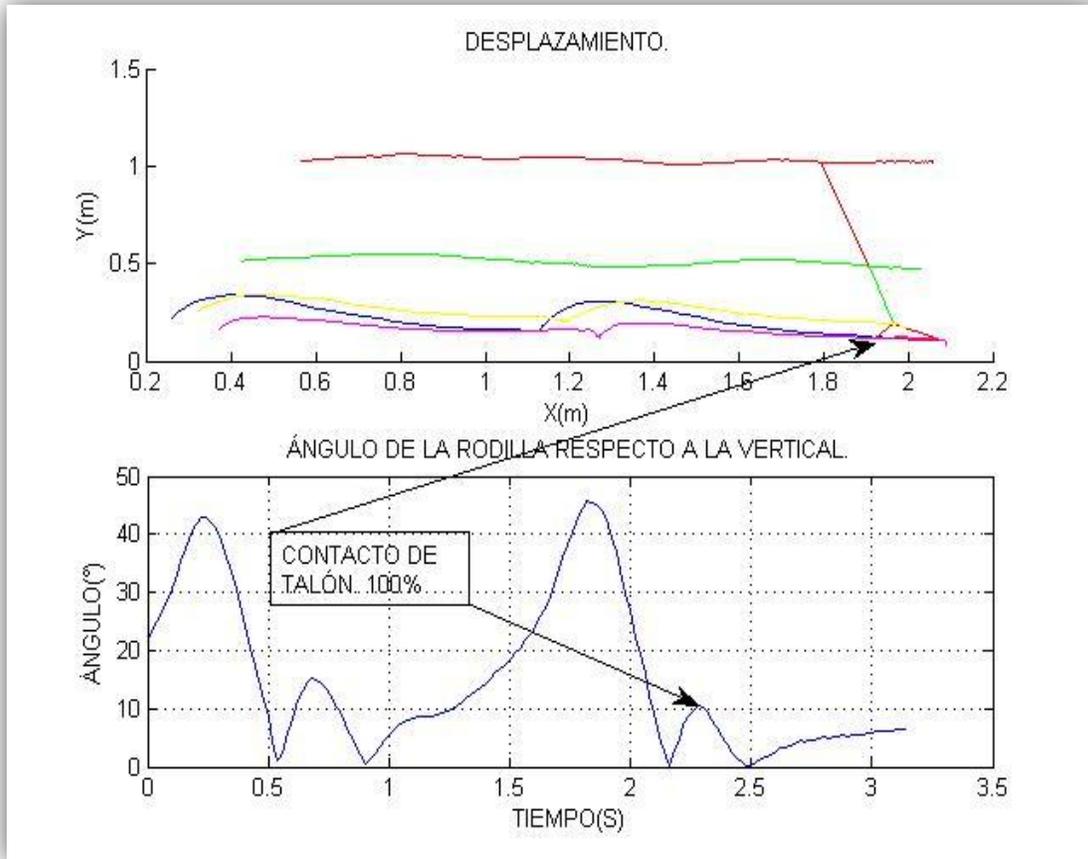


Figura. A. 22

BIBLIOGRAFÍA.

- [1] Plas F. Viel, E Blanc Y, La marcha humana. España, Edit. Masson, 1996.
- [2] Ramón Gómez, Ferrer Sapiña, Estudio biomecánico de la marcha en pacientes con artrosis de cadera. Universidad de Valencia departamento de medicina, Tesis doctoral, 2005.
- [3] Collado Vázquez Susana, Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga, Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Medicina Departamento de Medicina Física y de Rehabilitación. Hidrología Médica, 2002.
- [4] Núñez Samper, Mariano. Llanos Alcázar, Luis Fernando. Biomecánica, Medicina y Cirugía del pie. Masson S.A. Barcelona, 1997.
- [5] Moreno de la Fuente José L, Podología Física, España, Edit. Masson, 2006.
- [6] Pedro Pérez Soriano. “Análisis de parámetros biomecánicos durante la recepción en colchonetas y su influencia en los mecanismos de lesión en gimnasia deportiva”, Tesis doctoral, Universidad de Valencia. Junio de 2004.
- [7] Benayad, A, Hachenmi, N., Hean, C. C., Yvroud, E., Rodríguez, L. P, Ponce, J.& Andre, J. M., Análisis de la marcha asistida con bastones mediante un sistema telemétrico, Revista motricidad, (1999).
- [8] Sánchez–Lacuesta Javier. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Instituto de Biomecánica de Valencia, Martín Impresores, SL. 1993
- [9] IBRAHIM HIJAZI PRIETO, Fisioterapeuta, Valoración Biomecánica Aplicada, colegiado en Las Palmas de G.C. Estudios realizados en La capital Gran Canaria de Las Palmas http://www.efisioterapia.net/certamen2007/imprimir.php?id_texto=264
- [10] M^a Rosario Béseler Soto, Estudio de los parámetros cinéticos de la marcha del paciente hemipléjico mediante plataformas dinamométricas, Universidad de Valencia, servei de publicacions 2006.
- [11] Núñez-Samper Mariano, Biomecánica, medicina y cirugía del pie, Madrid, editorial Masson, 1997.
- [12] Rodrigo Miralles Marrero, Valoración del daño corporal en el aparato locomotor, Edit. Masson.
- [13] Rodrigo C. Miralles Marrero, Iris Miralles Rull, Biomecánica clínica de los tejidos y las articulaciones del aparato locomotor, 2^a edic. Edit. Masson, 2005.
- [14] A. Viladot Voegeli, Lecciones básicas de la biomecánica del aparato locomotor, Edit.Masson.
- [15] Antonio Viladot Perice, Quince lecciones sobre patología del pie, Edit.Masson, 2000.
- [16] Revista del pie y tobillo. Tomo XVII, N^o 1, Octubre 2003.
- [17] José María López-Terradas Covisa, Alteraciones de la marcha, Hospital Universitario Infantil Niño Jesús. Madrid. 2008.
- [18] <http://www.luisbernal.es/recursos/uploads/30marcha.pdf>. España.2001-2009.
- [19] Margarita Nordin, Víctor H. Frankel, Biomecánica básica del sistema musculoesquelético, 3^a edición, McGraw-Hill. Interamericano, España 2004.