



Identificación y validación de parámetros cinemáticos y factores predictores de esguince de tobillo, mediante un sistema óptico de captura de movimiento durante la marcha

Juan David Grajales Santisteban

Natali López Damián

UNIVERSIDAD ECCI

FACULTAD DE INGENIERÍA

DIRECCIÓN DE INGENIERÍA BIOMÉDICA

PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA

BOGOTÁ, D.C.

2019

Identificación y validación de parámetros cinemáticos y factores predictores de esguince de tobillo, mediante un sistema óptico de captura de movimiento durante la marcha

Juan David Grajales Santisteban

Natali López Damián

**Trabajo de investigación presentada(o) como requisito para optar al título de:
Ingeniería Biomédica**

Directora:

Msc. Ing. Ingrid Mercedes Cruz Bernal

Co-Directora:

Ph.D Claudia Natalia Lara Herrera

UNIVERSIDAD ECCI

FACULTAD DE INGENIERÍA

DIRECCIÓN DE INGENIERÍA BIOMÉDICA

PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA

BOGOTÁ, D.C.

2019

Nota de aceptación:

Firma del director

Firma del jurado

Firma del jurado

Agradecimientos

A Dios por la vida y por habernos ayudado y acompañado en este proceso, a nuestros padres por el continuo esfuerzo y dedicación brindado, a todas aquellas personas que han realizado sus diferentes aportes en nuestras vidas y conocimientos transmitidos, a todos los profesionales de la facultad de ingeniería biomédica de la universidad ECCI por su esfuerzo y dedicación, en especial a la Ingeniera Ingrid Cruz Bernal por el apoyo continuo brindado en este proyecto de investigación, a las profesoras Claudia Natalia Lara Herrera y a la profesora Adriana Gutiérrez por su disposición para trabajar con nosotros a Yesica Moreno Ramirez por la colaboración en el laboratorio de biomecánica de movimiento de la Universidad ECCI y a todas las personas que participaron en la muestra para la realización de este proyecto.

A la vida por permitirnos llegar a este punto, fin de una etapa más, pero comienzo de la otra nueva que viviremos.

Contenido

	Pág.
Resumen.....	XII
Introducción	14
1. Problema de investigación.....	17
1.1 Descripción del problema	17
1.2 Formulación del problema	18
1.2 Objetivos de la investigación.....	18
1.2.1 Objetivo general	18
1.2.3 Objetivos específicos	19
2. Estado del arte	20
3. Marco teórico	27
3.1 Cadera.....	27
3.1.1 Movimientos de la cadera.....	28
3.2 Rodilla	29
3.2.1 Movimientos de la rodilla.....	30
3.3 Pie.....	30
3.3.1 Movimientos del pie	31
3.4 Tobillo	32
3.5.1 Problemas del tendón de Aquiles.	34
3.5.2 Fracturas del tobillo	34
3.6 Esguince de tobillo	34

3.6.1 Predictores del esguince de tobillo	36
3.7 Cuestionarios de inestabilidad del tobillo.....	36
3.8 Marcha Normal.....	37
3.8.1 Longitud del paso.	39
3.8.2 Amplitud de base.	39
3.8.3 Altura del paso.	39
3.8.4 Cadencia o ritmo del paso.	40
3.8.5 Velocidad.	40
3.8.6 Oscilación vertical del centro de gravedad.	40
3.8.7 Desplazamiento lateral.	40
3.8.8 Movimiento articular.	41
3.9 Métodos de estudio de la marcha humana.....	41
3.9.1 Métodos de Análisis	42
3.9.3. Mecanismos electrónicos.	44
Plataformas dinamométricas.	44
3.10 Laboratorio de marcha de captura óptico	50
3.10.1 Análisis cinemático	50
4. Metodología	53
4.1 Fase de protocolo y selección de marcadores - Guía de ubicación de marcadores	55
4.1.1 Marcadores de la pelvis.	56

4.1.2 Marcadores de la pierna superior.	56
4.1.3 Marcadores de la pierna inferior.	58
4.1.4 Marcadores del pie.	59
4.2 Fase de pruebas experimentales	60
4.2.1 Toma de pruebas en el laboratorio	61
4.2.2 Realización de las pruebas.....	63
4.3 Casos.....	65
4.4 Diagrama de flujo árbol de decisión.....	69
5. Resultados	77
5.1 Caso 1 – Correlación entre la herramienta de inestabilidad del tobillo Cumberland (CAIT) versus índice de masa corporal (IMC) de los participantes	77
5.2 Caso 2 - Correlación de la asimetría del movimiento del tobillo derecho versus el tobillo izquierdo	79
5.3 Caso 3 - Correlación del índice de asimetría (IAS) en los rangos máximos de flexión dorsal de los tobillos con la herramienta de inestabilidad del tobillo Cumberland (CAIT) de los participantes.	83
5.4 Árbol de decisión.....	85
6. Conclusiones	89
6.1 Trabajos futuros	90
A. Anexo 1: Consentimiento informado participante	91
B. Anexo 2. Herramienta de inestabilidad de tobillo Cumberland	92
C. Anexo 3. Instrumento de recolección de datos	93
7. Referencias	94

Lista de tablas

	Pág.
<i>Tabla 1. Movimientos de la cadera. Fuente: (Autores, 2019).....</i>	29
<i>Tabla 2. Movimientos de la rodilla. Fuente: (Autores, 2019).....</i>	30
<i>Tabla 3. Rangos de movimiento del pie. Fuente: (Autores, 2019).....</i>	31
Tabla 4. Cuestionario de inestabilidad de tobillo Cumberland. Fuente: (Autores, 2019)..	66
Tabla 5. Índice de masa corporal (IMC). Fuente: (Organización Mundial de la Salud, 2019)	67
.....	
<i>Tabla 6. Puntuación cuestionario inestabilidad del tobillo y el índice de masa corporal.</i> <i>Fuente: (Autores, 2019)</i>	78
Tabla 7. Correlación CAIT e IMC. Fuente: (Autores, 2019).....	79
<i>Tabla 8. Coeficiente de correlación tobillo pie derecho versus tobillo pie izquierdo. Fuente:</i> <i>(Autores, 2019)</i>	80
Tabla 9. Rangos de movimiento máximo del tobillo en flexión dorsal. Fuente: (Autores, 2019).....	84
Tabla 10. Correlación CAIT e IAS. Fuente: (Autores, 2019)	85
Tabla 11. Posibilidad de sufrir un esguince de tobillo. Fuente: (Autores, 2019).....	86

Lista de figuras

	Pág.
<i>Figura 1. Principio de palanca Giovanni Borelli. Fuente: (Alfonso Borelli, 1685)</i>	21
<i>Figura 2. Hombre caminando de Eadweard Muybridge. Fuente: (Muybridge, 1874).....</i>	22
<i>Figura 3. Linear Graph of Running Man in Black with White Stripes. Fuente: (Jules Marey, 1882)</i>	23
<i>Figura 4. The Glass Cage. Fuente: (Ducroquet, 1965).....</i>	24
<i>Figura 5. Software Kinescan/IBV V2014. Fuente: (Instituto de Biomecanica de Valencia, 2016)</i>	25
<i>Figura 6. Vicon Motus®. Fuente: (Vicon Motus, 2014)</i>	26
<i>Figura 7. Articulación de la cadera. Fuente: (Entrenadores de futbol, 2012)</i>	28
<i>Figura 8. Articulación de la rodilla. Fuente: (Hospital Zambrano Hellion, 2019).....</i>	29
<i>Figura 9. Articulaciones del pie. Fuente: (Podo - Ortesis, 2018)</i>	31
Figura 10. Cinemática del tobillo en el plano sagital. Los trazos discontinuos representan	32
<i>Figura 11. Articulación del tobillo. Fuente: (Sánchez, 2014)</i>	33
<i>Figura 12. Huesos que intervienen en la articulación del tobillo. Fuente: (Xu & Su, 2011)</i>	33
<i>Figura 13. Ciclo de la marcha. Fuente: (Corona, 2014)</i>	38
<i>Figura 14. Longitud paso. Fuente: (Osorio & Valencia, 2013)</i>	39
<i>Figura 15. Goniometría manual. Fuente: (Sanchez Rey, 2010)</i>	43
<i>Figura 16. Goniometría electrónica. Fuente: (Sanchez Rey, 2010)</i>	44
<i>Figura 17. Plataforma dinamométrica de galgas extensiométricas. Fuente: (Sanchez Rey, 2010)</i>	46

<i>Figura 18. Plataforma dinamométrica piezoeléctrica. Fuente: (Sanchez Rey, 2010)</i>	46
<i>Figura 19. Huellas plantares: plana (izquierda), normal (derecha) y pie cavo (derecha). Fuente: (Sanchez Rey, 2010)</i>	48
<i>Figura 20. Baropodómetro electrónico. Fuente: (Piedica, 2012)</i>	49
<i>Figura 21. Aguja utilizada en electromiografía. Fuente: (A.D.A.M., 2018)</i>	50
Figura 22. Laboratorio de biomecánica de movimiento de la Universidad ECCL. Fuente: (Autores, 2019)	52
Figura 23. Actividades. Fuente: (Autores, 2019)	54
<i>Figura 24. Marcadores de la pelvis. Fuente: (C-Moción, 2011)</i>	56
<i>Figura 25. Marcadores de la pierna superior. Fuente: (C-Moción, 2011)</i>	57
<i>Figura 26. Marcadores de la pierna inferior. Fuente: (C-Moción, 2011)</i>	58
<i>Figura 27. Marcadores del pie. Fuente: (C-Moción, 2011)</i>	60
<i>Figura 28. Secuencia del proceso de toma de datos en el laboratorio de marcha. Fuente: (Autores, 2019)</i>	62
<i>Figura 29. Captación de marcadores. Fuente: (C-Moción, 2011)</i>	63
Figura 30. Visual 3D v6. Fuente: (C-Moción, 2011)	64
Figura 31. Ubicación de marcadores vista frontal y vista posterior. Fuente: (Autores, 2019)	68
<i>Figura 32. Diagrama de flujo del procesamiento del árbol de decisión. Fuente: (Autores, 2019)</i>	74
<i>Figura 33. Diagrama de flujo árbol de decisión para el usuario. Fuente: (Autores, 2019)</i> ..	76
Figura 34. Asimetría de movimiento tobillos participante 1. Fuente: (Autores, 2019)	81
Figura 35. Asimetría de movimiento tobillos participante 2. Fuente: (Autores, 2019)	82

Figura 36. **Asimetría de movimiento tobillos participante 15.** Fuente: (Autores, 2019)..... 83

Figura 37. **Resultados árbol de decisión participante 1.** Fuente: (Autores, 2019)..... 87

Figura 38. **Resultados árbol de decisión participante 1.** Fuente: (Autores, 2019)..... 88

Resumen

El esguince de tobillo es una de las lesiones músculo esqueléticas más frecuente en los servicios de urgencias. Los datos de incidencia epidemiológica mundial señalan que se produce un esguince por 10.000 personas al día. El esguince de tobillo se clasifica en tres grados dependiendo las características clínicas y los hallazgos del examen físico. Este trabajo permitirá evaluar la posibilidad de que una persona presente un esguince de tobillo, para esto se desarrolló un árbol de decisión con una serie de parámetros característicos basados en el estudio de la marcha humana en el plano sagital, teniendo en cuenta la relación entre el índice de masa corporal (IMC), la herramienta de inestabilidad del tobillo Cumberland (CAIT) y los ángulos máximos de movimiento en flexión dorsal, flexión plantar, inversión y eversión de los tobillos con la finalidad de realizar recomendaciones enfocadas en los programas de promoción y prevención (PyP). Esto se logró por medio de un estudio en el laboratorio de biomecánica de la Universidad ECCI con un grupo de 18 personas no deportistas con un rango de edades entre los 18 y 29 años, lo que llevó a comprobar que uno de los factores predictores de inestabilidad en los tobillos es el aumento del IMC en las personas, lo que está asociado al resultado obtenido en el CAIT. También se tomaron los parámetros cinemáticos verificando que la asimetría de movimiento del tobillo derecho versus el tobillo izquierdo tiene una relación entre sí, y el índice de asimetría (AIS) de los tobillos en dorsiflexión, el cual está relacionado con el CAIT.

Palabras clave: Esguince de tobillo, laboratorio de marcha humana, índice de masa corporal, herramienta de inestabilidad del tobillo Cumberland, predictor, asimetría, prevención y promoción.

Abstract

The ankle sprain is one of the most frequent musculoskeletal injuries in the emergency services. The data on global epidemiological incidence indicate that there is a sprain for 10,000 people a day. The ankle sprain is classified into three grades depending on the clinical characteristics and the findings of the physical examination. This work will evaluate the possibility of a person presenting a sprained ankle, for this a decision tree was developed with a series of characteristic parameters based on the study of the sagittal plane gait, taking into account the relationship between the index body mass index (BMI), the Cumberland ankle instability tool (CAIT) and the maximum angles of movement in dorsiflexion, plantar flexion, inversion and eversion of the ankles in order to make recommendations focused on the promotion and prevention programs (PyP). This was achieved through a study in the biomechanics laboratory of the ECCI University with a group of 18 non-athletes with a range of ages between 18 and 29 years, which led to verify that one of the factors predictive of instability in the ankles is the increase in BMI in people, which is associated with the result obtained in the CAIT. Kinematic parameters were also taken verifying that the asymmetry of movement of the right ankle versus the left ankle is related to each other, and the index of asymmetry (AIS) of the ankles in dorsiflexion, which is related to the CAIT.

Keywords: Ankle sprain, human gait laboratory, body mass index, Cumberland ankle instability tool, predictor, asymmetry, prevention and promotion.

Introducción

El esguince de tobillo es una de las lesiones músculo esqueléticas más frecuente en los servicios de urgencias, como en deportistas y población general. Los datos de incidencia epidemiológica mundial señalan que se produce un esguince por 10.000 personas al día (Rincón Cardozo, Camacho Casas, Rincón Cardozo, & Sauza Rodríguez, 2015).

El esguince de tobillo se produce como consecuencia a la inversión forzada del pie, lo que conlleva a una distensión de la capsula articular y los ligamentos que rodean la articulación del tobillo, siendo esta lesión de diferente grado, según simplemente se distiendan, desgarran o rompan los ligamentos. Esta lesión activa una reacción inflamatoria con ruptura en mayor o menor grado de vasos capilares, y de la inervación local que puede determinar por vía refleja fenómenos vasomotores amiotróficos y sensitivos que alargan la evolución de esta patología aun después de su cicatrización (Arrate, 2015).

El esguince de tobillo se clasifica en función de su gravedad, en el grado I hay distensión de los ligamentos sin rotura de fibras o con ruptura del 5% de las fibras, presenta dolor, pero el paciente puede caminar, en el grado II los ligamentos se rompen parcialmente, presenta dolor, hinchazón e inestabilidad articular leve, el paciente camina en posición antiálgica, y en el grado III se presenta la ruptura de uno o de más ligamentos y requieren de cirugía, presentan dolor e inflamación evidentes y laxitud articular, el paciente no puede apoyar el pie (Consejo General de Colegios Oficiales de Farmacéuticos, 2017).

Este trabajo permitirá evaluar la posibilidad de que una persona presente un esguince de tobillo, para esto se desarrolló un árbol de decisión con una serie de parámetros característicos basados en el estudio de la marcha humana en el plano sagital, teniendo en cuenta la relación entre el índice de masa corporal (IMC), la herramienta de inestabilidad del tobillo Cumberland (CAIT) y los ángulos máximos de movimiento en flexión dorsal, flexión plantar, inversión y eversión de los tobillos con la finalidad de realizar recomendaciones enfocadas en los programas de prevención y promoción en la salud (PyP) y a los programas de salud ocupacional en las empresas.

Esto se logró por medio de un estudio en el laboratorio de biomecánica de movimiento de la Universidad ECCI, con un grupo de 18 personas no deportistas con un rango de edades entre los 18 y 29 años, en donde se comprobó que uno de los factores predictores de inestabilidad en los tobillos es el aumento del IMC en las personas, lo que está asociado al resultado obtenido en el CAIT. También se tomaron los parámetros cinemáticos verificando que la asimetría de movimiento del tobillo derecho versus el tobillo izquierdo tiene una relación entre sí, lo que se comprobó con la literatura y el índice de asimetría de los tobillos en dorsiflexión, el cual está relacionado con el CAIT.

Para este estudio fue importante conocer la anatomía y biomecánica del pie y el tobillo por ser unas de las articulaciones más importantes al momento de evaluar la inestabilidad, debido a sus numerosas funciones de sostén, propulsión, recepción y amortiguación durante la marcha, intervienen en las reacciones del equilibrio e informan constantemente los movimientos

realizados por el cuerpo relacionados al contacto del suelo por lo que debe ser considerados como órganos sensoriales, estas también intervienen al momento de caminar, correr y saltar al momento del aterrizaje el tobillo debe guardar la correcta linealidad evitando así el desequilibrio del resto del cuerpo, en la fase de apoyo son los encargados de disipar la energía generada con el impacto, en el momento del impulso son los que generan la fuerza (Velazquez Galarza, 2012).

La biomecánica de la marcha humana en cuanto a parámetros y características se deben analizar de manera cuantitativa y cualitativa, debido a que las alteraciones en los parámetros que la conforman han sido asociadas con factores antropométricos, procesos o cambios normales relacionados con el proceso de envejecimiento, o como consecuencia de alteraciones biomecánicas a causa de diferentes patologías, además de estar relacionadas con las alteraciones de otras estructuras corporales, que pueden generar desequilibrios musculares y ocasionar la alteración de la disposición corporal (Agudelo Mendoza, Briñez Santamaria, Guarín Urrego, Ruiz Restrepo, & Zapata García, 2013), debido a esto se enfocó el árbol de decisión como una herramienta de prevención con el fin de disminuir el riesgo de padecer un esguince de tobillo, ya que está orientado a promocionar el fortalecimiento de las articulaciones del tobillo antes de que se presente la patología.

1. Problema de investigación

1.1 Descripción del problema

El esguince de tobillo es una de las lesiones músculo esqueléticas más frecuentes en los servicios de urgencias, representando un 30% de las lesiones en deportistas. Los datos de la incidencia epidemiológica mundial señalan que se produce un esguince de tobillo por 10.000 personas al día, y aproximadamente dos millones de esguinces de tobillo ocurren cada año en los Estados Unidos lo que resulta en un costo total de atención médica anual de 2 billones de dólares (Diego Fernando Rincón Cardozo, 2015).

Se estima que hasta un 55% de los pacientes que tienen un esguince de tobillo, no buscan evaluación o tratamiento de un profesional de la salud. La subestimación de la gravedad del esguince de tobillo junto con los protocolos inadecuados de tratamiento implica que la actuación para la prevención de síntomas residuales no sea la más eficaz (Barboza, 2015).

Un esguince de tobillo puede afectar la calidad de vida de las personas que lo presentan y esto dependerá de su grado de complejidad y la atención recibida, un esguince mal atendido puede ocasionar inestabilidad articular, lo que implica un mayor riesgo de padecer nuevos esguinces y luxaciones en el futuro.

Dentro de este trabajo se pretende identificar y validar los parámetros cinemáticos y factores predictores de esguince de tobillo, para esto se realizó un estudio en el laboratorio de biomecánica de movimiento de la Universidad ECCI a un grupo de 18 personas no deportistas con un rango de edades entre los 18 y 29 años donde se determinaron una serie de predictores, con los que se desarrollara un árbol de decisión cuya finalidad sea realizar recomendaciones enfocadas en los programas de prevención y promoción en la salud del tobillo y a los programas

de salud ocupacional en las empresas en cuanto a higiene postural y fortalecimiento de las articulaciones del tobillo.

1.2 Formulación del problema

¿Se puede identificar los parámetros cinemáticos y factores predictores del esguince de tobillo para ayudar a establecer posibles tratamientos para su prevención?

Es importante analizar el comportamiento biomecánico de la marcha en condiciones ideales, teniendo en cuenta las características a estudiar como la estatura, peso y edad, para observar y establecer los parámetros físicos que se ven involucrados en la ejecución de la marcha humana, para así analizar las posibles patologías que se pueden presentar y los grados de lesiones que se pueden ocasionar en el tobillo; según lo indique la literatura analizado desde la óptica biomecánica. Información con la que se pretende establecer los parámetros en un árbol de decisión, con el objetivo de comparar los rangos en condiciones ideales versus los resultados obtenidos en los participantes, enfocándolo como una herramienta de prevención hacia el esguince, a través de posibles recomendaciones que tienen la finalidad de reducir que este se provoque y fortalecer las articulaciones que se ven afectadas en la ejecución de los movimientos del tobillo.

1.2 Objetivos de la investigación

1.2.1 Objetivo general

Identificar y validar parámetros cinemáticos y factores predictores de esguince de tobillo, mediante un sistema óptico de captura de movimiento durante la marcha.

1.2.3 Objetivos específicos

- Identificar los predictores de esguince de tobillo durante la marcha humana, a partir de la literatura existente.
- Seleccionar el protocolo de ubicación de los marcadores en el plano sagital durante el test de marcha humana.
- Realizar pruebas experimentales en el laboratorio de biomecánica de movimiento de la Universidad ECCI.
- Validar los resultados obtenidos con la literatura con los obtenidos en el laboratorio de biomecánica de movimiento de la Universidad ECCI.
- Implementar en un árbol de decisión los parámetros de esguince de tobillo seleccionados durante las pruebas experimentales.

2. Estado del arte

En el presente capítulo se realizó una revisión acerca de los estudios de la marcha humana, avances que se han obtenido a través de la historia y como se ha llegado a los laboratorios de marcha actuales, los diferentes métodos de estudios como lo son los manuales y los computacionales, importantes en el proceso de investigación para realizar una profundización en el estudio de la marcha humana, articulaciones de miembros inferiores como de los parámetros cinemáticos y factores predictores de esguince de tobillo.

La evolución tecnológica y el crecimiento investigativo en las áreas de la salud ha permitido realizar varios estudios enfocados en la marcha humana, su comportamiento biomecánico, la anatomía de las partes que intervienen en este proceso y como es su ciclo en general, esto como resultado de la observación y pruebas de cinemáticas con lo que se ha podido describir el ciclo de la marcha.

A través de la observación los griegos plantearon los orígenes de las leyes de funcionamiento que rigen el ejercicio físico como respuesta a el interés que se presentó en la antigüedad por estudiar y describir su comportamiento. Aristóteles (384-322 a.C.) describió por primera vez las acciones de los músculos y el proceso de la marcha definiéndolo como “el paso de la potencia al acto” en el que dio gran importancia al centro de gravedad, las leyes del movimiento y de las palancas (Collado Vasquez, 2004).

Posteriormente Hipócrates (460-377 a.C.) demostró la relación entre el movimiento y el musculo la cual denomino carne y Galeno (129-201) estableció la diferencia entre nervios motores y sensitivos, músculos agonistas y antagonistas en su ensayo “De Motu Musculorum” (Collado Vasquez, 2004).

Más adelante Leonardo Da Vinci (1452-1519) se interesó por el movimiento humano, el centro de gravedad y la marcha, representando mediante grabados las fases de la marcha humana y describió la mecánica del cuerpo en bipedestación, durante la marcha y el salto (Collado Vasquez, 2004).

Es a partir del siglo XVII que se puede realizar una aproximación científica al análisis mecánico de los seres vivos gracias a los estudios de Galileo Galilei (1564-1642) e Isaac Newton (1642-1727). Los cuales fueron utilizados por Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679), en su obra “De Motu Animalium” que aplica a la medicina el método fisicomatemático de su maestro Galileo Galilei que concibe el organismo de forma radicalmente mecanicista (Figura 1), considerando en su estudio el principio de palanca (Collado Vasquez, 2004). En la edad antigua y contemporánea solo se había descrito las fases del ciclo de la marcha, velocidad y otros parámetros cualitativos.



Figura 1. Principio de palanca Giovanni Borelli. Fuente: (Alfonso Borelli, 1685)

Los avances tecnológicos de la revolución industrial permitieron realizar estudios detallados sobre la marcha humana. En 1836 Wilhelm Eduard Weber (1804-1891), Ernst Heinrich Weber (1795-1878) y Eduard Friedrich Weber (1806-1871) llevan a cabo el primer análisis mecánico del paso humano publicado en su obra “Mechanik der Menschlichen Gehwerkzeuge. Gottingen”, en la que describen las fases de la marcha humana, movimientos del centro de gravedad y alteraciones de la marcha (Collado Vasquez, 2004).

Más adelante el descubrimiento de la fotografía permitió realizar estudios minuciosos sobre la marcha humana, fue utilizada por el fotógrafo inglés Eadweard Muybridge (1830-1904) que ideó la forma de hacer rápidamente numerosas fotografías seguidas colocando varias cámaras que enfocaban un objeto en movimiento, sujetando todas las cuerdas de las cámaras y tirando de ellas, una tras otra, para disparar las cámaras fotográficas con un intervalo de tiempo determinado, este método actualmente es conocido como la fotografía secuencial y permitió realizar en su momento un estudio detallado de la marcha humana (Figura 2). Muybridge en su obra “Animal Locomotion” describe las técnicas de fotografía seriada aplicadas al análisis de la marcha humana.

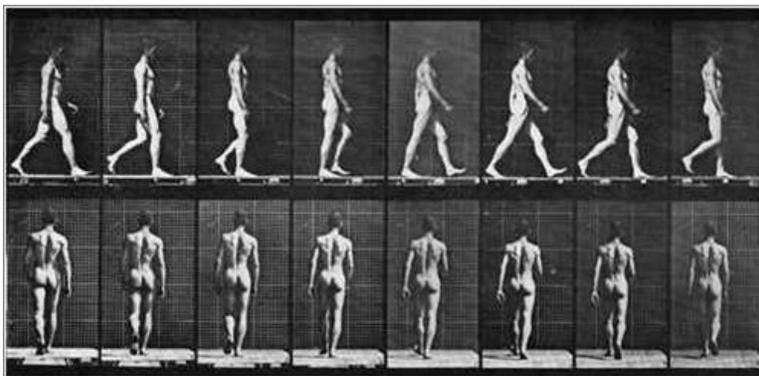


Figura 2. *Hombre caminando de Eadweard Muybridge. Fuente: (Muybridge, 1874)*

La cronofotografía fue utilizada por Etienne Jules Marey (1830-1904) para analizar la marcha humana, utilizo un carro de locomoción para seguir la trayectoria de un sujeto en movimiento, sus estudios consistían en vestir a las personas con trajes negros ajustados en los que marcaba líneas blancas (Figura 3) para seguir mejor los movimientos de las distintas partes del cuerpo en cada fase del ciclo de la marcha, en su obra “The Machine Animale” recoge todas sus investigaciones sobre el movimiento (Collado Vasquez, 2004).

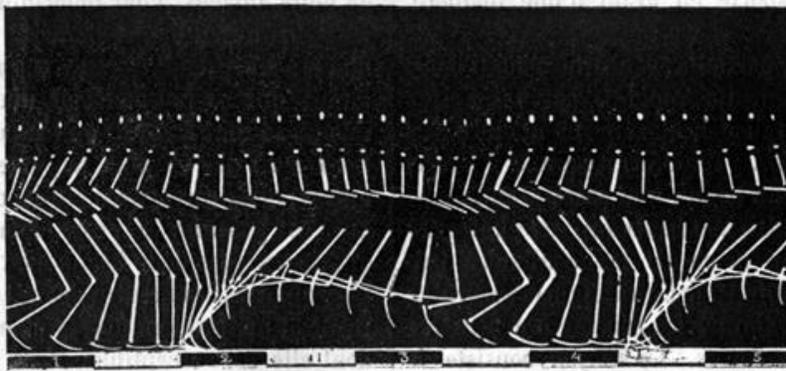


Figura 3. Linear Graph of Running Man in Black with White Stripes. Fuente: (Jules Marey, 1882)

Al combinar diferentes técnicas el ser humano se dio cuenta que podía realizar un análisis más detallado del comportamiento de la marcha humana. Desde 1900 Charles Ducreux se interesó por el estudio de la marcha humana, mando a construir un pasillo de espejos en el hospital San Juan de Dios de Paris (Figura 4), que le permitió realizar un estudio tridimensionalmente del movimiento de los distintos segmentos corporales involucrados en la marcha humana, describió los cambios que se producen en la marcha a causa de distintos factores y cómo se desarrolla la marcha desde su inicio en la infancia hasta la senectud (Collado Vasquez, 2004).

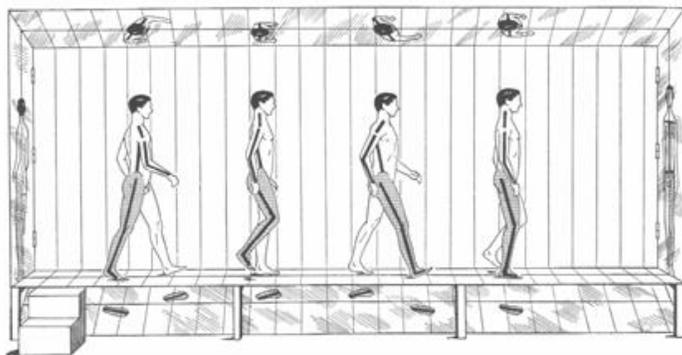


Figura 4. *The Glass Cage*. Fuente: (Ducroquet, 1965)

A finales de la segunda guerra mundial surgieron los primeros laboratorios de biomédica y análisis del movimiento humano, principalmente en Estados Unidos, lo impulso el conocimiento de la locomoción humana, las investigaciones que se llevaron a cabo fueron en veteranos de guerra principalmente en amputados (Collado Vasquez, 2004).

El descubriendo del cinematógrafo en donde se proyectaron imágenes en movimiento permitió estudiar la marcha humana con un enfoque más detallado. En 1945 en la universidad de California destacaron Eberhast e Inman, crearon un laboratorio de análisis de la marcha humana, describieron los parámetros cinemáticos de la marcha aportando datos sobre la rotación e inclinación de la pelvis y el tronco mediante la utilización de un equipo de cinematografía con el que grababan a los sujetos caminando de frente y de perfil (Collado Vasquez, 2004).

El más notable avance de esta nueva era tecnológica es la computadora que ha facilitado en gran manera el estudio de la marcha humana, el diseño y la construcción de software enfocados en el registro y análisis de datos de la marcha ha ayudado a recrearlo virtualmente, permitiendo así realizar la integración de diferentes ciencias (eléctrica, electrónica, mecánica, neumática e hidráulica, entre otras) para recrear en modelos mecánicos la marcha humana. En la actualidad

hay una gran cantidad de sistemas utilizados para el análisis cinético y cinemático de la marcha humana además del estudio sobre el consumo de energía por medio del espirómetro (Collado Vasquez, 2004).

La biomecánica se basa en el análisis que caracteriza los movimientos humanos, el estudio de la marcha humana es aplicado a diferentes campos (valoración y seguimiento que afecta la movilidad, prevención y recuperación de lesiones, mejora del rendimiento deportivo, optimización del entrenamiento y el diseño de prótesis, órtesis y complementos deportivos) (Instituto de Biomecánica de Valencia, 2016).

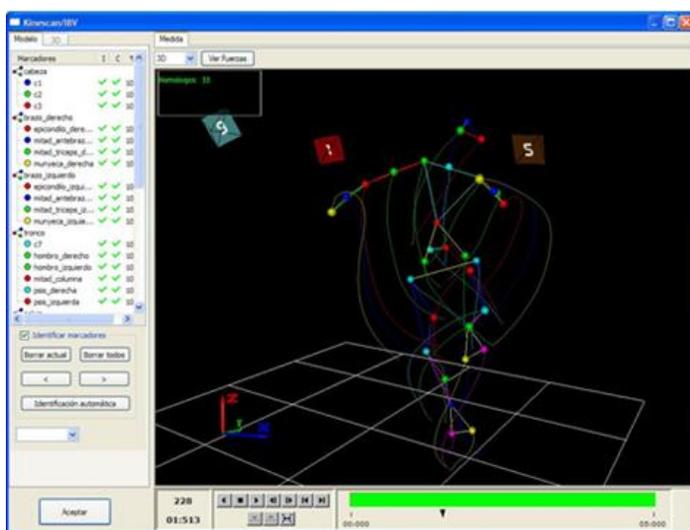


Figura 5. Software *Kinescan/IBV V2014*. Fuente: (Instituto de Biomecánica de Valencia, 2016)

Uno de los sistemas para el análisis de movimientos de forma automática y en tiempo real es Kinescan/IBV (Figura 5), está especialmente diseñado para registrar los movimiento humanos y realizar un análisis cinemático de los mismos, está basado en tecnología vídeo digital con pre-procesado distribuido, el sistema Kinescan/IBV V2014 calcula las posiciones de los segmentos

corporales de forma totalmente automática y en tiempo real, permitiendo al usuario disponer de los datos relativos a las posiciones de puntos, segmentos corporales y articulaciones, así como las variables cinemáticas y cinéticas derivadas inmediatamente después de la realización del gesto (Instituto de Biomecánica de Valencia, 2016).

Vicon Motus® es otros de los software de análisis de movimiento basado en video (Figura 6), enfocado en la investigación biomecánica y la evaluación del desempeño deportivo, por medio del análisis cinemático en 2D y 3D que permite al usuario la posibilidad de ubicar diferentes puntos de referencia sobre la persona en movimiento, este software se encarga de hacerle seguimiento a diferentes puntos de referencia a lo largo del video (Vicon Motus, 2014).

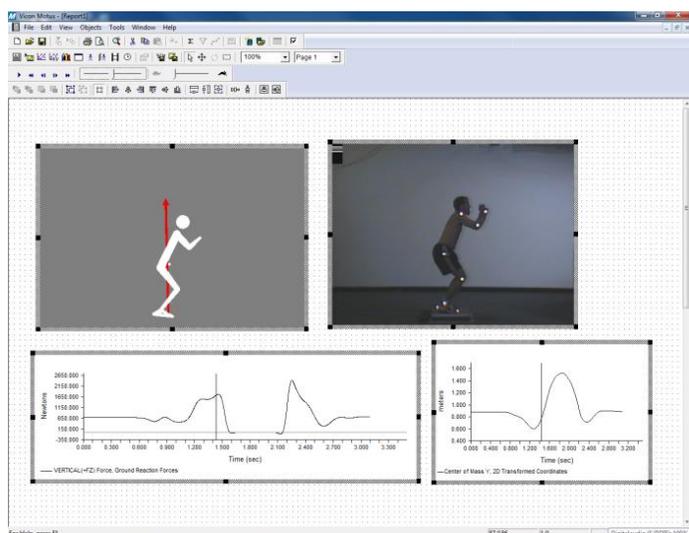


Figura 6. *Vicon Motus®*. Fuente: (Vicon Motus, 2014)

3. Marco teórico

Este capítulo permite tener en cuenta las características de la morfofisiología de las articulaciones de los miembros inferiores que intervienen en la marcha humana como lo son cadera, rodilla y tobillo con énfasis en este último, la biomecánica y los elementos físicos como lo son el sistema nervioso, muscular y óseo, el impacto que ejercen en el estudio de los parámetros cinemáticos y factores predictores de esguince de tobillo.

Adicional se mostró el ciclo de la marcha humana, los momentos que la componen, los métodos de estudios realizados, y las diferentes patologías que pueden alterar la marcha y el tobillo en específico.

Finalmente se consultan las diferentes encuestas o test que se han realizado para determinar la inestabilidad en el tobillo y se conocen los resultados a los cuales han llegado los diferentes estudios, con el fin de poderlo articular en el árbol de decisión de la siguiente fase de desarrollo.

3.1 Cadera

La cadera es una articulación tipo diartrosis (Figura 7), se caracteriza por permitir a los huesos un amplio grado de movimiento, posee superficies articulares revestidas de cartílago hialino, cápsula articular y ligamentos de refuerzo. Dentro de las articulaciones diartrosicas podemos clasificarla como enartrosis, es decir, las superficies articulares son esféricas o semiesféricas, una cóncava y la otra convexa, permitiendo todos los movimientos posibles (articulación multiaxial) (Sanchez Rey, 2010).

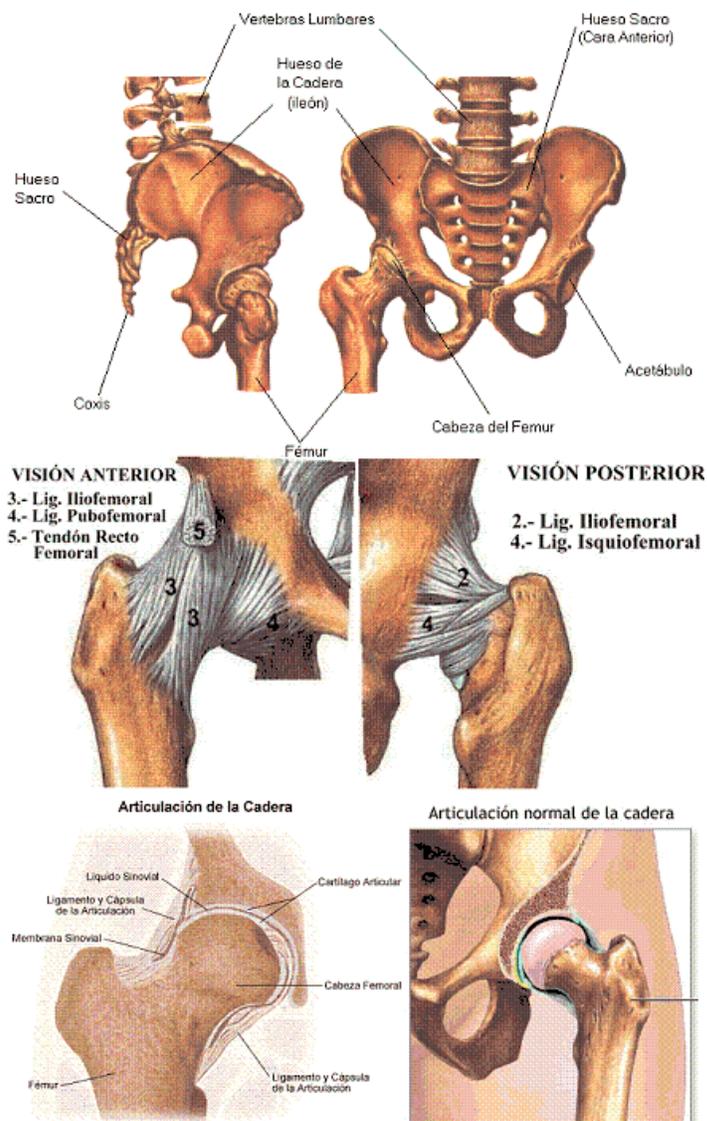


Figura 7. *Articulación de la cadera.* Fuente: (Entrenadores de futbol, 2012)

3.1.1 Movimientos de la cadera

Las funciones de la articulación de la cadera se pueden resumir en dos: Orientar el miembro inferior (la pierna) en todas las direcciones del espacio y presentar la solidez necesaria para asegurar las transmisiones de las fuerzas provocadas por el peso corporal y por las reacciones de las mismas. La cadera al ser una enartrosis dota a la articulación de tres ejes de giro, lo que permite la realización de los movimientos descritos en la Tabla 1 (Sanchez Rey, 2010).

Tabla 1. *Movimientos de la cadera. Fuente: (Autores, 2019)*

Movimiento	Medición	Plano
Flexión	120-125° con flexión de rodilla 50° con extensión de rodilla	Sagital
Extensión	10° con flexión de rodilla 20-30° con extensión de rodilla	Sagital
Abducción	45°	Coronal
Aducción	30°	Coronal
Rotación interna	45-60°	Coronal
Rotación externa	45°	Coronal

3.2 Rodilla

Es la articulación intermedia del miembro inferior y una de las más complejas del cuerpo (Figura 8), coincide en la capsula articular con: La articulación femorotibial, entre los cóndilos del fémur y la tibia; La articulación femorrotuliana, entre la tróclea del fémur y la cara articular de la rótula; La articulación tibioperonea proximal, entre la zona proximal de la tibia y la zona proximal del peroné (Sanchez Rey, 2010).

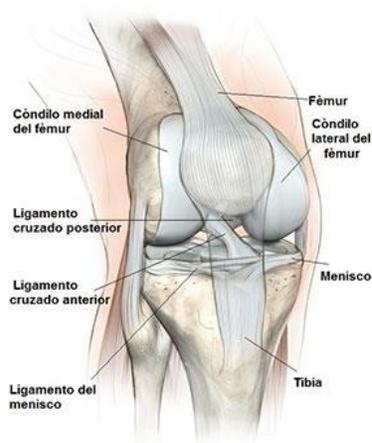


Figura 8. *Articulación de la rodilla. Fuente: (Hospital Zambrano Hellion, 2019)*

3.2.1 Movimientos de la rodilla

Una de las funciones principales de la rodilla es transmitir los esfuerzos de la parte superior de la pierna a la parte inferior y viceversa, pero no se puede olvidar la importante tarea que desempeña a la hora de favorecer el movimiento durante la marcha, permitiendo una mayor oscilación del cuerpo, sus rangos de movimiento se describen en la Tabla 2 (Sanchez Rey, 2010).

Tabla 2. Movimientos de la rodilla. Fuente: (Autores, 2019)

Movimiento	Medición	Plano
Flexión	140°	Sagital
Extensión	0°	Sagital
Translación anterior	2-10mm	Sagital
Translación posterior	0-6mm	Sagital
Rotación interna	10-90°	Transversal
Rotación externa	10-90°	Transversal

3.3 Pie

El pie está compuesto por la articulación subastragalina que une el astrágalo con el calcáneo y se encarga de transmitir el movimiento de la pierna con un movimiento de rotación del pie; La articulación transversal del tarso que está formada por la articulación calcáneocuboidea y la astrágaloescafoidea; la articulación tarsometatarsiana que está formada por los huesos tarsianos, a excepción del escafoide, y los metatarsianos, proporciona al pie un movimiento que le permite adaptarse a las posibles irregularidades del terreno; Articulaciones metatarsofalángicas que unen los metatarsianos con las falanges (Figura 9) (Sanchez Rey, 2010).

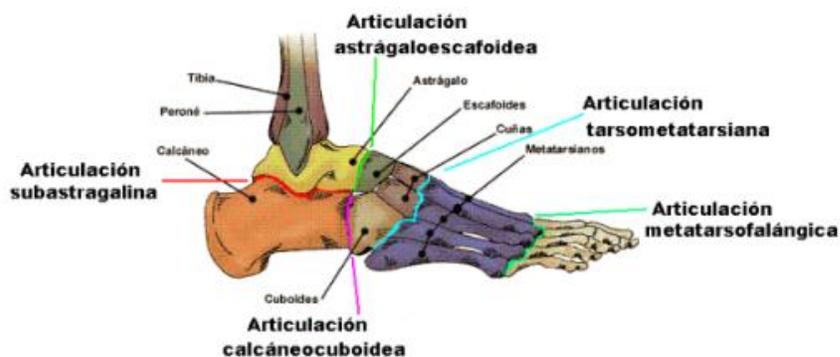


Figura 9. *Articulaciones del pie.* Fuente: (Podo - Ortesis, 2018)

3.3.1 Movimientos del pie

Debido a la gran cantidad de articulaciones que se encuentran englobadas en la articulación del tobillo, es laborioso identificar de manera individual el movimiento de cada una de dichas articulaciones. En la Tabla 3 se describen los rangos de movimiento del pie.

Tabla 3. *Rangos de movimiento del pie.* Fuente: (Autores, 2019)

Movimiento	Rangos de movimiento maximo	Plano
Flexión dorsal	20° (AAOS)	Sagital
	30° (AO)	
Flexión plantar	50° (AAOS)	Sagital
	50° (AO)	
Inversión	35° (AAOS)	Frontal
	50° (AO)	
Eversión	30° (AAOS)	Frontal
	15° (AO)	

¹American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS); Asociación para el Estudio de la Osteosíntesis (AO)

El papel del tobillo es esencial para la progresión del paso y absorción del impacto en la fase de apoyo, además facilita el avance del miembro durante la oscilación. En el transcurso de un ciclo de marcha completo, el tobillo presenta dos trayectorias de flexión plantar y dos de flexión dorsal, alternativamente. Durante la fase de apoyo que tiene una duración del 60% del paso se producen sucesivamente, una flexión plantar, una dorsal y una plantar, mientras que en la fase de oscilación que ocupa el 40% restante, tan sólo se registra una flexión dorsal (Figura 10) (Jiménez Leal & Iglesias Cegrí, 2012).

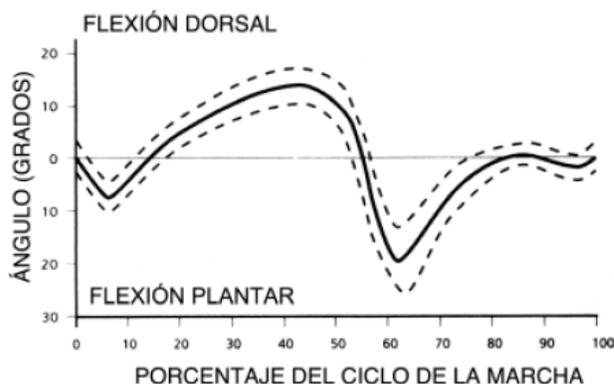


Figura 10. Cinemática del tobillo en el plano sagital. Los trazos discontinuos representan las bandas de dispersión (desviación estándar). Fuente: (Jiménez Leal & Iglesias Cegrí, 2012)

3.4 Tobillo

El tobillo es la articulación donde se unen la pierna y el pie. Esta articulación pone en contacto el extremo distal del peroné, el extremo distal de la tibia y el astrágalo (Figura 11). Las articulaciones del pie cumplen un papel importante en el proceso de ejecución de la marcha humana (Sanchez Rey, 2010).

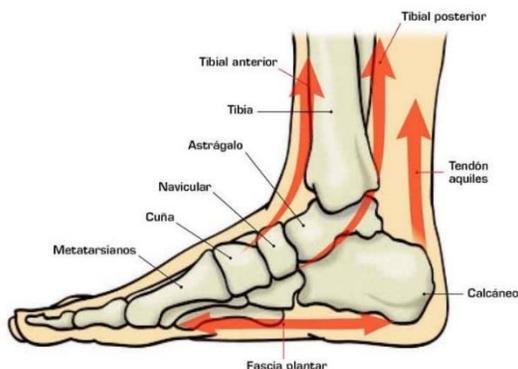


Figura 11. *Articulación del tobillo*. Fuente: (Sánchez, 2014)

La articulación del tobillo está formada por tres huesos (Figura 12). Estos elementos óseos son: el peroné y la tibia, que conforman una bóveda en la que encaja la cúpula del astrágalo. A su vez el astrágalo se apoya sobre el calcáneo formando la articulación subastragalina, una articulación de gran importancia ya que es la encargada de la transmisión de las fuerzas del peso corporal y de regir los movimientos finos de estabilidad del pie. Al igual que ocurría con las anteriores articulaciones, dentro de la cápsula articular, existe una serie de ligamentos que tienen como misión realizar el movimiento del conjunto. La articulación del tobillo se puede clasificar como de tipo bisagra. Su principal característica es la orientación oblicua de su eje que permite la rotación del pie (Sanchez Rey, 2010).



Figura 12. *Huesos que intervienen en la articulación del tobillo*. Fuente: (Xu & Su, 2011)

3.5 Patologías del tobillo

Las lesiones del tobillo pueden causar dolor, hinchazón, rigidez y debilidad. Incluso después de haberse recuperado, el tobillo puede ser propenso a las lesiones en el futuro. Entre las lesiones más frecuentes del tobillo se encuentran los problemas con el tendón de Aquiles, fractura y esguinces.

3.5.1 Problemas del tendón de Aquiles.

El tendón de Aquiles conecta el hueso del talón con el músculo de la pantorrilla. Por exceso de uso o por un traumatismo, puede inflamarse e incluso romperse (desgarrarse). Para que se recupere adecuadamente, necesita tratamiento y rehabilitación. Los problemas con el tendón de Aquiles son la tendinitis (inflamación), provocada por el exceso que hace que el tendón se inflame y duela; ruptura, ocurre por un esfuerzo repentino, debilitamiento y degeneración del tendón a lo largo del tiempo (Staywell, 2016).

3.5.2 Fracturas del tobillo

Una fractura de tobillo (hueso) suele producirse a causa de una caída, un golpe o una torcedura fuerte y brusca. Un hueso fracturado significa que tendrá que usar un yeso o una bota, muletas y, quizás, hacerse una cirugía. Los tipos de fracturas que se pueden presentar en el tobillo pueden ser sin desplazamiento, en donde la posición de los huesos del tobillo sigue siendo normal a pesar de la ruptura; o con desplazamiento, en donde por lo menos una de las articulaciones del tobillo se ha movido de su posición (Staywell, 2016).

3.6 Esguince de tobillo

El esguince de tobillo se produce como consecuencia a la inversión forzada del pie, lo que conlleva a una distensión de la capsula articular y los ligamentos que rodean la articulación del

tobillo, siendo esta lesión de diferente grado, según simplemente se distiendan, desgarran o rompan los ligamentos. Esta lesión activa una reacción inflamatoria con ruptura en mayor o menor grado de vasos capilares, la inervación local se puede determinar por vía reflejada de fenómenos vasomotores amiotróficos y sensitivos que alargan la evolución de esta patología aun después de su cicatrización (Arrate, 2015).

Un esguince no tratado adecuadamente puede conducir a una inestabilidad crónica de tobillo, un padecimiento caracterizado por incomodidad persistente ya que éste se tuerce con facilidad lo que puede desarrollar debilidad de la pierna. Un tobillo dolorido e inestable, en forma crónica, puede conducir a una discapacidad importante y eventualmente a la artrosis (Arrate, 2015).

La frecuencia de lesión de ligamentos de la articulación del tobillo es muy alta, debido a que en la mayoría de los casos hay una pérdida del control neuromuscular secundaria a la alteración del sistema propioceptivo a nivel articular. Este déficit se traduce en una inestabilidad funcional del tobillo que se manifiesta en forma de sensación de fallo articular y reducción del tiempo de reacción muscular, especialmente de los músculos peroneos (Arrate, 2015).

La rehabilitación de un esguince de tobillo consiste en la utilización de agentes de fisioterapia, sumado a ejercicios terapéuticos y técnicas de vendaje apropiado y necesita comenzarse cuanto antes ya que mejora la aptitud física general del paciente lesionado; de lo contrario, si se aplaza el tratamiento, la lesión puede tener probabilidades de no sanar adecuadamente (Arrate, 2015).

Cuando se sufre una lesión articular, el sistema propioceptivo se deteriora produciéndose un déficit en la información propioceptiva. De esta forma la persona es más propensa a sufrir otra lesión (Arrate, 2015).

El tratamiento rehabilitador funcional de esta entidad patológica debe tener como objetivo devolver el control postural del tobillo, restituir su estabilidad y la reeducación propioceptiva articular, es decir, conciencia de la posición, equilibrio y aumento de sensación de movimiento, para restaurar la coordinación neuromuscular y los mecanismos reflejos de protección (Arrate, 2015).

3.6.1 Predictores del esguince de tobillo

La relación que existe entre dos variables se puede considerar un predictor, según (Pourkazemi, Nightingale, & Refshauge, 2017) indican que los predictores que se deben tener en cuenta en el análisis de la marcha humana son:

- Inestabilidad del tobillo
- Rango pasivo de movimiento en dorsiflexión, inversión y eversión
- Laxitud de la articulación del tobillo
- Equilibrio

3.7 Cuestionarios de inestabilidad del tobillo

Los cuestionarios de salud son instrumentos de medición que si se encuentran correctamente validados y poseen unas características psicométricas que garanticen su calidad, pueden ser de gran utilidad para los profesionales de la salud. Además, ofrecen la posibilidad de evaluar y comparar los resultados entre distintas poblaciones o distintos tratamientos. Para el estudio de la inestabilidad de tobillo existen varios cuestionarios, pero el más empleado es el Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) por sus propiedades psicométricas, que consiste en contestar 9 preguntas que al final arrojaran un resultado entre 0 y 30. Si el sujeto obtiene menos de 27 puntos indica que padece inestabilidad de tobillo. Una de las ventajas del CAIT frente a otros

cuestionarios similares es que es un cuestionario discriminativo, identifica a los pacientes con inestabilidad crónica de tobillo (CAI) pero también es capaz de graduar la severidad de la inestabilidad (Cruz Díaz, 2013).

3.8 Marcha Normal

La marcha normal se define como una serie de movimientos alternantes y rítmicos de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento del centro de gravedad hacia adelante (Cerdeja Aburto, 2010) (Sanchez Rey, 2010).

La marcha tiene dos componentes interrelacionados, el equilibrio y la locomoción. El equilibrio es la capacidad de adoptar la posición vertical y mantenerla en forma estable. Existe un equilibrio estático, necesario para mantener una postura y un equilibrio dinámico, requerido durante el desplazamiento en el espacio (Cerdeja Aburto, 2010) (Adriana Isabel Agudelo Mendoza, 2013).

Para el equilibrio y la locomoción, se requiere de la interacción de los sistemas aferentes (visual, vestibular y propioceptivo) que llevan información al sistema nervioso central, con los centros de proceso de esta información (tronco, cerebelo, y hemisferios cerebrales), de la aferencia motora (vía piramidal y extra piramidal) y del aparato músculo-esquelético, construyéndose así un programa motor, en un contexto de decisiones voluntarias (requiere indemnidad de la capacidad cognitiva) y continuos ajustes inconscientes del sujeto o reflejos posturales. Las respuestas posturales consisten en contracciones sinérgicas y coordinadas de los músculos del tronco y de las extremidades, corrigiendo y controlando el balanceo corporal y manteniendo la postura vertical del cuerpo. Las estrategias posturales que usa el ser humano para mantener el equilibrio son la estrategia de tobillo y de cadera. Las personas de la tercera edad

tienden a desarrollar estrategias de cadera, que se generan cuando la superficie de soporte es móvil o más pequeña que los pies, o cuando el centro de gravedad se mueve más rápidamente (Cerde Aburto, 2010).

El ciclo de la marcha se inicia cuando el talón contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Las dos fases del ciclo son la de apoyo y la fase de balanceo. Una pierna está en fase de apoyo cuando se encuentra en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo. Existe un momento en que ambos pies están en contacto con el suelo denominado fase de doble apoyo (Figura 13).

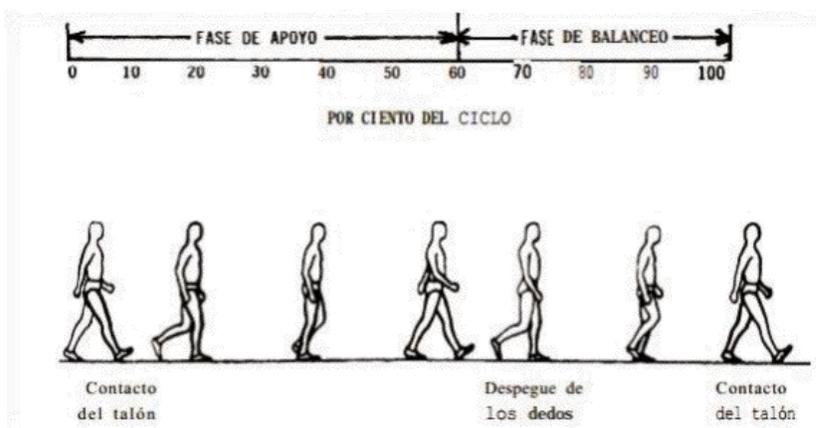


Figura 13. *Ciclo de la marcha.* Fuente: (Corona, 2014)

La duración relativa de cada fase del ciclo de la marcha es: 60% en la fase de apoyo, 40% en la fase de balanceo y 20% en el doble apoyo, con el aumento de la velocidad de la marcha hay un aumento relativo en el tiempo ocupado en la fase de balanceo y disminución de la fase de doble apoyo. A medida que disminuye la velocidad de la marcha, la duración de la fase de doble apoyo

aumenta. En la marcha se pueden caracterizar distintos aspectos del paso, de los desplazamientos del centro de gravedad y de los movimientos articulares (Cerdea Aburto, 2010).

3.8.1 Longitud del paso.

Es la distancia entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie. La longitud del paso completo es la distancia lineal entre los sucesivos puntos de contacto del talón del mismo pie (Figura 14) (Cerdea Aburto, 2010).

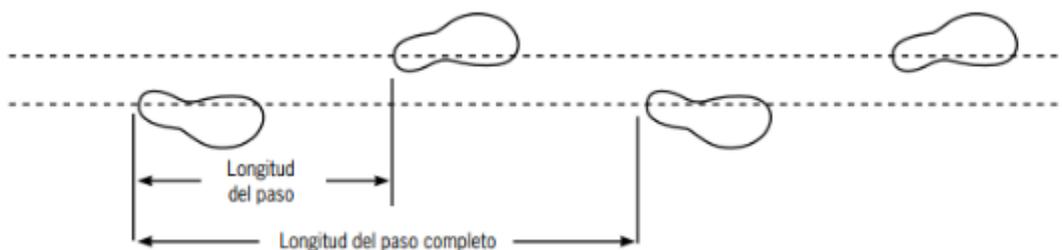


Figura 14. *Longitud paso*. Fuente: (Osorio & Valencia, 2013)

3.8.2 Amplitud de base.

La distancia entre ambos pies representa la medida de la base de sustentación y equivale de 5 a 10 centímetros, la pelvis debe desplazarse hacia el lado del apoyo del cuerpo para mantener la estabilidad en el apoyo medio, una base de sustentación estrecha reduce el desplazamiento lateral del centro de gravedad (Cerdea Aburto, 2010).

3.8.3 Altura del paso.

El movimiento de las extremidades inferiores otorga una altura de 5 centímetros al paso, evitando el arrastre de los pies.

3.8.4 Cadencia o ritmo del paso.

Cada persona tiene una cadencia preferida, que se relaciona con la longitud del paso y representa habitualmente el ritmo más eficiente para ahorrar energía en ese individuo particular y según su estructura corporal. Los individuos más altos dan pasos a una cadencia más lenta, en cambio los más pequeños dan pasos más rápidos. Puede ir entre 90 a 120 pasos/min (Cerde Aburto, 2010).

3.8.5 Velocidad.

Normalmente se aproxima a 1 metro por segundo; sin embargo, puede variar en un rango entre 2 y 4 km/hr, dependiendo del largo de las extremidades inferiores y la resistencia aeróbica del individuo (Cerde Aburto, 2010).

3.8.6 Oscilación vertical del centro de gravedad.

En la marcha normal el centro de gravedad se mueve hacia arriba y hacia abajo, alrededor de 5 cm de manera rítmica, conforme se mueve hacia adelante. El punto más alto se produce cuando la extremidad que carga el peso está en el centro de su fase de apoyo; el punto más bajo ocurre en el momento del doble apoyo (Cerde Aburto, 2010).

3.8.7 Desplazamiento lateral.

Cuando el peso se transfiere de una pierna a otra, hay una desviación de la pelvis y del tronco hacia el lado en que se apoya el peso del cuerpo, generando una oscilación de un lado hacia el otro. El desplazamiento total de este movimiento lateral es de 5 cm. El límite de los movimientos laterales del centro de gravedad ocurre cuando cada extremidad está en el apoyo medio (Cerde Aburto, 2010).

3.8.8 Movimiento articular.

La rodilla se mantiene en flexión de 10 a 20° en todo el ciclo, excepto cuando se extiende en el momento previo al choque de talón. El tobillo se mueve desde 0 a 5° flexión dorsal hasta 30° de flexión plantar. La máxima flexión de cadera es de 30° y ocurre en el momento del choque de talón. La pelvis, además del descenso horizontal (5°), rota hacia adelante en el plano horizontal, aproximadamente 4° a cada lado. Esta característica permite un paso ligeramente más largo, sin bajar el centro de gravedad y reduciendo, por tanto, el desplazamiento vertical total (Cerdeña Aburto, 2010) (Adriana Villa Moreno, 2008).

3.9 Métodos de estudio de la marcha humana

La marcha se describe mediante parámetros espaciotemporales. Éstos varían entre sujetos y en el propio sujeto depende de las condiciones y de los factores que afectan a la marcha, por ejemplo, el terreno, el calzado, la edad entre otros (Sanchez Rey, 2010).

Para un estudio exhaustivo es recomendable utilizar información cinemática y cinética conjuntamente. Los estudios cinemáticos permiten registrar las variaciones angulares de las articulaciones del cuerpo, la inclinación, la torsión y la oscilación de los segmentos corporales. Describen los detalles del movimiento humano sin tener en cuenta las fuerzas internas o externas que lo causan. Estos estudios permiten la obtención de patrones normales y patológicos de locomoción, además se ha demostrado que son útiles en la prescripción de tratamientos y en la evaluación de resultados terapéuticos (Sanchez Rey, 2010).

Los estudios cinéticos muestran las fuerzas de reacción del suelo, los momentos y potencias presentes en las articulaciones. Una variante de estos estudios son los análisis isocinéticos, que se encargan de cuantificar la capacidad muscular (Sanchez Rey, 2010).

El sistema isocinético permite con sus ejercicios el reclutamiento de las fibras musculares y ayuda al desarrollo de la exactitud de la fuerza midiendo con fiabilidad la fuerza desarrollada durante un arco prefijado de movimiento, una velocidad concreta y un tiempo preestablecido. De este modo se puede realizar una prevención de lesiones, una rehabilitación más científica y obtener medidas mesurables y objetivas para el estudio biomecánico del cuerpo humano (Sanchez Rey, 2010).

Mediante las gráficas cinéticas de las fuerzas de reacción se puede analizar: Aspectos del patrón de la marcha humana (oscilación vertical del centro de gravedad durante el apoyo), fuerzas de frenado y empuje, resistencia a la prono-supinación del pie; la generación o absorción de energía mecánica en las articulaciones debido a la acción muscular, mediante gráficas de potencia; la inclinación que presenta el sujeto al caminar, directamente ligado con el gasto energético (Sanchez Rey, 2010).

3.9.1 Métodos de Análisis

Para la valoración y el análisis científico de la marcha humana se han creado diversos mecanismos manuales como la goniometría y mecanismos electrónicos como la goniometría electrónica, plataformas dinamométricas, baropodometría electrónica, electromiografía que permiten la obtención de los parámetros cuantitativos y característicos de una manera objetiva.

3.9.2 Mecanismo manual.

La goniometría. Es un sistema que permite la medición de la flexibilidad articular. Entendiéndose la flexibilidad articular como la capacidad humana para ejecutar movimientos con gran amplitud de oscilaciones. La medición de la flexibilidad se centra en determinar el recorrido angular o la separación angular que pueden experimentar dos segmentos corporales. Es

importante conocer que la flexibilidad es específica para cada articulación, no se encuentran índices generales de flexibilidad que indiquen el grado de movilidad general del individuo (Sanchez Rey, 2010).

Los goniómetros se componen de dos brazos que tienen un eje de giro, los brazos se conocen como fijo y móvil. El brazo fijo se ajusta a un círculo dividido en 360° , transportador, de manera que este brazo se mantenga paralelo al valor 0° y además se fija al elemento corporal que no se mueve. El segmento móvil se mantiene fijo y paralelo al segmento corporal que realiza el movimiento. El centro del transportador debe coincidir con el eje de giro del movimiento (Sanchez Rey, 2010).

La goniometría manual (Figura 15) presenta dos problemas principalmente: Es difícil identificar el eje de movimiento para acciones complejas; Resulta complicado el posicionamiento de los brazos del goniómetro a lo largo de los segmentos de los huesos y mantenerlos en esta posición durante la medición.

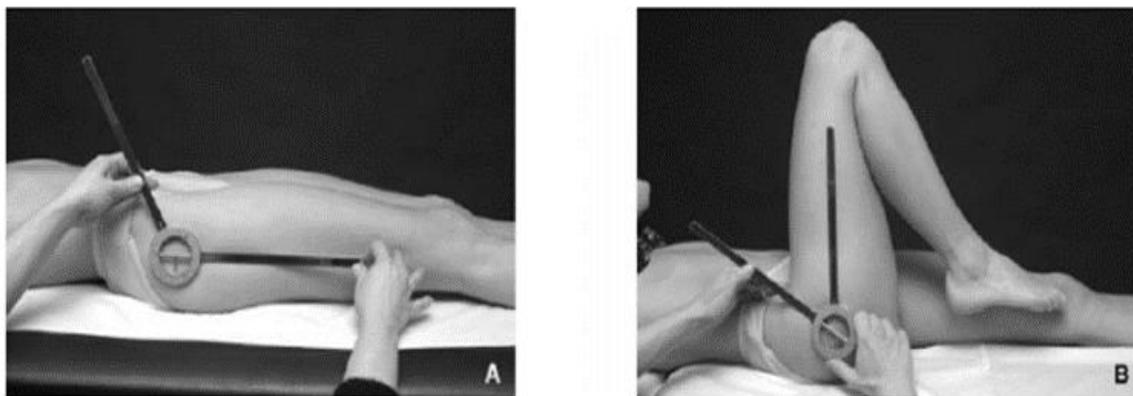


Figura 15. *Goniometría manual*. Fuente: (Sanchez Rey, 2010)

Aun así, se ha demostrado que la goniometría manual puede ser un procedimiento fiable si es utilizado por individuos con experiencia que siguen un protocolo estandarizado. El goniómetro de Leighton emplea una aguja de gravedad, ha mostrado coeficientes elevados de fiabilidad (Sanchez Rey, 2010).

3.9.3. Mecanismos electrónicos.

La goniometría electrónica. Emplea dos brazos unidos a un dispositivo que registra de manera automática la relación angular de los segmentos anatómicos evaluados (Figura 16). Es un instrumento de gran precisión y confiabilidad. Uno de sus grandes inconvenientes es su costo (Sanchez Rey, 2010).



Figura 16. Goniometría electrónica. Fuente: (Sanchez Rey, 2010)

Plataformas dinamométricas. Son instrumentos electrónicos que permiten la medida y el análisis de la fuerza de reacción que un individuo ejerce sobre el suelo en la ejecución de un movimiento o en un gesto determinado. Son sistemas de análisis cinético del movimiento. Se basan en la tercera Ley de Newton (principio de acción y reacción, con toda acción ocurre

siempre una reacción igual y contraria). Puede obtenerse el valor de una fuerza externa ejercida sobre una superficie al hallar la fuerza que la origina, igual en magnitud y dirección, pero de sentido contrario. La fuerza aplicada sobre la plataforma producirá una señal eléctrica proporcional a la fuerza que se haya aplicado y que se proyectará en los ejes del espacio (Sanchez Rey, 2010).

Las plataformas dinamométricas son superficies planas y rígidas, cuyo desplazamiento es producido por una fuerza que puede medirse. Debe ser una superficie rígida para que el movimiento de la misma sea imperceptible para la persona que camina sobre ella. Para realizar la medición de estos desplazamientos (mínimos) de las plataformas, el sistema posee unos sensores conectados a un sistema electrónico de amplificación y registro. Según los sensores que posean se dividen en:

Plataformas dinamométricas de galgas extensiométricas (Figura 17), 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, lo que origina cambios en las galgas. La medición de esos cambios se utiliza para obtener la fuerza resultante en los tres ejes del espacio, así mismo se puede determinar el punto de aplicación de dicha fuerza (Sanchez Rey, 2010).



Figura 17. Plataforma dinamométrica de galgas extensiométricas. Fuente: (Sanchez Rey, 2010)

Plataformas dinamométricas piezoeléctricas (Figura 18), se basan en el mismo principio de cambio de resistencia eléctrica, pero en su diseño se emplea materiales con propiedades piezoeléctricas, como consecuencia se crean pequeñas cargas de electricidad estática dentro del material como respuesta a la presión ejercida.

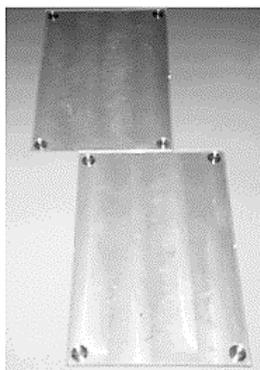


Figura 18. Plataforma dinamométrica piezoeléctrica. Fuente: (Sanchez Rey, 2010)

Las componentes que permiten estudiar son: **Componente vertical**, está relacionada con el peso del cuerpo que actúa sobre el pie; **componente anteroposterior**, está representada por una

curva que a su inicio indica la deceleración o frenado que se produce en el choque del talón y que alcanza su máximo valor en la fase de doble apoyo, posteriormente la fuerza disminuye hasta hacerse cero en el momento del apoyo monopodal (cuando el centro de gravedad se encuentra sobre el pie que soporta toda la carga); **componente mediolateral**, indica las desviaciones laterales del pie durante la marcha. Su amplitud es mayor cuando aumenta la inestabilidad del sujeto (Sanchez Rey, 2010).

Las fuerzas de torsión son aquellas que se traducen en los movimientos de rotación interna/externa de la extremidad inferior durante el proceso de deambulación (Sanchez Rey, 2010).

Aplicaciones de las plataformas dinamométricas:

Análisis de la marcha normal: Los estudios de la marcha en sujetos normales empleando plataformas de fuerzas tienen gran importancia para la obtención de poblaciones de referencia y para el conocimiento de la influencia de diversos factores individuales (sexo, características antropométricas, personalidad, emociones, entre otros) o extrínsecas (calzado o tipo de terreno) (Sanchez Rey, 2010).

Análisis de la marcha en patologías neurológicas: Las patologías neurológicas suelen llevar consigo alteraciones motrices. A través de estas plataformas se puede ayudar al diagnóstico y a la elección del tratamiento adecuado (Sanchez Rey, 2010).

Análisis de la marcha en amputados: El sujeto al que se le ha amputado uno de sus miembros inferiores pierde el soporte estático, la función del complejo articular, así como la información sensorial. Por ello, sufren alteraciones posturales y de la marcha. Los estudios de deambulación de estos sujetos tienen gran importancia para el diseño de nuevas prótesis y para controlar la

adaptación de estos sujetos a las prótesis empleadas, y la evaluación del proceso de reeducación de la marcha (Sanchez Rey, 2010).

Geriatría: Los ancianos presentan ciertas peculiaridades en su patrón de la marcha. Es de interés conocer las modificaciones que se producen en la marcha del anciano y en su equilibrio para la prevención de caídas frecuentes en personas de edad avanzada (Sanchez Rey, 2010).

Fotopodograma. Estudia la impresión gráfica que deja la planta del pie (al ser marcada por procedimientos apropiados) sobre un papel (Figura 19), con el objeto de estudiar cómo el pie se apoya sobre el suelo (Sanchez Rey, 2010).



Figura 19. Huellas plantares: plana (izquierda), normal (derecha) y pie cavo (derecha). Fuente: (Sanchez Rey, 2010)

Baropodometría electrónica. Es un sistema de registro de las presiones plantares (Figura 20) en posición erecta (ya sea en fase estática o dinámica), mediante sensores y la transmisión por radiofrecuencia. Detecta las alteraciones mecánicas y posturales del pie, lo que permite una mejor orientación de su tratamiento (Sanchez Rey, 2010).

El sistema está constituido por un pasillo de 2 metros (con plataformas en tartán y madera), una plataforma de captura baropodométrica (en la cual existen 4800 sensores activos en 1,2 metros) entrelazados con un software de captura.



Figura 20. Baropodómetro electrónico. Fuente: (Piedica, 2012)

Electromiografía. Es un sistema que por medio de una aguja (y de modo menos frecuente mediante electrodos de superficie) registra, bajo carga, la actividad muscular (Figura 21). Las fibras musculares al contraerse producen descargas que son recogidas por la aguja. Después se analiza la señal por ordenador y se calcula la actividad y la fuerza ejercida por el sujeto. Este procedimiento permite cuantificar la contracción del músculo y/o grupos musculares a explorar y pone en evidencia la interacción de estos en la realización del esfuerzo máximo solicitado (Sanchez Rey, 2010).



Figura 21. Aguja utilizada en electromiografía. Fuente: (A.D.A.M., 2018)

3.10 Laboratorio de marcha de captura óptico

Es un sistema de medición, que permite evaluar de forma objetiva las alteraciones que puedan presentarse en la marcha, causadas, por ejemplo: por amputación, lesiones que alteren el aparato locomotor, como afecciones del sistema articular, o de origen neurológico, que comprometen el buen funcionamiento de las extremidades. Estos sistemas contribuyen a la investigación, ya que generan grandes cantidades de datos que pueden ser útiles para estudios biomecánicos posteriores.

3.10.1 Análisis cinemático

El módulo cinemático del laboratorio de marcha permite describir el desplazamiento del paciente, a través de una simplificación de su estructura, usando aproximaciones de las posiciones de los centros de giro de cada una de las articulaciones que intervienen en la marcha. Estas posiciones son estimadas a través de técnicas de análisis de video, como se describe a continuación.

Extracción de parámetros cinemáticos. Para el análisis cinemático se desarrolló un sistema de captura en video del movimiento en diferentes proyecciones. El sistema consiste de seis cámaras

distribuidas espacialmente alrededor de la pasarela. Inicialmente, los videos capturados desde diferentes perspectivas son visualizados y usados por el experto para un análisis observacional del movimiento, pudiendo de esta forma analizar con un mayor grado de detalle patrones de movimiento de interés para un caso particular (Martínez Carrillo, Gómez Jaramillo, & Romero Castro, 2010).

Al mismo tiempo, los videos capturados contienen información que permite obtener una reconstrucción simplificada de la estructura del cuerpo. Esta información se obtiene al segmentar un conjunto de marcadores ubicados en diferentes puntos anatómicos de interés, de acuerdo a un protocolo específico, que permite inferir el cambio espacial en las posiciones de las articulaciones durante el movimiento (Martínez Carrillo, Gómez Jaramillo, & Romero Castro, 2010).

La captura en video del paciente es realizada por seis cámaras a color, con una frecuencia de captura de 25 cuadros por segundo, suficiente para el registro de la marcha inicialmente (Figura 22). El sistema requiere de un proceso de calibración manual realizado por el usuario, consistente en la ubicación de marcas previamente definidas sobre la pasarela, utilizadas para alinear el sistema de coordenadas de la imagen con sus respectivas posiciones reales en tres dimensiones (Martínez Carrillo, Gómez Jaramillo, & Romero Castro, 2010).



Figura 22. Laboratorio de biomecánica de movimiento de la Universidad ECCI. Fuente: (Autores, 2019)

4. Metodología

El desarrollo de este proyecto consistió en cuatro etapas que permitieron cumplir con cada uno de los objetivos propuestos; identificando los predictores del esguince de tobillo durante la marcha humana, se seleccionó el protocolo de ubicación de los marcadores durante el test de la marcha, con apoyo de esta información se establecieron los parámetros con los que se realizaron pruebas experimentales en el laboratorio de biomecánica de la Universidad ECCI, con el fin de comparar los resultados obtenidos en estas pruebas con los reportados de la literatura se plantearon 3 casos de análisis y comparación; posterior a esto se definieron las variables del árbol decisión (CAIT, IMC, asimetría de movimiento tobillo derecho y tobillo izquierdo e índice de asimetría en dorsiflexión).

A continuación, se describen las cuatro etapas (Figura 23) que hacen parte del desarrollo de este proyecto: En la fase inicial se realizó una revisión de la literatura sobre los estudios y antecedentes de la marcha humana donde se decidió que nuestro enfoque se iba a realizar sobre el tobillo, su anatomía, biomecánica y los predictores que pueden determinar un posible esguince.

Para determinar la patología a trabajar se abordó de manera general algunas de las patologías del tobillo, como se diagnosticaban y su manera de alterar la movilidad no solo del tobillo-pie sino de todo el miembro inferior en el cuerpo humano.

Se revisaron algunas de las encuestas y test que se han usado para determinar si el tobillo es o no estable con el fin de determinar los factores predictores de esguince de tobillo y su relación con la inestabilidad del mismo. En las que se encontró Ankle Instability Instrument (ALL), Foot and Ankle Outcome Score (FAOS), Lower Extremity Functional Scale (LEFS) y Cumberland

Ankle Instability Tool (CAIT), siendo el CAIT el instrumento que identifica a los pacientes con inestabilidad crónica de tobillo (CAI) y gradúa la severidad de la inestabilidad.



Figura 23. Actividades. Fuente: (Autores, 2019)

Con el fin de seleccionar el protocolo de ubicación de los marcadores durante el test de marcha humana; primero se realizó un reconocimiento de los equipos del laboratorio biomecánico de la Universidad ECCI, con el objetivo de conocer los elementos con los que se debía trabajar, y así encontrar en la literatura un protocolo que fuera útil según las condiciones del laboratorio.

Para poder llevar a cabo este estudio se aprendió a operar los equipos de laboratorio para así poder realizar las pruebas a los participantes. Por otro lado, se definió la ubicación de las cámaras y los marcadores de acuerdo a que el estudio se realizó en el plano sagital.

4.1 Fase de protocolo y selección de marcadores - Guía de ubicación de marcadores

El protocolo que se usa como referencia es el de Davis que es uno de los más utilizados actualmente. Este protocolo usa como puntos anatómicos de referencia prominencias óseas como el acromion, la espina iliaca anterosuperior, el trocánter mayor, el cóndilo femoral lateral, la cabeza del peroné, el maléolo lateral, la cabeza del quinto metatarsiano, la séptima vértebra cervical, la primera vértebra sacra y los calcáneos. Utiliza también marcadores proyectados en barras para la mitad del muslo derecho e izquierdo y la mitad de la pierna derecha e izquierda. Estos marcadores reflectivos, que son detectados por las cámaras infrarrojas, son adheridos a la piel del paciente en los puntos mencionados (Villa Moreno, Gutiérrez Gutiérrez, & Pérez Moreno, 2008).

La ubicación apropiada de marcadores para cualquier sistema de captura de movimiento es crítica. El sistema de movimiento solo mide el centro del marcador, por lo que, al colocar los marcadores sobre el paciente se debe de usar el centro del marcador como guía y no sus bases. Se recomienda utilizar lápiz delineador o bolígrafo para marcar la ubicación de los marcadores

en el paciente, en caso de que un marcador se caiga, se podrá colocar fácilmente en el mismo lugar.

4.1.1 Marcadores de la pelvis.

El plano de la pelvis se visualiza como un triángulo o plano formado por tres marcadores: las espinas ilíacas superiores derecha e izquierda (RIAS y LIAS) y el punto medio de las espinas ilíacas superiores posteriores (SACR) (Figura 24). Coloque los centros de los marcadores sobre ambas espinas ilíacas superiores anteriores (ASIS). El marcador sacro (SACR) se coloca sobre el punto medio de las espinas ilíacas superiores posteriores (RIPS y LIPS).

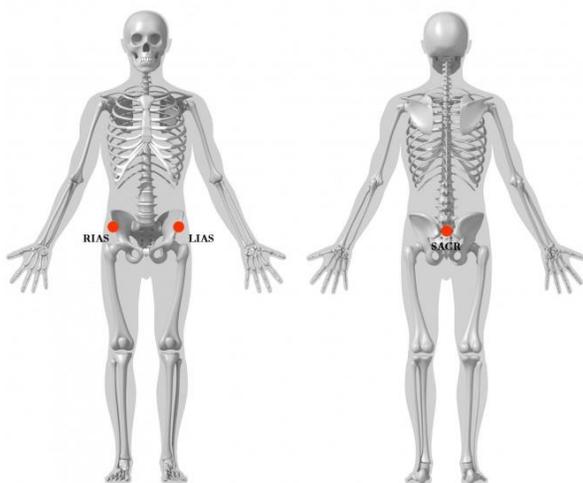


Figura 24. *Marcadores de la pelvis.* Fuente: (C-Moción, 2011)

4.1.2 Marcadores de la pierna superior.

El segmento de la parte superior de la pierna se puede visualizar como un triángulo o plano formado por el centro de la articulación de la cadera (RFCH, LFCH) y el eje de flexión / extensión de la rodilla. Palpe los epicóndilos mediales y laterales para estimar el eje de flexión /

extensión de la rodilla. Coloque un marcador a la derecha e izquierda de los epicóndilos laterales (RFLE, LFLE) para aproximar este eje. Esto debe hacerse en posición de pie con el sujeto flexionando pasivamente y extendiendo la articulación (Figura 25).

La ubicación de los marcadores de muslo (RTH, LTH) es fundamental. Este marcador se utiliza para definir el plano coronal del fémur (posición y orientación del eje de flexión / extensión de la rodilla). El 1/3 distal del muslo es la mejor ubicación para disminuir el movimiento debido a la masa muscular y al movimiento de las manos. La altura vertical no es crítica, pero trate de no colocar el marcador de muslo demasiado bajo en el muslo. La posición anterior / posterior de este marcador es crítica y es extremadamente difícil de visualizar. Ajuste el marcador de modo que quede alineado en el plano que contiene los centros de la articulación de la cadera y la rodilla y el eje de flexión / extensión de la rodilla. Coloque este marcador de pie y observe la flexión / extensión de la rodilla para confirmar (Figura 25).

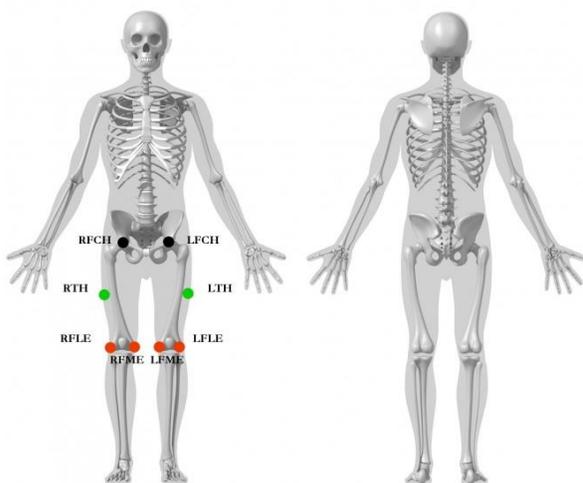


Figura 25. Marcadores de la pierna superior. Fuente: (C-Moción, 2011)

Para ubicar los marcadores mediales de rodilla. Palpe los epicóndilos mediales y laterales para estimar el eje de flexión / extensión de la rodilla. Después de colocar el marcador de rodilla lateral, coloque un marcador en los epicóndilos mediales derecho e izquierdo (RFME, LFME) para aproximar el eje de flexión / extensión de la rodilla (Figura 25).

4.1.3 Marcadores de la pierna inferior.

El segmento de la parte inferior de la pierna se puede visualizar como un triángulo o plano formado por el centro de la articulación de la rodilla y el eje de flexión / extensión del tobillo (Eje transmalleolar). Palpe los maléolos mediales y laterales y visualice una línea imaginaria que atraviesa el eje transmalleolar. Coloque un marcador a la derecha e izquierda (RFAL, LFAL) a lo largo de esa línea (Figura 26).

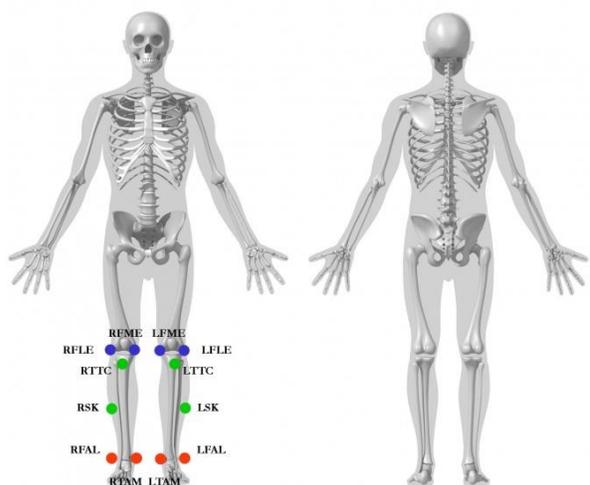


Figura 26. *Marcadores de la pierna inferior.* Fuente: (C-Moción, 2011)

Al igual que en el muslo, la colocación de los marcadores de vástago (RSK, LSK) es fundamental. Este marcador se utiliza para definir el plano coronal de la tibia (ubicación y

orientación del eje de flexión / extensión del tobillo). El 1/3 distal de la tibia es la mejor ubicación para disminuir el movimiento debido a la masa muscular. La altura vertical no es crítica, pero no intente colocar el marcador del vástago demasiado bajo en el vástago. La posición anterior / posterior de este marcador es crítica y es extremadamente difícil de visualizar. Se puede utilizar un dispositivo de referencia de alineación, como una regla debajo del talón del sujeto, para visualizar la ubicación. Ajuste el marcador de modo que quede alineado en el plano que contiene los centros de las articulaciones de la rodilla y el tobillo y el eje de flexión / extensión del tobillo (Figura 26).

Para la ubicación de los marcadores mediales del tobillo. Palpe los maléolos mediales y laterales y visualice una línea imaginaria que atraviesa el eje transmalleolar. Después de colocar el marcador en el tobillo lateral, coloque un marcador a la derecha e izquierda del Maléolo medial (RTAM, LTAM) a lo largo de esa línea (Figura 26).

4.1.4 Marcadores del pie.

El pie se visualiza como una línea a lo largo del eje largo del pie desde un punto entre las cabezas metatarsianas 2 y 3 y el centro de la articulación del tobillo proyectado sobre la superficie plantar del pie.

El marcador del antepié (dedo del pie) (RSMH, LSMH) se coloca en el aspecto dorsal entre las cabezas de los metatarsianos segundo y terceros proximales a la articulación mediotarsiana (en el lado medio del pie del equino entre el antepié y el pie medio). Se debe tener cuidado en los pies con la rotura o el colapso del medio pío. La colocación de este marcador debe ser proximal a la deformidad para evitar una exageración de la dorsiflexión en la postura (Figura 27).

El marcador del talón (RCA, LCA) se coloca en el calcáneo donde la posición medial / lateral está en línea con el centro de la articulación del tobillo. En un pie de grado plantar, el marcador del talón debe estar a la misma altura sobre la superficie plantar del pie y el marcador del dedo del pie. Para un pie de grado no plantar, así como las condiciones del zapato / ortesis, la altura del marcador del talón debe colocarse de manera que la línea desde el talón hasta el dedo del pie (cuando se ve desde el plano sagital) sea paralela a la superficie plantar del pie (Figura 27).



Figura 27. *Marcadores del pie.* Fuente: (C-Moción, 2011)

4.2 Fase de pruebas experimentales

Se inició con las pruebas de ensayo para definir la secuencia que se debe tener en cuenta al realizar la toma de datos en el laboratorio de marcha a cada uno de los participantes. La captura en video del paciente es realizada por seis cámaras Flex 3 marca Optitrack a color, con resolución de 640x480 y una frecuencia de captura de 25 cuadros por segundo. Después se realizó el procesamiento de los resultados en visual 3D de la compañía C-Motion que es

programa con el que cuenta el laboratorio de biomecánica de movimiento de la Universidad ECCI.

4.2.1 Toma de pruebas en el laboratorio

Se definió que la muestra que se iba a trabajar sería un grupo de 18 participantes, con edades entre los 18 a los 29 años, con perfil de estudiantes, no deportistas, compuesto por 12 mujeres y 6 hombres. A dicha muestra se le realizó la prueba en el laboratorio siguiendo la secuencia de pasos descrita en la Figura 28.

Inicialmente se ingresa al participante al laboratorio, con antelación se le ha dado las debidas instrucciones del vestuario para la toma de esta prueba, debe estar de camisa y pantalón negro que sea ajustado al cuerpo debido a que si la ropa no le queda ajustada hay riesgo que los marcadores se pierdan en el registro o no queden donde deben ponerse.

Se procede a diligenciar tanto el consentimiento informado (Anexo 1) como el cuestionario de inestabilidad de tobillo Cumberland (CAIT) (Anexo 2) ambos deben ser diligenciados por el participante.



Figura 28. Secuencia del proceso de toma de datos en el laboratorio de marcha. Fuente: (Autores, 2019)

Posterior al participante se le toman los signos vitales (frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria, presión arterial), las medidas antropométricas (peso, estatura, IMC, ancho de pelvis, altura de pelvis, perímetro de rodillas, perímetro de tobillos, largo de miembros inferiores) (Anexo 3) y simultáneamente se van ubicando los 15 marcadores en los miembros inferiores del participante (Figura 29).

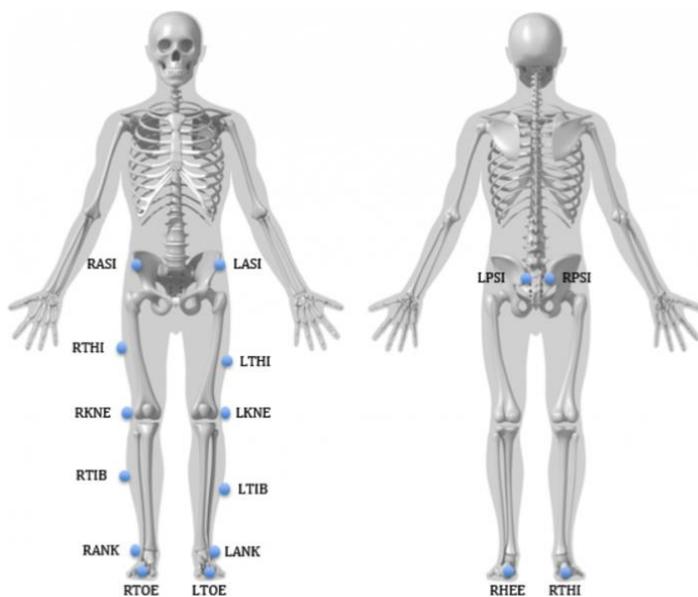


Figura 29. *Captación de marcadores.* Fuente: (C-Moción, 2011)

Después de poner los marcadores en el participante se procede a revisar que todos sean captados por las cámaras para esto se le pide al participante que se pare en medio de la plataforma y en la pantalla que está enfrente se verifica que todos los marcadores se visualicen.

Finalmente, se le solicita al participante que camine normalmente a través de la plataforma (ida y vuelta) 2 veces con el fin de capturar el recorrido de la marcha del paciente, para cada inicio y fin del recorrido se debe esperar que el conteo de la pantalla vuelva a 0.

4.2.2 Realización de las pruebas

Una vez el sistema se encuentra calibrado, los datos de marcha son adquiridos por el sistema de adquisición del movimiento. Para cada video, los marcadores visibles en cada cuadro del video son extraídos. Los marcadores se obtienen mediante substracción del fondo y umbralización simple, bajo la hipótesis de que los objetos con mayor brillo en la escena son los marcadores (Martínez Carrillo, Gómez Jaramillo, & Romero Castro, 2010).

Una vez obtenidas las regiones que representan cada marcador en los diferentes videos procesados, se calcula su posición 3D mediante triangulación desde las diferentes perspectivas, cuyo error disminuye mediante un proceso de filtrado sobre todos los puntos en 3D. Las trayectorias tridimensionales de los marcadores durante el movimiento constituyen la base para el modelo articulado que representa la estructura del cuerpo humano (Martínez Carrillo, Gómez Jaramillo, & Romero Castro, 2010).

Visualización tridimensional. Para el análisis observacional de la cinemática, se desarrolló un sistema para la visualización de la marcha del paciente en un ambiente virtual, como se muestra en la Figura 30. Este sistema permite la visualización de los puntos 3D que representan una aproximación para la representación de la estructura del cuerpo en movimiento en un ambiente virtual. Adicionalmente, se registran gráficas de los patrones de movimiento de la estructura simplificada del cuerpo obtenida a partir de los marcadores (Martínez Carrillo, Gómez Jaramillo, & Romero Castro, 2010).

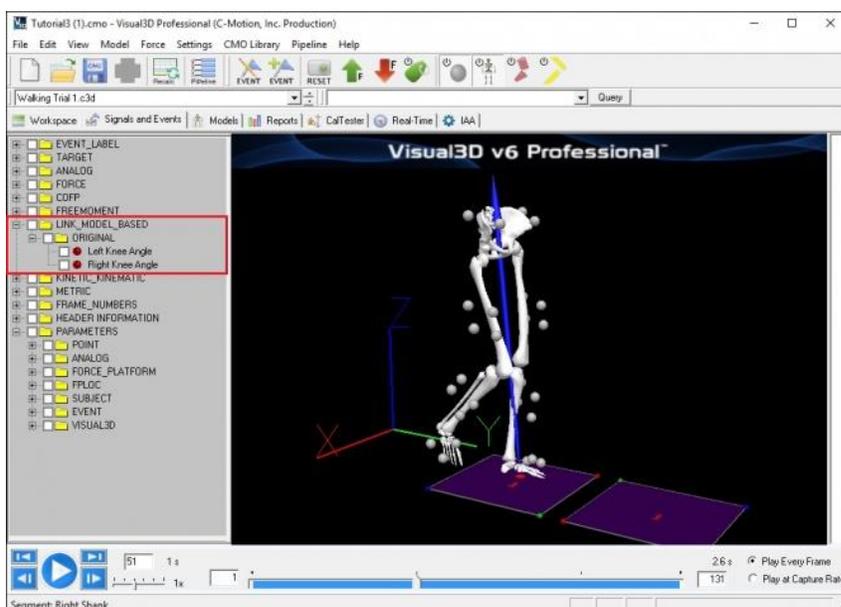


Figura 30. Visual 3D v6. Fuente: (C-Moción, 2011)

Las posiciones en 3D registradas son administradas por este sistema, con el fin de obtener diferentes patrones, como la variación angular de cada una de las articulaciones, la longitud del paso y la velocidad de cada uno de los segmentos de los miembros inferiores de la marcha (Martínez Carrillo, Gómez Jaramillo, & Romero Castro, 2010).

4.3 Casos

En el presente trabajo se describen tres (3) casos de los resultados obtenidos en las pruebas de marcha realizadas a dieciocho (18) estudiantes en el laboratorio de biomecánica de movimiento de la Universidad ECCI, en el Caso 1 se describe la correlación entre la herramienta de inestabilidad del tobillo Cumberland (CAIT) y el índice de masa corporal (IMC) de cada estudiante, en el Caso 2 se describe la correlación entre la asimetría del movimiento del tobillo derecho versus el tobillo izquierdo y en el Caso 3 se describe la correlación del índice de asimetría en los rangos máximos de dorsiflexión de los tobillos y la herramienta de inestabilidad del tobillo Cumberland (CAIT).

Caso 1: Correlación entre la herramienta de inestabilidad del tobillo Cumberland (CAIT) y el índice de masa corporal (IMC) de cada estudiante. Se tomó una muestra de un grupo de 18 jóvenes con edades entre los 18 a los 29 años, con perfil de estudiantes, no deportistas. Este grupo está compuesto por 12 mujeres y 6 hombres, al cual se le hizo firmar un consentimiento informado (Anexo 1), y se le realizó la encuesta de la herramienta de inestabilidad de tobillo Cumberland (CAIT), esta encuesta está compuesta por 9 preguntas de múltiple respuesta y con un puntaje entre 0 y 30 (Anexo 2), las cuales permiten evaluar ambos tobillos por separado, el cual se totaliza de forma individual para cada uno de los tobillos (Tabla 4).

Tabla 4. Cuestionario de inestabilidad de tobillo Cumberland. Fuente: (Autores, 2019)

Herramienta de inestabilidad de tobillo Cumberland (CAIT)																						
Participante	Sexo	Edad	Pregunta																		Puntuación	
			1		2		2		4		5		6		7		8		9		I	D
			I	D	I	D	I	D	I	D	I	D	I	D	I	D	I	D	I	D		
1	F	22	5	5	4	4	3	3	3	3	1	2	1	3	4	4	3	3	3	3	27	30
2	F	19	4	5	4	4	3	3	3	3	2	2	3	3	4	4	3	3	3	3	29	30
3	F	20	5	5	4	4	3	3	3	3	0	0	3	3	3	3	3	3	3	3	27	27
4	F	20	5	5	4	4	3	3	3	3	1	1	3	3	4	4	1	1	3	3	27	27
5	F	20	5	5	4	4	3	3	3	3	2	2	3	3	4	4	3	3	3	3	30	30
6	M	21	5	5	4	4	3	3	3	3	2	2	3	3	4	4	3	3	3	3	30	30
7	M	19	5	5	4	4	3	3	3	3	2	2	3	3	3	4	3	3	2	2	28	29
8	M	22	5	5	4	4	3	3	3	3	2	2	3	3	4	4	3	3	3	3	30	30
9	F	19	5	5	4	4	3	3	3	3	2	2	3	3	4	4	3	3	3	3	30	30
10	M	19	5	5	4	4	3	3	3	3	2	2	3	3	4	4	3	2	3	2	30	28
11	F	20	4	4	4	4	3	3	3	3	2	2	3	3	4	4	3	3	3	3	29	29
12	F	19	5	5	3	3	3	3	3	3	0	0	2	2	3	3	3	3	3	3	25	25
13	M	21	3	4	3	3	3	3	3	3	2	2	3	3	3	4	3	3	3	3	26	28
14	F	19	5	5	4	4	3	3	2	2	2	2	0	0	4	4	3	3	3	3	26	26
15	M	20	5	5	4	4	3	3	3	3	2	2	3	3	4	4	2	2	3	3	29	29
16	F	20	5	4	4	1	3	3	3	1	2	2	3	3	4	4	3	3	3	2	30	23
17	F	18	5	5	4	4	3	3	2	2	2	2	3	3	1	1	3	3	3	3	26	26
18	F	19	4	4	1	1	2	2	1	1	0	0	1	1	3	3	1	1	3	3	16	16

¹ I = Izquierdo, D = Derecho

Al mismo tiempo se entrega un instrumento de recolección de datos (Anexo 3), que se diligencia al momento de iniciar la toma del examen a cada uno de los participantes y en el que se registra el índice de masa corporal (IMC).

Tabla 5. *Índice de masa corporal (IMC)*. Fuente: (Organización Mundial de la Salud, 2019)

Clasificación del IMC	
Insuficiencia ponderal	<18.5
Intervalo normal	18.5-24.9
Sobrepeso	≥25.0
Preobesidad	25.0-29.9
Obesidad	≥30
Obesidad de clase I	30.0-34.9
Obesidad de clase II	35.0-39.9
Obesidad de clase III	≥40.0

Para el caso del CAIT, la literatura nos indicó que, si la sumatoria del puntaje por tobillo es menor a 27, el tobillo es inestable, de lo contrario es estable y el máximo puntaje que puede dar es 30 (Cruz Díaz, Hita Contreras, Lomas Vega, & Martínez Amat, 2013). El índice de masa corporal nos indica la clasificación de cada uno de los participantes (Tabla 5).

Caso 2: Se realizó la correlación entre la asimetría del movimiento del tobillo derecho versus el tobillo izquierdo, teniendo en cuenta que el rango de movimiento del tobillo siempre debe compararse con la extremidad contralateral para evaluar déficit y diferencias (Valderrabano & Easley, 2016). Los rangos de movimiento se obtuvieron por medio del seguimiento de los marcadores a través de cámaras infrarrojas (Figura 31).



Figura 31. Ubicación de marcadores vista frontal y vista posterior. Fuente: (Autores, 2019)

La serie de actividades que se tuvo en cuenta para poder realizar la comparación de los rangos de movimiento de los tobillos son:

1. Ubicación de los marcadores según el protocolo de Davis.
2. Identificación de los marcadores en el software Motive de Optitrack.
3. Adquisición de datos por medio del software Motive de Optitrack.
4. Exportación de datos obtenidos un programa estadístico.
5. Análisis de datos obtenidos en un programa estadístico.

Caso 3: Se realizó la correlación del índice de asimetría (IAS) en los rangos máximos de flexión dorsal de los tobillos y la herramienta de inestabilidad del tobillo Cumberland (CAIT). La simetría de la marcha se considera un indicador de la marcha normal y puede servir como una herramienta de diagnóstico para los médicos (Hodt Billington, 2012).

La serie de actividades que se tuvieron en cuenta para poder realizar la comparación de los rangos de movimiento máximos de los tobillos son las siguientes:

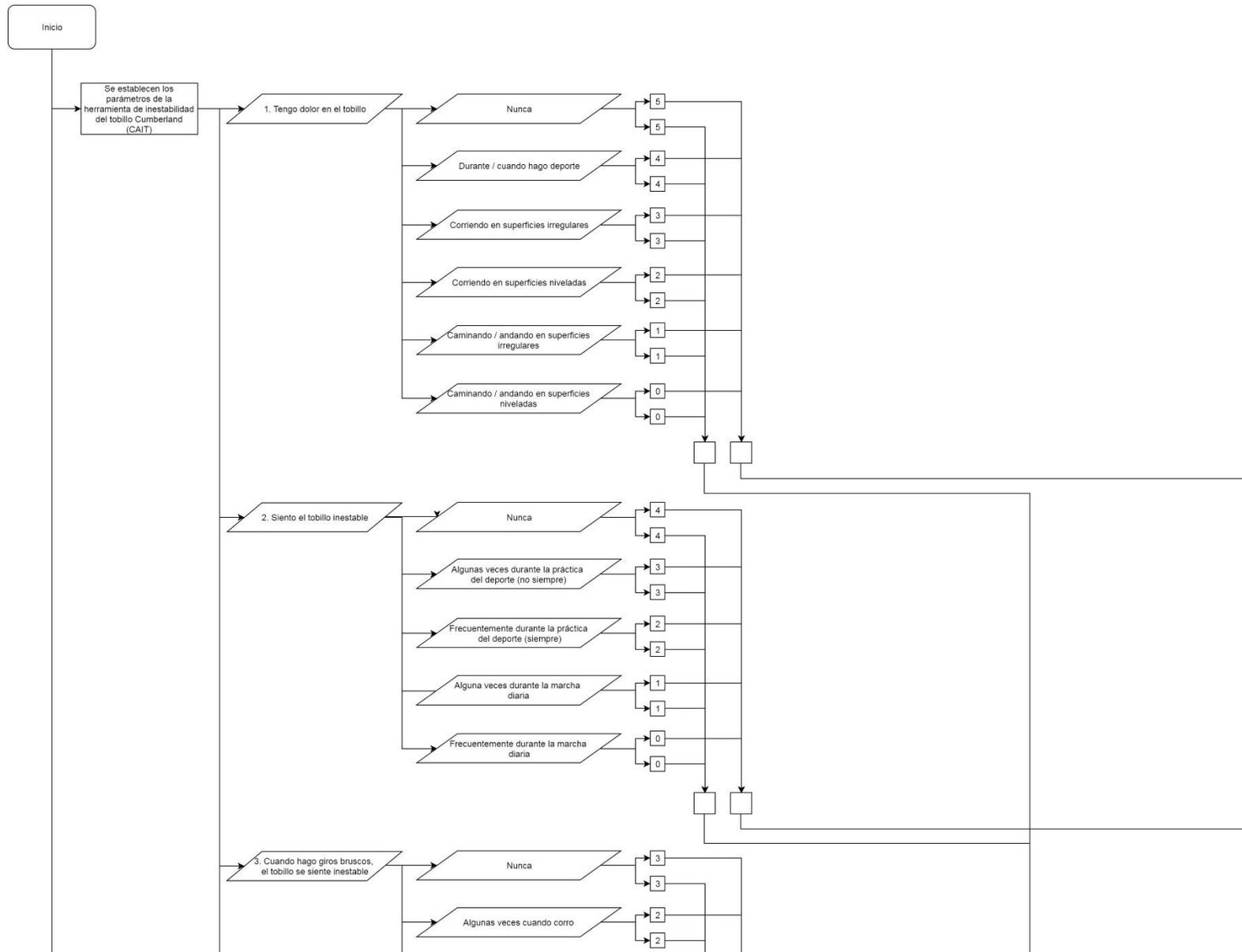
1. Identificación de los rangos de movimiento máximos de flexión dorsal de los tobillos.
2. Aplicación de formula del índice de asimetría.
3. Análisis de datos obtenidos en un programa estadístico.

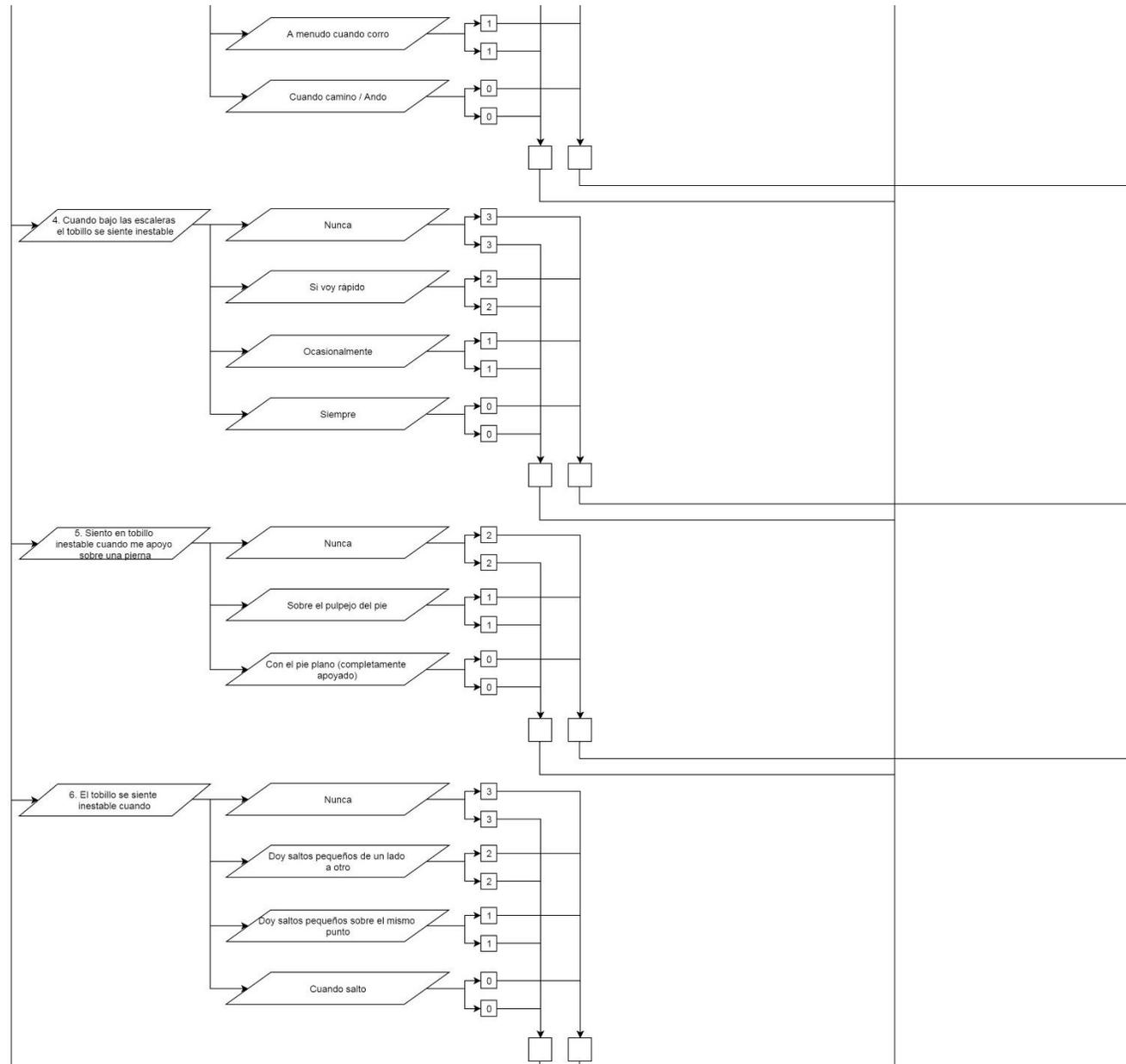
4.4 Diagrama de flujo árbol de decisión

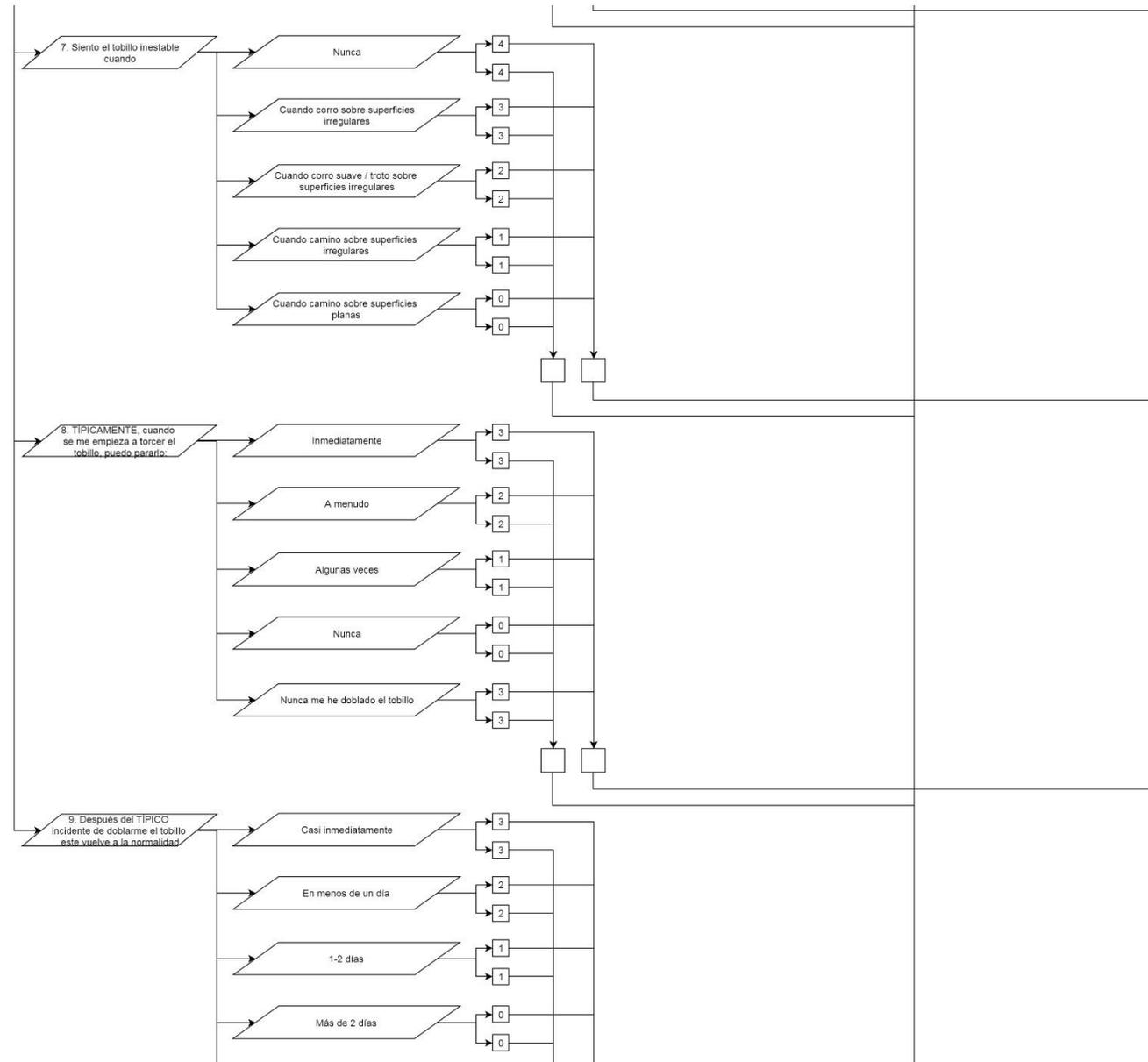
En el procesamiento del árbol de decisión (Figura 32) se tuvo en cuenta como factor el CAIT, si el resultado es mayor o igual a 27 el tobillo es estable y si el resultado es menor a 27 es inestable y se generará la primera alerta, la cual tendrá como respuesta algunas recomendaciones. Otro factor es el IMC el cual evalúa el peso del participante respecto a su altura, si no se encuentra dentro de los rangos normales se genera una alerta, la cual tendrá como respuestas algunas recomendaciones.

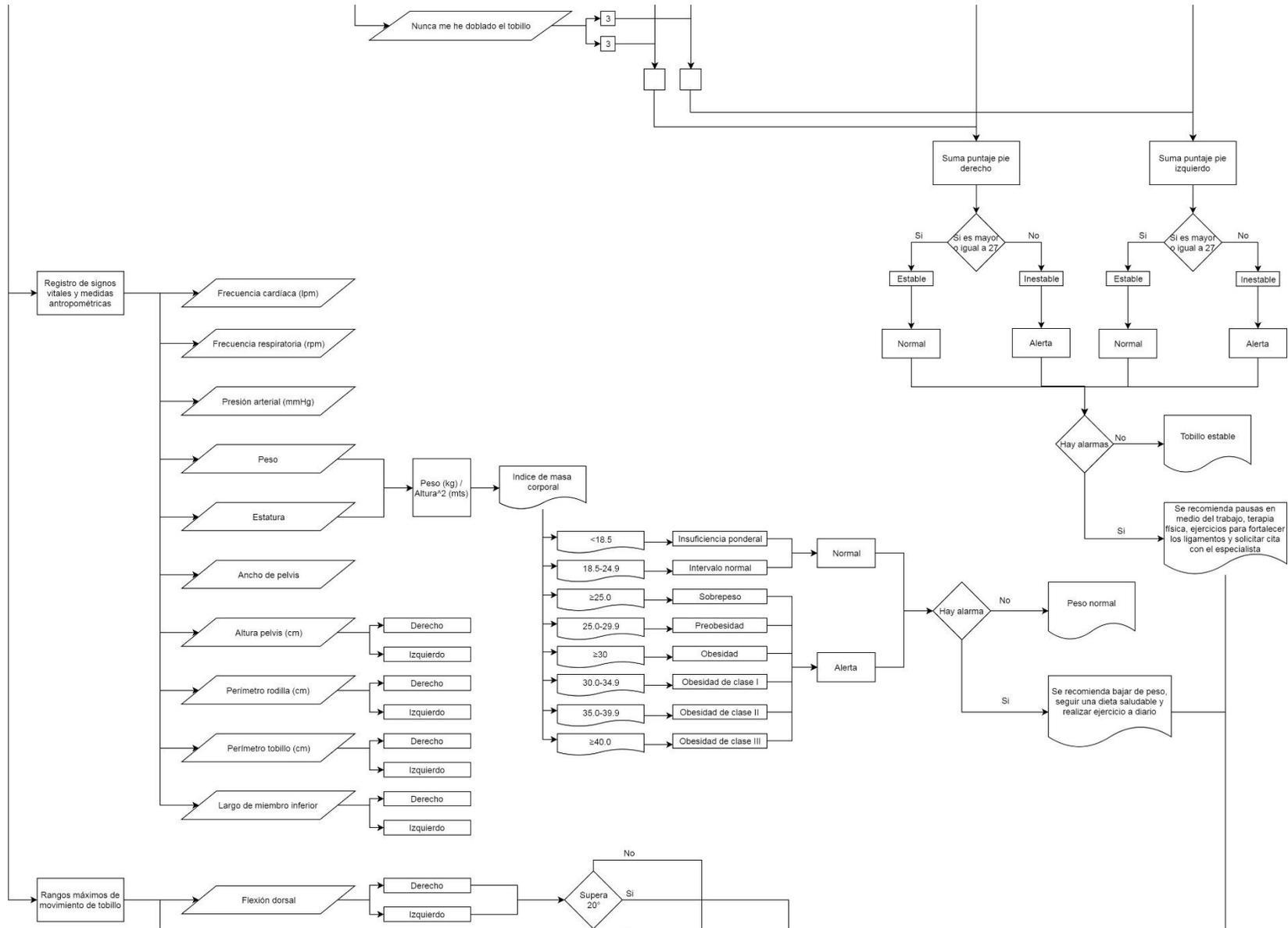
Los parámetros cinemáticos se evalúan midiendo los grados máximos de flexión dorsal, flexión plantar, inversión y eversión en cada tobillo por medio de un goniómetro manual, si se superan los rangos establecidos se generará una alerta, la cual tendrá como respuesta algunas recomendaciones.

Si el participante no presenta alertas no tiene posibilidad de presentar un esguince, si presenta una alerta su probabilidad es muy débil, si presenta dos alertas su probabilidad es débil, si presenta tres alertas su probabilidad es moderada y si presenta cuatro o más alertas su probabilidad es alta.









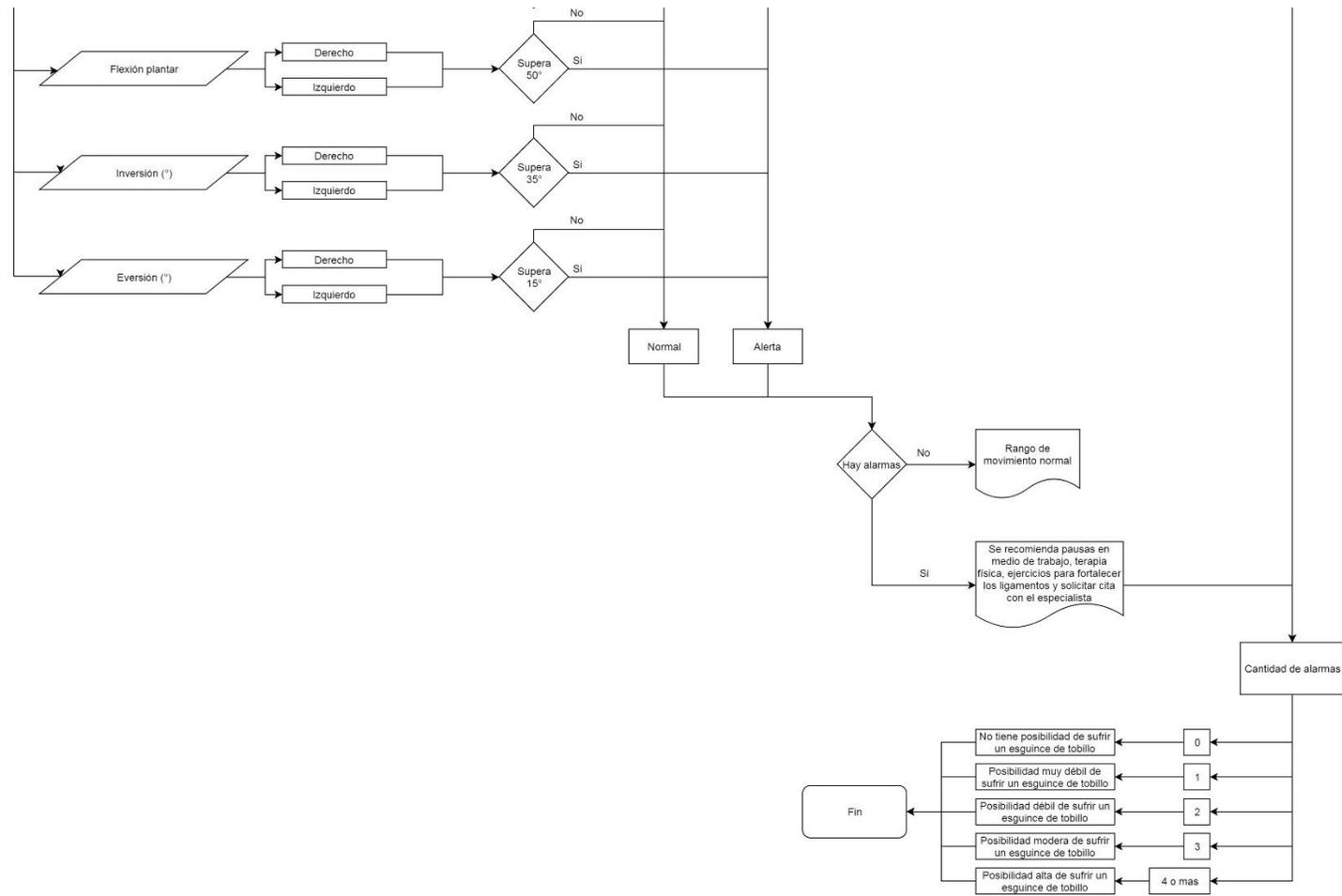
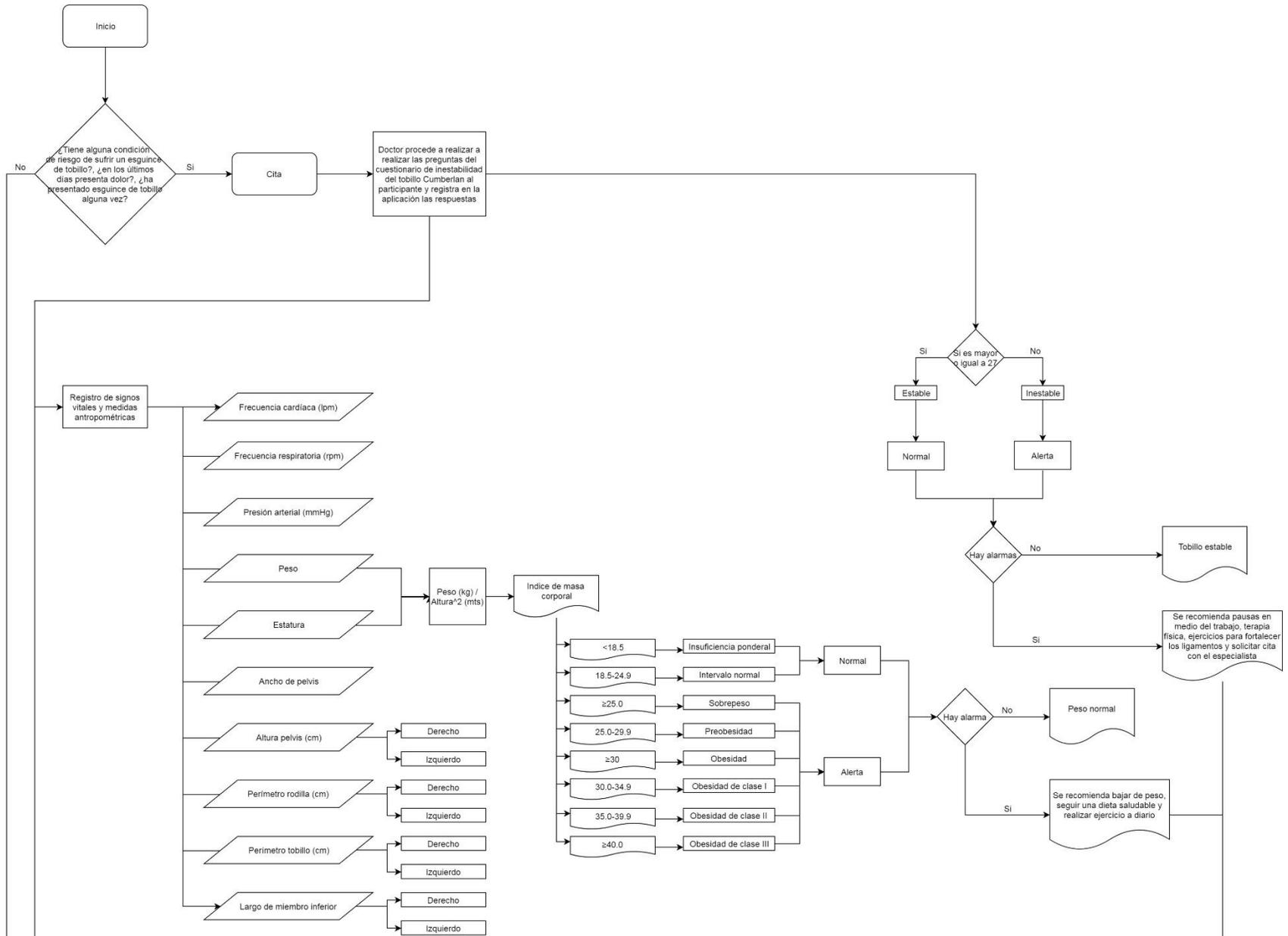


Figura 32. Diagrama de flujo del procesamiento del árbol de decisión. Fuente: (Autores, 2019)

La persona que manipule el árbol de decisión realizara la secuencia de datos descritas en la Figura 33.



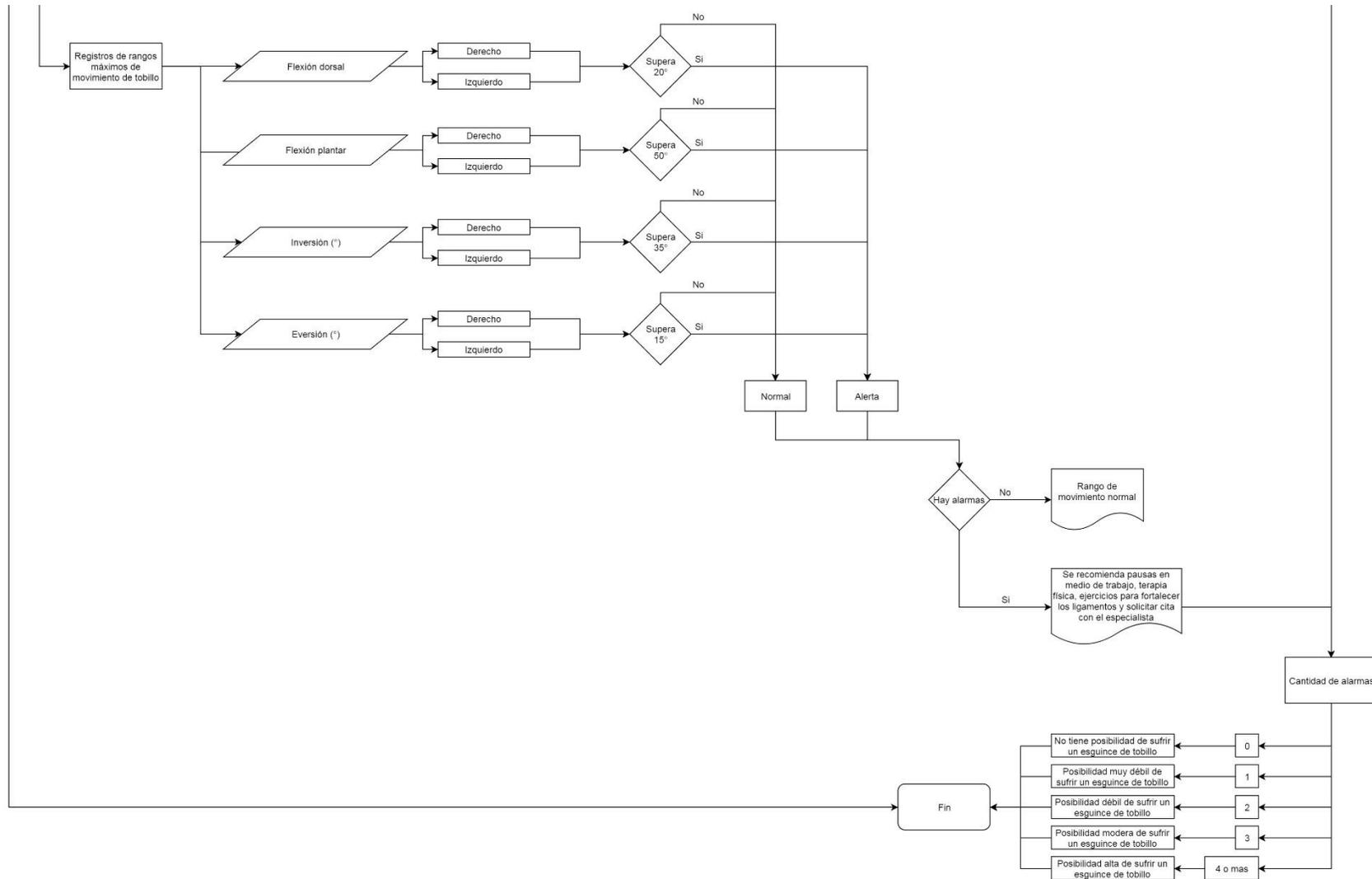


Figura 33. Diagrama de flujo árbol de decisión para el usuario. Fuente: (Autores, 2019)

5. Resultados

Se plantearon tres casos en donde se realizó la correlación entre la herramienta de inestabilidad del tobillo Cumberland (CAIT) y el índice de masa corporal (IMC) de cada participante, la correlación de la asimetría del movimiento del tobillo derecho versus el tobillo izquierdo para cada uno de los participantes, y la correlación del índice de asimetría (IAS) en los rangos máximos de dorsiflexión de los tobillos con la herramienta de inestabilidad del tobillo Cumberland (CAIT) de cada uno de los participantes.

5.1 Caso 1 – Correlación entre la herramienta de inestabilidad del tobillo Cumberland (CAIT) versus índice de masa corporal (IMC) de los participantes

El análisis de datos se realizó organizando el IMC de los participantes de menor a mayor, lo cual permitió observar de forma ordenada la correlación entre el CAIT y el IMC. En la Tabla 6 se observó que los participantes del 1 al 11 tienen un IMC normal (18.5-24.9) y la puntuación obtenida en el CAIT está entre 27 y 30, lo cual indica que tienen tobillos estables, mientras que los participantes del 13 al 17 tienen un IMC con preobesidad (25.0-29.9) y la puntuación obtenida en el CAIT está entre 23 y 30, lo cual indica que empiezan a presentar inestabilidad en uno o ambos tobillos, para el caso en particular del participante 18 que tiene un IMC con obesidad grado I (30.0-34.9) presentó el puntaje más bajo en el CAIT por lo que se podría indicar que es el que mayor inestabilidad registra en ambos tobillos.

Los datos obtenidos en este estudio fueron analizados estadísticamente utilizando el programa SPSS Versión 24 para Windows 10. El análisis de correlación se realizó mediante el coeficiente de correlación rho de Spearman. Los valores de correlación absolutos de 0 a 0.25 fueron interpretados como muy débiles, 0.25-0.50 como correlación débil, 0.50-0.75 como una correlación moderada y mayor a 0.75 como una correlación fuerte.

Tabla 6. Puntuación cuestionario inestabilidad del tobillo y el índice de masa corporal. Fuente: (Autores, 2019)

Participante	Sexo	Edad	Puntuación (CAIT)		Peso (kg)	Estatura (cm)	Índice de masa corporal (IMC) kg/m ²
			Izq.	Der.			
1	F	22	27	30	43	150	19,11
2	F	19	29	30	45	152	19,47
3	F	20	27	27	48	156	19,72
4	F	20	27	27	54	161	20,08
5	F	20	30	30	57,8	167	20,44
6	M	21	30	30	68,3	179	21,30
7	M	19	28	29	70	180	21,60
8	M	22	30	30	68,4	176	22,08
9	F	19	30	30	48	145	22,35
10	M	19	30	28	65	169	22,76
11	F	20	29	29	61,4	158	24,44
12	F	19	25	25	59,6	156	24,49
13	M	21	26	28	65	160	25,39
14	F	19	26	26	60	152	25,97
15	M	20	29	29	87,5	182	26,41
16	F	20	30	23	64,3	153	27,30
17	F	18	26	26	63	148	28,76
18	F	19	16	16	89,2	168	31,60

En el CAIT del tobillo izquierdo y el IMC se encontró una correlación negativa débil y estadísticamente significativa ($p < 0,05$), y en el CAIT del tobillo derecho y el IMC una correlación negativa moderada y estadísticamente significativa ($p < 0,05$), lo cual indica que las personas con un mayor IMC pueden tener menores puntajes en el CAIT. En la Tabla 7 se muestran los resultados obtenidos del test de correlación.

Tabla 7. *Correlación CAIT e IMC. Fuente: (Autores, 2019)*

		IMC	
Spearman's rho	CAIT_TOB_IZQ	Correlation Coefficient	-,302
		Sig. (2-tailed)	,024
		N	18
	CAIT_TOB_DER	Correlation Coefficient	-,664**
		Sig. (2-tailed)	,003

¹Índice de masa corporal (IMC); Número de participantes (N)

5.2 Caso 2 - Correlación de la asimetría del movimiento del tobillo derecho versus el tobillo izquierdo

Para poder realizar la correlación de la asimetría de movimiento del tobillo derecho versus el tobillo izquierdo se utilizó el coeficiente de correlación de Pearson, debido a que es el índice que permite medir su grado de relación.

Los datos obtenidos en este estudio fueron analizados estadísticamente utilizando el programa SPSS Versión 24 para Windows 10. El análisis de correlación se realizó mediante el coeficiente de correlación de Pearson. Los valores de correlación absolutos de 0 a 0.25 fueron interpretados como muy débiles, 0.25-0.50 como correlación débil, 0.50-0.75 como una correlación moderada y mayor a 0.75 como una correlación fuerte.

En la Tabla 8 se pudo observar que el participante 2 tiene un coeficiente de correlación de 0,41 e indica una correlación débil, al revisar los datos registrados (Anexo 3) el participante 2 indicó que presentó esguince de tobillo en el pie izquierdo, lo cual puede ser una de las causas del resultado obtenido.

Tabla 8. Coeficiente de correlación tobillo pie derecho versus tobillo pie izquierdo. Fuente: (Autores, 2019)

Paciente	Sexo	Edad	Coeficiente de correlación Plano sagital
1	F	22	0,92
2	F	19	0,41
3	F	20	0,94
4	F	20	0,99
5	F	20	0,83
6	M	21	0,94
7	M	19	0,88
8	M	22	0,94
9	F	19	0,83
10	M	19	0,84
11	F	20	0,78
12	F	19	0,98
13	M	21	0,92
14	F	19	0,73
15	M	20	0,51
16	F	20	0,92
17	F	18	0,57
18	F	19	0,60

Los participantes 14, 15, 17 y 18 tiene un coeficiente de correlación moderado (0.50-0.75), lo cual puede estar relacionado a su IMC. El participante 15 presento un coeficiente de correlación 0,51 que es el segundo más bajo e indica una correlación moderada, al revisar los datos registrados (Anexo 3) el participante 15 indica que presento cirugía en cadera por deslizamiento de epífisis capital del fémur o de la cabeza femoral, lo cual puede ser una de las causas del resultado obtenido.

En la Figura 34 se puede observar la asimetría de movimiento de los tobillos del participante 1, al ser analizado se obtuvo un coeficiente de correlación de 0.92, lo que indica una correlación alta.

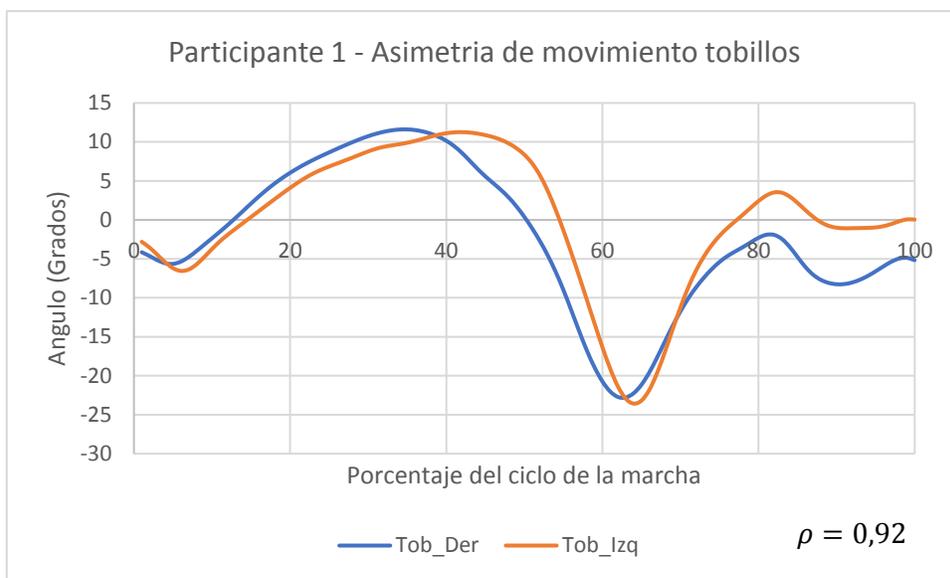


Figura 34. *Asimetría de movimiento tobillos participante 1.* Fuente: (Autores, 2019)

En la Figura 35 se puede observar la asimetría de movimiento de los tobillos del participante 2, al ser analizado se obtuvo un coeficiente de correlación de Pearson de 0.42, lo que indica una correlación débil, al revisar los datos suministrados por el participante se encontró que presento esguince en el tobillo izquierdo, lo cual puede ser causa del resultado, se observa en el 60% de ciclo de la marcha que la segunda flexión plantar de tobillo izquierdo es menor que la del tobillo derecho, lo cual puede ser una repercusión del esguince presentado.

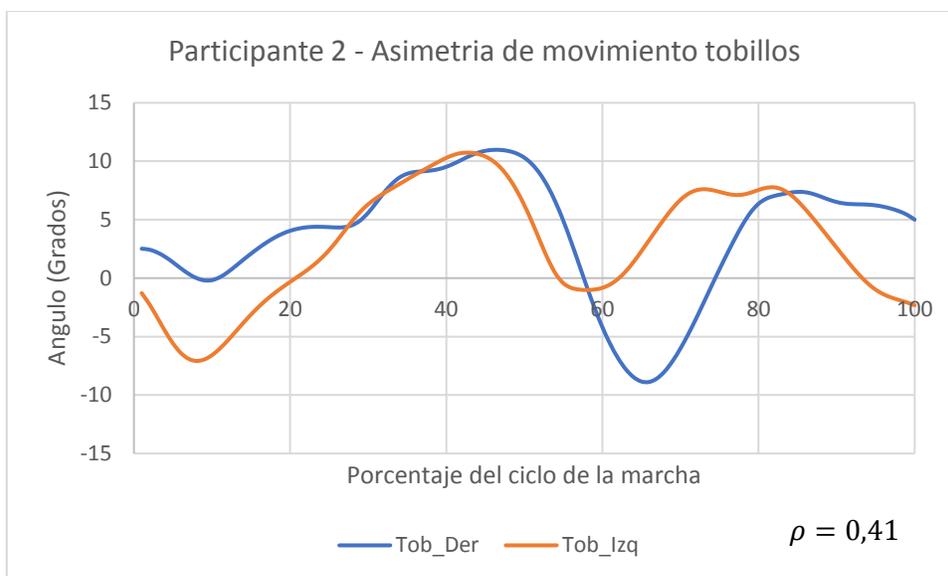


Figura 35. *Asimetría de movimiento tobillos participante 2.* Fuente: (Autores, 2019)

En la Figura 36 se puede observar la asimetría de movimiento de los tobillos del participante 15, al ser analizado se obtuvo un coeficiente de correlación de Pearson de 0.51, lo que indica una correlación moderada, al revisar los datos suministrados por el participante se encontró que se le realizó cirugía en cadera de deslizamiento de epífisis capital del fémur o de la cabeza femoral, por lo que se puede concluir que las afecciones presentadas en la cadera pueden afectar la asimetría de movimiento en la marcha.

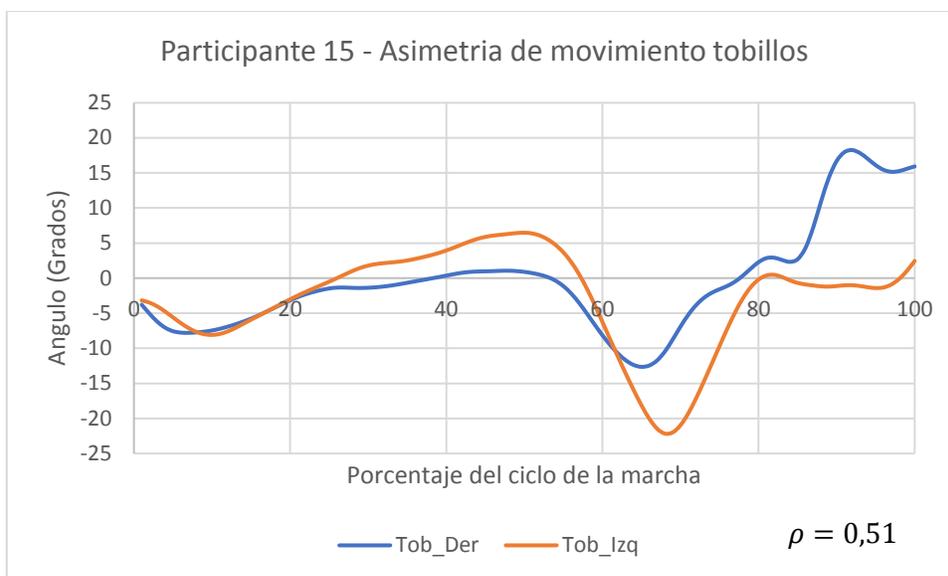


Figura 36. *Asimetría de movimiento tobillos participante 15. Fuente: (Autores, 2019)*

5.3 Caso 3 - Correlación del índice de asimetría (IAS) en los rangos máximos de flexión dorsal de los tobillos con la herramienta de inestabilidad del tobillo Cumberland (CAIT) de los participantes.

El índice de asimetría (IAS) se obtuvo a partir de los valores máximos de flexión dorsal del tobillo izquierdo y derecho mediante la fórmula que se indica a continuación:

$$IAS = \left| 1 - \frac{\text{Extremidad con menor valor}}{\text{Extremidad con mayor valor}} \right| \quad \text{Ecuación 5-2}$$

Si el índice de asimetría es igual a 1 se interpreta como simetría perfecta. En la Tabla 9, se pudo observar que el participante 8 es el único que tiene una simetría perfecta.

Tabla 9. Rangos de movimiento máximo del tobillo en flexión dorsal. Fuente: (Autores, 2019)

Paciente	Sexo	Edad	Puntuación		Asimetría Flexión dorsal
			(CAIT)		
			Izq.	Der.	
1	F	22	27	30	0,03
2	F	19	29	30	0,02
3	F	20	27	27	0,50
4	F	20	27	27	0,12
5	F	20	30	30	0,04
6	M	21	30	30	0,24
7	M	19	28	29	0,30
8	M	22	30	30	1,00
9	F	19	30	30	0,24
10	M	19	30	28	0,15
11	F	20	29	29	0,26
12	F	19	25	25	0,33
13	M	21	26	28	0,48
14	F	19	26	26	0,06
15	M	20	29	29	0,65
16	F	20	30	23	0,08
17	F	18	26	26	0,53
18	F	19	16	16	0,01

Los datos obtenidos en este estudio fueron analizados estadísticamente utilizando el programa SPSS Versión 24 para Windows 10. El análisis de correlación se realizó mediante el coeficiente de correlación rho de Spearman. Los valores de correlación absolutos de 0 a 0.25 fueron interpretados como muy débiles, 0.25-0.50 como correlación débil, 0.50-0.75 como una correlación moderada y mayor a 0.75 como una correlación fuerte.

En el CAIT del tobillo izquierdo e IAS se encontró una correlación muy débil y estadísticamente significativa ($p < 0,05$) y en el CAIT del tobillo derecho e IAS se encontró una correlación débil y estadísticamente significativa ($p < 0,05$), lo cual indica que las personas con menor puntaje en el CAIT pueden tener menores índices de asimetría en la marcha (Tabla 10).

Tabla 10. Correlación CAIT e IAS. Fuente: (Autores, 2019)

		IAS	
Spearman's rho	CAIT_TOB_IZQ	Correlation Coefficient	,201
		Sig. (2-tailed)	,042
	N		18
	CAIT_TOB_DER	Correlation Coefficient	,260
		Sig. (2-tailed)	,029

¹Índice de asimetría (IAS); Número de participantes (N)

5.4 Árbol de decisión

Los parámetros cinemáticos y factores predictores de esguince de tobillo definidos a partir del análisis de los casos para el árbol de decisión son el CAIT, IMC y los rangos máximos de flexión plantar y flexión dorsal, en donde por medio de alertas generadas al encontrar un parámetro cinemático o factor predictor de esguince de tobillo indicara la posibilidad que puede obtener el participante de presentar esguince de tobillo (Tabla 11).

Tabla 11. Posibilidad de sufrir un esguince de tobillo. Fuente: (Autores, 2019)

Alertas	Posibilidad
0	No presenta ninguna posibilidad de presentar esguince de tobillo
1	Presenta una posibilidad muy débil de presentar esguince de tobillo
2	Presenta una posibilidad débil de presentar esguince de tobillo
3	Presenta una posibilidad modera de presentar esguince de tobillo
4 o más	Presenta una posibilidad alta de presentar esguince de tobillo

Al ingresar los datos del participante 1 en el árbol de decisión se observó que su IMC se encuentra en el intervalo normal, no presenta inestabilidad de tobillo, y los rangos de movimiento de flexión plantar y flexión dorsal se encuentran dentro de los rangos normales, por lo que no presenta ninguna posibilidad de sufrir un esguince de tobillo (Figura 37).

Al ingresar los datos del participante 18 en el árbol de decisión se observó que su IMC se encuentra en la clasificación de obesidad clase I, presenta inestabilidad en ambos tobillos, y los rangos de movimiento de flexión plantar y flexión dorsal se encuentran dentro de los rangos normales, por lo que presenta una posibilidad débil de sufrir un esguince de tobillo (Figura 38).

Resultados

Nombre	Participante 1	Documento de identidad	0
Fecha de nacimiento	0	Lugar	0
Teléfono	0	Tipo de análisis	Marcha
Dirección	0		

Signos vitales

Frecuencia cardíaca (lpm)	72	Frecuencia respiratoria (rpm)	17
Presión arterial (mmHg)	100/72		

Medidas antropométricas

Peso (kg)	43	Estatura (cm)	150
Índice de masa corporal (IMC)	19,11	Intervalo normal	
Ancho de pelvis (cm)	23		
Altura pelvis (cm)		Derecho	Izquierdo
Perímetro rodilla (cm)		13	13
Perímetro tobillos (cm)		34	33
Largo miembro inferior (cm)		21	21
		79	79

Herramienta de inestabilidad de tobillo Cumberland (CAIT)

Puntaje	Tobillo izquierdo	27	Tobillo derecho	30
		Estable		Estable

Rangos de movimiento máximos del tobillo izquierdo (medir con goniómetro)

Dorsiflexión (°)	11,61	Normal
Flexión plantar (°)	22,78	Normal
Inversión (°)		Normal
Eversión (°)		Normal

Rangos de movimiento máximos del tobillo derecho (medir con goniómetro)

Dorsiflexión (°)	11,26	Normal
Flexión plantar (°)	23,57	Normal
Inversión (°)		Normal
Eversión (°)		Normal

Posibilidad de presentar esguince de tobillo

Alarmas	Tobillo izquierdo	0	Tobillo derecho	0
Posibilidad		Ninguna		Ninguna

Recomendaciones

CAIT	Ninguna
IMC	Ninguna
Rangos de movimiento	Ninguna

Evaluador

Figura 37. Resultados árbol de decisión participante 1. Fuente: (Autores, 2019)

Resultados			
Nombre	Participante 18	Documento de identidad	0
Fecha de nacimiento	0	Lugar	0
Teléfono	0	Tipo de análisis	Marcha
Dirección	0		
Signos vitales			
Frecuencia cardíaca (lpm)	76	Frecuencia respiratoria (rpm)	20
Presión arterial (mmHg)	95/61		
Medidas antropométricas			
Peso (kg)	89,2	Estatura (cm)	168
Índice de masa corporal (IMC)	31,60	Obesidad clase I	
Ancho de pelvis (cm)	33		
Altura pelvis (cm)		Derecho	Izquierdo
Perímetro rodilla (cm)		17	16
Perímetro tobillos (cm)		39	39
Largo miembro inferior (cm)		25	25
		86	86
Herramienta de inestabilidad de tobillo Cumberland (CAIT)			
Puntaje		Tobillo izquierdo	Tobillo derecho
		16	16
		Inestable	Inestable
Rangos de movimiento máximos del tobillo izquierdo (medir con goniómetro)			
Dorsiflexión (°)	10,02	Normal	
Flexión plantar (°)	-15,32	Normal	
Inversión (°)		Normal	
Eversión (°)		Normal	
Rangos de movimiento máximos del tobillo derecho (medir con goniómetro)			
Dorsiflexión (°)	10,15	Normal	
Flexión plantar (°)	-13,17	Normal	
Inversión (°)		Normal	
Eversión (°)		Normal	
Posibilidad de presentar esguince de tobillo			
Alarmas		Tobillo izquierdo	Tobillo derecho
Posibilidad		2	2
		Debil	Debil
Recomendaciones			
CAIT	Pausas en medio del trabajo; terapia física; ejercicios para fortalecer el ligamento; solicitar cita con especialista		
IMC	Bajar de peso; seguir una dieta saludable; realizar ejercicio diario		
Rangos de movimiento	Ninguna		
		Evaluador	

Figura 38. Resultados árbol de decisión participante 1. Fuente: (Autores, 2019)

6. Conclusiones

Según la literatura los factores predictores y parámetros cinemáticos que permiten evaluar un posible esguince de tobillo son la inestabilidad del tobillo, rango pasivo de movimiento en flexión dorsal, inversión y eversión, laxitud de la articulación del tobillo y equilibrio.

El protocolo que se ajustó a las condiciones del laboratorio y al estudio de la marcha en el plano sagital es el protocolo de Davis.

En las pruebas experimentales se comprobó que a mayor índice de masa corporal se puede presentar mayor riesgo de inestabilidad en los tobillos.

La asimetría del movimiento del tobillo derecho versus el tobillo izquierdo se puede ver afectada por el esguince de tobillo, debido a que los ángulos de movimiento en uno de los tobillos tienen aumentar.

A menor puntaje obtenido en la herramienta de inestabilidad del tobillo Cumberland menor índice de asimetría en la flexión dorsal de los tobillos.

El CAIT se evalúa de acuerdo al ponderado por extremidad si es menor de 27 el tobillo es inestable si igual o mayor el tobillo es estable.

Luego de las revisiones bibliográficas es posible concluir que el estudio y las pruebas realizadas sobre la marcha humana enfocada en tobillo cumplen con los resultados esperados a partir de los parámetros iniciales dados o encontrados.

Las pruebas se realizaron bajo un sistema de captura óptico, revisando la literatura y cada uno de los avances logrados en el transcurso del tiempo podemos ver que adoptamos varias metodologías usadas en la antigüedad para así mejorar la toma de las pruebas.

A partir de este estudio se pudo generar un árbol de decisión con una serie de parámetros como (CAIT, IMC, rangos de movimiento de tobillo), que nos permite sugerir un diagnóstico de inestabilidad en el tobillo, y prevenir a un paciente de presentar o reincidir en un esguince.

El árbol de decisión que se planteó en este trabajo tiene como finalidad apoyar los programas de PyP tanto de los médicos laborales en las empresas como de los médicos familiares en la EPS.

6.1 Trabajos futuros

Se recomienda poder analizar otros factores predictores y parámetros cinemáticos como son: incidencia según género, patologías o afecciones que afectan el tobillo, para evaluar la inestabilidad del tobillo.

A lo largo del desarrollo de este trabajo se ha identificado algunos de los factores predictores del esguince de tobillo basados en la literatura, en pruebas experimentales y análisis estadísticos, se espera continuar con este estudio y poder analizar variables dinámicas como fuerza, tensión y centro de gravedad en la marcha y el salto.

Se recomienda seguir enfocando este estudio hacia programa de prevención y promoción, debido a que es uno de los focos a fortalecer en la salud pública en Colombia, este trabajo podría tener un uso como herramienta de telemedicina en el área de la salud.

A. Anexo 1: Consentimiento informado participante**Anexo 1****Universidad ECCI****Laboratorio de biomecánica****Consentimiento informado participante**

Yo _____, identificado(a) con el documento de identidad número _____ expedido en _____ acepto que se me ha explicado y entiendo los procedimientos, beneficios, riesgos y o molestias que pueden aparecer como resultado de los protocolos de la evaluación de la marcha y/o salto. Adicionalmente, se me ha informado que soy libre de parar la evaluación en cualquier punto de ella si así lo deseo y de retirarme en el momento que lo considere necesario, sin que para ello se cree algún perjuicio. Por lo tanto, al firmar este documento acepto voluntariamente participar de los protocolos de evaluación.

Este documento se firma en Bogotá, a los _____ días del mes _____ de _____.

Firma:

Nombre:

Documento de identidad:

Teléfono:

Celular:

Dirección:

B. Anexo 2. Herramienta de inestabilidad de tobillo Cumberland

Por favor, marque en cada pregunta la ÚNICA afirmación que describa mejor sus tobillos

	Izquierdo	Derecho	Puntuación
1. Tengo dolor en el tobillo: Nunca. Durante / Cuando hago deporte. Corriendo en superficies irregulares. Corriendo en superficies niveladas. Caminando / Andando en superficies irregulares. Caminando / Andando en superficies niveladas.	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	5 4 3 2 4 0
2. Siento el tobillo inestable: Nunca. Algunas veces durante la práctica del deporte (no siempre). Frecuentemente durante la práctica del deporte (siempre). Algunas veces durante la actividad diaria. Frecuentemente durante la actividad diaria.	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	4 3 2 1 0
3. Cuando hago giros bruscos, el tobillo se siente INESTABLE: Nunca. Algunas veces cuando corro. A menudo cuando corro. Cuando camino / Ando.	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	3 2 1 0
4. Cuando bajo las escaleras, el tobillo se siente INESTABLE: Nunca. Si voy rápido. Ocasionalmente. Siempre.	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	3 2 1 0
5. Siento el tobillo inestable cuando me apoyo sobre una pierna: Nunca. Sobre el pulpejo del pie. Con el pie plano (completamente apoyado).	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	2 1 0
6. El tobillo se siente INESTABLE cuando: Nunca. Doy saltos pequeños de un lado al otro. Doy saltos pequeños sobre un mismo punto. Cuando salto.	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	3 2 1 0
7. El tobillo se siente INESTABLE cuando: Nunca. Cuando corro sobre superficies irregulares. Cuando corro suave / Troto sobre superficies irregulares. Cuando camino sobre superficies irregulares. Cuando camino sobre una superficie plana.	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	4 3 2 1 0
8. TÍPICAMENTE, cuando se me empieza a torcer el tobillo, puedo pararlo: Inmediatamente. A menudo. Algunas veces. Nunca. Nunca me he doblado el tobillo.	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	3 2 1 0 3
9. Después del TÍPICO incidente de doblarme el tobillo este vuelve a la normalidad. Casi inmediatamente. En menos de un día. 1-2 días. Más de 2 días. Nunca me he doblado el tobillo.	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	3 2 1 0 3

Nota. La escala de puntuación está en la derecha. El sistema de puntuación no está visible en la versión del participante.

C. Anexo 3. Instrumento de recolección de datos

Datos generales

Nombre: _____ Documento No.: _____
 Fecha de nacimiento: _____ Lugar: _____ Teléfono: _____
 Dirección: _____ Tipo de análisis: _____

Signos vitales

Frecuencia cardiaca (lpm): _____ Frecuencia respiratoria (rpm): _____ Presión arterial (mmHg): _____

Medidas antropométricas

Peso (kg): _____ Estatura (cm): _____ IMC: _____ Ancho de pelvis (cm): _____

	Derecho	Izquierdo
Altura pelvis (cm)	_____	_____
Perímetro rodilla (cm)	_____	_____
Perímetro tobillos (cm)	_____	_____
Largo MMII (cm)	_____	_____

Observaciones:

Evaluador: _____

7. Referencias

A.D.A.M. (2018). Electromiografía.

Adriana Isabel Agudelo Mendoza, . T. (2013). Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura. *CES Movimiento y Salud*, 1(1), 29-43.

Adriana Villa Moreno, E. G. (2008). Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría. *Revista Ingeniería Biomédica*, 2(3).

Agudelo Mendoza, A. I., Briñez Santamaria, T. J., Guarín Urrego, V., Ruiz Restrepo, J. P., & Zapata García, M. C. (2013). Marcha: Descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura. *CES Movimiento y Salud*, 29-43.

Alfonso Borelli, G. (1685). *De motu animalium*.

Arrate, M. (2015). *Características propioceptivas en el esguince de tobillo*. Universidad FASTA, Mar del plata.

Arrate, M. (2015). *Características propioceptivas en el esguince de tobillo*.

Autores. (2019). *Identificación y validación de parámetros cinemáticos y factores predictores de esguince de tobillo, mediante un sistema de captura óptico durante la marcha*. Bogotá.

Barboza, M. A. (2015). *Biomecánica en carga dinámica del complejo tobillo-pie en pacientes con inestabilidad crónica post-esguince de ligamento lateral externo de tobillo*. España.

Cerda Aburto, L. (2010). *Evaluación del paciente con trastorno de la marcha* (Vol. 21). Santiago de Chile, Chile. Obtenido de https://www.redclinica.cl/Portals/0/Users/014/14/14/Publicaciones/Revista/evaluacion_paciente_con_trastorno_marcha.pdf

C-Moción. (2011). Building a Conventional Gait Model.

Collado Vasquez, S. (2004). *La marcha: historia de los procedimientos de analisis*.

Consejo General de Colegios Oficiales de Farmacéuticos. (2017). *Esguince de tobillo*.

Corona, E. (2014). Ciclo de la marcha.

Covisa, J. M.-T. (2008). *Alteraciones de la marcha*. Madrid: Asociación española de pediatría.

Cruz Díaz, D. (2013). *Inestabilidad crónica de tobillo: Tratamiento mediante movilizaciones articulares y un programa de entrenamiento propioceptivo*.

Cruz Díaz, D., Hita Contreras, F., Lomas Vega, R., & Martínez Amat, A. (2013). Cross-cultural adaptation and validation of the spanish version of the Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT): an instrument to assess unilateral chronic ankle instability. *Springer*, 91-98.

Diego Fernando Rincón Cardozo, J. A. (2015). Abordaje del esguince de tobillo para el médico general. *Revista de la Universidad Industrial de Santander*. , 85-92.

Ducroquet, C. (1965). The Glass Cage.

Entrenadores de futbol. (2012). *¿Cómo es la articulación de la cadera?*

Hodt Billington, C. (2012). *Measures of symmetry in gait*.

Hospital General de Culiacán. (2009). Huesos de la Pelvis.

Hospital Zambrano Hellion. (2019). *Artritis de la rodilla*.

Instituto de Biomecanica de Valencia. (19 de Agosto de 2016). *Kinescan / BVV2014*. Obtenido de <http:// analisisbiomecanico.ibv.org/productos/tecnicas-de-registro/kinescan-ibv.html>

Jgorthos. (02 de 03 de 2017). Muchos esguinces en muchos tobillos. *El espectador*, pág. 1.

Jiménez Leal, R., & Iglesias Cegrí, A. (2012). Revisión de la medición goniométrica del tobillo. *Revista Española de Podología*, 30-32.

Jules Marey, E. (1882). *La station physiologique de Paris*.

Martínez Carrillo, F., Gómez Jaramillo, F., & Romero Castro, E. (2010). Desarrollo de un laboratorio de marcha con integración sincrónica mediante una arquitectura en modulos. *Acta Biológica Colombiana*, 235-250.

Mohammed Attia, T. M. (2015). A Wearable Device for Monitoring and Prevention of Repetitive Ankle Sprain. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 4667- 4670.

Muybridge, E. (1874). *The Human and Animal Locomotion Photographs*.

Organización Mundial de la Salud. (2019). Clasificación del indice de masa corporal.

Osorio, J. H., & Valencia, M. H. (2013). Bases para el entendimiento del proceso de la marcha humana.

Piedica. (2012). *La baropodometría*.

Podo - Ortesis. (2018). *Articulaciones del pie*.

- Pourkazemi, F., Nightingale, E. J., & Refshauge, K. M. (2017). *Predictors of recurrent sprains after an index lateral ankle sprain: A longitudinal study*. doi:<https://doi.org/10.1016/j.physio.2017.10.004>
- Rincón Cardozo, D. F., Camacho Casas, J. A., Rincón Cardozo, P. A., & Sauza Rodríguez, N. (2015). Abordaje del esguince de tobillo para el médico general. *Revista de la Universidad Industrial de Santander*, 85-92.
- Sanchez Rey, C. (2010). *Estudio biomecánico de la marcha en mujeres jóvenes*. Madrid: Universidad Carlos III.
- Sánchez, D. (2014). El tobillo: Mucho más que una articulación.
- Staywell. (2016). *Manual sobre lesiones de tobillo*.
- Valderrabano, V., & Easley, M. (2016). *Foot and Ankle Sports Orthopaedics*.
- Velazquez Galarza, M. P. (2012). *Propiocepción y el sistema propioceptivo en el abordaje fisioterapéutico y preventivo del esguince de tobillo*. Quito.
- Velázquez Galarza, M. P. (2012). *Propiocepción y el sistema propioceptivo en el abordaje fisioterapéutico y preventivo del esguince de tobillo*.
- Vicon Motus. (11 de Septiembre de 2014). *Vicon Motus 10*. Obtenido de <http://www.motus10.com/>
- Villa Moreno, A., Gutiérrez Gutiérrez, E., & Pérez Moreno, J. C. (2008). Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría. *Revista Ingeniería Biomédica*, 16-26.

Xu, J., & Su, H. (2011). Acupuncture and Lateral Ankle Sprain.