



# Universidad Autónoma de Querétaro

## Facultad de Enfermería

### Licenciatura en Fisioterapia

ANÁLISIS COMPARATIVO ENTRE EL TIPO DE CHOQUE DURANTE  
EL CONTACTO INICIAL EN RELACIÓN CON EL VALGO Y VARO DE  
RODILLA EN CORREDORES RECREATIVOS.

## TESIS

Que como parte de los requisitos  
para obtener el Título de la  
**LICENCIATURA EN FISIOTERAPIA**

Presenta:

Bárcenas Cervantes Areli

Márquez Rodríguez Paola Susana

Dirigido por:

M. en A. Arely Guadalupe Morales Hernández

Co-Director:

LFT. Carlos Fernando Aranda González

Querétaro, Qro. a 10 enero del 2022

## Resumen

**Introducción:** La carrera recreativa es uno de los deportes que cada vez se practica más en todo el mundo, sin embargo, se ha relacionado a diferentes lesiones en los miembros inferiores, principalmente en la articulación rodilla, la cual, al ser un centro de estabilidad y fuerza, es susceptible a presentar desalineaciones como el valgo y varo de rodilla. Estas lesiones se han investigado anteriormente bajo los factores del patrón de pisada y tipo de calzado. **Objetivo:** Comparar la cinemática del tipo de choque durante el contacto inicial respecto a los movimientos de valgo y varo de rodilla a través del modelo Helen Hayes en corredores recreativos. **Material y métodos:** Estudio transversal comparativo en 18 corredores recreativos sanos, bajo previo consentimiento informado y firmado, a cada uno se realizó una toma en bipedestación y de 3 capturas corriendo en la caminadora, a una velocidad entre 12 o más km/hr para capturar el gesto deportivo del corredor a través del software BTS Smart-Clinic; se evaluaron los movimientos de valgo y varo de rodilla comparándolo entre los patrones de choque: antepié y retropié a través de la prueba U de Mann-Whitney. **Resultados:** El 27.8%(n=5) de los corredores presentó un patrón en antepié y 72,2%(13) en retropié; el 61.1% presentan varo de rodilla durante el contacto inicial, el 22.2% valgo en ambas rodillas y el 16.7% presentan un patrón mixto, es decir durante el contacto inicial una rodilla presentaba valgo y la otra varo. No se encontraron diferencias significativas en los movimientos de valgo y varo de rodilla entre los patrones de choque, sin embargo, sí hay significancia en la progresión del pie derecho ( $p=0.009$ ). **Conclusiones:** El análisis biomecánico permite conocer qué factores influyen en los deportistas para su gesto deportivo y lesivo, en el presente estudio no se observaron diferencias significativas entre el tipo de choque durante el contacto inicial en relación con el valgo y varo de rodilla en corredores recreativos, sin embargo, hace falta una mayor población de estudio para afirmar que la combinación de ambos factores no influyen en las lesiones de rodilla.

(**Palabras clave:** biomecánica, valgo, varo, antepié, retropié, rodilla)



## Summary

**Introduction:** Recreational running is one of the sports that is increasingly practiced around the world, however, it has been related to different injuries in the lower limbs, mainly in the knee, which, being a center of stability and strength, it is susceptible to misalignments such as valgus and knee varus. These injuries have been previously investigated under the factors of the tread pattern and type footwear. **Objective:** To compare the kinematics of the type of shock during initial contact with respect to valgus and varus movements of the knee through the Helen Hayes model in recreational runners. **Material and methods:** Comparative cross-sectional study in 18 healthy recreational runners, whit prior informed and signed consent, each one was taken while standing and 3 captures running on the treadmill, at a speed between 12 km/hr or more to capture the sporting gesture of the broker through the BTS Smart-Clinic software; the valgus and varus movements of the Knee were evaluated comparing it between the shock patterns: forefoot and hindfoot through the Mann-Whitney U test. **Results:** 27.8% (n=5) of the runners presented a pattern in the forefoot and 72.2% (n=13) in the hindfoot; 61.1% present knee varus during the initial contact, 22.2% valgus in both knees and 16.7% present a mixed pattern, that is, during the initial contact one knee presented valgus and the other varus. No significant differences were found in the valgus and varus movements of the knee between the shock patterns, however, there is significance in the progression of the right foot ( $p = 0.009$ ). **Conclusions:** The biomechanical analysis allows to know what factors influence athletes for their sporting and injurious gesture, in the present study no significant differences were observed between type of shock during the initial contact in relation to valgus and knee varus in recreational runners, however, a larger study population is needed to affirm that the combination of both factors does not influence knee injuries.

**Key words:** biomechanical, valgus, varus, forefoot, hindfoot, knee.



## Dedicatorias

**A nuestros padres**, por darnos siempre ese apoyo incondicional y motivación para lograr nuestras metas.

**A nuestros amigos**, que fuimos pasando esta etapa de nuestras vidas en compañía y apoyo en la amistad y como colegas.

**A nuestros asesores/maestros**, por su paciencia y vocación de enseñanza.

“Nos ganamos la vida con lo que obtenemos.  
Hacemos una vida con lo que damos”.

Winston Churchill



## Agradecimientos

A la Universidad Nacional Autónoma de México

A la Universidad Autónoma de Querétaro, Facultad de Enfermería.

A la Unidad de Investigación de Neurodesarrollo, a la Dra. Thalía Harmony Baillet y Dra. María Elena Juárez Colín.

A nuestro Directora de Tesis, M. en A. Arely Guadalupe Morales Hernández.

A nuestro Coo-director LFT. Carlos Fernando Aranda González por su paciencia, interés y compromiso hacia este trabajo, además de que siempre nos alentaba a seguir buscando nuevos conocimientos

Al Laboratorio de Biomecánica y a todo el personal que lo conforman, en especial a Lidia Raquel Mendoza Serrano por abrirnos las puertas para el uso del laboratorio y por hacer las instalaciones más funcionales y cómodas.



## Índice

Resumen	i
Summary	ii
Dedicatorias	iii
Agradecimientos	iv
Índice	v
Índice de cuadros	vii
Índice de imágenes	vii
Abreviaturas y siglas	viii
I. Introducción	1
II. Antecedentes	3
III. Fundamentación teórica	6
3.1 CARRERA	6
3.1.1 Fase de Apoyo.	7
3.1.2 Patrón de choque en la carrera	8
3.2 BIOMECÁNICA	9
3.2.1 Generalidades.	9
3.2.2 Biomecánica de la rodilla	10
3.3 VALGO Y VARO DE RODILLA	13
3.3.1 Valgo	13
3.3.2. Varo	14
3.3.3 Consecuencias	14
3.4 ANÁLISIS COMPUTACIONAL DE LA CARRERA	15
3.4.1 Análisis de la carrera 3-D	15
3.4.2 Modelos biomecánicos	16
IV. Hipótesis	18
V. Objetivos	19
5.1 OBJETIVO GENERAL	19
5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	19
VI. Material y métodos	20
6.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN	20
6.2 POBLACIÓN O UNIDAD DE ANÁLISIS	21
6.3 MUESTRA Y TIPO DE MUESTRA	22
	v



6.3.1 Criterios de selección	22
Criterios de inclusión	22
Criterios de exclusión	22
Criterios de eliminación	22
6.3.2 Variables estudiadas	23
6.4 TÉCNICAS E INSTRUMENTOS	25
6.4.1 Sistema optoelectrónico SMART-DX y Software BTS Smart- Clinic	25
6.4.2 Protocolo Helen Hayes en cinta de correr	25
6.5 PROCEDIMIENTOS	27
6.5.1 Toma de datos y medidas antropométricas	27
6.5.2 Colocación de marcadores según el modelo de Helen Hayes	27
6.5.3 Procedimiento del registro de la carrera	27
6.5.4 Análisis y procesamiento de la carrera	29
6.6 ANÁLISIS ESTADÍSTICO	31
6.7 CONSIDERACIONES ÉTICAS	32
VII. Resultados	34
	37
VIII. Discusión	40
IX. Conclusiones	42
IX. Propuestas	44
X. Bibliografía	45
XI. Anexos	50
XI.1 HOJA DE RECOLECCIÓN DE DATOS	50
XI.2 CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO	51



## Índice de cuadros

<i>Tabla 1. Características de la población.</i>	34
<i>Tabla 2. Frecuencias de la población.</i>	35
<i>Tabla 3. Descripción de estadísticos de cada tipo de choque.</i>	35
<i>Tabla 4. Prueba de U de Mann-Whitney en comparación con el tipo de choque y con el sexo</i>	36

## Índice de imágenes

	<b>Página</b>
<i>Figura 1. Comparación de las fases de los ciclos de marcha y carrera</i>	7
<i>Figura 2. Ligamentos de la rodilla</i>	11
<i>Figura 3. Tres planos ortogonales en el espacio</i>	15
<i>Imagen 4. Colocación de marcadores en el plano anterior y posterior de acuerdo con el Protocolo Halen Hayes.</i>	26
<i>Figura 5. Marcadores en zonas anatómicas correspondientes a la posición estática y durante la carrera.</i>	28
<i>Figura 6. Seguimiento de marcadores durante la carrera.</i>	29
<i>Figura 7. Gráfica con la prueba U de Mann-Whitney que muestra los grados que se obtuvieron en cada tipo de choque en pie derecho.</i>	37
<i>Figura 8. Gráfica con la prueba U de Mann-Whitney que muestra los grados que se obtuvieron en cada tipo de choque en pie izquierdo.</i>	37
<i>Figura 9. Gráfica con la prueba U de Mann-Whitney que muestra los grados que se obtuvieron en la progresión en el DD para cada tipo de choque del pie derecho.</i>	38
<i>Figura 10. Gráfica con la prueba U de Mann-Whitney que muestra los grados que se obtuvieron en la progresión en el DD en cada sexo del pie izquierdo..</i>	39



## Abreviaturas y siglas

ASÍS: Espina iliaca antero-superior por sus siglas en inglés

CA: Choque de antepié

CR: Choque en retropié

C7: séptima vértebra cervical

DD: Despegue de Dedos

FA: Fase de apoyo

FV: Fase de vuelo

IR: Infra-Rojo

LCA: Ligamento Cruzado Anterior

LCL: Ligamento Colateral Lateral

LCM: Ligamento Colateral Medial

MTT: Metatarsiano

MID: Miembro Inferior Derecho

MII: Miembro Inferior Izquierdo

PD: Pie Derecho

PI: Pie Izquierdo

RD: Rodilla Derecha

RI: Rodilla Izquierda



ROM: Rango de Movimiento

S2: segunda vértebra sacra

UNAM: Universidad Nacional Autónoma de México

# I. Introducción

La carrera recreativa ha sido una de las actividades deportivas más populares en el mundo, debido a sus grandes beneficios en el cuerpo como mejorar la resistencia y condición cardiovascular, respiratoria y muscular; cada año hay un mayor número de corredores, así como carreras, que han aumentado hasta el 50% desde el 2008 (Ogueta A. A. Garcia L. J., 2016). Sin embargo, no sólo representa una actividad deportiva, sino que es una extensión innata de la marcha, por lo tanto, está presente en las actividades de la vida diaria (Ferro, A., 1997; Guevara Vallejo, et. Al., 2017).

No obstante, la carrera está asociada a múltiples lesiones principalmente en los miembros inferiores, por ejemplo fascitis plantar, tendinitis aquiliana, dolor patelofemoral, síndrome de la cinta iliotibial y lesiones por estrés; las causas pueden ser multifactoriales pero están vinculadas a microtraumatismos repetitivos por sobrecarga además de tener insuficiente formación técnica así como una mala rutina de entrenamiento; parte de lo anterior sucede ya que las articulaciones del miembro inferior: cadera, rodilla y tobillo son las responsables de generar las fuerzas propulsivas para el avance y la elevación del centro de gravedad (Ferro, A. 1997).

La rodilla por su parte, funciona como un transmisor de cargas siendo el centro de estabilidad y fuerza, cualquier desalineación así como compensación muscular genera una perturbación en toda la ejecución del movimiento promoviendo la aparición de lesiones, siendo así la zona más susceptible a dañarse, por lo que tiene una incidencia del 7.2% al 50.0% en corredores de larga distancia y representa el 30.7% de todas las lesiones en extremidades inferiores; es por ello que estudios anteriores han relacionado estas las lesiones con cambios cinemáticos, factores biomecánicos y anatómicos, una de las principales alteraciones de esta zona, es la rotación en varo (las rodillas se alejan de la línea media) que aumenta el riesgo de sufrir de síndrome de la cinta iliotibial o rodilla del corredor y por otra parte la rotación en valgo (las rodillas se acercan a la línea media) y se asocia la lesión del Ligamento Cruzado Anterior (LCA) por incrementar la tensión en el ligamento; ésta desalineación en las rodillas puede ser desarrollado desde el nacimiento o bien por descompensaciones musculares (Burboa et al., 2017; Carreño, B. F., & Carcuro, U. G. 2012; Tiana,b, F., et. Al., 2020; Vilchez, 2010).



En base a lo anterior, el estudio del gesto deportivo es clave para poder detectar todas estas deficiencias que promueven la aparición de lesiones, para ello se utiliza la biomecánica, sin embargo, la gran mayoría de las investigaciones se han centrado en los atletas de alto rendimiento, a pesar de que cada vez sea mayor el número de corredores recreativos (Burboa et al., 2017). Actualmente existen numerosos modelos biomecánicos computacionales que han podido simular el cuerpo humano en 3D; estos permiten un análisis más completo sobre la actividad deportiva, la mayoría de estos estudios se han enfocado en factores como el patrón de choque (antepié y retropié) o el calzado así como el comportamiento del miembro bajo estas variables y se han encontrado que el patrón de choque tiene mayor influencia en la biomecánica de la extremidad; a grosso modo la carrera consiste en una fase de apoyo (FA) 40% y una fase de vuelo (FV) 60%, durante el inicio del apoyo se ha observado que existe mayor tensión en la articulación de la rodilla, por lo tanto, aumentan la posibilidad de lesiones o desgaste prematuro (Brigaud, F., 2017; Tiana,b, F. et. Al., 2020).

Por tanto, el presente trabajo tiene como objetivo analizar a los corredores recreativos bajo un enfoque biomecánico el movimiento angular en varo y valgo de rodilla comparándolo entre el patrón de choque durante el apoyo inicial, buscando la incidencia de estos movimientos, así como la relación que tiene la progresión del pie y el despegue de dedos durante la fase de apoyo.

Este estudio se realizó dentro del laboratorio de biomecánica de la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), Instituto de Neurodesarrollo Querétaro. Se utilizaron 11 cámaras optoelectrónicas Smart DX 7000 y 2 cámaras de video convencional, se utilizan modelos biomecánicos en donde se colocan marcadores optoerreflejantes sobre referencias anatómicas específicas del corredor, las cámaras detectaron y capturaron los movimientos durante la carrera, de esta manera se realizó una construcción tridimensional.



## II. Antecedentes

El análisis de la carrera ha sido una clave para mejorar el rendimiento de los corredores, así como buscar la prevención de lesiones y los factores que intervienen en este deporte; Shih et al (2013) realizaron un estudio donde se analizó la cinética y cinemática de la carrera en relación al patrón de choque, con y sin calzado. Se evaluaron a 12 corredores con patrón de choque en retropié (CR), cada uno corrió a 9.0 km/h bajo 4 condiciones, con calzado (todos con el mismo modelo), sin calzado, choque de retropié y choque de antepié (CA). El análisis cinemático se realizó capturando el movimiento en 3-D, de este modo se obtuvieron los ángulos de extensión de cadera, flexión de rodilla, flexión plantar y dorsal de tobillo durante el aterrizaje del pie, así como el rango de movimiento (ROM) de cadera, rodilla y tobillo en la FA, en cuanto al ROM de rodilla en el aterrizaje mostró diferencias significativas entre correr descalzo (-7.13+3.45) o con calzado (-10.05+3.66) en el CA, ya que en este patrón de choque, la rodilla aumenta su flexión para una mayor amortiguación y ayuda a compensar la flexión plantar del tobillo durante el CA.

Kulmala et al. (2013) desarrollaron una investigación en 19 corredoras para identificar el efecto del patrón de choque durante la carrera en las articulaciones de tobillo y rodilla, a través de un análisis 3-D, se obtuvieron los ángulos y momentos articulares, la fuerza de contacto femorrotuliana, tensiones y fuerzas del tendón de Aquiles. Se halló una mayor tensión femorrotuliana con el CA, así como en el tendón de Aquiles, promoviendo en ambos casos el riesgo a sufrir lesiones, en cuanto a la cinemática de rodilla se halló que el CR realizaba una mayor flexión durante el apoyo, en el plano frontal, se midió el movimiento de abducción encontrando que fue un 24% menor en el CA en comparación con el CR.

Por otro lado, Goss et al. (2015) se realizó un estudio tridimensional a 60 corredores recreativos, para ello se consideraron variables como el patrón de choque de los corredores, así como el tipo de calzado que utilizan usualmente; el objetivo del estudio fue comparar entre las diferentes variables el trabajo angular de las articulaciones de tobillo y rodilla, las tasas de carga vertical durante la FA. Se descubrió que el 68% de los corredores conocían su patrón de choque además de demostrar que el 90% de los que utilizan calzado tradicional presentan un CR mientras que los del calzado minimalista fue del 42.5%; por otro lado se encontró que



la fuerza de reacción del suelo fue mayor en el CA y se ubicó en la parte anterior de la articulación de tobillo; entretanto en la cinemática expuso que los corredores con calzado tradicional y CR hicieron una mayor dorsiflexión y extensión de rodilla a diferencia del minimalista (en ambos patrones), y para los corredores con calzado minimalista y CA realizaron mayor plantiflexión que en los demás participantes.

Palad Y. y colaboradores (2018), desarrollaron un estudio transversal en donde se buscó la prevalencia de empuje en varo y los valores normativos para la desviación del ángulo cadera-rodilla y tobillo durante la fase de apoyo de la marcha. Fue un estudio en donde se analizaron las grabaciones de video (2D) de 572 participantes saludables entre una edad de 3 a 101 años, los cuáles se dividieron en los siguiente grupos: niños de 3 a 9 años, adolescentes de 10 a 19 años, adultos de 20 a 59 años y adultos mayores más de 60 años, caminaron 10 metros y los resultados demostraron que la desviación en varo se observó en 31% de los participantes, destacando su mayor prevalencia en mujeres; sin embargo, también se encontró varo en los adultos mayores en un 42%, en niños el 41%, adolescentes 25% y adultos 23%, por otra parte el valgo solo se presentó en el 5% de toda la muestra mayormente en mujeres adultas.

Suarez et al. (2019) desarrollaron una investigación donde compararon los ángulos articulares de la cadera, rodilla y tobillo, en 15 corredoras que padecieron el síndrome de fricción de la banda iliotibial, en comparación con otro grupo de 15 sin historial de lesión en la rodilla ocasionada por la carrera. Mediante un análisis cinemático tridimensional, se consideraron movimientos de rodilla en flexión-extensión y rotaciones interna-externa, se halló una menor flexión de la rodilla en el contacto inicial en el primer grupo, mientras que en las rotaciones no hubo diferencias significativas, datos que evidencian que no siempre la flexión por sí misma juega un papel principal en la lesión de la banda iliotibial.

La importancia de este trabajo radica con la aportación de información necesaria a los corredores y a sus entrenadores para trabajar en áreas de oportunidad y de esta forma mejorar su gesto deportivo, ya que no hay suficientes estudios en la literatura sobre la biomecánica de corredores recreativos porque se orientan más en atletas de alto rendimiento, y se enfocan en los parámetros espacio-temporales, u otras variables cinemáticas, pero ninguno le da la



suficiente importancia a la rodilla o a la fase de apoyo de la carrera a pesar de que la tensión en la rodilla durante la fase de apoyo podría aumentar la transmisión de fuerzas del cuerpo y, por lo tanto, aumentan la posibilidad de lesiones (Tiana, b. F, et. Al., 2020).



### III. Fundamentación teórica

#### 3.1 CARRERA

La anatomía y fisiología del cuerpo humano cuenta con las propiedades necesarias para realizar la actividad de correr y en especial carreras de resistencia (Roca Dols & Sánchez Gómez., 2015), la carrera es una extensión innata de la marcha y se distingue inicialmente por la velocidad es mayor en la carrera, el ciclo de la marcha se compone de ocho fases, en todas ellas al menos un pie está en contacto con el suelo (Lohman et al., 2011), de forma contraria sucede al correr, existe una proyección aérea del cuerpo en traslación (fase de vuelo) que sucede de forma consecutiva a diferentes fases de apoyo unipodal, es decir, durante el ciclo no existe la fase de doble apoyo (Lacouture et al., 2013). Por otro lado, son similares en las secuencias y posturas durante sus ciclos, como en el periodo de absorción, propulsión, descarga de peso, apoyo monopodal y el juego oscilante de las extremidades superiores, en particular, durante el periodo de impulso en la carrera se da por la pierna que encuentra en la FV ya que en ese momento la rodilla se flexiona inmediatamente después de la flexión de cadera de forma conjunta promueven la propulsión a diferencia de la marcha que lo realiza la pierna apoyada en el suelo que se impulsa por la acción de tríceps sural (Lohman et al., 2011).

A diferencia de la marcha, en la carrera se distinguen cuatro fases o eventos: 1) apoyo, 2) vuelo temprano, 3) vuelo medio y 4) vuelo tardío; sin embargo, aunque estas fases se encuentran en todos los corredores, las subdivisiones van a depender de la velocidad que tenga el corredor.





### 3.1.2 Patrón de choque en la carrera

El patrón de choque es la zona del pie que toca el suelo durante el contacto inicial, representa un parámetro biomecánico que ha tomado importancia por su influencia mecánica, así como las fuerzas de impacto vertical y su asociación a sufrir lesiones. Estos patrones se dividen en dos principales al momento de la carrera:

- Retropié (talonador): se produce el contacto con la parte posterior del pie o talón.
- Antepié: la primera mitad del pie o la anterior contacta primero con el suelo.

Se estima que el 89% de los corredores tienden a caer con CR, parte de esto se atribuye a la disposición del calzado las cuales cuentan con mayor grosor y amortiguación en la zona del talón de forma que esta pisada resulta ser más cómoda para el corredor (Almeida et al., 2015; Ogueta-Alday & García-López, 2016). Las diferencias en la cinéticas de los miembros con cada tipo de apoyo radica en las fuerzas de impacto, el CR está ligado a un mayor estrés en la tibia, la zona lumbar y en la patela, en cambio el CA eleva el estrés en zonas como tríceps sural, fascia plantar y metatarsos (Lieberman et al., 2010; Ogueta-Alday & García-López, 2016), sin embargo, hay estudios que mencionan que las lesiones musculoesqueléticas tienen mayores tasas en los corredores con choque en retropié que los choque de antepié (Almeida et al., 2015).



## 3.2 BIOMECÁNICA

### 3.2.1 Generalidades.

La biomecánica es una rama de la bioingeniería y de la ingeniería biomédica, la cual se enfoca en el estudio del movimiento de seres vivos en sus diferentes sistemas biológicos y fisiológicos bajo las leyes de la mecánica (Asale, 2019). La complejidad de esta ciencia radica en el análisis de las fuerzas que se generan internamente, así como las externas que actúan sobre el cuerpo; esto sumado a los factores como la piel, huesos, edad etc. qué forma directa o indirecta influyen en el movimiento (Hall, 2011).

Es así como la biomecánica utiliza varias disciplinas para poder describir, analizar y evaluar el movimiento, esto con los conocimientos de fisiología, anatomía, física, matemáticas e incluso química, para poder extraer información objetiva del movimiento corporal bajo modelos matemáticos y criterios de la mecánica (Yáñez, 2018). De acuerdo a lo anterior, es importante conocer los conceptos básicos de la mecánica y por ende de la física; la mecánica por su parte estudia y describe las posiciones de los cuerpos, así como sus alteraciones e interacciones entre sí, la posición y su estado de los objetos se encuentran estáticas hasta que una fuerza actúa sobre estos (Iparraguirre, 2009).

La cinética y la cinemática son conceptos importantes que ayudarán a entender mejor y explicar el movimiento, la cinemática se refiere al estudio del movimiento de los cuerpos sin atender a quién o qué lo esté provocando, por otro lado, la cinética si se interesa por estudiar las causas del movimiento. Estos conceptos aplicados al cuerpo se traducen en momentos, contracción muscular, potencias articulares, así como la gravedad y reacciones del suelo para la cinética y la cinemática describe el movimiento del cuerpo en conjunto y el comportamiento de los diferentes segmentos en las fases de la marcha u otras actividades (Balthazard et al., 2015; Sanchis-Sales et al., 2016).

El análisis biomecánico se puede hacer a través de las herramientas tecnológicas, como plataformas de fuerza, electromiografía, video etc., los estudios de carrera a través de observaciones basadas en video se obtienen datos de la cinemática de las piernas, obteniendo



ángulos articulares y patrones de movimiento que resultan en una gran ventaja para determinar tanto el rendimiento de los corredores, así como entender los principales mecanismos de lesión (Hoenig et al., 2018).

### **3.2.2 Biomecánica de la rodilla**

La rodilla es una articulación biarticular está conformada por los huesos: fémur, la tibia y la rótula o patela, los cuales conforman las articulaciones femorotibial y femorrotuliana. El fémur transmite el peso corporal desde el coxal hasta la tibia cuando se encuentra en bipedestación, y la rótula provee protección a la rodilla además de ser clave para el mecanismo extensor de la extremidad (Moore et al., 2013, pp. 1-3; Dufour, 2003).

La estructura de la rodilla proporciona la capacidad de alcanzar rangos de movimiento altos y soportar grandes cargas de peso, así como brindar estabilidad para generar un movimiento correcto y locomoción, sin embargo, en la parte medial y lateral suele ser inestable porque tanto los ligamentos como la cápsula articular están de alguna forma poco protegidos, que a su vez lo vuelve susceptible a sufrir lesiones por un traumatismo, de forma que se puede alterar los rangos de movimiento (Bernardina et al., 2019; Hernández et al., 2004; Ruano et al., 2018). Los ligamentos que se encuentran en la rodilla son el cruzado anterior (LCA) y cruzado posterior (LCP), ligamento colateral medial (LCM) y ligamento colateral lateral (LCL), además se encuentran los meniscos medial y lateral, y cuatro almohadillas llamadas bursas (Ruano et al., 2018).

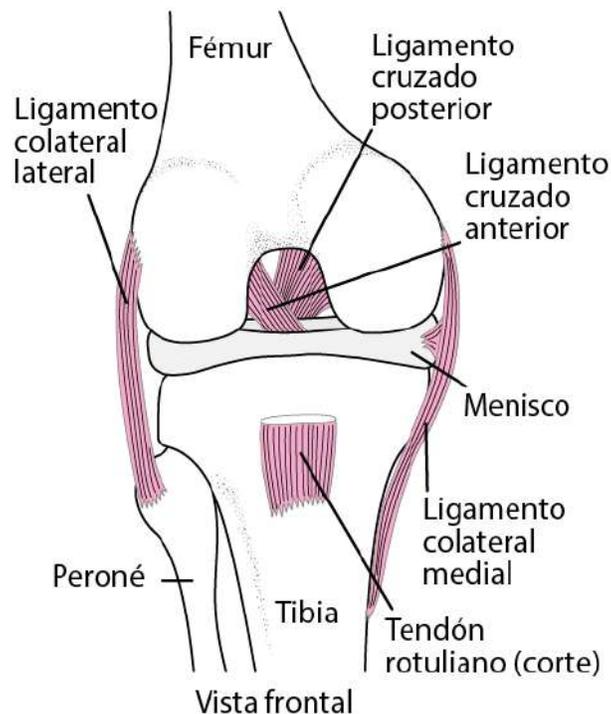


Figura 2. Ligamentos de la rodilla (Merck, S.A)

El movimiento principal se realiza en el plano sagital con la es la flexión ( $140^{\circ}$  hasta  $160^{\circ}$  de forma pasiva) y extensión ( $0^{\circ}$  a  $-10^{\circ}$ ), en el plano transversal en menor grado existe una rotación axial (interna y externa), estos últimos movimientos aparecen de forma conjunta, al realizarse la flexión se produce una rotación interna de la tibia y durante la extensión una rotación externa (Kapandji, 2012).

Como ya se ha mencionado anteriormente, la rodilla es una articulación condílea (el movimiento se produce en torno a dos ejes) y mecánicamente el soporte que tiene esta articulación es poco y además no cuenta con una buena congruencia articular, la situación es que esta articulación debe cumplir con funciones que le exigen una buena estabilidad, así como soportar cargas de peso además de contar con la suficiente movilidad en relación a las demás estructuras de la extremidad inferior, por lo que es necesario describir la cinética estática y dinámica de la rodilla.

La posición de bipedestación, se mantiene gracias a la estabilidad de la rodilla, esta estabilidad se da por la cápsula articular, los ligamentos y meniscos. La cápsula articular



durante la extensión se adapta a la rótula esto por ser muy laxa, su función biomecánica está asociada con restringir el movimiento para que no sobrepasen los rangos normales, los meniscos se encargan de mejorar la congruencia articular, además que ayuda a distribuir mejor las cargas sobre toda la superficie articular, en cuanto a los ligamentos también actúan en restringir el movimiento para prevenir alguna lesión el LCL protege la estabilidad lateral, durante la extensión estabiliza la articulación para contrarrestar las fuerzas en varo y el LCM tiene una función similar pero en cuanto a las fuerzas de valgo.

La cinemática de la rodilla, se basa en los movimientos primarios, es decir, en este caso la flexión-extensión y en menor medida la rotación medial y lateral sobre el eje longitudinal de la rodilla, los diferentes grupos musculares brindan también estabilidad tanto al momento de estar parado como en el movimiento. La articulación patelofemoral durante la flexión hace a su vez un movimiento de rodamiento/deslizamiento, así mismo que la articulación femorotibial en el movimiento de flexión y extensión, le sigue un movimiento de deslizamiento del fémur sobre la tibia, ya que al tipo de superficie articular puede presentarse varios ejes debido a su trayectoria semicircular sobre el cóndilo femoral.



### 3.3 VALGO Y VARO DE RODILLA

Las deformidades angulares de los miembros inferiores no son más que fases temporales del desarrollo regional que evolucionan espontáneamente hacia la normalización con el mismo crecimiento y por ello sólo requieren observación periódica. Otras constituyen una entidad patológica que exige una minuciosa valoración porque pueden ocasionar alteraciones estéticas y funcionales a corto plazo y necesitan un tratamiento específico. Si el varo o valgo persisten y no se corrigen, puede desarrollar osteoartritis en la etapa adulta como resultado de tensión intraarticular anómala.

#### 3.3.1 Valgo

Valgo o rodillas en X es una deformidad en la cual hay un espacio disminuido entre las rodillas, los maléolos mediales en los tobillos no pueden tocarse entre sí cuando se tocan las rodillas. El valgo se desarrolla de manera gradual después de los 24 meses de edad y es más aparente entre los 3 y 4 años de edad. Por lo general, la alteración es resultado de la laxitud del LCM de la rodilla, pero la obesidad también se relaciona, se resuelve de manera espontánea y es raro que requiera tratamiento (Grossman, S., & Porth, C. M. 2014). Suele acompañarse por una desalineación del aparato extensor y de lateralización funcional de la rótula. El valgo puede provocar subluxación y luxación recurrente de la rótula con una predisposición a la condromalacia, así como dolor y fatiga articulares.

#### Clasificación

- Grado I: Valgo de 5° a 20°, discreta deformidad.
- Grado II: Deformidad de 20° a 30°, acortamiento en estructuras laterales y problemas en ligamento cruzado.
- Grados III: Mayor de 35°, severa retracción lateral, defecto óseo visible y pronunciado.
- Grado IV: Deformidad ósea con relación a torsiones.



### 3.3.2. Varo

Varo o piernas combas, es una curvatura hacia afuera de las rodillas mayor de 5 cm cuando los maléolos mediales de los tobillos se tocan entre sí. La mayoría de los lactantes y preescolares tiene cierta curvatura en las piernas hasta los 18 meses de edad. (Grossman, S., & Porth, C. M. 2014). En los casos bilaterales los miembros inferiores adoptan una forma conjunta en “O” y puede provocar una marcha extraña y riesgo incrementado de esguinces y fracturas.

Palad Y. y colaboradores (2018) mencionaron que el empuje en varo refleja inestabilidad dinámica y mala alineación de la rodilla, posiblemente causado por insuficiencia de tejido conjuntivo neuromuscular y estabilización articular, lo que conduce a un aumento significativo en la carga media del compartimento tibiofemoral. Esta anomalía implica un arqueamiento lateral de la rodilla durante la fase de apoyo de la marcha.

#### Clasificación

- Grado I: Deformidad de menos de 15°, ligamento lateral medial de rodilla poco afectado.
- Grado II: Varo de 15-25°, ligamentos cruzados comprometidos, rigidez en parte media de la rodilla.
- Grados III: Deformidad de varo mayor de 25°, disfunción óseo frecuente y observable.
- Grado IV: Deformidad ósea con relación a una displasia.

### 3.3.3 Consecuencias

- Asimetría de todo el aparato locomotor.
- Variaciones en la posición de la pelvis.
- Fatiga durante la bipedestación.
- Alteración y debilitamiento en los componentes articulares de la rodilla (meniscos, ligamentos, musculatura).

## 3.4 ANÁLISIS COMPUTACIONAL DE LA CARRERA

### 3.4.1 Análisis de la carrera 3-D

El análisis de la carrera se puede hacer en distintas formas, un método es a través de un análisis instrumentado tridimensional porque arroja datos objetivos y completos sobre la carrera, ya que mide la cinemática y la dinámica corporal sobre los movimientos articulares, las variables de tiempo-distancia (espacio-temporales), así como los momentos conjuntos y potencias, este análisis es utilizado para evaluar y mejorar el rendimiento deportivo (Cimolin & Galli, 2014; Nagymáté & Kiss, 2019).

Este tipo de estudio se realiza en laboratorios especializados en la captura de movimiento a través de cámaras colocadas alrededor de una zona determinada, así como el sujeto hace uso de marcadores que funcionan como un punto de referencia de sitios anatómicos y la posición de estos marcadores es captada por las cámaras. Este tipo de análisis proporciona datos y variables objetivos relacionados con los parámetros espacio-temporales de la carrera, movimientos articulares (cinemática), así como momentos y potencias (cinética) en tres planos: “y”, “x” y “z” (Majewska, J., et. Al., 2020).

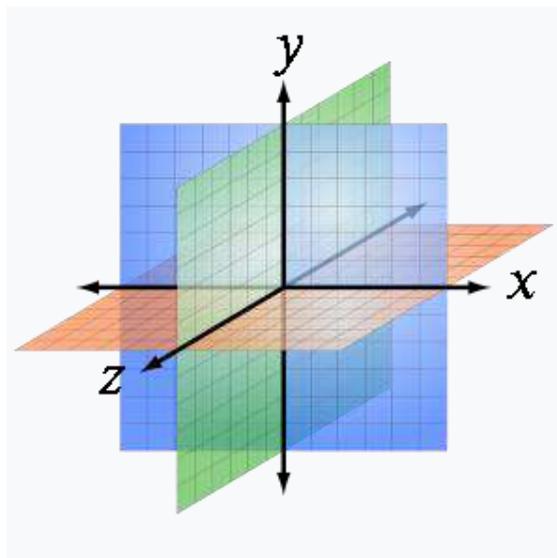


Figura 3. Tres planos ortogonales en el espacio (Lipschutz et al., 2009, pp. 1–3)

Los sistemas de análisis cinemático tridimensional (3D), que utilizan cámaras optoelectrónicas y unidades de procesamiento de hardware / software, se utilizan



tradicionalmente en la configuración de laboratorio donde pueden reconstruir datos cinemáticos 3D de alta precisión (error absoluto medio  $<0,3$  mm). Sin embargo, dado que las cámaras están estacionarias, el volumen de adquisición resultante permite el estudio de movimientos cíclicos con una media de sólo 3 a 6 ciclos de zancadas. Si bien, en principio, el uso de cámaras adicionales, distribuidas en un volumen espacial mayor, puede superar esta limitación, el aumento significativo de los costos y la complejidad de la configuración resultante reducen el alcance de este enfoque para las aplicaciones reales (Bernardina et al., 2019).

Esta técnica implica que cada punto del cuerpo sea captado al menos por dos cámaras. El sistema también impone trabajar con dianas reflectantes fijadas al cuerpo del atleta, ya que el seguimiento automático de las dianas supone un reconocimiento correcto de los marcadores con relación al fondo. En general, para aumentar el contraste sin que la luz ambiente estorbe demasiado, la toma de imágenes se hace con cámaras infrarrojas (IR) rodeadas por proyectores IR. Los reflectores diana son captados entonces por la cámara y se visualizan de color blanco sobre un fondo casi negro. El principio del marcador pasivo, que refleja los IR, se usa en la mayoría de los sistemas existentes (Lacouture et al., 2013).

### **3.4.2 Modelos biomecánicos**

El análisis del movimiento/locomoción humana a través de la biomecánica surge de la necesidad de cuantificar el movimiento, es decir hacer mediciones objetivamente de variables como la transmisión de fuerzas a través de las articulaciones, músculos y ligamentos, como medir la velocidad, potencia y rangos de movimiento; la marcha normal y patológica ha sido foco de este tipo de análisis ya que es una actividad básica del ser humano que completa el examen físico de la persona (Martino et al., 2010).

Con el avance de la electrónica e informática es que se han desarrollado sistemas de captura de movimiento desde el video tradicional, cámaras infrarrojas hasta trabajar con emisiones láser o acústicas. Estos nuevos métodos complementan el análisis biomecánico, para eso se crearon a su vez modelos biomecánicos; que funcionan con los sistemas de captura de movimiento con la ayuda de marcadores situados en zonas anatómicas claves de



referencia, la mayoría de estos modelos se hacen en forma de cadenas y tienen comúnmente estos puntos de referencia: pelvis, fémur, tibia y pie de forma bilateral (Romero & Barrios, 2017; Martino et al., 2010).



## IV. Hipótesis

Hi: El valgo de rodilla se presenta más en los corredores que tienen un choque con antepié durante el contacto inicial y el varo en los corredores con choque de retropié.

Ha: El varo de rodilla se presenta más en los corredores que tienen un choque con antepié durante el contacto inicial y el valgo en los corredores con choque de retropié.

H0: Los corredores con choque de retropié y antepié no presentan valgo o varo en la rodilla durante el contacto inicial de la carrera.



## V. Objetivos

### 5.1 OBJETIVO GENERAL

Comparar la cinemática del tipo de choque durante el contacto inicial respecto a los movimientos de valgo y varo de rodilla a través del modelo Helen Hayes en corredores recreativos.

### 5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Describir la cinemática de valgo y varo rodilla durante la carrera.
- Comparar la cinemática de rodilla en corredoras y corredores recreativos durante el contacto inicial.
- Analizar la relación que tiene la progresión del pie y el despegue de dedos durante la fase de apoyo.



## VI. Material y métodos

### 6.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN

El enfoque de esta investigación es cuantitativo y está limitado a los corredores recreativos que acuden a un análisis de carrera en el laboratorio de biomecánica de la Unidad de Neurodesarrollo UNAM, campus Juriquilla Querétaro. Es de tipo observacional comparativo, porque no existe intervención en las variables de estudio y se busca la asociación que hay entre el valgo y varo de rodilla con cada patrón de choque durante el contacto inicial de la carrera.

La recolección de datos se considera transversal ya que el corredor acudió una sola vez a las instalaciones del laboratorio de biomecánica para realizar su análisis durante el periodo comprendido de enero a junio de 2021. A su vez, también se determinará una prevalencia, es decir, el número de casos que presentan varo o valgo tanto en el CA como en el CR.



## 6.2 POBLACIÓN O UNIDAD DE ANÁLISIS

El Universo de esta investigación consistirá en aquellos corredores recreativos que ingresaron a un análisis biomecánico de carrera en el periodo de enero a junio 2021 al laboratorio de biomecánica de la Unidad de Neurodesarrollo de la Universidad Nacional Autónoma de México, Campus Juriquilla Querétaro, en un horario de 10:00 am a 16:00 pm.

La población consistirá en aquellos corredores recreativos que ingresaron a un análisis biomecánico de carrera en el periodo de enero a junio del 2021 y que no tengan ninguna lesión musculoesquelética.



## 6.3 MUESTRA Y TIPO DE MUESTRA

La muestra se conformó por todos aquellos corredores recreativos que ingresaron a un análisis biomecánico de carrera en el periodo de enero a junio del 2021 y que cuenten con todos los criterios de inclusión necesarios para esta investigación.

El muestreo fue no probabilístico y aleatorio por conveniencia en donde se incluyó a todos los corredores recreativos que cumplieron con todos los criterios de selección. Se consideró el tamaño de la población de 18 corredores recreativos ( $N=18$ ), con un éxito de 50% ( $p=0.5$ ), un fracaso de 50% ( $q=0.5$ ), un intervalo de confianza de 95% y un error de 5%. La población se dividió en dos grupos, uno con choque en antepié y otro con choque de retropié, por lo tanto, se calculó una muestra integrada por 5 corredores con un CA y 13 corredores con un CR.

### 6.3.1 Criterios de selección

#### Criterios de inclusión

- Hombres o mujeres que corren de manera recreativa, es decir entre 15 a 20 km a la semana.
- Hombres o mujeres que oscilan entre una edad de 20 a 45 años.
- Participantes que corran a partir de 12 km/hora en adelante.
- Corredores que firmen el consentimiento informado.

#### Criterios de exclusión

- Presencia de lesiones abiertas o inflamación que dificulte correr durante los últimos seis meses.
- Corredores que sean menores de 20 años o mayores de 45 años.

#### Criterios de eliminación

- Si el participante decide de forma voluntaria no continuar con el estudio.
- Si el participante no se presenta el día y a la hora citada.



- Participantes que no alcancen correr 12 km/hora.
- Corredores que tengan un patrón de choque mixto, es decir que una pierna choque en antepié y la otra en retropié.

### 6.3.2 Variables estudiadas

Las variables que se estudiaron fueron las siguientes:

- Edad. Definida como el tiempo que ha vivido una persona o ciertos animales o vegetales, la cual se obtuvo a partir de la fecha de nacimiento del sujeto y es medida mediante los años cumplidos.
- Sexo. Definida como la condición orgánica masculina o femenina de los animales y plantas. Se evalúa según el fenotipo de la persona y es señalada como masculino o femenino.
- Velocidad. Definida como la distancia recorrida por unidad de tiempo y es medida mediante metros/segundos y se obtiene con el software SMART Clinic.
- Fase de apoyo (FA). Definida como el tiempo que transcurre desde que el pie hace contacto con el piso hasta que despega los dedos del mismo pie, se mide en porcentaje y se obtiene con el software SMART Clinic.
- Fase de vuelo (FV). Definida como el tiempo que transcurre entre el despegue de los dedos hasta el punto de contacto inicial del mismo pie, se mide en porcentaje y se obtiene con el software SMART Clinic.
- Varo de rodilla. Definido como la desalineación entre el fémur y la tibia en la cual hay un espacio aumentado entre las rodillas que provoca que estas se separen una de la otra. Se mide en grados y se obtiene con el software SMART Clinic las variables angulares del modelo biomecánico Helen Hayes.
- Valgo de rodilla. Definido como la desalineación entre el fémur y la tibia en la cual hay un espacio disminuido entre las rodillas que provoca que estas se junten una de la otra. Se mide en grados y se obtiene con el software SMART Clinic las variables angulares del modelo biomecánico Helen Hayes.
- Dorsiflexión de tobillo. Movimiento que realiza el tobillo y que consiste en aproximar la planta del pie en dirección proximal de la parte anterior de la



pierna. Se mide en grados y se obtiene con el software SMART Clinic las variables angulares del modelo biomecánico Helen Hayes.

- Plantiflexión de tobillo. Movimiento que realiza el tobillo y que consiste en alejar la planta del pie en dirección distal de la parte anterior de la pierna. Se mide en grados y se obtiene con el software SMART Clinic las variables angulares del modelo biomecánico Helen Hayes.

## 6.4 TÉCNICAS E INSTRUMENTOS

### 6.4.1 Sistema optoelectrónico SMART-DX y Software BTS Smart- Clinic

El sistema optoelectrónico es un sistema de alta precisión para el análisis multifactorial del movimiento con ámbito clínico, deportivo e industrial. Todos los modelos tienen cámaras digitales equipadas con iluminadores infrarrojos. El software BTS Smart-Clinic es una herramienta avanzada y fácil de manejar; fue diseñada para una evaluación en tiempo real, objetiva, simultánea y comprensiva de los parámetros biomecánicos y neuromusculares del paciente incluyendo el análisis de varios segmentos del cuerpo: marcha, carrera, orientación, agarre, comportamiento postural, etc.

Estos sistemas analizan automáticamente los parámetros que describen el ciclo de movimiento y relativo a los parámetros como tiempo de zancada, cadencia, postura y tiempo de oscilación, etc.; puede calcular los ángulos de articulación y potencia; compara entre sesiones, patologías, miembro derecho o izquierdo normalizado con respecto a la duración de ciclo de la prueba pertinente. Además, se presenta un informe que incluye parámetros espacio-temporales y cinemática y cinética de articulaciones evaluados (Bioengineering, B. T. S., 2016). Se ofrece información cuantitativa y una comparación inmediata con parámetros normativos a médicos, investigadores y entrenadores deportivos. También permite integrar, sincronizar y gestionar toda la información procedente de dispositivos de electromiografía, plataformas de fuerza y cámaras BTS, en tiempo real; identifica de manera automática los marcadores; permite desarrollar protocolos personalizados, una calibración rápida de múltiples volúmenes con diferentes tamaños y tiene una precisión  $<0,1$  mm (SMART-DX, 2018).

### 6.4.2 Protocolo Helen Hayes en cinta de correr

El protocolo Helen Hayes permite el estudio de la cinemática y cinética de la locomoción humana. Se desarrolló para proporcionar información cuantitativa y datos objetivos necesarios para analizar cualquier posible disfunción de la marcha o de la carrera. La implementación del protocolo se inspiró en las obras de M. Kadaba y R. Davis. (Bioengineering, B. T. S., 2016).

Hay diversas versiones del protocolo Halen Hayes pero la que se utilizó en esta investigación es “Helen Hayes MM” y se requiere la colocación de 22 marcadores semiesféricos en el cuerpo del sujeto: 3 en el tronco (C7, acromión derecho e izquierdo), 3 en la pelvis (ASIS derecha e izquierda, S2), 3 en cada muslo (4 cm debajo del trocánter mayor, cóndilo femoral medial y lateral), 3 en cada pierna (2 cm debajo de la cabeza del peroné, maléolo lateral y medial), y 2 en cada pie (cabeza del segundo MTT, calcáneo). Se utiliza para evaluar el comportamiento de las extremidades, la pelvis y el tronco durante la marcha o carrera.



*Figura 4. Colocación de marcadores en el plano anterior y posterior de acuerdo con el Protocolo Halen Hayes (Bioengineering, B. T. S., 2016).*



## 6.5 PROCEDIMIENTOS

El corredor asistió a las instalaciones del laboratorio de biomecánica del instituto de Neurodesarrollo UNAM, Juriquilla, posteriormente se les dio a conocer los objetivos, el procedimiento de esta investigación y las ventajas y desventajas que el corredor podría tener si acepta participar, y si accedían a participar firmaban un consentimiento informado (ANEXO XI.2).

### 6.5.1 Toma de datos y medidas antropométricas

Se elaboró un formato (ANEXO XI.1) en donde se pregunta sus datos como ficha de identificación. Después se empezó con la toma de medidas antropométricas como la del peso y talla en la báscula para luego proceder con la medición de profundidad de cadera con un pelvímetro, la cual consiste en la distancia del trocánter mayor hacia ASIS; también se medirá la longitud de miembros inferiores con una cinta métrica, en la que se toma como referencia la ASIS y el maléolo medial. La distancia se mide con el pelvímetro desde la ASIS derecha hasta la ASIS izquierda.

### 6.5.2 Colocación de marcadores según el modelo de Helen Hayes

Con la colocación de marcadores optorreflejantes sobre referencias anatómicas del sujeto, las cámaras detectan los marcadores y capturan los movimientos del individuo durante la carrera para que posteriormente se pueda realizar una construcción tridimensional.

El participante debe vestirse con ropa ajustada posible (un short de licra, y en caso de mujeres top), con la finalidad de evitar el mínimo movimiento de la ropa, y por consiguiente los marcadores se quedan fijos. Después se le colocaran 22 marcadores de acuerdo con el protocolo Helen Hayes MM, como se describió anteriormente, los cuales adhieren a una cinta doble cara para pegarlos en las zonas anatómicas y se ajustan con cinta transpore.

### 6.5.3 Procedimiento del registro de la carrera

Para realizar las capturas se utiliza software Smart Clinic en el equipo y software de BTS Bioengineering. Cuando los marcadores han sido colocados se le pide al corredor que se pare en la caminadora en una posición estática, es decir sin movimiento para realizar una

captura que dura aproximadamente 10 segundos; los pies del sujeto deben estar alineados para evitar tener un pie en una posición más anterior o posterior con respecto al otro. Después de la toma se retiran los marcadores de cóndilo femoral medial derecho e izquierdo y maléolo medial derecho e izquierdo; y se dará pauta para que el sujeto comience a correr en la caminadora a diferentes kilometrajes, a través del volumen de trabajo definido durante la fase de calibración del sistema optoelectrónico. Los marcadores colocados en el sujeto deben estar dentro del campo de visión de las cámaras.

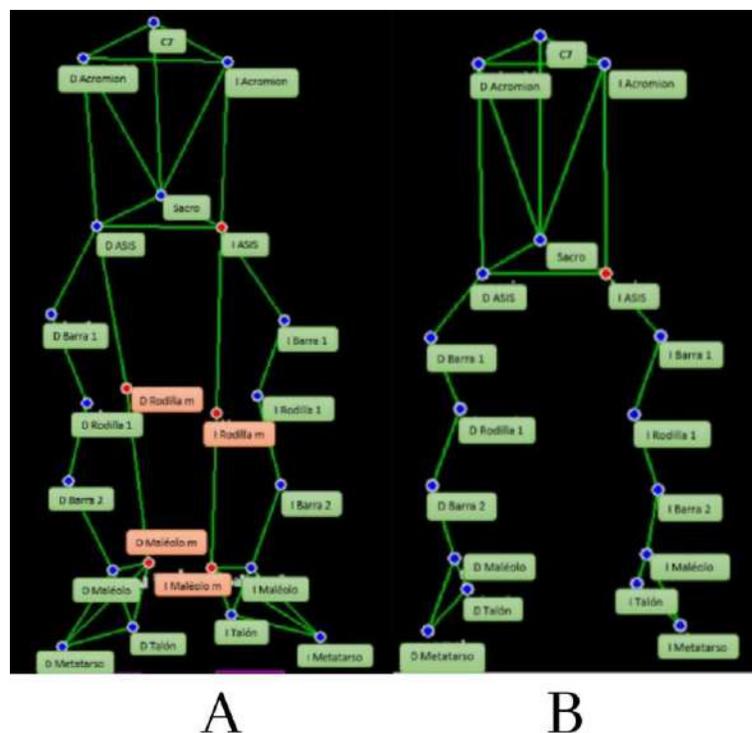


Figura 5. A. Marcadores en zonas anatómicas correspondientes a la posición estática.  
B. Marcadores en zonas anatómicas durante la carrera.

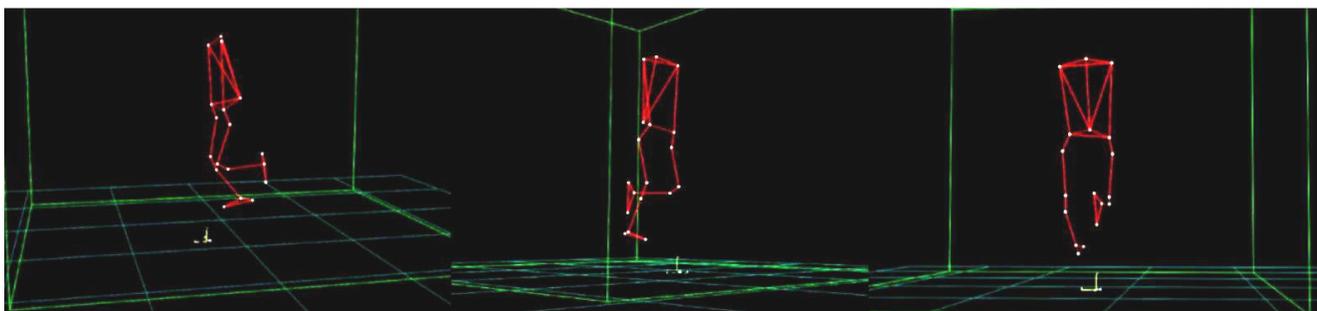
Al comienzo de la prueba se le pregunta al participante en cuanto tiempo corre un kilómetro, con la finalidad de asemejar los diversos kilometrajes a su gesto deportivo. Para comenzar con las capturas de carrera se toma dos kilómetros por debajo y uno o dos kilómetros por arriba de lo que normalmente corre el sujeto, esto va a depender de qué tan fatigado esté

el corredor durante la prueba. Los sujetos que corran por debajo de 12 km/h durante toda la prueba, estarán eliminados de esta investigación.

#### 6.5.4 Análisis y procesamiento de la carrera

Dentro del laboratorio de biomecánica de la Unidad de Neurodesarrollo campus Juriquilla, hay 11 cámaras Smart DX 7000 que graban en 3 ejes (X, Y, Z) y dos cámaras de video convencional que graban en 2 ejes (X, Y).

Cuando el sujeto empieza a correr en la caminadora, las cámaras detectan los marcadores optorreflejantes y se realiza un seguimiento de marcadores a través del software Smart Clinic en el equipo y software BTS Bioengineering de esta manera se puede realizar una reconstrucción tridimensional. Es aquí donde se asocia los marcadores a su etiqueta correspondiente en base a la posición anatómica real de cada marcador. Esta operación se realiza automáticamente en el sistema, pero se debe verificar ya que en algunas ocasiones el etiquetado de los marcadores se intercambia de nombre y eso representa un sesgo para este estudio.



*Figura 6. Seguimiento de marcadores durante la carrera.*

Para poder analizar los datos es necesario identificar cuatro eventos durante la carrera que automáticamente el protocolo Halen Hayes correr en cinta los reconoce, los cuales son:

- Golpe de talón derecho: contacto inicial con el suelo del pie derecho
- Despegue de dedos del pie derecho: los dedos del pie se levantan del suelo.
- Golpe de talón izquierdo: contacto inicial con el suelo del pie izquierdo.



- Despegue de dedos del pie izquierdo: los dedos del pie se levantan del suelo.

Posteriormente los datos se procesan y sale como resultado un formato donde se muestra una tabla con los parámetros espacio-temporales de la carrera, otra tabla donde se calcula la media de los ángulos articulares mantenidos durante la toma estática y se adiciona una tabla donde se señala los grados de movimiento de las articulaciones (pelvis, cadera, rodilla y tobillo) durante el contacto inicial de la carrera.

En el mismo archivo se presentan los resultados del análisis cinemático en gráficas donde el grado de movimiento de la articulación es el eje “Y” y el porcentaje del ciclo de la carrera es el eje “X”. En las gráficas es posible apreciar las curvas medias de cada extremidad (verde para la extremidad derecha y rojo para la extremidad izquierda), además aparecen unas líneas de puntos verticales que representa la fase de apoyo (de la línea hacia la izquierda) y la fase de vuelo (de la línea hacia la derecha) durante la carrera.



## 6.6 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

La descripción de las variables cualitativas se realizará mediante distribución de frecuencias relativas expresadas en porcentaje (Frecuencia). El análisis de variables cuantitativas se realizará con medidas de tendencia central como el promedio y la mediana, y de dispersión como rango y desviación estándar expresadas de manera general con media  $\pm$  desviación estándar.

Se evaluará el valgo y varo de los corredores recreativos comparándolo entre el patrón de choque con la prueba U de Mann-Whitney, ya que permite comparar medias y dos muestras independientes con distintas distribuciones. Los softwares de BTS Bioengineering y SMART Clinic son necesarios para el desarrollo de esta investigación, ya que capturan el gesto deportivo, procesan las imágenes capturadas y obtienen las variables cinéticas y cinemáticas. Las pruebas estadísticas se contemplarán a un nivel de significancia del 5% ( $p < 0.05$ ). El procesamiento de los datos se realizará en el programa SPSS V25. Los resultados se presentarán en tablas y gráficas.



## 6.7 CONSIDERACIONES ÉTICAS

En este estudio se tomaron en consideración ciertos aspectos del código de Núremberg de 1947, debido a que participan seres humanos y es necesario darles a conocer que el consentimiento voluntario del sujeto es esencial, por lo que se les dará un consentimiento informado (ANEXO XI.2) en el que se explica el procedimiento de la investigación y deberá ser firmado en caso de estar de acuerdo en participar. Además, esta investigación no causa sufrimiento o daño físico o mental por lo que dentro del consentimiento estarán explicados los riesgos y beneficios de esta investigación. Se tomaron las precauciones adecuadas para disponer de las instalaciones de la manera más óptima para proteger a los participantes; y durante el proceso de la intervención, el sujeto tuvo la libertad de poder finalizar la investigación si su estado físico o mental no era el adecuado.

De acuerdo con la declaración de Helsinki de la asociación médica mundial (2008), se establece que es deber de los profesionales de la salud proteger la vida, la salud, la dignidad, la integridad, el derecho a la autodeterminación, la intimidad y la confidencialidad de la información personal de las personas que participan en investigación. También se menciona que los participantes deben recibir información adecuada acerca de los objetivos, métodos, posibles conflictos de intereses, beneficios calculados, riesgos previsibles e incomodidades derivadas y todo otro aspecto pertinente de la investigación. Así mismo se señala que para realizar una investigación donde se requiera datos humanos, el personal de la salud debe pedir el consentimiento para la recolección, análisis, almacenamiento y reutilización de estos datos; y al final de la investigación, todos los participantes tienen derecho a ser informados sobre sus resultados y compartir cualquier beneficio, en este caso al finalizar toda la investigación, a los participantes se les hará llegar por correo electrónico un formato en PDF donde se explique las variables cinemáticas de la carrera.

La NORMA Oficial Mexicana NOM-012-SSA3-2012 rige los criterios para la ejecución de proyectos de investigación para la salud en seres humanos en México y establece que toda institución en donde se realice la investigación, deberá supervisar y garantizar que su



desarrollo esté a cargo de profesionales de salud, por lo que el Dr. Raúl Gerardo Paredes Guerrero director de la ENES Juriquilla y el licenciado en fisioterapia Carlos Fernando Aranda González esuvieron supervisando esta investigación.

La Ley General de Salud en Materia de Investigación para la Salud, destaca que en toda investigación debe prevalecer el criterio de respeto a la dignidad y protección de los derechos y bienestar; y se hace mención del riesgo que existe para que el participante sufra algún daño. Esta investigación es clasificada como tipo II, es decir, “riesgo mínimo”; y la investigación se suspenderá cuando el participante así lo desee (Secretaría de Salud, 1983).



## VII. Resultados

Se obtuvo una muestra final de 18 corredores, de los cuales 6 fueron del sexo femenino y 12 masculinos; por cada carrera se obtuvieron alrededor 30 ciclos por toma, de cada corredor se utilizaron 2 capturas, es decir se logró un total de 1,080 ciclos suficientes para obtener el gesto deportivo. En la tabla 1 se describen las características de la población.

Tabla 1. Características de la población						
	Antepié			Retropié		
	Media	Desviación tip.	Error tip.	Media	Desviación tip.	Error tip.
Edad	30.40	7.82	3.50	35.46	4.37	1.21
Peso (kg)	68.46	5.91	2.64	72.88	15.53	4.30
Talla (m)	1.69	0.76	0.03	1.68	0.08	0.02

Para crear los grupos de comparación se clasificaron de acuerdo a los ángulos del movimiento de tobillo, se consideró que a partir de  $1^\circ$  se realiza una dorsiflexión y por lo tanto ocurre un CR y a partir de  $-1^\circ$  se considera como la realización de una plantiflexión y consecuentemente se produce un CA.

De la muestra total el 66.7% eran masculinos (M) y 33.3% femeninos (F); el 72.2% presentó un CR y el 27.8% un CA; el 61.1% presentan varo de rodilla durante el contacto inicial, el 22.2% valgo en ambas rodillas y el 16.7% presentan un patrón mixto, es decir, una rodilla muestra valgo y la otra varo. En la tabla 2 se describe más detalladamente las frecuencias de la población.



<b>Tabla 2. Frecuencias de la población</b>					
Choque antepié n=5 27.8%			Choque retropié n=13 72.2%		
Valgo n=1 5.5%	Varo n=4 22.2%	Mixto n=0 0%	Valgo n=3 16.6%	Varo n=7 38.8%	Mixto n=3 16.6%

En la tabla 3 se puede observar que durante el despegue de dedos respecto con el valgo o varo, en promedio ambas rodillas presentan una desviación en valgo tanto en el CA como en el CR; en la progresión del pie durante el despegue de dedos, ambos pies se alejan hacia la línea media en el CR y en el CA el pie derecho se mete hacia la línea media y el pie izquierdo se aleja.

<b>Tabla 3. Descripción de estadísticos de cada tipo de choque</b>							
		Antepié			Retropié		
		Media	Desviación tip.	Error tip.	Media	Desviación tip.	Error tip.
<b>Grados de choque</b>	Pie derecho	-11.54	7.87	3.52	8.77	3.65	1.01
	Pie izquierdo	-8.42	3.11	1.39	8.96	4.44	1.23
<b>Grados de varo/ valgo en el contacto inicial</b>	RD	2.06	4.09	1.83	1.27	4.55	1.26
	RI	3.64	3.95	1.77	0.93	4.09	1.13
<b>Varo o valgo FA RD</b>	Max	4.26	5.39	2.41	6.83	8.23	2.28
	Min	-6.06	6.34	2.83	-5.44	4.80	1.33
<b>Varo o valgo FA RI</b>	Max	5.20	6.20	2.77	6.47	6.75	1.87
	Min	-4.06	3.39	1.52	-5.33	3.48	0.96
<b>DD en el valgo o varo</b>	RD	-3.70	5.42	2.42	-5.00	4.65	1.29
	RI	-2.72	5.20	2.32	-4.90	3.40	0.94
	Pie derecho	2.70	3.66	1.64	-2.53	3.01	0.83



<b>Progresión en el DD</b>	Pie izquierdo	-0.90	9.01	4.03	-3.54	4.66	1.29
----------------------------	---------------	-------	------	------	-------	------	------

\*Referencia a del +1 es varo y – 1 valgo.

\* En la progresión en el DD -1 hace referencia a progresión externa y +1 a progresión interna.

Para poder comparar las variables se utilizó la prueba no paramétrica de Mann-Whitney la cual se diseñó para probar la hipótesis nula y fue la que se utilizó porque los grupos que se utilizaron en esta investigación por la diferencia en la distribución, del total de la muestra 18 corredores el n=5 corresponden al choque en antepié y n=13 a coque en retropié. Sin embargo, la interpretación del valor de “p” nos permite encontrar evidencia a favor o en contra de la igualdad de las medianas ( $p < 0.05$ )

En la tabla 4 se comparó el tipo de choque con todas las variables descritas en la tabla 3 por medio de la prueba de U de Mann-Whitney, y se observó que en la progresión del pie derecho durante el despegue de dedos fue la única variable que tuvo una significancia ( $p=0.009$ ). También se compararon las mismas variables con el sexo y la única que tuvo una significancia fue la progresión del pie izquierdo en despegue de dedos ( $p=0.02$ ), como se muestra en la Figura 10, teniendo un rango de promedio mayor en las mujeres que en los hombres.

<b>Tabla 4. Prueba de U de Mann-Whitney en comparación con el tipo de choque y con el sexo</b>						
RANGOS		Progresión del pie en el DD			Progresión del pie en el DD	
		Derecho	Izquierdo		Derecho	Izquierdo
<b>Antepié N= 5</b>	Rango Promedio	<b>14.80</b>	9.40	<b>Masculino N= 12</b>	7.92	<b>7.50</b>
	Suma de rangos	<b>74</b>	47		95	<b>90</b>
<b>Retropié N=13</b>	Rango Promedio	<b>7.46</b>	9.54	<b>Femenino N=6</b>	12.67	<b>13.50</b>
	Suma de rangos	<b>97</b>	124		76	<b>81</b>

U de Mann-Whitney	<b>6.0</b>	32		17	<b>12</b>
Sig. Asintót. (bilateral)	<b>0.009</b>	0.96		0.07	<b>0.02</b>
Sig. Exacta (unilateral)	<b>0.007</b>	1.0		0.083	<b>0.02</b>

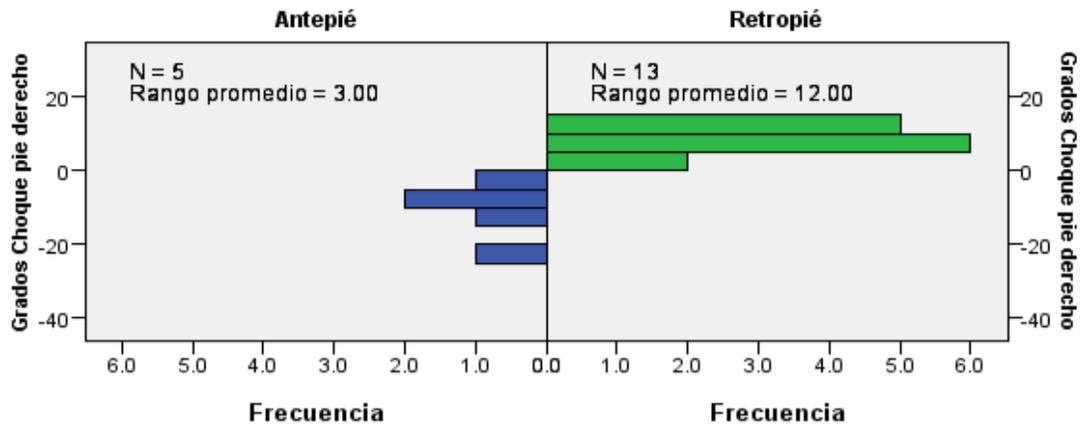


Figura 7. Gráfica con la prueba U de Mann-Whitney que muestra los grados que se obtuvieron en cada tipo de choque en pie derecho.

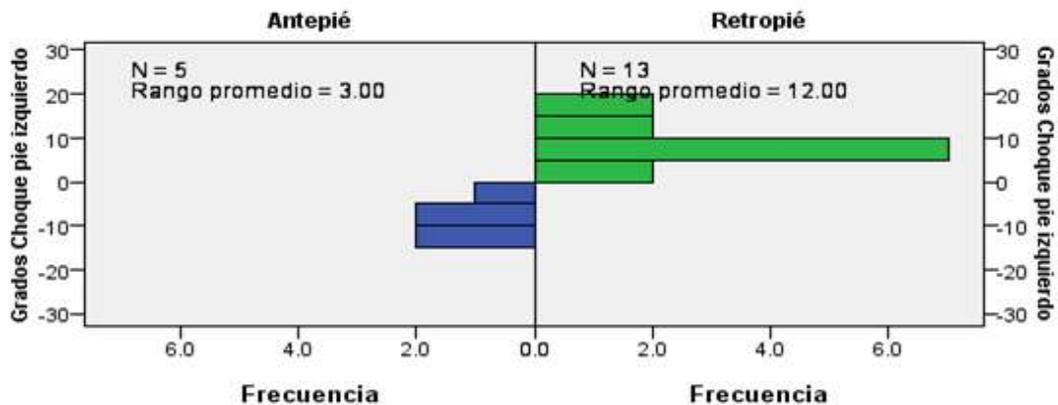


Figura 8. Gráfica con la prueba U de Mann-Whitney que muestra los grados que se obtuvieron en cada tipo de choque en pie izquierdo.

En las gráficas anteriores se puede observar que en los corredores en antepié tanto del pie derecho como izquierdo se mantiene un rango de movimiento promedio de 3°, se destaca

que del lado derecho llega a sobrepasar de  $20^\circ$  que no sucede en el otro miembro. Por otra parte, en los corredores que presentan un patrón en retropié, se destaca que en ambos miembros se presenta una mayor frecuencia en los que realizan una dorsiflexión entre  $0$  a  $10^\circ$ , teniendo como el grado máximo de  $20^\circ$  en el miembro izquierdo.

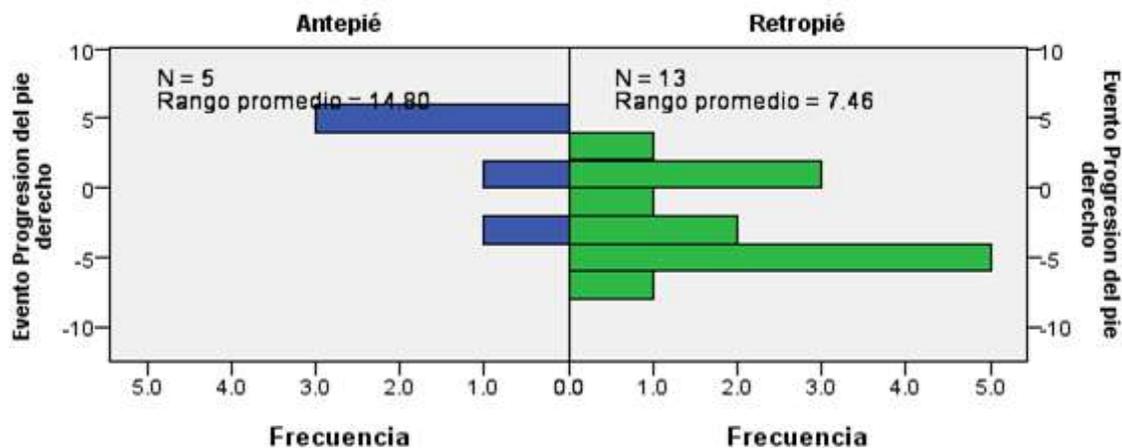


Figura 9. Gráfica con la prueba U de Mann-Whitney que muestra los grados que se obtuvieron en la progresión en el DD para cada tipo de choque del pie derecho.

En la Figura 9 se muestra los grados de progresión que presentaron los corredores de ambos grupos en el miembro derecho, variable que mostró tener diferencias significativas, desde el rango promedio de los corredores en antepié presenta el doble que los de retropié, así mismo éstos últimos son los que llegan a un mayor rango de progresión externa (grados negativos).

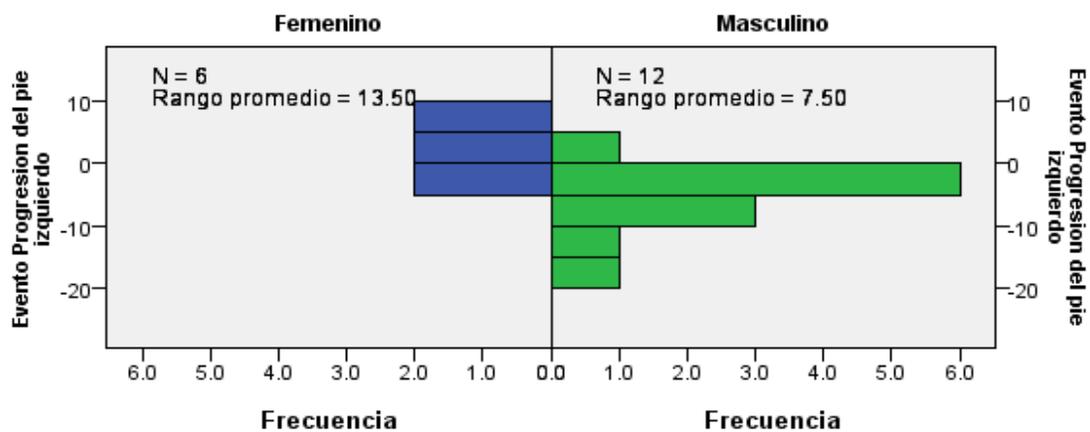


Figura 10. Gráfica con la prueba U de Mann-Whitney que muestra los grados que se obtuvieron en la progresión en el DD en cada sexo del pie izquierdo.



## VIII. Discusión

La carrera representa una actividad deportiva, y se representa como una extensión innata de la marcha, por lo tanto, está presente en las actividades de la vida diaria (Ferro, A., 1997; Guevara Vallejo, et. Al., 2017). Se distingue inicialmente porque la velocidad es mayor, existe una proyección aérea del cuerpo en traslación (fase de vuelo) que sucede de forma consecutiva a diferentes fases de apoyo unipodal, es decir, durante el ciclo no existe la fase de doble apoyo (Lacouture et al., 2013)

Se ha demostrado que hay mayor porcentaje de corredores que tienden a caer con CR, parte de esto se atribuye a la disposición del calzado las cuales cuentan con mayor grosor y amortiguación en la zona del talón de forma que esta pisada resulta ser más cómoda para el corredor (Almeida et al., 2015; Ogueta-Alday & García-López, 2016).

Con esta investigación se evidenció que los corredores con un CR presentan mayor varo durante el contacto inicial y esto puede presentarse por inestabilidad dinámica y mala alineación de la rodilla, posiblemente causado por insuficiencia de tejido conjuntivo neuromuscular y estabilización articular, lo que conduce a un aumento significativo en la carga media del compartimento tibiofemoral (Palad Y. y colaboradores, 2018).

Estudios anteriores mencionan que las lesiones musculoesqueléticas tienen mayores tasas en los corredores con choque en retropié que los choque de antepié (Almeida et al., 2015), o que la rotación en varo aumenta el riesgo de sufrir de síndrome de la cintilla iliotibial o rodilla del corredor y por otra parte la rotación en valgo y se asocia la lesión del LCA por incrementar la tensión en el ligamento (Burboa et al., 2017; Carreño, B. F., & Carcuro, U. G. 2012; Tiana,b, F., et. Al., 2020; Vilchez, 2010).

En la literatura aún no existen artículos que comparen el tipo de choque con el varo o valgo de rodilla, o con alguna otra articulación del cuerpo durante la carrera; por lo que aún no se puede determinar si el varo o valgo de rodilla va a depender del tipo de choque o que si se presenta mayor valgo o varo es una predisposición a producir una lesión, ya que en la literatura



del valgo o varo se describen como anomalías que pueden provocar alteraciones en la marcha, pero no se toma en consideración algún gesto deportivo, por lo que su comportamiento puede ser muy diferente en cada deporte. Las lesiones en los corredores recreativos pueden tener causas multifactoriales, pero están vinculadas a microtraumatismos repetitivos por sobrecarga además de tener insuficiente formación técnica, así como una mala rutina de entrenamiento; parte de lo anterior sucede ya que las articulaciones del miembro inferior: cadera, rodilla y tobillo son las responsables de generar las fuerzas propulsivas para el avance y la elevación del centro de gravedad (Ferro, A. 1997).



## IX. Conclusiones

Los datos obtenidos de esta investigación demuestran que el patrón de pisada del corredor sí tiene influencia en toda la biomecánica del miembro inferior en los movimientos de valgo y varo de rodilla, se halló que en los corredores con un patrón en retropié presentaron una mayor incidencia de varo de rodilla, que corresponde a parte de la hipótesis de investigación planteada (Hi); sin embargo, en estudios anteriores de carácter biomecánico se habían centrado en los corredores de alto rendimiento y principalmente en el patrón de pisada y tipo de calzado; por lo que no se encontraron datos de esos movimientos para hacer una comparación.

En el presente estudio no se observaron diferencias significativas entre el tipo de choque durante el contacto inicial en relación con el valgo y varo de rodilla en corredores recreativos, pero como se analizó toda la fase de apoyo, se observaron diferencias en la progresión del pie derecho durante el despegue de dedos ( $p=0.009$ ) cuando es comparado con el tipo de choque y en la progresión del pie izquierdo durante el despegue de dedos al ser comparado con el sexo ( $p=0.02$ ). Por el análisis de los datos anteriores, en esta investigación se admite la hipótesis de investigación al obtener que en los corredores con CR presentan una mayor frecuencia de varo de rodilla y los corredores con CA presentan una mayor frecuencia de valgo de rodilla.

Gracias a esta investigación se logró, además, comparar más variables que no se habían considerado en otros estudios como el valgo y varo de rodilla durante el contacto inicial, durante la fase de apoyo o durante el despegue de dedos; aunque muchas de estas variables no presentaron diferencias significativas más que en la progresión del pie derecho, hecho que puede ser incentivo a plantear nuevas hipótesis para hallar la causa de éste.

Dentro de las limitantes que se fueron observando fue que hace falta una  $n$  mucho mayor para poder tener más datos y variedad de corredores, en este caso más corredores que presenten un patrón en antepié para hacer más equitativos los grupos; por otra parte, también es importante mencionar la relevancia que tiene controlar otros los factores y variables que pueden dar sesgo a los datos como lo son el calzado, el nivel de fatiga etc.



A manera de sugerencia se propone continuar haciendo trabajos de investigación para este grupo poblacional, una parte por el aumento de personas que lo practican, pero por otra es que existen aún muchas áreas que se desconocen, del gesto deportivo bajo el enfoque de la biomecánica, que se pueden obtener a través de estos sistemas de captura de movimiento ya que arrojan evaluaciones válidas, fiables y útiles para profesionistas y personas que practiquen este deporte.



## IX. Propuestas

Se sugiere realizar este mismo estudio, pero con un número de muestra más grande y con una distribución igual en cada grupo, ya que una limitación de este estudio es que la muestra en cada grupo tiene una distribución diferente y no se pueden determinar correlaciones y tal vez se podría modificar el rango de edad para poder ampliarlo un poco más.

Sería muy interesante analizar el tipo de choque con cada articulación que se ve involucrada en la carrera, entre corredores recreativos y atletas de alto rendimiento. Sin embargo, se destaca la dificultad que representa el poder reclutar a participantes que cumplan con los criterios de inclusión para poder obtener resultados significativos.

Al realizar este tipo de investigaciones se puede aportar más información a la literatura para poder entender este gesto deportivo y de esta forma los especialistas ya sea fisioterapeutas, entrenadores, deportistas, etc., puedan mejorar la técnica del corredor y así evitar lesiones que puedan mermar su rendimiento.

También se hace la propuesta para investigar sobre la biomecánica de otros gestos deportivos, ya que en los últimos años el deporte ha ganado mucha popularidad por las grandes competencias que se realizan alrededor del mundo y muchas personas están interesadas en mejorar en su deporte y la biomecánica es una pieza clave para lograrlo.



## X. Bibliografía

1. Almeida, M. O., Davis, I. S., & Lopes, A. D. (2015). Biomechanical Differences of Foot-Strike Patterns During Running: A Systematic Review With Meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 45(10), 738–755. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.6019>
2. Asale, R. (2019). biomecánico, biomecánica | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. <https://dle.rae.es/biomec%C3%A1nico>
3. Balthazard, P., Currat, D., & Degache, F. (2015). Fundamentos de biomecánica. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, 36(4), 1-8. [https://doi.org/10.1016/s1293-2965\(15\)74142-3](https://doi.org/10.1016/s1293-2965(15)74142-3)
4. Bernardina, G. R. D., Monnet, T., Cerveri, P., & Silvatti, A. P. (2019). Moving system with action sport cameras: 3D kinematics of the walking and running in a large volume. *PLOS ONE*, 14(11), e0224182. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0224182>
5. Bioengineering, B. T. S. (2016). *Analysis Protocols Helen Hayes Protocol* (1.a ed., Vol. 1). BTS GAITLAB.
6. Borja Viscarra, D. C., & Frómeta, E. R. (2020). Diferencias biomecánicas de la carrera de 100 metros: corredora élite vs resto del equipo. *Lecturas: Educación Física y Deportes*, 25(263), 46–59. <https://doi.org/10.46642/efd.v25i263.2094>
7. Brigaud, F. (2017). *La carrera. Postura, biomecánica y rendimiento* (1.ª ed., Vol. 1). Paidotribo.
8. Burboa, B. J., Bahamonde, B. M., Inostroza, I. M., Lillo, L. P., Barahona, B. M., Palet, P. M., & Hinzpeter, H. J. (2017). Efecto de un entrenamiento deportivo en el compartimiento angular de la extremidad inferior en niños futbolistas de entre 11 y 12 años. *ACTA ORTOPÉDICA MEXICANA*, 31(3), 128–133. <http://www.scielo.org.mx/pdf/aom/v31n3/2306-4102-aom-31-03-00128.pdf>



9. Carreño, B. F., & Carcuro, U. G. (2012). Corredores: bases científicas para la elección de calzado y prevención de lesiones. *Revista Médica clínica Las Condes*, 23(3), 332-336
10. Cimolin, V., & Galli, M. (2014). Summary measures for clinical gait analysis: A literature review. *Gait & Posture*, 39(4), 1005-1010. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.02.001>
11. Dufour, M. D. (2003). *Anatomía del Aparato Locomotor. Tomo 1. Miembro inferior*. Masson.
12. Ferro, A. (1997). *Análisis biomecánico de la técnica de la carrera en deportistas ciegos paralímpicos* (Doctoral dissertation, Universidad Politécnica de Madrid).
13. Goss, D. L., Lewek, M., Yu, B., Ware, W. B., Teyhen, D. S., & Gross, M. T. (2015). Lower Extremity Biomechanics and Self-Reported Foot-Strike Patterns Among Runners in Traditional and Minimalist Shoes. *Journal of Athletic Training*, 50(6), 603–611. <https://doi.org/10.4085/1062-6050.49.6.06>
14. Grossman, S., & Porth, C. M. (2014). *Porth. Fisiopatología: Alteraciones de La Salud: Conceptos Básicos* (9.ª ed.). Lippincott Williams & Wilkins, p.p 2716- 2717
15. Guevara Vallejo, Pablo Vinicio, & Calero Morales, Santiago. (2017). La técnica de carrera y el desarrollo motriz en aspirantes a soldados. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 36(3) Recuperado en 28 de febrero de 2021, de [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0864-03002017000300004&lng=es&tlng=es](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-03002017000300004&lng=es&tlng=es).
16. Hall, S. J. (2011). *Basic Biomechanics* (6.a ed.). McGraw-Hill College.
17. Hernández, V. H., Cabezas, O. C., Díaz, J. D., Hernández, M. H., Perera, A. P., Muelas, R. M., & Molina, L. M. (2004). Protocolo de valoración de la patología de la rodilla. *SEMERGEN*, 30(5), 40–64. <https://www.elsevier.es/es-revista-medicina-familia-semergen-40-articulo-protocolo-valoracion-patologia-rodilla-S1138359304743075>
18. Hoenig, T., Hamacher, D., Braumann, K.-M., Zech, A., & Hollander, K. (2018). Analysis of running stability during 5000 m running. *European Journal of Sport Science*, 19(4), 413-421. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1519040>
19. Kapandji, A. I. (2012). *Fisiología articular: Tomo 2. Miembro inferior (Nva. Presentación)* (1.ª ed.). Editorial Médica Panamericana.



20. Lacouture, P., Colloud, F., Decatoire, A., & Monnet, T. (2013). Estudio biomecánico de la carrera a pie. *EMC - Podología*, 15(3), 1-20. [https://doi.org/10.1016/s1762-827x\(13\)65196-2](https://doi.org/10.1016/s1762-827x(13)65196-2)
21. Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., Mang'Eni, R. O., & Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(7280), 531–535. <https://doi.org/10.1038/nature08723>
22. Iparraguirre, L. I. (2009). Mecánica básica: fuerza y movimiento. Instituto Nacional de Educación Tecnológica.
23. Lohman, E. B., Balan Sackiriyas, K. S., & Swen, R. W. (2011). A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *Physical Therapy in Sport*, 12(4), 151-163. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.09.004>
24. Majewska, J., Szczepanik, M., Bazarnik-Mucha, K., Szymczyk, D., & Lenart-DomkaEwa, E. (2020). The Utility of Gait Deviation Index (GDI) and Gait Variability Index (GVI) in Detecting Gait Changes in Spastic Hemiplegic Cerebral Palsy Children Using Ankle–Foot Orthoses (AFO). *Rev. Children*, 7. <https://www.mdpi.com/journal/children>
25. Moore, K. L., Dalley, A. F., Agur, A. M., Gutiérrez, A., Vasallo, L., Fontán, F., Vizcaíno, J., & Ruiz, M. B. (2013). *Anatomía con orientación clínica* (7.ª ed.). LWW.
26. Nagymáté, G., & Kiss, R. M. (2019). Affordable gait analysis using augmented reality markers. *PLOS ONE*, 14(2), e0212319. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0212319>
27. Noruegas, A. N., Calvo, J. C., Barbero, F. B., & Sánchez, C. S. (1999). Fases de la marcha humana. *ELSEVIER*, 2(1). <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-iberoamericana-fisioterapia-kinesiologia-176-articulo-fases-marcha-humana-13012714>
28. Ogueta-Alday, A., & García-López, J. (2016). Factores que afectan al rendimiento en carreras de fondo. [Factors affecting long-distance running performance]. *RICYDE. Revista internacional de ciencias del deporte*, 12(45), 278–308. <https://doi.org/10.5232/ricyde2016.04505>
29. Palad, Y. Y., Leaver, A. M., McKay, M. J., Baldwin, J. N., Lunar, F., Caube, F., Burns, J., & Simic, M. (2018). Knee thrust prevalence and normative hip-knee-ankle angle



- deviation values among healthy individuals across the lifespan. *Osteoarthritis and cartilage*, 26(10), 1326–1332. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2018.06.009>
30. Roca Dols, A., & Sánchez Gómez., R. (2015). La biomecánica y psicomotricidad del corredor como factores determinantes para el apoyo del antepié en la carrera. *Revista Internacional de Ciencias Podológicas*, 9(1), 50–62. [https://doi.org/10.5209/rev\\_ricp.2015.v9.n1.47317](https://doi.org/10.5209/rev_ricp.2015.v9.n1.47317)
31. Ruano, L. R., Salazar, J. S., González, D. G., & Osorio, M. O. (2018). Clasificación de la articulación femorotibial, arcos de movimientos y grados de libertad: Revisión de la literatura. *Salutem Scientia Spiritus*, 4(2), 38–43. [https://revistas.javerianacali.edu.co/index.php/salutemscientiaspiritus/article/download/1927/pdf/](https://revistas.javerianacali.edu.co/index.php/salutemscientiaspiritus/article/download/1927/pdf/1927/pdf/)
32. Sanchis-Sales, E., Sancho-Bru, J. L., Roda-Sales, A., & Pascual-Huerta, J. (2016). Análisis cinético y cinemático de las articulaciones del mediopié durante la marcha en sujetos sanos: consideraciones clínicas. *Revista Española de Podología*, 27(2), 59-65. <https://doi.org/10.1016/j.repod.2016.10.004>
33. Shih, Y., Lin, K. L., & Shiang, T. Y. (2013). Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? *Gait & Posture*, 38(3), 490–494. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.030>
34. SMART-DX | Motion Capture Systems. (2018, 15 noviembre). BTS Bioengineering. <https://www.btsbioengineering.com/es/products/smart-dx>
35. Suarez, B., Rueda, J., Veiga, S., Collazo, C., & Navarro Cabello, E. (2019). Efectos del síndrome de fricción de la banda iliotibial sobre la cinemática de carrera en corredoras populares. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 0(Avance Online). <https://doi.org/10.33155/j.ramd.2019.02.001>
36. Tiana, F., Lia, N., Zhenga, Z., Huang, Q., & Zhua, T. (2020, 1 enero). The effects of marathon running on three-dimensional knee kinematics during walking and running in recreational runners. *ScienceDirect*. <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636219303674>
37. Vilchez, M. V. (2010). INCIDENCIA DE LAS LESIONES DEPORTIVAS EN EL CORREDOR POPULAR. *Cultura, Ciencia y Deporte*, 5(15), 32. <https://www.redalyc.org/pdf/1630/163017569010.pdf>



38. Yáñez A. Arias (2018) Estudio Comparativo de Sistemas de Análisis de Marcha Basados en Sensores Inerciales y Cámaras Infrarrojas (Tesis de pregrado) UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN.



## XI. Anexos

### XI.1 HOJA DE RECOLECCIÓN DE DATOS



Nombre del

corredor:

Edad:

Peso:

Talla:

Fecha de nacimiento:

PROTOCOLO HELEN HAYES		
	DERECHO	IZQUIERDO
Profundidad de pelvis		
Longitud de pierna		
Distancia ASIS		



## XI.2 CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Santiago de Querétaro, Qro., a \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ del 2021

Se suscribe a: \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ años de edad como participante del protocolo de investigación: **“Análisis comparativo entre el tipo de choque durante el contacto inicial en relación con el valgo y varo de rodilla en corredores recreativos”**. El cual tiene como objetivo principal comparar de manera biomecánica el valgo y varo de rodilla con los tipos de choque en corredores recreativos durante el contacto inicial.

Esta investigación consiste en que el participante corra sobre una caminadora a diferentes velocidades, estas dependen de la máxima velocidad que normalmente corra el participante y a partir de ahí se sacará un promedio para las capturas de otras velocidades. Para llevar a cabo el análisis biomecánico es requisito traer la ropa adecuada como ropa de lycra y que no sea reflejante para evitar que las cámaras la capten. Posteriormente se le harán algunas mediciones antropométricas en ambos miembros inferiores y después se colocarán marcadores optorreglejantes en algunos puntos anatómicos siguiendo el modelo de Helen Hayes y se procederá a que el participante corra para tomar algunas capturas con las cámaras del laboratorio de biomecánica de la Unidad de Investigación de Neurodesarrollo UNAM campus Juriquilla, Qro.

Al finalizar el estudio, se le dará una explicación al participante sobre como sus articulaciones implicadas en la carrera se mueven hablando biomecánicamente, para que posteriormente se pueda hacer algunas modificaciones y así contribuir a mejorar su gesto deportivo, por medio de un formato en PDF el cual se le hará llegar vía electrónica. Se informa que el único riesgo que se puede presentar en este estudio es un ligero enrojecimiento por el adhesivo utilizado en la colocación de los marcadores, además no se presentan consecuencias que atenten con su integridad física, psicológica o social.

Con base a lo antes mencionado manifiesto que estoy participando de manera libre y voluntaria en este estudio y estoy satisfecho (a) con la información recibida y comprendo a la totalidad tanto los posibles riesgos como los beneficios de esta investigación; así mismo, autorizo el uso de mi información recabada siempre y cuando sea de manera confidencial y solo para fomentar el desarrollo de la investigación en el campo de la salud.

\_\_\_\_\_  
Nombre y firma del participante

\_\_\_\_\_



Nombre y firma de los investigadores a cargo