



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS SUPERIORES UNIDAD LEÓN

TEMA

CINEMÁTICA DE RODILLA EN CORREDORES RECREATIVOS DE FONDO CON
PATRÓN DE RETROPIÉ NATURAL Y ANTEPIÉ IMPUESTO

MODALIDAD DE TITULACIÓN:

TESIS Y EXAMEN PROFESIONAL

PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

LICENCIADA EN FISIOTERAPIA

P R E S E N T A:

ANDREA GUADALUPE GODOY CERVANTES

TUTOR:

MTRA. CRISTINA CARRILLO PRADO

ASESORES:

LFT. CARLOS FERNANDO ARANDA GONZÁLEZ

DR. RAÚL GERARDO PAREDES GUERRERO

León, Guanajuato 2022





Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



UNAM –Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso DERECHOS RESERVADOS ©PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México). El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

A Dios por darme la vida, por haberme acompañado y guiado a lo largo de mi carrera, por poner en mi camino a las personas adecuadas para mi crecimiento académico personal y profesional.

A la Universidad Nacional Autónoma de México y a la ENES León por brindarme las herramientas necesarias para mi desarrollo tanto académico como profesional, así como también por la oportunidad de conocer a personas increíbles.

A mi tutora, la Maestra Cristina Carrillo por su ayuda, su orientación, consejo y paciencia durante todo el proceso de titulación.

A mi tutor, maestro, papá adoptivo y amigo Carlos Aranda a quien tuve la fortuna de conocer en el momento correcto; gracias por todas tus enseñanzas, conocimientos, orientación y consejos tanto personales como profesionales que día con día me transmites con PACIENCIA.

A mi asesor el Doctor Raúl Paredes por su apoyo durante esta etapa, por impulsarme a seguir aprendiendo y mejorando; así como también por enseñarme que la ciencia nunca descansa.

A cada uno de mis maestros y profesores que sin duda fueron clave para mi desarrollo profesional, gracias por su apoyo, esfuerzo y conocimientos.

A mis padres por ser los primordiales promotores de mi desarrollo, por haberme dado la oportunidad de tener una excelente educación en el transcurso de mi vida, gracias por todos los días confiar y creer en mí, especialmente a mi mamá por todo su esfuerzo y apoyo incondicional.

Gracias a todos y a cada uno de mis familiares que me han apoyado en el desarrollo de mi educación ya que me han ayudado a convertirme en la persona que soy ahora.

A mis hermanos Ana y Rafa que son las personas más importantes en mi vida, gracias por su amor y apoyo incondicional, gracias por estar conmigo en los buenos y malos momentos.

A mis amigas Aimeé, Pau, Caro, Ale y Barbie que se convirtieron en parte de mi familia, gracias por acompañarme en estos años de estudio, gracias por hacer más divertida esta etapa, por los momentos de diversión y estrés, por apoyarme con palabras, risas, comida o abrazos que sin duda hicieron la diferencia. De igual manera gracias a sus familias por adoptarme y apoyarme.

A mis primas y roomies favoritas Daniela German y Anahí Flores con las que aprendí que la vida te puede sorprender al poner en tu camino personas increíbles sin esperarlas.

A cada de las amistades que tuve la oportunidad de conocer durante la universidad y servicio social, ya sea en el aula, canchas o afuera de la escuela.

Al laboratorio de Biomecánica del INB, especialmente a la Ingeniera Lidia Mendoza, así como también al Ingeniero Adrián Elías, a Daniel Arrequín, Dani Mendoza y Sharon Pedroza por su apoyo y orientación; así como también a todos los integrantes del laboratorio que participaron en el proyecto.

“En este lugar perdemos demasiado tiempo mirando hacia atrás.

Camina hacia el futuro, abriendo nuevas puertas y probando cosas nuevas, se curioso... porque nuestra curiosidad siempre nos conduce por nuevos caminos.”

Walt Disney

GRACIAS TOTALES

Resumen

Introducción: Correr es una de las actividades físicas más populares del mundo; con un aproximado de 30 millones de personas corriendo de una manera recreativa. Día con día la tasa de participación aumenta y también lo hace la tasa de lesiones con una variación del 30% al 79%; siendo la rodilla una de las articulaciones mayormente estudiada por su alta incidencia de lesiones. Correr comparte patrones y secuencias similares a la marcha, en ambas existe una fase de apoyo y una fase de balanceo cada una con porcentajes específicos del 100% del ciclo. Durante la fase de apoyo de se presenta una subfase de absorción que incluye un apoyo monopodal y es en este momento en donde se realizan adaptaciones esqueléticas y neuromusculares para realizar de la mejor manera la absorción del impacto de la carrera. Existen dos maneras comunes entre corredores de realizar el contacto inicial dependiendo de la zona del pie con la que se realiza el contacto, la primera la llamaremos patrón/impacto de retropié (IR) y el segundo patrón/impacto de antepié (IA). Estos dos patrones de pisada conducen a diferentes tensiones mecánicas a las articulaciones y pueden llegar a generar cambios en la cinemática de la carrera. La mayoría de los estudios actuales que comparan la cinemática de rodilla durante la carrera con diferentes patrones de pisada se han enfocado en el análisis del plano sagital, pero recordemos que los movimientos articulares se llevan a cabo en los tres planos y al analizarlos podemos detectar patrones de movimiento anormales y áreas de oportunidad en nuestros tratamientos.

Objetivo: Analizar la cinemática de rodilla en corredores recreativos de fondo con patrón retropié natural y antepié impuesto durante la fase de apoyo de la carrera (contacto inicial y absorción).

Metodología: Se analizó la cinemática de la rodilla en la fase de contacto inicial y absorción en la fase de apoyo de la carrera de 10 participantes. La captura de la cinemática se realizó a través del software BTS Smart-Clinic. Se realizaron de 3-4 ensayos de captura exitosos mientras el participante corría sobre la caminadora a una velocidad individualizada que asemejara su gesto deportivo, primero con su patrón natural de retropié y posteriormente con su patrón impuesto de antepié. Se analizó el movimiento de rodilla en sus tres planos. Se utilizó la prueba de T de student para pruebas relacionadas con el objetivo de comparar las medias de un mismo grupo.

Resultados: De las variables que presentaron diferencias fue la de flexión y extensión de rodilla de manera bilateral durante el contacto inicial Izquierdo (IR =13.13±4.98 IA=14.77±4.80) Derecho (IR =14.52±3.79 IA=16.96±3.87). Varo y Valgo bilateral durante el contacto inicial; Izquierdo (IR=2.83±5.47 IA=3.90±5.21) Derecho (IR=1.3±4.71 IA=2.92±5.09). Varo y Valgo de la pierna derecha en la fase de absorción específicamente en los porcentajes 15% (IR=1.67±6.53 IA=2.72±6.59) 16% (IR=1.63±6.50 IA= 2.53±6.69) 17%(IR=1.55±6.49 IA= 2.33±6.78). Rotación interna y externa al contacto inicial de la rodilla derecha (IR=-12.53±8.4 IA=-11.25±8.19) rotación interna y externa de la rodilla izquierda en los porcentajes 15%(IR=-1.68±6.78 IA=0.23±7.28)16%(IR=-.99±6.70 IA=0.80±7.27)17%(IR=-.44±6.67 IA=1.26±7.32)18%(IR=0.02±6.72 IA=1.59±7.35) 19%(IR=2.23±6.72 IA=2.48±7.04). Los parámetros espacio temporales que presentaron diferencia significativa fue los porcentajes de fase de apoyo de la pierna derecha (IR=43.83% IA=42.51%) y la fase de balanceo de la pierna izquierda (IR=55.99% IA=57.58%).

Conclusión: Existen cambios agudos o inmediatos en la cinemática de rodilla durante la fase de apoyo al cambiar un patrón de retropié natural a uno de antepié impuesto, lo cual acepta nuestra hipótesis planteada.

Palabras Clave: Cinemática, Patrón de Pisada, Rodilla, Correr

ABSTRACT

Introduction: Day-by-day participation rate increases and the injuries too, with a variation from 30% to 79%; the knee is one of the most studied joints due to its high incidence of injuries. Running shares patterns and sequences like walking, in both there is a support phase and a swing phase each with specific percentages of 100% of the cycle. During the stance phase, an absorption sub-phase is presented that includes monopodial support, in this moment that skeletal and neuromuscular adaptations are made and adaptations to better absorb the impact of the race. There are two common ways to make the initial contact depending on the area of the foot with which to make contact with the floor, the first we will call rearfoot pattern/impact (IR) and the second forefoot pattern/impact (IA). These two gait patterns lead to different mechanical stresses on the joints that can lead to changes in running kinematics. Most of the studies have compared knee kinematics with different foot strike patterns and they have focused on the analysis of the sagittal plane, but we have to remember that joint movements exist in the three planes and if we analyze all planes, we could detect abnormal motion patterns and areas of opportunity in our treatments. Objective: To analyze knee kinematics in recreational long-distance runners with a natural rearfoot and imposed forefoot pattern during the stance phase (initial contact and absorption). Methodology: The kinematics of the knee in the initial contact phase and absorption in the support phase of the race of 10 participants were analyzed. The capture of the kinematics was performed using the BTS Smart-Clinic software. 3-4 successful trials were performed while the participant ran on the treadmill at an individualized speed that resembled her sporting gesture, first with her natural rearfoot pattern and later with her imposed forefoot pattern. Knee movement was analyzed in its three planes. Student's t-test was used for related tests to compare the means of the same group. Results: the variables which presented differences were knee flexion and extension bilaterally during the initial contact Left (IR =13.13±4.98 IA=14.77±4.80) Right (IR =14.52±3.79 IA=16.96±3.87). Bilateral varus and valgus during initial contact; Left (IR=2.83±5.47 IA=3.90±5.21) Right (IR=1.3±4.71 IA=2.92±5.09). Varus and Valgus of the right leg in the absorption phase specifically in the percentages 15% (IR=1.67±6.53 IA=2.72±6.59) 16% (IR=1.63±6.50 IA= 2.53±6.69) 17% (IR=1.55 ±6.49 IA= 2.33±6.78). Internal and external rotation at initial contact of the right knee (IR=-12.53±8.4 IA=-11.25±8.19) internal and external rotation of the left knee in percentages 15% (IR= -1.68±6.78 IA=0.23±7.28)16% (IR=-.99±6.70 IA=0.80±7.27)17% (IR=-.44±6.67 IA=1.26±7.32)18% (IR=0.02±6.72 IA=1.59±7.35) 19% (IR=2.23±6.72 IA=2.48±7.04). The space-time parameters that presented a significant difference were the percentages of the support phase of the right leg (IR=43.83% IA=42.51%) and the swing phase of the left leg (IR=55.99% IA=57.58%). Conclusion: There are acute or immediate changes in the knee kinematics during the support phase when changing a natural rearfoot pattern to an imposed forefoot pattern, which accepts our hypothesis

Key Words: Kinematic, stike pattern, Knee, Running.

CONTENIDO

| | |
|-------------------------------------|----|
| Resumen | 4 |
| Introducción | 1 |
| Antecedentes | 3 |
| Marco teórico | 6 |
| Biomecánica | 6 |
| Cinemática y cinética | 6 |
| Planos y ejes de movimiento | 6 |
| Carrera | 8 |
| Fase de apoyo de la carrera | 9 |
| Fase de oscilación de la carrera | 10 |
| Patrones de contacto inicial | 11 |
| Parámetros espaciotemporales | 12 |
| Rodilla | 13 |
| Cinemática de la rodilla | 16 |
| Osteocinemática de la rodilla | 16 |
| Valgo | 17 |
| Varo | 18 |
| Lesiones | 19 |
| Sistemas de análisis tridimensional | 20 |
| Planteamiento del problema | 21 |
| Justificación | 22 |
| Pregunta de investigación | 23 |
| Objetivos | 23 |
| Objetivo general | 23 |
| Objetivos específicos | 23 |
| Metodología | 24 |
| Descripción del estudio | 24 |
| Universo | 24 |

| | |
|--|----|
| Criterios de inclusión | 25 |
| Criterios de exclusión | 25 |
| Criterios de expulsión | 26 |
| Criterios de eliminación | 26 |
| Variables | 26 |
| Instrumentos de medición | 29 |
| Procedimiento | 31 |
| Análisis estadístico | 34 |
| Análisis descriptivo | 34 |
| Análisis inferencial | 35 |
| Resultados | 35 |
| Discusión | 39 |
| Conclusión | 44 |
| Bibliografía | 45 |
| Anexos | 52 |
| Anexo 1. Consentimiento Informado | 52 |
| Anexo 2. Ficha de identificación | 53 |
| Anexo 3. Ejemplo de reporte de la cinemática de la carrera | 54 |

Introducción

El acto de correr es una de las actividades físicas más populares del mundo, con un promedio de 30 millones de personas corriendo regularmente. Aunque puede considerarse una actividad sencilla, implica la compleja integración de todas las articulaciones y segmentos corporales (Almeida et al., 2015). Esta acción, es una forma de locomoción utilizada en la mayoría de las actividades físicas y deportivas en las que se requiere un rápido desplazamiento del cuerpo (Ferro & Luna, 1997).

La carrera se considera una extensión natural de caminar, ya que comparten patrones y secuencias similares como la absorción y propulsión en el período de apoyo, así como la subfase de aceptación del peso y soporte en una sola extremidad entre otras; sin embargo, también presentan diferencias significativas, siendo una de ellas la presencia de la fase de flotación propia de la carrera (Lohman et al., 2011b).

Vílchez Conesa y colaboradores refieren que la incidencia de las lesiones deportivas en corredores es alta con una variación del 30% al 79% y mencionan también que son escasos los estudios relacionados con las lesiones en corredores recreativos, considerando que la literatura se centra principalmente en atletas de élite, a pesar de que ambos grupos padecen lesiones en la misma medida (Vílchez Conesa et al., 2010).

Entre las articulaciones que presentan mayor incidencia de lesión destaca la rodilla, siendo el dolor patelofemoral y el síndrome de la banda iliotibial, las lesiones de rodilla relacionadas con la carrera que se diagnostican con mayor frecuencia (Dingenen et al., 2019). Uno de los factores de riesgo predisponente a una lesión aguda y/o crónica de síndrome patelofemoral, síndrome de banda iliotibial y/o lesión del ligamento cruzado anterior sin ningún tipo de contacto directo, es el valgo dinámico de rodilla (Wilczyński et al., 2020).

El valgo de rodilla hace referencia a una alteración en el eje patelo-femoral que va más allá de los 6-8° de valgo fisiológicos, representa un desplazamiento del eje mecánico hacia el compartimento lateral y con un desgaste precoz de la articulación (Fig.1). Este mal alineamiento de la rodilla en valgo también se presenta durante las actividades dinámicas cuando la rodilla se encuentra en cadena cinética cerrada la cual está presente en la fase de apoyo de la carrera (Ferber et al., 2010; Kamath et al., 2010).

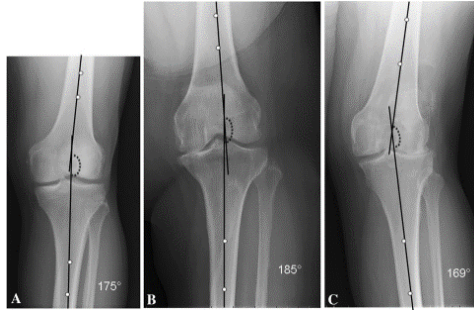


Fig. 1. Imágenes radiográficas que representan la alineación patelofemoral (A) normal, (B) en varo y (C) en valgo. Imagen tomada de (Kamath et al., 2010).

Si bien la etiología de las lesiones es muy compleja y multifactorial, la evidencia respalda la teoría con respecto a que una alteración de la biomecánica en las extremidades inferiores, puede desempeñar un papel importante (Dingenen et al., 2019). En efecto, los diferentes tipos de patrón de pisada pueden llegar a producir cambios en la biomecánica de la carrera e influir en el desarrollo de lesiones (McDonnell et al., 2019; Sinclair et al., 2013).

Basado en autores como Romero Flores y colaboradores un apoyo para el estudio de la biomecánica es un análisis de movimiento tridimensional, ya que señalan que este estudio permite conocer y/o desarrollar un patrón articular que conduzca a un movimiento eficaz de las diferentes palancas del cuerpo, generando los momentos de fuerza óptimos en los instantes precisos del movimiento (Romero Flores et al., 2006), por tal motivo los presentes autores consideran el análisis tridimensional como el estándar de oro en estudios de biomecánica (Dingenen et al., 2019). Un ejemplo de sistema que lleva a cabo este tipo de análisis es el “*Bioengineering Technology and Systems*” (BTS) el cual se utilizará en esta investigación.

El presente estudio tiene como objetivo identificar y comparar las diferencias inmediatas en la cinemática de rodilla en sus tres planos de movimiento, durante la fase de apoyo (contacto inicial y absorción) de la carrera en corredores recreativos de fondo con patrón de pisada de retropié natural y antepié impuesto.

Antecedentes

Los estudios existentes sobre el tema han brindado una mejor comprensión de la biomecánica de la carrera, como en el estudio de Valenzuela et al., en el cual determinaron los efectos inmediatos en los parámetros cinéticos y cinemáticos de los distintos patrones de pisada sobre las extremidades inferiores en la cadera, rodilla y tobillo. El estudio estuvo conformado por 21 sujetos divididos en dos grupos, 11 con patrón de retropié natural y 10 con antepié natural. Los sujetos realizaron cinco pruebas de carrera sobre el suelo con los patrones de golpe natural y no natural mientras se recopilaban los datos. Las variables estudiadas fueron: fuerza de reacción vertical del suelo máxima, momentos máximos de tobillo, rodilla y cadera en fase de apoyo en el plano sagital, rango de movimiento de flexión dorsal del tobillo y rango de movimiento de cadera y rodilla en el plano sagital. Estos autores concluyeron que los cambios agudos en los patrones de pisada durante la carrera pueden crear alteraciones en ciertas medidas cinemáticas y cinéticas de las extremidades inferiores (Valenzuela et al., 2015).

Williams Blaise et al., realizaron un análisis de carrera tridimensional con el propósito de determinar diferencias cinemáticas entre 3 condiciones de carrera: calzados con retropié, calzados con antepié impuesto y descalzos. El estudio incluyó a 10 corredores masculinos y 10 femeninos. Las variables fueron los ángulos de flexión plantar, flexión de la rodilla y flexión de la cadera en el contacto inicial, así como la potencia máxima de la cadera, rodilla y tobillo durante la fase de apoyo en el plano sagital. En cuanto a las variables cinemáticas los autores encontraron que correr con un patrón de antepié y descalzo resultó en una flexión plantar significativamente mayor que correr calzado con retropié, pero no presentaron diferencias significativas en rodilla desde un plano sagital en ninguna de las condiciones. En cuanto a sus variables cinéticas las condiciones descalzos y calzados con antepié demostraron una disminución de la absorción de potencia total de las extremidades inferiores en comparación con la condición calzado con retropié, pero no difirieron entre sí (descalzos y calzados con antepié) (Williams et al., 2000).

Ahn et al., analizaron la cinemática y la actividad muscular de corredores recreativos en dos condiciones: calzados y descalzos, su objetivo fue analizar las diferencias cinemáticas y de actividad muscular entre ambas condiciones. Usaron análisis 3D y electromiografía de superficie; dentro de los resultados obtenidos encontraron que algunos corredores mantenían su patrón de pisada sin importar las condiciones, sin embargo, otro grupo de corredores cambiaba su patrón de descalzo con antepié a calzado con retropié. En la cinemática sagital del tobillo encontraron que todos los corredores que caían con antepié presentaban más flexión plantar que los corredores que utilizaban retropié y la actividad muscular cambiaba significativamente para los distintos patrones de pisada. En la rodilla encontraron diferencias en la flexión de rodilla en la condición descalzo con antepié y descalzo con retropié en donde la los

atletas descalzos presentaron mayor grado de flexión; aunque de igual manera que el tobillo, la rodilla solo se estudió en el plano sagital (Ahn et al., 2014).

Sinclair et al., compararon la cinética de impacto y la cinemática angular 3D al correr descalzo, en zapatillas convencionales y en zapatos diseñados para simular la locomoción descalza. Su objetivo fue determinar si existen diferencias en la cinética y cinemática entre las condiciones con uso de calzado con zapatilla convencional, con zapatillas que simulan la locomoción descalza y descalzos. Midieron la cinemática de la articulación angular de la cadera, la rodilla y el tobillo en los planos sagital, coronal y transversal de 12 corredores masculinos experimentados; utilizando un sistema de análisis de movimiento de ocho cámaras. En cuanto a los resultados obtenidos sobre la cinemática sólo se presentaron cambios en el tobillo, pero en rodilla no hubo diferencias significativas en sus tres planos con una sola velocidad (Sinclair et al., 2013).

Además de los estudios que analizan los cambios cinemáticos con los diferentes patrones de pisada también existen trabajos que investigan cambios en las variables espaciotemporales (Hayes & Caplan, 2012; Ogueta-Alday et al., 2014; Santos-Concejero et al., 2014). Estos estudios reportan cambios significativos en algunas variables como longitud de zancada, tiempos de fase de apoyo y de balanceo, así como cambios en la frecuencia, estos cambios, aunque pueden parecer pequeños, podrían llegar a alterar el rendimiento deportivo.

Los movimientos de la rodilla en otros planos se han estudiado poco en la cinemática de la carrera, ejemplo de ellos son el valgo-varo y las rotaciones de rodilla. Hay investigaciones que los analizan a partir de actividades o ejercicios funcionales como la sentadilla a una pierna o prueba de salto unipodal, pero muy pocos lo integran en la carrera; algunos otros han relacionado estos movimientos con lesiones como síndrome patelofemoral y síndrome de la banda iliotibial (Numata et al., 2018; Rees et al., 2019; Ishida et al., 2014; Herrington et al., 2014). Autores como Herrington et al., investigaron el grado de valgo de la rodilla, evaluando el ángulo de proyección del plano frontal 2D durante las tareas de sentadillas con una sola pierna y aterrizaje con salto en pacientes con y sin dolor patelo-femoral. Su grupo experimental estaba conformado por mujeres con dolor patelofemoral y su grupo control por mujeres asintomáticas en un rango de edad de 20.4 a 24 años. Se incluían a participantes que cumplieran con los criterios clínicos de dolor patelofemoral descrito por los investigadores encargados del estudio, las participantes no debían de presentar lesiones ligamentosas, fracturas, lesiones y/o patologías específicas de miembros inferiores. En base a sus resultados obtenidos de comparación y correlación los autores concluyeron que los pacientes con dolor patelofemoral tienen un mayor grado de valgo de la rodilla en la tarea de carga del miembro unilateral que su miembro asintomático contralateral o que el grupo de control asintomático (Herrington et al., 2014).

Algunos autores analizan la cinemática de rodilla en carrera cuando ya está presente una lesión (Haghighat et al., 2021; Stickley et al., 2018; Suarez et al., 2019). Concluyendo que la presencia de lesiones como el síndrome de banda iliotibial muestran un perfil cinemático asociado a su lesión, lo que sugiere una falta de movilidad en varios planos de movimiento (Suarez et al., 2019).

Aunque los estudios existentes proporcionan conocimiento sobre la biomecánica de la pisada pocos han proporcionado un análisis exhaustivo de la cinemática de la rodilla entre la carrera con retropié y antepié que incluya un análisis de los patrones habituales e impuestos.

Además, hay una limitación que comparten la mayoría de los estudios que es la de analizar únicamente la cinemática en el plano sagital siendo el plano frontal y transversal igual de importantes. Esta consideración es importante dado que cualquier diferencia en la mecánica de la articulación en este caso de la rodilla puede hacerla más susceptible a lesiones (Stearne et al., 2014).

Marco teórico

Biomecánica

La Asociación Americana de Biomecánica define biomecánica como el estudio de la estructura y función de los sistemas biológicos a través de métodos mecánicos. La biomecánica se refiere al estudio de la mecánica aplicada al cuerpo humano, el término proviene del griego “*bios*” (vida) y de “*mecánica*” (ciencia que estudia las fuerzas y los efectos de su aplicación) (Balthazard et al., 2015).

Esta especialidad al ser multidisciplinaria es una herramienta utilizada por fisioterapeutas, ingenieros, ergónomos, educadores físicos entre otros, quienes se encargan de aplicar los principios mecánicos de la física al cuerpo humano para describir movimientos y fuerzas desde las leyes de la mecánica (Panesso et al., 2008).

Cinemática y cinética

La cinética y la cinemática describen el movimiento del cuerpo en conjunto y el comportamiento de los diferentes segmentos (Bárcenas y Márquez., 2018), la comprensión de estos conceptos nos permitirá comprender de una mejor manera el análisis del movimiento.

La cinética se encarga de estudiar las causas del movimiento, enfocándose en las fuerzas, potencia y energía que afectan la manera en la que se mueve un cuerpo. Por otro lado, la cinemática representa el estudio del movimiento independientemente de las causas que lo producen (Balthazard et al., 2015). A su vez la cinemática se divide en osteocinemática y artrocinemática; la primera se encarga del estudio del movimiento de los huesos sin tener en cuenta los de las superficies articulares, aquí se describen los planos y ejes en que se realiza el movimiento. Por otro lado, la artrocinemática estudia el movimiento intrínseco de la articulación, es decir, la relación entre dos planos articulares cuando se produce el movimiento, los cuales pueden ser: giro, rodamiento y deslizamiento (Panesso et al, 2008).

Planos y ejes de movimiento

Existen tres planos de movimiento y tres ejes de movimiento en el cuerpo humano. Tabla1. (Fig. 2).

| Plano sagital | Plano frontal | Plano horizontal |
|--|---|--|
| Plano vertical que se dirige de la parte posterior a la parte anterior del cuerpo dividiéndolo en mitad derecha y mitad izquierda. | Plano vertical que va de derecha a izquierda dividiendo al cuerpo en dos mitades, anterior y posterior; también es conocido como plano coronal. | Plano que divide al cuerpo en mitades superior e inferior, es también conocido como plano transversal. |

Tabla 1. Descripción de cada plano anatómico.

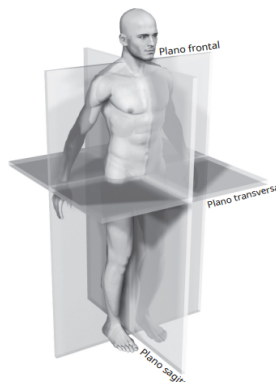


Fig. 2. Planos Anatómicos Tomado de (Affatato, 2015).

La línea perpendicular al plano anatómico en el que ocurre el movimiento se le llama: eje de rotación. Existen tres ejes de rotación, el sagital el cual pasa horizontalmente desde la mitad posterior a la anterior del cuerpo, está formado por la intersección del plano sagital con el plano horizontal, el frontal que pasa de izquierda a derecha, está formado por la intersección de los planos frontal y horizontal. Y por último el eje transversal que pasa horizontalmente de craneal a caudal, está formado por la intersección de los planos frontal y sagital (Flood, 2012). (Fig. 3).

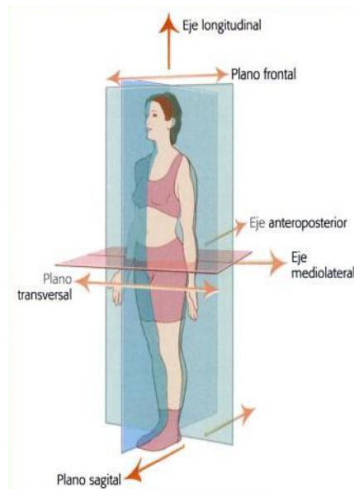


Fig. 3. Representación de los ejes anatómicos. Tomada de (Izquierdo, 2008).

Carrera

La carrera es una extensión de caminar ya que comparten patrones y secuencias similares, pero difieren en algunos aspectos (Lohman et al., 2011a). (Fig. 4). En el ciclo de la marcha hay 2 fases principales: la de apoyo y la de balanceo. La primera comprende el período de contacto entre el pie y la superficie, hasta el despegue del mismo, mientras que la fase de balanceo representa el periodo en el cual alguno de los miembros inferiores se encuentra en el aire (Novacheck, 2008). Durante la marcha la fase de apoyo abarca aproximadamente el 60 % del ciclo, y la fase de balanceo aproximadamente el 40 % del ciclo total (Thordarson, 1997). En la carrera el 35 % de la fase es de apoyo y 65 % restante del ciclo se gasta en balanceo, pero los porcentajes pueden ser alterados por diferentes factores (Lohman et al., 2011a).

Existe una fase dentro de la carrera que no se encuentra en la marcha, llamada fase de flotación que se define como el momento en el cual ninguno de los pies está en contacto con el suelo (Dugan & Bhat, 2005), esta ocurre dos veces durante la carrera entre la fase de apoyo y la de balanceo (Novacheck, 2008). La primera ocurre entre el 35% y el 50 % (balanceo temprano) y entre el 85% y el 100 % (balanceo tardío) del ciclo de carrera. Estos dos períodos de flotación dan como resultado una disminución del tiempo de apoyo y un aumento del tiempo de balanceo durante el ciclo de carrera. Las proporciones entre fase de apoyo y balanceo en la carrera varían según la velocidad de carrera por lo que las velocidades más rápidas favorecen una mayor duración de fase de balanceo y dan como resultado una disminución del soporte y un aumento de los períodos de flotación (Dugan & Bhat, 2005; García-Pinillos et al., 2020).

Resumiendo, las fases podemos dividir las en: postura o apoyo, balanceo temprano o primera flotación, balanceo medio y balanceo tardío o segunda flotación (Lohman et al., 2011a).

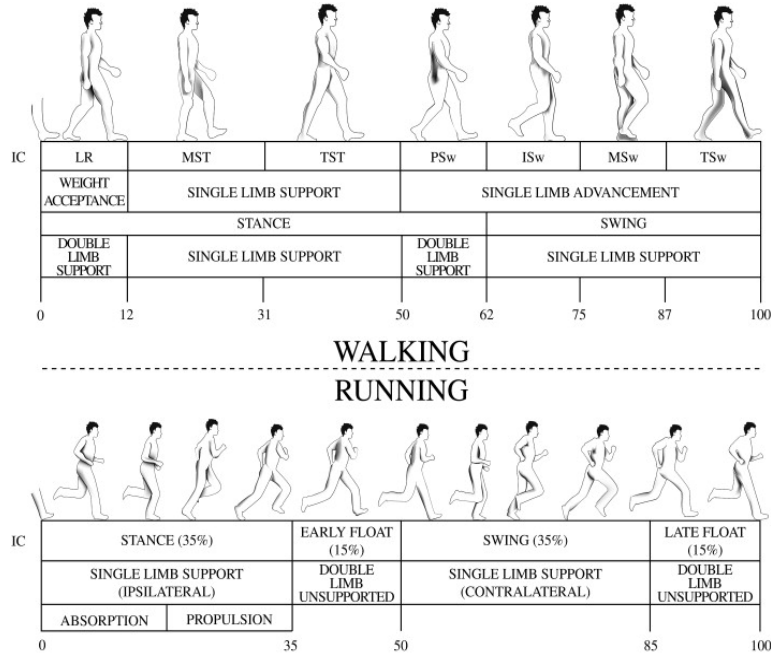


Fig. 4. Comparación entre los ciclos de las fases de marcha y carrera. Tomado de (Lohman et al., 2011).

Fase de apoyo de la carrera

Como ya se mencionó anteriormente la fase de apoyo representa del 35-40% del ciclo. Dentro de esta fase encontramos dos subdivisiones: absorción y propulsión. La fase de apoyo comienza con el contacto inicial, seguida de la descarga de pie o apoyo medio que representa la fase de absorción y por último se presenta el despegue de dedos, es decir, la propulsión (Dugan & Bhat, 2005). (Fig. 5).

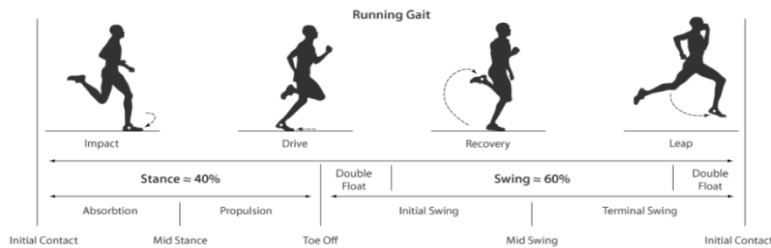


Fig. 5. Representación del Ciclo de carrera Fase de Apoyo. Tomado de (Schache et al., 2012).

Los diferentes grupos musculares, huesos y articulaciones actúan de manera única en cada una de las fases. Durante el contacto inicial, los tejidos musculares y articulares de la parte inferior de la pierna se encargan de la absorción del impacto al momento del aterrizaje. El aterrizaje durante la pisada se ve facilitado por las acciones de la articulación subastragalina; en este momento la fascia plantar se estira para permitir que el pie se expanda y absorba el aterrizaje. El movimiento de dorsiflexión o plantiflexión del tobillo se acompaña de flexión de la rodilla y movimiento de la cadera, todos ellos necesarios en la distribución de la fuerza del impacto a través de la cadena cinética cerrada que se produce (Novacheck, 1998).

Cuando se logra pasar la fase de absorción, el pie se comienza a preparar para el despegue. Los isquiotibiales se acortan y se contraen a medida que la pierna avanza por la fase de apoyo. Este movimiento se refuerza por la contracción del conjunto gastrocnemio-sóleo, que provocan la plantiflexión del tobillo y permiten el despegue. Es aquí donde termina la fase de apoyo y comienza la fase de oscilación (Maestro et al., 2018).

Fase de oscilación de la carrera

La fase de balanceo del ciclo de la carrera corresponde al momento en donde la extremidad inferior se balancea en el aire desde el despegue hasta el nuevo contacto inicial ipsilateral (Novacheck, 1998). Dentro de la fase de balanceo se encuentran tres eventos de gran importancia: el balanceo temprano que comienza con el despegue de dedos de un lado y termina con el contacto inicial del pie contrario, el balanceo medio comienza con el contacto de un pie y termina con el despegue de dedos ipsilateral y el balanceo tardío que comienza con el despegue de dedos de un lado y termina con el contacto inicial del lado contralateral (Pink et al., 1994). (Fig. 6).

Después del despegue, continua la primera flotación; la línea de fuerza de reacción del suelo en el despegue del dedo del pie pasa por detrás de la articulación de la rodilla, que flexiona la rodilla mientras el cuerpo es impulsado hacia adelante, la flexión de la rodilla se continúa inmediatamente con la flexión de la cadera, ambas sirviendo para promover la propulsión del cuerpo hacia adelante (Lohman et al., 2011). Durante el balanceo inicial, la cadera se abduce en relación con los eventos que ocurren en el lado opuesto. Después de la fase de flotación, la extremidad opuesta golpea el suelo y los abductores de la cadera se activan para estabilizar la pelvis. A medida que la extremidad oscilante avanza hacia adelante, la rotación pélvica empuja la cadera hacia la abducción. La rotación pélvica de la pierna oscilante también ayuda a colocar la pierna de apoyo en rotación externa relativa y ayuda a iniciar una mayor supinación. Este

movimiento es resistido por los aductores de la cadera, que permanecen activos durante esta fase (Dugan & Bhat, 2005).

Después de que la extremidad opuesta se haya despegado, se conduce con la segunda flotación. En este punto, la extremidad oscilante se prepara para hacer contacto con el suelo. La flexión de la cadera termina y comienza la extensión bajo el control concéntrico de músculos específicos. La extensión de la rodilla ocurre rápidamente como resultado del impulso hacia adelante y la contracción del recto femoral. En preparación para el contacto inicial, la contracción excéntrica de los isquiotibiales ralentiza la extensión de la rodilla al final del balanceo terminal. Durante el balanceo terminal, la cadera se aduce mientras el pie se prepara para contactar con el suelo a lo largo de la línea de progresión (Novacheck, 2008).

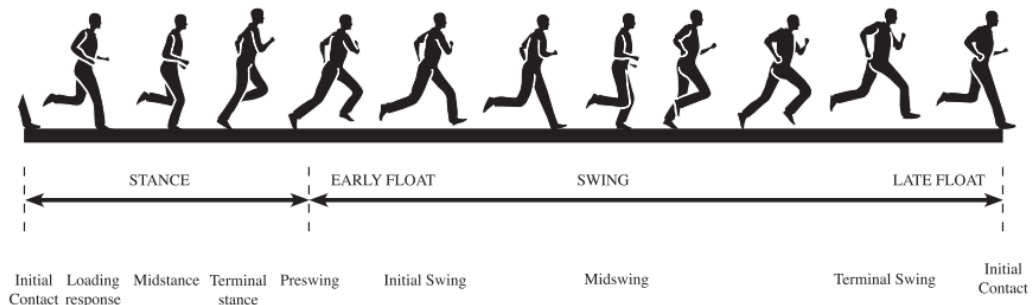


Fig. 6. Ciclos de la carrera con énfasis en las subfases de la fase de vuelo. Tomado de (Lohman et al., 2011).

Patrones de contacto inicial

El patrón de contacto inicial hace referencia a la zona del pie que toca el suelo primero durante el contacto inicial de la carrera (Chan et al., 2021).

Hasta ahora, los patrones de contacto inicial se han definido de 2 maneras: la primera en función de qué parte del pie contacta primero con el suelo: impacto con retropié (IR), impacto en el mediopié (IM) e impacto en el antepié (IA). IR describe el contacto inicial con el talón o la parte posterior del pie, IA involucra el contacto con las partes anteriores del pie e IM involucra el contacto simultáneo de las partes posterior y anterior. La segunda realizando la medición del ángulo de flexión del tobillo en el contacto. El ángulo de flexión del tobillo se ha determinado mediante análisis de movimiento 3D y describe si el tobillo está en una posición de flexión dorsal o flexión plantar en el contacto inicial. Por lo que tomando como base el ángulo de flexión del tobillo se ha propuesto que aterrizar en flexión dorsal representa un patrón o impacto con retropié (IR), flexión plantar representa un patrón o impacto con antepié (IA) y un ángulo neutral refleja un patrón o impacto con mediopié (IM) (Burke et al., 2021). (Fig. 7).

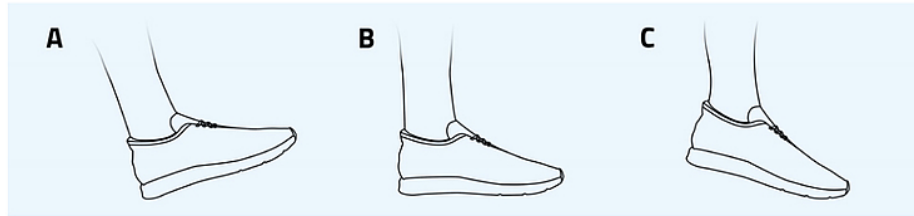


Fig. 7. Tipos de patrones de contacto. A) Contacto con retropié. B) Contacto con mediopié. C) Contacto con antepié. Tomado de (Hoenig et al., 2020).

Estudios como Lieberman et al., señalan que más del 85% de los corredores habitualmente calzados suelen pisar con retropié, esto puede ser consecuencia de la introducción de los zapatos para correr modernos y el aumento de las propiedades de amortiguación dentro de estos zapatos ya que, durante la mayor parte de la historia de la evolución, se considera que los corredores corrían descalzos o con calzado minimalista con poca o ninguna amortiguación, fomentando una técnica de carrera en antepié (Burke et al., 2021.; Lieberman et al., 2015).

Parámetros espaciotemporales

Al igual que en la marcha, durante la carrera se pueden analizar los parámetros espacio temporales; estos datos facilitan la interpretación de la biomecánica para evaluar con mayor precisión el movimiento corporal, así como identificar deficiencias corporales (Flood et al., 2012). Tabla 2 y 3.

| | |
|--------------------------------|--|
| Tiempo de apoyo | El tiempo que transcurre desde que el pie hace contacto con el piso, hasta el momento de despegue de los dedos del mismo pie. |
| Tiempo de fase de balanceo | Es el tiempo transcurrido entre el instante de despegue de los dedos hasta el punto de contacto inicial de un mismo pie. |
| Tiempo de Zancada | Lapso en el que transcurren dos eventos idénticos sucesivos del mismo pie, generalmente entre dos contactos iniciales de la misma extremidad inferior. |
| Porcentaje de fase de apoyo | Porcentaje del ciclo total de la carrera durante el cual una extremidad se encuentra en apoyo. |
| Porcentaje de fase de balanceo | Porcentaje del ciclo total de la carrera durante el cual una extremidad se encuentra en balanceo. |
| Cadencia | Es el número de pasos por unidad de tiempo, generalmente se mide en un minuto. |

Tabla 2. Representación de parámetros temporales (Flood et al.,2012).

| | |
|------------------|---|
| Longitud de paso | Distancia lineal en metros entre el contacto inicial del talón de una extremidad y el de la extremidad contralateral. |
| Ancho de paso | Distancia lineal en centímetros entre dos puntos iguales de los pies (por ejemplo, los talones). |

Tabla 3. Representación de parámetros espaciales (Flood et al., 2012).

Rodilla

La rodilla es la articulación intermedia de la extremidad inferior, una de las más grandes y complejas del cuerpo, propensa a innumerables lesiones, por lo cual constituye un objeto de estudio para los fisioterapeutas (Panesso et al., 2008).

Las funciones principales del complejo articular de la rodilla son permitir la locomoción con el mínimo costo energético, y la de transmitir, absorber y redistribuir las fuerzas causadas durante el movimiento (Masouros et al., 2010).

La rodilla está formada por elementos óseos y estructuras complejas de tejidos blandos. Los huesos involucrados son el fémur, la tibia, y la rótula. Estos huesos se ensamblan para formar la articulación patelo-femoral y la articulación femoro-tibial. Los tejidos blandos están formados por una cápsula fibrosa, una membrana sinovial, dos meniscos, ligamentos y numerosas bolsas sinoviales (Affatato, 2015).

Dentro de los componentes óseos podemos encontrar el fémur el cual es el hueso más largo y fuerte del cuerpo humano; está compuesto por dos extremidades, una superior o proximal, la cual es una cabeza articular redondeada, y la extremidad inferior, o distal, que es ampliamente abultada, que le permite una ventaja en la transmisión del peso del cuerpo hacia el extremo superior de la tibia. El segundo hueso es la tibia se encuentra orientada verticalmente y es más fuerte que el peroné que lo acompaña. En el extremo proximal se encuentran los platillos o superficies tibiales, los cuales proveen una superficie articular con el fémur, permitiendo tanto la transmisión del peso del cuerpo como las fuerzas de reacción del suelo. El último hueso que conforma la articulación patelo-femoral es la rótula que es el hueso sesamoideo más grande del cuerpo humano, el cual provee protección a la rodilla y constituye el mecanismo extensor de ésta (Panesso et al., 2008). (Fig. 8).

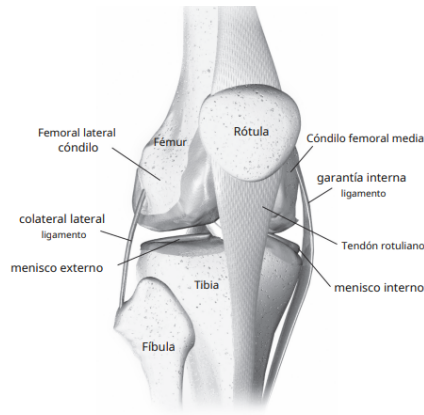


Fig. 8. Representación de los componentes óseos de la rodilla.

Tomada de (Vaienti et al., 2017).

Son varios los componentes de tejidos blandos, empezemos con la membrana sinovial que es un tejido blando que extiende la cavidad articular, su función es proporcionar lubricante fisiológico, es decir, el líquido sinovial (Affatato, 2015). La cápsula articular es compleja y está relacionada con el revestimiento sinovial; tiene forma de manguito y rodea las articulaciones. La cápsula se une internamente a los cuernos de los meniscos y se conecta a la tibia por los ligamentos coronarios. Las bursas también forman parte de la articulación, son estructuras que se ubican alrededor del tejido blando y las superficies articulares; tienen como función reducir la fricción, además de servir como cojín para amortiguar el movimiento de una estructura del cuerpo con otra. Los meniscos son dos estructuras de gran importancia son fibrocartilago con forma de semianillo o semicírculo que se interponen entre los cóndilos femorales y los patillos tibiales (Panesso et al., 2008).

Los meniscos mejoran la congruencia femoro-tibial; ambos meniscos están conectados a la tibia a través de los ligamentos cruzados anterior y posterior, mientras que el ligamento transversario (Affatato, 2015). Los ligamentos son estructuras que participan en la estabilidad de la rodilla. Contamos con los ligamentos colaterales que son dos y refuerzan la cápsula articular en su aspecto medial y lateral encargados de dar estabilidad hacia los movimientos de valgo y varo respectivamente (Vaienti et al., 2017). El ligamento rotuliano se inserta proximalmente al vértice de la rótula y distalmente a la tuberosidad tibial, y es la continuación inferior del tendón del cuádriceps femoral. Otros ligamentos, como el transversario, el poplíteo arqueado, el poplíteo oblicuo, el ligamento cruzado anterior (LCA), el ligamento cruzado posterior (LCP), y el ligamento poplíteo-fibular actúan como estabilizadores de la rodilla. Todos proporcionan estabilidad en una dirección específica y juegan un papel en la propiocepción articular a través de sus receptores (Abulhasan & Grey, 2017). (Fig. 9).

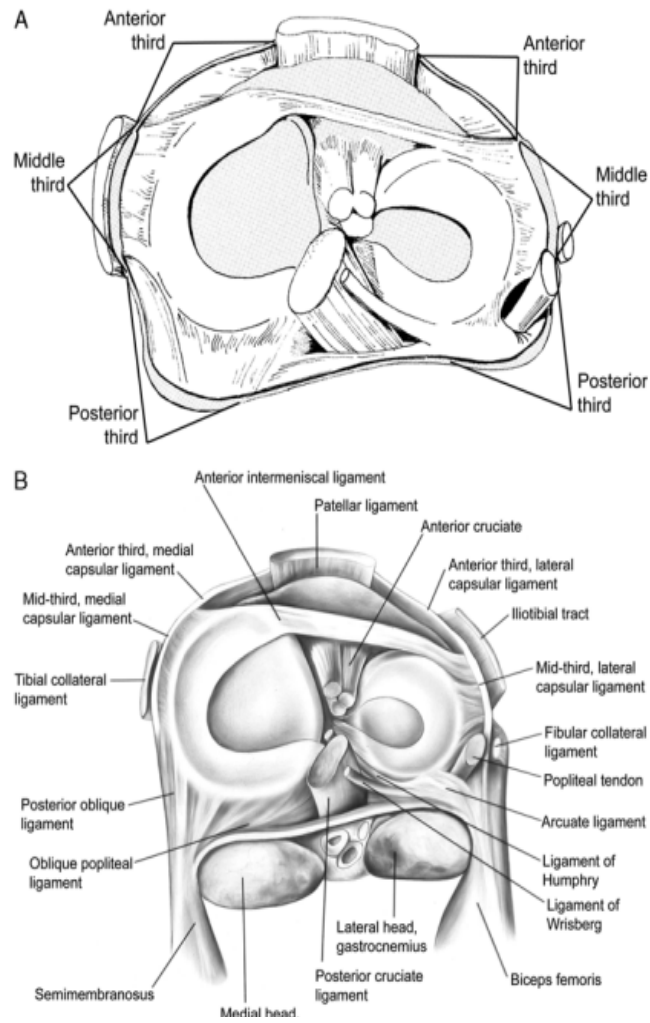


Fig. 9. Representación de elementos de tejido blando de la rodilla. Tomada de (Affatato, 2015).

Cinemática de la rodilla

La articulación de la rodilla ofrece un amplio rango de movimiento junto con alta resistencia al estrés externo, gracias a estabilizadores pasivos y activos. Por lo que una correcta cinemática es fundamental para una buena funcionalidad articular (Affatato, 2015).

La rodilla desde el punto de vista mecánica es increíble ya que realiza dos funciones que pueden ser contradictorias.

- Brindar estabilidad cuando se encuentra en extensión completa, en este punto es donde la rodilla soporta el peso del cuerpo (Kapanji, 2012).
- Brindar movilidad en la flexión, ya que durante la marcha debe proveer al pie una buena orientación (Kapanji, 2012).

La rodilla principalmente cuenta con un grado de libertad de movimiento, conocido como flexión y extensión. Por otra parte, también cuenta de manera accesoria con un segundo grado, que se presenta solamente cuando la rodilla se encuentra en flexión. Este movimiento es de rotación sobre el eje longitudinal de la pierna.

Osteocinemática de la rodilla

El movimiento de flexión y extensión de la rodilla se realiza en un plano sagital, con un eje horizontal que pasa a través de los cóndilos femorales, es el movimiento principal de la articulación tibio femoral este eje presenta una ligera oblicuidad, más inferior en la cara medial de la articulación, lo cual causa que la tibia se dirija lateralmente en el movimiento de extensión y medialmente en el movimiento de máxima flexión (Panesso et al., 2008).

La extensión es el movimiento que hace que la pierna se estire. La flexión es el movimiento cuando la pantorrilla toca la parte posterior del muslo (Kapanji, 2012). El rango de movimiento desde la extensión completa hasta la flexión completa es de 0 ° a 140 ° de manera activa y de manera pasiva puede alcanzar los 160° (Estos datos se obtuvieron de un estudio realizado por medio de resonancia magnética a 10 sujetos masculinos caucásicos sanos con una edad media de 25 años sin anomalías conocidas en rodilla) (Masouros et al., 2010). (Fig. 10).

El movimiento de rotación solo ocurre en flexión y presenta tanto rotación interna como externa, la primera lleva la punta del pie hacia adentro y es de 30 grados aproximadamente mientras que la segunda hace lo contrario mandando la punta hacia afuera, la amplitud en esta rotación varía dependiendo de la flexión con la se encuentre la rodilla (Kapanji, 2012). (Fig. 11).

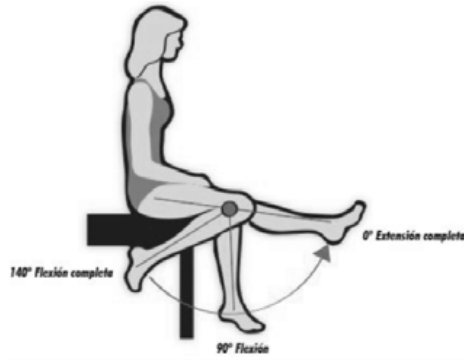


Fig. 10. Representación de la Osteocinemática de rodilla hacia los movimientos de flexión y extensión de dicha articulación. Tomada de (Dagoberto 2018).

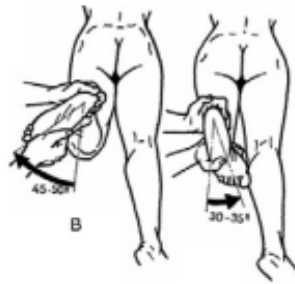


Fig. 11. Representación de la Osteocinemática de rodilla hacia los movimientos de rotación interna y externa de dicha articulación. Tomada de (Sanjuan Cerveró et al., 2017).

Valgo

El Valgo de Rodilla o conocido como "*Genu Valgo*" proviene del latín "*Genu*" que quiere decir Rodilla y "*Valgo*" refiriéndose a un acercamiento, por lo que no es más que una deformidad en el plano frontal donde el eje mecánico del miembro inferior se ve afectado. Dicho eje está formado por la línea que va desde la cabeza femoral, pasa por la escotadura intercondílea del fémur hasta la articulación del tobillo. Recordemos que existe un valgo fisiológico ya que el eje del fémur no se encuentra exactamente en la prolongación del eje de la pierna por lo que forma un ángulo obtuso hacia afuera de 170° a 175° pero este puede verse alterado y generar una deformación (Kapanji, 2012).

El valgo de rodilla puede presentarse tanto en posición estática como de manera dinámica, cuando se presenta en la segunda condición recibe el nombre de valgo dinámico. El valgo dinámico de rodilla es un patrón de movimiento de la extremidad inferior, compuesto por una combinación de aducción y rotación interna del fémur, traslación tibial anterior, rotación tibial

externa y eversión del tobillo (Fig. 12). Cuando se observa un desplazamiento medial de la rodilla, más allá de la línea pie-muslo indica un movimiento en valgo de la rodilla. El valgo dinámico es uno de los factores predisponentes para lesiones agudas y crónicas en múltiples deportistas (Wilczyński et al., 2020).

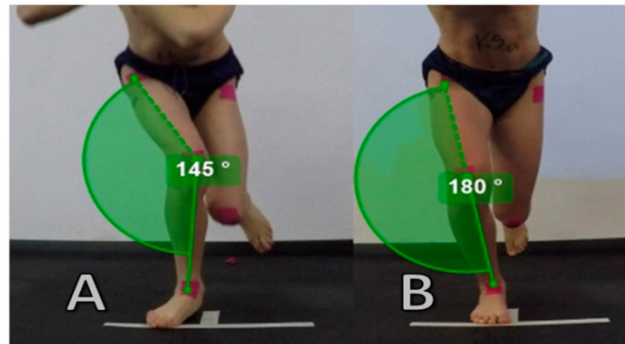


Fig. 12. Representación del valgo dinámico de la rodilla: Patrón de movimiento de rodilla hacia valgo de rodilla (A) patrón de movimiento correcto: rodilla bajo el pie (B) Tomado de (Wilczyński et al., 2020).

Varo

Si la rodilla cae por fuera del eje mecánico del miembro inferior, estaríamos hablando de un "Genu Varo". Esta alteración puede traer consecuencias de sobrecarga de las estructuras del compartimiento interno de la articulación de la rodilla (Ford et al., 2003). Este movimiento puede clasificarse dependiendo de los grados de alteración. Tabla 4.

| | |
|------------|--|
| 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. |

Tabla 4. Clasificación de los grados de varo (Bárcenas y Márquez., 2018).

Lesiones

Aproximadamente 30 millones de personas en América corren por recreación o competencia por lo que la tasa de lesiones es significativa. Cada año, entre 1/4 y 1/2 de los corredores sufrirán una lesión lo suficientemente grave como para causar un cambio en la práctica o el rendimiento deportivo. (Novacheck, 1998).

La alta incidencia de lesiones destaca la falta de comprensión de la fisiopatología y de la biomecánica de las lesiones crónicas por correr. Estas lesiones se deben a la aplicación repetitiva de cargas relativamente pequeñas durante muchos ciclos repetitivos (Hoenig et al., 2020).

Diversos factores intrínsecos y extrínsecos han sido atribuidos al desarrollo de este tipo de lesiones, además, se han observado patrones particulares de lesión. Dada la suposición de que una mayor comprensión mejorará el diagnóstico y el asesoramiento, el dilema de las últimas dos o tres décadas ha sido cómo entender mejor el por qué y el cómo ocurren las lesiones.

De las patologías más prevalentes en los corredores se encuentra, el síndrome patelofemoral (SPF) representando aproximadamente el 20% de todas las lesiones relacionadas con la carrera, el síndrome patelofemoral es el más común en corredores con la rodilla en valgo, ya que la rótula se asienta más lateralmente en el surco de la tróclea y aumenta la presión de contacto en la cara lateral de la articulación patelo-femoral. Se ha propuesto que este aumento de la presión sobre el hueso subcondral en la cara lateral de la rótula causa dolor (Herrington, 2014; Rees et al., 2019). Otro factor de riesgo para presentar SPF es la debilidad de los abductores y rotadores externos de la cadera ya que se ha encontrado alta evidencia de asociación con este y otros síndromes. Esta debilidad del abductor está relacionada con una mayor aducción de cadera la cual puede llegar a afectar la cinemática de la rodilla llevando dicha articulación a valgo (Noehren et al., 2012).

El síndrome de fricción de la banda iliotibial (SFBI) es la segunda causa más común de dolor en corredores. Se afirma que la mayor fricción entre la banda iliotibial y el cóndilo aumenta entre los 20 y 30 grados de flexión de la rodilla que ocurre en la primera mitad de la fase de apoyo en la carrera (Suarez et al., 2019).

Se ha prestado especial atención al patrón de pisada utilizado durante la carrera, porque se ha sugerido que una mayor magnitud y tasas de cambio de las fuerzas de impacto vertical transmitidas a las extremidades inferiores durante la carrera pueden contribuir a las lesiones relacionadas con la carrera. Sin embargo, la investigación de la relación entre los patrones de pisada y las lesiones relacionadas con la carrera todavía es escasa en la literatura (Almeida et al., 2015).

Aunque la etiología de las lesiones relacionadas con la carrera es multifactorial, una cantidad considerable de evidencia sugiere que la biomecánica de la carrera está relacionada con el desarrollo de lesiones por carrera por ello que es de gran importancia realizar un análisis cinemático de la carrera que nos permita identificar riesgos de lesiones y optimizar el desempeño deportivo.

Sistemas de análisis tridimensional

En la actualidad, la combinación de mediciones no invasivas del movimiento, como la posición de los segmentos y la medición de fuerza, con gráficos 3D por computadora basados en el modelado anatómico es un enfoque útil para el estudio de la cinética y de la cinemática del cuerpo humano (Karamanidis et al., 2004).

Este tipo de estudio se realiza con sistemas ópticos que captura el movimiento a través de cámaras optoelectrónicas, para medir la posición de los objetos en movimiento de forma rápida y con alta precisión todo esto se lleva a cabo en laboratorios especializados en la captura de movimiento en los cuales se colocan las cámaras alrededor de una zona determinada, y el sujeto de estudio 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 como los parámetros espacio temporales de la carrera, movimientos articulares (cinemática), así como momentos y potencias (cinética) en tres planos (Joanna et al., 2020).

Este tipo de análisis se puede lograr con "*Bioengineering Technology and Systems*" (BTS), una herramienta clínica para el análisis funcional de la marcha. BTS es una solución potente, modular y escalable basada en sistemas totalmente integrados es el único sistema que proporciona integración nativa de cinemática, cinética y electromiografía de superficie todo en un solo dispositivo (BTS Bioengineering, 2016).

El protocolo de carrera de BTS proporciona información sobre los parámetros espaciotemporales y la cinemática de las articulaciones evaluadas durante las diferentes fases del ciclo de la carrera con el fin de obtener una comprensión completa del movimiento en los diferentes planos anatómicos e identificar tratamientos de seguimiento exitosos.

Planteamiento del problema

En las últimas décadas, el correr se ha convertido entre la población en una actividad cada vez más popular y de fácil acceso, sin embargo, a medida que aumenta la participación, se ha incrementado la incidencia de lesiones derivadas de esta actividad (Valenzuela et al., 2015). Según investigaciones epidemiológicas, el riesgo de lesiones por correr ha aumentado hasta un 79 % anualmente (Lun, 2004; Van Gent et al., 2007); por su parte, Quan et al., refieren que los corredores recreativos tienen un mayor riesgo de sufrir lesiones en las extremidades inferiores en comparación con los corredores competitivos (Quan et al., 2021). Autores como Van Gent et al., y Xu et al., apuntan sobre la relación entre las variables biomecánicas, cinemáticas, anatómicas y/o posturales con la presencia de lesiones en miembros inferiores en corredores (Van Gent et al., 2007; Xu et al., 2020).

Diferentes patrones de golpe conducen a diferentes tensiones en las articulaciones de las extremidades inferiores, lo cual trae consigo cambios en la biomecánica de los miembros inferiores (Bertelsen et al., 2013; Knorz et al., 2017; Landreneau et al., 2014; Valenzuela et al., 2015) lo que puede influir aún más en el riesgo de lesión y rendimiento deportivo (Xu et al., 2020).

El valgo es una deformidad o desviación del eje mecánico de la rodilla, cuando esta desviación se presenta en acciones dinámicas como correr se le conoce como valgo dinámico, el cual se considera un patrón de movimiento incorrecto en los tres planos de movimiento ya que resulta de la combinación de varios movimientos articulares, lo que, a su vez, representa un factor de riesgo para el desarrollo de lesión en miembros inferiores (Kapanji, 2012; Wilczyński et al., 2020).

El aumento en la tasa de lesiones de corredores recreativos o profesionales nos impulsa al estudio y desarrollo de análisis cuantitativos que complementen la evaluación clínica que nos brinde información precisa, exacta y completa sobre la cinemática en sus tres planos y ejes de movimiento para determinar la presencia de patrones de movimiento anormales asociados con el desarrollo de lesiones y, por ende, disminución del rendimiento deportivo. Lo anterior con el fin de establecer planes preventivos o correctivos para esta población.

Justificación

Ante la alta prevalencia de participación en carreras y de lesiones músculo esqueléticas en corredores es de gran importancia la investigación dirigida a la prevención y mejora del rendimiento (Toresdahl et al., 2020; Valenzuela et al., 2015).

Por más de 20 años y hasta la fecha los estudios relacionados con la carrera han llegado a ser de gran interés (Yin et al., 2020), siendo de relevancia clínica la rodilla debido a su alta prevalencia e incidencia de lesiones en corredores (Francis et al., 2019). Cabe destacar que en general las investigaciones quedan limitadas a un solo plano de movimiento, ejemplo de ello tenemos diferentes estudios como Landreneau et al., que compararon variables biomecánicas de patrones de pisada enfocándose en el plano sagital, es decir solo se analizan los movimientos de flexión y extensión dejando de lado el movimiento de valgo y varo en el plano frontal y rotaciones tibiales en el plano transversal los cuales también están presentes en la carrera, es por eso que proponemos un estudio en el cual se analice la cinemática en los tres planos de movimiento.

Un estudio aún más completo de la cinemática de la carrera podría complementarse con variables espaciales y temporales por lo que el actual estudio identificará y analizará la presencia de cambios en dichos parámetros y su relación con los diferentes patrones de pisada. Otra área de oportunidad para el desarrollo de análisis cinemático es la prevención y mejora del rendimiento ya que existen estudios que analizan la cinemática de la rodilla en corredores, pero con lesiones ya presentes en dicha articulación (Ferber et al., 2010; Suarez et al., 2019; Whitney et al., 2022) sin embargo, se podría analizar antes de una lesión para detectar patrones anormales y así poder disminuir el riesgo de padecerla.

Desafortunadamente, existe un vacío significativo entre el mundo del biomecánico y el ámbito del clínico (Novacheck, 2008). Y es por eso por lo que la interpretación clínica de manera cuantitativa puede llegar a ser una herramienta fiable para identificar factores de riesgo de lesión en corredores, así como también nos ayudaría a los fisioterapeutas en el desarrollo de un plan de tratamiento más completo y enfocado a las necesidades biomecánicas de cada corredor para así optimizar su rendimiento (Almeida et al., 2015).

Hipótesis

Ha: Existe diferencia en la cinemática de rodilla en corredores recreativos de fondo con patrón retropié natural y antepié impuesto en la fase de apoyo de la carrera (contacto inicial y absorción).

H0: No hay diferencia en la cinemática de rodilla en corredores recreativos de fondo con patrón retropié natural y antepié impuesto en la fase de apoyo de la carrera (contacto inicial y absorción).

Pregunta de investigación

¿Es diferente la cinemática de rodilla en corredores recreativos de fondo con patrón retropié natural y antepié impuesto en la fase de apoyo de la carrera (contacto inicial y absorción)?

Objetivos

Objetivo general

- Analizar la cinemática de rodilla en corredores recreativos de fondo con patrón retropié natural y antepié impuesto durante la fase de apoyo de la carrera (contacto inicial y absorción).

Objetivos específicos

- Comparar la cinemática de la rodilla en sus tres planos de movimiento durante la fase de apoyo de la carrera (contacto inicial y absorción) en corredores recreativos de fondo con patrón de pisada de retropié natural y antepié impuesto.
- Comparar las variables espacio temporales durante la carrera en los corredores recreativos de fondo con patrón de retropié natural y antepié impuesto.

Metodología

Descripción del estudio

Se realizará un estudio cuantitativo de tipo observacional comparativo limitado a corredores recreativos que acuden al laboratorio de biomecánica de la ENES Juriquilla para un análisis cinemático de la carrera.

Universo

El universo o población de esta investigación estará constituido por corredores recreativos que cumplan con los criterios de inclusión y que acudieron a un análisis cinemático de la carrera en el periodo de marzo-mayo del 2022 al laboratorio de biomecánica de la Universidad Autónoma de México (UNAM) campus Juriquilla.

Tamaño y tipo de muestra

El muestreo es no aleatorio por conveniencia en el cual se consideró a todos los corredores recreativos que cumplieran con los criterios para el objetivo de la presente investigación.

El tamaño de la muestra fue de 15 corredores recreativos que acudieron a un análisis cinemático de la carrera en el periodo de marzo-mayo del 2022, de los 15 participantes 3 corredores fueron excluidos por no cumplir con los criterios de inclusión, 2 fueron eliminados del estudio según los criterios de eliminación. El muestreo total fue de 10 participantes. (Fig. 13).

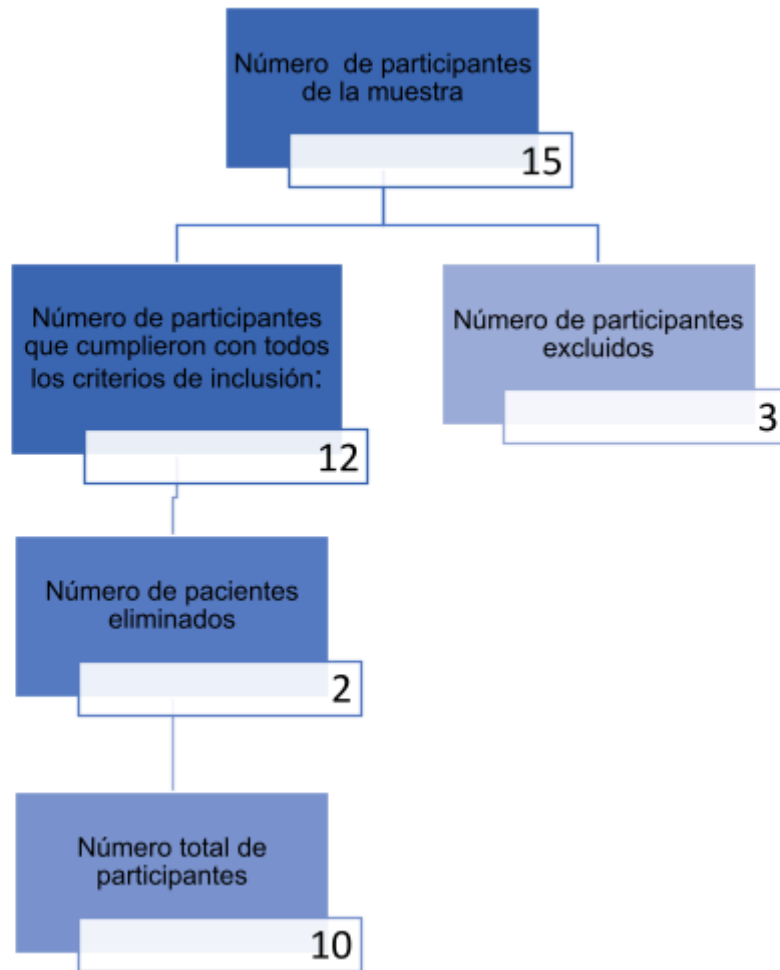


Fig. 13. Esquema de selección de la muestra.

Criterios de inclusión

- Corredores que presenten el patrón de pisada de retropié natural.
- Corredores recreativos de fondo que entrenen más o igual a 2 días por semana.
- Corredores que registren un entrenamiento mínimo de 10 kilómetros por semana.
- Corredores recreativos dentro del rango de edad 18-45 años.
- Corredores recreativos con experiencia mínima de 3 años.

Criterios de exclusión

- Corredores que presenten patrón de pisada de antepié natural.
- Corredores que presenten lesiones en el sistema músculo esquelético en miembros inferiores en los últimos 6 meses.
- Corredores que presenten enfermedades cardíacas, metabólicas, neurológicas.

Criterios de expulsión

- Corredores que no puedan cambiar su patrón de pisada de retropié natural a antepié al momento de la prueba.
- Corredores que se lesionen al momento del análisis cinemático.
- Corredores que no acepten firmar el consentimiento informado.
- Corredores con datos inconclusos o erróneos en la adquisición del protocolo.

Criterios de eliminación

- Problemas en la adquisición y/o procesamiento de datos cinemáticos.
- Incapacidad de cambio de patrón natural al impuesto.
- Presentar dolor o molestia al momento de la prueba.
- Corredores que decidan voluntariamente abandonar el estudio.

Variables

Independientes: Patrón de retropié, Patrón de antepié. Tabla 5.

Dependientes: Cinemática de rodilla: Flexión, Extensión, Varo y Valgo, Rotación Interna y Externa y Variables espaciotemporales. Tabla 6.

| Variable | Descripción Conceptual | Descripción Operacional | Escala de medición | Fuente de información |
|-------------------------------|--|---|--------------------|---|
| Patrón de pisada con retropié | Hace referencia al patrón de pisada en el que el talón del pie toca el suelo primero, mientras que el antepié toca el suelo más tarde. | Medición de ángulo de pisada, es decir el ángulo entre el centro de la articulación del tobillo y el suelo. | Continua | Software SMART Clinic las variables angulares del modelo biomecánico Helen Hayes. |

| | | | | |
|------------------------------|---|---|----------|---|
| Patrón de pisada con antepié | Hace referencia al patrón de pisada en el que el antepié toca el suelo primero. | Medición de ángulo de pisada, es decir el ángulo entre el centro de la articulación del tobillo y el suelo. | Continua | Software SMART Clinic las variables angulares del modelo biomecánico Helen Hayes. |
|------------------------------|---|---|----------|---|

Tabla 5. Variables independientes.

| Variable | Descripción Conceptual | Descripción operacional | Escala de medición | Instrumento de medición |
|----------|--|---|--------------------|---|
| Varo | 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 medirá con grados de movimiento en el plano frontal. | Continuas | Software SMART Clinic las variables angulares del modelo biomecánico Helen Hayes. |
| Valgo | 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 medirá con grados de movimiento en el plano frontal. | Continua | Software SMART Clinic las variables angulares del modelo biomecánico Helen Hayes. |

| | | | | |
|-----------------------------|---|---|----------|--|
| Flexión | La flexión es el movimiento cuando la pantorrilla toca la parte posterior del muslo. | Se medirá con grados de movimiento en el plano sagital. | Continua | Software SMART Clinic las variables angulares del modelo biomecánico Helen Hayes. |
| Extensión | La extensión es el movimiento que hace que la pierna se estire y se aleje de la parte posterior del muslo. | Se medirá con grados de movimiento en el plano sagital. | Continua | Software SMART Clinic las variables angulares del modelo biomecánico Helen Hayes. |
| Rotación interna de rodilla | Movimiento que ocurre en flexión de rodilla, en la cual la tibia realiza una rotación interna dirigiéndose hacia la línea media del cuerpo, por lo que se puede ver la punta del pie hacia adentro. | Se medirá con grados de movimiento en el plano transversal. | Continua | Software SMART Clinic las variables angulares del modelo biomecánico Helen Hayes. |
| Rotación Externa de rodilla | Movimiento que ocurre en flexión de rodilla, en la cual la tibia realiza una rotación externa alejándose de la línea media del cuerpo, por lo que se puede ver que la punta del pie se dirige hacia afuera. | Se medirá con grados de movimiento en el plano transversal. | Continua | Software SMART Clinic las variables angulares del modelo biomecánico Helen Hayes. |

| | | | | |
|-----------------------------|--|---|----------|--|
| Cadencia | Es el número de pasos por unidad de tiempo, generalmente se mide en un minuto. | Unidad numérica de acuerdo con el número de pasos por minuto. | Escalar | Software SMART Clinic las variables angulares del modelo biomecánico Helen Hayes. |
| Longitud de Paso | Distancia lineal entre el contacto inicial del talón de una extremidad y el de la extremidad contralateral. | Se medirá en metros de distancia entre el contacto inicial del talón de una extremidad y el de la extremidad contralateral. | Discreta | Software SMART Clinic las variables angulares del modelo biomecánico Helen Hayes. |
| Porcentaje de fase de apoyo | Porcentaje del ciclo total de la carrera durante el cual una extremidad se encuentra en apoyo con el suelo. | Se medirá en porcentaje del 0-100% del tiempo normalizado del ciclo de carrera. | Discreta | Software SMART Clinic las variables angulares del modelo biomecánico Helen Hayes. |
| Porcentaje de Fase de vuelo | Porcentaje del ciclo total de la carrera durante el cual una extremidad se encuentra en balanceo o en el aire. | Se medirá en porcentaje del 0-100% del tiempo normalizado del ciclo de carrera. | Discreta | Software SMART Clinic las variables angulares del modelo biomecánico Helen Hayes. |

Tabla 6. Variables dependientes.

Instrumentos de medición

- Sistema opto electrónico SMART-DX y Software BTS Smart- Clinic

El sistema opto electrónico SMART-DX es un sistema de alta precisión para el análisis multifactorial del movimiento con ámbito clínico, deportivo e industrial. BTS proporciona una información cuantitativa y objetiva que permite destacar y analizar problemas de postura y deambulación, que no son medibles con los exámenes clínicos tradicionales. (BTS Bioengineering, 2016)

Todos los modelos tienen cámaras digitales, con iluminadores de infrarrojos para garantizar excelentes resultados también en las condiciones más críticas. 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 desplazamientos angulares de cada articulación.

El equipo que se requirió para esta investigación fue el BTS SMART-DX el cual cuenta actualmente con 11 cámaras optoelectrónicas para el análisis cinemático como se mencionó anteriormente. (BTS Bioengineering, 2016).

- Protocolo de carrera Helen Hayes

El protocolo Helen Hayes se encuentra en el software de BTS SMART-Clinic. Este protocolo permite el estudio de la cinemática y cinética de la locomoción humana. El protocolo fue desarrollado para proveer de datos objetivos y cuantitativos necesarios para analizar el movimiento requerido (BTS Bioengineering, 2016).

La versión del protocolo Helen Hayes que fue utilizada en este estudio fue “Helen Hayes MM” y se requiere la colocación de 22 marcadores en el cuerpo del sujeto: 3 en el tronco (apófisis de la séptima vértebra cervical, acromion derecho e izquierdo), 3 en la pelvis (espina iliaca anterosuperior derecha e izquierda, sacro a nivel de su segunda vértebra), 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 metatarsiano, calcáneo). (Fig. 14).

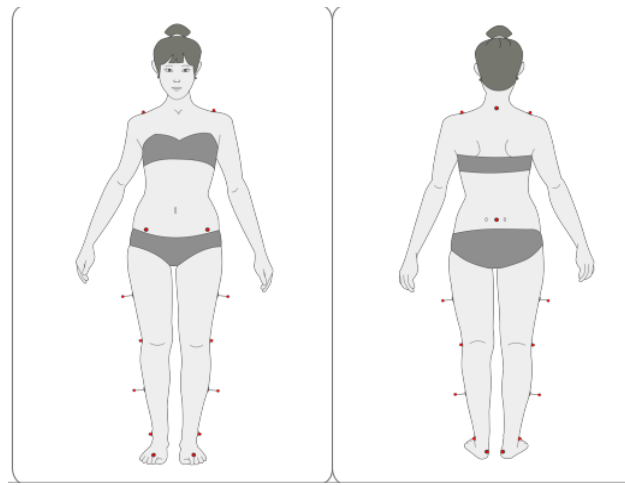


Fig. 14. Representación de las vistas anterior y posterior de la colocación de marcadores según el protocolo Helen Hayes MM (BTS Bioengineering, 2016).

Como parte de los datos para el análisis con el protocolo de Halen Hayes se requiere la adquisición de algunos datos personales y medidas antropométricas las cuales son:

- Nombre Completo: Nombre del participante
- Edad: Número de años enteros del participante
- Fecha de nacimiento: Con el formato Mes /Día /Año
- Peso en kilogramos obtenido mediante una báscula con estadiómetro analítica.
- Talla en centímetros obtenida mediante una báscula con estadiómetro analítica.
- Profundidad de cadera es decir la distancia existente entre la espina iliaca anterosuperior izquierda y la espina iliaca anterosuperior derecha, esta medida se obtiene con un plicómetro.
- Profundidad de pelvis que representa la distancia entre espina iliaca anterosuperior y trocánter mayor del fémur derecho e izquierdo respectivamente esta medida se obtiene con un plicómetro.
- Longitud de miembro inferior que representa la distancia entre la espina iliaca anterosuperior y el maléolo interno de cada miembro inferior, esta medida se obtiene mediante una cinta métrica convencional.

Otros instrumentos que se utilizaron para el desarrollo del protocolo fue una caminadora eléctrica TRACKMASTER modelo TMX428 diseñada por la compañía FULL VISION. La Trackmaster se fabrica bajo un sistema de calidad que cumple con las normas de regulación de la ISO 9000.

Procedimiento

Toma de datos personales, firma de consentimiento y toma de medidas antropométricas

Los participantes acudieron al laboratorio de biomecánica ubicado en las instalaciones de la UNAM Juriquilla, al ingresar se les explicó el consentimiento informado (Anexo 1) el cual firmaron en ese momento, después se les informó sobre el procedimiento del proyecto, así como el funcionamiento básico del sistema de captura de datos.

A continuación, se les solicitó a los participantes sus datos personales requeridos para el protocolo. Para la toma de medidas antropométricas se le indicó al paciente que se colocara ropa ajustada tipo lycra la cual consistió en un short y un top en caso de las mujeres, posteriormente se realizaron las mediciones correspondientes al protocolo Helen Hayes MM. A forma de registro los datos anteriormente recopilados fueron registrados en una ficha de identificación (Anexo 2).

Calentamiento y Colocación de Marcadores

Previo a la colocación de los marcadores reflectantes se le indicaba al paciente que tenía de 5-10 minutos para realizar un calentamiento el cual consistía en varias alternativas (caminar en cinta rodante, trotar en cinta rodante, estiramiento muscular, movilidad articular activa), las cuales cada corredor eligió según sus preferencias

Posteriormente se colocaron 22 marcadores de acuerdo con el protocolo Helen Hayes MM, como se describió anteriormente, estos se adhieren a una cinta doble cara para pegarlos en las zonas anatómicas específicas.

Los marcadores son de tipos reflectantes, mismos que son capturados por las cámaras optoelectrónicas y capturan el movimiento del participante durante la carrera para después realizar una reconstrucción tridimensional de los segmentos anatómicos adquiridos.

Adquisición y Registro de Datos Cinemáticos

Para realizar las capturas se utilizó el software Smart Clinic en el equipo y software de BTS. Una vez que los marcadores fueron colocados correctamente se le solicitó al participante colocarse sobre la caminadora en una posición anatómica estática, es decir sin realizar ningún movimiento, todo esto con la intención de que el sistema reconozca todos los marcadores e identifique centros articulares para el análisis. Esta prueba duró aproximadamente 10 segundos.

Después de la captura estática se retiraron los marcadores de cóndilo femoral medial derecho e izquierdo, así como los marcadores de maléolo medial izquierdo y derecho. La velocidad elegida para la prueba se basó en cuánto tiempo corre cada uno de los participantes un kilómetro, con la finalidad de asemejar los diversos kilometrajes a su gesto deportivo, por lo que la velocidad durante la prueba fue individualizada. Posteriormente se da la pauta para que el participante inicie a correr sobre la caminadora con su patrón natural de carrera.

La captura se realizó de 20-30 segundos después de haber comenzado a correr con la velocidad definida individualmente, se realizaron de 3-4 capturas con una duración de 10-15 segundos en cada una las diferentes velocidades. Con el análisis tridimensional determinamos el patrón de pisada de cada participante ya sea con retropié o antepié.

El estudio concluyó para los participantes con patrón en antepié ya que no cumplían con los criterios de inclusión del proyecto, a diferencia de los participantes con patrón de pisada de retropié, el estudio continuó con 5 minutos de descanso para prevenir la fatiga, así como para revisar que la cinta en la cual fueron colocados los marcadores continuará íntegra y en buen estado de no ser así se cambiaba la cinta y se volvía a colocar.

Para los participantes incluidos se les explicó en qué consistía el patrón de pisada con antepié y se les dio un ejemplo visual. Posteriormente se dio la pauta para iniciar a correr en la caminadora con el patrón de antepié impuesto, cabe señalar que ninguno de los corredores había entrenado ese patrón anteriormente. La prueba siguió los mismos pasos anteriores es decir que la captura se realizó 20-30 segundos después de haber comenzado a correr con la velocidad definida individualmente se realizaron de 3-4 capturas con una duración de 10-15 segundos en cada una las diferentes velocidades las cuales asemejan el gesto deportivo de cada corredor.

Análisis y Procesamiento de los Datos Obtenidos

Todo el procesamiento se llevó a cabo dentro del laboratorio de biomecánica Campus Juriquilla, en donde se encuentran 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).

En el instante en el que el sujeto comienza a correr en la caminadora, las cámaras detectan los marcadores óptó reflejantes y se realiza un seguimiento de marcadores a través del software Smart Clinic en el equipo y software BTS de esta manera se puede realizar una reconstrucción tridimensional.

Posterior a la reconstrucción tridimensional se continúa con la asociación de los marcadores a su etiqueta correspondiente de acuerdo con la posición anatómica real de cada marcador. Esta operación es automática en el sistema, pero para mayor seguridad de la calidad del estudio se verifican las posiciones y etiquetado de cada marcador.

Para proseguir con en análisis de los datos es necesario identificar los eventos importantes durante la carrera que automáticamente el protocolo Halen Hayes para correr en cinta 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.

Tras el procesamiento de datos se da como resultado un reporte con la descripción de los parámetros espaciotemporales de la carrera, se continúa con una 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 de miembro inferior durante las fases de la carrera.

El análisis cinemático es representado mediante gráficas donde el grado de movimiento de la articulación estudiada es el eje “Y” y el porcentaje del ciclo de la carrera es el eje “X”. En las gráficas podemos observar las curvas medias de cada extremidad (verde para la extremidad derecha y rojo para la extremidad izquierda), además aparecen una línea específica que divide la fase de apoyo y balanceo (Anexo 3).

Para el análisis de la fase de absorción de la carrera se tomaron los datos cuantitativos de diferentes porcentajes de la fase de absorción de la carrera, es decir tomamos los grados exactos de movimiento que presentó la rodilla en sus tres planos y ejes. Los porcentajes estudiados fueron:

(1)= Indica el 1% de 100% del ciclo de carrera (contacto inicial)

(15) = Indica el 15% de 100% del ciclo de carrera (absorción)

(16)= Indica el 16% de 100% del ciclo de carrera (absorción)

(17)= Indica el 17% de 100% del ciclo de carrera (absorción)

(18)= Indica el 18% de 100% del ciclo de carrera (absorción)

(19)= Indica el 19% de 100% del ciclo de carrera (absorción)

(20)= Indica el 20% de 100% del ciclo de carrera (absorción)

Análisis estadístico

Análisis descriptivo

Un total de 10 participantes fueron incluidos en el presente estudio, se utilizó la prueba estadística Shapiro–Wilk la cual confirmó que los datos de la muestra eran normales. Se utilizó el programa SPSS versión 21.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). En la tabla 6 señala las características de la muestra.

| Estadísticos descriptivos | | | | | |
|----------------------------------|----|--------|--------|--------|---------------------|
| | N | Mínimo | Máximo | Media | Desviación Estándar |
| Edad | 10 | 23 | 45 | 34.40 | 7.8 |
| Experiencia | 10 | 3 | 12 | 6.50 | 3.2 |
| Peso kg | 10 | 47.2 | 89.2 | 67.01 | 37.5 |
| Talla cm | 10 | 153.0 | 183.0 | 169.15 | 30.46 |

Tabla 7. (Características de la muestra)

Análisis inferencial

El análisis de variables cuantitativas se realizó con medidas de tendencia central como el promedio o media, así como también desviación estándar expresadas de manera general con media y desviación estándar (+/-).

Se utilizó la prueba T pareada de muestras relacionadas. Para el análisis se utilizó el programa SPSS versión 21.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

Las pruebas estadísticas se contemplarán a un nivel de significancia del 5% ($p < 0.05$).

Resultados

Plano Sagital (Flexión y Extensión)

Al contacto inicial con el patrón de retropié -natural-, la flexión en ambas rodillas fue menor comparándola con el patrón impuesto de antepié. La flexión de rodilla no presentó diferencia significativa en el resto de la fase de absorción. Tabla 8.

| Variable | Retropié -natural- | Antepié Impuesto | P valor |
|---|---------------------------------|---------------------------------|--------------|
| Flexión –Extensión Izquierda (1) | 13.13+/-4.98^a | 14.77+/-4.80^a | 0.02 |
| Flexión–Extensión Derecha (1) | 14.52+/-3.79^a | 16.96+/-3.87^a | 0.004 |
| Flexión–Extensión Izquierda (15) | 38.43+/-5.04 | 38.03+/-4.61 | 0.71 |
| Flexión–Extensión Derecha (15) | 39.27+/-5.86 | 39.50+/-5.67 | 0.83 |
| Flexión–Extensión Izquierda (16) | 39.89+/-4.61 | 39.1+/-4.73 | 0.48 |
| Flexión–Extensión Derecha (16) | 40.72+/-5.40 | 40.56+/-5.72 | 0.87 |
| Flexión–Extensión Izquierda (17) | 40.98+/-4.20 | 40.10+/-4.78 | .033 |
| Flexión–Extensión Derecha (17) | 41.81+/-4.98 | 41.39+/-5.73 | 0.66 |
| Flexión–Extensión Izquierda (18) | 41.69+/-3.83 | 40.74+/-4.79 | 0.26 |
| Flexión–Extensión Derecha (18) | 42.49+/-4.65 | 41.95+/-5.71 | 0.56 |
| Flexión–Extensión Izquierda (19) | 42.04+/-3.58 | 41.12+/-4.76 | 0.24 |
| Flexión–Extensión Derecha (19) | 42.82+/-4.41 | 42.26+/-5.63 | 0.54 |
| Flexión–Extensión Izquierda (20) | 42.09+/-3.40 | 41.21+/-4.70 | 0.24 |
| Flexión–Extensión Derecha (20) | 42.83+/-4.25 | 42.32+/-5.55 | 0.57 |

Tabla 8. (Resultados de Flexión y Extensión de Rodilla con patrón natural e impuesto).

^a Indica significancia estadística ($P < 0.05$)

Plano Frontal (Varo y Valgo)

Con respecto al movimiento de varo y valgo de rodilla en el contacto inicial, se encontró menor varo en el patrón de retropié -natural-, comparado con el patrón de antepié impuesto en ambas rodillas. Los porcentajes del ciclo de absorción de la carrera que presentaron cambios fueron 15%, 16% y 17% en la rodilla derecha. Tabla 9.

| Variable | Retropié -natural- | Antepié Impuesto | P valor |
|-----------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|--------------|
| Varo y Valgo Izquierda (1) | 2.83+/-5.47^a | 3.90+/-5.21^a | 0.003 |
| Varo y Valgo Derecho (1) | 1.30+/-4.71^a | 2.92+/-5.09^a | 0.009 |
| Varo y Valgo Izquierda (15) | 5.25+/-7.65 | 5.29+/-7.52 | 0.94 |
| Varo y Valgo Derecho (15) | 1.67+/-6.53^a | 2.72+/-6.59^a | 0.001 |
| Varo y Valgo Izquierda (16) | 5.21+/-7.98 | 5.04+/-7.63 | 0.76 |
| Varo y Valgo Derecho (16) | 1.63+/-6.50^a | 2.53+/-6.69^a | 0.004 |
| Varo y Valgo Izquierda (17) | 5.11+/-7.68 | 4.797.65 | 0.58 |
| Varo y Valgo Derecho (17) | 1.55+/-6.49^a | 2.33+/-6.78^a | 0.018 |
| Varo y Valgo Izquierda (18) | 4.99+/-7.60 | 4.54+/-7.67 | 0.44 |
| Varo y Valgo Derecho (18) | 1.48+/-6.46 | 2.1+/-6.85 | 0.06 |
| Varo y Valgo Izquierda (19) | 4.81+/-7.46 | 4.30+/-7.62 | 0.37 |
| Varo y Valgo Derecho (19) | 1.35+/-6.41 | 2.01+/-6.90 | 0.11 |
| Varo y Valgo Izquierda (20) | 4.56+/-7.31 | 4.03+/-7.50 | 0.36 |
| Varo y Valgo Derecho (20) | 1.17+/-6.35 | 1.82+/-6.86 | 0.15 |

Tabla 9. (Resultados de Varo y Valgo de Rodilla con patrón natural e impuesto).

^a Indica significancia estadística (P<0.05)

Plano Transversal (Rotación Interna y Externa)

En la rotación de rodilla izquierda se observó mayor rotación externa en los porcentajes 15%, 16% 17% de la fase de absorción con patrón de retropié -natural- comparándola con su patrón impuesto. Al pasar la rodilla izquierda al 18% se observó un cambio a rotación interna, presentando menor rotación interna en su patrón natural de retropié. En lo que respecta al lado derecho los porcentajes que mostraron diferencia fueron el 1%(contacto inicial) y el 19% de la fase de absorción. Tabla 10.

| Variable | Retropié -natural- | Antepié Impuesto | P valor |
|---|----------------------------------|----------------------------------|--------------|
| Rotación interna-Externa Izquierda (1) | -15.35+/-9.15 | -14.56+/-9.65 | 0.12 |
| Rotación interna-Externa Derecha (1) | -12.53+/-8.49^a | -11.25+/-8.19^a | 0.03 |
| Rotación interna-Externa Izquierda (15) | -1.68+/-6.78^a | 0.23+/-7.28^a | 0.031 |
| Rotación interna-Externa Derecha (15) | 0.09+/-7.02 | 0.91+/-6.7 | 0.06 |
| Rotación interna-Externa Izquierda (16) | -.99+/-6.70^a | 0.80+/-7.27^a | 0.039 |
| Rotación interna-Externa Derecha (16) | .80+/-6.81 | 1.45+/-6.85 | 0.12 |
| Rotación interna-Externa Izquierda (17) | -.44+/-6.67^a | 1.26+/-7.32^a | 0.041 |
| Rotación interna-Externa Derecha (17) | 1.39+/-6.69 | 1.89+/-6.88 | 0.19 |
| Rotación interna-Externa Izquierda (18) | 0.02+/-6.72^a | 1.59+/-7.35^a | 0.043 |
| Rotación interna-Externa Derecha (18) | 1.85+/-6.64 | 2.22+/-6.95 | 0.33 |
| Rotación interna-Externa Derecho (19) | .42+/-6.73 | 1.84+/-7.41 | 0.49 |
| Rotación interna-Externa Izquierdo (19) | 2.23+/-6.72^a | 2.48+/-7.04^a | 0.046 |
| Rotación interna-Externa Izquierda (20) | .70+/-6.86 | 2.01+/-7.48 | 0.053 |
| Rotación interna-Externa Derecha (20) | 2.49+/-6.86 | 2.67+/-7.10 | .058 |

Tabla 10. (Resultados de Rotación Interna y Externa de Rodilla con patrón natural e impuesto).

^a Indica significancia estadística (P<0.05)

VARIABLES ESPACIOTEMORALES

Se encontraron diferencias significativas en cuatro de ellas. El porcentaje de fase de apoyo de lado derecho fue mayor en el patrón de retropié -natural-, comparado con el patrón de antepié impuesto. La segunda variable fue la fase de balanceo izquierdo, que presentó mayor porcentaje en el patrón de antepié impuesto. En cuanto al tiempo de porcentaje de cada fase, los porcentajes que presentaron cambios fueron en la fase de apoyo tanto izquierda como derecha señalando mayor tiempo en fase de apoyo en retropié natural que en antepié impuesto. Tabla 11.

| Variable | Retropié natural | Antepié Impuesto | P valor |
|--------------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|--------------|
| Longitud de paso izquierdo | 0.65+/-0.66 | 0.64+/-0.06 | 0.10 |
| Longitud de paso derecho | 0.68+/-0.06 | 0.67+/-0.06 | 0.27 |
| Fase de balanceo izquierdo | 55.99+/-4.13^a | 57.58+/-3.10^a | 0.016 |
| Fase de balanceo derecho | 55.39+/-4.13 | 55.91+/-5.49 | 0.42 |
| Fase de apoyo izquierdo | 44.85+/-4.58 | 43.96+/-5.73 | 0.18 |
| Fase de apoyo derecho | 43.83+/-2.70^a | 42.51+/-2.68^a | 0.018 |
| Tiempo de fase de balanceo izquierdo | .3990 | .4070 | 0.37 |
| Tiempo de fase de balanceo derecho | .4020 | .4060 | 0.56 |
| Tiempo de fase de apoyo izquierdo | .3130±.02312^a | .2980±.01814^a | 0.02 |
| Tiempo de fase de apoyo derecho | .3110±.02283^a | .2990±.01729^a | 0.018 |
| Cadencia | 169.01+/-11.52 | 170.97+/-13.90 | 0.34 |

Tabla 11. (Resultados de variables espaciales y temporales con patrón natural e impuesto).

^a Indica significancia estadística (P<0.05)

Discusión

Cabe resaltar que este estudio se centró en estudiar los cambios agudos/inmediatos en la cinemática de rodilla en corredores con diferentes patrones de pisada a una velocidad personalizada que asemeja el gesto deportivo. El objetivo principal de nuestra investigación fue analizar la cinemática de la rodilla en corredores con patrón de pisada de retropié natural y antepié impuesto. Las variables que presentaron cambios agudos/inmediatos con el patrón de pisada natural e impuesto fueron flexión de rodilla, así como varo y valgo, ambos al momento del contacto inicial, otra variable que presentó cambios fue varo y valgo en fase de absorción, así como también de rotación externa e interna en fase de absorción. Los resultados obtenidos soportan la hipótesis sobre la presencia de cambios agudos con diferentes patrones de pisada.

Nuestros resultados comparten similitud con estudios previos sobre la presencia de cambios en la cinemática cuando las condiciones del patrón de pisada cambian como en el trabajo de Shih et al., Yu, P et al., Williams et al., en los cuales de acuerdo con sus graficas existe una mayor flexión de rodilla en el patrón de antepié durante el contacto inicial (Shih et al., 2013; Yu, P et al.,2022; Williams et al., 2000; Yin et al.,2020). Autores como Liberman et al., y Yin et al., mencionan que cuanto más flexionado se encuentre el ángulo de rodilla al aterrizar proporciona un mayor efecto de amortiguación y aumenta la flexibilidad de las extremidades inferiores al correr; (Liberman et al., 2012) lo que podría sugerir que al realizar el contacto con antepié podría tener un mayor efecto de amortiguación en las extremidades. Williams III et al., señala que este aumento de la flexión de la rodilla ayuda a compensar la flexión plantar del tobillo al correr con el antepié (Williams et al., 2000). Por otro lado, hay trabajos que, si bien presentan cambios agudos en la cinemática, no comparten exactamente los mismos resultados que en el presente estudio, ya que ellos reportan un aumento en la flexión de rodilla al momento del contacto inicial cuando el patrón de pisada corresponde a retropié encontrando nosotros lo opuesto (Lu et al., 2022; Strauts et al., 2015; Valenzuela et al., 2015). Lo anterior puede derivarse de que en dichos estudios consideraron una variable externa, -uso de diferente tipo de calzado y/o descalzos o calzado específico, lo cual en nuestro estudio no fue una variable a modificar.

En cuanto al movimiento que se presentan en los otros planos y ejes de movimiento como el varo y valgo no hay estudios que compartan resultados, ya que los pocos estudios que integran este movimiento no refieren diferencias significativas, a menos que la velocidad sea una variable para evaluar (Yu, P et al.,2022). Sinclair y colaboradores no reportan diferencias en este plano, pero ellos analizaron cada velocidad por individual lo que podría ser una causa de la diferencia en los resultados (Sinclair et al., 2013; Thompson et al., 2015). Existen diversas

dudas y preguntas en torno a esta investigación y resultados en esta variable a pesar de que existen estudios que relacionan el valgo de rodilla con la presencia de lesiones (Lun, 2004).

Existen diferentes autores que mencionan una relación entre el valgo dinámico y la debilidad de abductores de cadera, uno de ellos es Rinaldi et al., los cuales en su revisión bibliográfica de más de 25 artículos destaca de manera crucial el papel de los músculos de los glúteos en el mantenimiento de una posición correcta de la rodilla en el plano frontal durante diferentes ejercicios dinámicos, así como también al caminar, correr, saltar y aterrizar. Dentro de los estudios incluidos se han demostrado que una mayor fuerza de glúteo medio y mayor ayuda en la prevención del valgo dinámico y de otras lesiones de rodilla como lesiones ligamentosas o articulares (Herrington, 2014; Rinaldi et al., 2022).

Con lo que respecta al movimiento en el plano transversal los resultados del estudio arrojan mayor rotación externa de rodilla en la fase de absorción cuando se realiza el contacto inicial en retropié, lo cual difiere de Thomson et al., el cual reporta mayor rotación interna de rodilla en antepié. La discrepancia de resultados podría deberse a la diferencia en los protocolos y metodología, ya que ellos utilizaron pista exterior y una sola velocidad auto seccionada por los corredores (Thomson,1998). Nuestro estudio y el de Williams et al., muestran patrones de movimiento similares en sus gráficas con respecto a las rotaciones, cuando se les impone un patrón de antepié a corredores naturales de retropié, lo cual dichos autores lo adjudican a la propia modificación a un patrón no natural (Williams et al., 2000). Autores como Ishida et al., en su estudio correlacionaron la posición del pie con la rotación de tibial durante actividades de carga unipodal en este caso sentadilla unipodal (valgo dinámico), en base a sus hallazgos encontrados ellos mencionan que la rodilla rota externamente durante el valgo dinámico y que esta rotación es afectada por la posición del pie y tobillo. Con lo que respecta a la abducción de rodilla (valgo de rodilla) encontraron mayor valgo de rodilla cuando la proyección del pie se dirigía a la línea media comparando contra proyección neutra (Ishida et al., 2014). Este artículo comparte y difiere ciertos puntos en cuanto a su metodología con el nuestro, pero comparte resultados que se pueden aterrizar con la actual investigación, ya que en base a nuestros resultados compartimos la idea de que la posición del pie-tobillo puede influir en la cinemática de la rodilla en sus tres planos de movimiento de manera inmediata.

Existen algunos autores que han relacionado la presencia de ciertos movimientos en la rodilla como rotaciones y abducciones con aumento de la tensión de los diferentes tejidos como lo son los ligamentos cruzados o los colaterales y meniscos, los cuales pueden ser susceptibles a lesiones por dichos mecanismos (Asano et al., 2001; Olsen et al., 2004; Shimokochi & Shultz, 2008). El estudio de la relación de las rotaciones tibiales es controversial debido a que hay diferentes autores que difieren entre la presencia de rotación interna o externa al momento de la lesión, por ejemplo Olsen et al., sugieren que el mecanismo de lesión para el ligamento cruzado

anterior cuando la rodilla está en carga unipodal es una combinación de rotación externa y abducción de rodilla (Olsen et al., 2004). Shimokochi et al., es su revisión sistemática señala la mayoría de los estudios que reportan el mecanismo en el que se el ligamento cruzado anterior se encuentra en mayor tensión es la combinación de valgo de rodilla y rotación interna sin embargo no deja de lado que la rotación externa también genera tensión en dicho ligamento: un dato importante de señalar en dicha investigación es la presencia de estudios que refieren que a menor grado de flexión de rodilla mayor será el grado de tensión del ligamento cruzado anterior y recordemos que en nuestros resultados hubo cambios en la flexión de rodilla con los diferentes patrones de pisada (Shimokochi & Shultz, 2008). Con lo que respecta al estudio de otros ligamentos como el colateral interno y externo se ha informado en los estudios existentes que su mayor tensión se presenta en movimientos excesivos de valgo para el ligamento colateral interno y varo para el ligamento colateral externo (Harfe et al., 1998; Hull et al., 1996).

De lo comentado por dichos estudios y los resultados de nuestra investigación actual sobre las rotaciones de rodilla, específicamente el hecho de que al caer con antepié impuesto mostró variación en las rotaciones pasando de una rotación externa a una interna se podría relacionar con una variación diferente de la tensión de sus componentes ligamentosos comparándolo con el retropié natural; sin embargo para la condición impuesta los participantes presentaron mayor flexión y mayor varo de rodilla lo cual podría ser una manera de adaptación y disminución de la tensión en los tejidos ligamentosos generada por la variación de las rotaciones.

Estudios anteriores como el de Yin et al., han demostrado que caer con antepié podría ser ventajoso para la eficiencia de la carrera a través de un rebote relativamente rígido y una producción y transmisión de fuerza alta durante la fase de apoyo ya que en sus resultados refieren mayor porcentaje de rigidez de la pierna que los corredores con patrón de retropié. La rigidez se refiere a la excursión articular en respuesta a la carga de impulso aplicada al hueso y al cartílago. Además, encontraron que el patrón de antepié genera menos impacto y tasas de carga los cuales reflejan el impacto que se transmite al cuerpo y se asocian sensiblemente con la tasa de lesiones. Señalan que un tobillo en flexión plantar absorbe el aumento de energía a través del control excéntrico del tríceps sural. Sin embargo, demasiado momento flexor plantar del tobillo puede conducir a una tendinopatía de Aquiles y mayor demanda de las estructuras de la zona anterior del pie. Por el contrario, los corredores con retropié aterrizan con el talón sin el efecto de amortiguación, como los de antepié, y a su vez se transmite una mayor fuerza axial a lo largo de la pierna hasta la rodilla y contribuye a un mayor pico de impacto y tasa de carga. Sin embargo, la absorción de energía, que exige un mayor control excéntrico por parte de los cuádriceps en corredores con retropié, se concentra en la articulación de la rodilla lo cual se puede asociar con el síndrome de dolor patelofemoral (Yin et al., 2020).

Con lo que respecta a los parámetros espaciales y temporales diversos autores reportan una disminución en la longitud de zancada en condición de retropié (Hayes & Caplan, 2012; Santos-Concejero et al., 2014; Thompson et al., 2015) lo cual difiere de los resultados del presente estudio porque no se encontraron diferencias estadísticas significativas en las variables antes mencionadas, dicha discrepancia podría ser debida a la variabilidad de la velocidad a la que fueron sometidos los corredores ya que en la mayoría de los estudios mencionados utilizan una sola velocidad determinada para todos y no un promedio de la velocidad personalizada que asemeja su gesto deportivo como lo hicimos en el presente estudio, además en dichos protocolos hacen uso de una pista en el exterior.

Por otro lado, investigaciones como la de Ogueta et al., comparten resultados similares con los nuestros ya que refieren que no hubo diferencia significativa en la longitud de zancada en corredores con los dos patrones de pisada estudiados (antepié contra retropié) (Ogueta-Alday et al., 2014); debe destacarse que al igual que nosotros los autores antes mencionados analizaron la cinemática con diferentes velocidades lo cual muchos autores no utilizan.

Con respecto a los cambios en los porcentajes de la fase de apoyo cuando se cambia el patrón de pisada existen investigaciones que concuerdan en que los corredores con patrón de retropié manejan porcentajes o tiempos de apoyo mayores que los corredores con antepié (Ahn et al., 2014; Di Michele & Merni, 2014; Sinclair et al., 2013); lo cual coincide con nuestros resultados. El hecho de que se hayan presentado únicamente diferencias significativas en el miembro inferior derecho se puede correlacionar con la dominancia de nuestros participantes ya que el 100% eran diestros.

Autores como Valenzuela et al., sugieren en su estudio, que los cambios agudos en los rangos de movimiento de las articulaciones de la extremidad inferior existen, de tal forma que si un corredor pretende cambiar de patrón se debe de tener en cuenta que sus tejidos tienen un límite de tensión de acuerdo con su patrón de contacto actual y es este límite el que controla sus rangos de movimiento actuales; y es por eso que si se cambia de patrón sin las consideraciones adecuadas podría poner en riesgo al atleta de sufrir lesiones a largo plazo debido al uso excesivo (Valenzuela et al., 2015). Hamill et al., mencionan en su estudio en base a sus antecedentes que el cambiar de patrón puede beneficiar a algunos corredores, pero no a todos, y es por eso que este tema es un gran tema de investigación (Hamill & Gruber, 2017).

Es interesante resaltar que en nuestro estudio se analizó cada extremidad de manera individual algo que ningún autor ha descrito anteriormente; así también individualizar la velocidad de cada corredor, todo esto con el objetivo de asemejar lo más posible su gesto deportivo y hacer el estudio personalizado, por este hecho que resulta una limitación integrar y unificar los datos para realizar un estudio a gran escala, aunque una de las proyecciones futuras podría ser aumentar la muestra. De las 250 variables estudiadas para cada condición solo 15 mostraron diferencia

estadística significativa es por eso que como proyecciones futuras nos gustaría realizar comparaciones de dichas variables en cuando a la experiencia, sexo, edad, tener control en el calzado que se utiliza, realizar comparación de cada velocidad, agregar uso de electromiografía, añadir la cinética, utilizar una prueba de correlación con el valgo dinámico, evaluar fatiga y su relación con cambios en la cinemática para descubrir nuevos hallazgos.

Conclusión

De lo expuesto anteriormente se puede concluir que existen cambios agudos o inmediatos en la cinemática de rodilla durante la fase de apoyo al cambiar un patrón de retropié natural a uno de antepié impuesto, lo cual acepta nuestra hipótesis planteada. Los cambios de patrón natural por uno impuesto se presentaron en los tres movimientos estudiados (flexo-extensión, varo-valgo, rotación interna-externa), así como también en los parámetros espaciales y temporales.

Por lo anterior se puede inferir, que si un corredor cambia su patrón de contacto existirán diferencias en la cinemática de miembros inferiores que se reflejarán inmediatamente y posiblemente a largo plazo si se desea, no obstante, antes de cambiar una técnica, se debe considerar la historia clínica tanto deportiva como de lesiones de cada corredor, así como realizar una valoración integral por parte del equipo multidisciplinario (Ortopedista y Traumatólogo, Entrenador Deportivo, Médico, entre otros) incluidos ahí los fisioterapeutas, para definir si se encuentra en condiciones de hacer un cambio y cuáles podrían ser las consecuencias. A partir de este punto, se podría analizar el costo beneficio de un cambio de técnica con base a los conocimientos e investigaciones previas y actuales. Con todo lo anterior quiero señalar que no hay un patrón mejor que otro, sino uno óptimo para cada corredor. Cabe resaltar que la base metodológica de nuestro estudio no tuvo como objetivo determinar la superioridad o la capacidad de disminución de riesgo de lesión de un patrón sobre otro, sin embargo el uso de esta herramienta (análisis 3D) nos puede dar información exacta para dar un criterio más fuerte y completo sobre nuestras decisiones terapéuticas.

En definitiva la tecnología como el sistema de análisis de movimiento 3D es una herramienta importante como complemento de la evaluación y tratamiento fisioterapéutico, ya que nos brinda información cuantitativa que robustece tanto la investigación como nuestra práctica clínica; además nos permite realizar comparaciones antes y después del tratamiento fisioterapéutico aplicado, todo esto con base a las áreas de oportunidad que se observaron en el estudio previo a la intervención, de esta manera se le puede dar un seguimiento individualizado a cada deportista. Es importante que como fisioterapeutas estemos familiarizados, actualizados y abiertos para el manejo e interpretación de estas herramientas que nos ayudan a mejorar nuestras intervenciones, además de brindarnos la oportunidad de desarrollar investigación de alta calidad en el ámbito deportivo que sin duda podría ayudar a pulir la calidad deportiva de nuestros atletas mexicanos.

Bibliografía

1. Abulhasan, J., & Grey, M. (2017). Anatomy and Physiology of Knee Stability. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 2(4), 34. <https://doi.org/10.3390/jfmk2040034>
2. Affatato, S. (2015). Biomechanics of the knee. In *Surgical Techniques in Total Knee Arthroplasty (TKA) and Alternative Procedures*. Woodhead Publishing Limited. <https://doi.org/10.1533/9781782420385.1.17>
3. Ahn, A. N., Brayton, C., Bhatia, T., & Martin, P. (2014). Muscle activity and kinematics of forefoot and rearfoot strike runners. *Journal of Sport and Health Science*, 3(2), 102–112. <https://doi.org/10.1016/J.JSHS.2014.03.007>
4. Almeida, M. O., Davis, I. S., & Lopes, A. D. (2015). Biomechanical differences of foot-strike patterns during running: A systematic review with meta-analysis. In *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* (Vol. 45, Issue 10, pp. 738–755). Movement Science Media. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.6019>
5. Asano, Dr. Taiyo; Akagi, Dr. Masao; Tanaka, MD Kenji; Tamura, Dr. Jiro; Dr. Nakamura, Takashi. Cinemática tridimensional de rodilla in vivo utilizando una técnica de coincidencia de imágenes biplanares. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 388():p 157-166, julio de 2001.
6. 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)
7. Bertelsen, M. L., Jensen, J. F., Nielsen, M. H., Nielsen, R. O., & Rasmussen, S. (2013). Footstrike patterns among novice runners wearing a conventional, neutral running shoe. *Gait & Posture*, 38(2), 354–356. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.11.022>
8. BTS Bioengineering. (2016). *Analysis Protocols - Helen Hayes Protocol*.
9. Burke, A., Bsc, † ‡, Dillon, S., Bsc, ‡, Siobh', S., O'connor, S., Whyte, E. F., Gore, S., & Moran, K. A. (n.d.). *Risk Factors for Injuries in Runners A Systematic Review of Foot Strike Technique and Its Classification at Impact*. <https://doi.org/10.1177/232596712111020283>
10. Cervantes Areli Márquez Rodríguez Paola Susana Dirigido por, B., Carlos Fernando Aranda González Co-Director, L., & en Arely Guadalupe Morales Hernández Querétaro, M. A. (n.d.). *Universidad Autónoma de Querétaro Facultad de Enfermería Licenciatura en Fisioterapia*.
11. Chan, P. P. K., Chan, Z. Y. S., Au, I. P. H., Lam, B. M. F., Lam, W. K., & Cheung, R. T. H. (2021). Biomechanical effects following footstrike pattern modification using wearable sensors. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 24(1), 30–35. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2020.05.019>

12. del Rosario Facultad de Rehabilitación Desarrollo Humano FACULTAD REHABILITACIÓN Y DESARROLLO HUMANO, U. DE, & Claudia Panesso María Constanza Trillos Ingrid Tolosa Guzmán, M. (n.d.). *BIOMECÁNICA CLÍNICA DE LA RODILLA*.
13. Di Michele, R., & Merni, F. (2014). The concurrent effects of strike pattern and ground-contact time on running economy. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17(4), 414–418. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.05.012>
14. Dingenen, B., Malliaras, P., Janssen, T., Ceysens, L., Vanelderen, R., & Barton, C. J. (2019). Two-dimensional video analysis can discriminate differences in running kinematics between recreational runners with and without running-related knee injury. *Physical Therapy in Sport*, 38, 184–191. <https://doi.org/10.1016/J.PTSP.2019.05.008>
15. Dugan, S. A., & Bhat, K. P. (2005). Biomechanics and analysis of running gait. In *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* (Vol. 16, Issue 3, pp. 603–621). <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.02.007>
16. Ferber, R., Noehren, B., Hamill, J., & Davis, I. (2010). Competitive female runners with a history of iliotibial band syndrome demonstrate atypical hip and knee kinematics. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(2), 52–58. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3028>
17. Ferro, A., & Luna, S. P. V. (1997). *RESUMEN DE TESIS DOCTORAL Análisis biomecánico de la* (Vol. 8).
18. Flood, J. H. and I. (2012). No TitleФормирование парадигмальной теории региональной экономики. *Экономика Региона*, *Kolisch 1996*, 49–56.
19. FORD, K. R., MYER, G. D., & HEWETT, T. E. (2003). Valgus Knee Motion during Landing in High School Female and Male Basketball Players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(10), 1745–1750. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000089346.85744.D9>
20. Francis, P., Whatman, C., Sheerin, K., Hume, P., & Johnson, M. I. (2019). The proportion of lower limb running injuries by gender, anatomical location, and specific pathology: A systematic review. *Journal of Sports Science and Medicine*, 18(1), 21–31.
21. García-Pinillos, F., Jerez-Mayorga, D., Latorre-Román, P., Ramirez-Campillo, R., Sanz-López, F., & Roche-Seruendo, L. E. (2020). How do Amateur Endurance Runners Alter Spatiotemporal Parameters and Step Variability as Running Velocity Increases? A Sex Comparison. *Journal of Human Kinetics*, 72(1), 39–49. <https://doi.org/10.2478/hukin-2019-0098>
22. Haghghat, F., Ebrahimi, S., Rezaie, M., Shafiee, E., Shokouhyan, S. M., Motealleh, A., & Parnianpour, M. (2021). Trunk, pelvis, and knee kinematics during running in females with and without patellofemoral pain. *Gait and Posture*, 89(October 2020), 80–85. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.06.023>

23. Hamill, J., & Gruber, A. H. (2017). Is changing footstrike pattern beneficial to runners? *Journal of Sport and Health Science*, 6(2), 146-153. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2017.02.004>
24. Harfe, D., Chuinard, C., Espinoza, L., Thomas, K., & Solomonow, M. (1998). Elongation patterns of the collateral ligaments of the human knee. *Clinical Biomechanics*, 13(3), 163-175. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(97\)00043-0](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(97)00043-0)
25. Hayes, P., & Caplan, N. (2012). Foot strike patterns and ground contact times during high-calibre middle-distance races. *Journal of Sports Sciences*, 30(12), 1275–1283. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.707326>
26. Herrington, L. (2014). Knee valgus angle during single leg squat and landing in patellofemoral pain patients and controls. *The Knee*, 21(2), 514–517. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2013.11.011>
27. Hoenig, T., Rolvien, T., & Hollander, K. (2020). Footstrike patterns in runners: Concepts, classifications, techniques, and implications for running-related injuries. *Deutsche Zeitschrift Fur Sportmedizin*, 71(3), 55–61. <https://doi.org/10.5960/dzsm.2020.424>
28. Hull, M., Berns, G. S., Varma, H., & Patterson, H. A. (1996b). Strain in the medial collateral ligament of the human knee under single and combined loads. *Journal of Biomechanics*, 29(2), 199-206. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00046-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00046-1)
29. Ishida, T., Yamanaka, M., Takeda, N., & Aoki, Y. (2014). Knee rotation associated with dynamic knee valgus and toe direction. *The Knee*, 21(2), 563-566. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2012.12.002>
30. Izquierdo, M. (2008). *Biomecanica y Bases Nueromusculares de la Actividad Fisica y el Deporte*.
31. Joanna, M., Magdalena, S., Katarzyna, B.-M., Daniel, S., & Ewa, L.-D. (n.d.). *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)*. <https://doi.org/10.3390/children7100149>
32. Kamath, A. F., Israelite, C., Ba, J. H., & Lotke, P. A. (n.d.). *Editorial What is Varus or Valgus Knee Alignment? A Call for a Uniform Radiographic Classification*. <https://doi.org/10.1007/s11999-010-1334-4>
33. Kapanji, A. (2012). *Fisiologia Articular* (6th ed.). 2012.
34. Karamanidis, K., Arampatzis, A., & Brüggemann, G. P. (2004). Reproducibility of electromyography and ground reaction force during various running techniques. *Gait & Posture*, 19(2), 115–123. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00040-7](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00040-7)
35. Knorz, S., Kluge, F., Gelse, K., Schulz-Drost, S., Hotfiel, T., Lochmann, M., Eskofier, B., & Krinner, S. (2017). Three-Dimensional Biomechanical Analysis of Rearfoot and Forefoot Running. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5(7), 232596711771906. <https://doi.org/10.1177/2325967117719065>

36. Landreneau, L. L., Watts, K., Heitzman, J. E., & Childers, W. L. (2014). LOWER LIMB MUSCLE ACTIVITY DURING FOREFOOT AND REARFOOT STRIKE RUNNING TECHNIQUES. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(7).
37. Lieberman, D. E., Castillo, E. R., Otarola-Castillo, E., Sang, M. K., Sigei, T. K., Ojiambo, R., Okutoyi, P., & Pitsiladis, Y. (2015). *Variation in Foot Strike Patterns among Habitually Barefoot and Shod Runners in Kenya*. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0131354>
38. Lohman, E. B., Balan Sackiriyas, K. S., & Swen, R. W. (2011a). 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>
39. Lohman, E. B., Balan Sackiriyas, K. S., & Swen, R. W. (2011b). A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. In *Physical Therapy in Sport* (Vol. 12, Issue 4, pp. 151–163). <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.09.004>
40. Lu, J., Xu, D., Quan, W., Baker, J. S., & Gu, Y. (2022). Effects of Forefoot Shoe on Knee and Ankle Loading during Running in Male Recreational Runners. *MCB Molecular and Cellular Biomechanics*, 19(2), 61–75. <https://doi.org/10.32604/MCB.2022.019978>
41. Lun, V. (2004). Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *British Journal of Sports Medicine*, 38(5), 576–580. <https://doi.org/10.1136/bjism.2003.005488>
42. Maestro, M., Schramm, M., Bonnel, F., & Rivet, J.-J. (2018). Anatomía y biomecánica del antepié. *EMC - Podología*, 20(4), 1–21. [https://doi.org/10.1016/S1762-827X\(18\)41466-6](https://doi.org/10.1016/S1762-827X(18)41466-6)
43. Masouros, S. D., Bull, A. M. J., & Amis, A. A. (2010). (i) Biomechanics of the knee joint. *Orthopaedics and Trauma*, 24(2), 84–91. <https://doi.org/10.1016/J.MPORTH.2010.03.005>
44. McDonnell, J., Zwetsloot, K. A., Houmard, J., & DeVita, P. (2019). Skipping has lower knee joint contact forces and higher metabolic cost compared to running. *Gait & Posture*, 70, 414–419. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2019.03.028>
45. Noehren, B., Sanchez, Z., Cunningham, T., & McKeon, P. O. (2012). The effect of pain on hip and knee kinematics during running in females with chronic patellofemoral pain. In *Gait and Posture* (Vol. 36, Issue 3, pp. 596–599). <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.05.023>
46. Novacheck, T. F. (2008). The biomechanics of running. In *Gait and Posture* (Vol. 7).
47. Numata, H., Nakase, J., Kitaoka, K., Shima, Y., Oshima, T., Takata, Y., Shimosaki, K., & Tsuchiya, H. (2018). Two-dimensional motion analysis of dynamic knee valgus identifies female high school athletes at risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26(2), 442–447.

<https://doi.org/10.1007/s00167-017-4681-9>

48. Ogueta-Alday, A., Rodríguez-Marroyo, J. A., & García-López, J. (2014). Rearfoot striking runners are more economical than midfoot strikers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(3), 580–585. <https://doi.org/10.1249/MSS.000000000000139>
49. Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Injury Mechanisms for Anterior Cruciate Ligament Injuries in Team Handball. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(4), 1002-1012. <https://doi.org/10.1177/0363546503261724>
50. Pink, M., Perry, J., Houglum, P. A., & Devine, D. J. (1994). Lower Extremity Range of Motion in the Recreational Sport Runner. *The American Journal of Sports Medicine*, 22(4), 541–549. <https://doi.org/10.1177/036354659402200418>
51. Rees, D., Younis, A., & MacRae, S. (2019). Is there a correlation in frontal plane knee kinematics between running and performing a single leg squat in runners with patellofemoral pain syndrome and asymptomatic runners? *Clinical Biomechanics*, 61, 227–232. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.12.008>
52. Rinaldi, V. G., Prill, R., Jahnke, S., Zaffagnini, S., & Becker, R. (2022). The influence of gluteal muscle strength deficits on dynamic knee valgus: a scoping review. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 9(1). <https://doi.org/10.1186/s40634-022-00513-8>
53. Romero Flores Holiver Soto Espinosa Miguel Ángel Asesores, P., & Junio de, D. F. (2006). *Trabajo Terminal' "Propuesta de modelo anatómico-técnico bidimensional de la prueba de 100 metros planos varonil/" INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE INGENIERÍAS Y TECNOLOGÍAS AVANZADAS.*
54. Sanjuan Cerveró, R., Jiménez Honrado, P., Gil Monzó, E., Sánchez Rodríguez, R., & Fenolosa Gómez, J. (2017). Biomecánica de la rodilla. *Patol. Apar. Locomot. Fund. Mapfre Med*, 1, 189–200.
55. Santos-Concejero, J., Tam, N., Granados, C., Irazusta, J., Bidaurrezaga-Letona, I., Zabala-Lili, J., & Gil, S. (2014). Interaction Effects of Stride Angle and Strike Pattern on Running Economy. *International Journal of Sports Medicine*, 35(13), 1118–1123. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1372640>
56. SCHACHE, A. G., DORN, T. W., BLANCH, P. D., BROWN, N. A. T., & PANDY, M. G. (2012). Mechanics of the Human Hamstring Muscles during Sprinting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(4), 647–658. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318236a3d2>
57. Shih, Y., Lin, K. L., & Shiang, T. Y. (2013). Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? *Gait and Posture*, 38(3), 490–494. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.030>
58. Shimokochi, Y., & Shultz, S. J. (2008). Mechanisms of Noncontact Anterior Cruciate

Ligament Injury. *Journal of Athletic Training*, 43(4), 396-408. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.4.396>

59. Sinclair, J., Greenhalgh, A., Brooks, D., Edmundson, C. J., & Hobbs, S. J. (2013). The influence of barefoot and barefoot-inspired footwear on the kinetics and kinematics of running in comparison to conventional running shoes. *Footwear Science*, 5(1), 45–53. <https://doi.org/10.1080/19424280.2012.693543>
60. Stearne, S. M., Alderson, J. A., Green, B. A., Donnelly, C. J., & Rubenson, J. (2014). Joint kinetics in rearfoot versus forefoot running: Implications of switching technique. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(8), 1578–1587. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000254>
61. Stickley, C. D., Presuto, M. M., Radzak, K. N., Bourbeau, C. M., & Hetzler, R. K. (2018). Dynamic Varus and the Development of Iliotibial Band Syndrome. *Journal of Athletic Training*, 53(2), 128–134. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-122-16>
62. Strauts, J., Vanicek, N., & Halaki, M. (2015). Acute changes in kinematic and muscle activity patterns in habitually shod rearfoot strikers while running barefoot. *Journal of Sports Sciences*, 34(1), 75–87. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1034756>
63. 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>
64. Thompson, M. A., Lee, S. S., Seegmiller, J., & McGowan, C. P. (2015). Kinematic and kinetic comparison of barefoot and shod running in mid/forefoot and rearfoot strike runners. *Gait & Posture*, 41(4), 957–959. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.03.002>
65. *thordarson1997*. (n.d.).
66. Toresdahl, B. G., McElheny, K., Metzl, J., Ammerman, B., Chang, B., & Kinderknecht, J. (2020). A Randomized Study of a Strength Training Program to Prevent Injuries in Runners of the New York City Marathon. *Sports Health*, 12(1), 74–79. <https://doi.org/10.1177/1941738119877180>
67. Vaienti, E., Scita, G., Ceccarelli, F., & Pogliacomì, F. (2017). Understanding the human knee and its relationship to total knee replacement. *Acta Bio-Medica : Atenei Parmensis*, 88(2S), 6–16. <https://doi.org/10.23750/abm.v88i2 -S.6507>
68. Valenzuela, K. A., Lynn, S. K., Mikelson, L. R., Noffal, G. J., & Judelson, D. A. (2015). Effect of Acute Alterations in Foot Strike Patterns during Running on Sagittal Plane Lower Limb Kinematics and Kinetics. In ©*Journal of Sports Science and Medicine* (Vol. 14). <http://www.jssm.org>
69. van Gent, R. N., Siem, D., van Middelkoop, M., van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. M. A., Koes, B. W., & Taunton, J. E. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review * COMMENTARY. *British*

- Journal of Sports Medicine*, 41(8), 469–480. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.033548>
70. Vílchez Conesa, M. P. (2010). Incidencia de las lesiones deportivas en el corredor popular. *Cultura, Ciencia y Deporte*, 5(15), 32.
71. Whitney, K. E., Sugimoto, D., d'Hemecourt, C. A., d'Hemecourt, D. A., & d'Hemecourt, P. A. (2022). Running gait biomechanics in female runners with sacroiliac joint pain. *Journal of Physical Therapy Science*, 34(4), 327–334. <https://doi.org/10.1589/jpts.34.327>
72. Wilczyński, B., Wilczyński, W., Zorena, K., & Si, Ezak, D. (n.d.). *Dynamic Knee Valgus in Single-Leg Movement Tasks. Potentially Modifiable Factors and Exercise Training Options. A Literature Review*. <https://doi.org/10.3390/ijerph17218208>
73. Williams, D. S., McClay, I. S., & Manal, K. T. (2000). Lower Extremity Mechanics in Runners with a Converted Forefoot Strike Pattern. *Journal of Applied Biomechanics*, 16(2), 210–218. <https://doi.org/10.1123/jab.16.2.210>
74. Xu, Y., Yuan, P., Wang, R., Wang, D., Liu, J., & Zhou, H. (2020). Effects of Foot Strike Techniques on Running Biomechanics: A Systematic Review and Meta-analysis. *SPORTS HEALTH*, 13(1). <https://doi.org/10.1177/1941738120934715>
75. Yin, L., Hu, X., Lai, Z., Liu, K., & Wang, L. (2020). *Leg Stiffness and Vertical Stiffness of Habitual Forefoot and Rearfoot Strikers during Running*. <https://doi.org/10.1155/2020/8866340>
76. Yu, P., He, Y., Gu, Y., Liu, Y., Xuan, R., & Fernández, J. (2022). Acute Effects of Heel-to-Toe Drop and Speed on Running Biomechanics and Strike Pattern in Male Recreational Runners: Application of Statistical Nonparametric Mapping in Lower Limb Biomechanics. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 9, 821530. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.821530>

Anexos

Anexo 1. Consentimiento Informado

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

Anexo 2. Ficha de identificación



Nombre del

corredor:

Edad:

Peso:




Talla:


Fecha de nacimiento:

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

Anexo 3. Ejemplo de reporte de la cinemática de la carrera

BTS MOTION ANALYSIS LAB
Integrated solutions for multifactorial clinical movement evaluation

  
Kinematics Kinetics s-EMG


 **BTS Bioengineering**

TREADMILL RUNNING EXAM

Final Clinical Report

Patient Details:

FIRST NAME: NARDA **SESSION DATE:** 4/6/2022
LAST NAME: CUEN CHAVEZ **PATHOLOGY:** NORMAL
BIRTHDAY: 8/1/1999 **PROTOCOL:** Treadmill Run



| Temporal Parameters | RIGHT LIMB | LEFT LIMB | NORMAL VALUES |
|----------------------------|-------------------|------------------|----------------------|
| Stride Time (s): | 0.76 ± .01 | 0.76 ± 0 | |
| Stance Time (s): | 0.28 ± 0 | 0.28 ± 0 | |
| Swing Time (s): | 0.48 ± 0 | 0.48 ± 0 | |
| Stance Phase (%): | 36.51 ± .02 | 36.32 ± .05 | |
| Swing Phase (%): | 63.48 ± .01 | 63.69 ± .05 | |
| Cadence (step/min): | 158.1 ± .9 | | 184.8 ± 0 |
| Treadmill Velocity (km/h): | | | |

| Spatial Parameters | RIGHT LIMB | LEFT LIMB | NORMAL VALUES |
|---------------------------|-------------------|------------------|----------------------|
| Step Length (m): | 0.74 ± .01 | 0.69 ± .01 | |
| Step Width (m): | 0.08 ± 0 | | 0.07 ± 0 |

| Standing Angles | RIGHT LIMB | LEFT LIMB |
|-------------------------------|-------------------|------------------|
| Pelvic Obliquity (deg): | -2 ± .1 | 2 ± .1 |
| Pelvic Tilt (deg): | 2.3 ± .3 | 2.3 ± .3 |
| Pelvic Rotation (deg): | 7.3 ± .1 | -7.3 ± .1 |
| Hip Ab-Adduction (deg): | -1.3 ± .1 | -1.8 ± .1 |
| Hip Flex-Extension (deg): | 0.5 ± .2 | -1 ± .2 |
| Hip Rotation (deg): | -6.1 ± .2 | 4.2 ± .1 |
| Knee Flex-Extension (deg): | 4.6 ± .2 | 0.5 ± .1 |
| Ankle Dors-Plantarflex (deg): | 8.2 ± .1 | 6.4 ± 0 |
| Foot Progression (deg): | -7 ± 0 | -6.8 ± 0 |

Evaluated Acquisitions: 0138~ac~Running 01
0138~ac~Running 02

Kinematic Analysis

