

Análisis del tendón rotuliano durante el contacto inicial y equilibrio del pie en la fase de oscilación de la marcha

Patellar tendon analysis during the initial contact and foot balance in the swing phase of the gait cycle

LELY LUENGAS

Ingeniera Electrónica, Especialista en Pedagogía y Docencia Universitaria, Magister en Ingeniería Electrónica, estudiante de Doctorado en Ingeniería. Docente Asistente de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Bogotá, Colombia.

Contacto: laluengasc@udistrital.edu.co

ESPERANZA CAMARGO

Ingeniera en Control Electrónico e Instrumentación, Especialista en Instrumentación Electrónica, estudiante de Doctorado en Ingeniería. Docente Asistente de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Bogotá, Colombia.

Contacto: ecamargoc@udistrital.edu.co

ANA. C. VILLA

Ingeniera Electrónica, Magíster en Ingeniería Electrónica. Docente Investigador de la Universidad Politécnica Salesiana de Ecuador. Quito, Ecuador.

Contacto: avilla@ups.edu.ec

Fecha de recepción: 5 de Julio de 2012

Clasificación del artículo: Investigación

Fecha de aceptación: 1 de Octubre de 2012

Grupo de Investigación: METIS

Palabras clave: *Biomecánica, Marcha humana, Tendón rotuliano.*

Key words: *Biomechanics, Human Gait, Patellar tendon.*

RESUMEN

El conocimiento de la locomoción humana normal es la base del tratamiento sistemático y del manejo de la marcha patológica, especialmente cuando se usan prótesis y ortesis, tras lo cual se hace indispensable el conocimiento de la cinemática de la marcha, la cual involucra varias articulaciones del cuerpo como la cadera, la rodilla y el tobillo, y por tanto segmentos conectados a estas articulaciones como el pie y la patela. En el presente artículo se presenta el análisis estático de la sub-fase de respuesta a la carga durante la fase de apoyo, en el

que se analiza la tensión, la dirección y la fuerza de reacción del tendón rotuliano, para lo cual se plantea un modelo de la pierna en el software Working Model, en el cual los músculos se simulan a partir de actuadores. Se realiza una comparación entre los resultados del análisis estático y el modelo de Working Model.

ABSTRACT

Knowledge of normal human locomotion is the basis for the systematic treatment and management

of pathological progress, especially when using prostheses and orthosis; after which is essential knowledge of the kinematics of the March, which involves various joints of the body such as the hip, knee and ankle, and therefore segments connected to these joints such as the foot and the patella. This article presents the static analysis of sub-phase

response to the load during the phase of support, which analyzes the tension, address, and the reaction of the patellar tendon force, for which there is a model of the leg in the software Working Model, in which the muscles are simulated as actuators. Also is a comparison between the results of static analysis and Working Model.

* * *

1. INTRODUCCIÓN

El análisis de la marcha humana sigue siendo objeto de toda clase de estudios, tanto el análisis dinámico de sus segmentos corporales formados por fémur – tibia – pie y de las articulaciones rodilla y tobillo, como de sus fuerzas internas. Es importante establecer si existe una buena movilidad articular y una apropiada acción muscular [1], para lo cual un análisis cuasi estático permite analizar dinámicamente esta situación.

Para realizar este análisis cuasi estático es necesario estudiar cada una de las fases y sub-fases de la marcha. Para esto, es primordial entender los movimientos que realiza cada uno de los segmentos y articulaciones de la extremidad inferior como la cadera, la rodilla y el tobillo.

La cadera es una articulación móvil multiaxial, la cual se mueve en diferentes planos que pasan a través del centro de la articulación [2].

La rodilla es la articulación más grande del esqueleto humano, en la cual se unen tres huesos: el extremo inferior del fémur, el extremo superior de la tibia y la rótula (aumenta el brazo de palanca del aparato extensor de la rodilla) [3]. Constituye una articulación de suma importancia para la marcha y la carrera, pues soporta todo el peso del cuerpo en el despegue y en la recepción de saltos [4]. Su mecánica articular resulta muy compleja. Debe poseer una gran estabilidad en extensión completa para soportar el peso corporal sobre un área relativamente pequeña y al mismo tiempo debe estar dotada de la movilidad necesaria para la marcha y la carrera para orientar eficazmente al pie en relación

con las irregularidades del terreno [3], [5].

Entre sus funciones están el permitir el movimiento durante la marcha, mantener la estabilidad estática, permitir la correcta orientación del pie en la locomoción y posicionarlo de manera segura en superficies irregulares [6].

El tobillo es la articulación que se forma en el punto en donde se unen el pie y la pierna, que permite a la persona caminar, correr, brincar, saltar y cambiar el peso del cuerpo. Estabiliza a la persona a medida que ésta se desplaza a través de un terreno desigual y durante la marcha, sirve de apoyo y recepción del peso corporal [2].

En este artículo se presenta el estudio biomecánico, específicamente un análisis estático de la reacción del ligamento rotuliano en la marcha humana en la sub-fase de respuesta de carga presente en la fase de apoyo y el estudio del movimiento del pie para el equilibrio durante la fase de oscilación.

2. ANATOMÍA DE LOS MIEMBROS INFERIORES

2.1 Cadera

La cadera está compuesta por una cavidad en forma de copa (acetábulo) del hueso de la cadera y la cabeza del fémur, la cual forma dos tercios de una esfera. Esta es soportada por varios ligamentos que restringen el movimiento. La cadera es una articulación muy fuerte y estable. Adicionalmente a los fuertes músculos que la rodean y unen superficies

del acetábulo y la cabeza femoral, los huesos son unidos mediante una densa cápsula fibrosa. La cadera se comporta como una articulación esférica, permitiendo tres grados de libertad. Todos estos grados de libertad son importantes al momento de permitir una locomoción estable [7].

2.2 Rodilla

La rodilla es una articulación móvil tipo bisagra y consta de dos partes: la articulación femoropatelar (fémur-rotula) y la femorotibial (fémur-tibia). Los huesos que comprimen la articulación de la rodilla son el fémur, la tibia, peroné y la rótula. Es una de las articulaciones con más restricciones en el cuerpo entero [3]. Los diferentes movimientos que pueden dañar la rodilla están bloqueados por poderosos músculos y ligamentos [8].

Funcionalmente, la rodilla juega un rol crucial al ponerse en pie y al caminar. Este puede ser simplificado considerando estas dos funciones principales. La primera consiste en el bloqueo de la rodilla permitiendo con ello una posición recta con poca actividad muscular. La segunda permite la flexión de la rodilla, la cual es desbloqueada, y levantando así el pie del piso [7]. En la flexión (ver figura 1), la pierna se acerca al muslo mientras el fémur y la tibia quedan en el mismo plano, el movimiento opuesto es la extensión. El rango de flexión es máximo de 120° cuando la cadera está extendida y de 140° cuando la cadera esta flexionada. En su extensión total (ver figura 1), el miembro esta recto y capaz de soportar peso. El rango de este desplazamiento está entre 0° y 10° [5], [7].

La rotación interna (ver figura 2) ocurre durante la etapa final de la extensión, la cual bloquea la rodilla para proporcionar una mayor estabilidad, está limitada a 10° cuando la flexión es de 30° y a 15° cuando la rodilla está completamente flexionada. La rotación externa (ver figura 2) tiene lugar en la fase temprana del proceso de flexión, esta desbloquea la rodilla y está limitada a 30° al tener 30° de flexión y a 50° cuando la flexión es de 120° [4], [7].

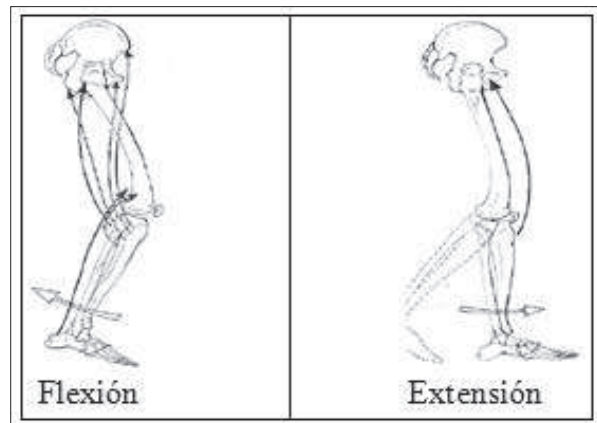


Figura 1. Movimiento de flexión y extensión de la rodilla.
Fuente: Tomado de [8].

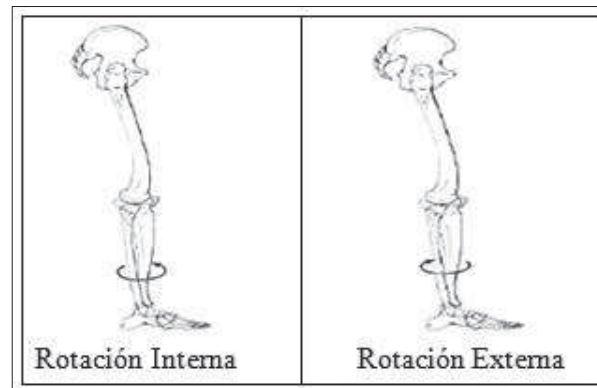


Figura 2. Rotación interna y externa de la rodilla.
Fuente: Tomada de [8].

La arquitectura ósea de la rodilla suministra una pequeña estabilidad a la articulación, debido a la incongruencia de los cóndilos tibiales y femorales. Sin embargo, la forma, orientación y propiedades funcionales de los meniscos mejoran la congruencia de la articulación y puede suministrar alguna estabilidad, que es mínima considerando los grandes pesos transmitidos a través de la articulación. La orientación y propiedades materiales de los ligamentos, cápsula y tejidos musculo tendinosos de la rodilla contribuyen significativamente a su estabilidad. Los ligamentos de la rodilla guían los segmentos esqueléticos adyacentes durante los movimientos articulares y las restricciones primarias para la traslación de la rodilla durante la carga pasiva [3].

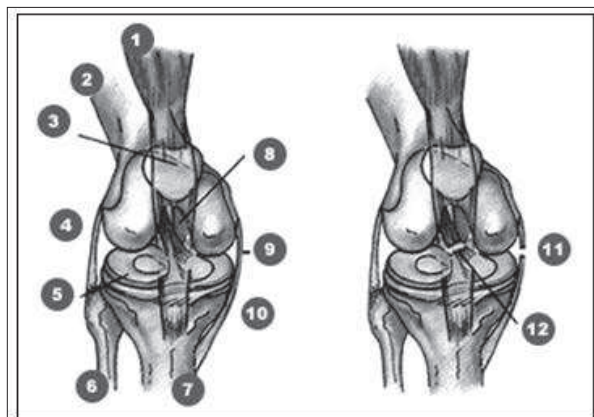


Figura 3. Anatomía de la articulación de la rodilla. 1.-Cuadriiceps, 2.-Fémur, 3.-Rótula, 4.-Lig. Colateral peroneo, 5.-Menisco lateral, 6.-Peroné, 7.-Tibia, 8.-Lig. Cruzado posterior, 9.-Lig.Colateral tibial, 10.-Lig. Cruzado anterior, 11.-Lig.Interno Izquierdo roto, 12.-Lig.Cruzado anterior roto
Fuente: Tomada de [3].

Las restricciones de fibras de cada ligamento varían en dependencia del ángulo de la articulación y el plano en el cual la rodilla es cargada. La estabilidad de la rodilla está asegurada por los ligamentos cruzados anterior y posterior y los colaterales interno (tibial) y externo (peroneo) [4].

2.3 El Tobillo y el Pie

El tobillo es una articulación móvil tipo bisagra y está involucrada en la estabilidad de los miembros inferiores. El tobillo está localizado entre la parte baja de la tibia y el peroné y la parte superior del astrágalo. El pie juega un importante rol en el soporte del peso corporal y en la locomoción [7].

El movimiento de flexión dorsal (ver Figura 4) acerca el pie a la tibia y la flexión plantar (ver figura 4) ocurre cuando los dedos del pie están en contacto con el piso y el talón se eleva.

El rango de movimiento de la flexión dorsal es de hasta 20° y en la flexión plantar el rango es de 40° a 50° [9]. En el movimiento de pronación el pie se desplaza lateralmente hacia el exterior del cuerpo y su rango es de 15° a 20°. La supinación es el

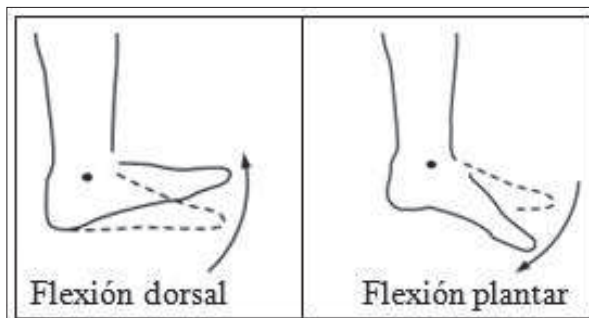


Figura 4. Rotación interna y externa de la rodilla.
Fuente: Tomada de [10].

movimiento contrario del pie, el rango de este movimiento es de 30° a 35° [10].

3. MARCHA BÍPEDA

La marcha es el medio mecánico de locomoción del ser humano, la cual se ha descrito como una serie de movimientos alternantes y rítmicos de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad [11]. Aunque existen pequeñas diferencias en la forma de la marcha de un individuo a otro, estas diferencias caen dentro de pequeños límites [1], [7], [12]. El ciclo de la marcha comienza cuando el pie toca el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo (ver figura 5). Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo, y está en fase de balanceo cuando no tiene contacto con el suelo.

3.1 Subdivisión de la fase de apoyo

Hay cinco momentos que son útiles al subdividir la fase de apoyo: el contacto del talón, el apoyo plantar (respuesta a la carga), el apoyo medio, la elevación del talón y el despegue del pie (ver figura 5). El contacto del talón se refiere al instante en que ésta parte de la pierna de referencia toca el suelo. El apoyo plantar se refiere al contacto de la parte anterior del pie con el suelo. El apoyo me-

dio ocurre cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde un plano sagital. La elevación del talón ocurre cuando éste se eleva del suelo, y el despegue del pie ocurre cuando los dedos se elevan del suelo [12]”type” : “article-journal”, “volume” : “34” }, “uris” : [“http://www.mendeley.com/documents/?uuid=-2357de8a-d0e2-44a3-a523-2ff659803746”] }], “mendeley” : { “manualFormatting” : “[10]”, “previouslyFormattedCitation” : “[1]” }, “properties” : { “noteIndex” : 0 }, “schema” : “https://github.com/citation-style-language/schema/raw/master/csl-citation.json” } .

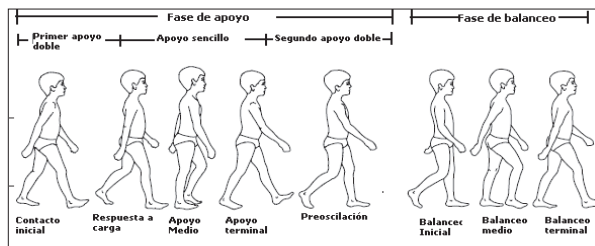


Figura 5. Marcha bípeda, Ciclo de marcha y sus fases. Fuente: Tomada de [7].

3.2 Sub-fase de respuesta a la carga

La respuesta la carga (ver figura 5) es el periodo entre el contacto inicial y el despegue del pie, aproximadamente entre el 0% y el 10 % del ciclo de marcha. En ésta, el pie se acerca al suelo por la flexión plantar del tobillo, el suelo aumenta la fuerza de reacción rápidamente en magnitud y su dirección es hacia arriba y hacia atrás. Antes de que el talón contacte con el suelo (ver figura 6), la articulación de la rodilla está en extensión completa. Con el contacto del talón, la articulación empieza a flexionar y continúa flexionando hasta que la planta del pie está plana en el suelo, el talón empieza a empujar hacia adelante contra el suelo, ya que el cuádriceps se alarga por una contracción excéntrica para controlar la rodilla. El peso corporal apoyado sobre la pierna empieza a aumentar rápidamente y la resultante de las fuerzas verticales y anteriores pasa por detrás de la rodilla, produciendo un momento de flexión. Después de haber alcanzado la posición plana del pie, el cuádriceps actúa extendiendo el

muslo en la pierna, la rodilla está aproximadamente a 20 grados de flexión y empieza a moverse en dirección de extensión [7], [13], [14], [15].

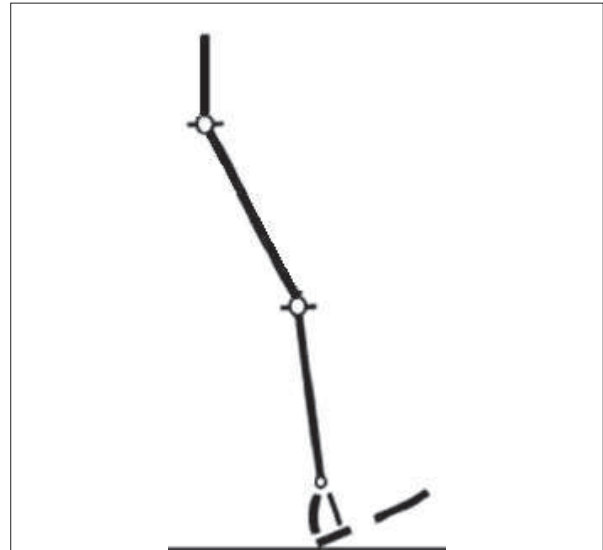


Figura 6. Fase de apoyo sub-fase de respuesta a carga. Fuente: Tomada de [7]

3.3 Análisis cinemático de la biomecánica en la sub-fase de respuesta a la carga

Para el análisis cinemático se parte del sistema que se muestra en la figura 6, en el cual se indica la sub-fase de respuesta a la carga. Se observa que existen varios segmentos importantes, entre ellos la pierna y el pie, al realizar el análisis del comportamiento del tendón rotuliano para la fase de apoyo, y del pie para la oscilación dado que cada uno de ellos tienen fuerzas actuantes [6], [16], [17]. En la figura 7 se muestran las fuerzas actuantes sobre la pierna y los segmentos involucrados.

Dónde: (L_{leg}) representa la longitud de la pierna que corresponde al 0,247 de la talla del individuo. (W_{leg}) es el peso de la pierna y corresponde al 0,045 del peso del individuo. (L_{Tr}) representa la longitud del tendón rotuliano y está determinada por las fases de la marcha. La fuerza normal (N) es igual al peso del individuo. El ángulo de inclina-

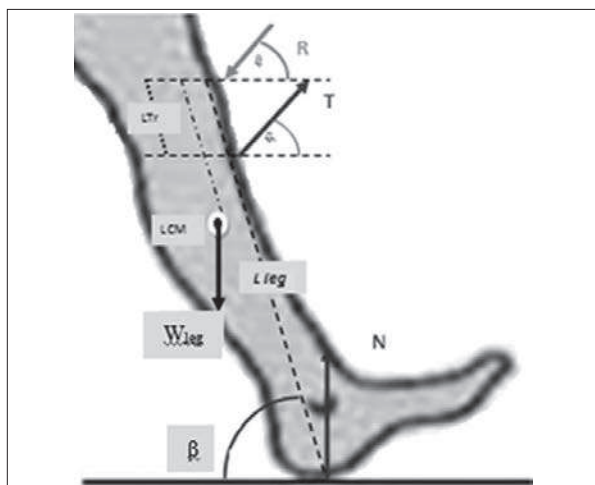


Figura 7. Fuerzas actuantes en la sub-fase de respuesta a la carga presente en la fase de apoyo en la marcha bípeda.
Fuente: Elaboración propia.

ción de la pierna (β) está determinado por cada fase de la marcha. (LCM) representa el centro de masa de la pierna que está ubicado al 40% de la longitud de la pierna con respecto a la rodilla. En la figura 8 se muestra el diagrama mecánico y el diagrama de cuerpo libre del comportamiento de las fuerzas en el segmento de la pierna.

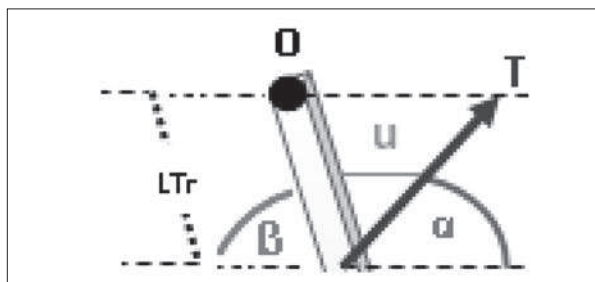


Figura 8. Torque de la tensión.
Fuente: Elaboración propia.

A partir del diagrama de cuerpo libre se describen en las ecuaciones (1) y (2) que representan el sistema de fuerzas teniendo en cuenta que el objeto de estudio se encuentra estático

$$\sum F_x=0; \rightarrow x: T \cos \alpha - R_x = 0 = 0 \quad (1)$$

$$\sum F_y=0; \rightarrow y: T \sin \alpha + N - W_{leg} - R_y = 0 \quad (2)$$

Para la ecuación de momento se realiza el diagrama de rotación (ver Figura 9) tomando como eje la fuerza de reacción.

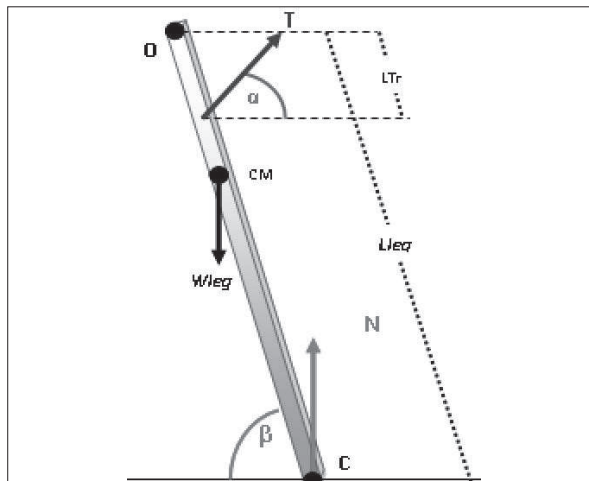


Figura 9. Diagrama rotacional.
Fuente: Elaboración propia.

La sumatoria de torques debe ser igual a cero para una situación en equilibrio. Para el caso de estudio será igual al torque de la tensión, el torque de la normal y el torque del peso de la pierna, en relación con el centro de rotación O planteado en la ecuación (3).

$$\sum M = T_T + T_N + T_{W_{leg}} = 0 \quad (3)$$

Torque de la tensión. Para determinar el torque de la tensión (ver figura 8), es necesario determinar el ángulo μ definido en la ecuación (4).

$$\mu = 180 - (\alpha + \beta) \quad (4)$$

Con el ángulo μ se puede determinar el torque de la tensión T_T en relación con el centro O, el cual es igual a la tensión por el seno del ángulo μ por la longitud del tendón rotuliano en la ecuación (5).

$$T_T = T \cdot \text{Sen} \mu \cdot L_{Tr} \quad (5)$$

Torque de la normal. Para determinar el torque de la normal, se debe tener presente que la normal es perpendicular a la horizontal y el ángulo formado entre la pierna y la normal es la diferencia entre β

y 90° . El torque de la Normal T_N en relación con el centro de rotación O, es igual a la Normal multiplicado por el seno del ángulo que resulta de la diferencia entre 90 y β por la longitud de la pierna en la ecuación (6).

$$T_N = N \cdot \text{Sen}(90 - \beta) \cdot L_{\text{Leg}} \quad (6)$$

Torque del peso de la pierna. Para determinar el torque del peso de la pierna, se debe tener presente que el peso de la pierna es perpendicular a la horizontal y el ángulo formado entre la pierna y el peso de la misma es la diferencia entre β y 90° . El torque de la Normal $T_{W_{\text{leg}}}$ en relación con el centro de rotación O es igual al peso de la pierna por el seno del ángulo en la ecuación (7) que resulta de la diferencia entre 90 y β por la longitud desde el punto O hasta el centro de masa (LCM).

$$T_{W_{\text{leg}}} = -W_{\text{leg}} \cdot \text{Sen}(90 - \beta) \cdot L_{\text{CM}} \quad (7)$$

El ángulo descrito por R en la ecuación (8):

$$R = \sqrt{R_x^2 + R_y^2} \quad (8)$$

Θ se obtiene a través de la ecuación (9).

$$\Theta = \tan^{-1} R_y / R_x \quad (9)$$

3.4 Análisis del equilibrio en la fase de oscilación de la marcha

Se considera para este análisis a la extremidad inferior desde la rodilla como un sistema de dos segmentos rígidos en donde el ángulo de dorsiflexión y la fuerza requerida para lograr equilibrio en la fase de oscilación son las variables incógnitas. En la figura 10 se muestra el diagrama de fuerzas sobre el pie en la fase de oscilación media de la marcha, en donde F_{fp} es la fuerza realizada por los músculos ejecutores del movimiento de flexión plantar, F_d es la fuerza realizada por los músculos ejecutores del movimiento de dorsiflexión, R es la fuerza de reacción sobre la articulación, P_{pt} y P_{pie} es el peso de la pantorrilla y del pie respectivamente, l_t , l_{ma} y l_p la longitud del talón, del medio pie y ante pie y la

longitud del total del pie, ρ ángulo de dorsiflexión, σ ángulo de la fuerza F_{fp} , τ ángulo de la fuerza F_d y ω ángulo de la fuerza de reacción R.

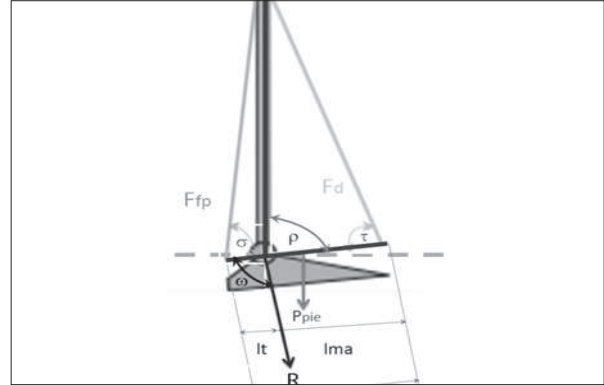


Figura 10. Diagrama de fuerzas sobre el pie en la fase de oscilación de la marcha.

Fuente: Elaboración propia.

A partir de los diagramas de cuerpo libre de traslación y rotación (ver figura 11) se obtienen las ecuaciones (10), (11) y (12).

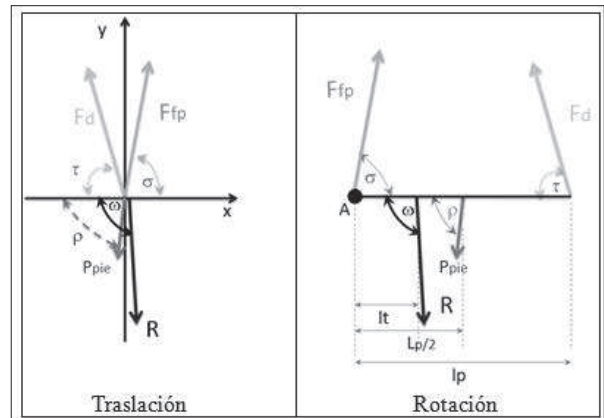


Figura 11. Diagrama de cuerpo libre: traslación y rotación.

Fuente: Elaboración propia.

$$\sum F_x = 0 \quad F_{fp} \cos \sigma - F_d \cos \tau + R \cos (180 - \omega) - P_{pie} \cos \rho = 0 \quad (10)$$

$$\sum F_y = 0$$

$$F_{fp} \sin \sigma + F_d \sin \tau - R \sin (180 - \omega) - P_{pie} \sin \rho = 0 \quad (11)$$

$$\text{Sen } \tau \cdot l_p = 0 \quad (12)$$

Los datos de longitud de las secciones y peso del pie fueron obtenidos de tablas antropométricas, utilizándose para este caso relaciones en función de P que es el peso de la persona y de T que es la estatura. P_{pt} peso de la pantorrilla = 0,045 P, P_{pie} peso del pie = 0,0145 P, l_{pa} longitud de la pantorrilla = 0,247 T, l_p longitud del total del pie = 0,133 T, l_t longitud del talón = 0,215 T, $l_p = 0,0286$ T, l_{ma} longitud del medio pie y ante pie = 0,785 T, $l_p = 0,1$ T.

El valor de los ángulos σ y τ viene dado por la relación de las longitudes de los segmentos pantorrilla y medio pie y ante pie a partir de la ecuación (13).

$$tg \sigma = l_{pa}/l_t \quad y \quad tg \tau = l_{pa}/l_{ma} \quad (13)$$

Obteniendo: $\sigma = 83^\circ$ y $\tau = 67,95^\circ$.

En posición de equilibrio, el ángulo de dorsiflexión $\rho = 90^\circ$ y la fuerza que actúa principalmente es la de flexión plantar F_{fp} . La fuerza de flexión plantar se obtiene a partir de las ecuaciones (10) y (11), como se muestra en la ecuación (14), considerando a la fuerza $F_d = 0$, las respuestas del sistema son las mostradas en las ecuaciones (14), (15) y (16).

$$F_{fp} = \frac{P_{pis} (-1-l_p/2)}{Sen \sigma} \quad (14)$$

$$\omega = 180 - tg^{-1} \frac{l_p/2}{l_p/2+1} tg \sigma \quad (15)$$

$$R = \frac{P_{pis} l_p/2}{Sen (180-\omega)} \quad (16)$$

4. RESULTADOS

Las ecuaciones obtenidas del análisis en estática de la reacción del ligamento rotuliano en la marcha humana y del estudio del movimiento del pie para el equilibrio se aplicaron en un caso de estudio para un individuo de 1,58 m de altura y un peso de 53Kg. Se determina la tensión y la fuerza de reacción del tendón rotuliano en posición de fase inicial de apoyo durante la marcha y en oscilación.

4.1 Análisis estático

Como se mencionó, la longitud de la pierna (L_{Leg}) está dada por 0,247 de la altura del individuo en la ecuación (17), para este caso:

$$L_{Leg} = 0,247 * 1,58m = 0,39026m \quad (17)$$

La longitud del centro de masa (L_{CM}) es igual al 40% de la longitud de la pierna, ecuación (18).

$$L_{CM} = 0,4 * 0,39026 = 0,156m \quad (18)$$

El peso de la pierna (W_{Leg}) está dado por 0,045 del peso del individuo en la ecuación (19), para este caso:

$$W_{Leg} = 0,045 * 53Kg = 2,38Kg \quad (19)$$

La longitud del tendón rotuliano (L_{Tr}) es de 0,0502m, según la literatura estudiada. El ángulo β es igual 88° para la fase descrita en este caso y α es igual a 81° , de allí que μ es igual en la ecuación (20):

$$\mu = 180 - (81^\circ + 88^\circ) = 11^\circ \quad (20)$$

Remplazando los valores anteriores en las ecuaciones (2), (3) se obtienen las ecuaciones (21) y (22).

$$\sum Fy = 0; \rightarrow y: T \text{sen}(81^\circ) + 53 - 2,38 - Ry = 0 \quad (21)$$

$$\sum M = T \text{Sen} \mu \cdot L_{Tr} + N \text{Sen}(90-\beta) \cdot L_{Leg} - W_{leg} \text{Sen}(90-\beta) \cdot L_{CM} = 0$$

$$\sum M = (T \text{Sen}(11^\circ) 0,0502) + (53 \text{Sen}(90^\circ-88^\circ) 0,39026) - (2,38 \text{Sen}(90^\circ-88^\circ) 0,156) = 0 \quad (22)$$

Determinando T en la ecuación (23) a partir de la ecuación (7).

$$T = \frac{-N \text{Sen}(90-\beta) L_{Leg} + W_{leg} \text{Sen}(90-\beta) L_{CM}}{L_{Tr} \text{Sen} \mu}$$

$$T = \frac{-(53 \text{Sen}(90^\circ-88^\circ) 0,39026) + (2,38 \text{Sen}(90^\circ-88^\circ) 0,156)}{\text{Sen}(11^\circ) 0,0502} \quad (23)$$

$$T = -74N$$

Remplazando la tensión del ligamento rotuliano T y los ángulos correspondientes en las ecuaciones

(1) y (2) se determina R_x en la ecuación (24) y R_y en la ecuación (25).

$$x: -74\text{Kg} \cos(81^\circ) - R_x = 0 \quad (24)$$

$$R_x = -11,57\text{N}$$

$$y: -74\text{Kg} \sin(81^\circ) + 53 - 2,38 - R_y = 0 \quad (25)$$

$$R_y = -22,46\text{N}$$

Conociendo las componentes de la fuerza de reacción se determina la magnitud de la misma en la ecuación (26), como se planteó en la ecuación (8):

$$R = \sqrt{(11,57^2 + 22,46^2)} = 25,26 \quad (26)$$

$$R = 25,26 \text{ N}$$

La dirección de la fuerza de reacción está dada por θ en la ecuación (27).

$$\theta = \text{Tg}^{-1} (R_y / R_x) \quad (27)$$

$$\theta = 1,94^\circ$$

Se observa que, según el valor del ángulo obtenido, la fuerza de reacción se dirige hacia la pierna.

Para el comportamiento del pie, los datos antropométricos se reemplazan en las ecuaciones (14) y (16) en las ecuaciones (28) y (29) respectivamente.

$$F_{fp} = \frac{0,754 (-1 - 0,2074)}{\text{Sen } 83,4} = -1 \text{ N} \quad (28)$$

$$R = \frac{(0,754)(0,2074)}{\text{Sen}(180 - 147,9)} = 0,3 \text{ N} \quad (29)$$

4.2 Validación de resultados

Para validar los resultados obtenidos se desarrolló una aplicación en el software de simulación WORKING MODEL con base a la misma información del caso de estudio.

Este tipo de herramientas de simulación de ingeniería permiten analizar la dinámica de la extremidad inferior al simular su movimiento manteniendo su geometría y las relaciones entre la postura, las fuerzas musculares y las fuerzas de reacción

del suelo. Las simulaciones de los elementos individuales del movimiento humano proporcionar estimaciones de las variables importantes, como el músculo y las fuerzas conjuntas. Las simulaciones también permiten establecer las causas y efecto de la función muscular [18].

4.3 Modelo en WORKING MODEL

Para el modelado del sistema en el software WORKING MODEL se consideró la extremidad inferior como tres segmentos rígidos para representar el muslo, pierna y pie. Se configuró cada uno de estos segmentos con los valores correspondientes al peso y talla del sujeto sobre el cual se realizó el análisis del caso de estudio. En la figura 12 se indican los tres segmentos rígidos de la extremidad y los movimientos ejecutados por los actuadores del sistema.

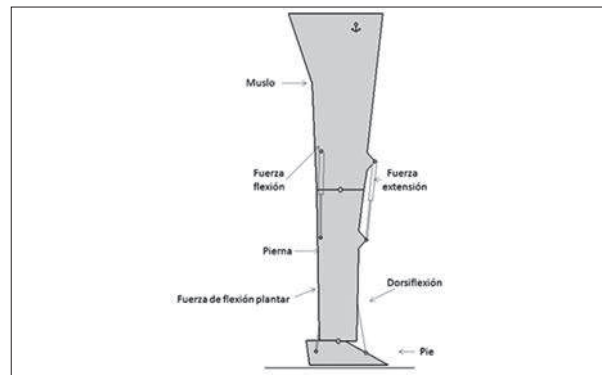


Figura 12. Modelo desarrollado en WORKING MODEL con los segmentos rígidos muslo, pierna y pie para representar la extremidad inferior. Fuente: Elaboración propia.

Se emplearon datos antropométricos de longitud de cada segmento para el modelo a fin de representar proporciones reales. Los valores empleados para el análisis considerando la etapa de apoyo de la marcha, fueron para el segmento pierna 2,34 Kg, para el segmento pie 0,75 Kg y para el segmento muslo el peso total del cuerpo sin el peso de la pierna y pie.

Se programó un control de fuerza para cada actuador que representa los músculos responsables de los movimientos de la extremidad inferior para poder analizar los efectos de la variación de los mismos sobre los movimientos de los segmentos.

Considerando el análisis realizado de las fuerzas sobre la rodilla y tobillo con la aplicación de las fórmulas se obtienen las siguientes magnitudes:

$T = -74 \text{ N}$, $R_x = -11,57 \text{ N}$, $R_y = -22,46 \text{ N}$, $R = 25,26 \text{ N}$, $F_{fp} = -1 \text{ N}$, $R = 0,3 \text{ N}$.

En la figura 13 se muestra la fase de apoyo inicial de la marcha con el modelo mecánico realizado en el software. Las fuerzas de los actuadores indicadas en los controles de la parte izquierda comprueban los cálculos realizados. En este caso, la fuerza de flexión es de 25N y la fuerza de extensión de casi 75N que permiten el equilibrio de la pierna en esta fase de la marcha humana. En el caso de la fase de oscilación media (ver Fig. 13), la fuerza de flexión plantar es de 1N.

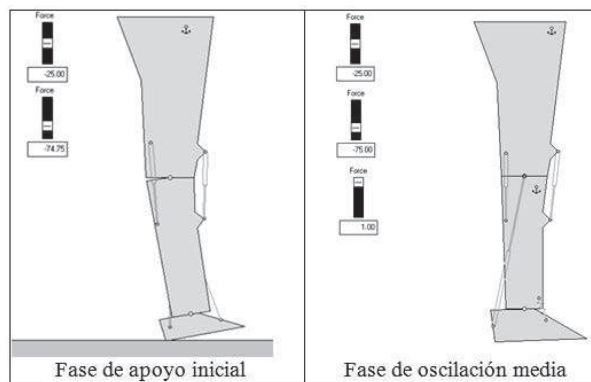


Figura 13. Modelo desarrollado en WORKING MODEL representando la fase de apoyo inicial y la fase de oscilación de la marcha.
Fuente: Elaboración propia.

5. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Se observa que las representaciones matemáticas para determinar los componentes de la fuerza en la sub-fase de respuesta a la carga en la fase de apoyo de la marcha exigen la definición del peso y longitud del segmento pierna, que son parámetros antro-

pométricos derivados de tablas y empleados en las simulaciones de verificación. De éstos la fuerza de reacción calculada de 25.26 N para la rodilla y de 0.3 N para el pie, en el análisis, verifica que la rodilla tendrá un desgaste mayor, por tanto en todos los movimientos que involucren la marcha.

Los valores de fuerza obtenidos representan casos en los cuales se mantiene el equilibrio de ésta en los segmentos de la extremidad inferior. Si los valores son diferentes a los calculados cada segmento pierde la condición de equilibrio y representa casos patológicos. La rodilla con un mayor valor de fuerza de reacción es la que define también mayor variación en el posicionamiento de los segmentos. Los casos patológicos son posibles de representar en estas circunstancias pero también casos que fisiológicamente no pueden presentarse.

6. CONCLUSIONES

Las fuerzas de los actuadores representan la potencia ejercida por los músculos para cada fase de marcha. Se pudo comprobar que se requiere determinada fuerza en músculos y tendones de valor preciso para que los movimientos estén acordes con los reales. Si algún valor se altera se puede observar una patología presente, ya que situaron los valores obtenidos y la simulación mostraba equilibrio. Sin embargo, al realizar alguna variación de los datos la situación de equilibrio desaparecía.

A partir del análisis estático se puede determinar la fuerza máxima que soportaría el ligamento rotuliano sin esforzarlo en determinada posición, previniendo una tendinitis rotuliana, la cual produce inflamación y dolor en el mismo.

Realizar el estudio de las fuerzas que inciden sobre la rodilla en determinado movimiento, requiere tener buenas bases en geometría y física mecánica, pues los análisis demandan de elementos estudiados en estos dos campos.

Se observa que en posición de inclinación la fuerza realizada por el tendón rotuliano es superior a la

masa de la pierna e incluso de la masa del individuo. Esta acción se realiza al subir escalones, luego se debe tener precaución al realizarla para no sufrir lesiones.

Esta primera aproximación al estudio del comportamiento de la rodilla ha sido de gran valor, pues es la base para estudios posteriores considerando diferentes posiciones de la rodilla ya sea en el ciclo

de marcha o en rutinas de rehabilitación.

Para futuros trabajos de modelado de cada fase de la marcha, es necesario considerar el periodo de tiempo en el cual se llevan a cabo los movimientos de los segmentos ya que las sub-fases del ciclo se ven modificadas en casos de marcha normal y patológica o cuando se consideran velocidades de caminata rápida, lenta, etc.

REFERENCIAS

- [1]. Whittle, M. *Gait. Analysis and Introduction*. Edición 4. Elsevier, USA, 2007.
- [2]. Nordin, M., *Biomecánica Básica del Sistema Músculo Esquelético*. McGraw-Hill Interamericana. España. 2004.
- [3]. Góngora L. Rosales C, González I., Pujals N. *Articulación de la Rodilla y su Mecánica Articular*. MEDISAN. Vol. 7(2), pp 100-109, 2003.
- [4]. K. Webster, J. A. Feller. “Alterations in joint kinematics during walking following hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction surgery”. *Clinical Biomechanics*. Vol.26, pp 175–180, 2011.
- [5]. Sanjuan C, Jiménez H, Gil M, Sánchez R, Fenollosa G., *Biomecánica de rodilla*. En: *Revista Patología del aparato Locomotor*. Vol.03-Art7, 2005.
- [6]. [6] M. Machado, P. Flores, J.C. Pimenta, J. Ambrósio, M. Silva, A. Completo, H. Lankarani. Development of a planar multibody model of the human knee joint. *Nonlinear Dyn*. Vol 60, pp 459–478, 2010.
- [7]. Vaughan C., Davis, B., Connor, J. “Dynamics of Human gait”. Kiboho Publishers, Cape Town, South Africa. 2nd Edition. 1999.
- [8]. Herman, I. “Physics of the Human Body”. Springer. 2007.
- [9]. Kirienko. A. Villa. J.H. Calhoun. Ilizarov Technique for Complex Foot and Ankle Deformities. Marcel Dekker. USA. 2004.
- [10]. Huston R. *Principles of Biomechanics*. CRC Press. Taylor & Francis Group. 2009.
- [11]. Rodrigo C. Miralles Marrero. *Biomecánica Clínica del Aparato Locomotor*. Ediciones Palindromo. España. 1999.
- [12]. F. C. Anderson and M. G. Pandy, “Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent,” *Journal of Biomechanics*, vol. 34, pp. 153-161, 2001
- [13]. J. C. O. Connor, *DYNAMICS OF HUMAN GAIT*, 2nd ed. Cape Town, South Africa: Kiboho Publisher, p. 153, 1992.
- [14]. C. Manual, “The Physics of the Human Body,” *Imaging*, pp. 1-72, 2002.
- [15]. Z. Matjacić, “Gait analysis and synthesis: Biomechanics, orthotics, prosthetics” *Technology and health care : official journal of the European Society for Engineering and Medicine*, vol. 17, no. 5-6, pp. 445-61, 2009.
- [16]. S. E. Rodrigo, G. D. T. Médica, and F. D. Ingeniería, “Modelación y Simulación del Sistema Locomotor Humano,” pp. 3-6, 2006..
- [17]. A.M.S. Muniz, J. Nadal. Application of principal component analysis in vertical ground reaction force to discriminate normal and abnormal gait. *Gait & Posture*. Vol 29 pp. 31–35, 2009.
- [18]. J. A. Reinbolt, A Seth, S. L. Delp. “Simulation of human movement: applications using OpenSim”. *Procedia IUTAM 2* pp. 186–198, 2011.