

Análisis y diseño de un movilizador activo para rodilla y tobillo

Analysis and design of an active mobilizer for knee and ankle

LECONA-LICONA, Irving Mauricio*†, SALAS-CUEVAS, Armando y CANO-MUÑOZ, Jassiel

Universidad Tecnológica de Xicotepec de Juárez, Departamento de Mecatrónica, Área Automatización Av. Universidad Tecnológica No. 1000 Tierra Negra, 73080 Xicotepec de Juárez, Puebla, México, Autor de correspondencia:

ID 1^{er} Autor: *Irving Mauricio, Lecona-Licona* / ORC ID: 0000-0003-0536-2388

ID 1^{er} Coautor: *Armando, Salas-Cuevas* / ORC ID: 0000-0002-5108-4772

ID 2^{do} Coautor: *Jassiel, Cano-Muñoz* / ORC ID: 0000-0002-5427-3472

DOI: 10.35429/JP.2019.7.3.24.27

Recibido 19 de Enero, 2019; Aceptado 29 Marzo, 2019

Resumen

Objetivos: Análisis y Diseño de un movilizador activo para rodilla y tobillo automatizado y controlado por una rutina programada. Metodología: Se analiza cuantos eslabones y articulaciones existen en el mecanismo, los grados de libertad se determinan con criterios de Gruebler. Para las restricciones de frontera podemos determinar la parte superior del fémur como un eslabón empotrado. Además de realizar el análisis mediante el modelo geométrico inverso. Si lo analizamos como mecanismo de dos barras y eslabones los ángulos se determinarían por el criterio de Denavit-Hartenberg. (mecanismos de más de una barra en la cual parte del análisis de ángulos y dimensiones). Contribución: Optimizar un sistema de control aplicado a un controlador, ese controlador nos proporcionara movimientos lentos y precisos, de esa forma podremos sintonizarlos de forma eficaz para poder obtener movimientos eficientes y poder evaluar sus movimientos.

Análisis, Diseño, Movilizador activo, Sistema de control

Abstract

Objectives: Analysis and Design of an active mobilizer for knee and ankle automated and controlled by a programmed routine. Methodology: It is analyzed how many links and joints exist in the mechanism, the degrees of freedom are determined with Gruebler criteria. For border restrictions we can determine the upper part of the femur as a recessed link. In addition to performing the analysis using the inverse geometric model. If we analyze it as a mechanism of two bars and links, the angles would be determined by the Denavit-Hartenberg criteria. (mechanisms of more than one bar in which part of the analysis of angles and dimensions). Contribution: Optimize a control system applied to a controller, that controller will provide us with slow and precise movements, that way we can tune them effectively in order to obtain efficient movements and be able to evaluate their movements.

Analysis, Design, Active mobilizer, Control system

Citación: LECONA-LICONA, Irving Mauricio, SALAS-CUEVAS, Armando y CANO-MUÑOZ, Jassiel. Análisis y diseño de un movilizador activo para rodilla y tobillo. Revista de Fisioterapia y Tecnología Médica. 2019. 3-7: 24-27

* Correspondencia del Autor (irving.lecona@utxicotepec.edu.mx)

† Investigador contribuyendo como primer autor.

Introducción

Los estudios de evolución y tendencia de los movilizadores de rodilla o tobillos demuestran que, aunque el problema se encuentra plenamente identificado, las soluciones propuestas no han mejorado los resultados en cuanto a tiempo y costos, ya que las cirugías de revisión han crecido a un ritmo mayor [1]. Además, el estilo de vida sedentario, propiciado por las ocupaciones laborales actuales, junto a regímenes de alimentación que llevan al sobrepeso, han aumentado la incidencia de tiempo para rehabilitarse [2].

Por otro lado, a pesar de que muchos centros ofertan tratamientos de rehabilitación de rodilla o tobillo, existe poca certidumbre del desempeño de éstos [3]. Las estadísticas demuestran que existe una tendencia mundial de aumento de casos después de un accidente en personas más jóvenes o de cirugías en personas adultas, quienes realizan movimientos amplios y mecánicamente más exigentes que aquellos de ancianos [4,31].

De éstos, alrededor del 4.5% de las mujeres y 2.1% de los hombres, presentan síntomas que los convierten en candidatos a tener poca movilidad de rodilla [5,6], adicionalmente a aquellas personas con afecciones en otras articulaciones; incluso se tienen estudios que demuestran que los países desarrollados gastan alrededor del 1.2% del producto interno bruto en enfermedades relacionadas con los temas de rodilla o tobillo [7,31], sin embargo, es más rentable que tener a un sector importante de la población económicamente inactivo y de baja calidad de vida [8 – 11], como puede observarse en la Figura 1.

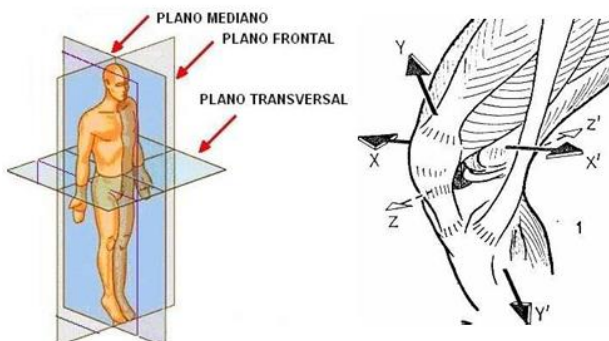


Figura 1 Planos anatómicos del cuerpo humano y ejes de movimientos de la rodilla, este último en vista interna en semiflexión [12]

Las primeras intervenciones trataron con articulaciones anquilosadas, es decir, con aquellas que habían perdido o disminuido la amplitud de movimiento a causa de crecimiento anormal de los tejidos circundantes. Los reemplazos articulares para tratar la artrosis no se desarrollaron formalmente hasta el primer tercio del siglo XX [13, 14], cuando los cambios de dieta y el sedentarismo, provocaron altos índices de obesidad, enfermedad que está asociada a la aparición de artritis y artrosis en la articulación de la rodilla [15 – 18].

Los primeros diseños funcionales de auxiliares de movimiento se le atribuyen al médico inglés Charnley, quien desarrolló reemplazos para cadera en el último tercio del siglo XX [19]. La rodilla es una de las articulaciones del cuerpo humano con mayor demanda mecánica, ya que soporta la mayor parte del peso corporal y su cinemática contiene movimientos combinados de rotación – traslación en los dos planos anatómicos verticales, por lo que el diseño del rehabilitador se debe hacer sobre la consideración de estos dos factores principalmente [31].

Aunque en los primeros estudios sobre causas de falla del diseño, no se relacionó el desgaste de los componentes con el aflojamiento del movimiento. Los primeros se fabricaron en aleación de cromo – cobalto – molibdeno (vitalium), mientras que otro se fabrica de polietileno de ultra alto peso molecular (PEUAPM)[31]. Los problemas que se presentan en este diseño son: alta concentración de esfuerzos de un punto, alto coeficiente de fricción y bajo coeficiente de amortiguamiento, los cuales son las principales causas del desgaste en sus eslabones; además, los esfuerzos de blindaje, el cual promueve el desgaste de los elementos por falta de estímulo mecánico.

El tema que más atención capta, de los problemas mencionados, es la solución a los esfuerzos de contacto, en el cual se ha trabajado particularmente en la optimización de la geometría y la modificación del área de contacto [20]. Algunas propiedades que pueden mejorarse sensiblemente en los diseños son: resistencia mecánica, rigidez, resistencia a la corrosión, resistencia al desgaste, peso, aislamiento térmico y acústico, amortiguamiento, entre otras.

En este trabajo se aplicaron las teorías para la determinación del diseño efectivo del rehabilitador para resolver los problemas que llevan a la falla de un accidente o cirugía, a través del diseño de la arquitectura movilizador de rodilla y tobillo. El objetivo general es el desarrollo de un diseño de rehabilitador con alto coeficiente de amortiguamiento y bajo coeficiente de fricción para optimización de movimientos [31].

Se describe la evolución tecnológica de los rehabilitadores de rodilla y tobillo desde los primeros diseños hasta los modelos que actualmente se usan. Se destaca la importancia de la geometría y la cinemática de la articulación sobre el éxito del diseño, el uso de diferentes materiales y las principales causas de falla a lo largo de su desarrollo [31]. De igual manera se describe el diagnóstico de los modelos actuales, los cuales se evalúan numérica y experimentalmente para predecir su desempeño.

Biomecánica de la Articulación de la Rodilla

Ciclo de Marcha

La marcha es la forma de locomoción que se logra por medio de la sincronización de todas las extremidades y la actividad más común de marcha es caminar. Las características de la marcha se encuentran influenciadas por la forma, posición y función de las estructuras neuromusculares y musculo esqueléticas, así como por las restricciones ligamentosas y capsulares de las articulaciones. La determinación de movimientos precisos de la rodilla a través del ciclo de marcha es el objetivo principal de muchos investigadores [31].

La Fortune [21] reportó los movimientos de la rodilla durante un ciclo completo de marcha. El ciclo de marcha se define como el periodo desde el contacto del talón de un pie con el suelo hasta el siguiente contacto del talón del mismo pie. Este ciclo se puede dividir en dos partes: fase de apoyo y fase de balanceo. En promedio, el ciclo de marcha tiene un periodo de 1 segundo; la fase de apoyo consume el 60% del tiempo y el resto, la fase de balanceo [31]. La fase de apoyo puede a su vez dividirse en apoyo inicial doble, seguida de un periodo de apoyo en un solo pie y entonces un periodo final de postura doble (Figura 2) [22].

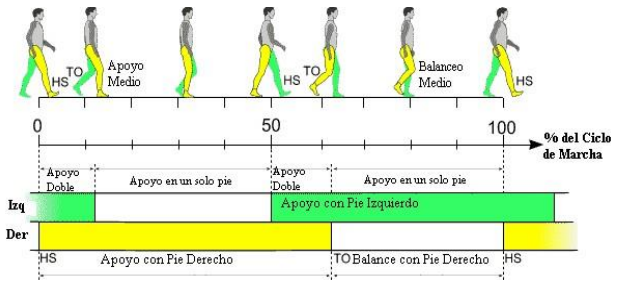


Figura 2 Un ciclo de marcha: HS (heel strike) – contacto del talón con el piso, TO (toe off) – El pie se separa del piso [22]

En la figura 2 se nota que existe un apoyo en ambos pies durante cerca del 25% del ciclo de marcha, el resto ocurre con el apoyo en un solo pie. En la articulación de la rodilla se forman dos picos de flexión: uno de 16° durante la fase de apoyo y otro de alrededor de 60° , los cuales permiten que el pie supere las irregularidades del terreno (Figura 3). La flexión en la fase de balanceo se continúa por una extensión que termina justo antes de que el talón toque el suelo [31].

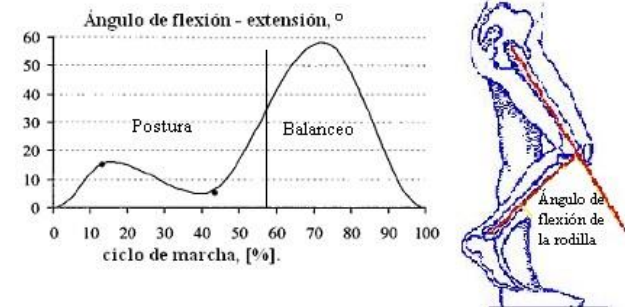


Figura 3 Flexión de la rodilla durante el ciclo de marcha. [23]

El ángulo de flexión en la fase de apoyo puede incrementarse con la velocidad de marcha, pero nunca alcanza valores mayores a la flexión en la fase de balanceo (60°); por su parte, la flexión en fase de balanceo puede variar de acuerdo con la actividad: puede ser mayor en terrenos irregulares o al caminar por escaleras, y puede disminuir en aquellas personas con rigidez en las articulaciones de la cadera o tobillo [31].

Cinemática y Cargas en la Articulación

La articulación de la rodilla no es una articulación de bisagra pura, sino que se mueve con un conjunto complejo de translaciones y rotaciones. Se trata de una articulación bicondilar modificada con 6 grados de libertad movimiento durante actividades dinámicas.

Estos 6 grados de movimiento consisten de 3 rotaciones (flexión – extensión, rotación interna – externa, adducción – abducción), y 3 traslaciones (anterior-posterior, medial – lateral y compresión – distensión, como se muestra en la Figura 4.

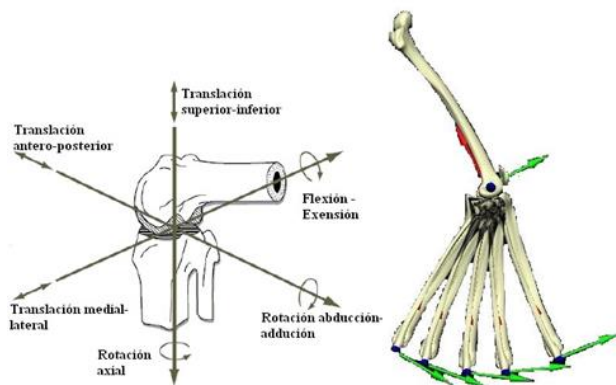


Figura 4 Movimientos de la rodilla [modificada de 26] y movimiento de la tibia sobre los cóndilos del fémur en un movimiento de traslación – rotación combinados

El conocimiento de los movimientos y la forma en que interactúan las superficies de los componentes femoral y tibial del rehabilitador de rodilla es de fundamental importancia para un correcto análisis de los factores que causan los problemas de falla del implante. Una de las fuentes que se usan con mayor frecuencia para investigaciones relacionadas con la cinemática y cargas en la articulación de la rodilla es la norma ISO 14243.

Ésta especifica el movimiento angular entre los componentes articulares, los patrones de la fuerza aplicada, velocidad y duración de la prueba, configuración y ambiente de la muestra para aplicarse en pruebas de desgaste de las prótesis totales de rodilla [25]. Las curvas de desplazamiento y cargas en la articulación se muestran en la figura 5. En ésta se pueden observar los 4 parámetros fundamentales para simuladores de desgaste, en función del porcentaje del ciclo de marcha, a partir de la posición completamente erguida con ambos pies tocando el suelo [24].

En la figura 5, en el inciso (a) de la figura 5, se muestra la gráfica de ángulo de flexión para el ciclo de marcha, en el que se puede observar que se alcanzan dos picos de flexión en 12 y 70%, con 15° y 70° respectivamente. En las gráficas de los incisos (b), (c), y (d), se muestran las curvas de carga sobre la articulación de la rodilla [31].

En se pueden observar puntos resaltados, los cuales indican el momento en que ocurren los dos picos de máxima carga axial, la cual se combina con las cargas en la dirección del movimiento (b) y con el torque interno externo.

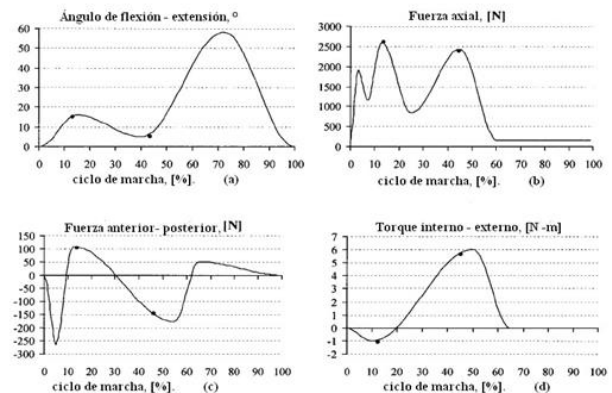


Figura 5 Variación de: (a) ángulo de flexión –extensión; (b) fuerza axial; (c) fuerza anterior –posterior y (d) torsión interna –externa, en función del porcentaje del ciclo de marcha [Modificado de 24]

Los puntos resaltados en las 4 gráficas de la figura 5 están en 12 y 42% del ciclo de marcha, y señalan los puntos críticos de carga axial, la cual alcanza los valores más altos de las tres cargas consideradas, alrededor de 2500 N para una persona promedio. La carga axial en la articulación genera la compresión de los componentes; la fuerza anterior – posterior genera el deslizamiento y el torque interno externo es responsable del movimiento rotación interna – externa de la rodilla.

Modelo Conceptual

Se analiza cuantos eslabones y articulaciones existen en el mecanismo del movilizador. Los grados de libertad se determinan con criterios de Gruebler [27], como se plantea en la Ecu. (1).