

DESARROLLO DE UN MECANISMO PARA SIMULAR EL MOVIMIENTO DEL PIE Y PROBAR PRÓTESIS DE ARTICULACIÓN DE RODILLA

Adrián López Cervantes¹, Raúl Lesso Arroyo², Jaime Gallardo Alvarado³, Daniel Aguilera Camacho⁴
^{1,2,3,4}Instituto Tecnológico de Celaya, Departamento de Ingeniería Mecánica,
Av. Tecnológico Esq. A. García Cubas S/N, AP 57, CP 38010, Tel. 461 6117575 Ext.206, Fax. 461-6117979, Celaya,
Guanajuato, México.
adrian_linces@hotmail.com¹, rlesso@itc.mx², jgallardo@itc.mx³, xdaniel_07@hotmail.com⁴

RESUMEN

La rodilla humana es una de las articulaciones más importantes del cuerpo humano, ésta permite regular la distancia del cuerpo con respecto al suelo y soportar el peso del cuerpo, además permite, a través de su movimiento de flexión realizar, el desplazamiento del cuerpo para las diferentes actividades de la vida diaria. Esta articulación es una de las partes más difíciles para simular mecánicamente debido a la complejidad de su movimiento y cargas. En el presente trabajo se desarrolló un mecanismo analizadó cinemáticamente y estructuralmente mediante un paquete comercial de simulación y construido usando un marco de carga hecho con un perfil comercial. El mecanismo tiene 3 grados de libertad y esta diseñado para soportar un peso de 70 Kg. y cuyo movimiento permitirá analizar posteriormente el desgaste en prótesis de articulación de rodilla. Los resultados de desplazamiento y esfuerzos máximos obtenidos fueron verificados mediante celdas de carga y medidores de deformación.

ABSTRACT

The knee joint is one of the most important joints in the human body, this joint regulates the distance between the body and the ground and supports the body's weight and through its movement of flexion allows the body to slim for different activities as walk and climb stairs. This joint is difficult to simulate mechanically due to its movement and loads. In this paper is presented the design and construction of a machine mechanism cinematically and structurally analyzed using a commercial built using a commercial profile to make its frame. The mechanism has three degrees of freedom and is designed to support 70 Kg. and its movement allows analyze later the wear of knee joint prosthesis. The results of displacement and maximum stress were verified through load cells and strain gages.

NOMENCLATURA

- § Tornillo infinitesimal
 - \hat{s} Vector unitario representativo de la junta
 - \mathcal{F} Vector respecto al sistema global
 - \mathcal{F}_o Producto cruz de \hat{s} y \mathcal{F} .
- MPa Mega pascales

INTRODUCCIÓN

En los últimos años, la biomecánica en México ha tomado vital importancia debido a los múltiples casos clínicos relacionados con el cambio de prótesis de rodilla, cadera y muñeca. Debido a esto las diferentes instituciones ya sea de investigación o de educación se han dado a la tarea de desarrollar trabajos para entender mejor como funcionan las diferentes articulaciones del cuerpo humano y proponer soluciones para mejorar la calidad de los implantes y por lo tanto mejorar la calidad de vida de las miles de personas que anualmente requieren y requerirán cambio de alguna de las articulaciones del cuerpo.

La articulación de la rodilla es una de las partes del cuerpo humano que presenta mayor desgaste con el paso del tiempo debido a las diferentes actividades de la vida diaria. Al momento de reemplazar la rodilla por una prótesis, esta también presentara un desgaste considerable y tendrá una vida útil de unos cuantos años. Dentro del departamento de Ingeniería Mecánica del Instituto recientemente se han hecho investigaciones en el área de la biomecánica para el estudio de la articulación de la rodilla, se han obtenido resultados teóricos basados en simulación por computadora y en el presente trabajo se desarrolló un mecanismo para simular el movimiento del pie y posteriormente desgastar una prótesis y obtener los modos de desgaste con un diseño propio.

DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.

Debido al gran número de personas que sufren y sufrirán problemas de desgaste de cartilago en las articulaciones de rodilla, es importante contar con un dispositivo para probar prótesis de articulación de rodilla para poder estimar la vida de las prótesis de tipo comercial y además validar los diseños que se están desarrollando en el Instituto en el área de biomecánica. Por lo tanto, este trabajo consistió en desarrollar un mecanismo para simular el movimiento del pie que además de soportar un peso, será capaz de transmitir un movimiento para desgastar prótesis de articulación de rodilla. Además, el mecanismo tendrá que ser montado en un marco de carga que sea fácil de construir mediante materiales que se puedan encontrar en el mercado nacional, estético, funcional y que soporte la fuerzas que se presenta en la articulación de la rodilla de una persona adulta de aproximadamente 70 Kg.

FUNDAMENTOS TEÓRICOS.

Concepto de la biomecánica.

La biomecánica es un conjunto de conocimientos derivados de la física que tienen como objetivo estudiar los efectos de las fuerzas mecánicas sobre los sistemas orgánicos de los seres vivos y sus estructuras, para predecir cambios por alteraciones y proponer métodos de intervención artificial que mejoren el desempeño.

Prótesis de articulación de rodilla.

La sustitución protésica de las articulaciones ha sido uno de los mayores avances logrados por la cirugía ortopédica en este siglo. El esfuerzo conjunto de ingenieros y cirujanos ortopédas ha posibilitado el desarrollo de los materiales y las técnicas para que ello sea posible. La sustitución protésica consiste en sustituir una articulación lesionada o artrósica por una articulación artificial denominada prótesis vista en la figura 1.

Componentes de las prótesis de articulación de rodilla.

Los componentes de una prótesis de articulación de rodilla [1] como se ve en la figura 1a son tres: el componente femoral, el componente meniscal que sustituye al cartilago y la componente tibial.



Fig. 1 Componentes de la prótesis de articulación de rodilla y tipos de prótesis.

Principales tipos de prótesis de articulación de rodilla.

Los tres tipos de prótesis de rodilla mas comerciales son: prótesis con inserto de polietileno fijo, es aquella en la que no hay rotación del componente femoral con respecto al componente tibial, prótesis de rodilla con inserto de polietileno móvil, similar en forma a la anterior pero sin la restricción de la rotación de los componentes lo cual permite mayor movilidad de la rodilla y prótesis unicompartmentales de rodilla, es un inserto de un solo condilo. Los tres tipos se muestran en la figura 1b.

Ciclo de la marcha.

La locomoción humana normal [2] se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad. El ciclo de la marcha como se ve en la figura 2, comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie.

Inmediatamente antes de que el talón contacte con el suelo, la articulación de la rodilla está en extensión completa. Simultáneamente con el contacto del talón, la articulación empieza a flexionar y continúa flexionando hasta que la planta del pie está plana en el suelo.

Inmediatamente después de haber alcanzado la posición plana del pie, la rodilla está aproximadamente a 20 grados de flexión y empieza a moverse en dirección de extensión como se ve en la figura 2. En el apoyo medio, la articulación de la rodilla está en unos 10 grados de flexión, moviéndose hacia la extensión. Inmediatamente antes de que el talón pierda contacto con el suelo, la rodilla tiene 4 grados de extensión.

Entre el despegue del talón y el de los dedos, la articulación de la rodilla se mueve de casi una completa extensión a unos 40 grados de flexión. Entre el despegue del pie y la parte media del balanceo, la rodilla se flexiona de una posición inicial aproximada de 40 grados a un ángulo de máxima flexión, de aproximadamente 65 grados.

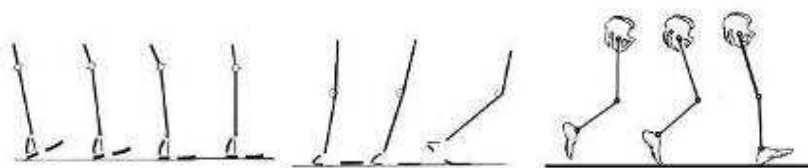


Figura 2. Ciclo de la marcha.

Principales movimientos del pie.

La rodilla humana está constituida normalmente con un cierto grado de valgismo. Ello significa que estando extendido el miembro inferior, los ejes del fémur y de la tibia no se continúan en línea recta, sino que forman un ángulo obtuso abierto hacia afuera (ángulo femorotibial). Este ángulo de divergencia de los 2 huesos que constituyen la articulación mide, como término medio, de 170 a 175° como se indica en la figura 3.

La articulación de la rodilla realiza fundamentalmente movimientos en 2 planos perpendiculares entre sí: flexoextensión en el plano sagital (eje frontal) y rotación interna y externa en el plano frontal (eje vertical). A partir de la posición 0° (posición de reposo: cuando el muslo y la pierna se prolongan entre sí en línea recta, formando un ángulo de 180°), la flexión de la pierna alcanza por término medio 140° como en la figura 4; pero el límite máximo de la amplitud de ese movimiento no es este, pues tomando el pie con una mano puede ampliarse.

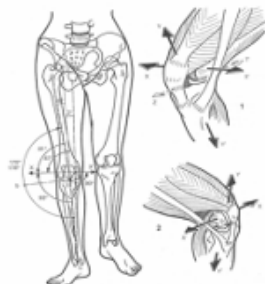


Figura 3. Angulo valgum y varum,

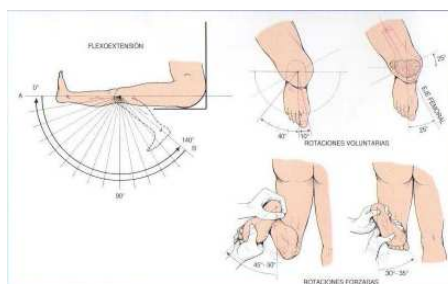


Fig. 4. Movimiento de flexión-extensión

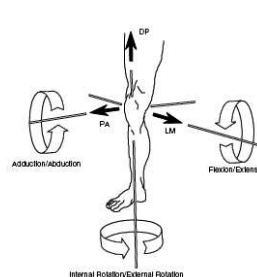


Figura 5. Movimiento y ángulos

Otro tipo de movimientos son los de abducción y adducción, figura 5, más conocido en semiología con el nombre de movimiento de inclinación lateral corresponden realmente más a un juego mecánico de conjunto, que a una función que posea una utilidad definida. En la posición de extensión, y fuera de todo proceso patológico, son prácticamente inexistentes. Su amplitud es del orden de 2 a 3° y obedecen a uno de los caracteres del cartilago articular, que es el de ser compresible y elástico.

Fundamentos de Algebra de tornillos.

Para el análisis teórico del mecanismo de simulación, se hará uso de la herramienta matemática de Algebra de Tornillos. Hay que decir que no existe mucha información acerca del tema por lo cual una referencia obligada es la tesis del Doctor Jaime Gallardo Alvarado [3] "Análisis cinemáticos de orden superior de cadenas espaciales mediante el algebra de tornillos y sus aplicaciones". De esta referencia, se estudiaron los capítulos 2,3,4 y 5 los cuales contienen los principios del algebra de tornillos y la representación de los estados de velocidad y aceleración de cadenas cinemáticas, lo cual ayudó a estudiar el mecanismo seleccionado.

Un tornillo, $\$$, es un vector de seis dimensiones dado por una componente primaria, $P(\$) = \hat{s}$, y una componente dual, $D(\$) = \bar{s}_0$, y se representa en coordenadas de Plücker, Duffy (1996), como

$$\$ = \begin{bmatrix} \hat{s} \\ \bar{s}_0 \end{bmatrix} \quad (1)$$

El vector unitario o normalizado \hat{s} representa un vector a lo largo del eje del tornillo, mientras que el vector \bar{s}_0 es el momento producido por \hat{s} en relación a un punto O fijo al sistema de referencia. El momento \bar{s}_0 se determina como

$$\bar{s}_0 = p\hat{s} + \hat{s} \times \bar{r}_{O/O'} \quad (2)$$

donde, $\bar{r}_{O/O'}$ es un vector que inicia en un punto O del eje instantáneo del tornillo y termina en el punto de interés O', mientras que p es el paso del tornillo. Por su parte, \times , denota al producto cruz usual del álgebra vectorial de tres dimensiones.

Cualquier par cinemático inferior puede representarse por un tornillo o conjunto de tornillos. Si el tornillo representa a un par de revoluta, entonces el paso p es igual a cero y el tornillo viene dado por

$$\$ = \begin{bmatrix} \hat{s} \\ \hat{s} \times \bar{r}_{O/O'} \end{bmatrix} \quad (3)$$

El estado de velocidad \vec{V} de un cuerpo rígido representa el giro sobre un tornillo (Ball, 1900), y se determina como

$$\vec{V} = \omega \$ = \begin{bmatrix} \bar{\omega} \\ \vec{v}_O \end{bmatrix} \quad (4)$$

donde $\bar{\omega}$ es la velocidad angular del cuerpo rígido mientras que \vec{v}_O es la velocidad del punto O, fijo al cuerpo rígido en movimiento bajo estudio, y que en el instante de tiempo considerado coincide con un punto fijo al sistema de referencia. En un manipulador serie, el estado de velocidad del órgano terminal cuerpo m, con respecto al eslabón fijo cuerpo O, puede expresarse, según Sugimoto y Duffy (1982), en términos de los tornillos infinitesimales, asociados a los pares cinemáticos del manipulador como la siguiente combinación lineal,

$${}^0\vec{V}^m = \sum_{i=0}^{m-1} {}_i\omega_{i+1} {}^i\$^{i+1} \quad (5)$$

donde ${}_i\omega_{i+1}$ representa los cambios instantáneos de velocidad entre los cuerpos indicados.

La expresión (5) es un elemento esencial en el análisis de velocidad de manipuladores serie y puede extenderse sin esfuerzo considerable al análisis de velocidad de cadenas cinemáticas cerradas y manipuladores paralelos, (Rico et al., 1999).

Metodología del diseño.

Diseñar requiere principalmente consideraciones funcionales y estéticas. Esto necesita de numerosas fases de investigación, análisis, modelado, ajustes y adaptaciones previas a la producción definitiva del objeto. Las etapas comunes en todas las metodologías de diseño son:

Identificación del problema, ideas preliminares, perfeccionamiento, análisis asistido por computadora, análisis estructural y dinámico (rígido y flexible), decisión y realización.

DESARROLLO DE LA METODOLOGIA DEL DISEÑO.

Análisis del problema.

Requerimientos del diseño:

- Mecanismo para simular el movimiento del pie.
- Simulación de los principales movimientos de la marcha.
- Simulador que resista un peso de hasta 70 Kg.
- Fácil funcionamiento.
- Facilidad al momento de manipular la prótesis.
- Estético.
- Estable.
- Uso de corriente eléctrica para mover el mecanismo.

Rango de movimientos y fuerza.

Datos promedio de una persona de edad avanzada:

- Longitud del fémur (distancia entre la cadera y la rodilla) = 464 mm.
- Longitud de la tibia (distancia entre el tobillo y la rodilla) = 387 mm.
- Desplazamiento del tobillo respecto a la cadera en el plano sagital = 280mm. Posterior y 260 mm. Anterior.
- Movimiento de aducción y abducción = $\pm 11^\circ$.
- Rotación de la tibia respecto al fémur = $\pm 13^\circ$.

A continuación como se muestra en la figura 6, se presenta la representación total de la marcha en función del ángulo de flexión [4]. La figura 7 muestra el ciclo de la marcha en función del número de veces que se presenta el peso del cuerpo en la articulación de la rodilla.

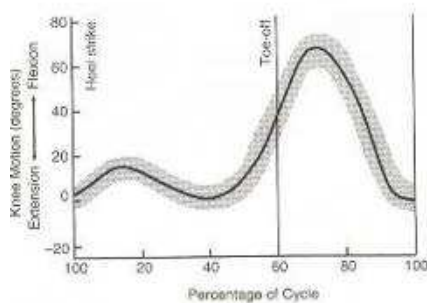


Figura 6. Movimiento al momento de caminar.

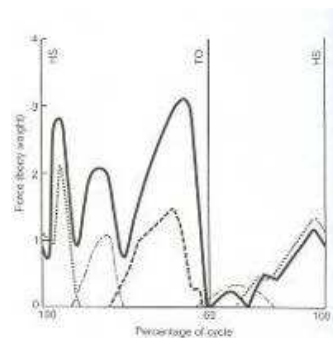


Figura 7. Fuerza presente en la rodilla.

Generación de ideas.

Los diseños o ideas que aparecen en la figura 8 se usaron para seleccionar como sería el tipo de mecanismo que dará movimiento al dispositivo completo para probar las prótesis. El dispositivo [5] que se muestra en la figura 8.1 cuenta con cuatro grados de libertad y es compacto pero el movimiento de traslación es muy pequeño. El diseño de la figura 8.2 es compacto pero muy inestable.

La figura 8.3 muestra un dispositivo que es adecuado para transmitir cargas, pero no tiene los movimientos suficientes. El diseño de la figura 8.4 es compacto pero no tiene los grados de libertad necesarios para simular la rodilla.

En la figura 8.5 se ve un diseño esta pensado solo para simular un salto [6]. Además es solo simulado en el plano. El diseño en la figura 8.6 consta de cuatro grados de libertad que simula los rangos de movimiento de la extremidad humana [7]. Por último en la figura 8.7 se muestra un diseño compacto con los rangos de movimiento deseados [8].

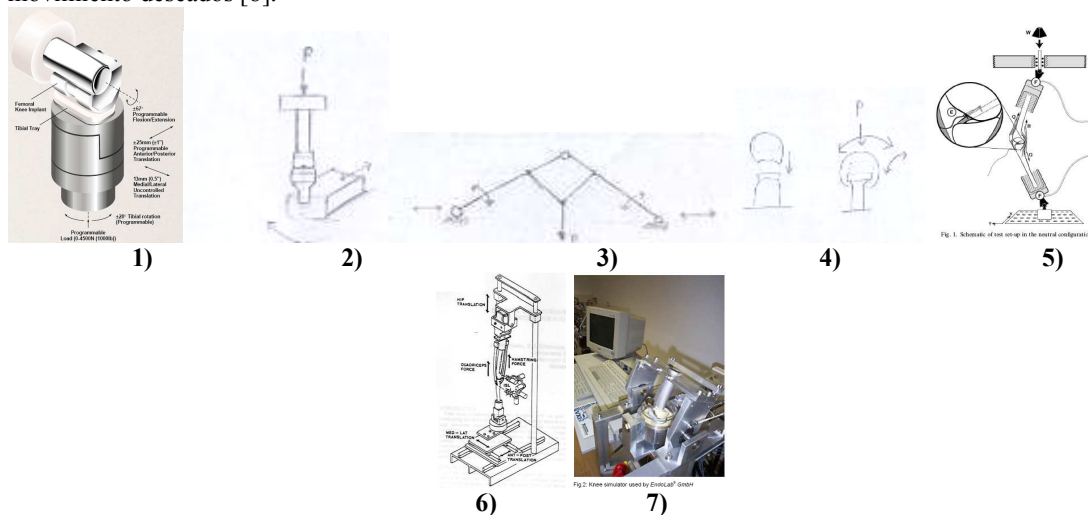


Figura 8. Alternativas de selección.

Alternativa seleccionada.

La matriz de decisión es un medio para ordenar, de forma comparativa, las distintas ideas o alternativas de un diseño y someterlas a una calificación asignada por el diseñador en función de varios parámetros de medición para al final seleccionar las ideas de mayor puntaje.

Las siete alternativas que se tienen serán evaluadas mediante una matriz de decisión, la cual tendrá los siguientes parámetros: precio estimado (en base al tamaño y a la cantidad de material necesario), fabricación (factible), tiempo en construir, materiales (disponibilidad), tamaño, grados de libertad (movimientos), funcionalidad (movimientos deseados, entradas de datos que correspondan a los movimientos, simulación del movimiento de la pierna) y estabilidad.

A cada parámetro se le dará una puntuación para cada alternativa y se seleccionaran las mejores, siendo la puntuación del 1 al 5, siendo el 5 la puntuación mejor y el 1 la puntuación peor. Además el parámetro que tendrá mayor peso en la decisión final será la funcionalidad. La tabla 1 muestra la matriz de decisión de las siete alternativas.

Tabla 1. Matriz de selección de alternativas

Parámetro/ alternativa	Precio	Fabricación	Tiempo	Materiales	Tamaño	Grados de libertad	Funcionalidad	Estabilidad	Puntos
1	3	4	5	3	5	5	3	4	32
2	3	4	5	3	4	3	3	3	28
3	3	4	5	3	3	3	3	3	27
4	3	1	5	3	5	5	3	2	28
5	3	3	5	3	3	3	4	3	27
6	2	4	5	3	3	5	4	5	31
7	3	3	5	3	5	4	3	4	30

Por estabilidad y funcionalidad se seleccionó la alternativa No. 6 indicada en la figura 9.

Modelo de CAD.

La alternativa seleccionada se simplificó solamente a eslabones unidos mediante pares de revolución y pares prismáticos. En este trabajo se analizara la parte que dará movimiento a la plante del pie, la cual permitirá realizar el movimiento de flexión-extensión y en una segunda etapa se analizara la parte de la tibia, prótesis y fémur.

El análisis cinemático del mecanismo que simula el movimiento del pie se realizó con la ayuda de un programa de computadora para simulaciones dinámicas el cual ayudó a simular el movimiento de la rodilla y encontrar los rangos de movimiento deseados en el pie. El mecanismo que se simuló se ensambló en el paquete de diseño de CAD que se muestra en la figura 9:

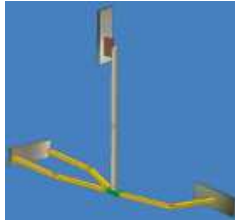


Figura 9. Mecanismo simulador del movimiento de la pierna.

Para el análisis del mecanismo del pie, se dieron las medidas de un pie estándar (del número 7) y medidas arbitrarias a los eslabones hasta encontrar las condiciones que necesita el mecanismo las cuales son:
Desplazamiento del tobillo respecto a la cadera en el plano sagital(x-y): 260 mm. Posterior (x negativo) y 280 mm. Anterior. (x positivo).

Mecanismo que simula la planta del pie.

Al mecanismo que simula el movimiento de la planta del pie, figura 10 se le tienen que dar al menos dos entradas para controlar los movimientos, dichas entradas deben ser desplazamientos angulares de las juntas de revoluta que están a tierra.

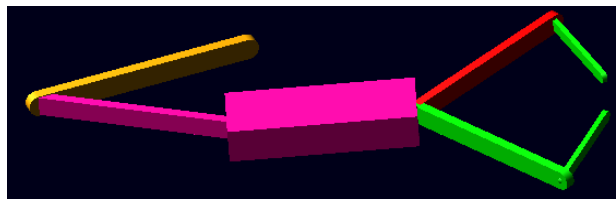


Figura 10. Mecanismo simulado dinámicamente.

Con esta configuración, los movimientos que se tienen son:

Desplazamiento del tobillo respecto a la cadera en el plano sagital = 260 mm que se indica en la figura 11a y un desplazamiento del tobillo respecto a la cadera en el plano sagital = 220 mm. Como se ve en la figura 11b.

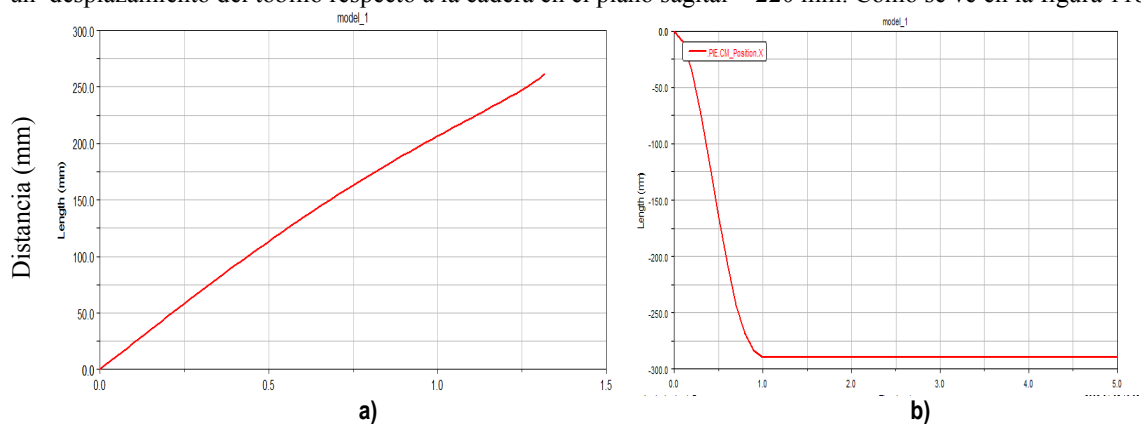


Figura 11. Movimiento anterior y posterior.

Análisis de posición.

Para analizar cinemáticamente el mecanismo del pie, se usó álgebra de tornillos y también un programa para análisis matemáticos. Primero se realizó el análisis de posición del mecanismo, después se realizó el análisis de velocidad haciendo uso de los métodos inverso y directo del álgebra de tornillos.

Mediante un análisis de posición del mecanismo, se tendrá la descripción completa de toda su trayectoria en cualquier instante, para lo cual se hará uso de las herramientas básicas del álgebra lineal como lo es el producto punto, además de trigonometría básica.

Análisis de velocidad (método inverso).

Para el análisis de velocidad del mecanismo por el método inverso se hizo uso de la representación de estados de velocidad por medio de tornillos infinitesimales [3] al mecanismo en cualquier posición como se ve en la figura 12.

Análisis de velocidad (método directo).

Se analizó el mecanismo del pie por medio del método directo, el cual es más rápido debido a que se analizan las tres partes conjuntamente para formar un sistema de ecuaciones de 3x3 cuyas incógnitas para este método son la velocidad angular del pie y las componentes lineales de la velocidad del mismo. Estos tornillos se indican como vectores en la figura 13.

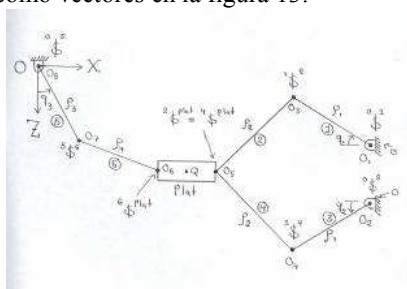


Figura 12. Mecanismo con tornillos infinitesimales.

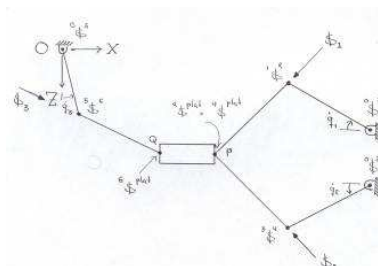


Figura 13. Mecanismo con tornillos recíprocos.

Dimensionamiento y simulación.

Después de haber realizado un análisis de posición y velocidad al mecanismo que representara los movimientos del pie humano, ahora correspondió realizar una simulación con un análisis estructural y dinámico para conocer como es el comportamiento de todas las partes que conforman el mecanismo. Para realizar una simulación se necesita el modelo del mecanismo ensamblado para lo cual se hizo uso de un paquete CAD. Las dimensiones de los eslabones del mecanismo son de 3/8 x 1.5 pulg. y pernos de 1/2 pulg., cuyo ensamble se muestra en la figura 14.

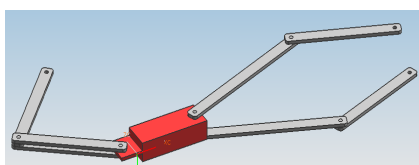
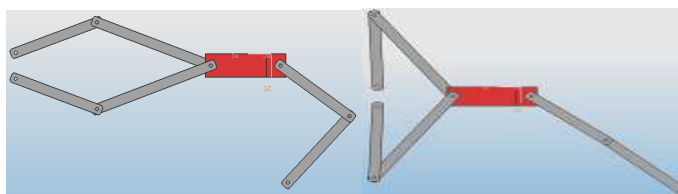


Figura 14. Mecanismo ensamblado.



Posición 1

Posición 2

Figura 15. Posiciones críticas del mecanismo.

Para la simulación se analizarán las posiciones críticas teniendo como resultado la posición más esforzada del mecanismo. Las posiciones a analizar serán posición 1 y posición 2 respectivamente que se indican en la figura 15:

Ahora que se tiene el mecanismo ensamblado se procedió a realizar el análisis estructural en un paquete de simulación comercial. Para realizar la simulación se tiene que seguir un procedimiento el cual consiste en dar al programa:

- Tipo de material: Aluminio para los eslabones, nylamid M para el pie y acero para pernos.
- Tipo de análisis: Estructural estático y dinámico rígido y flexible.
- Comportamiento de los contactos: Sin fricción entre eslabones y Pie con eslabones.
- Soportes: Soporte Fijo en los extremos libres de los eslabones.
- Cargas: Fuerza que representa 3 veces el peso de un cuerpo de 70 Kg.
- Friccionless support en la planta del pie.

Estas condiciones de frontera se muestran en la figura 16 para la posición 1 y la posición 2 y para el análisis dinámico.

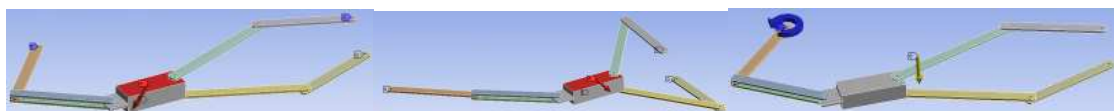


Figura 16. Condiciones de frontera para el análisis estructural y dinámico.

ANÁLISIS DE RESULTADOS DEL ANÁLISIS ESTRUCTURAL.

Análisis estructural [9] se refiere al uso de las ecuaciones de la resistencia de materiales para encontrar los esfuerzos internos que actúan sobre una estructura resistente, como edificaciones o esqueletos resistentes de maquinaria. Los resultados del análisis estructural comprobarán que las dimensiones de los eslabones son suficientes para soportar la carga mas extrema que se podría presentar en el mecanismo para la posición 1 y 2. Primeramente se presentan los resultados para la deflexión del mecanismo en las figuras 17 y 18, los cuales son 0.48683 y 2.2242 mm respectivamente.

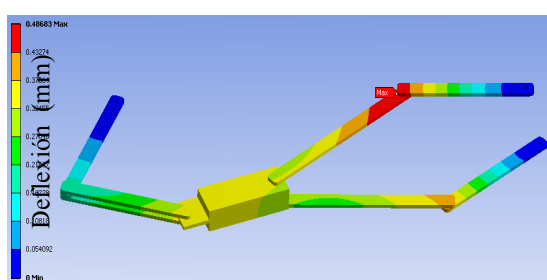


Figura 17. Deflexión elástica de la posición 1.

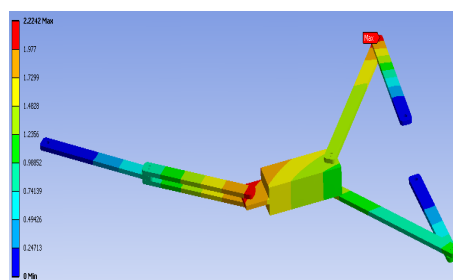


Figura 18. Deformación elástica de la posición 2.

Ahora la figura 19 contiene el máximo esfuerzo presente en el mecanismo el cual es 237.39 MPa y se presenta en uno de los pernos de acero. Los esfuerzos de cedencia del aluminio y del acero son 240 y 360 MPa respectivamente. Por lo tanto las dimensiones que se seleccionaron son adecuadas.

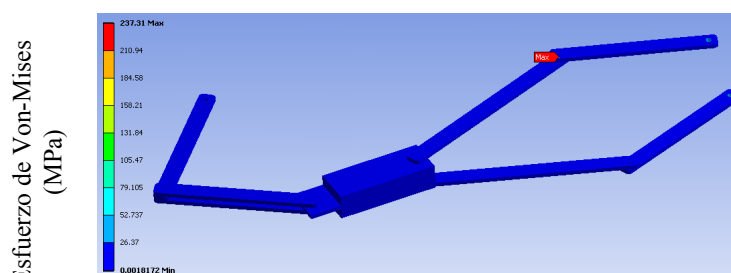


Figura 19. Máximo esfuerzo presente en el mecanismo.

ANÁLISIS DE RESULTADOS DEL ANÁLISIS DINAMICO.

El análisis dinámico [9] comprende el análisis de las fuerzas, desplazamientos, velocidades y aceleraciones que aparecen en una estructura o mecanismo como resultado de los desplazamientos y deformaciones que aparecen en la estructura o mecanismo. Un análisis rígido dinámico considera grandes movimientos de los cuerpos en el modelo. Los desplazamientos y rotaciones son debidos a las articulaciones.

Un análisis flexible dinámico puede también tener cuerpos rígidos pero también se pueden considerar los cuerpos del modelo como flexibles para obtener esfuerzos y deformaciones. Los desplazamientos y rotaciones son debidos a las articulaciones y también a la deformación flexible.

Las condiciones de frontera para el análisis dinámico rígido serán solamente un desplazamiento angular de 90° en el eslabón de la parte izquierda que esta apoyado a tierra y las conexiones en todos los elementos serán juntas de revoluta tomando en cuenta la fuerza de gravedad (figura 16) para considerar el peso del material de los elementos.

Como resultado se obtuvieron las velocidades angulares de los tres eslabones que mueven al mecanismo como se puede ver en las figuras 20 a 22, con valores de 0 a 1.14 rad/seg, 0 a -1.14 rad/seg y de 0 a 0.85 rad/seg respectivamente.

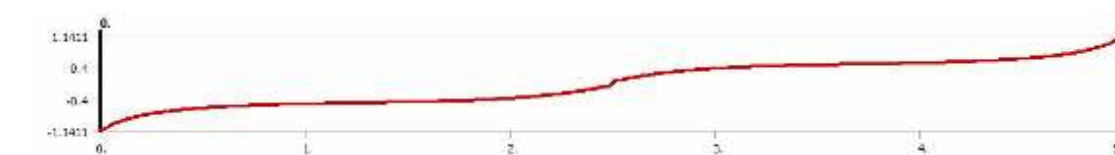


Figura 20 Velocidad angular del eslabón superior del lado derecho.

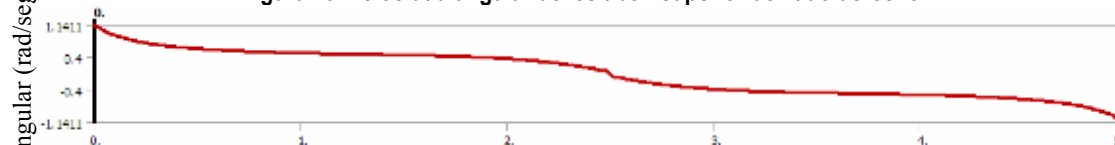


Figura 21. Velocidad angular del eslabón inferior del lado derecho



Figura 22. Velocidad angular del eslabón del lado izquierdo

Los resultados de las velocidades angulares se usaran para controlar los motores que moverán al mecanismo. Las condiciones de frontera para un análisis flexible dinámico se ven en la figura 23, las cuales fueron las tres velocidades angulares anteriores y además la grafica del peso en el ciclo de la marcha la cual alcanza un máximo de 3.1 veces el peso del cuerpo como se ve en la figura 24.

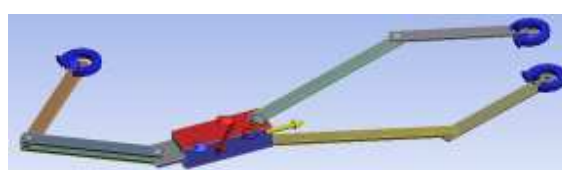


Figura 23. Condiciones de frontera para análisis flexible dinámico

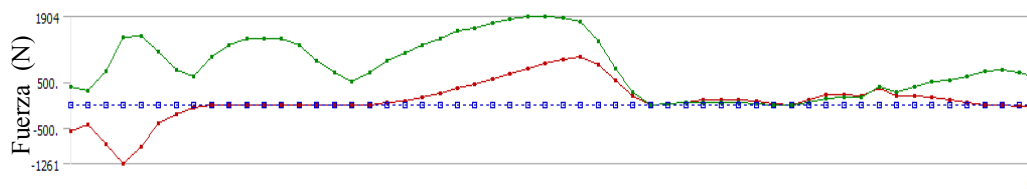


Figura 24. Fuerza presente en la rodilla en el ciclo de la marcha

El análisis dinámico flexible fue importante para obtener los momentos que se presentan en los apoyos del mecanismo y así poder tener parámetros para la selección de motores los cuales moverán el mecanismo. Los resultados del análisis dinámico que se presentaron en los apoyos de los tres eslabones (eslabón superior del lado derecho, eslabón inferior del lado derecho y eslabón del lado izquierdo) son 4, 4 y 18 N-m respectivamente.

Estos tres pares conjuntamente con las velocidades angulares serán los parámetros para seleccionar y controlar los motores.

Construcción del mecanismo.

Las partes del mecanismo se cortaron de una placa de aluminio de 3/8 x 4 pulg. Y se ensamblaron con tornillos de acero de 1/2 pulg., como se observa en la figura 25. El mecanismo fue fijado en una base rectangular mediante tres prensas.



Figura 25. Mecanismo fijado en su base.

CONCLUSIONES.

El mecanismo desarrollado en el presente trabajo consta de tres grados de libertad y fue construido usando solamente eslabones unidos por pares de revolución. De la alternativa seleccionada solamente se tomó el concepto de simular la longitud total de la pierna para tener mayor rango de movimientos en un trabajo posterior y su base se cambió de pares prismáticos a un mecanismo más simple el cual es más fácil de simular y de construir. Lo importante de este trabajo fue hacer que el mecanismo reprodujera los movimientos de la planta del pie para que posteriormente este movimiento se transmita a través de eslabones que simularan el fémur y la tibia y entre ellos estará la prótesis que ha de desgastarse. Al mecanismo se le realizó un análisis matemático y un análisis virtual con lo cual se obtuvieron parámetros primeramente para desarrollar un marco de carga para el mecanismo y posteriormente datos para el control y para la selección de servomotores que moverán al mecanismo.

Mediante este trabajo se obtuvieron modelos virtuales de una prótesis de articulación de rodilla que serán útiles para la construcción y simulación de un banco de pruebas para prótesis de articulación de rodilla.

REFERENCIAS.

- [1] www.jonsonandjonson.com
- [2] www.fisiofundamental.com
- [3] Jaime Gallardo Alvarado (1999), Análisis cinemáticos de orden superior de cadenas espaciales mediante el álgebra de tornillos y sus aplicaciones. Tesis, Instituto Tecnológico de la Laguna.
- [4] William Petty, MD, Gary J. Miller, PhD, Donald L. Bartel, (2003), PhD, About the simulation of the human knee joint for walking locomotion.
- [5] Mechanical Engineering GMBH, The EndoLab Knee Simulator, (2003).
- [6] J.L. Pavlovic, S.J. Kirstukas, H. Tsuchi y R.B. Justilo, (2002), Dynamic simulation machina for measurement of knee mechanics and intra-articular pressures, EnduraTec.
- [7] Dewen Jin, Ruihong Zhang, HO Dimo, Rencheng Wang y Jichuan Zhang, (2003), Kinematic and dynamic performance of prosthetic knee joint using six-bar mechanism, Journal of rehabilitation research and development, Vol. 40, No. 1, pp 39-48.
- [8] G. Muscato y G. Spampinato, (2006), Kinematical model and control architecture for a human inspired five DOF robotic leg, Science direct, Elsevier.
- [9] Introduction to ANSYS structural and rigid and flexible dynamic analysis. ANSYS Inc. 2007