

## ANÁLISIS Y SÍNTESIS CINEMÁTICA DE UN MECANISMO PARA PRÓTESIS EXTERNA DE RODILLA HUMANA

Juan Carlos Arellano González, Hugo Iván Medellín Castillo

Centro de Investigación y Estudios de Posgrado, Facultad de Ingeniería, Universidad Autónoma de San Luis Potosí,  
Av. Manuel Nava No. 8, San Luis Potosí, S.L.P., C.P.78290, México.  
e-mails: carlos.arellano@uaslp.mx, hugoivanmc@uaslp.mx

### RESUMEN

Los problemas más comunes en ortopedia están relacionados a la rodilla humana, y en particular a la implantación de una prótesis debido al desgaste excesivo, daño, fractura o incluso la amputación de la rodilla. Las prótesis de rodilla son reproducciones de los huesos de la zona de la rodilla, que se colocan en el lugar de la articulación para permitir el movimiento relativo entre el fémur y la tibia. En el presente trabajo se presenta el análisis y síntesis cinemática de un mecanismo para una rodilla protésica externa. Dicho análisis y síntesis están basados en el movimiento natural de la articulación, tomando en cuenta el efecto de acortamiento de la pierna en el proceso del caminado para evitar tropiezos. Como resultado de este estudio se propone una nueva prótesis externa de rodilla del tipo policéntrico, basada en un mecanismo plano de 4 barras. La prótesis propuesta tiene la capacidad de reproducir de manera efectiva el movimiento natural de la rodilla humana.

**Palabras clave:** prótesis de rodilla, síntesis cinemática, acortamiento de la pierna, mecanismo de cuatro barras.

### ABSTRACT

The most common problems in orthopaedics are related to the human knee, particularly to the implant of knee prosthesis due to excessive wear, damage, fracture or even the amputation of the knee. Knee prosthesis are imitations of the knee bones, which are located at the human articulation zone to allow the relative motion between the femur and shinbone. In this work the analysis and kinematics synthesis of a mechanism for external knee prosthesis, are presented. This analysis and synthesis are based on the natural movement of the knee articulation, taking into account the shortening effect of the leg during walk to avoid trips. As a results, a new external polycentric knee prosthesis, based on a four bar mechanism, is proposed. The proposed prosthesis is able to reproduce effectively the natural movement of the human knee.

**Keywords:** Knee prosthesis, kinematics synthesis, leg shortening, four-bar mechanism.

### NOMENCLATURA

2D	Dos dimensiones
3D	Tres dimensiones
<b>a</b>	Vector del fémur a la tibia
<b>L<sub>1</sub></b>	Barra conductora
<b>L<sub>2</sub></b>	Barra acopladora
<b>L<sub>3</sub></b>	Barra conducida
<b>L<sub>4</sub></b>	Barra fija
<b>Θ</b>	Ángulo formado por el fémur y la tibia
<b>ΔZ</b>	Altura del paso

### 1. INTRODUCCIÓN

La rodilla es la articulación más grande del cuerpo humano, Figura 1; en ella se unen 3 huesos: el extremo inferior del fémur, el extremo superior de la tibia y la rótula, la cual aumenta el brazo de palanca del aparato extensor de la rodilla. La rodilla constituye una articulación importante para la marcha y la carrera, además soporta el peso del cuerpo en el despeque y recepción de saltos.



Figura 1. Partes que conforman la rodilla.

La mecánica articular de la rodilla es muy compleja, posee una gran estabilidad en la extensión completa para soportar el peso corporal sobre un área relativamente pequeña; pero al mismo tiempo está dotada de la movilidad necesaria para la marcha y la carrera, y para orientar eficazmente al pie de acuerdo a las irregularidades del terreno [1-4].

Los médicos ortopedistas utilizan como criterios para la selección de una prótesis de rodilla factores tales como: la edad, la salud, el nivel de amputación y el estilo de vida de la persona amputada. De acuerdo a estos criterios los médicos ofrecen sugerencias sobre el tipo de rodillas y opciones de estabilidad y movimiento que mejor se adapte a la persona en particular.

Los elementos que pueden reemplazar total y/o parcialmente, o que pueden dar apoyo y asistencia a la rodilla, se clasifican en dos grandes grupos: prótesis y órtesis. Las prótesis a su vez se clasifican en dos grupos en prótesis externas y en prótesis internas. Las prótesis externas reemplazan una parte del cuerpo que no existe ya sea por amputación o agenesia, Figura 2.a. Por su parte, las prótesis internas buscan sustituir una articulación lesionada o artrósica por una articulación artificial tal como se muestra en la Figura 2.b. Las órtesis son definidas por la ISO como un apoyo u otro dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuro-musculo-esquelético, y se pueden clasificar de acuerdo a su función en: estabilizadoras, funcionales, correctoras y protectoras, Figura 2.c.

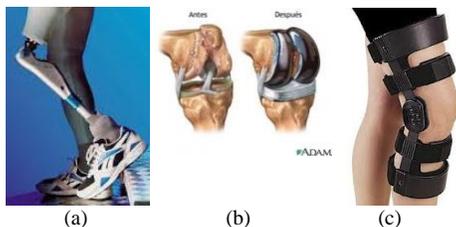


Figura 2. Elementos de reemplazo o apoyo a la rodilla: a) prótesis externa, b) prótesis interna, c) órtesis.



Figura 3. Tipos de prótesis de rodilla: a) de eje simple, b) policéntricas.

De acuerdo al tipo de mecanismo y movilidad, existen dos tipos principales de prótesis externas de rodilla, Figura 3: las de eje simple, también conocidas como tipo bisagra, y las policéntricas o con más de un eje, [5].

La rodilla protésica de eje simple funciona como una bisagra, permitiendo la flexión y la extensión por medio de la rotación con respecto a un eje. Algunas de sus características son:

- El mecanismo es sencillo y duradero.
- Debido a su simplicidad, su peso es bajo.
- El costo es menor comparado con otros tipos de prótesis de rodilla.
- No tiene control de posición, lo que significa que las personas con amputaciones, deben utilizar sus músculos para mantener el equilibrio mientras están de pie.
- Comúnmente disponen de bloqueo manual para compensar la falta de control de posición.
- Suelen hacer uso de la fricción para evitar que la pierna oscile hacia adelante con demasiada rapidez al iniciar el siguiente paso.
- No permiten el efecto de acortamiento de la pierna.

Por otro lado, la rodilla protésica tipo policéntrica es más compleja y permite mayor libertad de movimiento [6,7]. Algunas de sus características principales son:

- Reproduce de manera más fehaciente el movimiento natural de la rodilla humana.
- El mantenimiento requerido es más frecuente en comparación con otros tipos de rodillas protésicas.
- Su peso es mayor que las rodillas protésicas tipo bisagra.
- Tiene buena estabilidad durante la primera parte de la fase de apoyo (al iniciar el paso).
- Reduce la longitud de la pierna al iniciar el paso, disminuyendo el riesgo de tropiezos.
- Se flexiona en la fase de balanceo, es decir cuando la pierna está en el aire o cuando el usuario se sienta.
- Funciona muy bien en personas con amputaciones, incluidas las que han tenido problemas con otras rodillas protésicas o personas que tienen una desarticulación de

rodilla, amputaciones bilaterales de pierna o muñones largos.

- Ofrecen un control sencillo de balanceo que permite una velocidad de marcha ideal.
- Puede limitar parte del movimiento de la rodilla pero no tanto como para suponer un problema.

De acuerdo a lo anterior se observa que la rodilla del tipo policéntrica ofrece capacidades superiores a la del tipo bisagra; sin embargo, su diseño es más complejo y por lo tanto su costo es más elevado. La mayoría de las prótesis de rodilla disponibles en el mercado nacional son importadas, por lo que su precio es todavía más elevado. Los costos de una prótesis de rodilla del tipo transfemoral pueden oscilar desde los \$2,000 hasta los \$20,000 USD. Además, la mayoría de las empresas dedicadas al diseño, fabricación y comercialización de prótesis de rodilla, son de origen europeo o norteamericano, por lo que sus diseños están orientados a un mercado que antropométricamente difiere del mercado latinoamericano.

Cabe señalar que en los últimos años, la fabricación de prótesis externas se ha convertido en una importante necesidad como resultado del gran número de amputaciones producidas. Originalmente esta necesidad surge principalmente debido a las guerras; pero en la actualidad una de las causas son las enfermedades cronodegenerativas, tales como el cáncer y la diabetes. La otra causa es por accidentes automovilísticos.

Con el propósito de contribuir al desarrollo nacional de prótesis, en particular prótesis de rodilla, en este artículo se presenta el análisis y síntesis cinemática de una nueva prótesis externa de rodilla. Para llevar a cabo el proceso de síntesis, se utiliza como información los patrones 3D del caminado real de personas mexicanas, logrando así que el mecanismo de prótesis propuesto pueda reproducir de manera muy precisa el movimiento natural de la rodilla humana.

## 2. MOVIMIENTO DE LA RODILLA

De trabajos previos realizados por los autores para la caracterización y análisis de los patrones de caminado de humanos, [8,9], se observó que uno de los factores más importantes es el efecto de acortamiento de la pierna (término utilizado también en la literatura). Este efecto indica que

la magnitud del vector  $\mathbf{a}$ , (ver Figura 4) que va de la marca colocada en el final del fémur (marca 2) a la marca colocada en la tibia (marca 3), no es constante sino que varía conforme la rodilla se flexiona. Como resultado del análisis de este efecto [8], la longitud más grande de la pierna ocurre cuando la pierna se encuentra en la fase de apoyo, y la longitud más corta se presenta cuando se alcanza la flexión máxima de la rodilla. La Figura 5 muestra las trayectorias de las marcas colocadas en la pierna correspondientes a un ciclo completo de caminado, y en el cual se puede apreciar el efecto de acortamiento de la pierna. En esta figura el eje vertical corresponde a las coordenadas Z (en mm) de las marcas, mientras que el eje horizontal corresponde a las coordenadas de las marcas en el plano XY (en mm).

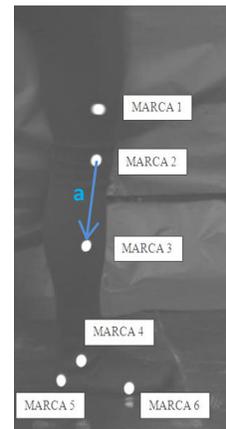


Figura 4. Definición del vector  $\mathbf{a}$ , fin del fémur a tibia.

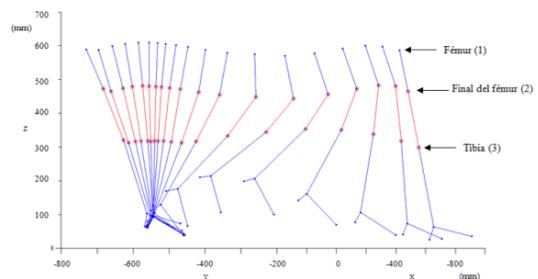


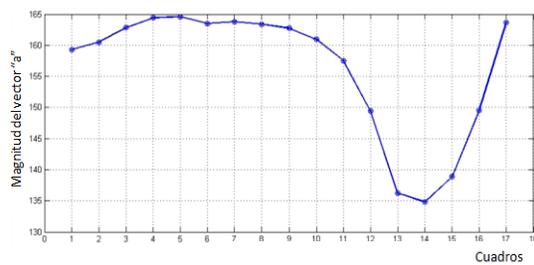
Figura 5. Efecto de acortamiento de la pierna en el proceso de caminado (vista frontal).

En (Arellano G., Medellín C. and Cárdenas G., et al., 2012, p.4-9) se definieron, evaluaron y analizaron los parámetros característicos del caminado bajo diversas condiciones. De este estudio se destaca que la variación de la magnitud del vector  $\mathbf{a}$  es consistente en todas las personas (modelos) analizadas. En la Tabla 1 se

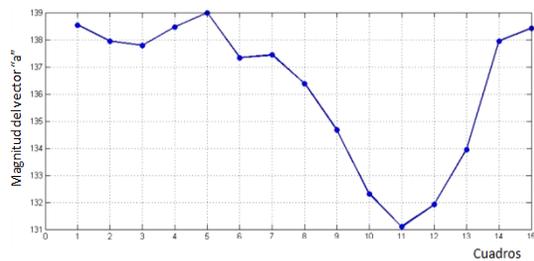
listan los datos corporales de los modelos que participaron. En la Figura 6 se grafica la variación de la magnitud del vector **a** para cada modelo durante un ciclo de caminado completo, donde el eje de las abscisas representa el cuadro (imagen) del video capturado (24 cuadros por segundo) durante el caminado. La máxima variación del vector **a** para el modelo 1 fue de 29.79 mm, para el modelo 2 fue 27.89 mm, y para el modelo 3 de 25.51 mm.

Tabla 1. Datos corporales de los modelos.

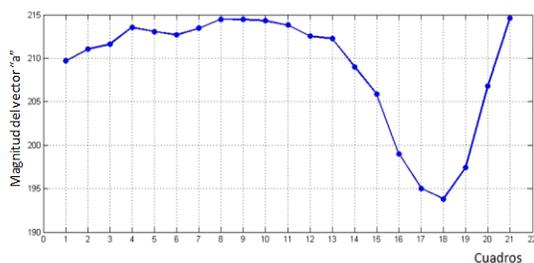
Modelo	Género	Edad	Estatura (m)	Peso (Kg)
1	Femenino	25	1.62	66
2	Masculino	26	1.69	92
3	Masculino	30	1.72	65



(a)



(b)



(c)

Figura 6. Gráficas de variación de la magnitud del vector **a**: a) modelo 1, b) modelo 2, c) modelo 3, [8,9].

Cabe destacar que la articulación de la rodilla es uno de los elementos cruciales en el diseño de una prótesis transfemoral, esto debido a que la rodilla es la encargada de la estabilidad y movilidad de la pierna en el proceso del

caminado. La rodilla es la responsable de acortar la longitud de la pierna en la fase de balanceo para evitar tropiezos. Por tal motivo, en el análisis y síntesis del mecanismo se consideró como primera prioridad el sintetizar un mecanismo que cumpla con este efecto de acortamiento de la longitud de la pierna. Las prótesis para rodilla del tipo eje sencillo o tipo bisagra, aún cuando son las más usadas en todo el mundo por su bajo costo, son las menos indicadas debido a que no producen el efecto de acortamiento de la pierna, i.e. el vector **a** siempre es constante.

Por otro lado, la *desviación máxima entre tibia y fémur* [8], resulta en un ángulo promedio de  $5.3^\circ$ , entre el plano sagital y la tibia. Este ángulo representa un segundo grado de libertad de la rodilla, el cual permite que la tibia se mueva con respecto al eje del fémur paralelo al plano sagital. En esta primera propuesta de prótesis de rodilla la desviación entre tibia y fémur se consideró despreciable, resultando en un mecanismo plano. Sin embargo, esta desviación entre tibia y fémur se considera incluirla como trabajo futuro en una prótesis mejorada.

### 3. SÍNTESIS DEL MECANISMO

Sintetizar un mecanismo significa que dado un movimiento a generar, se requiere encontrar aquél mecanismo que cumpla con dicho movimiento. La síntesis de un mecanismo comprende:

- Síntesis de tipo
- Síntesis de número
- Síntesis dimensional

#### 3.1. Síntesis de tipo y número

La síntesis de tipo consiste en seleccionar el tipo de mecanismo mediante el cual se puede generar el movimiento deseado. Debido a que la rodilla protésica debe satisfacer la característica del acortamiento de la pierna en función de la flexión, el mecanismo que se seleccionó es un mecanismo del tipo policéntrico.

En lo que respecta a la síntesis de número, la cual consiste en conocer el número de eslabones y articulaciones que debe tener el mecanismo para lograr una movilidad deseada, se propone el uso de un *mecanismo de cuatro barras*. En la Figura 7 se muestra el mecanismo propuesto, en donde  $L_1$  corresponde a la barra conductora,  $L_2$

es la barra acopladora,  $L_3$  es la barra conducida y  $L_4$  es la barra fija.

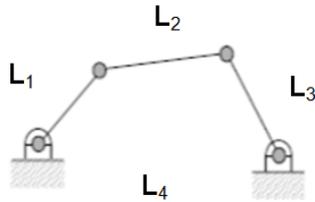


Figura 7. Mecanismo de cuatro barras propuesto.

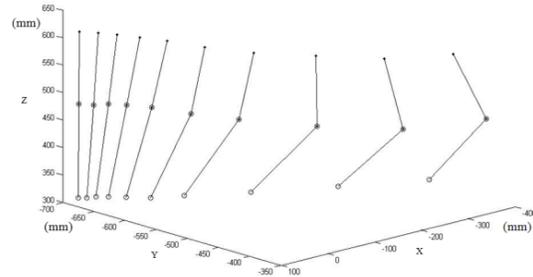
### 3.2. Síntesis dimensional

La síntesis dimensional está orientada a determinar las dimensiones y ubicaciones de los eslabones, de tal manera que el mecanismo cumpla con el movimiento requerido. La síntesis dimensional puede clasificarse en tres tipos principales: generación de funciones, generación de trayectorias y conducción de cuerpo rígido.

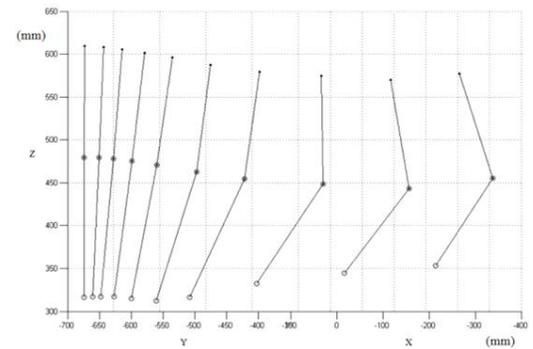
Para este caso de estudio en particular, se seleccionó el tipo de síntesis dimensional por *conducción de cuerpo rígido*. En este tipo de síntesis se busca que un cuerpo rígido pase a través de una serie de configuraciones deseadas. Por lo general el cuerpo rígido va unido a la barra acopladora. Para el caso del mecanismo de prótesis de rodilla, el cuerpo conducido se define como el conjunto tibia-tobillo-pie protésico, los cuales deberán moverse de acuerdo a las configuraciones deseadas.

### 3.3. Definición de las configuraciones deseadas

Para definir las configuraciones deseadas del movimiento del caminado humano, se tomó como referencia los resultados del trabajo [8]. Se tomaron los cuadros más representativos de todo el ciclo de caminado, los cuales se muestran en la Figura 8, y corresponden a las marcas 1, 2 y 3, (fémur, fin de fémur y tibia, respectivamente). Cabe hacer mención que las coordenadas espaciales (X, Y, Z en mm) de los centroides de las marcas colocadas en la pierna se obtuvieron mediante algoritmos de reconstrucción 3D utilizando técnicas de visión computacional [8].



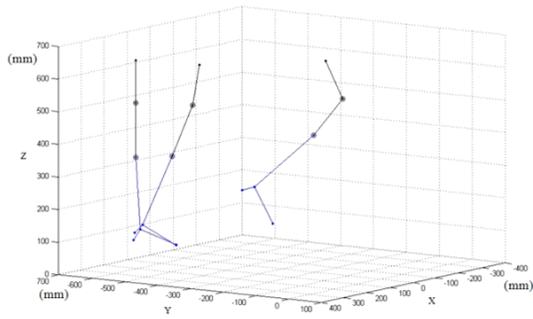
(a)



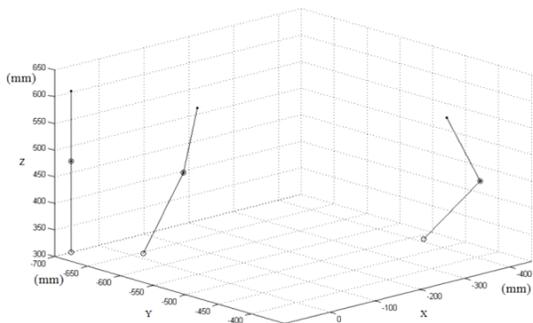
(b)

Figura 8. Cuadros representativos del proceso de caminado promedio (marcas fémur, fin de fémur y tibia): a) vista 3D, b) vista lateral.

Con base en esta información se consideraron las configuraciones correspondientes a las fases críticas del ciclo de caminado: la fase de apoyo, la fase de transición (entre la fase de apoyo y balance), y la fase de balanceo máximo promedio; esta última fase se alcanza cuando la amplitud de la flexión promedio obtenida entre el fémur y la tibia es máxima. De esta manera se seleccionaron tres configuraciones deseadas las cuales se muestra en la Figura 9. En la Tabla 2 se muestran los parámetros característicos correspondientes a las tres configuraciones seleccionadas, donde  $\Theta$  es el ángulo formado entre el fémur y la tibia, el cual varía durante el ciclo de la marcha,  $\Delta Z$  es la elevación máxima del pie con respecto al suelo durante la marcha, y  $a$  corresponde a la magnitud del vector  $a$  [8].



(a)



(b)

Figura 9. Configuraciones deseadas del proceso de caminado promedio: a) seis marcas, b) tres marcas.

Tabla 2. Parámetros característicos de las tres configuraciones deseadas, [8,9].

Configuración	$\Theta$ (grados)	$\Delta Z$ (mm)	$a$ (mm)
Apoyo	174.11	17.17	164.59
Transición	164.65	13.45	160.96
Balanceo	116.64	54.60	134.80

A partir de la Figura 9b y para cada una de las tres configuraciones deseadas, se coloca una línea recta perpendicular al vector  $\mathbf{a}$  y con una longitud de 40 mm, Figura 10. Estas líneas representan la barra acopladora  $L_2$  del mecanismo de cuatro barras, Figura 7, la cual servirá de soporte para apoyar y ensamblar la extremidad inferior (debajo de la rodilla) a la prótesis. Las tres posiciones de la barra acopladora corresponden a las configuraciones deseadas que el mecanismo a sintetizar deberá cumplir, Figura 11. Las configuraciones deseadas de la barra acopladora se ubican considerando como referencia el fémur en la parte superior.

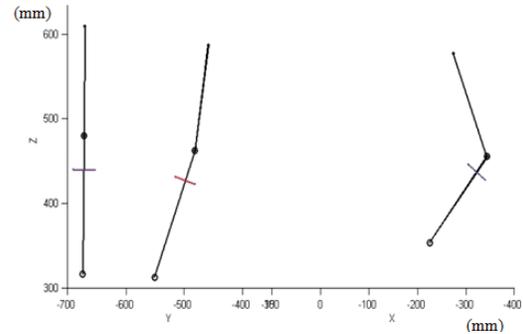


Figura 10. Colocación de líneas de referencia a las configuraciones deseadas del caminado promedio.

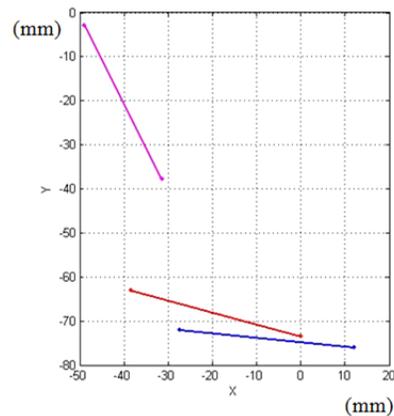


Figura 11. Configuraciones deseadas de la barra acopladora para la síntesis del mecanismo.

### 3.4. Síntesis de conducción de cuerpo rígido

Para realizar la síntesis dimensional de conducción de cuerpo rígido, se utilizará el diagrama del mecanismo que se muestra en la Figura 12. En esta figura  $\mathbf{O}$  representa el origen del sistema de coordenadas x-y;  $\mathbf{P}$  es el punto de pivoteo de la barra conductora;  $\mathbf{b}$  es el vector que define la posición del punto  $\mathbf{P}$ ;  $\mathbf{A}_1$ ,  $\mathbf{A}_2$  y  $\mathbf{A}_3$  son las configuraciones conocidas (deseadas) de la articulación de la barra conductora y barra acopladora;  $\mathbf{a}_1$ ,  $\mathbf{a}_2$ ,  $\mathbf{a}_3$  son los vectores que definen la ubicación de la articulación entre la barra acopladora y la barra conductora;  $\mathbf{Q}$  es el punto de pivoteo de la barra conducida;  $\mathbf{u}$  es el vector que define la posición del punto  $\mathbf{Q}$ ;  $\mathbf{R}_1$ ,  $\mathbf{R}_2$  y  $\mathbf{R}_3$  son las configuraciones conocidas (deseadas) de la articulación de la barra acopladora y la barra conducida, y  $\mathbf{s}_1$ ,  $\mathbf{s}_2$ ,  $\mathbf{s}_3$  son los vectores que definen la ubicación de la articulación entre la barra acopladora y la barra conducida.

En la Tabla 3 se muestran las coordenadas de los extremos  $\mathbf{A}$  y  $\mathbf{R}$ , Figura 12, de la barra acopladora para las configuraciones deseadas. A partir de estas configuraciones se deben

determinar la ubicación y la dimensión de la barra conductora y la barra conducida. De esta manera, el problema de síntesis se formula como: dadas las posiciones y orientaciones del cuerpo rígido (eslabón acoplador  $L_2$ ), determinar la ubicación del pivote del eslabón de entrada (barra conductora  $L_1$ ) definido por  $P$ , la ubicación el pivote del eslabón de salida (barra conducida  $L_3$ ) definido por  $Q$ , así como las longitudes de los eslabones de entrada, de salida y fijo.

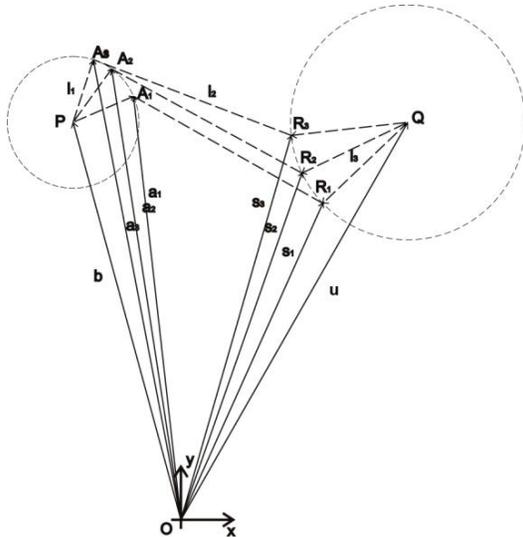


Figura 12. Tres configuraciones del mecanismo de cuatro barras.

Tabla 3. Ubicaciones deseadas de la barra acopladora.

Configuración deseada	A (mm)	R (mm)
1	(12,-76)	(-27.5,-72)
2	(0,-73.5)	(-38.5,-63)
3	(-31.5,-37.7)	(-49,-2.8)

### Ubicación y longitud de la barra conductora ( $L_1$ )

Para determinar la ubicación del punto  $P$ , se parte de la restricción de que la longitud de la barra conductora es constante. A partir de la Figura 12 se derivan las siguientes expresiones vectoriales:

$$\mathbf{a}_1 = \mathbf{b} + \mathbf{L}_1 \quad (1)$$

$$\mathbf{a}_2 = \mathbf{b} + \mathbf{L}_1 \quad (2)$$

$$\mathbf{a}_3 = \mathbf{b} + \mathbf{L}_1 \quad (3)$$

Considerando el producto punto de cada lado e igualando las ecuaciones (1) y (2):

$$(\mathbf{a}_1 - \mathbf{b}) \cdot (\mathbf{a}_1 - \mathbf{b}) = (\mathbf{a}_2 - \mathbf{b}) \cdot (\mathbf{a}_2 - \mathbf{b}) \quad (4)$$

Desarrollando la ecuación anterior y realizando un cambio de variables, la ecuación (4) se transforma a:

$$f\mathbf{b}_x + g\mathbf{b}_y = H \quad (5)$$

donde:

$$f = 2(\mathbf{a}_{2x} - \mathbf{a}_{1x}) \quad (6)$$

$$g = 2(\mathbf{a}_{2y} - \mathbf{a}_{1y}) \quad (7)$$

$$H = \mathbf{a}_{2x}^2 + \mathbf{a}_{2y}^2 - \mathbf{a}_{1x}^2 - \mathbf{a}_{1y}^2 \quad (8)$$

De la misma manera se puede decir que:

$$(\mathbf{a}_1 - \mathbf{b}) \cdot (\mathbf{a}_1 - \mathbf{b}) = (\mathbf{a}_3 - \mathbf{b}) \cdot (\mathbf{a}_3 - \mathbf{b}) \quad (9)$$

Desarrollando la ecuación anterior y realizando un cambio de variables, la ecuación (9) se transforma a:

$$r\mathbf{b}_x + t\mathbf{b}_y = U \quad (10)$$

donde:

$$r = 2(\mathbf{a}_{3x} - \mathbf{a}_{1x}) \quad (11)$$

$$t = 2(\mathbf{a}_{3y} - \mathbf{a}_{1y}) \quad (12)$$

$$U = \mathbf{a}_{3x}^2 + \mathbf{a}_{3y}^2 - \mathbf{a}_{1x}^2 - \mathbf{a}_{1y}^2 \quad (13)$$

Por lo tanto se establece un sistema de dos ecuaciones, (5) y (10), con dos incógnitas:

$$f\mathbf{b}_x + g\mathbf{b}_y = H \quad (14)$$

$$r\mathbf{b}_x + t\mathbf{b}_y = U$$

de donde se resuelve para las componentes  $\mathbf{b}_x$  y  $\mathbf{b}_y$  del vector  $\mathbf{b}$  que define la posición del punto  $P$ :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{b}_x \\ \mathbf{b}_y \end{bmatrix} = \text{inv} \begin{bmatrix} f & g \\ r & t \end{bmatrix} \begin{bmatrix} H \\ U \end{bmatrix} \quad (15)$$

Una vez que se resuelve  $\mathbf{b}$  se puede calcular la longitud de la barra conductora:

$$L_1 = \sqrt{(\mathbf{a}_{1x} - \mathbf{b}_x)^2 + (\mathbf{a}_{1y} - \mathbf{b}_y)^2} \quad (16)$$

*Ubicación y longitud de la barra conducida (L<sub>3</sub>)*

Para el cálculo de la ubicación del punto **Q** y la longitud de la barra conducida **L<sub>3</sub>** se parte de la condición que la barra conducida tiene una longitud constante. De la Figura 12 se pueden escribir las siguientes expresiones vectoriales:

$$\mathbf{s}_1 = \mathbf{u} + \mathbf{L}_3 \quad (17)$$

$$\mathbf{s}_2 = \mathbf{u} + \mathbf{L}_3 \quad (18)$$

$$\mathbf{s}_3 = \mathbf{u} + \mathbf{L}_3 \quad (19)$$

Siguiendo el mismo procedimiento que se utilizó para el cálculo de la ubicación y longitud de la barra conductora, se establece un sistema de dos ecuaciones con dos incógnitas:

$$\mathbf{i}u_x + \mathbf{j}u_y = \mathbf{K} \quad (20)$$

$$\mathbf{m}u_x + \mathbf{n}u_y = \mathbf{O}$$

el cual se resuelve para las componentes **u<sub>x</sub>** y **u<sub>y</sub>** del vector **u** que define la posición del punto **Q**:

$$\begin{bmatrix} u_x \\ u_y \end{bmatrix} = \text{inv} \begin{bmatrix} i & j \\ m & n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} K \\ O \end{bmatrix} \quad (21)$$

La longitud de la barra conducida se puede entonces calcular como:

$$L_3 = \sqrt{(s_{1x} - u_x)^2 + (s_{1y} - u_y)^2} \quad (22)$$

*Longitud de la barra fija (L<sub>4</sub>)*

La longitud de la barra o eslabón fijo se calcula como la distancia entre el punto **P** y el punto **Q**:

$$PQ = \sqrt{(u_x - b_x)^2 + (u_y - b_y)^2} \quad (23)$$

Así, con las ecuaciones anteriores se puede resolver el problema de síntesis dimensional.

**4. RESULTADOS Y SIMULACIÓN**

Las dimensiones del mecanismo propuesto para la prótesis de rodilla se determinaron considerando una barra acopladora **L<sub>2</sub>** de 40 mm de longitud y las tres configuraciones deseadas que se muestran en la Tabla 3. Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 4, mientras que en la Figura 13 se muestra el mecanismo sintetizado.

Tabla 4. Resultados de la síntesis dimensional del mecanismo de prótesis de rodilla.

Parámetros del mecanismo	Localización y/o magnitud (mm)
<b>b<sub>x</sub></b>	15.77
<b>b<sub>y</sub></b>	-27.87
<b>b</b>	32.02
<b>L<sub>1</sub></b>	48.28
<b>u<sub>x</sub></b>	1.81
<b>u<sub>y</sub></b>	-24.95
<b>u</b>	25.02
<b>L<sub>3</sub></b>	55.43
<b>L<sub>4</sub> = PQ</b>	14.26

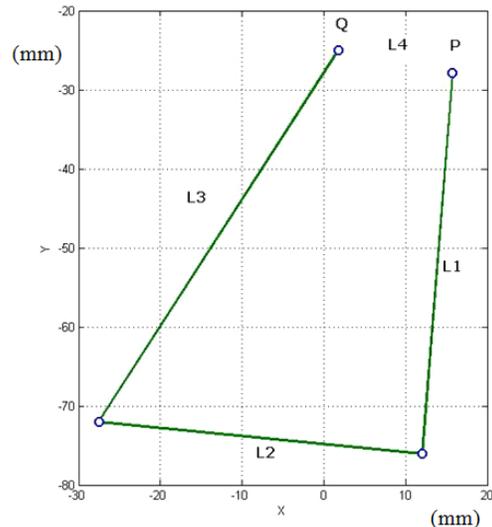


Figura 13. Mecanismo de cuatro barras sintetizado.

A partir de los resultados obtenidos, se procedió a realizar la simulación cinemática del mecanismo con el propósito de verificar la solución obtenida. La Figura 14 presenta gráficamente los resultados de la simulación del mecanismo para las tres configuraciones deseadas.

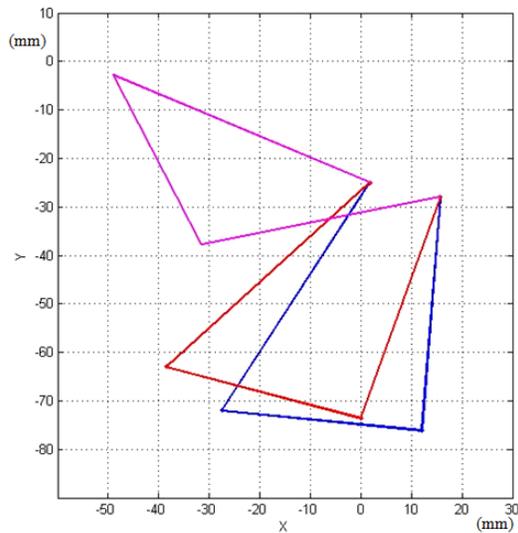


Figura 14. Resultados de la simulación del mecanismo sintetizado.

Estos resultados demuestran que mediante la síntesis dimensional por conducción de cuerpo rígido de un mecanismo de cuatro barras, el cual considera una prótesis del tipo policéntrica, se logró reproducir las tres configuraciones deseadas del movimiento de la pierna humana. Estas tres configuraciones representan las fases críticas en el ciclo del caminado, es decir, la fase de apoyo, la fase intermedia entre el apoyo y el balanceo, y la fase de balanceo máximo promedio.

## 5. IMPLEMENTACIÓN Y DISEÑO FINAL

La Figura 15 muestra el diseño final propuesto del mecanismo para la prótesis de rodilla. Este mecanismo se deriva de los resultados de la síntesis, los cuales están basados en la trayectoria promedio del caminado humano.

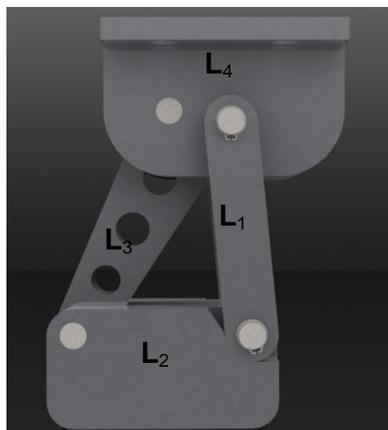


Figura 15. Rodilla tipo policéntrica propuesta, resultado de la síntesis dimensional.

De acuerdo a la información mostrada en (Duane Knudson 2007; Nordin M. and Frankel V., 2004; Tozeren Aydin 2000; Hamill J. and Knutzen K., 2009; Arellano G., Medellín C. and Cárdenas G., 2012), con respecto a la biomecánica articular de la rodilla humana, se determinó que los principales elementos encargados de la movilidad y la estabilidad son los cuatro ligamentos: *los ligamentos colaterales* y *los ligamentos cruzados anterior* y *posterior*. En la Figura 16 se presenta el prototipo virtual del mecanismo policéntrico propuesto, en donde se observa el eslabón correspondiente a la barra conducida ( $L_3$ ), el cual realizará una función análoga a los ligamentos cruzados. De la misma manera se pueden observar dos eslabones correspondientes a las barras conductoras ( $L_1$ ), uno en cada lado, y cuya función es análoga a los ligamentos colaterales de la rodilla humana.

En esta propuesta de prótesis de rodilla externa del tipo policéntrica, se pretende que la rodilla se flexione al primer impulso hacia adelante del muñón. Para ello se considerará un encaje de contacto total, el cual estimulará la respuesta sensorial del muñón, esperando proporcionar al paciente un buen control de su prótesis. Después de la etapa de balanceo, la rodilla regresará por impulso del mismo muñón y por gravedad a la fase de apoyo, en donde la barra conducida ( $L_3$ ) juega un papel importante, de ahí la razón de su forma en la parte superior, la cual será el apoyo de la barra fija ( $L_4$ ). El funcionamiento experimental de este diseño propuesto de rodilla se corroborará como trabajo futuro.

## 6. CONCLUSIÓN

El análisis y síntesis cinemática de un mecanismo de prótesis externa de rodilla ha sido presentado. El estudio está basado en la información tridimensional de patrones de caminado humano. Como resultado se logró el diseño de una prótesis de rodilla externa del tipo policéntrica. El diseño propuesto satisface las necesidades de movimiento de la rodilla protésica de manera similar al movimiento natural de la rodilla; en particular el efecto de acortamiento de la pierna se logra reproducir.

Como trabajo futuro se contempla la fabricación de la prótesis, así como su implementación y evaluación en un paciente. Adicionalmente se considera la incorporación de un freno para asegurar que la rodilla protésica no se flexione en la fase de apoyo, así como la incorporación de un

actuador y su control para asistir el movimiento de flexión de la rodilla.

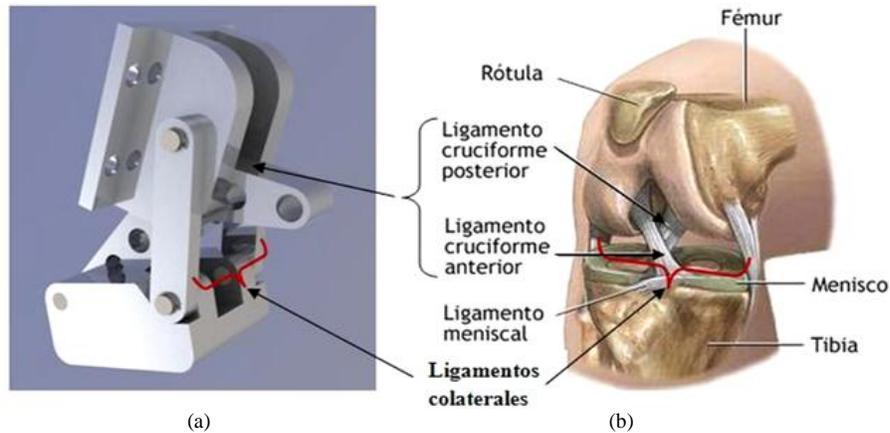


Figura 16. Comparativa entre: a) mecanismo policéntrico propuesto para la prótesis de rodilla y b) rodilla humana.

### AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a la Facultad de Ingeniería de la UASLP y a la SEP, por el apoyo otorgado para la realización de este trabajo de investigación.

### REFERENCIAS

- [1] Duane Knudson, “Fundamentals of Biomechanics”, Second edition, 2007, Springer.
- [2] Nordin Margareta, Frankel Victor H., “Biomecánica Básica del sistema Musculoesquelético”, 2004, Mc Graw Hill Interamericana.
- [3] Tozeren Aydin “Human Body Dynamics: Classical Mechanics and Human Movement”, 2000, Springer.
- [4] Hamill Joseph, Knutzen Kathleen M., “Biomechanical Basis of Human Movement”, third edition, 2009, Lippincott Williams & Wilkins.
- [5] Coalición de Amputados de América. Año de consulta: Enero 2010. <http://www.amputee-coalition.org/>
- [6] Gard Steven A., Childress Dudley S., Uellendahl Jack E., “The Influence of Four-Bar Linkage Knees on Prosthetic Swing-Phase Floor Clearance”, Journal of Prosthetics and Orthotics, Vol. 8, No. 2, 1996, pp. 34-40.
- [7] Radcliffe C. W., “Four-bar linkage prosthetics Knee mechanisms: Kinematics, alignment and prescription criteria”, Journal of Prosthetics and Orthotics, 18, 1994, pp. 159-173.
- [8] Juan C. Arellano-González, Hugo I. Medellín-Castillo, J. Antonio Cárdenas-Galindo, Reconstruction and analysis of human walking patterns using a computer 3D vision system. Proceedings of the ASME 2012 International Mechanical Engineering Congress & Exposition IMECE2012, November 9-15, 2012, Houston, Texas, USA.
- [9] J. C. Arellano González, H. I. Medellín Castillo. Análisis comparativo de algoritmos de reconstrucción 3D basados en visión para la obtención de trayectorias. XVI Congreso Internacional anual de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica (SOMIM), México, 2010.