



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

---

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

# **Diseño de una rodilla protésica**

**TESINA**

Que para obtener el título de  
**Ingeniero Mecatrónico**

**P R E S E N T A**

Jorge Emilio González Nicolás

**DIRECTOR DE TESINA**

Dr. Jesús Manuel Dorador González



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., julio de 2018

## *Agradecimientos*

*“Los sueños deben ser metas que tratemos de alcanzar y es que es válido soñar para todos los que queremos volar.”*

*Durante este trabajo tuve en mi corazón la fortaleza de mi madre, Leticia Nicolás, el impulso de mi padre, Roberto González, la visión de mi abuelo, Jorge Enrique Nicolás, la incondicionalidad de mi abuela, Elvia Trujillo, los ánimos de mis tías, Berta, Patricia y Elvia, y el aliento de mis abuelos que mucho nos hacen falta, Roberto y Graciela.*

*Sin el apoyo de aquellos que me extendieron la mano, esto no podría haber sido escrito ni trabajado. Por eso les agradezco enormemente al Dr. Jesús Manuel Dorador González y al M.I. Jorge Alberto Nájera Castrejón, por todo el tiempo brindado, los ánimos, apoyo, conocimientos y confianza.*

*Agradezco a la facultad y todos mis profesores que me han orientado y enseñado que la ingeniería no es sólo un título, sino una forma de ver las cosas, hacer y cambiar al mundo.*

*Mis compañeros de clase que hicieron de mis asignaturas una aventura y una inmersión en el conocimiento mezclado con algunas risas y mucho sentido del apoyo.*

*Y a ti, Adriana, que me llevaste de la mano en muchos momentos donde llegué a pensar en desistir y me dirigiste la vista a la luz que cada vez se acercaba más a mí.*

*Por todos ustedes, ahora hablo desde el umbral al que llegué y veo que el mundo está allá afuera, pero llevaré todo lo que hice y aprendí aquí dentro para mejorar todo lo que pueda en el mundo real.*

## Contenido

1. Introducción	1
2. Objetivo y alcances	2
3. Antecedentes	2
3.1. La necesidad humana de caminar	2
3.2. Las prótesis	2
3.3. Biomecánica: la marcha humana	4
3.4. Prótesis policéntrica	6
3.5. Trabajo previo	7
4. Desarrollo	7
4.1. Análisis de centros instantáneos de rotación	7
4.2. Rediseño de los eslabones	11
4.3. Análisis y simulación de manufactura	16
5. Diseño final (resultados)	17
6. Conclusiones	18
7. Referencias	19

## Introducción

Las prótesis son dispositivos que buscan compensar la falta de otros miembros en diversos sentidos, principalmente en un sentido de completitud y en el sentido de la funcionalidad. En este trabajo se escudriña más a fondo sobre lo que es una prótesis desde dos acciones: analizando su historia junto con su significado actual y a través del rediseño de una prótesis de rodilla previamente analizada por el maestro Jorge Nájera.

Este texto se divide en tres partes fundamentales: los antecedentes de las prótesis con el trabajo previo del maestro Jorge, el proceso de rediseño del modelo de prótesis planteado por él mismo y los resultados con sus respectivas conclusiones que señalan áreas fundamentales en el trabajo que ya existe para llevar a cabo la manufactura de esta prótesis y se lleve a pruebas en el mundo real.

La primera parte explica los orígenes y la evolución conocida de las prótesis que han llevado a realizar los trabajos complicados y cada vez más acertados en el diseño de prótesis. Cómo es que todo ello contribuye a mejorar la actividad de humanos que hayan sido amputados y cómo esta solución es cada vez más certera para replicar los movimientos humanos naturales. Finalmente se habla sobre uno de los trabajos más recientes en el área y se trata de un modelo que inició el maestro Jorge Nájera y se rediseñó bajo su tutela y aprobación.

La segunda parte presenta la aplicación de un método para diseñar prótesis de rodilla de 4 barras o de un eje. Basado en ese método se busca cumplir un objetivo bien determinado en el modelo de prótesis ya planteado. Junto al rediseño viene la simulación de manufactura en *CNC*.

Para la última parte, se explica el resultado del trabajo, las áreas que faltan por mejorar en la simulación de manufactura y lo que debe suceder antes de poder ser comercializada o utilizada como tal: una prótesis.

## Objetivo y alcances

### Objetivo

Diseñar una prótesis policéntrica pasiva de rodilla que apoye con la tarea de devolver la movilidad, de forma natural, a personas que carezcan de un miembro inferior.

### Alcances

Como parte de mis actividades en el programa de servicio social “Investigación y desarrollo tecnológico en sistemas biomédicos”, que realicé en la Facultad de Ingeniería, colaboré en las etapas de diseño para una rodilla policéntrica pasiva que corresponden con la localización de los centros instantáneos de rotación convenientes para el andar humano, el rediseño de una geometría inicial para cumplir con dichos centros y el análisis como la simulación a computadora de fabricación por código de control numérico.

## Antecedentes

### La necesidad humana de caminar

El ser humano interactúa, colabora y se traslada día a día, por lo que necesita de medios para realizar estas acciones. Por ello es que ocupamos la boca para hablar, las manos y músculos de la cara para gesticular, brazos y manos para manipular, como de piernas y pies para caminar.

Desafortunadamente existen males congénitos y accidentes que pueden llegar a atentar contra la integridad de las personas y en algunos casos, resultar con la pérdida de alguna de estas partes del cuerpo.

Estos sucesos han ocurrido desde la antigüedad, cuando la sociedad no era lo que es ahora. Entonces se consideraba que tener todas las partes del cuerpo íntegras era fundamental para vivir o no. Se vuelve evidente si pensamos en la falta de un miembro inferior para llevar a cabo una de las actividades con mayor relevancia en épocas donde el humano era más primitivo: la caza. <sup>[1]</sup>

### Las prótesis

Cuando se pierde una parte del cuerpo, el ser humano busca sustituirlas por otras artificiales, pero con similitudes, principalmente en funcionamiento. A dichos reemplazos se les ha denominado prótesis. La Real Academia de la Lengua Española, define prótesis como “Pieza, aparato o sustancia que se coloca en el cuerpo para mejorar alguna de sus funciones, o con fines estéticos” o “Procedimiento mediante el cual se repara artificialmente la falta de un órgano o parte de él; como la de un diente, un ojo, etc.” <sup>[2]</sup>

Pero estas prótesis no siempre han sido como ahora las conocemos; tuvieron que pasar por un proceso evolutivo de miles de años hasta que llegáramos al punto de las prótesis controladas por medio de microcontroladores. <sup>[3]</sup>

La historia de las prótesis comenzó cerca del año 1500 a.C. en Egipto, desde que se comenzaron a fabricar prótesis con fibras naturales para todas las extremidades, con el

motivo de cumplir con una sensación de estar completo y no necesariamente para recuperar alguna función. <sup>[3]</sup>

En una expedición a la cámara TT-95 de la necrópolis de Tebas Occidental, se halló la momia de una mujer que vivió entre 50 y 55 años que data de entre los años 1065 y 740 a.C. Se halló que el álux (dedo gordo o grueso del pie) derecho había sido amputado en vida y reemplazado por una prótesis estética hecha de madera y sujeta por una cinta de cuero. <sup>[4]</sup>

En el año 424 a.C. Herodoto escribió sobre un vidente persa que cortó su propio pie para huir de una condena de muerte. Utilizando madera, construyó un artefacto para caminar 30 millas hasta el siguiente pueblo. <sup>[3]</sup>

En la Edad Media o del oscurantismo (comprendida entre los años 476 y 1000) el desarrollo de prótesis para miembros inferiores se vio limitada a “patas de palo” para ocultar deformaciones o heridas, principalmente causadas en batalla. Sólo se empleaban para mandar a los caballeros al frente de un ejército. Fuera de ello, sólo los más adinerados tenían suficiente suerte para utilizar una de estas prótesis para su vida cotidiana. <sup>[3]</sup>

Era común que los comerciantes y herreros diseñaran y construyeran extremidades artificiales. En ellas participaban otras personas con diferentes oficios; los relojeros eran fundamentales en la adición de sistemas complejos para su funcionamiento empleando resortes y engranes. <sup>[3]</sup>

Durante el Renacimiento (1400s a 1800s) se retomó el desarrollo de prótesis y su principal cambio fue en los materiales empleados para construirlas; empleando para entonces acero, hierro, cobre y madera, principalmente. <sup>[3]</sup>

En la segunda mitad del siglo XVI, Ambroise Paré se coronó como el “Padre de la amputación y las prótesis”. Su principal aportación a las prótesis de miembro inferior fue que desarrolló un dispositivo que se ubica por encima de la rodilla (o donde ésta debería estar, en su caso una prótesis de rodilla) que era una prótesis de pata de palo con bisagra, con posición mejorada, un arnés ajustable, control de bloqueo de rodilla y otras características que aún se emplean en las prótesis de hoy en día. Un colega de Paré, Lorraine, un cerrajero francés aportó una de las ideas más destacadas al desarrollo de prótesis cuando empleó piel, papel y pegamento en vez del pesado hierro para hacer prótesis. <sup>[3]</sup>

En 1696, Peter Verduyn desarrolló la primera prótesis sin bloqueo por debajo de la rodilla, que se convirtieron más tarde en los modelos para las juntas y corsé modernos. <sup>[3]</sup>

En 1800, el londinense James Potts diseñó una prótesis de rodilla con socket y mango de madera, con una junta (rodilla) de acero y tendones de catgut de la rodilla al talón. <sup>[3]</sup>

En 1843 Sir James Syme descubrió un nuevo método de amputación que no involucraba al muslo y fue muy bien aceptado por la comunidad de amputados, pues hacía posible para los pacientes volver a caminar con una prótesis de pie y no con una de pierna entera. <sup>[3]</sup>

En 1846 Benjamin Palmer trabajó para mejorar la prótesis de James Potts, reduciendo espacios y añadiendo un resorte, una apariencia menos rudimentaria y tendones ocultos que producían un movimiento aparentemente más natural. <sup>[3]</sup>

En 1858 Douglas Bly inventó y patentó la pierna anatómica del Doctor Bly que él mismo calificó como “el más completo y mejor logrado invento alguna vez intentado de miembro artificial”. <sup>[3]</sup>

En 1863, Dubois Parmlee inventó un sistema avanzado de socket por succión, rodilla policéntrica y un pie multi-articulado. Más tarde, Gustav Hermann sugirió en 1868 el uso de aluminio para las prótesis de miembros, sin embargo, el dispositivo más ligero de aluminio servía probado hasta 1912 cuando Marcel Desoutter, un famoso aviador inglés, perdió la pierna en un accidente de avión y creó la primera prótesis de aluminio con la ayuda de su hermano Charles, un ingeniero. <sup>[3]</sup>

Durante la Guerra Civil en los Estados Unidos de América, el número de amputados se incrementó notablemente y ello les obligó a participar en el desarrollo de las prótesis. James Hanger, uno de los primeros amputados de dicha guerra, patentó el “Miembro Hanger”, hechas de bastones de barriles de madera. <sup>[3]</sup>

Durante la Primera Guerra Mundial no hubo avances muy marcados en el ámbito de las prótesis, aunque este periodo condujo a la creación de la Asociación Americana de Órtesis y Prótesis, ya que los soldados no estaban satisfechos con las propias y su funcionamiento. Ello mismo llevó a que los mismos veteranos, esta vez de la Segunda Guerra Mundial, exigieran al gobierno mejoras para prótesis y órtesis; el gobierno de los Estados Unidos de América realizó convenios con las empresas militares para que gran parte del dinero de los contratos se invirtiera en el desarrollo de mejores prótesis en vez del desarrollo de armas. Gracias a todo esto, las prótesis actuales emplean materiales muy ligeros como plásticos, aluminio y materiales compuestos que proveen a los amputados de prótesis con mejor funcionamiento. <sup>[3]</sup>

Además del beneficio de los materiales, ligereza y ajuste de las prótesis para los amputados, el desarrollo de microprocesadores, chips de computadora y la robótica, permiten devolver a los amputados un estilo de vida cómodo, similar al que estaban acostumbrados y no sólo una funcionalidad limitada o una simple apariencia. <sup>[3]</sup>

Fue hasta la década de 1990 que, junto con la miniaturización de dispositivos electrónicos y muchos prototipos, se desarrollaron modelos como la C-Leg de Ottobock o la RHEO KNEE de Össur. Éstas destacaban, principalmente, por ser controladas electrónicamente y volverse comerciales. <sup>[1]</sup>

### Biomecánica: la marcha humana

La Biomecánica tiene su origen en dos palabras: biología y mecánica. La biología es el estudio de la vida; la mecánica es el estudio del movimiento y las cargas aplicadas que lo originan. De esta forma se puede definir a la Biomecánica como en estudio del movimiento de los seres vivos en respuesta a las cargas aplicadas. Sin embargo, se considera a la Biomecánica como el desarrollo, extensión y aplicación de la mecánica con el propósito de entender mejor la influencia de cargas mecánicas en la estructura, propiedades y

funcionamiento de los seres vivos. El estudio de la Biomecánica es muy amplio y abarca, entre otras muchas cosas, los efectos de las cargas del viento o gravedad en el crecimiento de las plantas, las propiedades mecánicas de los productos alimenticios, las propiedades de bajo arrastre de la piel de los delfines e incluso el desempeño atlético humano. <sup>[5]</sup>

El andar humano es un proceso que incluye una etapa de balanceo, otra de apoyo doble y una de apoyo simple <sup>[1]</sup>, como se observa en la tabla 3.1. Para ello es necesario que la geometría de la prótesis de rodilla sea tal que permita la flexión con el movimiento natural de los pasos, los cuales, generan un movimiento angular respecto a un punto que puede ser considerado su centro y éste va cambiando conforme cada paso se va llevando a cabo.

Estos centros se hallan en puntos fundamentales de la anatomía humana, que permiten movimientos circulatorios como las articulaciones; y las transiciones entre uno y otro centro del movimiento rotacional se asiste del desplazamiento longitudinal que realiza el cuerpo entero respecto al suelo, cuya velocidad se considera igual a cero.









Marcha humana normal	Balanceo derecho (Apoyo izquierdo simple)			Apoyo doble (10% del ciclo de marcha)		Apoyo Derecho		
	Eventos durante el ciclo de marcha	Inicio del balanceo	Balanceo medio	Final del balanceo	Contacto inicial del talón con el piso	El pie derecho se apoya totalmente en el piso	Apoyo medio (El dedo gordo del pie derecho despega del piso)	Apoyo final (comienza la fase de balanceo en el pie izquierdo)
								
Ángulo de flexoextensión <sup>[9]</sup>	40	60	30	0	0-15	15	5	0
Porcentaje del ciclo de marcha	Fase de balanceo 40%			Fase de apoyo 60%				
<b>Músculos implicados en la marcha humana</b>								
Aductores				X	X			
Glutius medio	X	X						X
Glutius maximus	X							X
Psoas iliaco						X		
Triceps				X	X	X	X	X
Hip abductor								
Cuadriceps	X	X			X			X
Isquiotibiales	X	X						X
Sartorio					X			

Tabla 3.1 Ciclo de marcha humana <sup>[1]</sup>.



El andar humano es un proceso complejo que requiere de distintos movimientos de la rodilla. Estos se clasifican en balanceo, deslizamiento y rotación axial. La rotación del fémur alrededor de la tibia ocurre en los primeros 10 grados de movimiento partiendo de una extensión total ó 0 grados (Figura 3.1), a partir de aquí comienza la etapa de balanceo después de la rotación axial y el centro de rotación para los cóndilos femorales cambia a las mesetas tibiales. En los siguientes 20 grados el movimiento pasa a convertirse en deslizamiento, después de ello, centros de rotación sucesivos de los cóndilos femorales conducen hacia abajo hasta las mesetas tibiales hasta obtener la extensión total, nuevamente. [6]

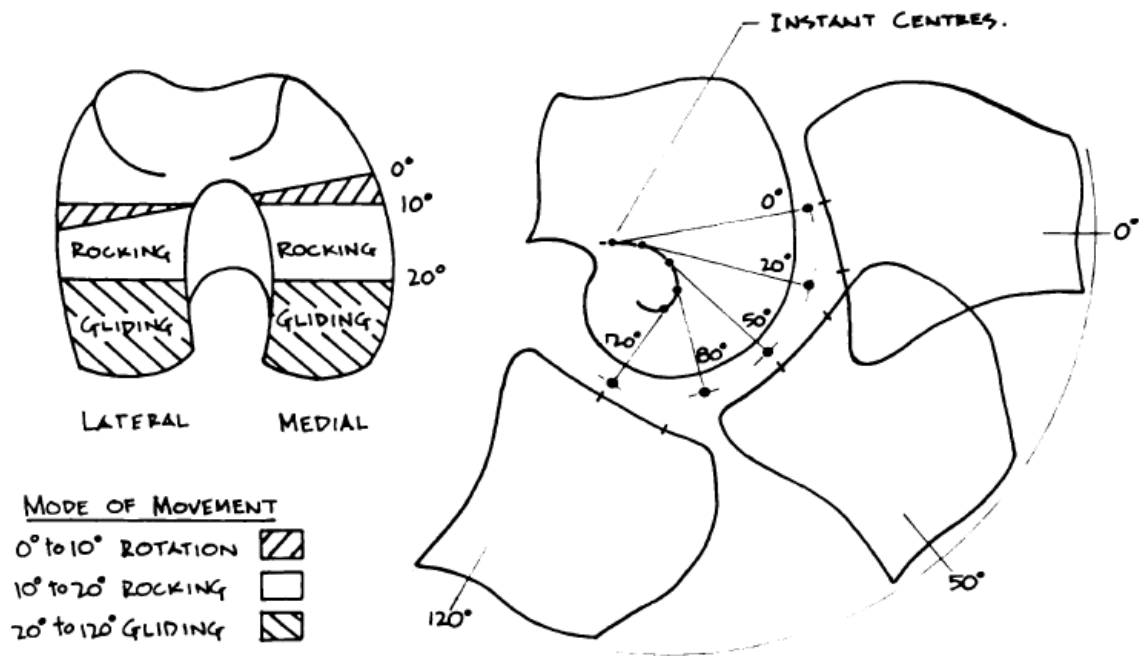


Figura 3.1 Movimiento Normal de la Rodilla [6].

### Prótesis policéntrica

El andar humano requiere de diversas rotaciones respecto a diferentes partes de la pierna, especialmente en el caso de la rodilla. Son precisamente estas rotaciones las que facilitan las flexiones o extensiones y el soporte para las cargas necesarias. Para que el andar sea lo más natural, se requiere que el elemento que vaya a sustituir a la rodilla actúe de forma similar y varíe su centro de rotación de la misma forma en el proceso. Una rodilla humana se puede simular tanto de forma separada del resto del cuerpo empleando las medidas necesarias como unida a la pierna para actuar debidamente.

Para realizar el proceso anterior, es necesario que la prótesis tenga una geometría con determinadas características; esto con la intención de hacer el movimiento de forma más natural. La geometría de la prótesis debe ser policéntrica para lograr ese tipo de movimiento. Policéntrico es un adjetivo que se refiere a una geometría con dos o más centros, ya que, durante un ciclo del andar humano, presentan varios centros de rotación o centros instantáneos de giro que van cambiando durante el movimiento [7]. La intención de diseñar una prótesis policéntrica de rodilla es hacer coincidir los centros instantáneos de rotación propios de la geometría con las partes del cuerpo (articulaciones y transiciones por

desplazamiento del cuerpo completo) encargadas de generar esa rotación. Esto se traduciría en un andar normal y sin tener que mover partes del cuerpo de forma asimétrica (como cojear o agachar la cadera al dar un paso con el miembro faltante, por mencionar algunos ejemplos) con cada paso para que la prótesis cumpla con su objetivo y el movimiento esperado.

### Trabajo previo

El M.I. Jorge Alberto Nájera Castrejón desarrolló un modelo de prótesis de rodilla policéntrica pasiva (Figura 3.2) en sus tesis de licenciatura y maestría empleando un actuador magnetorreológico y técnicas de control difuso. Como tesis de la licenciatura, centrándose en el mecanismo y el diseño de ésta, y su continuación como tesis de maestría, centrándose en las técnicas de lógica difusa y sensores.

El resultado del trabajo de varios años arrojó un modelo muy completo de prótesis empleando un actuador magnetorreológico RD-1005-3 de Lord, un controlador difuso diseñado por él mismo exclusivamente para la marcha normal humana, de acuerdo con las pruebas y una estructura manufacturada en una ligera aleación de aluminio que corresponde con el modelo mecánico diseñado.<sup>[1]</sup>

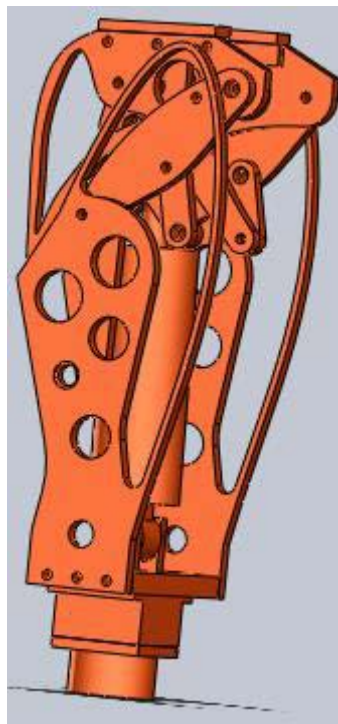


Figura 3.2 Diseño mecánico de prótesis policéntrica pasiva de rodilla del M.I. Jorge Nájera.

## **Desarrollo**

### Análisis de centros instantáneos de rotación

El centro instantáneo de rotación es un punto cuya velocidad en un instante es igual a cero durante un movimiento angular.

En mecánica clásica existe un procedimiento que parte del análisis gráfico para encontrar el o los centros instantáneos de rotación. Estos centros también se pueden modificar o proponer a través del mismo método, que se encuentra ligado, sobre todo a las dimensiones de los eslabones y funciona para mecanismos con un número preciso de barras. Para ajustar la estabilidad propia de la rodilla como un mecanismo de 4 barras, Radcliffe propone hacer un análisis y “ajuste de banco”.

Antes de comenzar a simular el movimiento de la rodilla, es útil pensar en cómo se ve éste desde un costado de la persona y así es fácil determinar que se trata de un movimiento plano, dado que sucede exclusivamente de atrás hacia adelante, pero siempre respetando el mismo plano para cada pierna.

Para conocer el centro instantáneo de rotación (CIR) de un cuerpo rígido basta con conocer el vector de movimiento de dos partículas de éste. Eso es debido a que estos vectores son tangentes al radio que forman con respecto a dicho centro y extendiendo (analítica o gráficamente) estas rectas radiales, se hallará el CIR en su intersección.<sup>[8]</sup>

Posteriormente, se pasa a hacer un análisis estático, como primera etapa del método propuesto por Radcliffe. Para ello hay dos métodos que consideramos. Uno es el sistema alineación alemana y el otro se trata del sistema de alineación propuesta desde UC Berkley (Figura 4.1). Ambas son metodologías para considerar la línea de carga, la separación que debe haber con el medio de la rótula y, con ello, se determina la altura de la articulación del tobillo. La línea de carga se considera que, en una persona no amputada, va desde el isquion (que es la parte hueso de la cadera que sobresale hacia abajo. Figura 4.2) hasta el tobillo. Para el caso de la prótesis para amputados transfemorales es recomendable hallar el bisector del ala medial (en inglés, *Bisector of the Medial Brim 'BMB'*) que se trata de un punto al centro de la junta entre el hueso de la cadera y el fémur desde un análisis frontal. En el sistema alemán es indispensable el correcto posicionamiento del *BMB*, por otro lado, en el sistema de UC Berkley una aproximación de este punto es suficiente.<sup>[9]</sup>

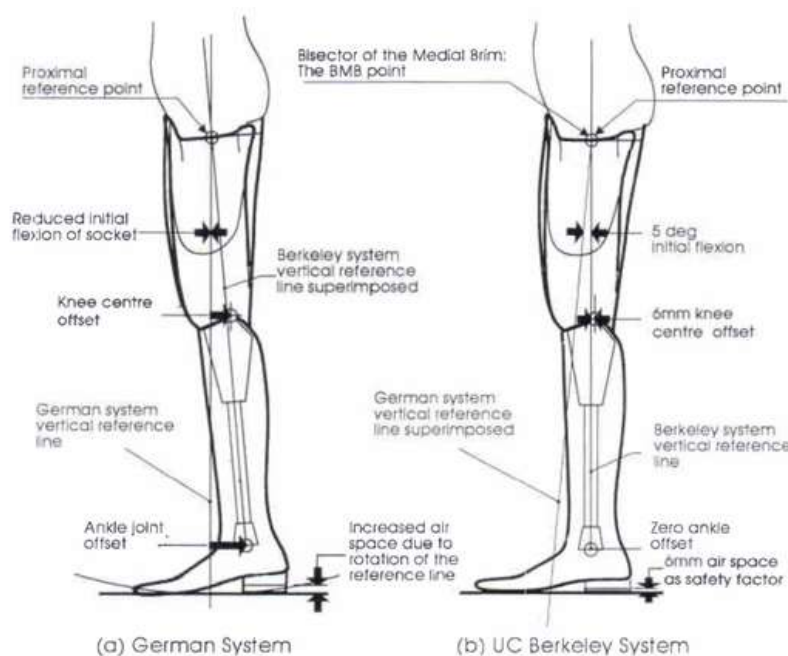


Figura 4.1 Comparación entre el sistema alemán y el de UC Berkley con posición del *BMB*<sup>[9]</sup>.

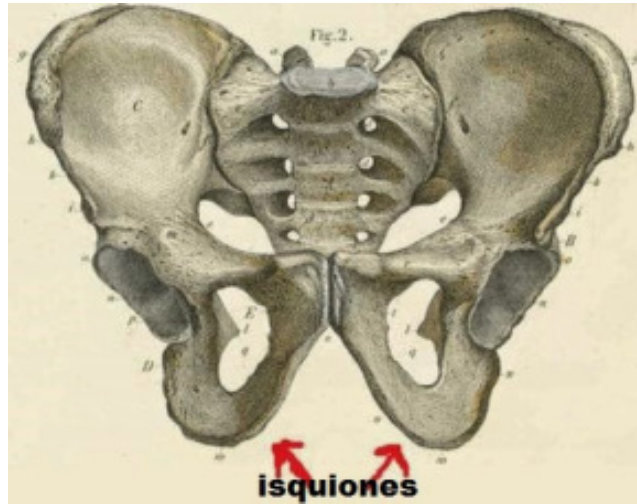


Figura 4.2 Isquiones <sup>[10]</sup>.

El siguiente paso es incrementar la estabilidad de la rodilla, dependiendo de la longitud del muñón como de factores propios del usuario (altura, tamaño del pie, longitud de la pierna, tamaño del fémur, entre otros), por lo que se recomienda variar el ángulo de inserción del socket de un grado en un grado y flexionar la planta de la prótesis un poco, hasta que el paciente se sienta lo más cómodo que pueda. <sup>[9]</sup>

A continuación, se hace un análisis dinámico, donde se considera la zancada, las distintas etapas del andar (debido a los grados de inclinación de la pierna con respecto a la posición denominada extensión total) y los momentos generados por las diferentes formas de apoyar el pie (como delegar toda la presión a el talón, también conocido como retropié, o al antepié. Figura 4.3), dependiendo de la fase, con los que se localizan los Centros Instantáneos de Rotación característicos de esa persona y se modifica la posición del centro de la rodilla (donde flexiona) hacia atrás o hacia adelante, dependiendo si se flexiona antes de tiempo o cuesta trabajo flexionarla con un paso normal de la persona. <sup>[9]</sup>

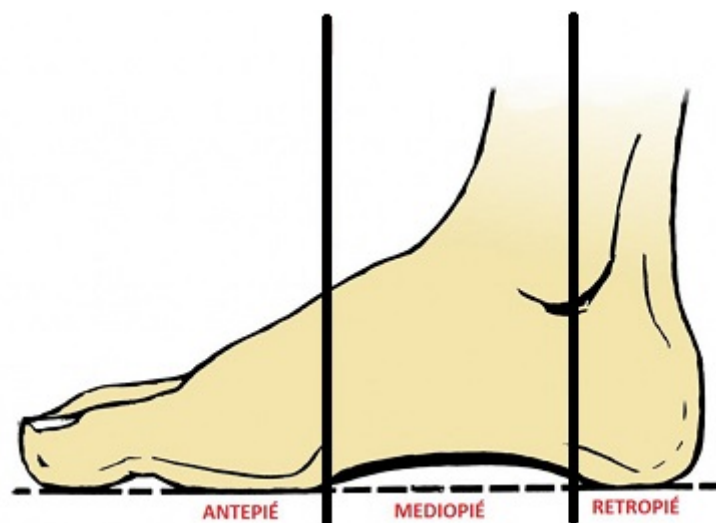


Figura 4.3 Antepié y retropié o talón <sup>[11]</sup>.

Para el caso de la prótesis de rodilla del maestro Jorge Nájera, hallamos que el centro de la rodilla estaba más cerca de la línea de carga que lo recomendado, considerando trazos

perpendiculares desde el centro de cada uno de los soportes cuadrados de la prótesis (superior e inferior) y para medidas estándares de un adulto mexicano masculino. Se decidió tomar a alguien con estas características como referencia por parte del equipo, pues el usuario que se busca para esta prótesis es el público mexicano (principalmente) y la mayoría de los amputados con traumatismo son hombres mayores de 18 años (75% de los amputados transfemorales, según la A.N.M.M.)<sup>[12]</sup>; se hizo sólo el análisis estático, que haría la mejor aproximación posible sin ser personalizada aún, y las medidas se obtuvieron de estudios antropométricos realizados en México.

Para conocer la longitud promedio de un fémur o una pierna en México, se recurrió a estudios antropométricos y se validaron sus datos mediante una operación simple, que fue sumar la distancia del suelo a la rodilla y de la rodilla al glúteo en el percentil del 50% para todos los estudios.<sup>[13]</sup><sup>[14]</sup> Se restaron cerca de 10 cm (según estimamos mis compañeros y yo, ya que no fue posible hallar el dato exacto) y comparamos con la altura del suelo al trocánter mayor (Figura 4.4).<sup>[15]</sup> Resultó ser similar, con ligeras variaciones que se esperaba que aparecieran, dado que se trataba de estudios distintos y la distancia desde el suelo al trocánter no es recta si se pasa por la rodilla. Sino que se puede considerar el camino de dos rectas (suelo-rodilla y rodilla-trocánter) que forman un ángulo distinto de 180° entre ellas (ese ángulo es el que permite que el centro de la rodilla esté por detrás de la línea de carga y se produzca el andar sin flexiones indeseadas de rodilla).



Figura 4.4 Localización del trocánter mayor en el fémur<sup>[16]</sup>.

Se estableció que se utilizarían las medidas del libro de Charaund y la distancia de la rodilla al glúteo vería una disminución de 10 cm en su longitud, para incrementar su exactitud. Como se había ocupado el método de ajuste estático de UC Berkley, no se requería de mucha precisión en la localización del *BMB*. Con ello se estableció que la distancia del punto de apoyo del talón (en el suelo) a la rodilla para el diseño de la prótesis es de 505.15 mm y la distancia de la rodilla al trocánter mayor (que fue nuestra referencia para el *BMB*), es de 458.11 mm.

### Rediseño de eslabones

Basado en el método propuesto por Radcliffe y mencionado anteriormente, se propusieron cambios en los eslabones que corregirían la imprecisión original de los centros instantáneos de rotación, tras el análisis estático.

El modelo en que se trabajó (Figura 4.5) ya era una modificación del original del maestro Jorge Nájera hecha por él mismo y se aproximó el centro de la rodilla (centro del mecanismo de 4 barras en conjunto) al punto medio de la línea que une a los dos ejes (al medio de la rodilla de arriba abajo, aproximadamente, uno a la izquierda y otro a la derecha). La longitud de dicho centro al extremo superior es de  $95.1\text{ mm}$  y del centro hacia el extremo inferior es de  $200.2\text{ mm}$ .

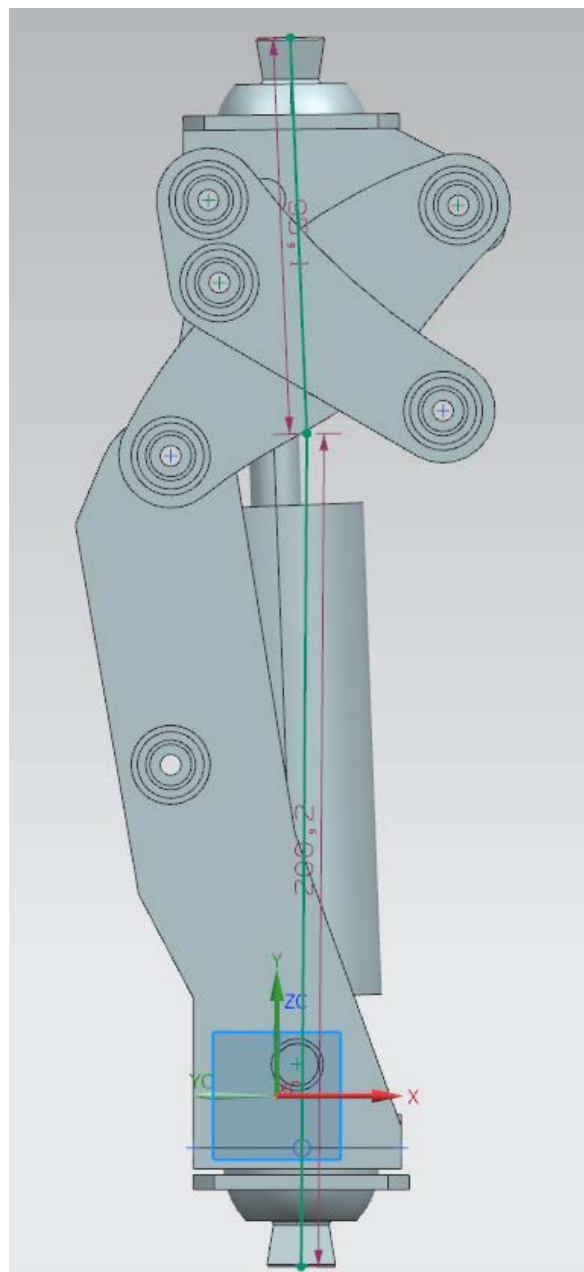


Figura 4.5 Longitud del centro aproximado de la rodilla a los extremos de la prótesis.

Tras extender líneas que cubrieran las longitudes que se tomaron del estudio antropométrico para las distancias suelo - centro de la rodilla y centro de la rodilla – trocánter mayor (Figura 4.6), se comprobó que el centro de la rodilla estaba a más de 6 mm de la línea de carga (Figura 4.7) y, aunque una de las recomendaciones es que se encuentre debajo de los 12 mm, se optó por ajustar dicha distancia.

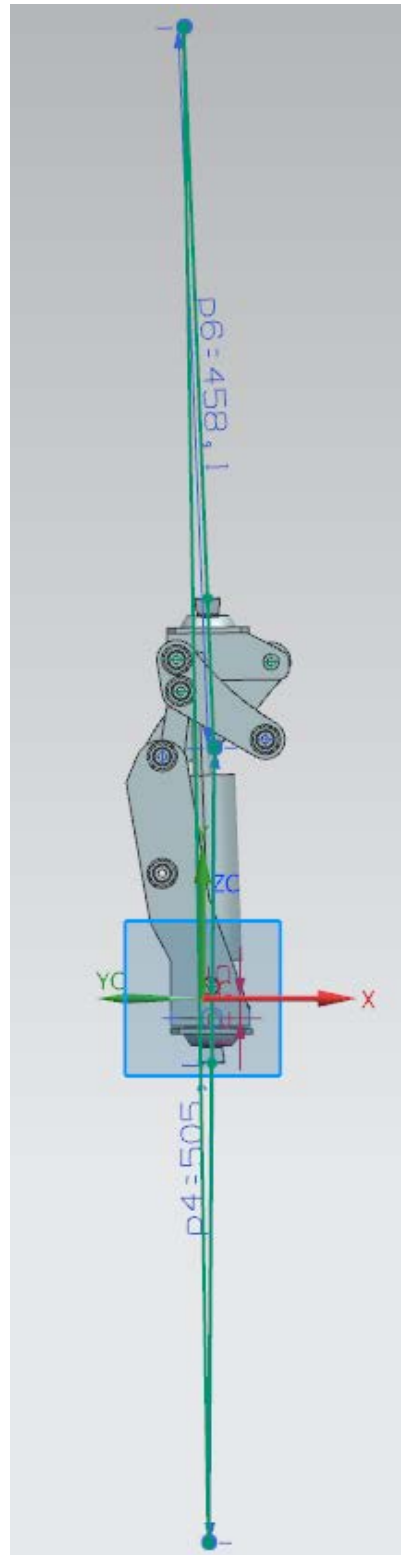


Figura 4.6 Líneas que ilustran la línea de carga (línea verde a la izquierda) y las que unen al centro de la rodilla con el trocánter y el suelo (líneas verdes unidas a la derecha).



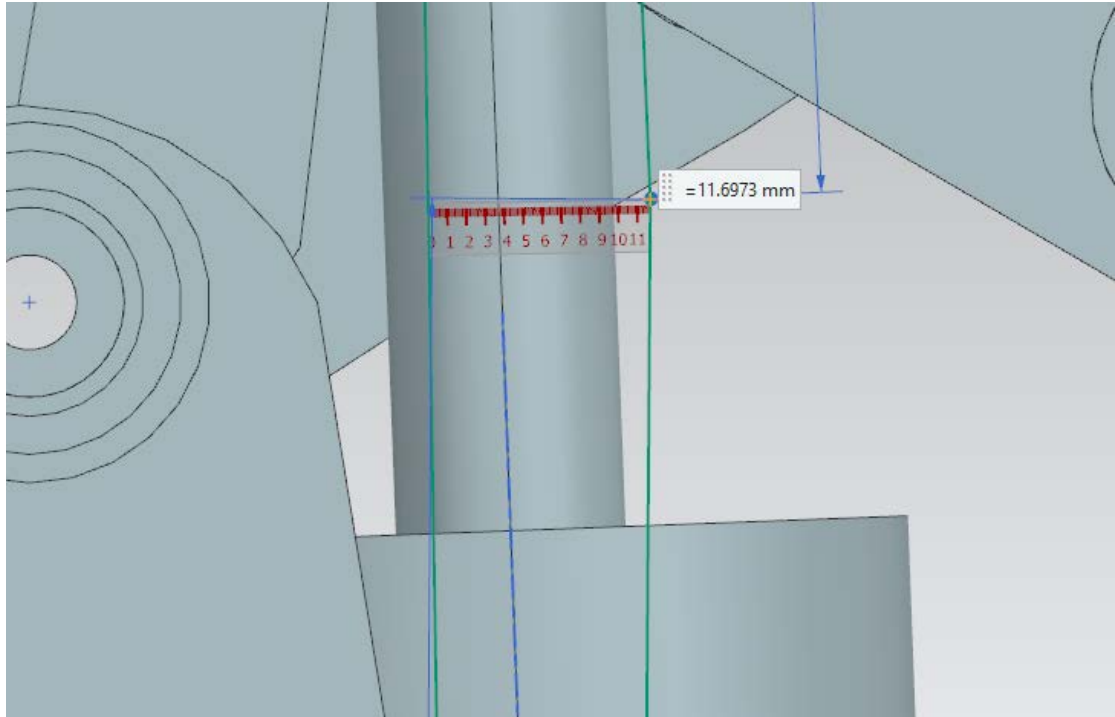


Figura 4.7 Longitud entre la línea de carga (línea verde a la izquierda) y el centro aproximado de la rodilla (punto verde a la derecha).

La medida del eslabón más largo (en la parte inferior de la rodilla. Figura 4.8) era de poco más de 145 *mm* y se sugirió modificar a 74.21 *mm*. Cabe mencionar que el eslabón que sufrió el cambio más importante.

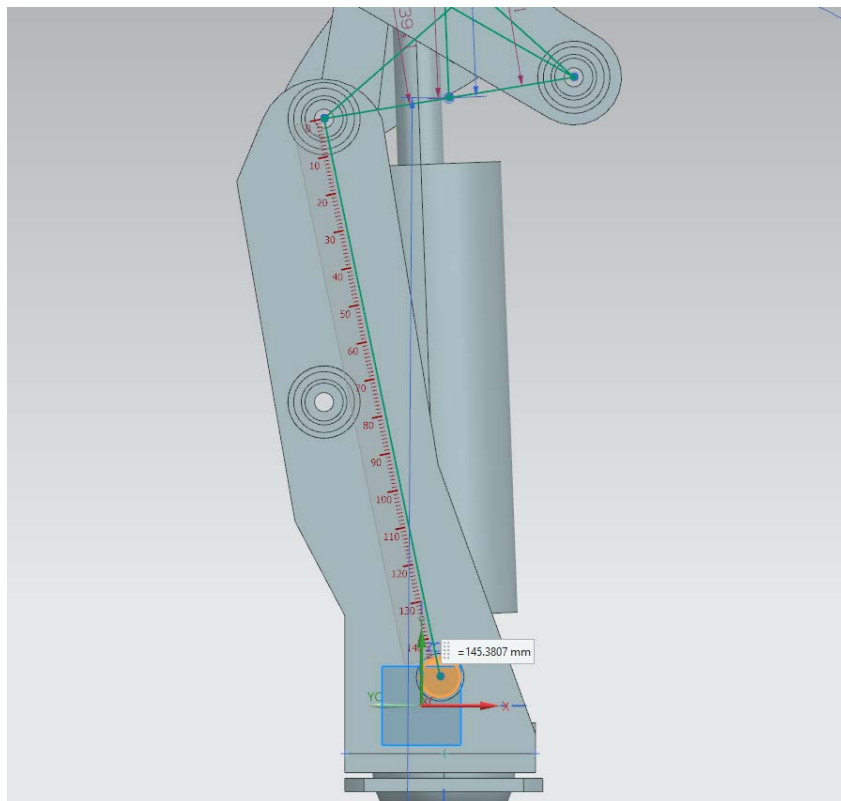


Figura 4.8 Medida del eslabón inferior, el más largo del modelo.



La medida del eslabón superior con dos vértices (Figura 4.9) era de  $91.55 \text{ mm}$  y se sugirió modificar a  $91.58 \text{ mm}$ .

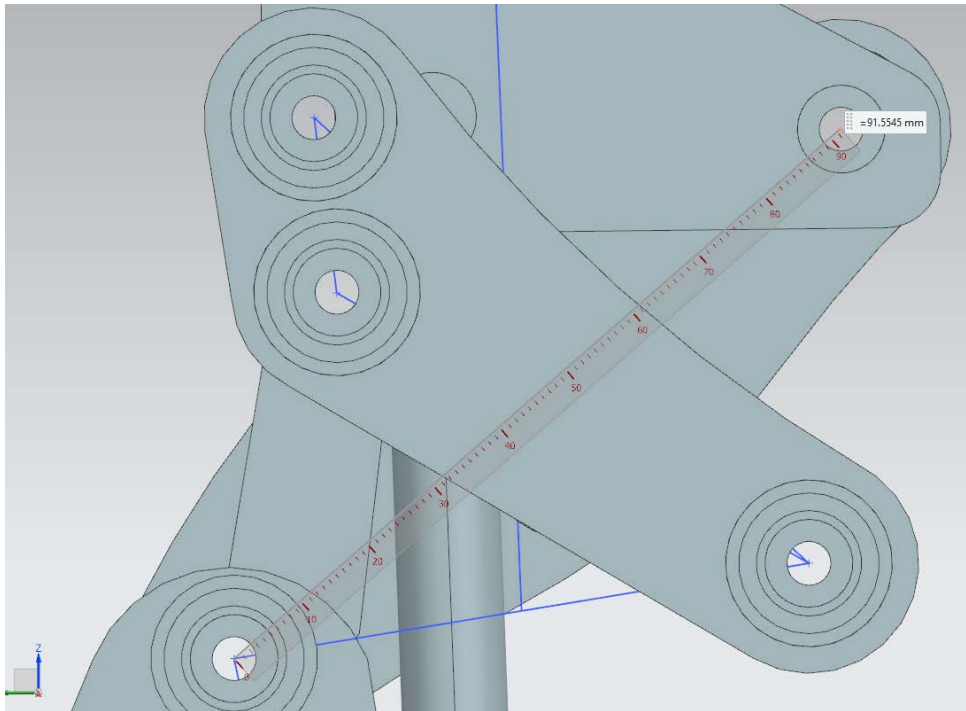


Figura 4.9 Medida del eslabón superior con dos vértices.

Las medidas del eslabón superior con tres vértices (Figura 4.10) eran de  $75.7058 \text{ mm}$  para la unión entre el vértice derecho con el izquierdo superior, de  $61.8714 \text{ mm}$  para la unión entre el vértice derecho con el vértice izquierdo inferior y de  $20.0813 \text{ mm}$  para la unión entre los vértices izquierdos. Se sugirió modificarlas a  $75.7245 \text{ mm}$ ,  $61.89 \text{ mm}$  y  $20 \text{ mm}$ .

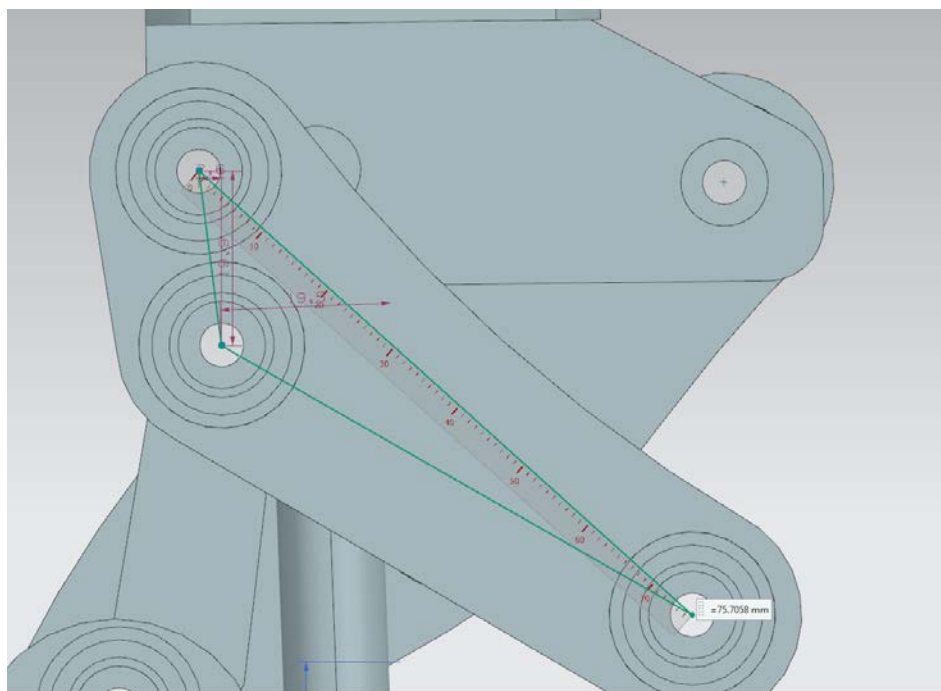


Figura 4.10 Medida del eslabón superior con tres vértices.

Se comprobó que éstos correspondían con lo deseado mediante cálculos (que consta de introducir a modo de datos de entrada la posición de los centros instantáneos de rotación en el programa de Wolfram Mathematica que desarrolló el maestro Jorge Nájera como parte de su tesis de licenciatura con el modelo matemático característico de este mecanismo de 4 barras y sus centros instantáneos de rotación deseados. Figura 4.12) para modificar los eslabones y finalmente el maestro Jorge Nájera sugirió modificaciones a la apariencia y la distribución de piezas (Figura 4.11), tras un análisis de esfuerzos por software con el método de Elementos Finitos.

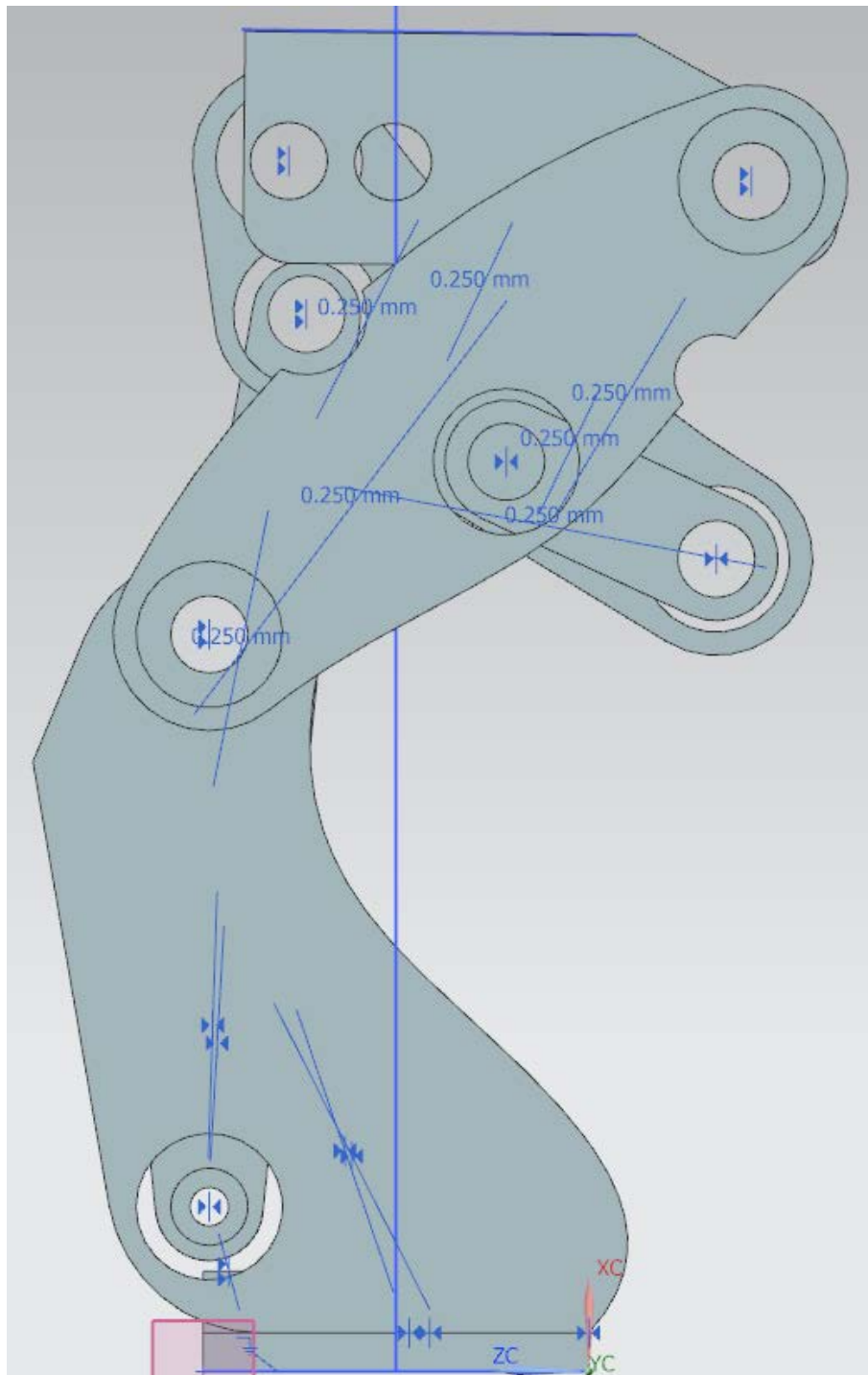


Figura 4.11 Vista lateral del modelo de rodilla modificado.

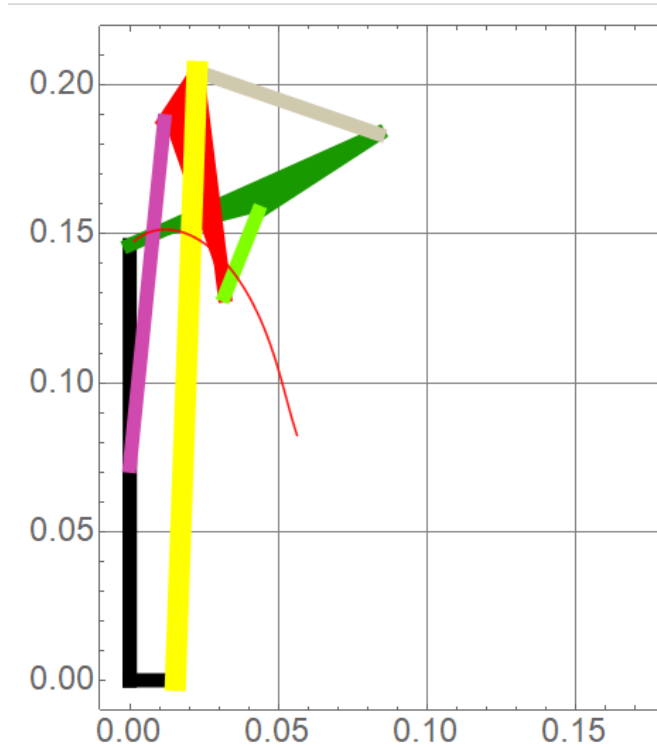


Figura 4.12 Gráfico del modelo generado en Wolfram Mathematica para la rodilla.

#### Análisis y simulación de manufactura

Con la ayuda del software NX 10.0 de Siemens, se empleó el complemento del tipo CAM (Computer Aided Manufacturing o Manufactura Asistida por Computadora) para simular la manufactura de las piezas en un sistema de control numérico asistido por computadora (CNC, por sus siglas en inglés. Figura 4.13). Éstas tienen un espesor de 3 mm y se trata de aluminio. La herramienta propuesta fue un cortador de acero de alta velocidad de 3/8 in de diámetro. Se ocupó la operación de *MILL\_SEMI\_FINISH* para dar un acabado suave, pero no demasiado, ya que eso incrementaría el tiempo de maquinado y la energía eléctrica utilizada para manufacturarlo de forma innecesaria. El acabado *Semi finish* quiere decir que el avance será más lento de lo habitual, pero la suficiente será lisa y no dejará rebabas que se enganchen de la ropa.

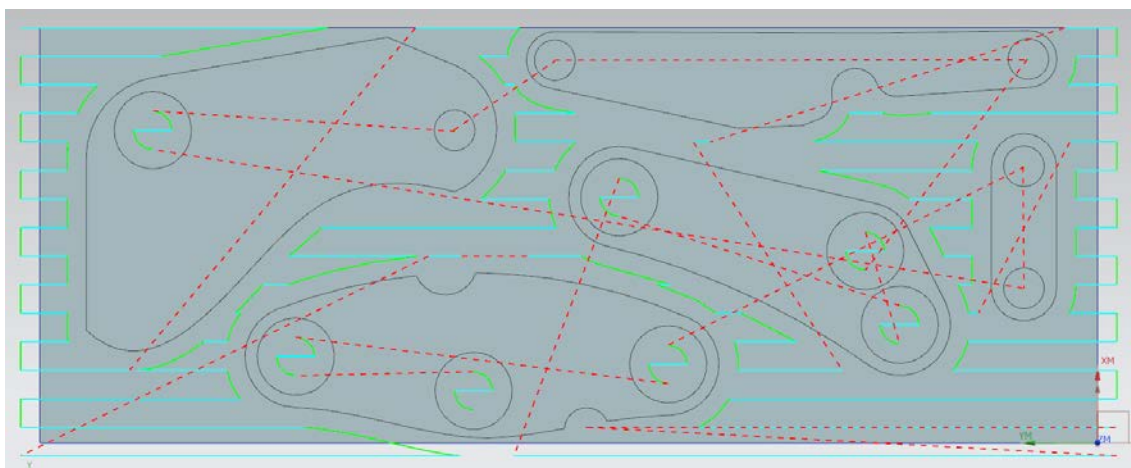


Figura 4.13 Trazado de la simulación de maquinado en CNC.

Se ocupó el movimiento *Plunge* que se trata de un descenso vertical recto de la herramienta en los parámetros de movimientos que no significan un corte, con la finalidad de llegar a la superficie de corte rápidamente, seguido de cortes que siguen la trayectoria de la forma de las paredes. El avance de la herramienta fue en el sentido que el software reconoce como *Clim Cut* (Figura 4.14) que quiere decir que girará en sentido opuesto a la dirección de las cuchillas.

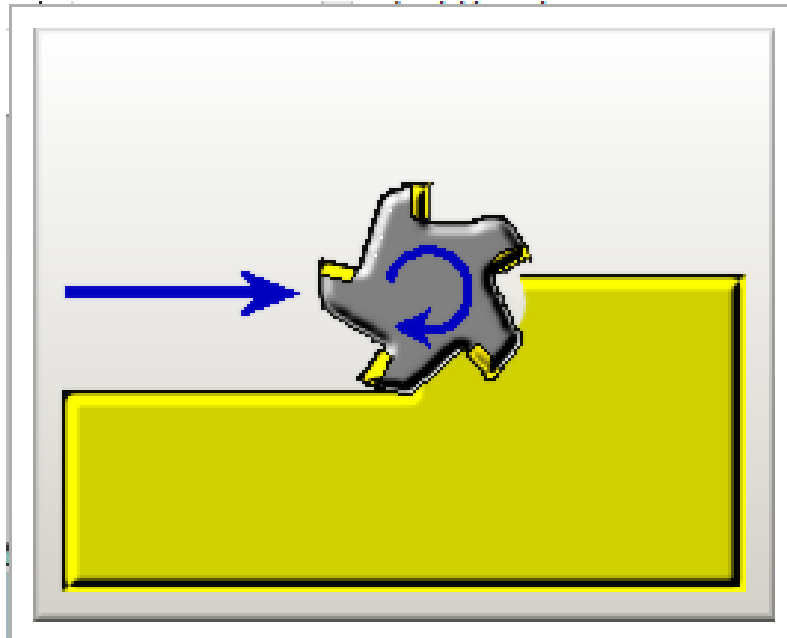


Figura 4.14 Imagen ilustrativa en NX 10.0 para ilustrar el giro 'Climb Cut'.

Originalmente se ocupó el descenso helicoidal para movimientos que no significan un corte, pero el cortador no entraba en algunas cajas circulares, dado que requiere de un giro y un descenso, que resultaban ser más grandes que el diámetro de las cajas circulares, incluso reduciendo estos parámetros al máximo permitido.

Se dejó un margen de  $0.6 \text{ mm}$  al fondo de la pieza base para evitar el contacto entre la herramienta y la prensa de sujeción. La pieza base mide  $260 \text{ mm}$  de largo por  $102 \text{ mm}$  de ancho, suficiente para que la prensa no tenga problemas para sujetarlo.

### **Diseño final (resultados)**

Se obtuvo un modelo de prótesis de rodilla que cumple con el método de Radcliffe, hasta el análisis estático, ya que se trata sólo del mecanismo que sustituye a la rodilla en un paciente que presenta amputación transfemoral en una pierna; y los demás parámetros que corresponden a una persona en específico se pueden ajustar en elementos como el socket, la barra de la pierna o la del muslo, al igual que la altura del talón.

El modelo es una rodilla que ha superado los análisis por el método de Elementos Finitos para personas con un peso máximo de  $120 \text{ kg}$ , una velocidad media de  $4 \text{ km/h}$ , que tenga una estatura promedio de  $1646 \text{ mm}$  sin zapatos, del sexo masculino, entre 18 y 68 años y sea originario de Latinoamérica.

Se trata de un modelo de 4 barras del que se puede aproximar su centro de rotación en conjunto al medio de la línea que forman el centro del eje que une al eslabón más largo con el eslabón superior de dos vértices con el centro del eje que une al eslabón superior de tres vértices con un eslabón auxiliar que se conecta al otro eslabón superior (el que cuenta con dos ejes).

La simulación de manufactura es idealmente posible, sin embargo, en la realidad presentaría complicaciones al momento de maquinarse en *CNC* y todavía requiere modificaciones.

Dichas modificaciones a la simulación del maquinado están relacionadas con el espacio que se deja en los bordes. Virtualmente, el maquinado es posible dado que es una pieza inherentemente inamovible, pero en la realidad a dicha pieza se le debe restringir el movimiento utilizando una prensa que la sujete por los bordes externos y se trataría de evitar el contacto entre esa prensa y la herramienta que ocupa la máquina de *CNC*. Además, se debe pensar en dejar bordes más bien anchos, dado que la prensa sujeta a la pieza base por presión; si dichos bordes son muy delgados pueden flexionarse, mover la pieza y alterar las dimensiones y forma de la pieza final, si no es que pierde toda restricción de movimiento y podría dejar su lugar con posibles daños a la máquina, a sí misma (la pieza base) y herramienta.

Una vez manufacturado el modelo, estará listo para ser ensamblado y si eso es factible, como lo ha demostrado el modelo hecho en computadora, podrá ser utilizado en pruebas con humanos.

## Conclusiones

La prótesis de rodilla basada en el mecanismo de 4 barras aquí presentado es un modelo que idealmente funciona y ha pasado por las pruebas necesarias como los son sus centros de rotación, sus dimensiones que son coherentes con la antropometría latinoamericana y análisis de esfuerzos en un uso cotidiano por parte de gente que reúna las características medias ya mencionadas.

La simulación de maquinado para este modelo requiere mejoras con respecto a los espacios relativos a los bordes exteriores y entre las piezas mismas. Virtualmente es posible, pero se sabe que en la realidad el resultado esperado no sería el mismo, dada la naturaleza de la sujeción. Una sugerencia es emplear piezas base de medidas similares, repartir las piezas del mecanismo en varias piezas base, dejar espacios gruesos entre los bordes de las piezas y los bordes exteriores de las piezas base (aproximadamente 3 *cm*) y dejar un espacio de seguridad entre la profundidad máxima de corte de la herramienta y la base de exterior de la pieza base (aproximadamente 0.1 *mm*).

Por otro lado, los órdenes de magnitud de las piezas son muy pequeños y difíciles de manufacturar con tanta precisión, por lo que se surge en este rubro hacer redondeos de las medidas al orden de magnitud más pequeño con el que trabaje la máquina de *CNC* en que se manufacture. Se sabe que con estas modificaciones existirán variaciones en las

posiciones de los centros de rotación, pero se busca minimizar dichas variantes. Igualmente se puede corregir con los ajustes del análisis dinámico que corresponde a un usuario en específico.

Una vez hecho eso, sería prudente pasar a pruebas con potenciales usuarios y ver cómo reacciona el material ante el uso en condiciones reales, analizar si los centros instantáneos de rotación son acertados para ser utilizados en el día a día y realizar ajustes según el método de Radcliffe mediante un análisis dinámico (que supone modificaciones a otros elementos de la prótesis como el socket) o rediseñar el mecanismo.

Este modelo es una prótesis en potencia, que pretende ayudar a personas que hayan sufrido de amputaciones transfemorales y requieran de un sustituto para la rodilla. El número de amputados es alto (75,000 para 2015 <sup>[12]</sup>) y la mayoría de ellos no tienen acceso a una prótesis (67,500 para 2015 <sup>[12]</sup>). Una de las principales causas es la falta de recursos <sup>[12]</sup> y ésta es una alternativa que reduce los costos y busca promover la venta de prótesis de rodillas a precios más competitivos frente a sus rivales (como la RHEO KNEE de Össur). Este trabajo puede ayudar a que personas de bajos recursos obtengan una alternativa de prótesis más económica y funcional. Por supuesto, ello tras superar las pruebas de uso cotidiano.

Con este trabajo aprendí mucho sobre prótesis, como los más simple que serían las estadísticas, hasta temas más complicados como un método de diseño para prótesis. Junto con este trabajo me llevo mucha práctica en software de diseño en computadora y muchas nuevas experiencias con software de manufactura y análisis a computadora. Aprendí a utilizar de forma extensa este tipo de programas. Aprendí muchos conceptos nuevos relacionados con anatomía, historia de las prótesis, actuadores magnetorreológicos, múltiples centros instantáneos de rotación de un cuerpo o mecanismo y operaciones de manufactura en CNC.

Junto con un trabajo que es un paso más hacia una posibilidad de mejorar para las personas que hayan sufrido amputaciones y con bajos recursos, me llevo un trabajo gratificante y muchas lecciones del maestro Jorge y del doctor Dorador en un área en la que falta mucho por descubrir y mejorar: La Ingeniería Biomédica. Deseo que en México esta área siga desarrollándose muy rápido y pronto estemos a la par de países que llevan años de ventaja, sobre todo con iniciativa y esfuerzo.

### Referencias

- <sup>[1]</sup> Nájera Castrejón, Jorge Alberto. Tesis: *Diseño de una prótesis de rodilla externa para amputado transfemoral*. Tesis digitales, Dirección General de Bibliotecas-UNAM. México, 2007.
- <sup>[2]</sup> Real Academia Española. *Diccionario de la lengua española*. S/Ed., ed. del Tricentenario. España, 2017. Rev. lunes 5 de febrero de 2018. Disponible en: <http://dle.rae.es/?id=US6Q9JZ>
- <sup>[3]</sup> Norton, Kim M. *A Brief History of Prosthetics*. inMotion Magazine, Vol. 7, núm. 7, Noviembre/Diciembre, 2007

- <sup>[4]</sup> Nerlich, Andreas G.; Zink, Albert; Szeimies, Ulrike; Hagedorn, Hjalmar G. *Ancient Egyptian prosthesis of the big toe*. THE LANCET, Vol. 356, Diciembre 23-30, 2000.
- <sup>[5]</sup> Humphrey, Jay D. y Delange, Sherry L. *An introduction to Biomechanics*. Ed. Springer Science+Business Media, 1° ed. Nueva York, 2004.
- <sup>[6]</sup> Gunston, Frank H. *POLYCENTRIC KNEE ARTHROPLASTY*. The Bone & Joint Journal, Vol. 53-B, No. 2. Inglaterra, 1971.
- <sup>[7]</sup> Herrera Gutiérrez, David. Tesis: *Mecanismos policéntricos para prótesis de manos*. Tesis digital, Programa de Maestría y Doctorado en Ingeniería-UNAM. México, D. F., enero 2013.
- <sup>[8]</sup> Beer, Ferdinand P.; Johnston, E. Russell, Jr.; Cornwell, Phillip J. *Mecánica vectorial para ingenieros: Dinámica*. Ed. McGraw-Hill, 9° ed. México, 2007.
- <sup>[9]</sup> Radcliffe, C. W. *Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: kinematics, alignment and prescription criteria*. Digital Resource Foundation for the Orthotics & Prosthetics Community. Rev. lunes 12 de febrero de 2018. Disponible en: [http://www.oandplibrary.org/poi/1994\\_03\\_159.asp](http://www.oandplibrary.org/poi/1994_03_159.asp)
- <sup>[10]</sup> Maza, Ana. *¿Qué son los isquiones? Importancia en el Yoga*. Yoga: Anatomía y Yoga. Publicado el 14 de mayo de 2015. Rev. viernes 15 de junio de 2018. Disponible en: <https://anayogaa.wordpress.com/2015/05/14/que-son-los-isquiones-importancia-en-el-yoga/>
- <sup>[11]</sup> Blog Plantillas Deportivas. *Plantillas para ciclistas. ¿Por qué?* Plantillas Deportivas. Publicado el jueves 10 de diciembre de 2015. Rev. viernes 15 de junio de 2018. Disponible en: <http://tusplantillasdeportivas.blogspot.com/2015/12/plantillas-para-ciclistas-por-que.html>
- <sup>[12]</sup> Vázquez Vela, Dr. Eduardo. *Acta de la Sesión del 4 de marzo del 2015 Academia Nacional de Medicina: Los amputados, un reto para el estado*. Academia Nacional de Medicina de México. Publicado el 4 de marzo de 2015. Rev. viernes 15 de junio de 2018. Disponible en: [https://www.anmm.org.mx/actas2015/Acta\\_SO04032015.pdf](https://www.anmm.org.mx/actas2015/Acta_SO04032015.pdf)
- <sup>[13]</sup> Rangel-Elizalde, Ángel Ivar. *Estudio antropométrico de la población mexicana masculina laboralmente productiva*. Científica, Vol. 19, núm. 1, pág. 14, enero-junio 2015.
- <sup>[14]</sup> Ávila Chaurand, Rosario; Prado León, Lilia Roselia; González Muñoz, Elvia Luz. *Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana*. Ed. Universidad de Guadalajara, 2° ed. Guadalajara, Jalisco México, 2007.
- <sup>[15]</sup> Ortiz Rubio, José Luis; et. al. *PERFIL ANTROPOMÉTRICO DE LA POBLACIÓN DE ESTUDIANTES DE INGENIERÍA INDUSTRIAL DEL INSTITUTO TECNOLÓGICO DE LOS MOCHIS*. Sociedad de Ergonomistas de México A.C: Memorias del VI Congreso Internacional de Ergonomía. Universidad del Guanajuato, 2004. Pág. 82.
- <sup>[16]</sup> Mahiques, Dr. Arturo. *Bursitis Trocantérea*. CTO-AM. Rev. miércoles 20 de junio de 2018. Disponible en: <http://www.cto-am.com/bursitistrocanterea.htm>