



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE RODILLA EXTERNA
PARA AMPUTADO TRANSFEMORAL**

T E S I S

Que para obtener el título de
INGENIERO MECÁNICO

P R E S E N T A

Jorge Alberto Nájera Castrejón

DIRECTOR DE TESIS:
DR. JESÚS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ

MÉXICO D.F.

Octubre de 2007





Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas

Tesis Digitales

Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©

PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos

Me dan ganas de llenar con nombres de estrellas,
de ella, de aquel, de aquella, del otro y la otra
las más de las páginas de esto que no es mío
y que por se de otros también lo es.

Por eso, por lo que siento y creo,
te agradezco a ti mujer
polvo o estrella que siempre a mi lado estás,
a ti itzel, a ti Ana,
a ti amigo, a ti Francisco, a ti Emilio, a ti Rodolfo,
a ti Eduardo, a ti Eva o Adán, a ti mujer o a ti hombre.

Entonces me agradezco a mí para agradecerte a ti,
lo que aquí escrito está.

Agradezco también al Dr. Jesús Manuel Dorador González por el apoyo
brindado.

DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE RODILLA EXTERNA PARA AMPUTADO TRANSFEMORAL

Contenido

Introducción.....	2
Planteamiento del problema.....	3
Antecedentes.....	4
1.1 Historia de las prótesis	
1.2 Prótesis rígidas	
1.3 Rodillas tipo poli-céntricas	
1.4 Rodillas monocéntricas	
1.5 Rodillas asistidas por un microprocesador	
1.6 Causas de amputación en México	
1.7 Niveles de amputación	
1.8 Anatomía del miembro inferior	
1.9 La marcha humana	
Diseño conceptual.....	30
2.1 Especificaciones de diseño	
2.2 Diseño conceptual	
Diseño de configuración.....	73
3.1 Configuración 1	
3.2 Configuración 2	
3.3 Configuración 3	
3.4 Configuración 4	
3.5 Selección del actuador	
Diseño de detalle.....	77
4.1 Desarrollo del mecanismo	
4.2 Análisis estático	
4.3 Diseño de los elementos mecánicos	
4.4 Desarrollo del modelo virtual	
Comentarios, conclusiones y trabajos a futuro.....	125
Referencias bibliográficas.....	127
Apéndice A	130

Introducción

En principio, el fin último de una prótesis de rodilla es devolver la sensación de completitud. La función más importante entonces es, que el paciente pueda recuperar su movilidad.

En el trabajo que aquí se presenta se busca que el paciente recupere la capacidad de caminar, que al final es la función principal de una prótesis de miembro torácico (miembro inferior) y por ende de una prótesis de rodilla.

Este trabajo está dividido en diferentes partes, de las cuales se hará una breve reseña a continuación:

La primera parte trata de los antecedentes históricos, una breve explicación acerca del proceso de locomoción humana, se enumeran los diferentes tipos de prótesis de rodilla que existen, las causas de amputación en México y una breve explicación de lo que es la rodilla, anatómicamente hablando.

En la segunda parte se hablará de las características que deberá tener el diseño final, así como las razones que se tuvieron para seleccionar el concepto y configuración entre los varios que se plantean. Además se hablará de los diferentes elementos mecánicos, materiales, etc. que pudieran ser los adecuados para desarrollar el concepto seleccionado.

Habiendo seleccionado un concepto para la prótesis, se deben desarrollar y diseñar las diferentes partes que componen la rodilla artificial. Ligado a lo anterior se deriva el por qué será escogido un material y no otro, cual fue el proceso seguido para desarrollar el mecanismo en el cual se sustenta la rodilla y de las razones que se tuvieron para la disposición final de los componentes de la prótesis.

La última parte estará dedicada a los resultados, conclusiones y recomendaciones para trabajos futuros sobre este tema en particular.

Planteamiento del problema

La necesidad de mayor y mejor movilidad para una persona amputada hace necesario encontrar una forma de suplir la pérdida o la ausencia del miembro según sea el caso.

Existen diferentes formas para lograrlo, uso de muletas, sillas de ruedas andaderas y utilizando un miembro artificial que realice las funciones del miembro natural.

Muchas de las prótesis de rodilla existentes en el mercado carecen de la funcionalidad necesaria para dar al paciente que las utiliza una vida más llevadera y las prótesis que tienen esas características, están fuera del alcance de los bolsillos del mexicano promedio.

Objetivo

Diseñar una prótesis de rodilla, controlada artificialmente.

Alcances

Se pretende generar un modelo funcional de la prótesis de rodilla a nivel de diseño de detalle.

Capítulo 1

Antecedentes

1.1 Historia de las prótesis

Desde principios de la historia de la humanidad, algunos hombres han sufrido la pérdida de cualquiera de sus extremidades, ello además de representar una disminución en el estatus social, pudo representar la diferencia entre vivir o no, sólo basta saber que la falta de un miembro inferior era determinante para realizar las actividades de caza [1].

Existen evidencias en la literatura, pinturas, arqueología, etc., donde se muestran diversos casos de personas que utilizan una prótesis, Herodoto describe a un preso que escapó de sus cadenas cortando su pie, que posteriormente sustituyó con uno de madera. Durante una excavación realizada en el oeste de Tebas, arqueólogos alemanes descubrieron una tumba donde se encontró una momia que tenía una prótesis de alux (dedo gordo del pie) hecha de cuero y madera (figura 1.1)[2].



Figura 1.1 Prótesis de alux de una momia egipcia



Figura 1.2 Sagas Vikingas

Hay también otros vestigios en diferentes culturas antiguas como son las sagas Vikingas, cerámica Inca, o en textos de medicina de la cultura romana, que dan muestra de la utilización de prótesis (figura 1.2).

A principios del siglo XVI el médico cirujano del ejército francés Ambroise Paré, diseñó una prótesis para amputados por arriba de la rodilla (figura.1.3), la cual tenía conceptos de diseño de prótesis que hasta el siglo XXI siguen siendo utilizados, sin embargo su alto peso no permitió que se empleara.

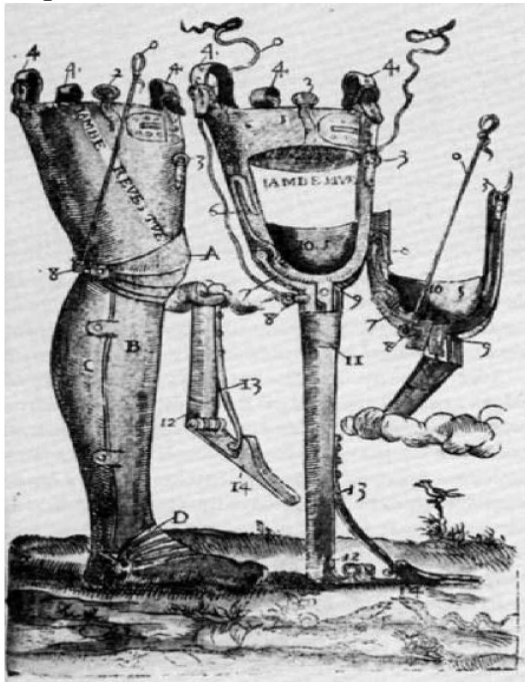


Figura 1.3
Prótesis de Ambroise Paré

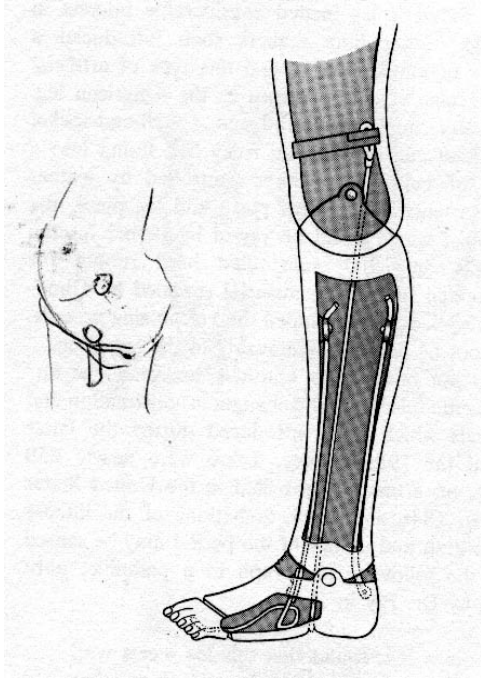


Figura 1.4 Prótesis de James Potts

En 1805 James Potts obtuvo en el Reino Unido una patente de una prótesis de pierna con un *socket* de madera, una articulación de acero para rodilla y un pie con tendones que iban desde un poco arriba de la rodilla hasta el tobillo, en 1816 Potts construyó una prótesis de pierna para el Marqués de Anglesey (figura 1.4) [1].

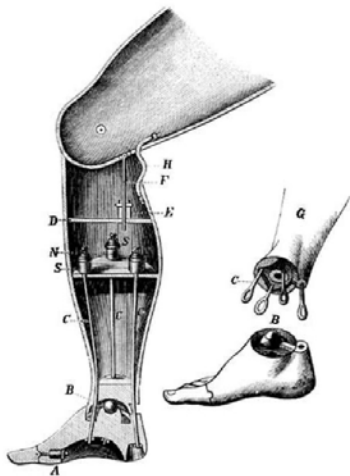


Figura 1.5 Prótesis de Dr. Bly

En 1858 el Dr. Bly inventó y obtuvo la patente de una prótesis endoesquelética de extremidad inferior que tenía articulaciones de rodilla y

tobillo, lo que permitía extender y flexionar la pierna, además de la eversión e inversión del pie (figura 1.5).

Pero no fue el deseo de hacer la vida más llevadera a los pacientes amputados lo que sirvió al desarrollo de las prótesis de pierna, sino la guerra, que ha hecho posible avances tecnológicos de consideración a lo largo de la historia humana.

Fue hasta la guerra civil de U.S.A, la primera y segunda guerras mundiales cuando se desarrollaron prótesis de pierna en gran cantidad, las cuales fueron construidas con materiales más ligeros y por ende de mayor utilidad para los pacientes.

La información sobre la fibra de carbono o de algunos plásticos más resistentes fue del dominio público hasta las décadas de los años 1960 y 1970, con ello se logró introducir el concepto de prótesis modulares haciéndolas más ligeras y resistentes. Por ejemplo una prótesis modular para amputado transfemoral consta de por lo menos cuatro partes, a saber; socket, la rodilla, una extensión para conectar la rodilla con el pie protésico y todas estas partes pueden, de manera independiente, ser utilizadas dependiendo el nivel de amputación del miembro inferior.

Aún cuando existía la idea de tener prótesis de pierna controladas eléctricamente, no es sino hasta el desarrollo y miniaturización de dispositivos electrónicos y después de muchos prototipos, que prótesis como la C-Leg se han podido utilizar comercialmente.



Figura. 1.6 Prótesis modular de rodilla con articulación C-LEG

Pero aún cuando C-LEG (figura 1.6) es la más reconocida, han existido desde la década de 1990 otros intentos por superar el funcionamiento de la C-LEG, de los cuales el modelo Rheo-Knee (figura 1.7) de Ösur desarrollado en el MIT (Instituto tecnológico de Massachussets, USA) ha sido el que ha dado un paso adelante con una prótesis que se adecua a los hábitos de marcha de cualquier paciente sin la

necesidad de que deba ser programada por un técnico ortopeda como el modelo C-LEG.



Figura 1.7 Rheo-Knee de Ösur

1.2 Prótesis rígidas

Desde principios de la historia es quizá el tipo de prótesis de miembro inferior que más se ha utilizado, no es de extrañar que existan vestigios de civilizaciones antiguas que dejan entrever la utilización de estas prótesis.

Aún cuando este tipo de prótesis no son de rodilla, sí suplen una de las funciones de una pierna sana, es decir el mantener con ayuda de un objeto externo a la persona en bipedestación.

La prótesis rígidas se componen de una extensión (Pueden ser exoesqueléticas o endo-esqueléticas) y un socket que la conecta con el muñón de esa extremidad. Es debido a lo anterior que estas prótesis no son adecuadas para caminar, mucho menos para salvar pequeños obstáculos como desniveles del piso.

Además la falta de amortiguamiento en la fase de apoyo provoca daños a nivel de cadera, los cuales degeneran en problemas para la extremidad sana.

1.3 Rodillas monocéntricas

1.3.1 Mecánicas

Una rodilla monocéntrica (figura 1.9) se caracteriza por tener un centro de rotación fijo, su capacidad de bloqueo estará determinada previamente de acuerdo al peso del paciente y a sus actividades.

Como ayuda para la etapa de balanceo, este tipo de prótesis disponen de un resorte que restituye la energía acumulada en la fase de apoyo para extender la pierna al final de la etapa de balanceo y antes de que inicie otro ciclo de marcha.

Este tipo de prótesis están diseñadas para personas con necesidad de realizar tareas donde la prótesis está muy solicitada, además por su bajo costo, es la opción para personas que no cuentan con dinero para la compra de una prótesis semiactiva.

Debido a que no tienen un bloqueo variable, este tipo de prótesis no tienen la capacidad para reaccionar ante variaciones de la velocidad del paciente. No es posible mantenerla flexionada al momento de pasar un obstáculo, esto causa que sea necesario utilizar en exceso los músculos de la cadera para salvar el obstáculo.



Figura Rodilla monocéntrica modelo 1.9 3R49 y 3R15 Otto bock

1.3.2 Rodillas hidráulicas

Aún cuando sus componentes básicos describirían una prótesis mecánica, el funcionamiento de su freno hidráulico merece especial atención. Funciona con una válvula en V (Figura 1.10) que permite el flujo del líquido a la parte superior del cilindro, la cantidad de fluido es

controlada por una serie de mecanismos dentro de la válvula con lo que se logra que la rodilla no se flexione durante la etapa de apoyo.

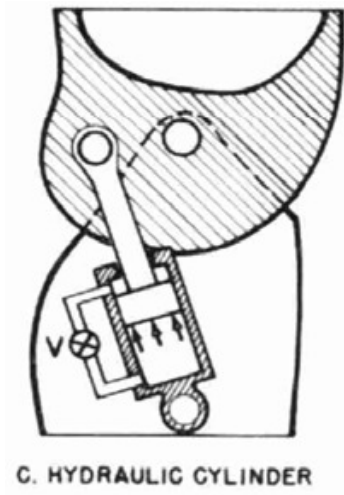


Figura 1.10 Rodilla con cilindro hidráulico

1.4 Rodillas tipo poli-céntricas

Los mecanismos para rodillas de este tipo intentan simular, además de la rotación simple, el desplazamiento entre el fémur y la tibia, con esto se pretende lograr que su centro de rotación se desplace hacia dorsal como se muestra en la figura 1.8.



Figura. 1.8 Prótesis de rodilla tipo policéntrica

Funcionan generalmente con mecanismos de cuatro barras en su diseño básico, pero puede haber combinaciones de este mecanismo con otros. Lo anterior con el fin de lograr que en la fase de apoyo la prótesis no se flexione hacia frontal y con ello evitar una caída.

Para regular la velocidad de flexión se utiliza un sistema de amortiguamiento el cual puede ser rotatorio o lineal. Su capacidad de amortiguamiento se establece de acuerdo al peso de la persona y a las cargas a las que será sometida.

La extensión después de la fase de impulsión y momentos antes de la de apoyo se da con la ayuda de un resorte.

1.5 Rodillas asistidas por un microprocesador

Debido a que las prótesis pasivas no tienen la capacidad de auto calibrarse, ni de reaccionar de manera diferente ante diversas condiciones, se ha buscado complementar la parte mecánica con la electrónica de control, generándose con esto prótesis que hacen el proceso de la marcha más natural. Además se ha logrado realizar algunas tareas (bajar escaleras o rampas) que las prótesis pasivas por si solas no logran.

Existen dos ejemplos en el mundo de prótesis comerciales que tienen las capacidades mencionadas en el párrafo anterior, estas son:

- C-LEG de la empresa Otto Bock
- Rheo Knee de Ösur

1.5.1 Rodillas electro-hidráulicas

Uno de los ejemplos más notables de prótesis asistidas por un microprocesador es el modelo C-LEG de Otto Bock (figura 1.11)



Figura
1.11 C-Leg de Otto Bock

Su funcionamiento es parecido al de una prótesis hidráulica, sólo que la válvula de control de flujo es servo-asistida, con lo que, junto con sensores conectados a una microcomputadora, logran que la cadencia de marcha sea mejor, además de que esta prótesis es capaz de reaccionar a variaciones en la velocidad de marcha, bajar escaleras o superficies inclinadas.

1.5.2 Rodillas con actuador magnetorreológico

1.5.2.1 Fluido magnetorreológico

[3] Un fluido magnetorreológico (FMR) es una mezcla heterogénea entre un líquido y partículas de un material ferromagnético.

El FMR se caracteriza porque dado un campo magnético las partículas ferromagnéticas se alinean al campo, tal fenómeno provoca que la viscosidad del FMR varíe, lo que permite que se le pueda utilizar en dispositivos mecánicos encargados de amortiguar o frenar el movimiento de un mecanismo.

En la figura 1.12 se muestra la rodilla controlada por un actuador magnetorreológico rotatorio (Rheo Knee),

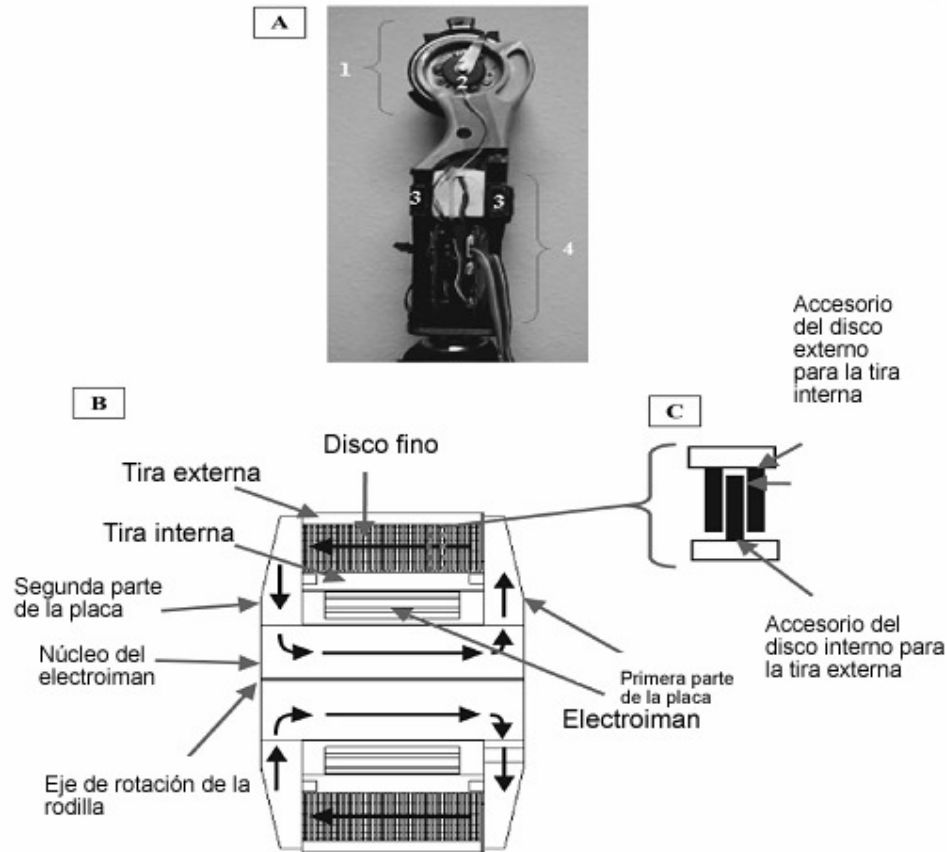


Figura 1.12 [4] Prótesis de rodilla con amortiguador rotatorio variable Rheo-knee

La función de este dispositivo es controlar (en cualquiera de las fases de la marcha humana) el ángulo entre el fémur y la tibia.

Funcionamiento mecánico

El funcionamiento de este freno se describe a continuación:

Cuando la persona requiere frenar o disminuir la velocidad de la flexión de la pierna, un circuito eléctrico manda una corriente al electroimán, generándose un campo magnético que interactúa con el FMR. Todo esto ocasiona que el par necesario para seguir flexionando la pierna sea mayor.

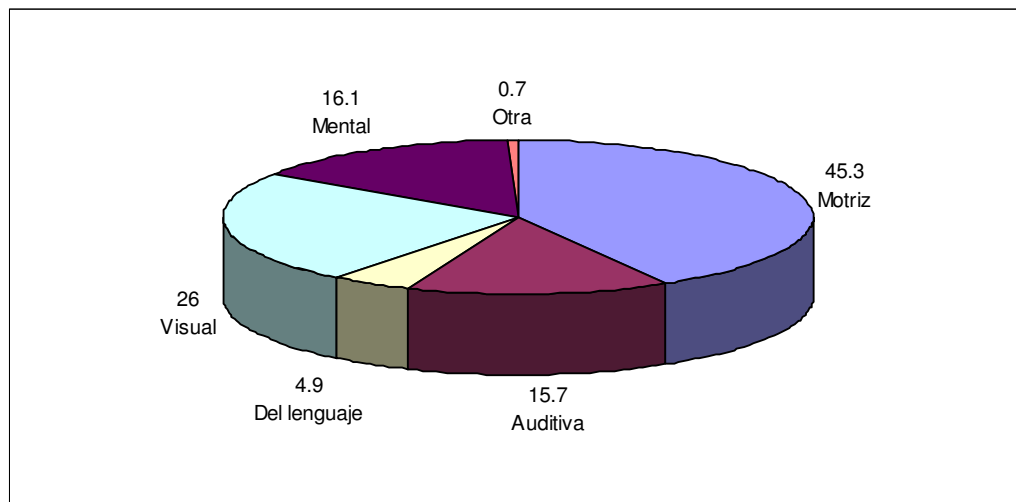
El par estará determinado por diferentes sensores, incluidos dentro de la prótesis:

- Sensor de posición para determinar el ángulo entre el fémur y la tibia.
- Sensor de la velocidad de flexión de la pierna.
- Sensor de fuerza para saber si el pie protésico fue apoyado o si la persona está cargando un objeto.
- Sensores axiales para determinar el esfuerzo de torsión.

1.6 Causas de amputación en México

En México y el mundo, un factor asociado al desarrollo de enfermedades crónicas no transmisibles es la obesidad, esta enfermedad está íntimamente relacionada con la diabetes mellitus y problemas vasculares. La obesidad varía en la población de niños desde un 21.1% en la zona rural sur hasta un 35.1% en la zona urbana norte. Además existe un gran riesgo de que esos niños con sobrepeso sean obesos en la edad adulta lo que se reafirma con el 51.8% de mujeres adultas en condiciones de sobrepeso¹. Karel Bakker dice que cada 30 segundos debido a una diabetes mal controlada, una persona en el mundo es amputada de alguna de sus extremidades inferiores, lo que representa para la persona y el sistema de salud de cualquier país, un gasto tan alto, que coloca al paciente en la disyuntiva de optar o no por una prótesis.

Según el censo más reciente en México (año 2000), la población con alguna discapacidad es de más de dos millones de personas, de las cuales 45.3% (gráfica.1) tiene alguna discapacidad motriz.



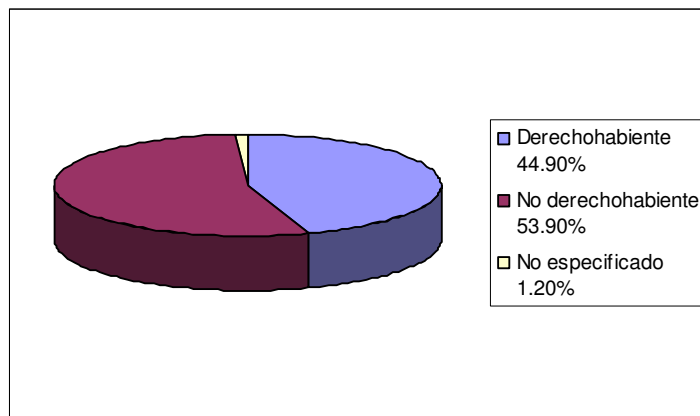
Gráfica 1 Porcentajes de discapacitados en México según el tipo de discapacidad

Ahora bien, si se suma el porcentaje de personas discapacitadas por razones de accidentes con el de enfermedades, nos arroja un total 49.3% de personas cuya discapacidad motriz es evitable (Gráfica 3). Se podría pensar que con un buen control sanitario y algunas precauciones es posible reducir ese porcentaje, sin embargo, la encuesta nacional de nutrición muestra un crecimiento en el número de obesos y con ello, el aumento en las posibilidades de desarrollar diabetes. Junto con esto, la reducción de discapacitados es casi imposible en el caso de gente que nace con esa

¹ Encuesta nacional de nutrición México 1999

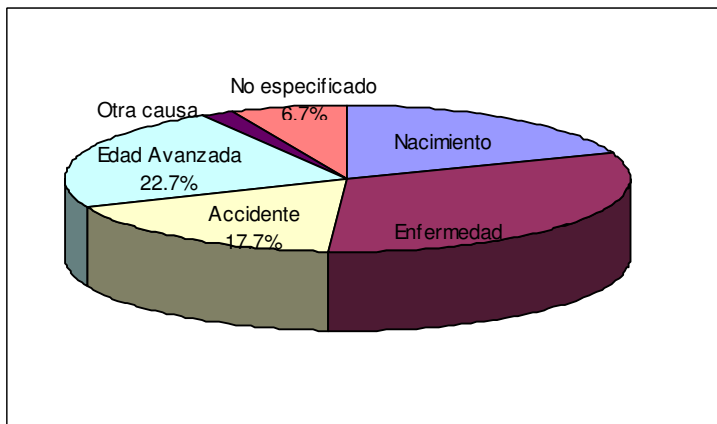
condición. Lo que deja un buen número de personas discapacitadas que necesitan una solución.

Si se considera que cerca de la mitad de la población en México vive en pobreza (percibe 3 ó menos salarios mínimos*) y que el 54% de la población económicamente activa no es derechohabiente, ver gráfica 2, se puede inferir que una prótesis inteligente de pierna, cuyo costo es aproximadamente igual a 27 veces el salario mínimo anual vigente en México, no será una opción viable.



Gráfica 2 Porcentaje de personas derechohabientes y no en México

Es por esta razón que es necesario desarrollar prótesis de rodilla de bajo costo, que no sólo ayuden a caminar sino que permitan al que las utilice un buen desempeño en la vida diaria.



Gráfica 3 Porcentaje de personas según el origen de su discapacidad.

1.7 Niveles de amputación

Una amputación es el proceso por el cual se extirpa parcial o totalmente un miembro a través de uno o más huesos. Las amputaciones se

* El salario mínimo vigente en México es de \$45

pueden clasificar según su origen en amputaciones traumáticas y quirúrgicas; las primeras se deben generalmente a accidentes y las segundas son programadas para su realización por medios quirúrgicos.

Para el miembro inferior se ha establecido una clasificación de los niveles electivos (figura 1.13) a los cuales se debe realizar una amputación para obtener un muñón útil para el proceso de post-amputación, a saber:

- Hemipelviectomía
- Desarticulación de la cadera
- Transfemorales
- Desarticulación de la rodilla
- A nivel de la unión del tercio medio con superior de la pierna
- Transmetatarsiana
- Desarticulación del tobillo
- De los dedos de los pies

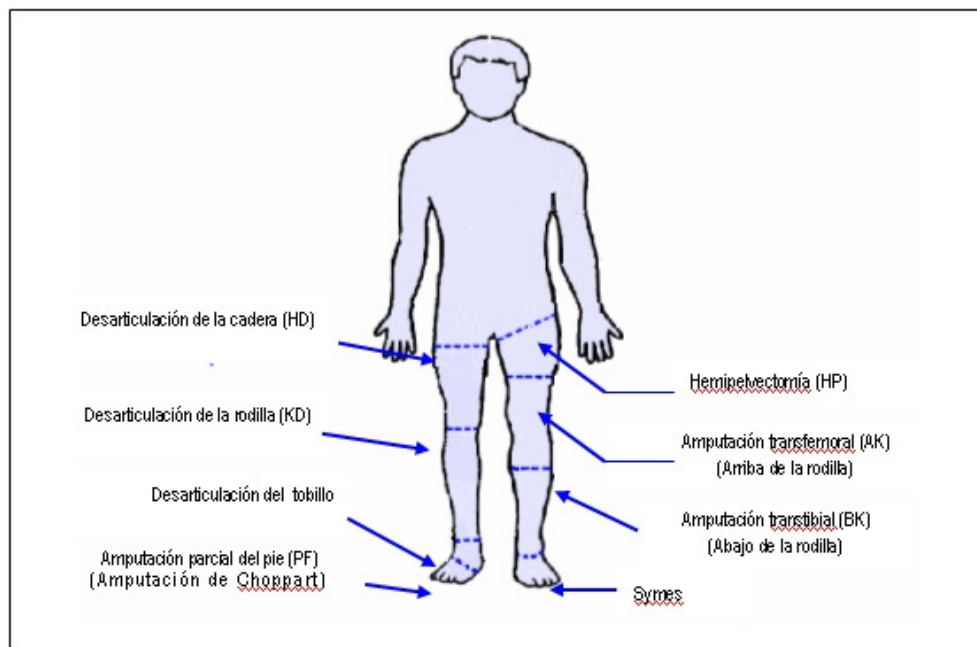


Fig. 1.13 [5] Niveles electivos de amputación

1.8 Anatomía del miembro inferior [6]

1.8.1 Direcciones anatómicas

En la tabla 1.1 se muestran las direcciones anatómicas esto con el fin de poder ubicar las partes de cuerpo humano.

Tabla 1.1 Direcciones anatómicas

Término	Definición
Superior	Cerca de la cabeza
Inferior(caudal)	Lejos de la cabeza
Anterior(Ventral)	Cerca o enfrente del cuerpo
Posterior(Dorsal)	Cerca o en la espalda del cuerpo
Interno(medial)	Cerca de la línea media(línea imaginaria que divide al cuerpo en dos partes iguales izquierda y derecha) del cuerpo o de una estructura
Lateral	Más lejos de la línea media del cuerpo o estructura
Intermedio	Entre dos estructuras
Ipsilateral	En el mismo lado del cuerpo
Contralateral	En el lado opuesto del cuerpo
Proximal	Más cerca del nacimiento de una extremidad
Distal	Más alejado del nacimiento de una extremidad
Superficial	Hacia o sobre la superficie del cuerpo
Profundo	Lejos de la superficie del cuerpo
Parietal	Perteneciente o que forma parte de la pared externa de una cavidad corporal
Visceral	Perteneciente al revestimiento de un órgano en una cavidad corpórea ventral

1.8.2 Planos anatómicos

Para localizar una parte del cuerpo humano existe un sistema de referencia, el cual está formado, como se muestra en la figura 1.14, por tres planos principales.

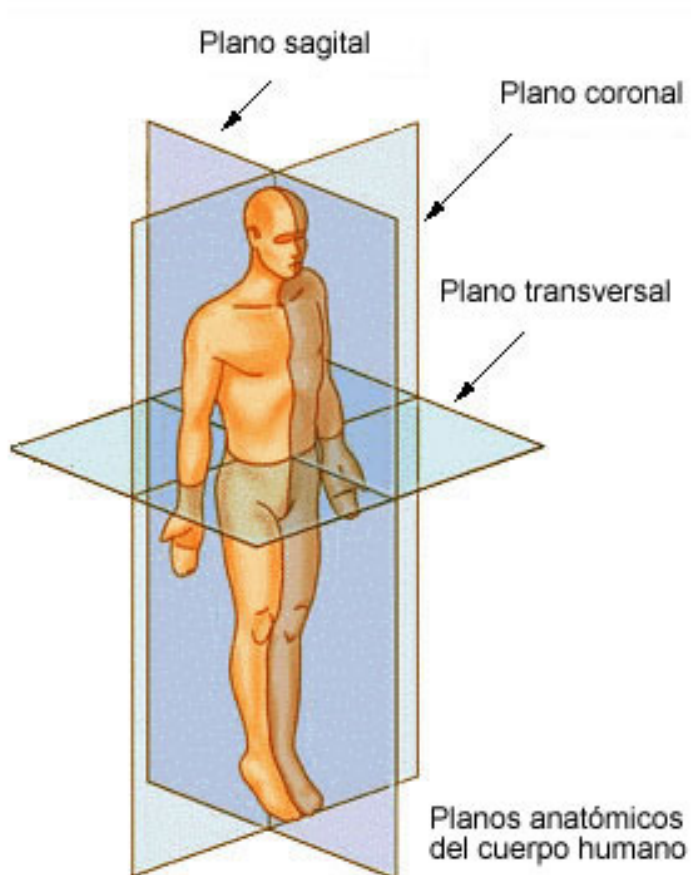


Fig. 1.14[7] Planos anatómicos

1.8.3 Tipos de articulaciones anatómicas

Desde el punto de vista anatómico una articulación se forma cuando existe contacto entre dos o más huesos, hay dos formas para clasificar las articulaciones, estas son, a saber; según su funcionamiento y según su estructura.

Desde el punto de vista funcional, las articulaciones se clasifican como sinartrosis, anfiartrosis y diartrosis ver figura 1.15

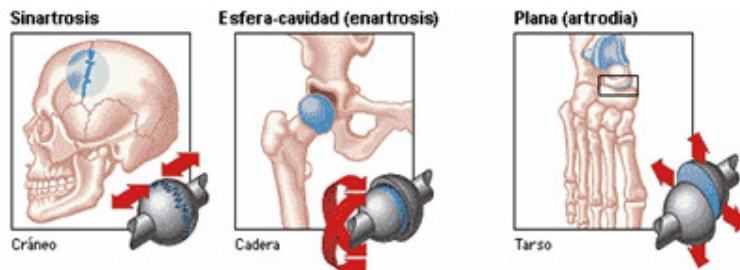


Figura 1.15 Articulaciones

La segunda clasificación define tres tipos de articulaciones, articulaciones fibrosas (figura 1.16) donde la unión de los huesos se da por medio de tejido conectivo fibroso, articulaciones cartilaginosas (figura 1.17) donde los huesos se mantienen unidos por medio de cartílagos, y las sinoviales (figura 1.18) en la cuales existe una cavidad entre los huesos, para lograr la unión existe una cápsula articular.



Figura 1.16 Tibia y peroné



Figura 1.17 Pelvis



Figura 1.18 Rodilla

Para el miembro inferior los movimientos que se pueden realizar con las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo son:

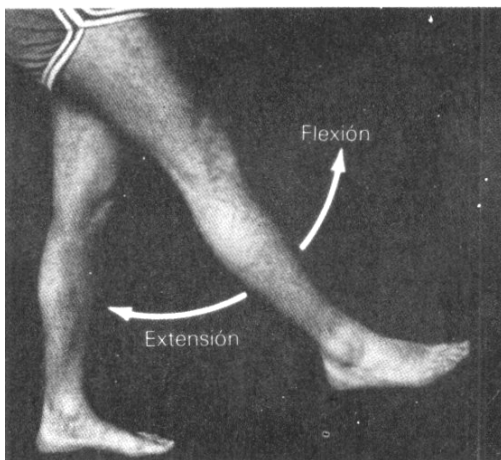


Figura 1.19
Flexo-extensión del miembro inferior

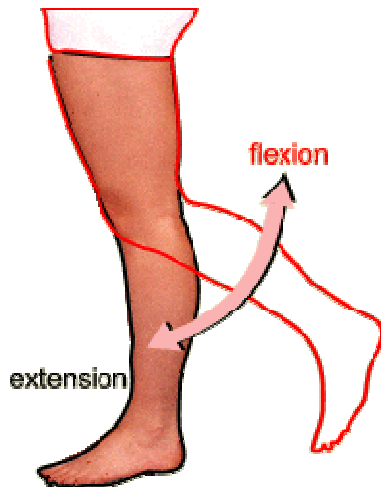


Figura 1.20 Flexo-extensión de la pierna



Figura 1.21 Abducción y aducción de la pierna.

1.8.4 Huesos que componen el miembro inferior [8]

Cada una de las extremidades inferiores está compuesta por un total de 30 huesos, en esta cuenta se incluyen el fémur en el muslo, rotula, tibia y peroné en la pierna, huesos del tarso, huesos del metatarso y los huesos que conforman la parte anterior del pie (falanges) como se muestra en la figura 1.22.

Tabla 1.2 Huesos que componen el miembro inferior

	Huesos que la conforman
Muslo	Fémur
Rodilla	Fémur, tibia y rótula
Pierna	Tibia
	Peroné
Talón	Astrágalo
	Calcáneo
	Hueso cuboides
	Escafoides
	1er cuneiforme
	2do cuneiforme
	3er cuneiforme
Metatarso	1ro
	2do
	3er
	4to
	5to
Falanges	

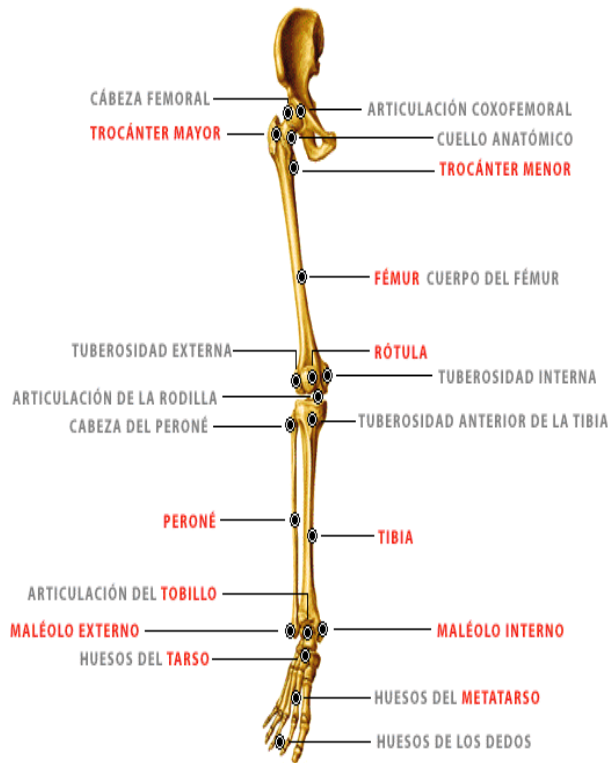


Figura 1.22[1] Miembro inferior

Músculos que componen la extremidad inferior

Tabla 1.3 Funciones que realizan los músculos que forman el miembro inferior

Nombre del músculo	Función	
Psoas mayor	Flexiona y rota el muslo lateralmente; flexiona la columna vertebral.	Muslo
Iliaco	Flexiona y rota el muslo lateralmente	
Glúteo mayor	Hace abducción y rota el muslo interiormente.	
Glúteo medio	Hace abducción y rota el muslo hacia adentro	
Glúteo menor	Flexiona el muslo y hace abducción del mismo	
Tensor de la fascia lata	Rota el muslo	
Piriforme	Rota el muslo lateralmente y hace abducción del mismo	
Obturador Interno	Rota el muslo lateralmente	
Obturador externo	Rota el muslo lateralmente y hace abducción	
Gemelo superior	Rota el muslo lateralmente y hace abducción de el.	

Gemelos inferiores	Rota lateralmente el muslo y hace aducción	
Femoral cuadrado	Hace rotación y aducción lateral en el muslo.	
Aductor largo	Hace aducción, rotación lateral y flexiona el muslo	
Aductor breve	Hace aducción, realiza rotación lateral y flexiona el muslo	
Aductor grande	Realiza aducción, flexiona y rota lateralmente al tiempo que extiende el muslo.	
Pectinio	Flexiona el muslo y hace aducción.	
Aductor mayor	Realizar aducción del muslo y flexionan la pierna	Pierna
Aductor largo		
Aductor largo		
Aductor menor		
Pectíneo		
Gracilis		
Cuadriceps femoral	Las cuatro cabezas extienden la pierna; la porción recta sola también flexiona el muslo	
Recto femoral		
Vasto lateral		
Vasto interno		
Vasto intermedio	Flexiona la pierna; flexiona el muslo y lo rota lateralmente, para así cruzar la pierna	
Sartorio	Flexiona la pierna y extiende el muslo	
Tendones del hueso poplíteo	Flexiona la pierna y extiende el muslo	
Bíceps femoral		
Semitendinoso	Flexiona la pierna y extiende el muslo	
Semimembranoso	Flexiona la pierna y extiende el muslo	

Nombre del músculo	Función	
Tibial anterior	Realiza dorsiflexión e inversión del pie	Pie
Extensor largo del dedo gordo	Realiza dorsiflexión e inversión del pie y extiende el alux	
Extensor largo de los dedos	Realiza dorsiflexión y eversión del pie y extiende los otros dedos del pie	
Peroneo tercero	Dorsiflexión y eversión del pie	

Peroneo largo	Flexión planar y eversión del pie
Peroneo corto	
Gemelo	Flexión planar del pie y flexión de la pierna
Sóleo	Flexión planar del pie
Planar	
Profundos	Flexiona y rota internamente la pierna
Flexor largo del alux	Flexión planar y eversión del pie al tiempo que se flexiona el dedo gordo
Flexor largo de los dedos	Flexión planar e inversión del pie y flexión de los dedos
Tibial posterior	Flexión planar e inversión del pie

1.8.5 Anatomía de la rodilla [9]

La rodilla es la articulación más grande del cuerpo humano (figura 1.23), está formada por tres huesos; la rótula, la tibia y el fémur. Se le clasifica como una articulación biaxial y condílea, es decir que una superficie cóncava se desliza sobre otra convexa y que realiza la flexo-extensión de la pierna y la rotación de la misma.

Desde el punto de vista funcional, la rodilla está formada por dos articulaciones; la primera se compone de la tibia y el fémur, la segunda se da de la articulación entre el fémur y la rótula.

Ésta articulación conjuga una gran estabilidad con la cual se logra soportar en un área muy pequeña una gran carga y una movilidad de la misma magnitud para lograr la flexo-extensión y la rotación.

En la figura 1.23 se muestra con cierto detalle la anatomía de la rodilla.

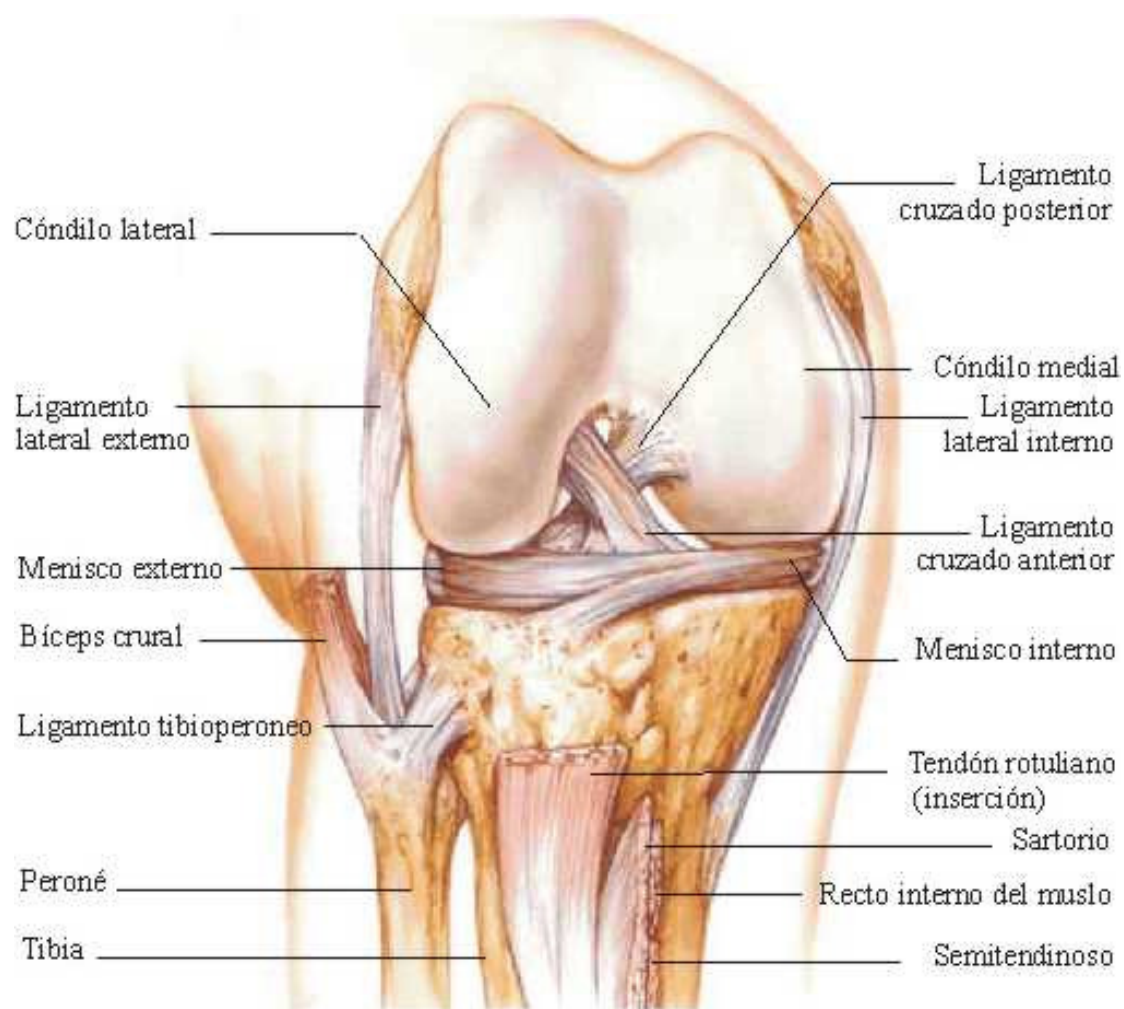


Figura 1.23 Anatomía de la rodilla

1.8.6 Músculos que actúan sobre la rodilla

Tabla 1.4 Músculos que actúan sobre la rodilla

Acción	Músculos implicados
Flexión	Bíceps femoral
	Semitendinoso
	Semimembranoso
	Recto interno
	Sartorio
	Poplíteo
	Gemelos
	Tensor de la fascia lata
Extensión	Recto anterior
	Obturador interno
	Femoral
	Recto externo
	Tensor de la fascia lata
Rotación interna	Poplíteo
	Semimembranoso
	Semitendinoso
	Sartorio
	Recto interno
Rotación externa	Bíceps
	Tensor de la fascia lata

1.8.7 Estabilidad de la rodilla [10]

La estabilidad de la rodilla está asegurada por los ligamentos cruzados anterior y posterior y los laterales interno (tibial) y externo (peroneo).

Los ligamentos cruzados tienen la función de evitar el desplazamiento de la tibia con respecto al fémur tanto para que no exista una hiperextensión o un desplazamiento exagerado hacia dorsal de la tibia.

Los ligamentos laterales interno y externo impiden que la rodilla tenga un movimiento de aducción o abducción.

Además de estos ligamentos existen otros músculos que en conjunto ayudan a dar la estabilidad mientras mueven la rodilla.

1.8.8 Rangos usuales de flexión de la rodilla

En la tabla 1.5 se presentan los rangos de flexión de la rodilla para diferentes actividades.

Tabla 1.5 Rangos de flexión de la rodilla

Actividad	Rango de flexión [°]
Andar	0-67
Subir escaleras	0-83
Bajar escaleras	0-90
Sentarse	0-93
Atarse un zapato	0-106
Elevar un objeto	0-117

Cinemática

Aunque para describir los movimientos de la articulación de rodilla se debe describir con 6 grados de libertad, el movimiento de flexo-extensión es el que predomina por lo que es en gran medida lo que las exoprótesis de rodilla tratan de simular o suplir.

La articulación femoro-tibial se puede describir como una combinación de rodamiento y deslizamiento. La forma para describir el movimiento de la rodilla en el plano sagital es a través del centro instantáneo de rotación del fémur con respecto a la tibia, éste se encuentra utilizando el método de Reulaeux.

Dado la dificultad para describir el movimiento de flexo-extensión de la rodilla, se creó un método el cual supone a los ligamentos cruzados como barras que guían al fémur y junto con las inserciones óseas forman un mecanismo de cuatro barras como se muestra en la figura 1.24.

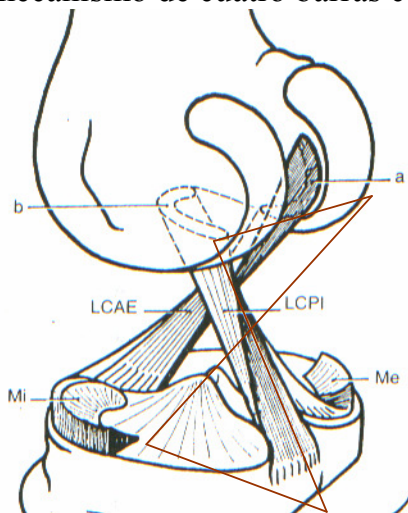


Figura 1.24 Ligamentos cruzados

1.9 La marcha humana [11]

Para diseñar una prótesis de rodilla, es de gran importancia conocer los mecanismos por los cuales una persona sana puede caminar. La disciplina encargada del estudio de la marcha es la biomecánica.

En este trabajo se definirá la marcha humana como un proceso alternante y rítmico por el cual una persona puede desplazarse a través de cualquier superficie utilizando para ello sus extremidades inferiores. El proceso de la marcha humana se puede dividir en dos grandes etapas, a saber:

- Etapa de apoyo y
- Etapa de balanceo o impulsión

Cada ciclo de marcha da inicio cuando la persona apoya el talón sobre una superficie ver figuras 1.25 y 1.26 y termina cuando de nuevo se apoya con el mismo pie, sin embargo para que una persona pueda caminar, es imprescindible, como muestra la figura, que si una de las extremidades está en la etapa de apoyo la otra deberá estar en fase de balanceo o también en la etapa de apoyo.

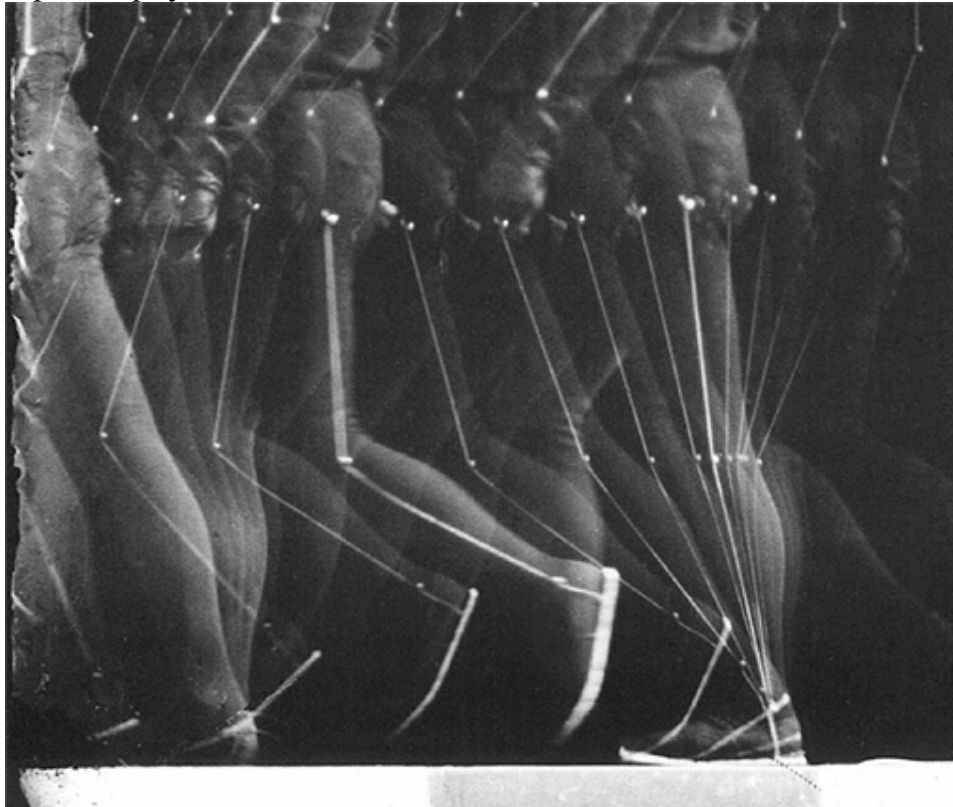


Figura 1.25 La marcha humana

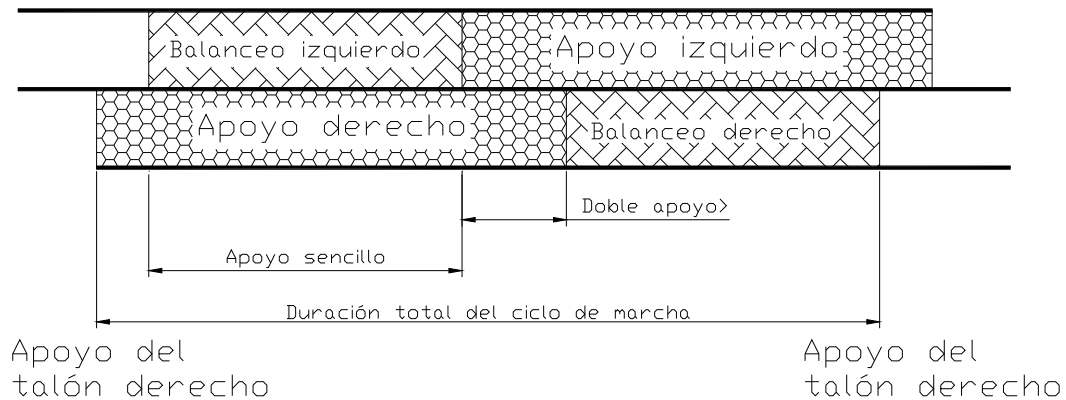


Figura 1.26 Esquema de las etapas de la marcha humana

Etapas de apoyo

Como antes se mencionó, la marcha da inicio cuando el talón de una de las extremidades inferiores es apoyado sobre el suelo; la otra extremidad también se apoya, la cadera es flexionada, la rodilla extendida, el tobillo se encuentra generalmente en posición neutral o con una ligera flexión hacia dorsal, es en este momento que la pierna comienza a rotar con respecto al talón hasta que la parte anterior del pie hace contacto con el suelo, en paralelo la rodilla es flexionada (en promedio 25°), lográndose con esto que el centro de gravedad no se desplace hacia arriba y que el peso del cuerpo no recaiga sobre el hueso calcáneo. Inmediatamente después la pierna comienza a rotar utilizando como pivote la articulación de tobillo, hasta que la parte anterior del pie hace contacto con el suelo, es en éste momento que la rodilla está en total extensión y los músculos asociados a ésta se encuentran con altas sollicitaciones, el pie en su conjunto está cargando todo el peso del cuerpo. El cuerpo sigue su desplazamiento hacia adelante, el punto de giro sigue siendo la articulación de tobillo pero el control de la estabilidad del cuerpo recae en la rodilla, es en éste momento que la otra pierna comienza la etapa de apoyo.

El ciclo de marcha sigue; la cadera se extiende suavemente, el talón comienza a despegar del suelo hasta que el apoyo se da con la parte anterior del pie, el centro de gravedad se traslada por delante de la pierna analizada y conforme se eleva el talón la rodilla comienza a distenderse,

este hecho es lo que introduce a la etapa de balanceo o impulsión además de que es una parte crucial en la marcha humana.

Etapas de balanceo o impulsión

El balanceo de la pierna comienza cuando la parte anterior del pie está apoyada y se realiza una flexión de la planta del pie, con esto la energía acumulada durante la etapa de apoyo se libera y con ello se logra junto con los músculos anteriores de la pantorrilla, que el centro de gravedad se traslade por delante de la otra pierna que está apoyada.

Durante la flexión planar la cadera y la rodilla son flexionadas hasta que los dedos del pie en cuestión dejan el suelo, entonces el tobillo es flexionado hacia dorsal con la finalidad de lograr que el pie no toque el suelo.

De inmediato la rodilla comienza la extensión de la pierna, toda la extremidad rota con respecto a la cadera hasta que la pierna está totalmente extendida y la persona se prepara para una nueva etapa de apoyo.

Capítulo 2

Proceso de selección del concepto

2.1 Especificaciones de diseño

2.1.1 Generalidades

Una prótesis de miembro inferior deberá como mínimo satisfacer tres objetivos importantes, estos son:

Funcionales

Para que la prótesis sea funcional es necesario que tenga un bajo peso, interacción entre la prótesis y el paciente, resistencia a los impactos, que sea confortable y claro, que supla el miembro perdido con sus funciones.

Estéticos

En este caso el miembro protésico se deberá parecer lo más posible al miembro perdido de tal manera que el paciente no tenga inconveniente en mostrar su prótesis.

Psicológicos

Restablecimiento de la imagen corporal, superación de sentimientos de pérdida del miembro.

A continuación se incluyen las especificaciones de acuerdo a lo propuesto por Pugh en el libro “Total Design”[12]

2.1.2 Funcionamiento

El prototipo de miembro inferior estará diseñado para una persona amputada unilateralmente por arriba de la rodilla.

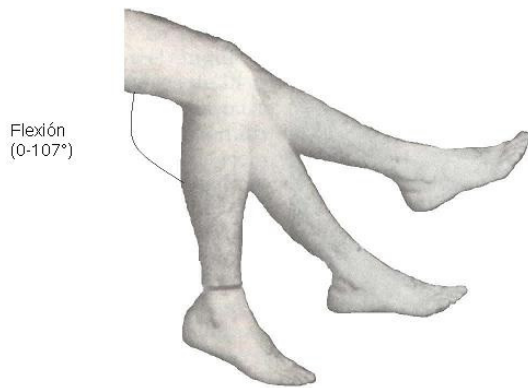


Figura 2.1 Ángulo de flexión de la rodilla

Servirá como ayuda a la persona para que pueda realizar el proceso de marcha humana, además de que podrá ser utilizada para subir algunos obstáculos, esto sin la ayuda de un pasa-manos o bastón.

Deberá tener un rango de flexión como el de una rodilla sana; es decir desde la total extensión a la máxima flexión, el ángulo (Fig 1.) entre el fémur y la tibia deberá ser de 0 a 140 [°].

El mecanismo de la rodilla tendrá la capacidad de autobloqueo, esto con la finalidad de dar mayor seguridad al momento de la fase de apoyo.

Se pretende que la prótesis cuente con la capacidad para lograr que la persona descienda escaleras y superficies inclinadas.

Tendrá control para la fase de impulsión.

2.1.3 Confiabilidad

Se pretende que esta prótesis tenga una vida útil de 6 años en los cuales su funcionamiento sea el mismo a lo largo de su vida.

2.1.4 Mantenimiento

Para evitar que el paciente utilice herramientas especiales en el mantenimiento o cambio de una pieza dañada, se deberá hacer énfasis en la utilización de herramientas comerciales sin menoscabo del funcionamiento de la rodilla protésica.

2.1.5 Peso

El peso de toda la prótesis deberá de ser cuando más el 60% del miembro sano.

2.1.6 Facilidad de manufactura

Ésta prótesis podrá ser manufacturada con maquinas herramienta convencionales o procesos de conformado básicos.

2.1.7 Tiempo de vida del producto

Se busca que la vida de esta prótesis sea de por lo menos seis años en partes móviles (rodamientos, cojinetes, ejes etc.) y de diez años cuando menos en el chasis donde se montarán los componentes.

2.1.8 Paciente (cliente)

Se busca que la persona que utilizará esta prótesis pueda reincorporarse a su vida diaria y además de que no esté al pendiente del funcionamiento de su prótesis.

2.1.9 Costo del producto

Se busca que el costo del producto sea un 75% del costo de las prótesis comerciales de Ottobock y Ösur sin demeritar su funcionamiento.

2.1.10 Competencia

Esta prótesis tiene como competencia en diferentes segmentos a otras del tipo:

No articuladas,

Mecánico monocéntricas,

Hidráulicas monocéntricas

- semiactivas
- pasivas

Mecánico-policéntricas,
monocéntricas magneto-reológicas

Las prótesis de rodilla semiactivas que se venden en México son de origen extranjero proporcionadas por la empresa Ottobock, aunque se pueden conseguir otras marcas por medio de importación directa.

2.1.11 Tamaño

Debido a que se trata de un dispositivo que será colocado en una persona su tamaño no deberá exceder el de su pierna sana o en su caso se tomará en cuenta la proporción geométrica con respecto a su cuerpo.

2.1.12 Instalación y facilidad de ensamble

Deberá ser de fácil armado y colocación, esto para que la persona que la utiliza no pierda tiempo cuando tenga que realizar sus funciones de la vida diaria.

Este producto podrá ser colocado por el propio paciente, para lo cual se adjuntará al producto terminado un manual de cómo lo podrá hacer.

2.1.13 Estética

Debido a que se trata de suplir el miembro ausente se buscará que se parezca lo más posible a un miembro real sin afectar resistencia y/o funcionalidad de la prótesis.

2.1.14 Ergonomía

Para el diseño de la prótesis se tomarán en cuenta parámetros antropométricos y morfológicos de la pierna; esto con el único fin de lograr que el paciente se sienta cómodo con su miembro artificial, hasta el punto que olvide que lo tiene puesto.

2.1.15 Materiales

Debido a las altas cargas que se generan al caminar será necesario que los materiales con los cuales se construya esta prótesis sean:

- Resistentes,
- Ligeros
- De fácil adquisición

2.1.16 Seguridad

Debido a que esta prótesis será utilizada para que la persona pueda caminar este dispositivo deberá ser altamente confiable en su funcionamiento y en la resistencia de sus materiales. Esto con el objetivo de evitar que la prótesis llegue a fallar y por ende provoque un accidente que dañe a la persona que la utiliza.

2.1.17 Ambiente

Se diseñara para que pueda resistir temperaturas de $-5\text{ [}^{\circ}\text{C]}$ a $40\text{ [}^{\circ}\text{C]}$

Deberá tener la capacidad de poder ser expuesta al agua sin que esto implique daños en los dispositivos electrónicos que formarán parte de la prótesis.

2.2 Diseño conceptual

2.2.1 Componentes básicos de una prótesis de rodilla

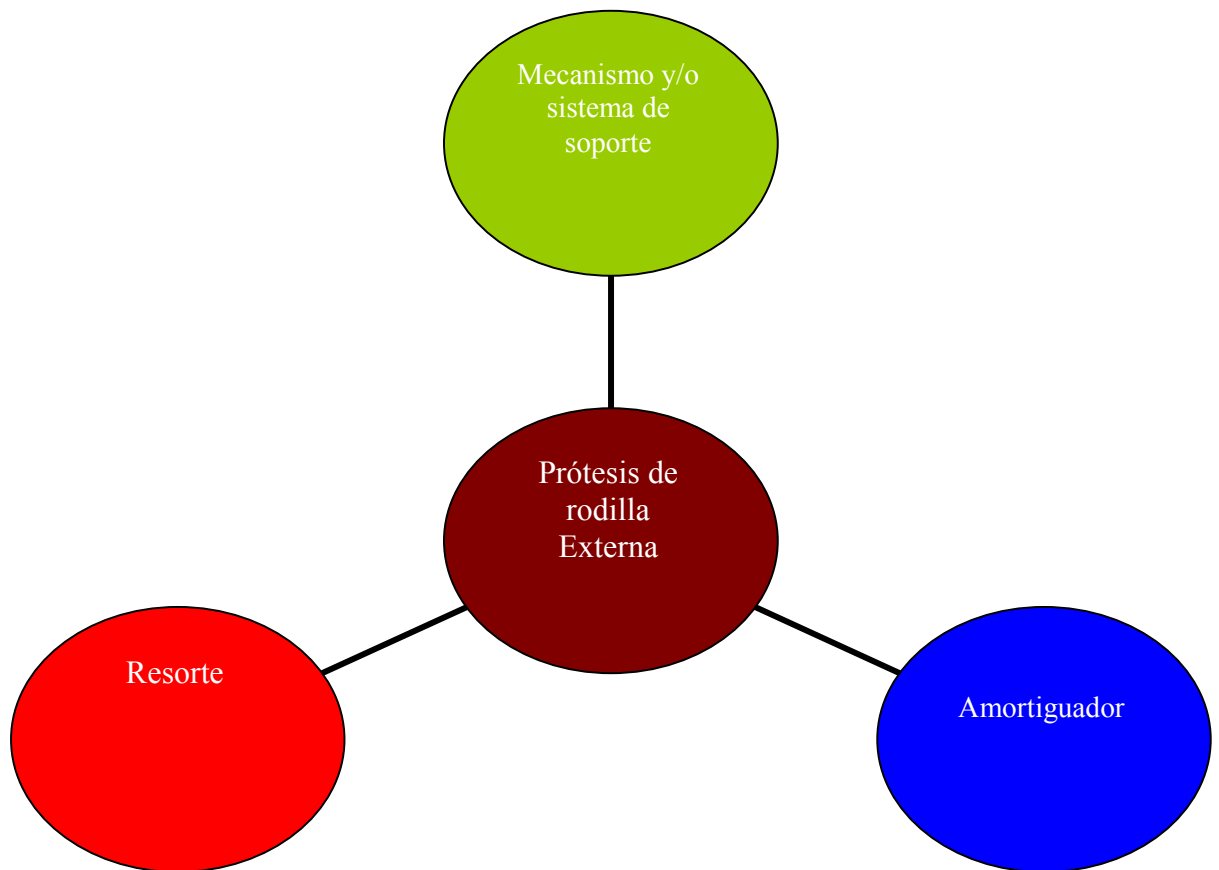


Diagrama 2.1 Componentes de una prótesis de rodilla mecánica

En el diagrama 2.1 se muestran los tres componentes básicos de una prótesis mecánica de rodilla:

- Un resorte que tiene como función acumular energía en la etapa de apoyo, para después restituirla extendiendo la rodilla al final de la etapa de balanceo.

- Un amortiguador (freno) que sirva como un control para que la rodilla no se flexione a tal grado que la persona caiga.
- Un mecanismo que le de la capacidad de flexión a la rodilla.

Para una rodilla semiactiva es necesario agregar un sistema electrónico que controle la flexo-extensión.

Si bien es cierto que en este trabajo sólo se pretende desarrollar una prótesis de rodilla, es necesario agregar tres componentes para que la rodilla artificial pueda ser funcional: un pie artificial, un cople entre el muñón del amputado con la prótesis de rodilla y una extensión que conecte la rodilla con el pie protésico.

En el esquema siguiente se muestran las partes que componen la prótesis de rodilla, con las cuales se trabajará y las otras partes que la hacen funcional.

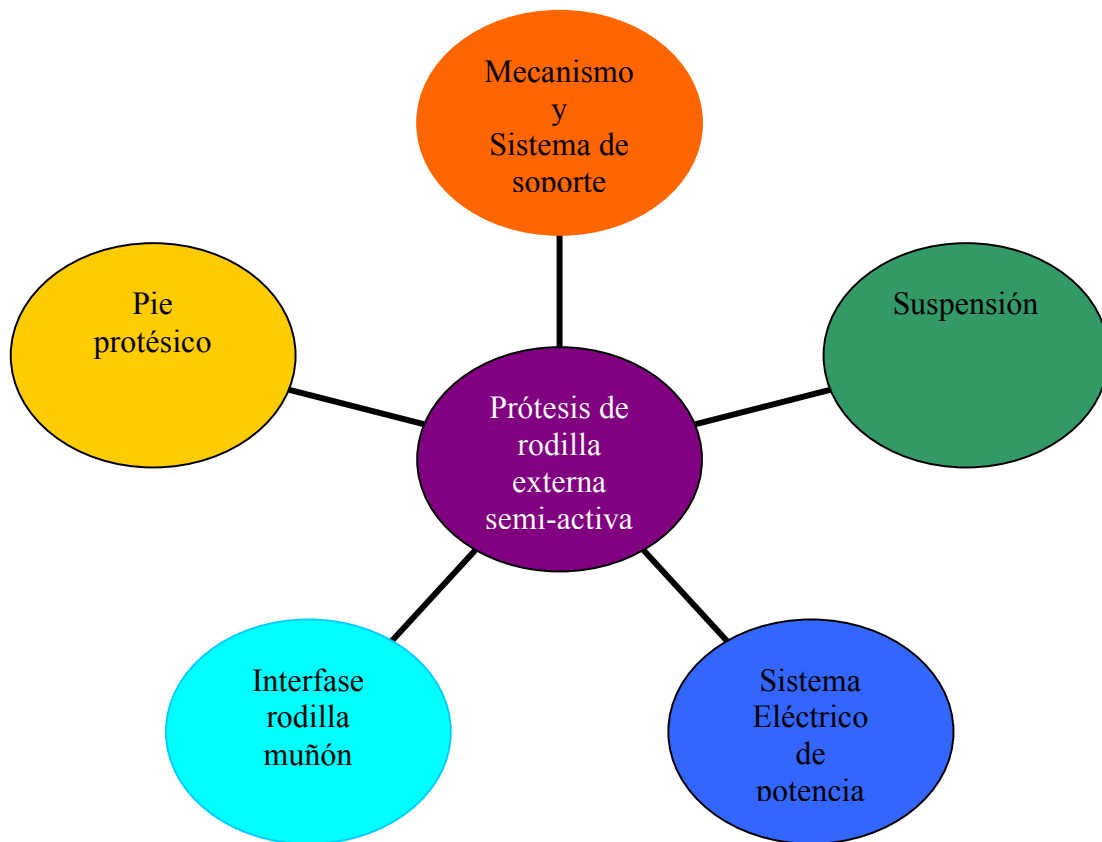


Diagrama 2.2 Componentes de una prótesis de miembro inferior o torácico

2.2.2 Pies protésicos

Pies no articulados

Sólo funcionan como una extensión para ser apoyada sobre el piso, en algunos casos logran restituir una parte de la energía obtenida en la fase de apoyo ver figura 2.2.

Son aceptables para personas con una amputación transtibial, que sus jornadas diarias no impliquen marcha prolongada o para uso deportivo en competencias de corta duración.



Figura 2.2 Pies no articulados

Pies articulados

Permiten cierto grado de flexión planar o dorsal del tobillo, acumulan una pequeña cantidad de energía durante la etapa de apoyo.

Pies dinámicos

Intentan simular el movimiento de un pie sano y con ello conseguir un mayor impulso cuando se inicia la etapa de balanceo ver figura 2.3. Con este pie se consigue restituir hasta un 20% de la energía almacenada en la etapa de apoyo.



Figura 2.3 Pie seattle Flex-foot

2.2.2.3 Pie electro-activo

Es un pie diseñado para amputados transtibiales, en general tiene las mismas características que el flex-foot pero la diferencia radica en que el control de la flexión dorsal se da a través de un actuador ver figura 2.4. Lo que permite que con este pie se logre una mayor eficiencia al caminar.

Aunque este pie es para amputados transtibiales cabe la posibilidad de ser utilizado para personas con amputación transfemoral.



Figura 2.4 Prorio Foot

2.2.3 Tipos de elementos con los que se puede controlar una prótesis

Control por medio de microcontroladores

Otro medio de control utilizable en una prótesis es a través de un microcontrolador (figura 2.5), el cual se muestra en la figura, sus capacidades son variables y dependen de lo que se vaya a controlar.



Figura 2.5 Microcontrolador

Control por medio de una computadora de mano (PDA)

Debido a su fácil adquisición, un organizador de mano (PDA) puede ser utilizado como sustituto de un microcontrolador y aún cuando su uso en primera instancia se puede considerar como excesivo, se le puede utilizar mientras la prótesis esté en la etapa de prototipo ver figura 2.6, después de lo cual y con información más clara del funcionamiento de la prótesis se pensaría en un microcontrolador adecuado.

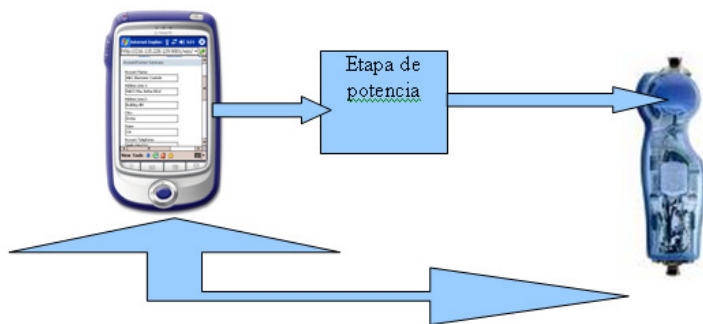


Figura 2.6 Control por medio de una PDA

Control por medio de señales cerebrales

Esta forma para controlar dispositivos apenas comienza y se pretende utilizar al cerebro como un medio de control; los sentidos como los sensores con los cuales se puede retroalimentar el sistema, corrigiendo y modificando señales para el propósito que se desea y en algunos casos; el sistema nervioso como el medio por el cual se podrán transmitir las señales cerebrales. A continuación se hablará de tres de esos sistemas.

Neuroprótesis

Una neuroprótesis (figura 2.7) es un objeto que sirve como una interfase entre una máquina y el cerebro. Ésta es una matriz de micro-electrodos que se inserta a nivel de la corteza cerebral, una de sus características principales es que tanto puede captar señales cerebrales como estimular al cerebro por medio de sus propias señales eléctricas.

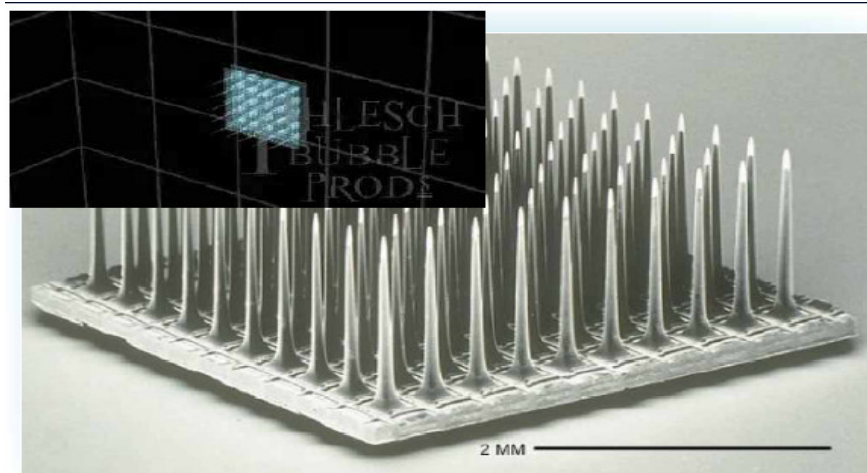


Figura 2.7 Neuroprótesis intracortical

Uno de los inconvenientes es que es un método invasivo y por tanto todos los materiales con los que se elaboran las neuroprótesis deben ser biocompatibles, además y dado que existe actividad eléctrica en la matriz de electrodos, puede haber interacciones indeseables con otras partes de la cavidad cerebral o con el líquido cefalorraquídeo.

Por medio de interfaces nerviosas

Otra de las formas con las que se podría controlar la prótesis es generando una conexión con el cerebro a través de los nervios (figura 2.8) que enervan los músculos los cuales controlan los movimientos de la rodilla. Esta forma está siendo probada en el Instituto de Rehabilitación de Chicago en prótesis de extremidad superior con resultados que dejan abierta la posibilidad de ser utilizados en prótesis de miembro inferior. Uno de sus inconvenientes es que al igual que en las neuroprótesis, este es un método invasivo.

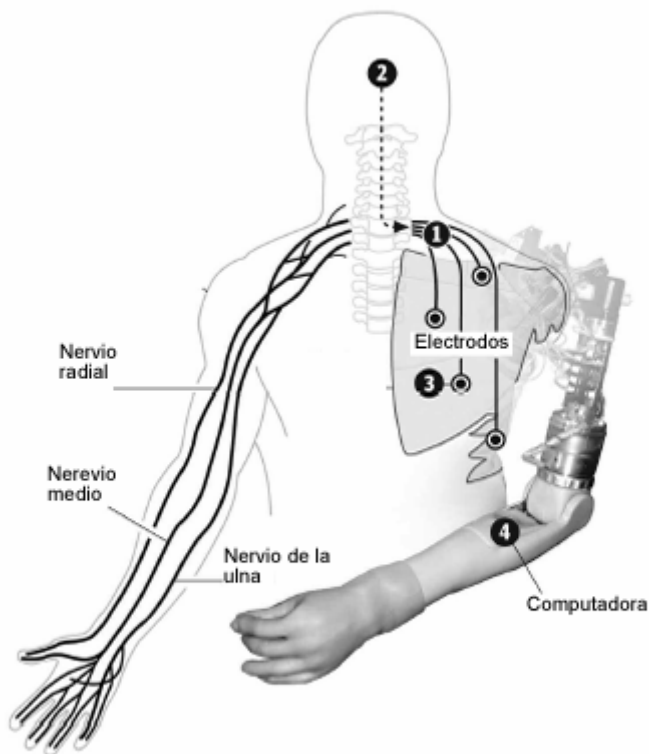


Figura 2.8 [13] Interfaces nerviosas

Control por medio de señales mioeléctricas

Una señal mioeléctrica es la que se produce en el músculo cuando éste se contrae, esa señal puede ser adquirida mediante electrodos adheridos sobre la piel, las señales a su vez pueden ser procesadas por un circuito eléctrico que controla la prótesis.

Existen varios inconvenientes: el ruido, interferencias eléctricas externas, que el electrodo se despegue, la interferencia debida a la sudoración excesiva, etc.

2.2.4 Sistema de suspensión

Una suspensión mecánica está compuesta de un resorte y un amortiguador. En una prótesis tiene la función de amortiguar y regresar la prótesis a su estado inicial. Para la prótesis que aquí se diseña, es necesario que la suspensión trabaje en diferentes condiciones de marcha por lo que se buscará que la suspensión pueda funcionar como un actuador, aunque también deberá poderse utilizar pasivamente con lo que se descartaría la posibilidad de que la prótesis quede inutilizable si el abastecimiento eléctrico cae.

Actuadores

[14] El término actuador designa al elemento de una unidad de corrección que proporciona la energía para realizar la acción de control. Los sistemas de actuadores son los elementos de los sistemas de control que transforman la salida de un microprocesador o de un sistema de control en una acción de control para una máquina o dispositivo.

Amortiguadores (figura 2.9)

Los amortiguadores son elementos mecánicos encargados de absorber y disipar energía. Existen dos diferentes tipos de amortiguadores, a saber:

1. Lineales y
2. Rotatorios

Los primeros constan generalmente de un cilindro el cual contiene a un fluido (aceite, aire, etc), un embolo que puede desplazarse linealmente dentro del cilindro y una válvula con pequeñas perforaciones que divide al cilindro en dos partes y por las que el fluido puede pasar cuando el amortiguador es sometido a una fuerza.

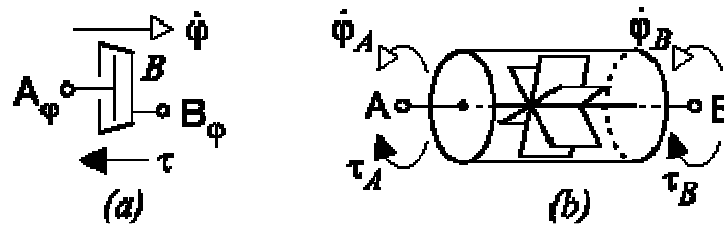


Figura 2.9 [15] Amortiguador rotatorio

Los segundos se componen de un cilindro que contiene a un líquido cuya viscosidad dependerá del amortiguamiento deseado y una serie de álabes que están dentro del cilindro figura 2.9 conectados a un eje que puede estar acoplado a tierra o una parte que esté rotando.

Resortes

Un resorte es un elemento mecánico que se utiliza para almacenar energía, existen diferentes formas para clasificar los resortes, estas son:

Según la forma del resorte: helicoidal cilíndrico, helicoidal cónico, en espiral, laminar, como se muestra en la figura 2.10.

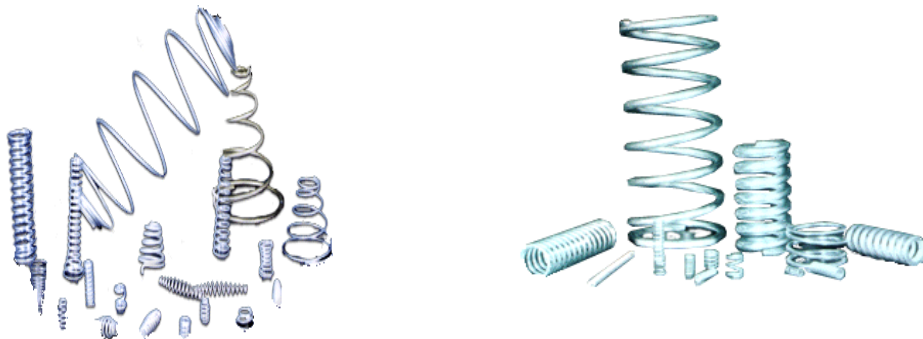


Figura 2.10 Resortes a compresión

Según la forma de la sección transversal del hilo

Según el tipo de carga que soportan: de compresión, de tracción, de torsión, de flexión, como se muestra en la figura 2.11.

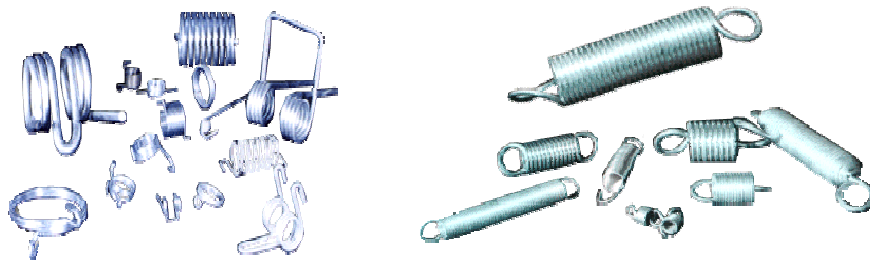


Figura 2.11 Resortes a extensión



Figura 2.12 Resortes a gas

Músculos artificiales [16]

Materiales con memoria de forma (Alambres musculares).

Son aquellos materiales que al ser deformados permanentemente a temperaturas bajas logran recobrar su forma original, cuando por cualquier medio se les agrega calor.

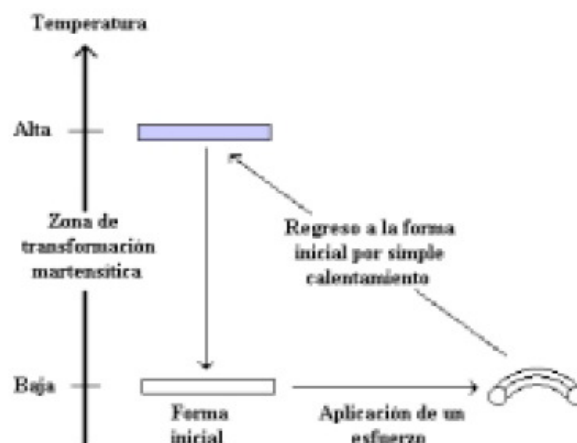


Figura 2.13 Materiales con memoria de forma

Existen diferentes aleaciones que se pueden considerar con memoria de forma, pero las más estudiadas y utilizadas son las de la familia de Ti-Ni y las de Cu aunque las primeras tienen mejores propiedades mecánicas, mayor resistencia a la corrosión y además se le considera como un biomaterial.

Músculo neumático [17]

Está compuesto por un tubo de caucho que aloja el aire comprimido y una malla trenzada que recubre el tubo, en uno de sus extremos existe una placa la cual irá conectada al lugar donde aplicara la fuerza. En el otro extremo del músculo está la entrada de aire comprimido. Al inyectar el aire el músculo se expande en sentido transversal lo que reduce su tamaño en sentido longitudinal.

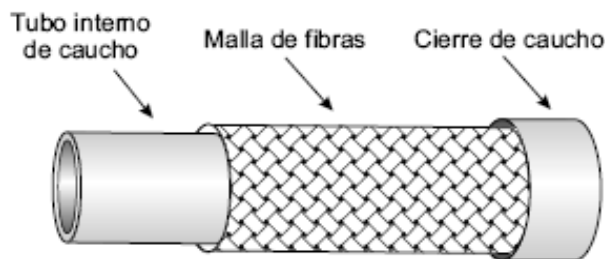


Figura 2.14 Músculo neumático

Polímeros electroactivos [18]

Son materiales que se contraen bajo el efecto de un potencial eléctrico y se retraen invirtiendo la polaridad del potencial eléctrico.

Tabla 2.1 Polímeros electro activos

Polímeros electro-activos	Ventajas	Desventajas
Electrónicos	Operables en lugares cerrados por largos periodos de tiempo Pueden mantener su tensión bajo CD. Induce fuerzas de	Requieren altos voltajes La temperatura de transición de su estado cristalino es inadecuada para bajas temperaturas de operación.

	activación grandes.	
Iónicos	Requieren bajo potencial eléctrico Proporcionan grandes deformaciones	NO mantienen su fuerza bajo un voltaje Tiempo de respuesta lento Difícil de producir un material con la suficiente consistencia En medios acuosos, mantienen hidrólisis a voltajes mayores de 1.23 [V].

2.2.4.6 Cilindros neumáticos

Son dispositivos que utilizan como fluido de trabajo al aire, según su funcionamiento se dividen en lineales y rotatorios

Amortiguadores magnetorreológicos (figura 2.15)

Funcionan como un amortiguador de aceite, la diferencia radica en que el fluido de trabajo es aceite mezclada con micro-partículas de un material ferromagnético y al aplicar un campo magnético es posible variar el factor de amortiguamiento del dispositivo. Por su forma de trabajar, existen de dos tipos: rotatorios y lineales; entre sus aplicaciones están:

- Prótesis (Rheo-Knee de Össur)
- Suspensiones para automóviles(**Cadillac SRX, SLR**)
- Protección sísmica

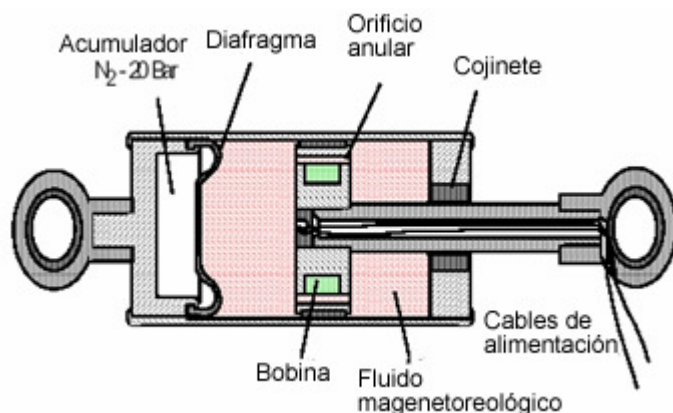


Figura 2.15 Amortiguador magnetorreológico

2.2.4.8 Motores eléctricos

Un motor eléctrico (figura 2.16) es una máquina rotatoria que transforma la energía eléctrica en mecánica, consta de dos partes; el estator y el rotor.

Existen diferentes tipos de motores

Motores a pasos

Cuenta con tantos pares de bobinas como pasos se quiera tener, ello con la finalidad de tener un mejor control sobre el ángulo de rotación del rotor.



Figura 2.16 Motor a pasos

Este tipo de motores están constituidos básicamente por un rotor sobre el cual están dispuestos una serie de imanes permanentes, y por una serie de bobinas dispuestas en su estator.

Existen dos tipos de motores a pasos los bipolares que tienen cuatro cables de salida y los unipolares que suelen tener 5 ó 6, estos últimos se caracterizan, por ser más fáciles de controlar que los bipolares donde es necesaria una inversión en la dirección de la corriente que entra a las bobinas y una secuencia adecuada para lograr el movimiento del rotor.

Entre las características principales de los motores a pasos es que con ellos se puede tener control más preciso sobre la rotación del motor, esto permite desplazamientos angulares bien definidos.

Motores de CD [19]

Consta de un circuito magnético y dos eléctricos uno llamado inductor y otro llamado inducido, dependiendo el uso que se le desee dar existen diferentes configuraciones de conexión entre estos tres componentes, serie y paralelo, la primera da un par muy alto, pero es necesario que esté sometido a

carga para evitar que el motor se desboque, la segunda tiene una gran estabilidad.



Figura 2.17 [20] Motor a CD

Servomotores

Este motor consta de tres partes: un motor de corriente continua, un reductor y un circuito de control. El desplazamiento angular de su rotor está determinado por el elemento de control con el que disponga. En la figura 2.19 se muestra un servomotor utilizado para aeromodelismo, permite giros de 180 [°] y utiliza como elemento de control un potenciómetro.



Figura 2.18 [21] Servomotor

Actuadores electro hidráulicos

Es un cilindro hidráulico pero el control de la carrera se hace a través de válvulas servo-controladas

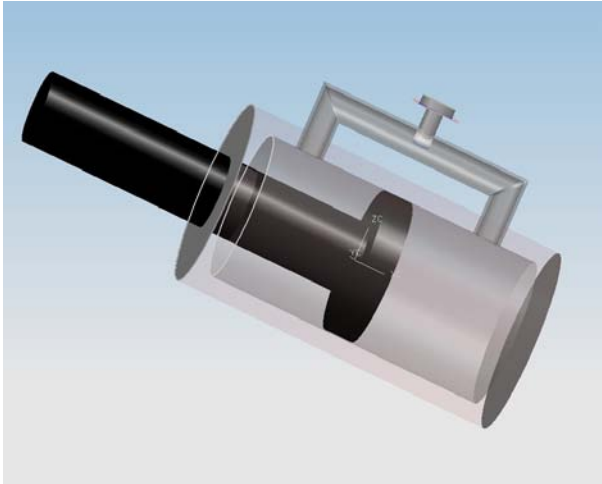


Figura 2.19 Cilindro hidráulico

2.2.5 Mecanismo, sistema de soporte y acoplamiento

Cojinetes

[22] Es un elemento mecánico que tiene como función disminuir la fricción entre superficies que se mueven entre si. Se clasifican en dos grandes grupos: los rodantes y los deslizantes.

Los cojinetes deslizantes pueden o no soportar cargas axiales, lo que depende de la forma del cojinete. Algunos están hechos de acero como cuerpo principal y en su superficie interna están recubiertos por una capa de un material blando, generalmente 1/3 de la dureza del material al que soportarán, otros son fabricados por sinterizado. Estos últimos pueden trabajar en seco debido a que el lubricante viene incluido en la pieza.

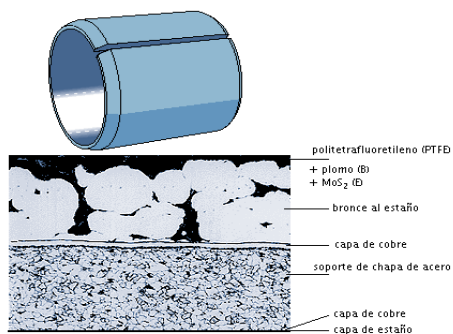


Figura 2.20 Cojinete seco

Cojinete para deslizamiento en seco [23]

En los rodantes no existe un contacto directo entre las dos superficies sino que hay un tercer elemento (cilindros, esferas) que rueda entre las dos superficies, pueden ser cónicos o rectos y dependiendo su configuración soportan cargas axiales y radiales.

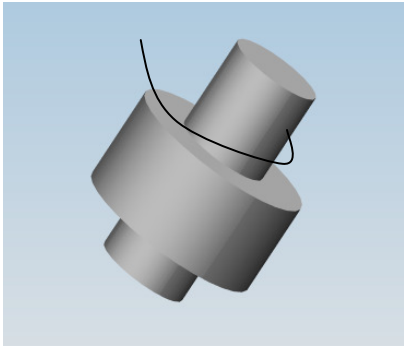
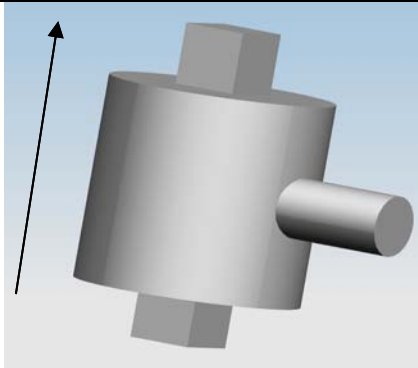
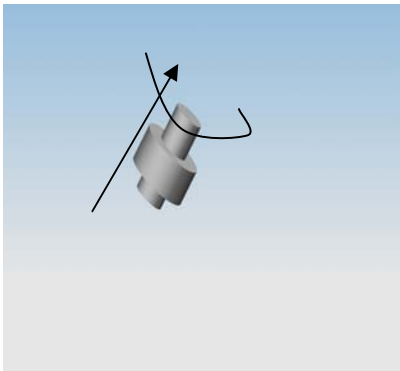


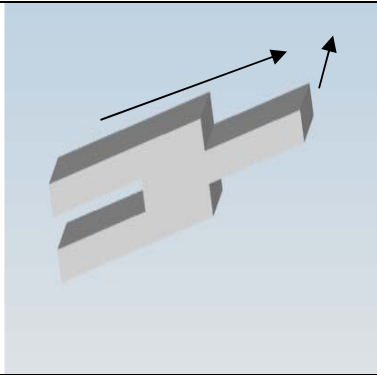
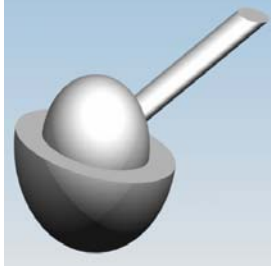
Rodamiento de bolas

Figura 2.21

Tipos de articulaciones

Tabla 2.2 Tipos de articulaciones

Tipo de articulación	Modelo	Grados de libertad
Rotación simple		1
Prismática		1
Cilíndrica		2

Tipo de articulación	Modelo	Grados de libertad
Planar		2
Esférica		3

Materiales

Para las barras del mecanismo, la carcasa y los ejes no hay piezas como tales así que se tienen que diseñar, maquinar y conformar, aunque sí se deben tener opciones de que materiales se pueden usar, a continuación se presenta una selección previa de materiales.

Selección del material

En esta etapa del proceso de diseño sólo se hará una selección previa de los posibles materiales, la final, será cuando se esté en la etapa de diseño de detalle. En principio sólo se considerarán los siguientes parámetros: baja densidad, fácil de maquinar con procesos convencionales, resistentes y comerciales.

Además es importante tener en cuenta las diferentes partes que conforman la prótesis; dos de ellas son la carcasa y el sistema de acoplamiento. La primera deberá ser resistente y ligera, la segunda, resistente a los esfuerzos y al desgaste. Para la primera parte se tienen a las diferentes aleaciones de aluminio, magnesio, titanio, materiales compuestos como la

fibra de carbono, y/o una combinación de todos estos. En el caso del sistema de acoplamiento se cuenta con el acero, titanio, cerámicos y/o la combinación entre ellos.

A continuación se presentan las características mecánicas de los diferentes materiales, es de señalar que son valores de alguna de las diferentes aleaciones.

Tabla 2.3 Características mecánicas de algunos materiales

Material	E [GPa]	ρ [Kg/m ³]	Radio de poisson [1]	Resistencia Cedencia	Resistencia a la Fatiga [MPa]	Dureza Brinell	Coefficiente de Fricción [1]
Alumnio	68.9	2700	0.3	276	96.5	95	-
Magnesio	44	1747	0.35	21		46	0.36
Titanio	113.8	443	0.342	880	240	334	-
Acero	200	7870	0.29	275		101	-
Fibra de carbono	170- 415	1760- 1800	-	-	-	-	-

[24] Los datos de la tabla sólo son algunos valores de los que se presentan en la referencia bibliográfica para cada uno de los materiales.

En realidad las piezas de cerámico son materiales compuestos y sus procesos de fabricación son muy costosos y no convencionales, lo que descarta a esos materiales. Con la fibra de carbono sucede algo similar, por lo que no es viable su utilización. En el caso de los demás materiales, es factible su utilización.

2.2.6 Sistema de acoplamiento entre la rodilla y el muñón

Por medio de un socket

La forma más usual para conectar la prótesis con el muñón del amputado es por medio de un cople (socket), este tiene como funciones; conectar el miembro artificial (MA) con el muñón del paciente amputado, transferir las cargas al MA de la manera más eficiente posible, ser estable y que se logre de alguna manera la propiocepción, todo esto con el único fin de que el paciente tenga el control sobre la prótesis.

Existen diferentes tipos de sockets: el de contención isquiática, el cuadrilateral y los ajustables que combinan las características de los dos primeros en la tabla 2.4 se muestran las ventajas y desventajas de los sockets.

Tabla 2.4 VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LOS SOCKETS

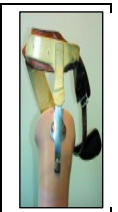
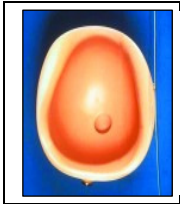
TIPO DE SOCKET	VENTAJAS	DESVENTAJAS
Contención Isquiática 	• Son más exitosos que los cuadrilaterales, para aquellos que tienen miembros residuales más cortos, carnosos e inestables. • Se recomienda para actividades dinámicas como el deporte. • Mayor suspensión. • Menor desplazamiento lateral. • Mayor distribución de peso en un área más grande.	• Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel. • Erosiones de la piel, si no se respetan las normas de uso o en caso de hipersensibilidad cutánea al material del socket. • Problemas alérgicos. • Lesiones cutáneas, por aumento de sudoración del muñón junto con una falta de transpiración. Por ello se puede producir maceración de la piel y predisposición de ésta a infecciones por bacterias y hongos, así como lesión por fuerzas externas.

Tabla 2.4 continuación

TIPO DE SOCKET	VENTAJAS	DESVENTAJAS
Cuadrilateral 	• Ayudan al retorno venoso, evitando el edema y los problemas dermatológicos, siendo la más importante, ya que las presiones aplicadas por el socket evitan la acumulación de líquidos en los tejidos del muslo. • Aumentan el área de carga del peso del cuerpo. • Aumentan las reacciones sensoriales, lo que ayuda al amputado a controlar su prótesis. • Recomendado para personas activas. • Se recomienda para pacientes muy débiles o de geriatría. • Con su borde posterior situado en la tuberosidad isquial, puede permitir la gama más grande del movimiento en la flexión y la extensión. • Facilita la acción de sentarse.	• El isquion, hueso que sobresale de la pelvis puede estar dolorido cuando se permanece sentado sobre una superficie dura por tiempo prolongado, permitiendo que el fémur se mueva fuera de sitio. Debido a esto el individuo cojea o camina de lado. • Problemas dermatológicos.

Tomada de la tesis; Diseño de un socket ajustable para prótesis de miembro inferior [25]

Por medio de oseointegración

Otra de las formas por las que se puede conectar una prótesis es a través de la óseo-integración, este fenómeno implica que un biomaterial al unirse con el hueso es asimilado por este último sin la necesidad de utilizar cementos para la unión. Aún cuando desde la década de los 50' ya se sabía de la óseo-integración no es sino hasta los años 80' que se comenzó a trabajar con este tipo de implantes.

Hoy los implantes dentales son muy utilizados en países desarrollados, también en estos países y principalmente en Europa es donde se han desarrollado acoplamientos para amputado transfemoral que son oseointegrados.

Este sistema permite una mejor transferencia de la carga al miembro artificial lo que implica una mejor eficiencia energética, debido a la oseointegración es difícil que la interfase se afloje, también debido a que la conexión es interna y que existen en la vecindad una gran cantidad de terminales nerviosas, se logra una mejor propiocepción.

Como desventajas se tienen que es un método que recién se aplica, es necesario tener una higiene muy rigurosa (ya que de no hacerlo es fácil que se contamine la zona donde se unen la piel y el cople) y que es necesaria una cirugía para lograr la conexión.

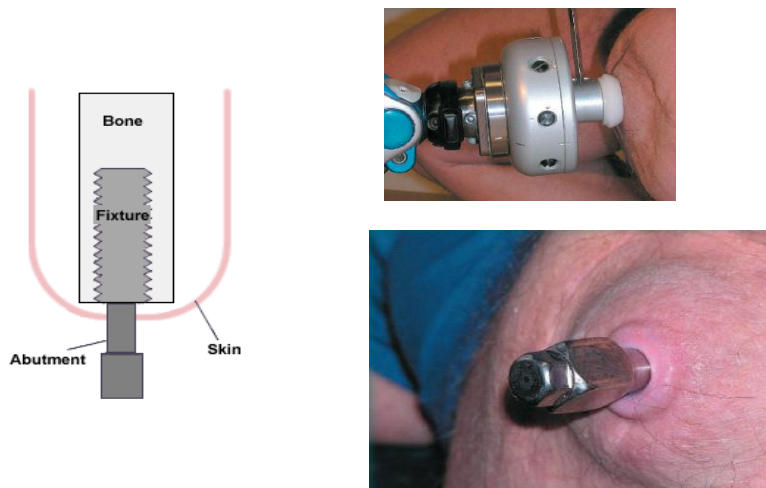


Figura 2.22 Conexión entre la prótesis y el muñón por medio de Oseointegración.

2.2.7 Sistema electrónico

Sensores

Para que esta prótesis funcione de manera semiactiva, es necesario que se utilicen algunos sensores con los que se pueda saber: la carga existente sobre la prótesis, el ángulo de flexión de la rodilla y la velocidad con la que el paciente se mueve.

Se comenzará por definir lo que es un sensor para después enlistar diferentes tipos de sensores de acuerdo a la variables físicas mencionadas en el párrafo anterior. Según Bolton [26], un sensor es un elemento que produce una señal relacionada con la cantidad que se está midiendo, es decir es un dispositivo que al ser excitado por el medio que lo circunda cambia su estado inicial. Este cambio puede ser medido ya que el sensor es capaz de convertir una variable física en otra que puede ser medida con facilidad, en la figura

2.23 se muestra a grosso modo como el sensor transforma una figura indefinida en otra que es un círculo y que está definida.

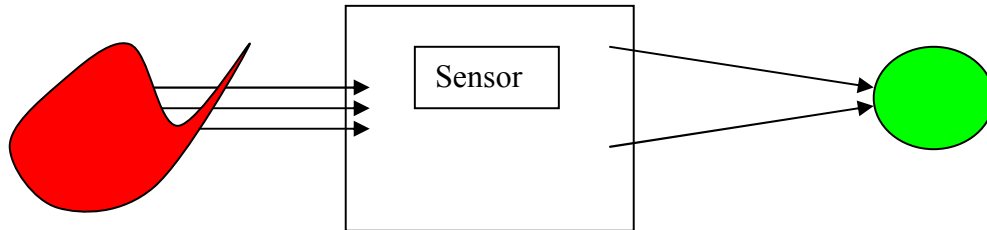


Figura 2.23 Función de un sensor

La función de un sensor es transformar una variable física en otra, en el esquema mostrado, una figura amorfa es transformada a un círculo con características bien conocidas.

Fuerza

Piezoeléctricos

Su funcionamiento se basa en que algunos cristales, al ser comprimidos, generan una corriente eléctrica, la cual puede ser medida y con ello obtener la fuerza a la que está sometido el cristal. Son de dimensiones pequeñas, fáciles de instrumentar figura 2.24.

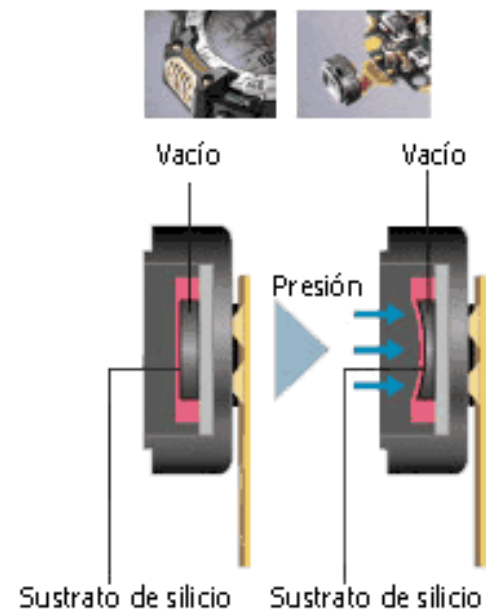


Figura 2.24 Sensor piezoeléctrico

Ángulo de flexión

Codificador óptico

Es un dispositivo que nos permite conocer ya sea el desplazamiento lineal o el angular figura 2.25. Existen de dos tipos: incrementales y absolutos, los primeros detectan la posición a partir de una posición anterior y lo absolutos que proporcionan la posición real.

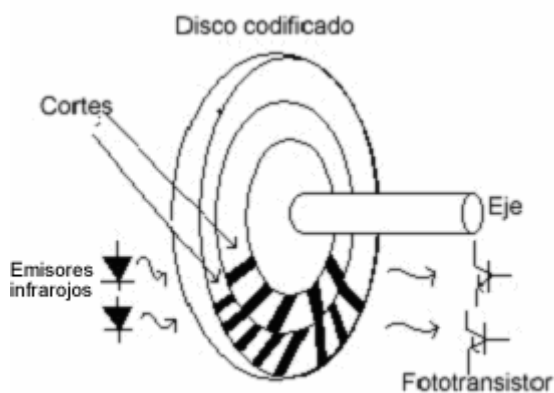


Figura 2.25
Codificador óptico [27]

Potenciómetros

Es una resistencia variable (ver figura 2.26) que funciona al disminuir o aumentar el tamaño de una resistencia de carbono, lo que permite que la resistencia dependa del desplazamiento angular.



Figura 2.26 Potenciómetro[28]

Velocidad

La velocidad que se desea medir es la de la persona al momento de caminar, esta se puede obtener por medio de las variaciones de la aceleración, la cual a su vez se obtiene por medio de acelerómetros figura 2.27.

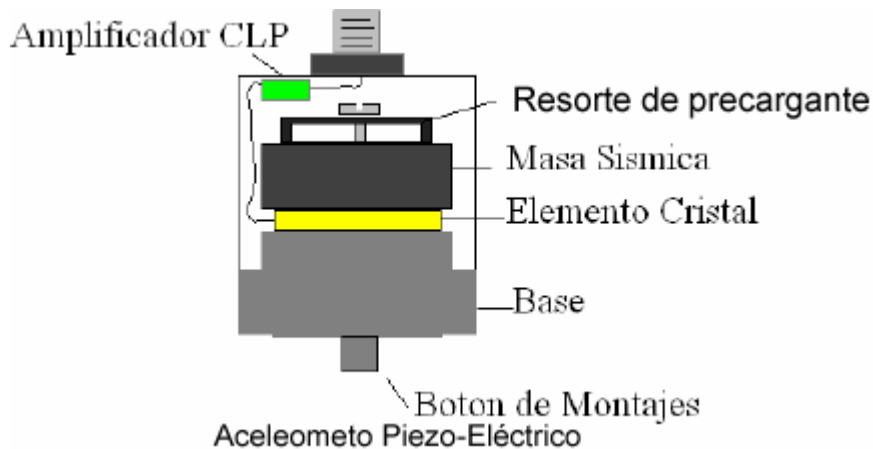


Figura 2.27 Acelerómetro piezoeléctrico [29]

Etapas de potencia

Acumuladores eléctricos (pilas o baterías)

En el mercado existe una gama muy amplia de acumuladores eléctricos (AE) pero en este caso son necesarios los que tengan la capacidad de acumular la suficiente carga para que la prótesis funcione durante el día y pueda ser recargada por la noche, además deberán ser pequeños (deben caber en un prisma de 60x30x20 mm), ligeros y capaces de soportar al menos 1000 ciclos de recarga.

En la tabla 2.5 se enlistan los diferentes tipos de AE :

Tabla 2.5 Tipos de acumuladores eléctricos

Tipos	Beneficios	Aplicaciones
Ion litio	Ofrecen alta densidad de energía, gran capacidad y un ciclo de vida largo en los tamaños	Estas pilas son ideales para dispositivos portátiles, tales como aparatos informáticos y de comunicaciones, PDAs, reproductores portátiles, dispositivos médicos, aparatos industriales, aplicaciones militares y para cualquier otro producto que requiera una fuente de alimentación fiable y de

	ligeros más comunes.	alta energía.
NiCd	Aguantan una gran cantidad de recargas (1000) en comparación con las con las otras pilas que aquí se presentan, su capacidad de almacenaje es baja.	
NiMH	Ofrece una vida útil larga Almacena una alta carga (Pila AA 2800 mAHr	Pilas recargables, Camaras digitales
Polimero	Diseñadas para ser una fuente de alimentación potente, segura, fina y ligera.	Diversas aplicaciones.

2.2.8 Selección del mecanismo

Existe una infinidad de mecanismos con los que se puede lograr la flexo-extensión de la rodilla, en este trabajo se pretende generar un mecanismo que simule la rotación y traslación de la tibia con respecto al fémur, para ello se buscó que pudiera funcionar en una primera parte, mecánicamente y sin la necesidad de un control (sólo con el apoyo de una suspensión); que cuando esté colocado permita a la persona pasar obstáculos (desniveles en el piso, la guarnición de la banqueta) sin la necesidad de mantener la flexión hasta que la persona esté erecta (En el caso de una persona sana estos obstáculos son salvados extendiendo el tobillo y controlando la velocidad de extensión de la rodilla y la rotación de la cadera). Se proponen cuatro diferentes mecanismos.

2.2.8.1 Propuesta 1

El mecanismo (ver figura 2.28) consta de tres barras, con una de estas (el amortiguador) de longitud variable, lo que permite la flexo-extensión, este es el mecanismo utilizado en las dos prótesis comerciales más importantes(C-Leg y Rheo-Knee).

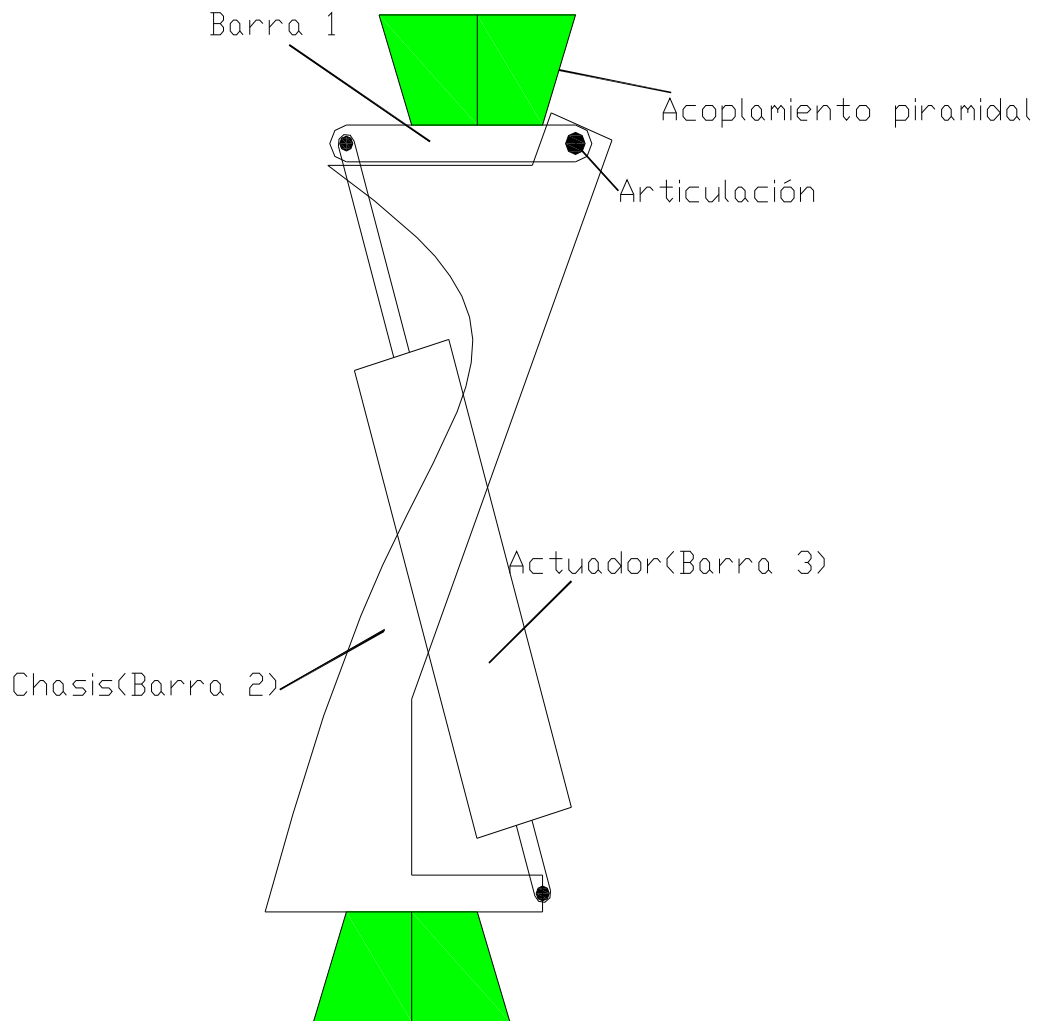


Figura 2.28 Propuesta 1

2.2.8.2 Propuesta 2

Este mecanismo mostrado en la figura 2.29 es de tipo policéntrico y se forma de dos mecanismos secundarios: uno base de dos barras cruzadas y otro que está acoplado a una corredera donde se puede colocar una suspensión o un actuador.

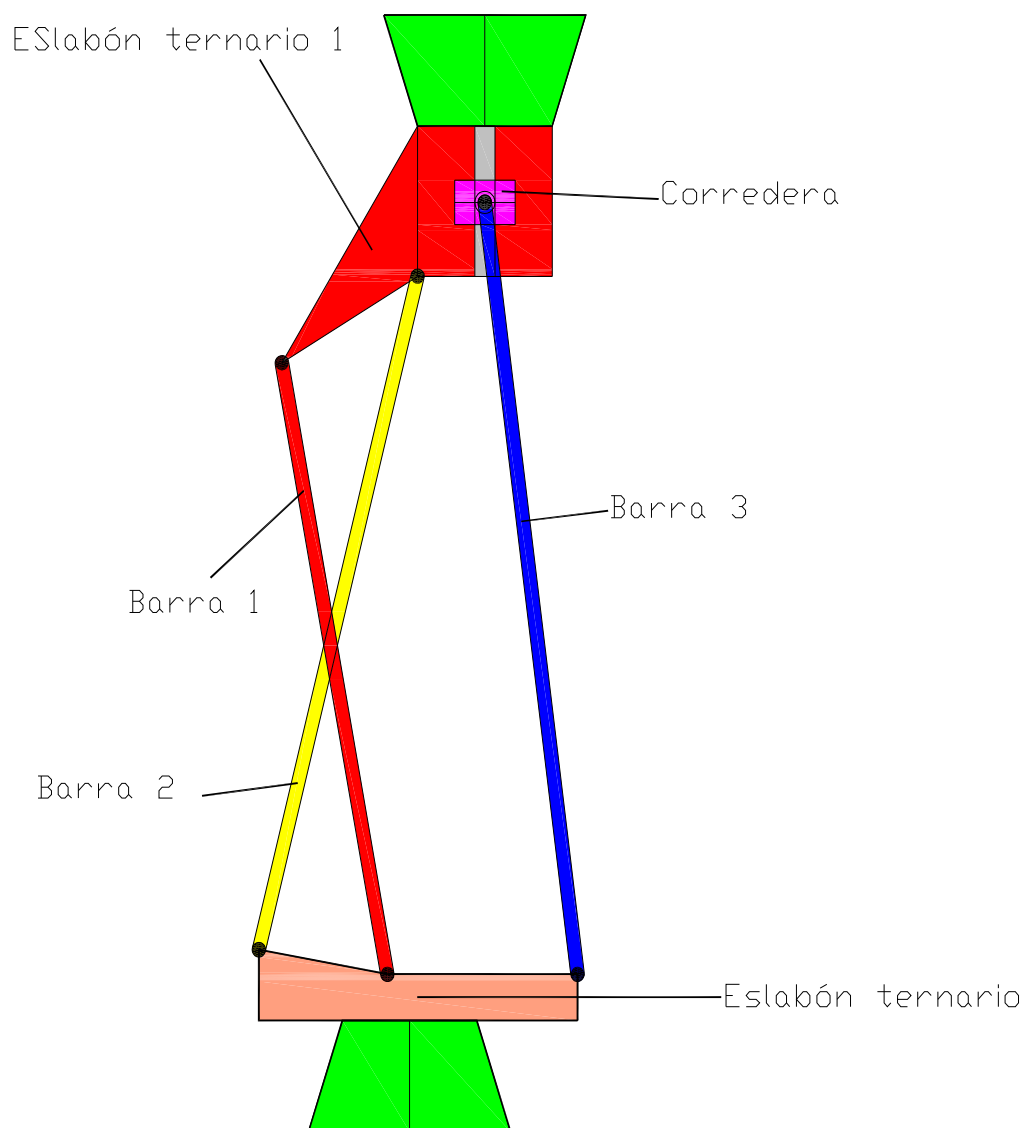


Figura 2.29 Propuesta 2

2.2.8.3 Propuesta 3

El mecanismo mostrado en la figura 2.30 consta de cuatro barras, dos de estas cruzadas, en la mayoría de prótesis de tipo policéntrico, este es el mecanismo más utilizado, debido en parte, a que simulan los ligamentos cruzados de la rodilla y que es el modelo biomecánico para describir la flexo-extensión de la rodilla.

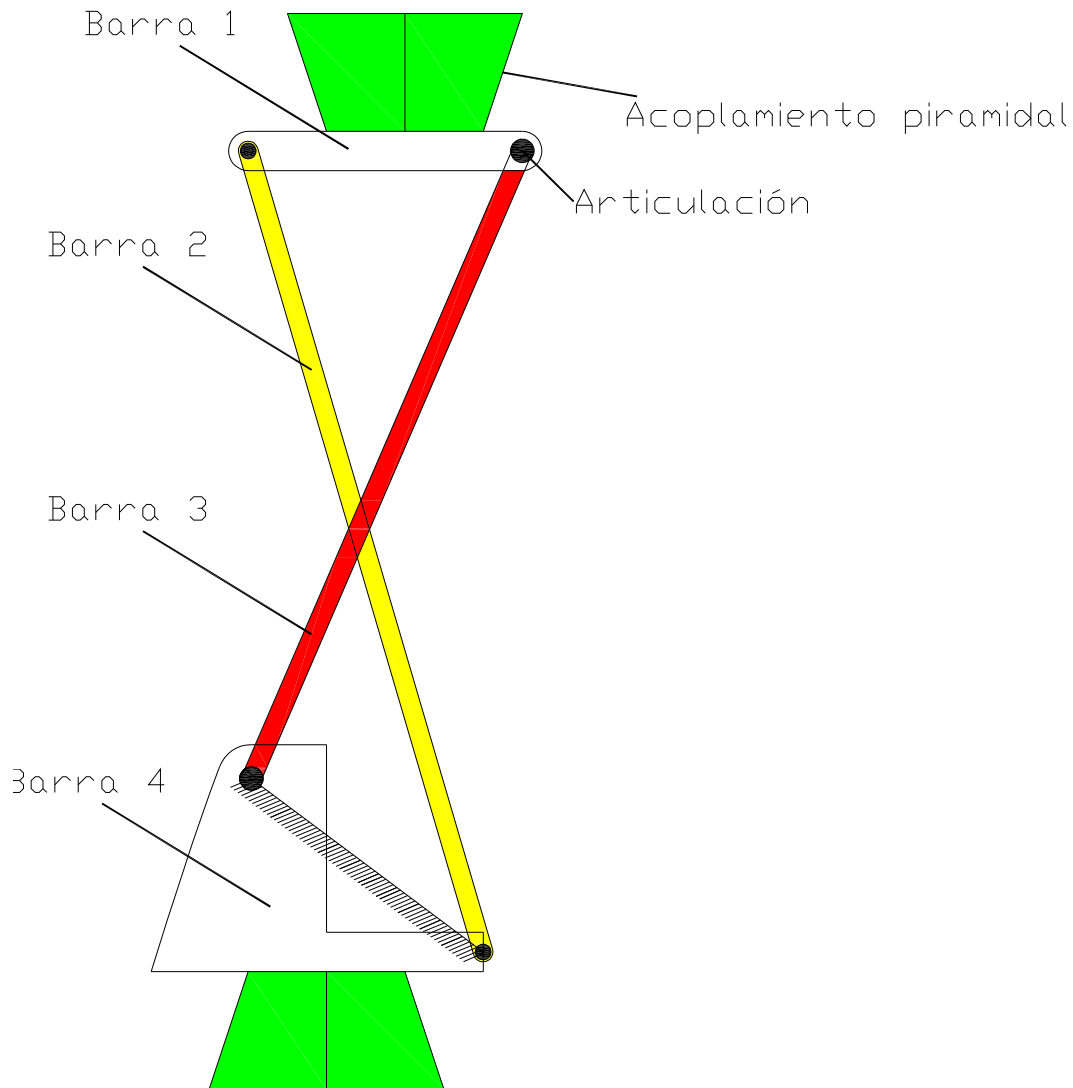


Figura 2.30 Propuesta 3

2.2.8.4 Propuesta 4

En este caso están acoplados dos mecanismos, uno de 5 barras y otro de 4 barras, mostrados en la figura 2.31, entre las características más importantes se encuentra que el mecanismo se comporta como mono-céntrico al principio de la flexo-extensión para después comportarse como policéntrico. Esto soluciona en parte el problema de alejamiento del piso inherente a los mecanismos de cuatro barras.

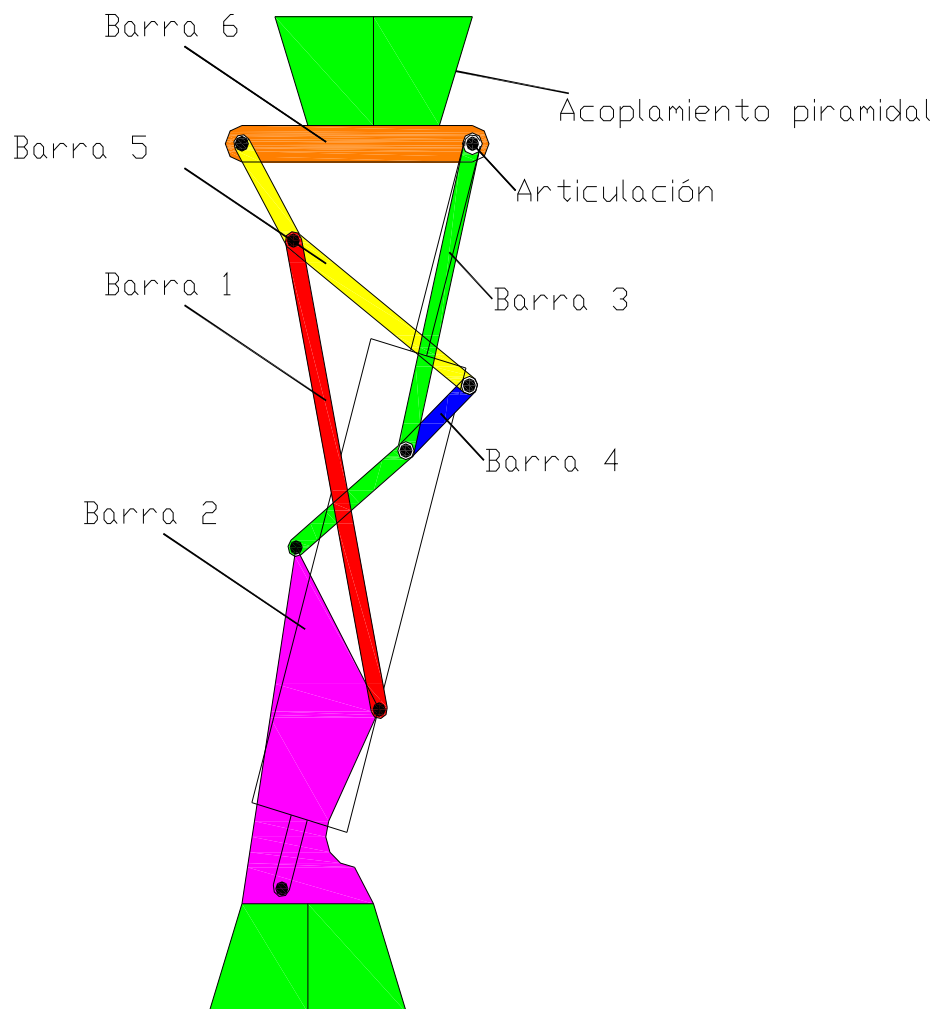


Figura 2.31 Propuesta

Trayectoria del mecanismo para las diferentes propuestas

Para tener un medio de comparación entre los diferentes mecanismos se visualizó la trayectoria que daba un pie virtual conectado a la prótesis, además de verificar si el pie no arrastraba o chocaba con el piso, para ello se utilizó un programa para simular mecanismos (Working Model), en las figuras siguientes se muestran los resultados. En todos los casos se buscó que la inclinación del miembro inferior con respecto a la horizontal fuera la misma y que el talón estuviera en contacto con el piso.

Propuesta 1

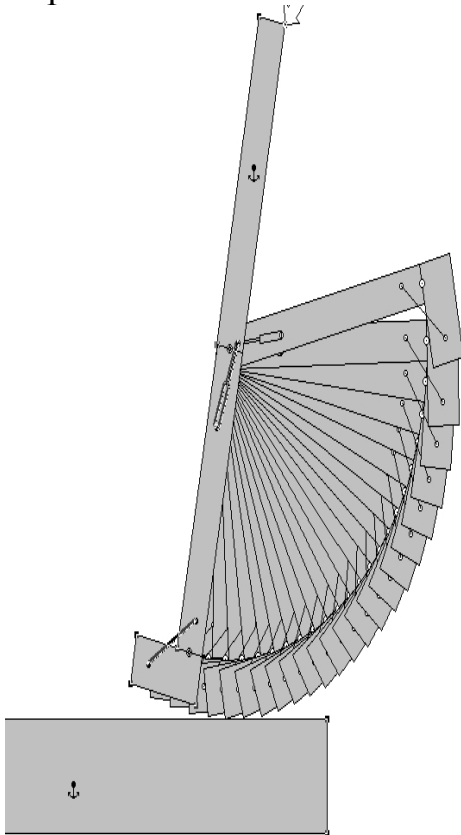


Figura 2.32 Simulación por medio de working model para la propuesta 1

Propuesta 2

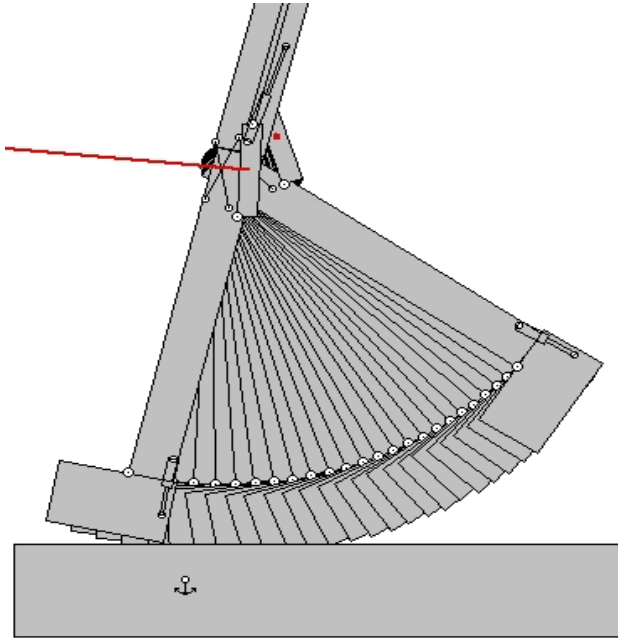


Figura 2.33 Simulación por medio de working model para la propuesta 2

Propuesta 3

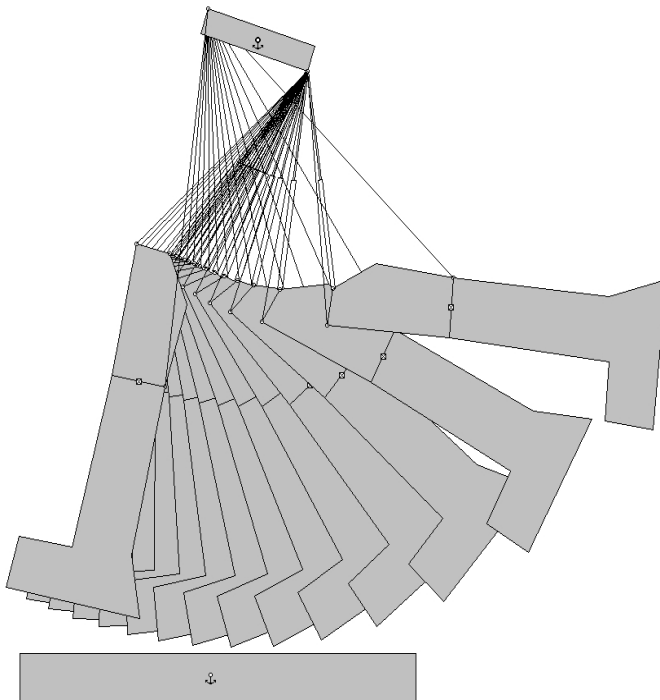


Figura 2.34 Simulación por medio de working model para la propuesta 3

Propuesta 4

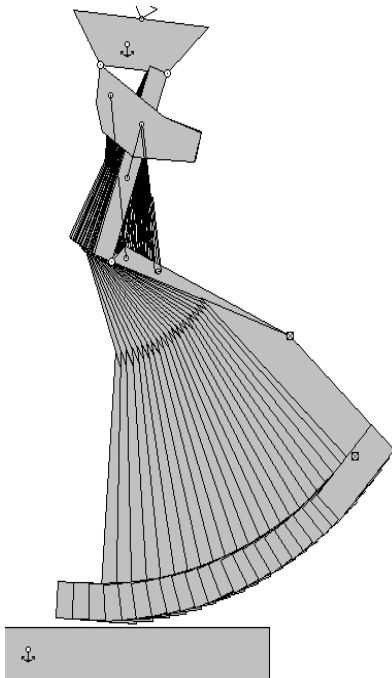


Figura 2.35 Simulación por medio de working model para la propuesta 4

Existen tres mecanismos que logran la rotación y traslación de la rodilla; a saber, el dos, el tres y el cuatro, con lo que se descarta el primero, además en las imágenes de las simulaciones se observa como el mecanismo cuatro, es el único que logra pasar el pie sin que exista interferencia entre éste y el piso o que sea necesario alejar todo el mecanismo para lograrlo, por tanto el mecanismo cuatro es el adecuado en esta etapa para la prótesis, aunque podría ser cambiado más adelante si no es posible lograr los movimientos deseados.

2.2.9 Selección del actuador

Para que una prótesis pueda funcionar en diferentes condiciones de marcha, se necesita que exista una suspensión activa con la que se puedan controlar el ángulo y la velocidad de flexión de la rodilla. Para ello se tienen cuatro opciones enlistadas a continuación:

2.2.9.1 Sistema controlado por medio de un motor eléctrico

El actuador está formado por un tornillo sin fin (TSF) acoplado al rotor de un motor eléctrico en un extremo y a una tuerca en el otro, la que a su vez y por medio de un eje perpendicular al TSF se une a una de las articulaciones del mecanismo.

En el momento que el motor entra en funcionamiento, el tornillo sin fin se desplaza, con lo que se logra el cierre o apertura del mecanismo.

Una de sus principales desventajas es su alto gasto de energía, aunado a que no existen pilas pequeñas y de bajo peso con la capacidad de acumular la energía suficiente, lo que imposibilita su uso para una prótesis de rodilla que al menos funcione por un día.

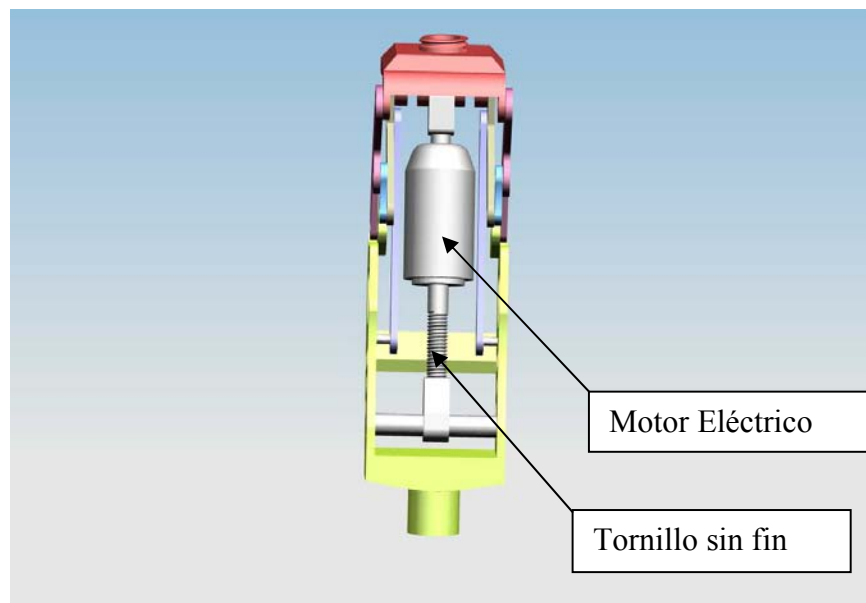


Figura 2.36 Rodilla semi-controlada por un motor eléctrico

2.2.9.2 Sistema electro-hidráulico

Consta del mecanismo, con un actuador lineal electro-hidráulico, el cual controla su desplazamiento por medio de electro-válvulas, es de señalar que este sistema ya es utilizado con éxito en una prótesis de rodilla (C-leg de Otto Bock), sin embargo el actuador hidráulico fue diseñado específicamente para esa prótesis, lo que limita la posibilidad de utilizarlo en otra rodilla, por lo que, sería necesario desarrollar un actuador electro-hidráulico, lo que está fuera de los límites de este trabajo.

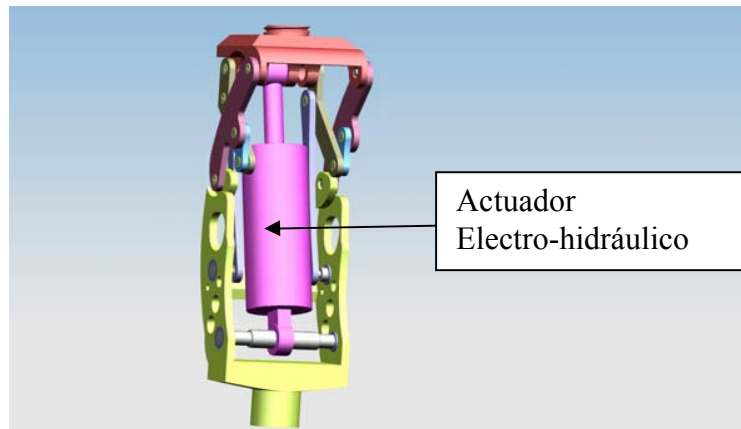


Figura 2.37 Rodilla semi-controlada por un cilindro electro-hidráulico

2.2.9.3 Sistema electro-neumático

Trabaja de manera similar al sistema electro-hidráulico, sólo que el fluido de trabajo es aire, en este caso también sería necesario diseñar un actuador

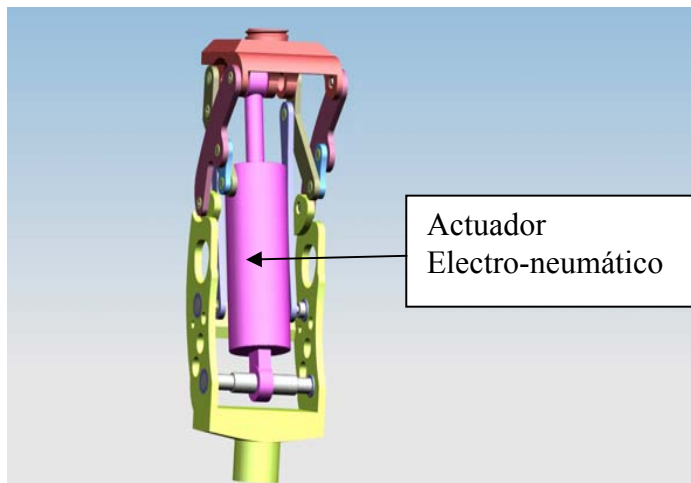


Figura 2.38 Rodilla semi-controlada por un cilindro electro-neumático

2.2.9.4 Sistema magnetorreológico

El mecanismo lleva acoplada una suspensión magnetorreológica como se muestra en la figura 2.39 que puede ser controlada por medio de un circuito electrónico (el funcionamiento del amortiguador se describió con mayor claridad en los antecedentes de este trabajo).

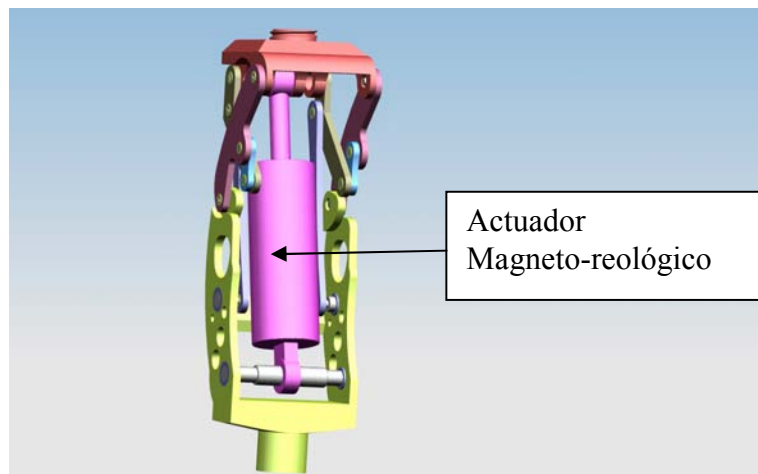


Figura 2.39 Rodilla semi-controlada por un actuador magnetorreológico

Para seleccionar el actuador se tomaron en cuenta los parámetros siguientes:

- Funcional
- Bajo consumo energético
- Vida útil similar a la de la prótesis
- Disponibilidad comercial
- Costo bajo

Todos los dispositivos propuestos pueden realizar, en principio, la función deseada, con lo que el parámetro de funcionalidad queda descartado para la selección del actuador. Ahora bien, se utilizarán los otros parámetros para la selección.

Si consideramos el consumo de energía, la propuesta uno es la que queda descartada, debido a que tanto para la flexión como la extensión el

motor debe funcionar, lo que deja claro que el sistema no es capaz de almacenar la energía de la etapa de apoyo utilizando el doble de energía que los otros tres sistemas. Siguiendo con otro parámetro, tanto los sistemas neumáticos como los hidráulicos tienen el inconveniente de que para funcionar, es necesaria la utilización de válvulas servo-controladas que después de un periodo de tiempo se desajustan, por lo que la prótesis en el menor de los problemas debe ser llevada al taller para un reajuste, ello genera al paciente un gasto de dinero extra, lo que no es permisible para este diseño.

En cuanto a la disponibilidad comercial, en todos los casos existen dispositivos fáciles de adquirir, pero en el segundo y tercero; ni el actuador ni las válvulas servo-controladas están diseñadas para una prótesis, por lo que se deben diseñar esos componentes lo que implicaría el diseño del actuador, lo cual no es el fin de este trabajo.

Entonces queda como única solución el sistema magnetorreológico, ya que al ser producido en serie y para diferentes aplicaciones, existe una alta disponibilidad comercial lo que al final repercute en un bajo costo.

2.2.10 Selección de los materiales

En esta etapa sólo se hará una selección previa de los posibles materiales, la selección final se hará cuando se esté en el diseño de detalle. En principio sólo se considerarán los siguientes parámetros: baja densidad, facilidad de manufactura mediante procesos convencionales, resistente al desgaste y ser comercial.

Además, es importante tener en cuenta las diferentes partes que conforman la prótesis, dos de éstas son la carcasa y el sistema de acoplamiento. La primera deberá ser resistente y ligera; la segunda, resistente a los esfuerzos y al desgaste. Para la carcasa las opciones son aleaciones de aluminio, magnesio, titanio, materiales compuestos; como la fibra de carbono y/o una combinación de todos estos. En el caso del sistema de acoplamiento, se cuenta con el acero, titanio, cerámicos y/o la combinación entre los anteriores.

A continuación se presentan las características mecánicas de los diferentes materiales, cabe señalar que los valores mostrados son de alguna de las diferentes aleaciones.

Tabla 2.6 Propiedades mecánicas de algunos materiales

Material	E [GPa]	ρ [Kg/m ³]	Módulo de poisson [1]	Resist. Cedencia	Resist. Fatiga [MPa]	Dureza Brinell	f [1]
Aluminio	68.9	2700	0.3	276	96.5	95	-
Magnesio	44	1747	0.35	21		46	0.36
Titanio	113.8	443	0.342	880	240	334	-
Acero	200	7870	0.29	275		101	-
Fibra de carbono	170- 415	1760- 1800		-			

f= Coeficiente de fricción

En realidad las piezas de cerámico son materiales compuestos y sus procesos de fabricación son muy costosos y no convencionales, lo que descarta a esos materiales. Con los materiales compuestos sucede algo similar, por lo que aún su fabricación es más costosa que con aluminio. En el caso de los demás materiales, es factible su utilización.

Capítulo 3

Diseño de configuración

Aunque en este trabajo no se realizará la parte de control si es necesario dejar un espacio adecuado donde se pueda colocar los circuitos electrónicos, las baterías y otros dispositivos. A continuación se enlistan las partes de la prótesis y después se hacen diversas propuestas de configuración:

- Sistema electrónico
- Mecanismo y sistema de soporte
- Amortiguador
- Acumuladores eléctricos
- sensores

3.1 Configuración 1

El sistema electrónico está por encima del mecanismo, dentro del cuerpo de una de las barras del mecanismo, los acumuladores eléctricos están colocados por debajo del mecanismo

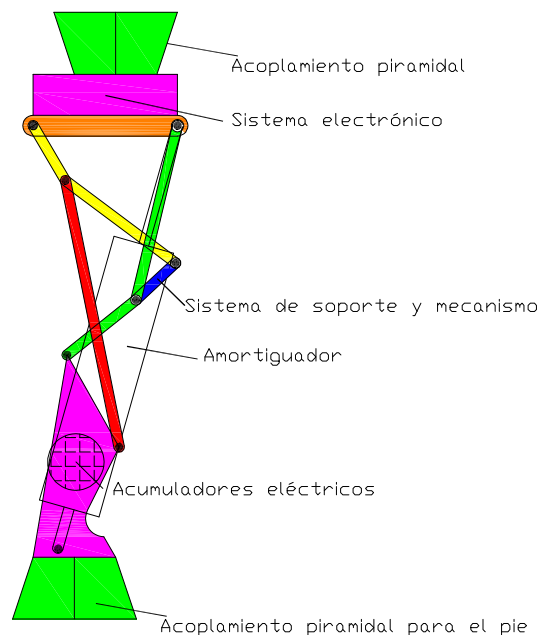


Figura 3.1 Configuración 1

3.2 Configuración 2

La diferencia con la primera configuración es que en ésta, el sistema electrónico está colocado por debajo del mecanismo.

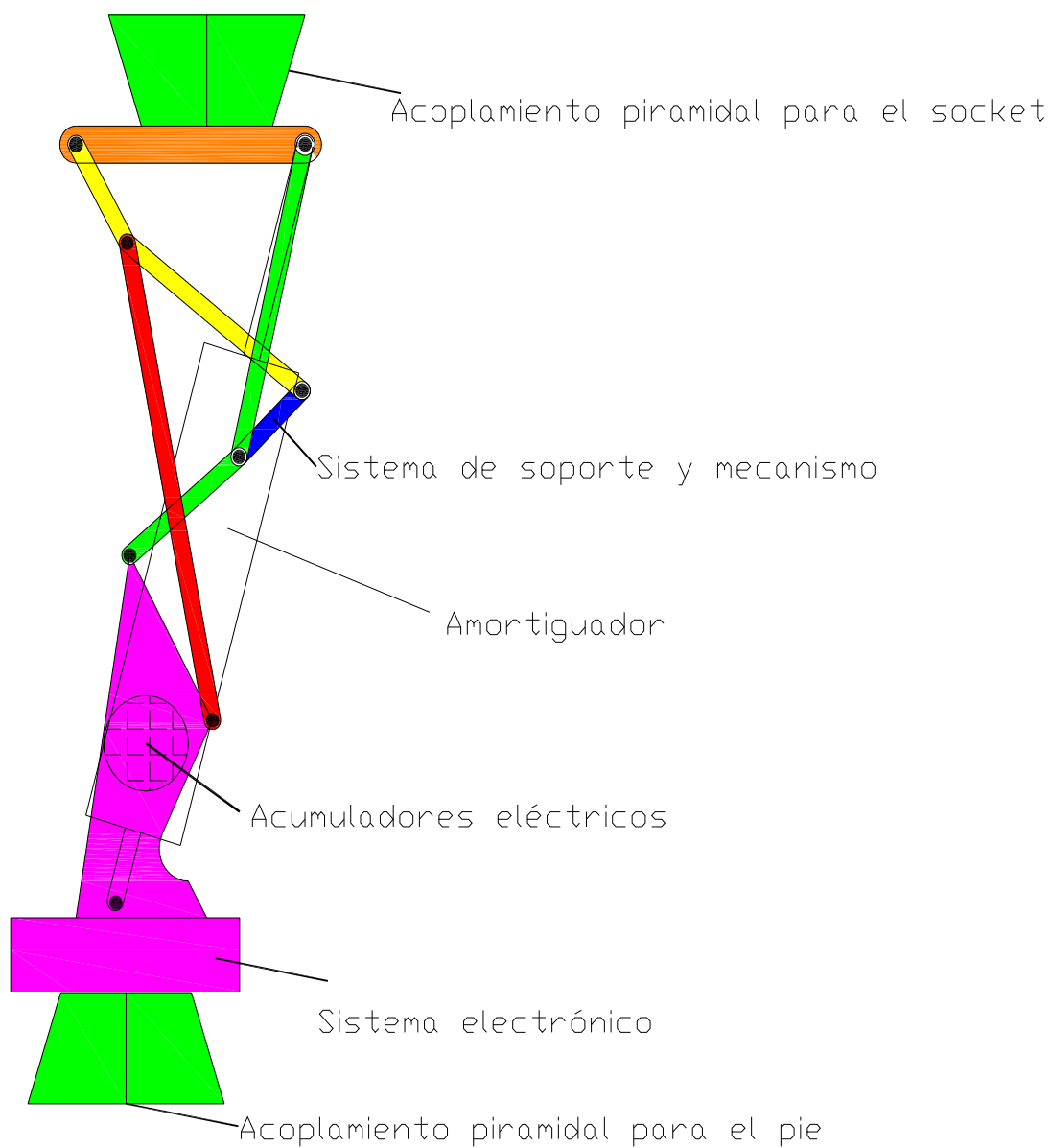


Figura 3.2 Configuración 2

3.3 Configuración 3

En esta configuración el sistema electrónico y las baterías ya no estarán colocadas en el cuerpo principal de la prótesis sino que se encuentran en la extensión que une a la prótesis de rodilla con el pie

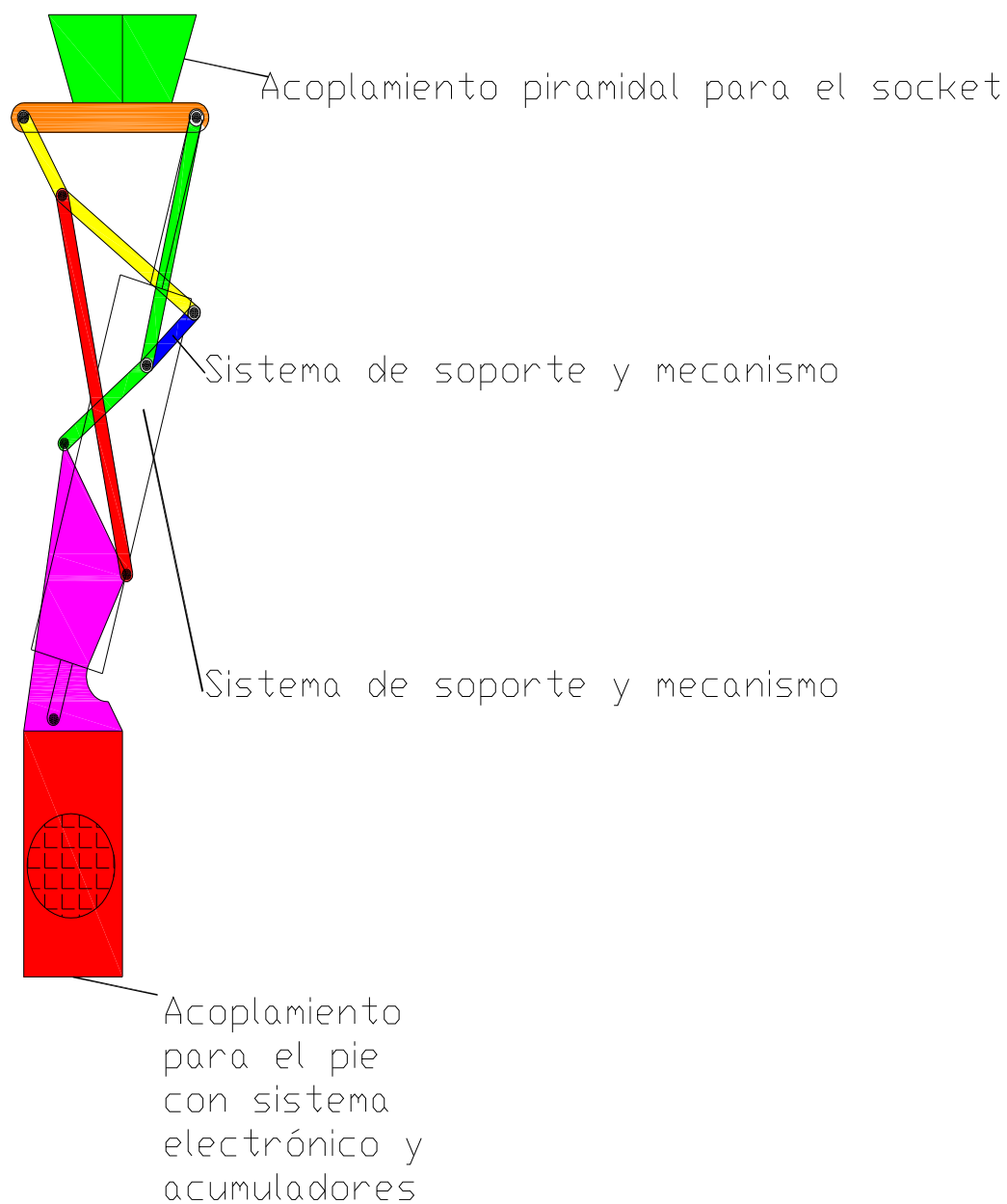


Figura 3.3 Configuración 3

3.4 Configuración 4

En este caso el sistema electrónico sólo está conectado a la prótesis a través de un cable u otro sistema de comunicación y se plantea que se transporte por medio de un cinturón.

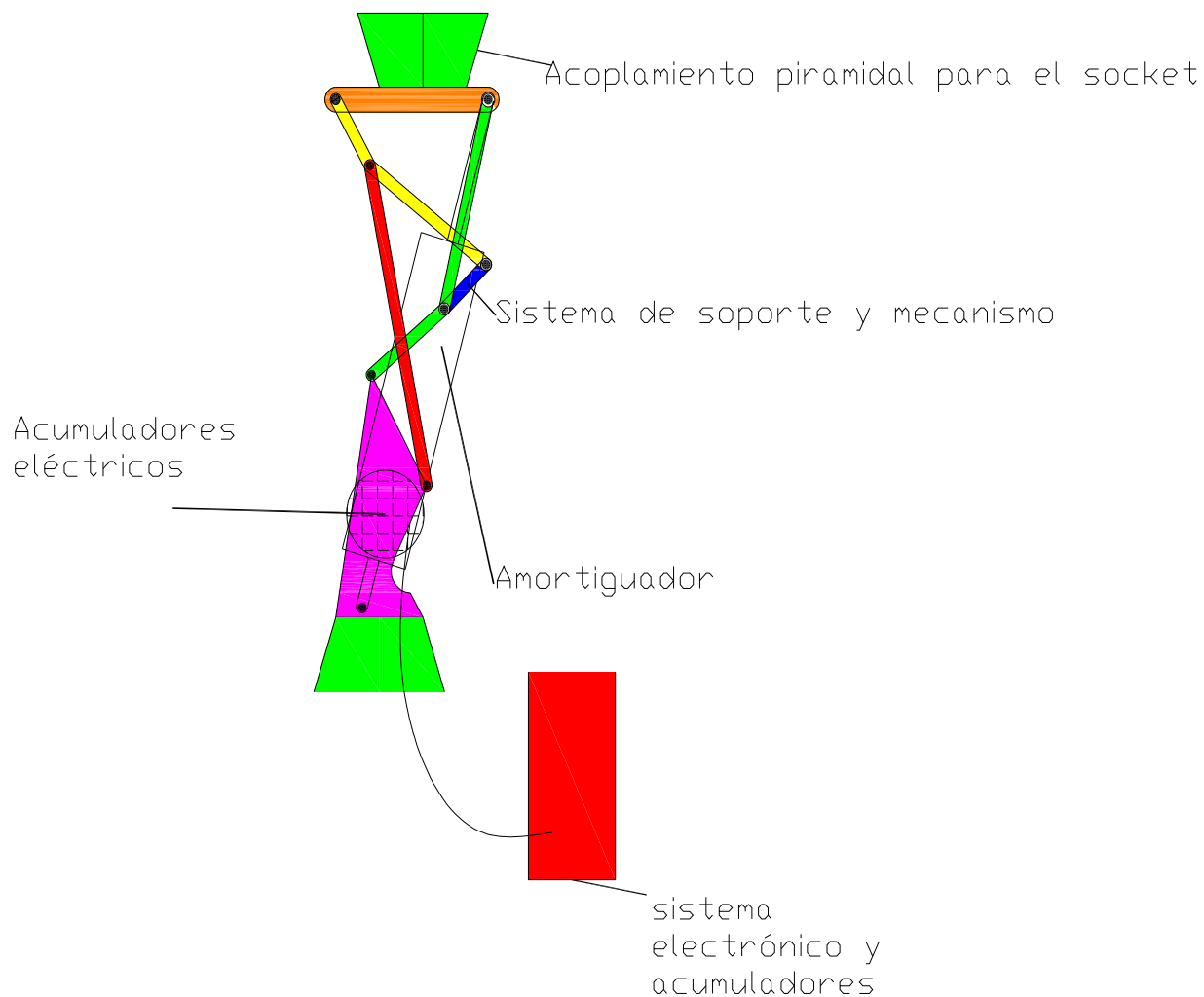


Figura 3.4 Configuración 4

3.5 Selección de configuración

Para seleccionar la configuración adecuada se buscaron las contradicciones, entre ésta y las especificaciones de diseño, además de una consideración anatómica, a saber; que la rodilla protésica quede a la altura de la rodilla sana y que al colocarla exista libertad para ello.

El que el sistema electrónico esté por encima del mecanismo, puede generar problemas para que la prótesis quede al mismo nivel que la rodilla sana, esto debido a que los circuitos electrónicos pueden ser muy voluminosos lo que obligaría a aumentar la distancia entre el acoplamiento piramidal y el mecanismo, con lo que se descarta la configuración uno.

Es poco adecuado cargar en un cinturón los dispositivos electrónicos debido a que se notan a simple vista y si se toma en cuenta que uno de los fines de la prótesis es hacer que el paciente se olvide que la lleva puesta, es difícil que el paciente lo haga, con esto se descarta la configuración cuatro.

Quedan dos configuraciones, la dos y tres, ambas son viables; la configuración dos es utilizada en la prótesis Rheo-Knee y la configuración tres en C-Leg, las dos satisfacen las especificaciones de diseño y concuerdan con la selección del diseño conceptual. Pero en cuanto a facilidad de manufactura y facilidad para el mantenimiento la propuesta tres es más adecuada.

Capítulo 4

Diseño de detalle

En esta parte del trabajo se desarrolla el concepto que fue seleccionado en los dos capítulos anteriores, se comenzará por describir el proceso para la síntesis del mecanismo, como paso siguiente se hará un análisis de nudos para determinar los esfuerzos a los que estará sometido el mecanismo; con los resultados que se obtengan se podrá seleccionar el diámetro de los ejes en todas las articulaciones y con ello seleccionar el tipo de cojinete a utilizar.

Teniendo las dimensiones de estos elementos mecánicos es posible diseñar la geometría de las barras, el material, el como se ensamblarán, y la disposición en la dirección transversal a su eje longitudinal y por supuesto los planos de la prótesis.

4.1 Desarrollo del mecanismo [30][31]

En la figura 4.1 se muestra el proceso que se siguió para generar el mecanismo

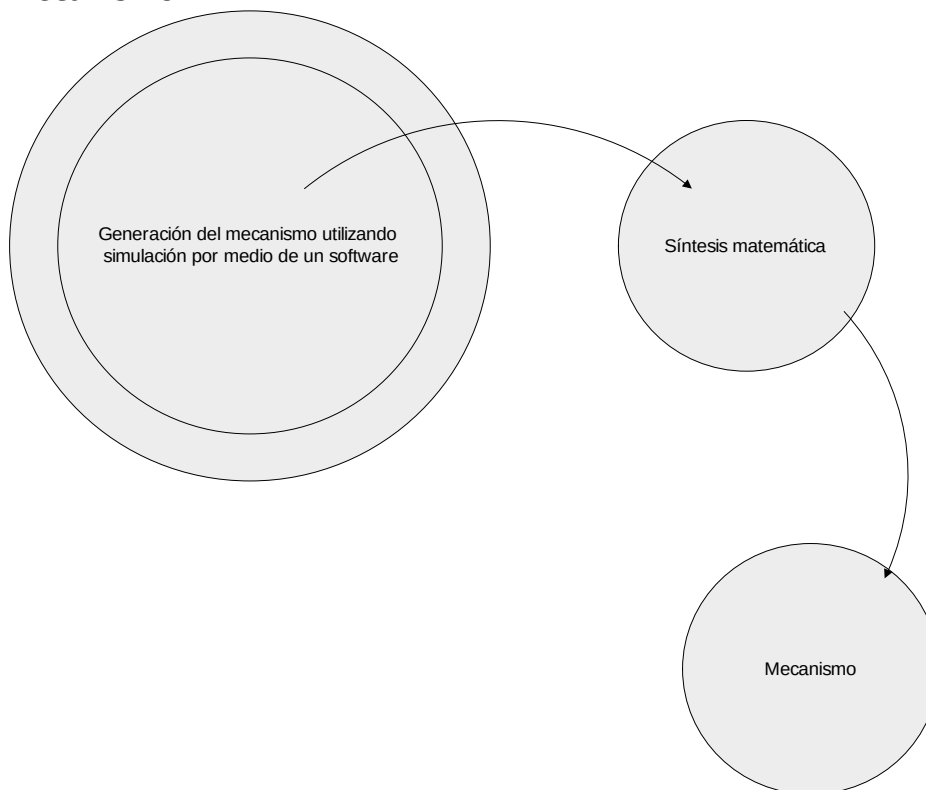


Figura 4.1 Procesos para desarrollar el mecanismo

El proceso de desarrollo del mecanismo o síntesis del mecanismo constan de diferentes etapas, una donde sólo se considera la función a realizar las características cinemáticas del mecanismo y otra donde se hacen consideraciones dinámicas (fuerzas y momentos que actúan sobre el mecanismo).

Síntesis cinemática

La síntesis cinemática consta de diferentes fases las que se detallan a continuación:

4.1.1 Síntesis de tipo

Consiste en seleccionar los componentes del mecanismo con los cuales éste realizará mejor la tarea dada, es decir sólo barras o barras con engranes y levas u otras combinaciones. Esta parte ya se realizó en el diseño de configuración, al momento de elegir el mecanismo a utilizar.

4.1.2 Síntesis de número

Consiste en determinar la cantidad de elementos que compondrán el mecanismo, de acuerdo al tipo de mecanismo seleccionado. En este caso para desarrollar el mecanismo se utilizó un software (Working Model) con el cual se puede simular el movimiento de éste. Se partió de un mecanismo de cuatro barras como el de la figura 4.2 (el más usado en prótesis poli céntricas), al cual se le fueron agregando barras hasta generar un mecanismo que lograra pasar la pierna sin tocar o arrastrar el pie sobre el piso ver figura 4.3, bajo la consideración de que la persona debería tener el compás abierto y los dos piernas apoyadas en el piso ver figura 4.4.

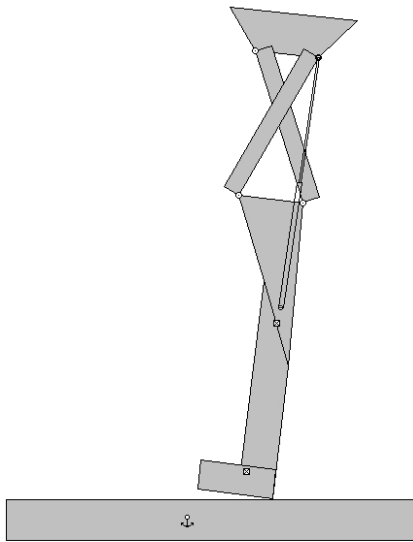


Figura 4.2 Diseño previo 1

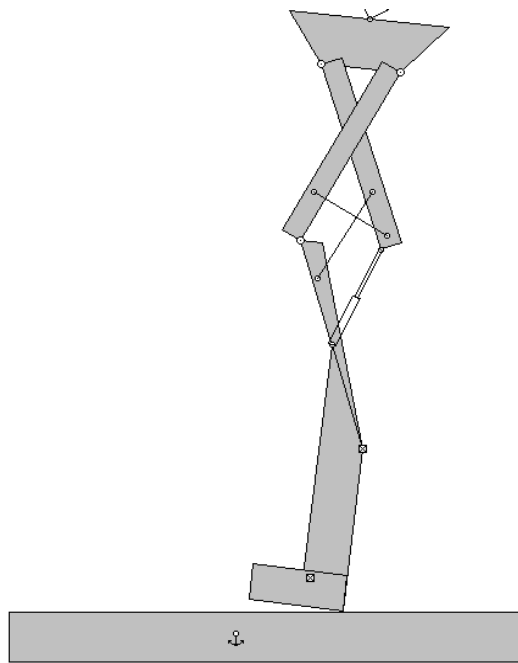


Figura 4.3 Diseño previo 2

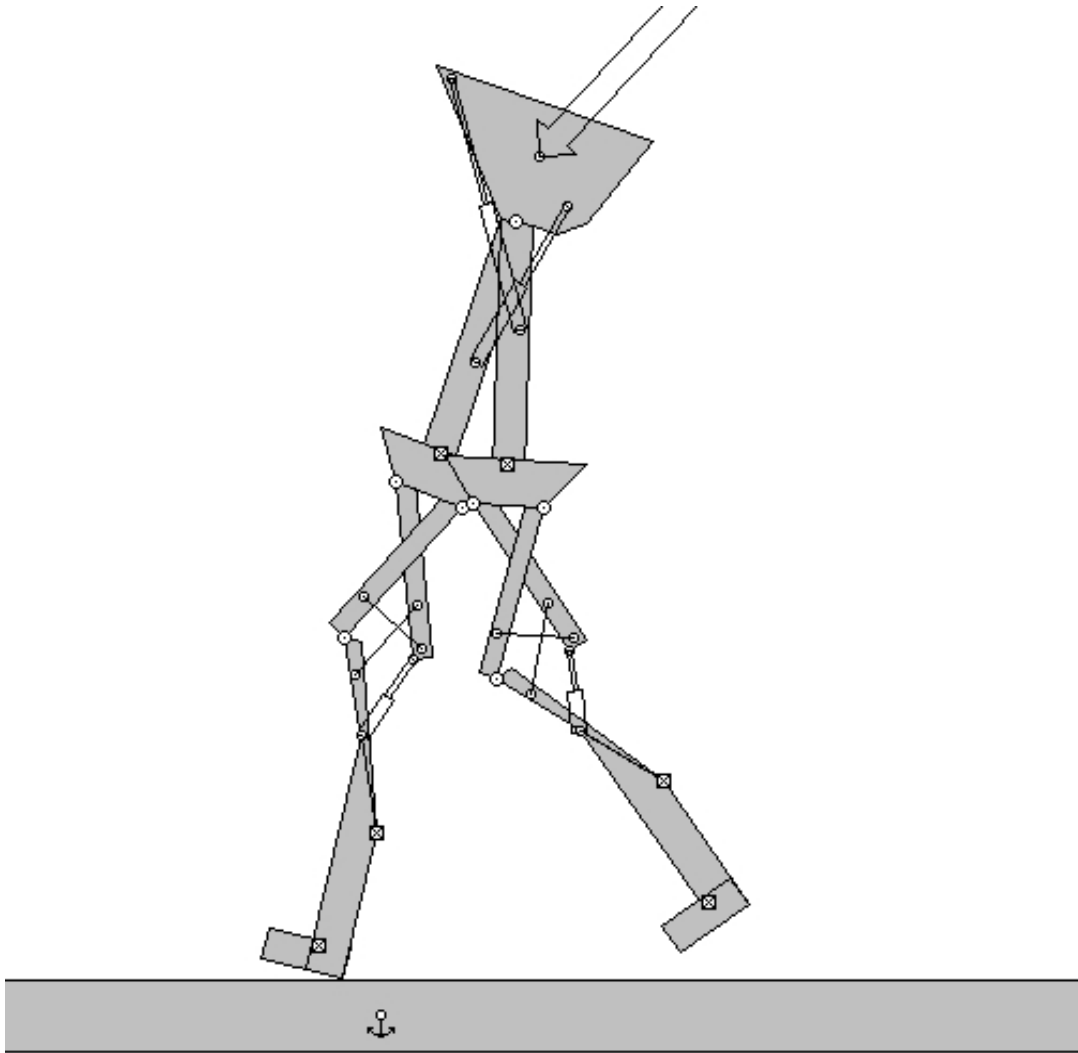


Figura 4.4 Diseño previo 3

En esta etapa no se consideraron las interferencias que pueden existir entre las diferentes barras que conforman el mecanismo ni la disposición en dirección transversal a éste.

Al agregar un actuador virtual al mecanismo y bajo la consideración de que el desplazamiento máximo del embolo debería de ser no mayor a los 5[cm], se tuvieron que hacer cambios en la disposición de las barras sin que esto cambiara el mecanismo en si, lo anterior dado que el desplazamiento que tenía el amortiguador era mucho mayor al límite máximo.

Se busco una configuración de barras sin que se modificara el mecanismo en si, de tal manera que a la máxima flexión $140[^\circ]$, el desplazamiento del vástago en el amortiguador estuviera en el rango de trabajo de éste.

Habiendo encontrado la configuración adecuada se variaron los tamaños de las diferentes barras, con el fin de encontrar una, cuya variación de tamaño y posición generará los cambios más significativos en el rango de flexión. Con ello el problema de síntesis del mecanismo quedo reducido al cálculo de una sola barra

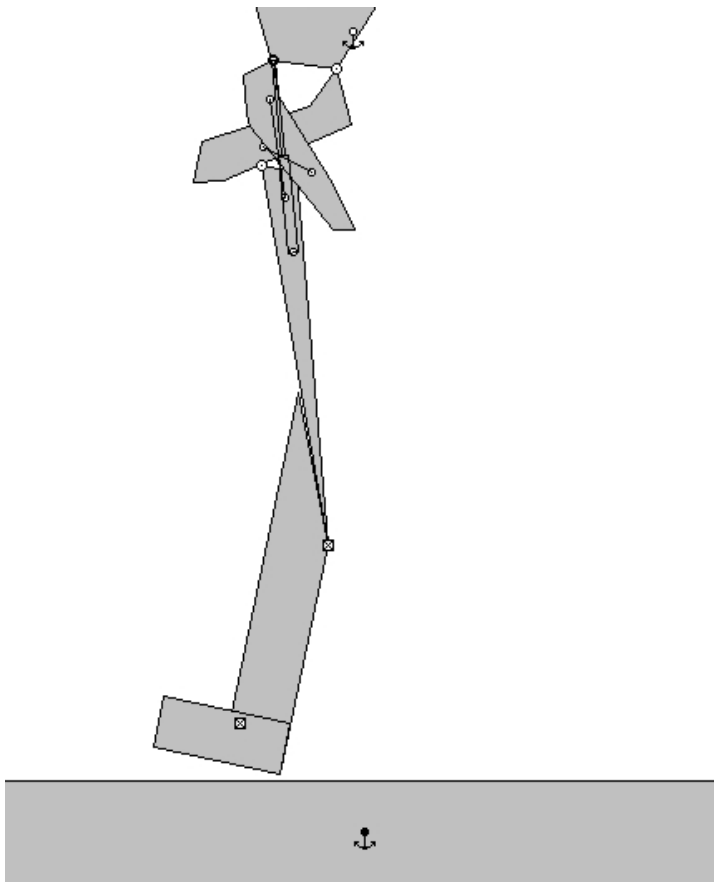


Figura 4.5 Diseño previo final

4.1.3 Síntesis dimensional

Cuando ya se tiene un mecanismo próximo a la solución final, se pueden utilizar métodos analíticos para determinar el tamaño de las barras, engranes o levas etc. según sea el caso, con el cual se realizará la tarea planeada, existen diferentes métodos con los cuales se puede llegar a la solución final: analíticos, gráficos o la combinación de ambos.

El mecanismo desde el que se parte es el que se muestra en la figura 4.6 y el cálculo a realizar es el tamaño de una de las barra la FG.

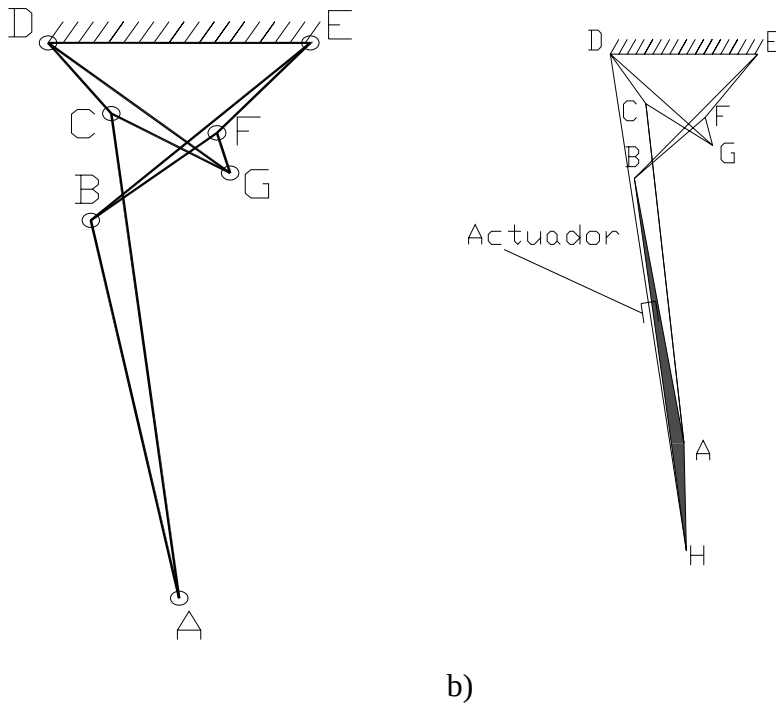


Figura 4.6
a) Mecanismo sin actuador b) Mecanismo con actuador

Para encontrar el tamaño de la barra GF, se utilizará el método de lazos y el análisis matemático se hizo por medio de un sistema inercial asociado a la tierra y bases móviles asociadas a cada una de los elementos que componen el mecanismo.
El método consiste en los siguientes puntos:

- 1.- Se enumeran cada uno de los elementos que componen el mecanismo como se muestra en la figura 4.7 y se calculan los grados de libertad del mecanismo a efecto de saber las entradas necesarias para mover tal mecanismo.

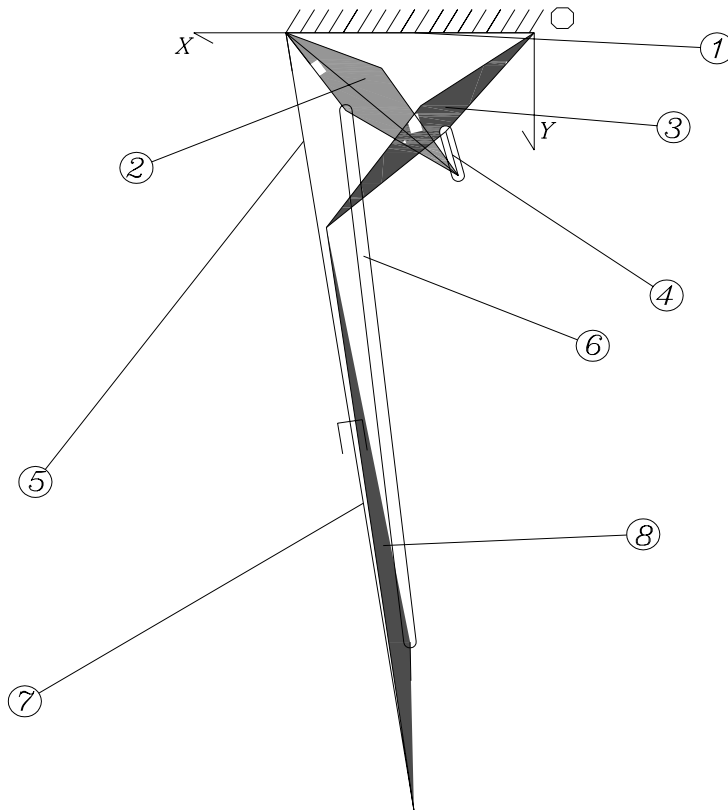


Figura 4.7 Nótese que el sistema de referencia está rotado pero es un sistema en el primer cuadrante.

Para el cálculo se utilizará la ecuación de Kutzbach

$$GDL = 3(L - G) - 2J - J_1 \dots \dots \dots (4.1)$$

L=Número total de eslabones

J=Número total de juntas

J₁=Número de semijuntas

G=Tierra

Se tiene que:

L=8

G=1

J=10

$$GDL = 3(8 - 1) - 2(10) - 0 = 1$$

2.- Se definen las bases móviles asociadas a cada uno de los elementos del mecanismo, figura 4.8, para después asociar a cada una de las bases un ángulo que estará referido al sistema inercial. Donde el origen del sistema móvil (SMO), se coloca en uno de los extremos de la barra o en uno de los vértices si es un eslabón ternario y el eje x del SMO es coincidente con el eje longitudinal de la barra.

Con lo que es posible saber el número de incógnitas a calcular, en este caso tales incógnitas son:

$$\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4, \alpha_6, \alpha_7, \alpha_8, X_4$$

Ahora bien; ya que la tierra se genera al anclar el eslabón (1), entonces en todo momento el ángulo α_1 no variará y que el elemento (8) está conectado a la tibia artificial, por lo que se deduce que el ángulo de rotación de la rodilla es el mismo que la variación de α_8 que es conocido, entonces el número de incógnitas se reduce a 6:

$$\alpha_2, \alpha_3, \alpha_4, \alpha_6, \alpha_7, X_4$$

Por lo que es necesario tener al menos 6 ecuaciones escalares y para ello es necesario tener al menos tres ecuaciones de lazo vectorial para poder resolver el sistema.

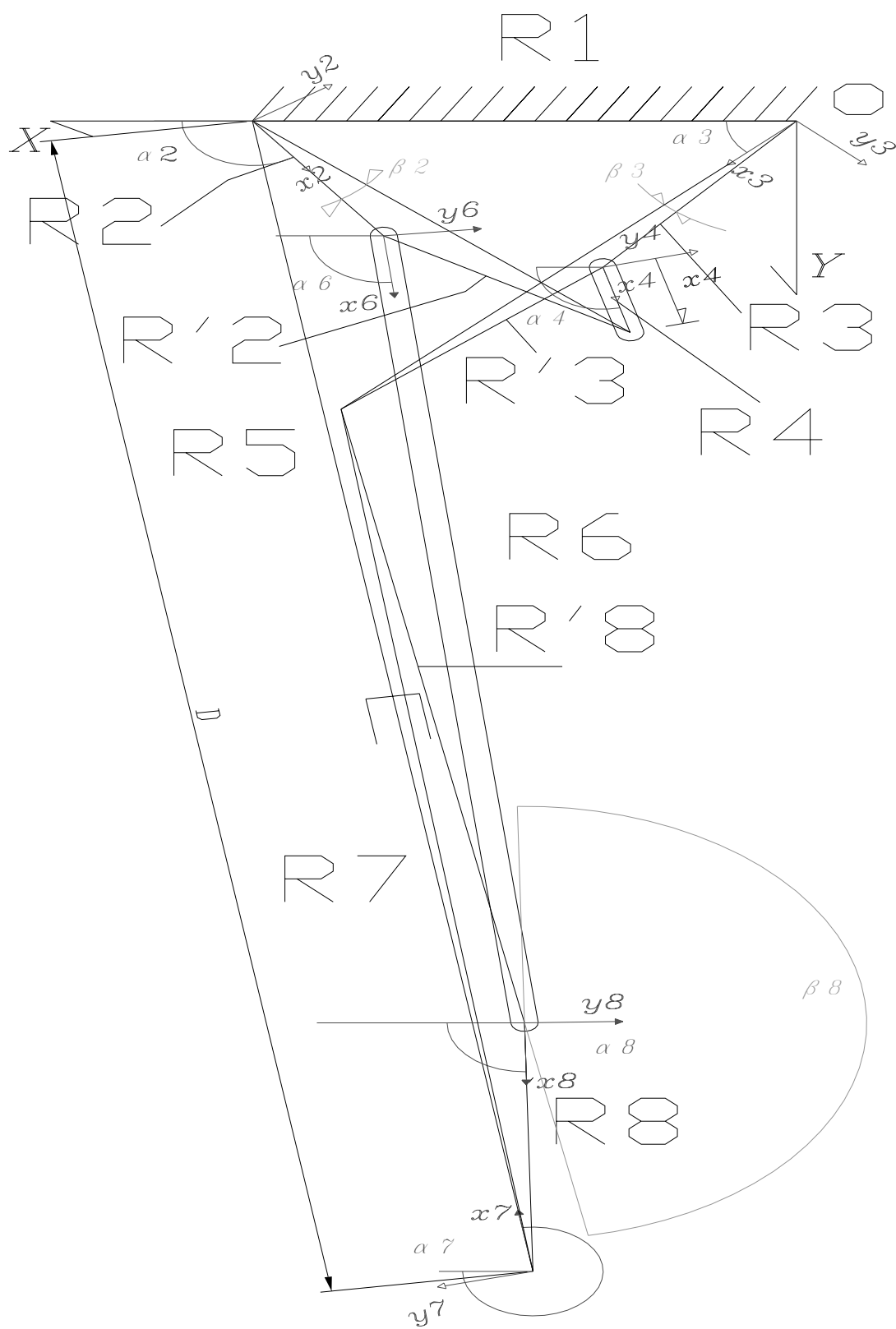


Figura 4.8 Bases asociadas (móviles)

$$D = R5 + R7 \dots\dots\dots (4.2)$$

3.- Se generan vectores asociados a cada una de las barras tales que su inicio sea en el origen marcado por el sistema móvil y su magnitud sea la misma que el tamaño de la barra o uno de los lados del eslabón ternario.

Lazos

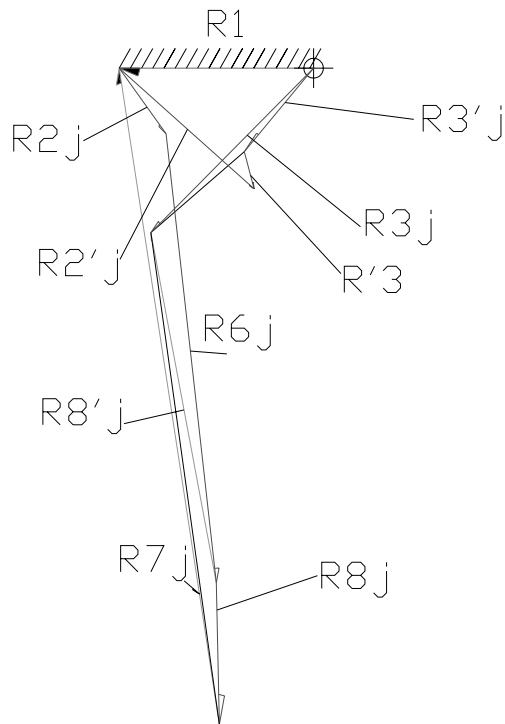


Figura 4.9 Lazos vectoriales

Con el diagrama mostrado en la figura 4.9 se buscan las ecuaciones de lazo vectorial de tal manera que estas ecuaciones contengan a cada uno de esos vectores, estas ecuaciones se muestran a continuación:

Para el lazo 1

$$R_1 + R_{2j}' + R_{4j} - R_{3j}' = \bar{0} \dots\dots\dots(4.3)$$

Para el lazo 2

$$R_{2j} - R_{6j} + R_{8j}' - R_{3j} + R_{3j} = \bar{0} \dots\dots\dots(4.4)$$

Para el lazo 3

$$R_{2j} - R_{6j} + R_{8j} + R_{7j} = \bar{0} \dots\dots\dots(4.5)$$

Donde:

$$R_1 = [x_1 \quad 0]^T$$

$$R_{2j} = [R_{\alpha 2j}] r_2$$

$$r_2 = [x_2 \quad 0]^T$$

$$R_{2j}' = [R_{(\alpha 2j + \beta 2)}] r_2'$$

$$r_2' = [x_2' \quad 0]^T$$

$$R_{3j} = [R_{\alpha 3j}] r_3$$

$$r_3 = [x_3 \quad 0]^T$$

$$R_{3j}' = [R_{(\alpha 3j + \beta 3)}] r_3'$$

$$r_3' = [x_3' \quad 0]^T$$

$$R_{4j} = [R_{\alpha 4j}] r_4$$

$$r_4 = [x_4 \quad 0]^T$$

$$R_{6j} = [R_{\alpha 6j}] r_6$$

$$r_6 = [x_6 \quad 0]^T$$

$$R_{7j} = [R_{\alpha 7j}] r_7$$

$$r_7 = [x_7 \quad 0]^T$$

$$R_{8j} = [R_{\alpha 8j}] r_8$$

$$r_8 = [x_8 \quad 0]^T$$

$$R_{8j}' = [R_{(\alpha 8j + \beta 8)}] r_8'$$

$$r_8' = [x_8' \quad 0]^T$$

Donde $[R_{\alpha 8j}]$, es una transformación lineal que lleva de las bases móviles a la base inercial y está definida por:

$$R_{\alpha nj} = \begin{bmatrix} \cos \alpha_{nj} & -\sin \alpha_{nj} \\ \sin \alpha_{nj} & \cos \alpha_{nj} \end{bmatrix}$$

Donde n define a que elemento está asociado el ángulo y j el número de posición del mecanismo.

Como se está haciendo síntesis de un mecanismo y ya que se desea que el mecanismo realice una tarea especial (flexo-extensión de la rodilla) es necesario al menos 2 posiciones, por lo que $j=1,2$

Para $j=1$ se tiene que:

$(\alpha_{21}, \alpha_{31}, \alpha_{41}, \alpha_{61}, \alpha_{71}, x_4)$ Seis incógnitas

Para $j=2$ se tiene que:

$(\alpha_{22}, \alpha_{32}, \alpha_{42}, \alpha_{62}, \alpha_{72})$ Cinco incógnitas

Lo que da un total de 11 incógnitas, pero para las dos posiciones se generan 12 ecuaciones, luego entonces será necesario considerar una incógnita más para hacer compatible el sistema. Tal incógnita puede ser cualquiera de los eslabones simples, debido a que si se considera como una incógnita uno de los lados de un eslabón ternario entonces se generará una incógnita más, por lo que se toma el tamaño de la barra seis como una incógnita con lo que el sistema queda determinado.

4.-Solución del sistema de ecuaciones

Ahora sólo queda resolver el sistema de ecuaciones que definen el mecanismo, para ello es necesario utilizar un método numérico o un software que ya lo incluya, en este caso se utilizó MATHEMATICA 5.

Para que se genere la solución es necesario dar los valores de las magnitudes que son constantes dados en la tabla 4.1.

Tabla 4.1 Condiciones iniciales

Nombr e	Magnitud [mm]
x_2	20
x_2	75.217
x_3	91.020
x_3	48.381
x_4	Incógnita
x_6	120
x_{71}	221
x_{72}	191
x_8	48.696
x_8	62.478
β_2	34.4827[°]
β_3	9.08[°]
β_8	194.518[°]

El sistema de ecuaciones a resolver esta dado por:

$A=B$

$$A = \begin{pmatrix} 60. + 75.83 \cos[37^\circ + \alpha_{21}] - 48.381 \cos[0.158476 + \alpha_{31}] - x_4 \cos[\alpha_{41}] \\ 75.83 \sin[37^\circ + \alpha_{21}] - 48.381 \sin[0.158476 + \alpha_{31}] - x_4 \sin[\alpha_{41}] \\ 55.9179 + 20 \cos[\alpha_{21}] - 91.02 \cos[\alpha_{31}] + x_6 \cos[\alpha_{61}] \\ -58.3774 + 20 \sin[\alpha_{21}] - 91.02 \sin[\alpha_{31}] + x_6 \sin[\alpha_{61}] \\ 68.8043 - 91.02 \cos[\alpha_{31}] - 209. \cos[\alpha_{71}] \\ -131.46 - 91.02 \sin[\alpha_{31}] - 209. \sin[\alpha_{71}] \\ 60. + 75.83 \cos[37^\circ + \alpha_{22}] - 48.381 \cos[0.158476 + \alpha_{32}] - x_4 \cos[\alpha_{42}] \\ 75.83 \sin[37^\circ + \alpha_{22}] - 48.381 \sin[0.158476 + \alpha_{32}] - x_4 \sin[\alpha_{42}] \\ 107.344 + 20 \cos[\alpha_{22}] - 91.02 \cos[\alpha_{32}] + x_6 \cos[\alpha_{62}] \\ 34.3972 + 20 \sin[\alpha_{22}] - 91.02 \sin[\alpha_{32}] + x_6 \sin[\alpha_{62}] \\ 155.045 - 91.02 \cos[\alpha_{32}] - 170. \cos[\alpha_{72}] \\ 91.2454 - 91.02 \sin[\alpha_{32}] - 170. \sin[\alpha_{72}] \end{pmatrix} \quad B = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

Se observa que tal sistema es no lineal por lo que se debe dar los valores aproximados de las incógnitas para las dos posiciones, es aquí donde la utilización de un software simulador de mecanismos (Working Model) nos

ayuda a saber cuales son las magnitudes de los ángulos y el tamaño de las barras, lo que reduce el tiempo de trabajo en la computadora, ya que de no tener esos valores es necesario variar las condiciones iniciales hasta que se llegue a la solución.

Solución del sistema queda determinado por:

Tabla 4.2 Resultados finales

Ángulo	Valor[°]
α_{21}	73.95
α_{22}	130.69
α_{31}	57.32
α_{32}	99.51
α_{41}	62.96
α_{42}	-87.51
α_{61}	267.96
α_{62}	159.77
α_{71}	275.40
α_{72}	0.34
X_6	116.42[mm]
X_4	29.73[mm]

Y su solución en modo gráfico se muestra en las figuras 4.10 y 4.11 y 4.12:



Figura 4.10 Esquema de la rodilla

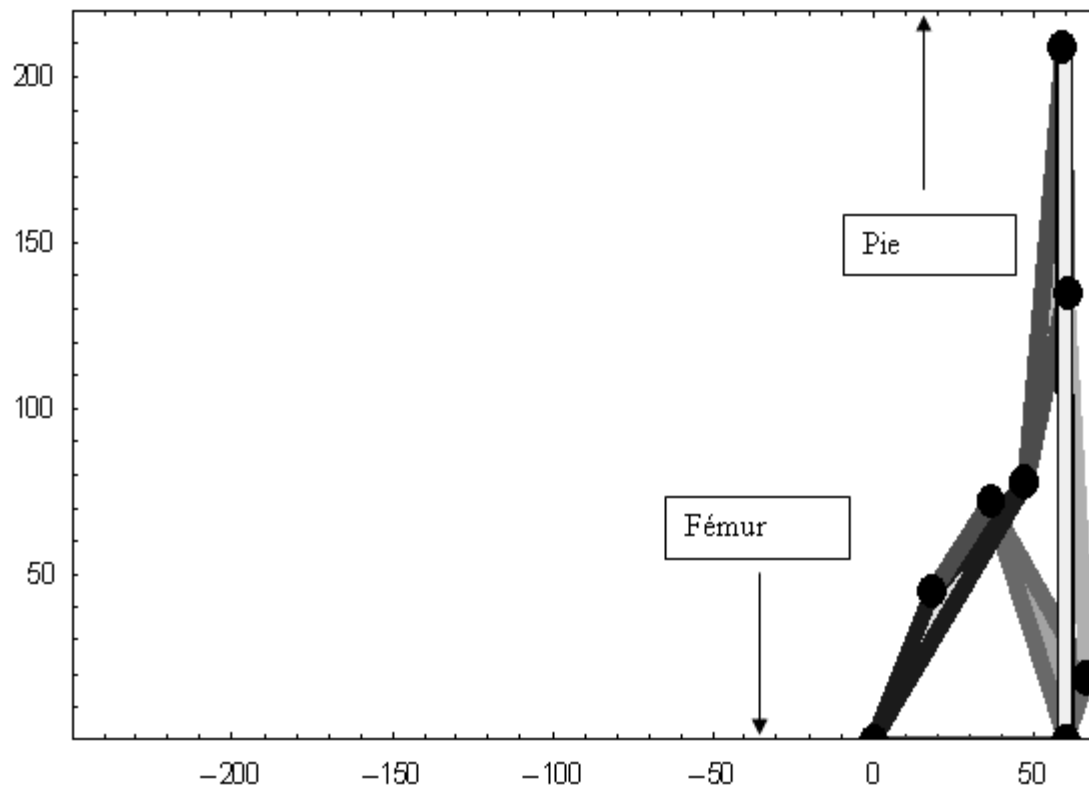


Figura 4.11 Posición inicial de la rodilla Nótese que la rodilla está girada 180°

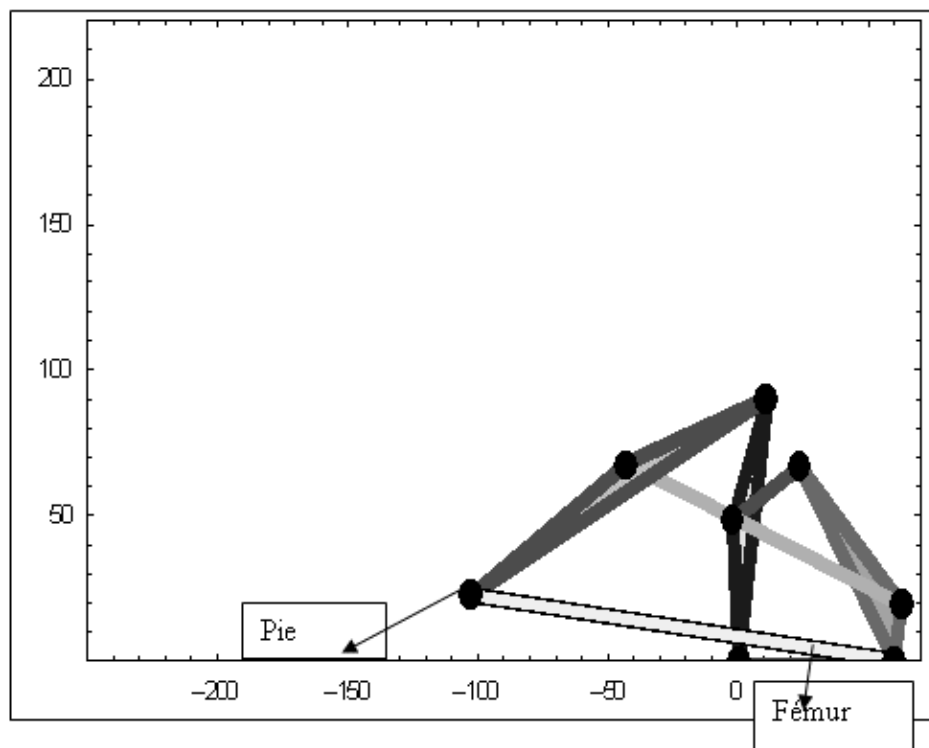


Figura 4.12 Posición final de la rodilla con flexión de 140°

4.2 Análisis estático [32]

Por medio de un análisis estático se puede determinar las condiciones de carga de cada una de las barras que componen el mecanismo y con ello seleccionar los rodamientos, el diámetro mínimo de los ejes en las articulaciones, el material adecuado para tales ejes, etc.

Para hacer el análisis estático se consideró al mecanismo como una estructura, para ello, el amortiguador se toma como una barra que limita su flexión.

El método que se utilizará para calcular las fuerzas en las articulaciones del mecanismo será el método de nudos, con este método se puede calcular las fuerzas que hay en cada uno de los elementos (barras) que componen el mecanismo.

La condición de máxima carga se da cuando la extensión de la rodilla es máxima y la pierna no apoyada recién comienza la etapa de balanceo es decir la pierna de apoyo está cargando todo el peso del cuerpo, luego entonces las condiciones de marcha son las siguientes:

- Hombre de edad adulta (Edad especificación de diseño)
- Peso de 120 [Kg]
- Velocidad promedio 4 [km/hr]
- Sobre terreno plano
- No se consideran las fuerzas en la dirección horizontal
- Por facilidad de cálculo, la barra DE se toma como simplemente apoyada.
- Se considera que no existe amortiguamiento, esto con el fin de trabajar con las fuerzas extremas.
- Se considera para efectos de este análisis que la prótesis tendrá un pie rígido.

En la figura 4.13 se muestra el mecanismo a analizar con la fuerza aplicada sobre la barra AB, sin embargo en esta posición la barra AB está paralela al eje Y, con lo que se asume que la fuerza se aplica sobre el nudo y en la dirección longitudinal de la barra.

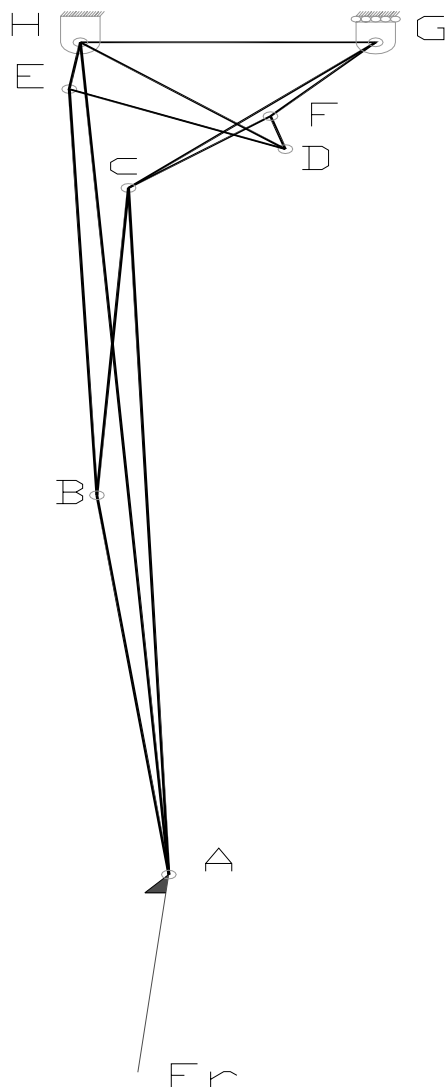


Figura 4.13 Mecanismo con la fuerza aplicada sobre el nudo A

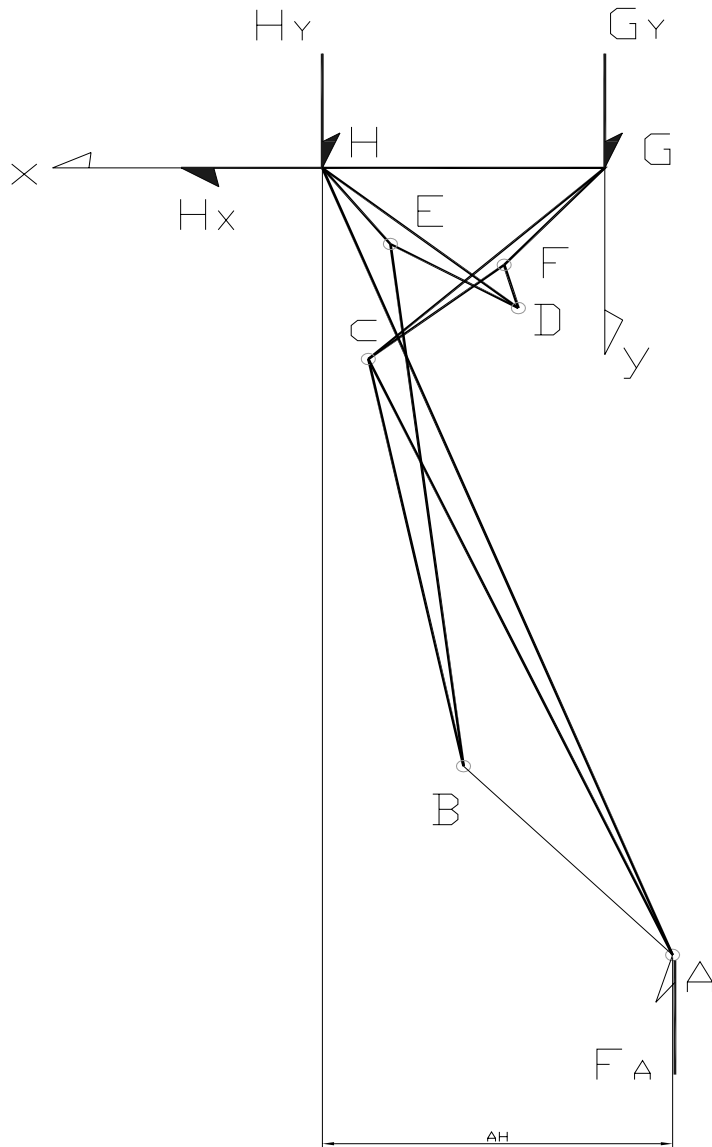


Figura.4.14 Diagrama de cuerpo libre del mecanismo

En la figura 4.14 se muestra el diagrama de cuerpo libre de todo el mecanismo, en base a este diagrama, se calcularán las fuerzas en cada una de las barras y como se mencionó con anterioridad el análisis para obtener las fuerzas en cada uno de los elementos será el análisis de nudos, en la figura 4.15 se muestran los nudos con los que se trabajará.

NUDOS

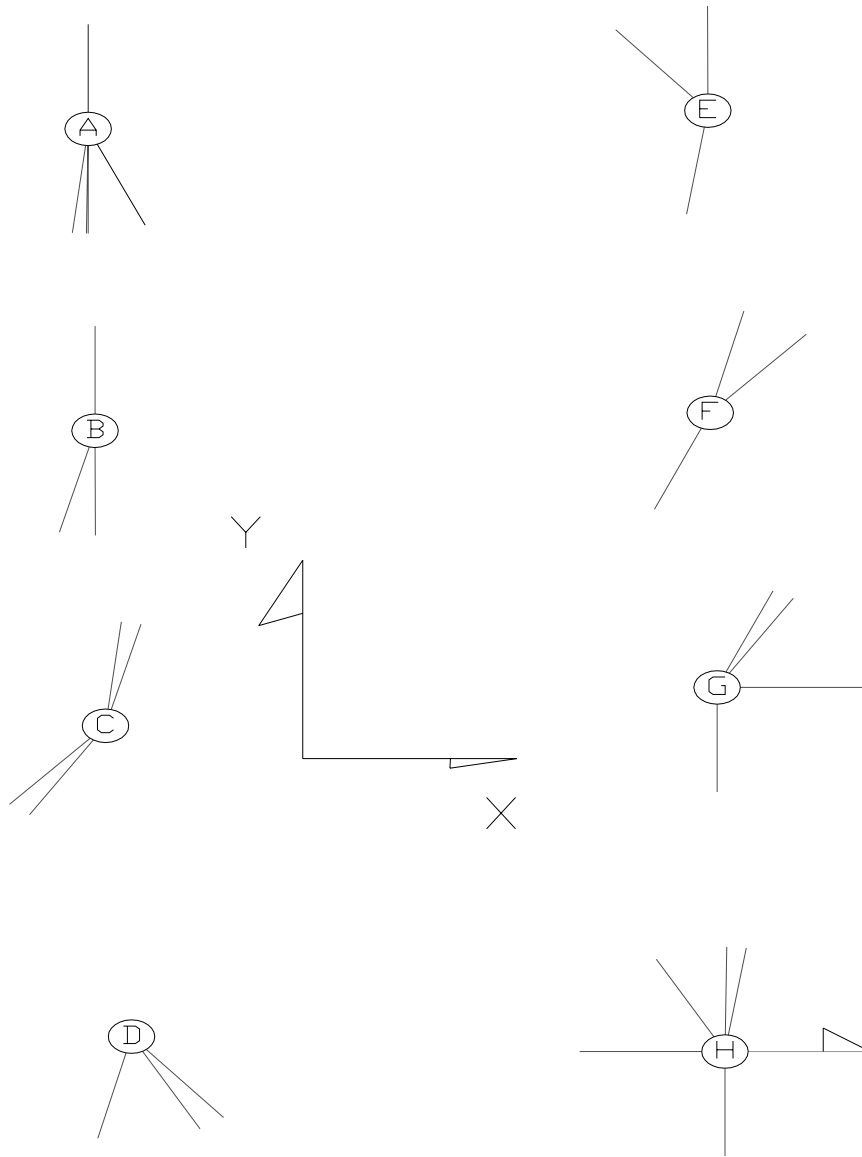


Figura 4.15 nudos

Las líneas que no están indicadas con flecha significa que las fuerzas concurren al nudo.

Para el análisis, las fuerzas asociadas a los elementos sujetos a tensión se tomarán positivas, las de compresión negativas, pero para los cálculos todas las barras se considerarán que están a tensión aunque en realidad no lo estén, estas consideraciones se corregirán cuando sea resultado el sistema de ecuaciones generado, es decir los resultados saldrán negativos cuando la suposición inicial haya sido errónea y positivos cuando no.

De los nudos se deduce que existen 16 incógnitas entre las reacciones y las fuerzas presentes en cada una de las barras, por lo que es necesario 16 ecuaciones para que el sistema sea determinado, debido a que existen 8 nudos es posible generar dos ecuaciones por cada uno de estos. A continuación se presentan todas las ecuaciones que se generaron:

Para el nudo H

$$\begin{aligned}\sum F_x = 0 & \quad -R_{Hx} + F_{HGx} + F_{DHx} + F_{EHx} + F_{HAx} = 0 \\ \sum F_y = 0 & \quad -R_{Hy} + F_{Hgy} + F_{DHy} + F_{EHy} + F_{HAy} = 0\end{aligned}$$

Para el nudo G

$$\begin{aligned}\sum F_x = 0 & \quad F_{HGx} + F_{CGx} + F_{FGx} = 0 \\ \sum F_y = 0 & \quad -R_{Gy} + F_{Hgy} + F_{CGy} + F_{FGy} = 0\end{aligned}$$

Para el nudo F

$$\begin{aligned}\sum F_x = 0 & \quad F_{FGx} + F_{FCx} + F_{FDx} = 0 \\ \sum F_y = 0 & \quad F_{FGy} + F_{FCy} + F_{FDy} = 0\end{aligned}$$

Para el nudo D

$$\begin{aligned}\sum F_x = 0 & \quad F_{FDx} + F_{DHx} + F_{DEx} = 0 \\ \sum F_y = 0 & \quad F_{FDy} + F_{DHy} + F_{DEy} = 0\end{aligned}$$

Para el nudo E

$$\begin{aligned}\sum F_x = 0 & \quad F_{DEx} + F_{EHx} + F_{EBx} = 0 \\ \sum F_y = 0 & \quad F_{DEy} + F_{EHy} + F_{EBy} = 0\end{aligned}$$

Para el nudo C

$$\begin{aligned}\sum F_x &= 0 & F_{CGx} + F_{FCx} + F_{CAx} + F_{CBx} &= 0 \\ \sum F_y &= 0 & F_{CGy} + F_{FCy} + F_{CAy} + F_{CBy} &= 0\end{aligned}$$

Para el nudo B

$$\begin{aligned}\sum F_x &= 0 & F_{CBx} + F_{EBx} + F_{BAx} &= 0 \\ \sum F_y &= 0 & -F_B + F_{CBy} + F_{EB_y} + F_{BA_y} &= 0\end{aligned}$$

Para el nudo A

$$\begin{aligned}\sum F_x &= 0 & F_{BAx} + F_{CAx} + F_{HAx} &= 0 \\ \sum F_y &= 0 & F_A + F_{BA_y} + F_{CA_y} + F_{HA_y} &= 0\end{aligned}$$

Para resolver el sistema se utilizó un programa de computadora, el sistema de ecuaciones y la solución se muestran en la tabla 4.2. De los resultados de la tabla 4.2 y de la figura 4.14 se puede saber cual es el elemento sometido a mayores esfuerzos, lo que permite enfocar el diseño del modelo virtual a esa barra en particular y a sus elementos mecánicos asociados, para después utilizar esos datos en el diseño de las otras barras de tal manera que sea posible que el espesor de las barras o el diámetro de los ejes de las articulaciones sean los mismos para todas barras o para la mayoría.

Para el caso en estudio, las barras sometidas a mayores cargas son: EB, AH, la segunda es el amortiguador y la primera es una barra de tamaño fijo, luego entonces el diseño del modelo 3D partirá de ese eslabón.

Tabla 4.3 Matriz de coeficientes para el análisis estático al mecanismo propuesto

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16		
Nudo	HX	HY	HG	DH	EH	AH	CG	FG	FC	FD	DE	EB	CA	CB	BA	GY	I	
H	1	0	1	0.309017	-0.275637	0.052336	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
	0	1	0	-0.951056	-0.961262	-0.998629	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2
G	0	0	1	0	0	0	-0.544639	-0.406737	0	0	0	0	0	0	0	0	0	3
	0	0	0	0	0	0	-0.83867	-0.913545	0	0	0	0	0	0	0	1	0	4
E	0	0	0	0	0.275637	0	0	0	0	0	0.48481	0.087156	0	0	0	0	0	5
	0	0	0	0	0.961262	0	0	0	0	0	-0.87462	-0.996195	0	0	0	0	0	6
F	0	0	0	0	0	0	0	0.406737	-0.681998	-0.529919	0	0	0	0	0	0	0	7
	0	0	0	0	0	0	0	0.913545	-0.731354	-0.848048	0	0	0	0	0	0	0	8
D	0	0	0	-0.309017	0	0	0	0	0	0.529919	-0.48481	0	0	0	0	0	0	9
	0	0	0	0.951056	0	0	0	0	0	0.848048	0.87462	0	0	0	0	0	0	10
C	0	0	0	0	0	0	0.544639	0	0.681998	0	0	0	0.017452	-0.087156	0	0	0	11
	0	0	0	0	0	0	0.83867	0	0.731354	0	0	0	-0.999548	-0.996195	0	0	0	12
B	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-0.087156	0	0.087156	0.104528	0	0	13
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.996195	0	0.996195	-0.994521	0	0	14
A	0	0	0	0	0	-0.052336	0	0	0	0	0	0	-0.017452	0	-0.104528	0	0	15
	0	0	0	0	0	0.998629	0	0	0	0	0	0	0.999548	0	0.994521	0	1200	16
Solución	-209.41	1009	104.71	-798.1	-793.37	2534.6	116.04	102.04	-74.43	174.11	699.02	-1379.26	-82.8	126.15	-1255.21	190.54		

En la tabla 4.3 se presenta la matriz de coeficientes junto con el vector de términos independientes mostrado en la columna I

Se observa que en la solución que algunos valores son negativos, eso sólo es indicativo de que la barra esta trabajando a compresión y no a tensión como se supuso para todas las barras (Las unidades del vector solución están dadas en [N]).

4.3 Diseño de los elementos mecánicos

4.3.1 Condiciones de trabajo

Dado que los componentes mecánicos de la prótesis estarán sometidos a cargas cíclicas es necesario establecer la frecuencia de estas cargas para ello se consideran tiempos de marcha de 20 [min/día], en este tiempo se considera que la persona está caminando sin parar, si bien es cierto que la velocidad promedio de marcha de una persona adulta varía entre 5 y 6 [Km/hr] dependiendo de del tamaño de paso, una persona amputada no puede seguir ese ritmo, entonces se tomará una velocidad de marcha $V_m = 4$ [Km/hr] un tamaño de paso $T_p =$ Tamaño de paso 50[cm] los cálculos se muestran a continuación:

$\tilde{N}$ =Número de ciclos por día

$$\tilde{N} = \frac{d}{T_p} = \frac{V_m t_m}{P} [\text{ciclos/día}] = \frac{(4[\text{km/hr}])(1/3[\text{hr}])(1000[\text{m/1km}])}{1/2[\text{m}]} = 4000 [\text{ciclos/día}]$$

Para la vida útil de la prótesis se tiene que el número de ciclos son: 8760000 ciclos lo que está por debajo de $5E8$ que es cuando se considera vida infinita para los aceros.

La frecuencia $n=200$ [1/min]

4.3.2 Cálculo de los ejes [32]

Dado que todos los elementos mecánicos de este mecanismo estarán sometidos a cargas cíclicas, se comenzará por determinar la máxima flexión del eje asociado al nudo con las mayores cargas figura 4.16.

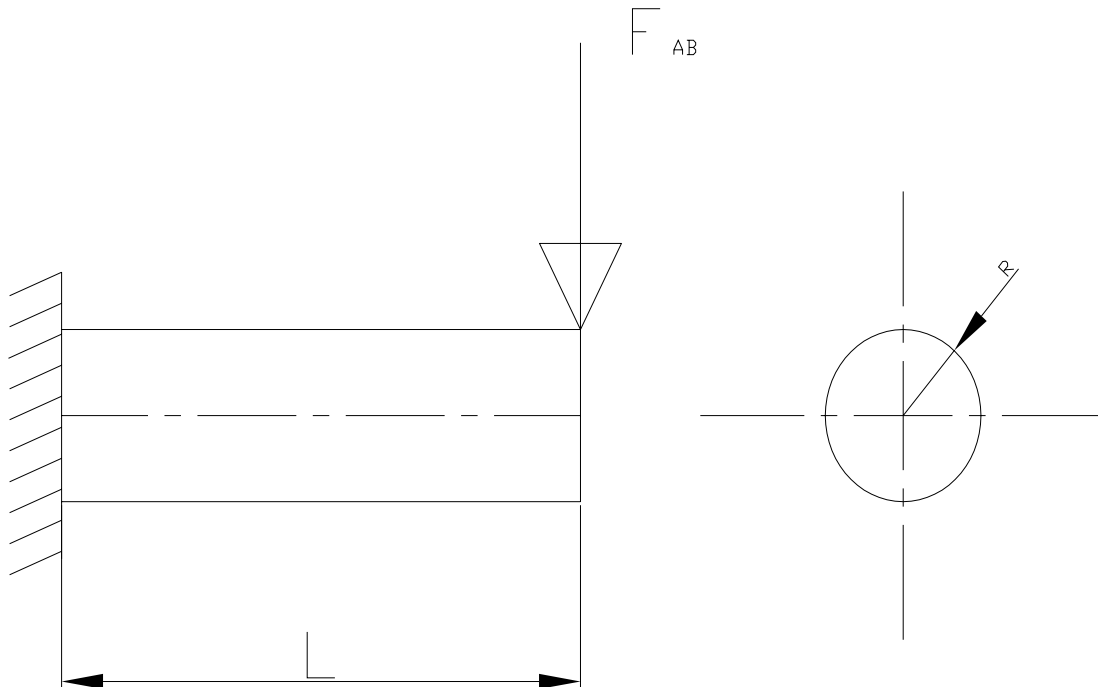


Figura. 4.16 Diagrama de cuerpo libre
Para ello se utiliza la siguiente ecuación

$$\rho = \frac{EI}{M} \dots \dots \dots (4.6)$$

Para el acero $E=200[\text{GPa}]$

$$I = \frac{1}{4} \pi r^4 \dots \dots \dots (4.7)$$

Se propone que $r=2.5[\text{mm}]$

$$I = \frac{1}{4} \pi (0.0025)^4 = 3.067 \times 10^{-11} [\text{m}^4]$$

$$EI = 6.1359 [\text{N m}^2]$$

$$M = F_{AB}(L) = (1300[\text{N}])(0.01[\text{m}]) = 13 [\text{N} \cdot \text{m}]$$

$$\rho = \frac{EI}{M} = 0.47299 [\text{m}] = 472.99 [\text{mm}]$$

La deformación máxima (dr) se da cuando r es máximo

$$dr = \frac{r^2}{\rho} = 0.023 [\text{mm}]$$

El mismo análisis puede hacerse por medio del método por elementos finitos el criterio utilizado es el de Von Misses (VM) este es:

El cálculo se realizó primero para acero estructural 1018 obteniéndose como resultado una deflexión máxima de 0.081 [mm] como se muestra en la figura 4.17 el cual es aceptable en primera instancia, sin embargo el esfuerzo promedio máximo de VM fue muy superior al límite de fluencia del material, lo que implica que la pieza tendrá deformaciones plásticas. Y aunque éstas se dan en una zona muy pequeña de la pieza ello no conviene a la larga debido a que la pieza estará sometida a cargas cíclicas que producirán un endurecimiento por deformación plástica, generándose una zona frágil donde puede comenzar a fallar el material. Por lo que es necesario aumentar el diámetro del eje o utilizar un material más resistente.

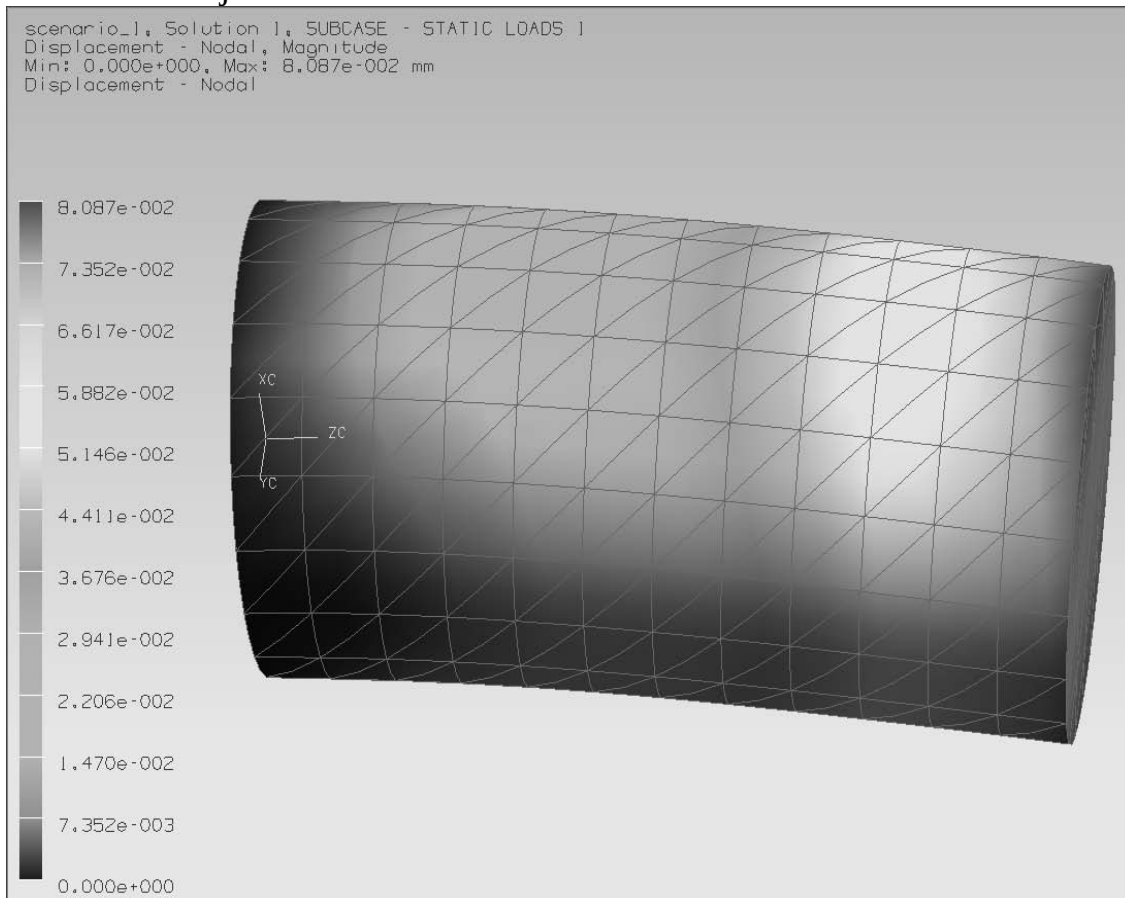


Figura 4.17 Deflexión máxima para el eje con acero 1018

Si se hace un aumento del diámetro del eje, esto implicaría que: el ancho de las barras tendrían que ser mayores abriéndose la posibilidad de que los tamaños de las barras calculados en la síntesis del mecanismo no sean los adecuados y que al aumentar las dimensiones de las barras y de los ejes el peso de la prótesis sería mayor.

La otra opción es buscar un material más resistente, y con ello se evitan los problemas que se pueden presentar si se varía el diámetro del eje.

Para elegir un nuevo material se toma como base el valor del esfuerzo promedio máximo de VM, el material que cumple con esta condición y con especificaciones de diseño es el acero, por supuesto con características mecánicas diferentes al acero 1018.

Ahora bien, debido a que en las especificaciones de diseño se dijo que la prótesis debería de ser de libre o bajo mantenimiento, la utilización de un acero resistente a cargas altas pero no así a la corrosión no es aceptable, luego entonces es necesario o utilizar aceros inoxidable que cumplen con esas dos condiciones o utilizar recubrimientos que nos permitan utilizar aceros de menor costo y buena resistencia.

El problema que se tienen con los recubrimientos es que si bien es cierto que se pueden utilizar como medios para evitar la corrosión, las condiciones de funcionamiento a las que estarán sometidos los ejes recubiertos, harían que ese recubrimiento quede eliminado por abrasión.

Existe una gran cantidad de aceros inoxidable que cumplen con estas características, sin embargo, otra de las especificaciones de diseño es que sea de fácil adquisición, uno de los aceros que cumplen con esta condición es el AISI 4340, algunas de sus propiedades mecánicas se muestran a continuación:

Tabla 4.4 Propiedades mecánicas para el acero [1]

Propiedad	Valor
Densidad	7850[Kg/m ³]
Módulo de elasticidad	205[GPa]
Límite de fluencia	862 [MPa]
Resistencia última a la tensión	1281[MPa]
Dureza Brinell	363

Con este material es posible hacer un nuevo análisis, el resultado para el esfuerzo promedio máximo se muestra en la figura 4.18, siendo éste de 544.3[MPa] que es menor al limite de fluencia del material mostrado en la tabla 4.3. que es de 862[MPa]

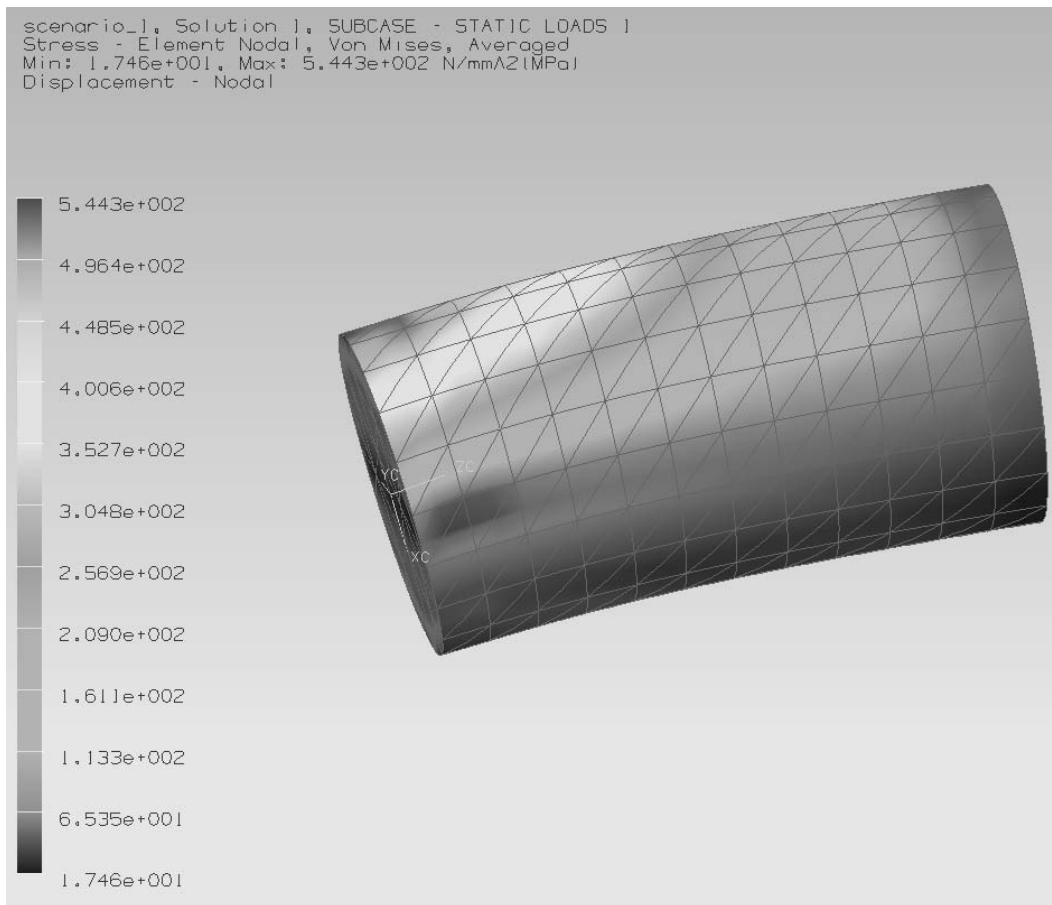


Figura 4.18 Esfuerzo máximo para el eje con acero inoxidable

Debido a la disposición de las barras uno de los ejes es más largo que el eje que conecta a la mayoría de las articulaciones, por lo que es necesario hacer un cálculo para ese eje en especial, éste se presenta a continuación:

Las condiciones de frontera:

Fuerza aplicada $F = 600$ [N] en dirección radial como se muestra en la figura 4.5 y con $L = 30$ [mm], los resultados para la máxima deflexión y esfuerzo promedio máximo se muestran a continuación:

Para la deflexión máxima

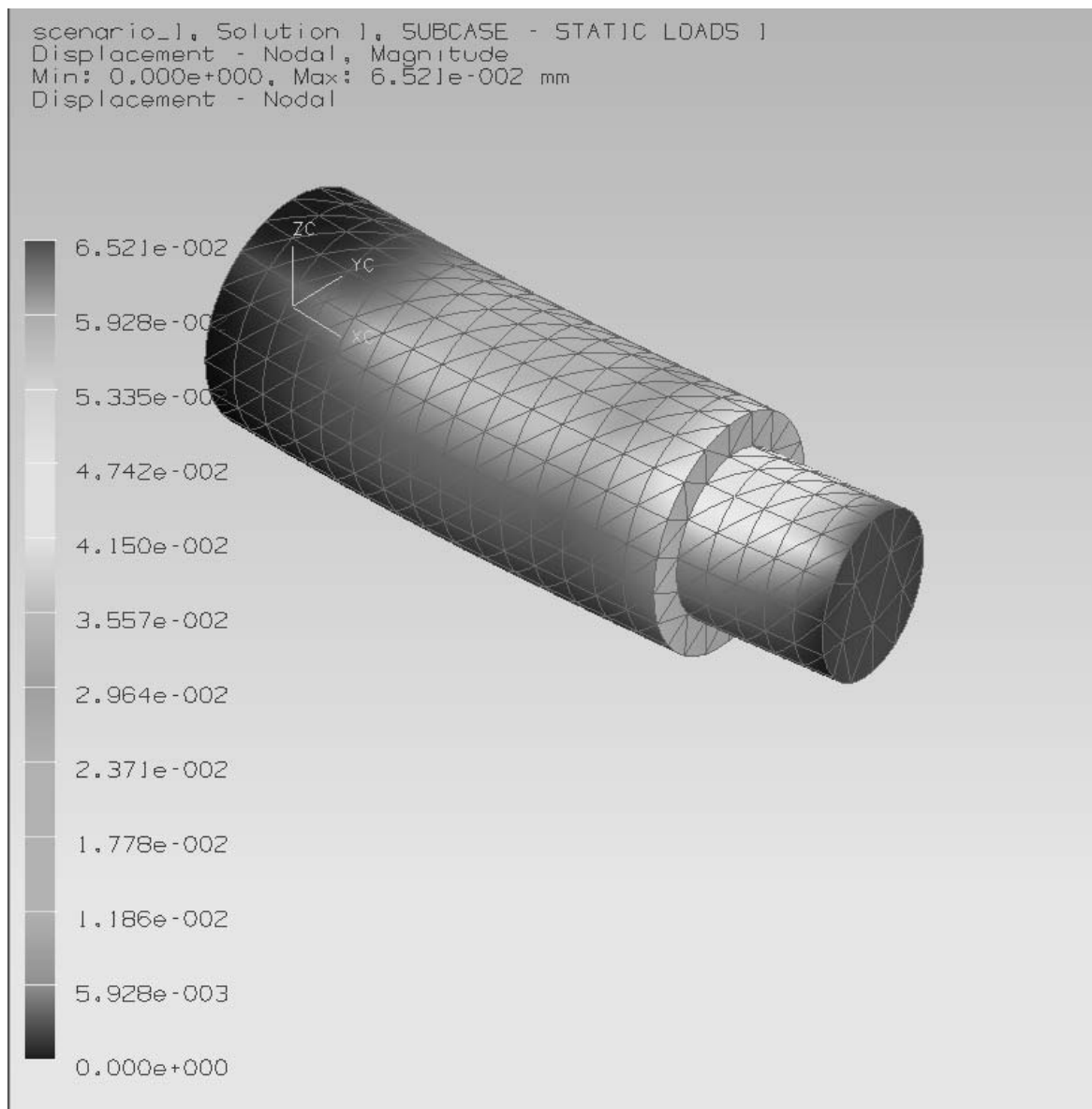


Figura 4.19 Deflexión máxima del eje 2

Para el esfuerzo promedio máximo:

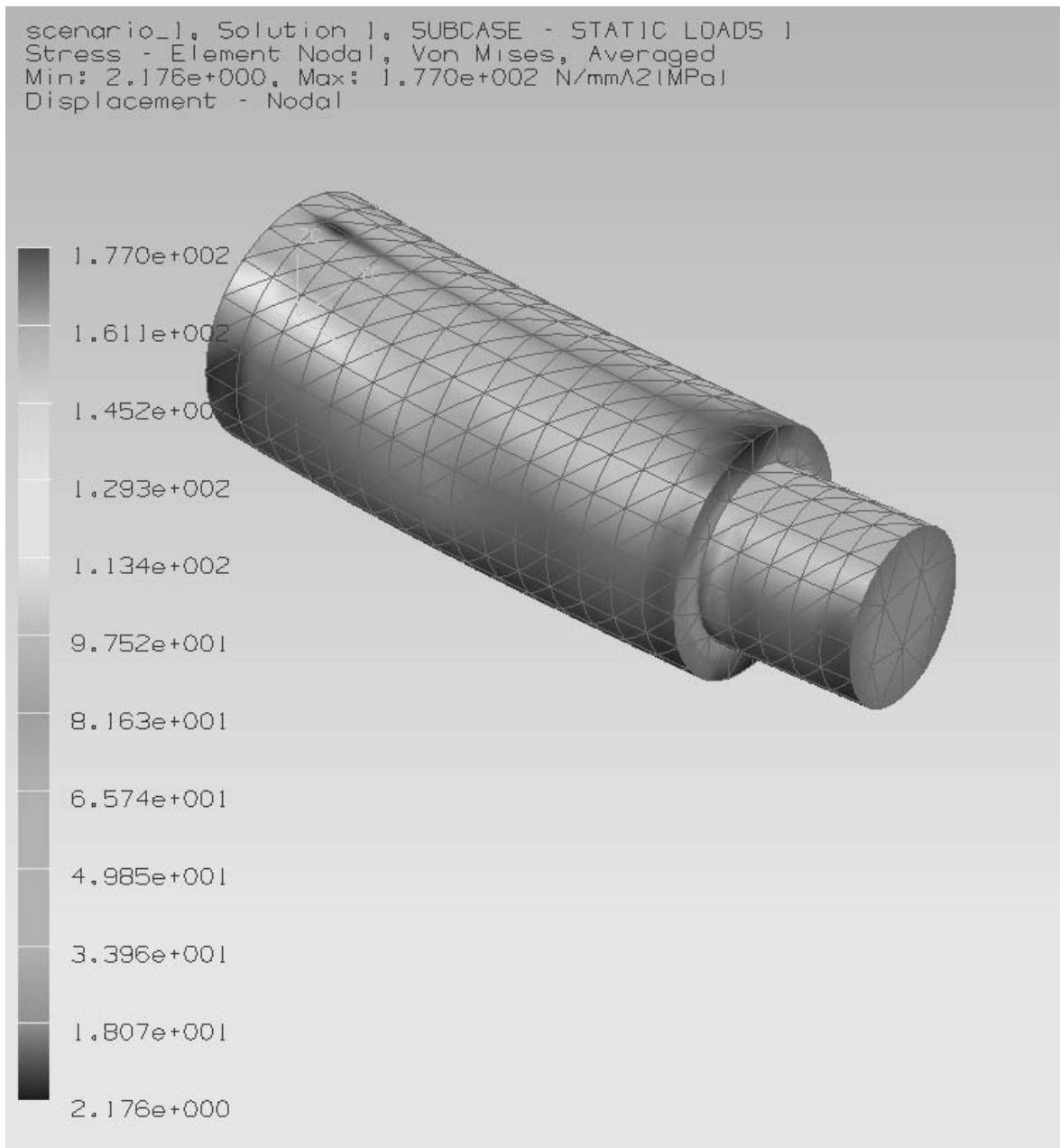


Figura 4.20 Visualización del esfuerzo promedio máximo para el eje 2

El factor de seguridad mínimo que se presenta es de 12.5 lo que en principio se considera adecuado, aunque es necesario señalar que los métodos clásicos de mecánica de sólidos y el análisis por elementos finitos no dan la solución exacta aunque sirven como una referencia para de ahí llegar a la solución final y adecuada, de lo que se deduce que la única manera de saber si los elementos mecánicos que se diseñan son adecuados, es sometiéndolos a

pruebas mecánicas sin embargo unas condiciones de frontera que sean adecuadas (Condiciones de trabajo, ambientales muy cercanas a la realidad) permiten pensar que el diseño final propuesto resistirá las condiciones para las cuales fue diseñado, más cuando los factores de seguridad son grandes.

4.3.3 Cojinetes

Habiendo seleccionado el diámetro y la longitud del eje es posible seleccionar el tipo de cojinete a utilizar. En general existen dos tipos diferentes de cojinetes:

Deslizantes

- Secos (bujes)
- Lubricados

Rodamientos

1. De bolas
2. Rodillos
 - Rectos
 - Cónicos

Comparación de cojinetes de rodamientos con los cojinetes deslizantes

Ventajas	Desventajas
Buena fricción al arranque y en operación	Fallas por fatiga
Puede soportar cargas combinadas	Requieren mayor espacio en dirección radial
Menos sensibles a interrupciones en la lubricación	Poca capacidad de amortiguación
No tienen faltas de estabilidad autoeditadas	Mayor nivel de ruido
Buen arranque a baja temperatura	Requisitos de alineación más severos
Puede lubricarse para vida infinita	Costo más elevado
Menos espacio en dirección axial	Fricción más elevada

Los cálculos de los bujes se hicieron desde la página de Internet de uno de los fabricantes SKF, los resultados y el nombre de las variables se muestran a continuación.

Se ha tenido el máximo cuidado para garantizar la exactitud de este cálculo, pero no se acepta ninguna responsabilidad por pérdidas o daños, ya sean directos, indirectos o consecuentes, que se produzcan como resultado del uso de dicho calculo.

Véase la sección "Selección del tamaño del cojinete"

Rodamiento PCM 050705 E

d, mm 5

C, kN 2

C₀, kN 6.25

F_r, kN 1.3



Carga puntual

β 15



Carga rotativa

f, min⁻¹ 133.3

diagrama pv

R_a, μm 0.006

temp, °C 27

Fórmula de la vida nominal válida

K, N/mm² 80

c₁ 0.843

c₂ 1

c₃ 1

c₄ 1

c₅ 1

K_M 480

p, N/mm² 52

n 1

v, m/s 0.00582

Tabla 4.5 Nombre de las variables

G _h	=	vida nominal básica, horas de funcionamiento
d	=	diámetro del agujero del rodamiento, mm
J	=	diámetro medio, mm
C	=	capacidad de carga dinámica, kN
C ₀	=	capacidad de carga estática, kN
F _r	=	carga radial, kN
F _a	=	carga axial, kN
p	=	carga específica del rodamiento, N/mm ²
β	=	la mitad del ángulo de oscilación, grados
f	=	frecuencia de oscilación, min ⁻¹ , o velocidad de giro, rpm
K	=	factor de carga específica, N/mm ²
K _M	=	constante del material
v	=	velocidad de deslizamiento media, m/s
R _a	=	rugosidad superficial del pasador
C ₁	=	factor de carga
C ₂	=	factor de velocidad
C ₃	=	factor de temperatura
C ₄	=	factor de rugosidad superficial
C ₅	=	factor para el tipo de carga
n	=	exponente

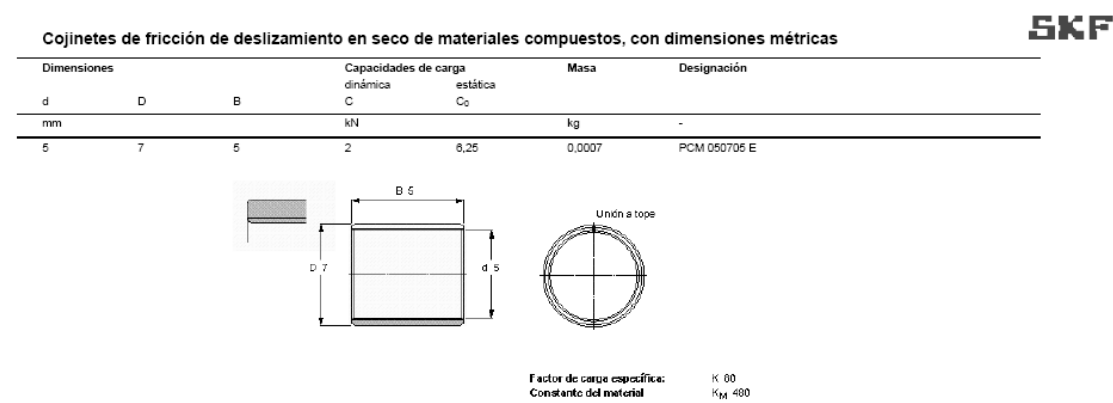


Figura 4.21 Dimensiones de los cojinetes

Esos cálculos se hicieron para el cojinete mostrado en la figura 4.21 pero se tuvo que aumentar el diámetro interior del cojinete a 6 [mm], esto debido a que uno de los lados del cojinete debe estar roscado por consiguiente el diámetro en una zona del eje es menor a los 5 [mm] que es el diámetro para el que se hicieron los cálculos del eje.

4.3.4 Selección del material para las barras y su espesor.

En un principio se propone que el material a utilizar sea aluminio 6061 el cual es de fácil adquisición, con buena maquinabilidad, fácil de soldar. Con una densidad baja en comparación con la del acero, más barato en comparación con el titanio, que si no se tuviera esa condición sería el material adecuado.

Con ese material se diseña una barra con el espesor igual al largo del buje seleccionado y con las dimensiones establecidas en los resultados de la síntesis del mecanismo.

Las condiciones de frontera se especifican en la figura 4.22

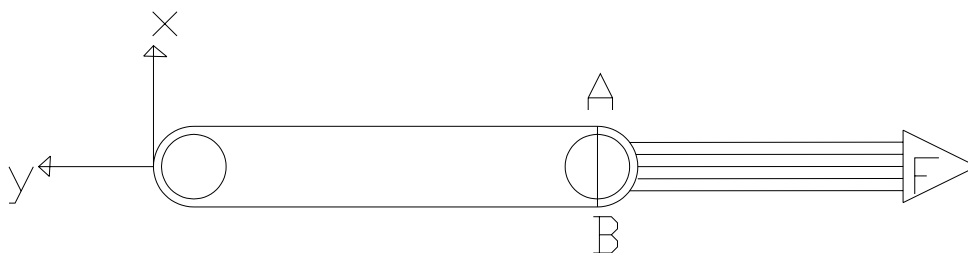


Figura 4.22 La fuerza F es aplicada en el arco externo AB de un lado de la barra y se fija en el otro extremo de la misma

Tabla 4.6 [1] Propiedades mecánicas del aluminio

Característica	Magnitud
Densidad	2711[Kg/m ³]
Módulo de elasticidad	68.92[GPa]
Límite de fluencia	240.627 [MPa]
Resistencia última a la tensión	275.1[MPa]

En la figura 4.23 se observa que el esfuerzo promedio máximo de VM es de 6.417[MPa] lo que está muy por debajo del esfuerzo de fluencia del material 240[MPa], luego entonces el aluminio puede ser un material adecuado para las barras de lo que se sigue que el espesor planteado para las barras también es adecuado(en principio).

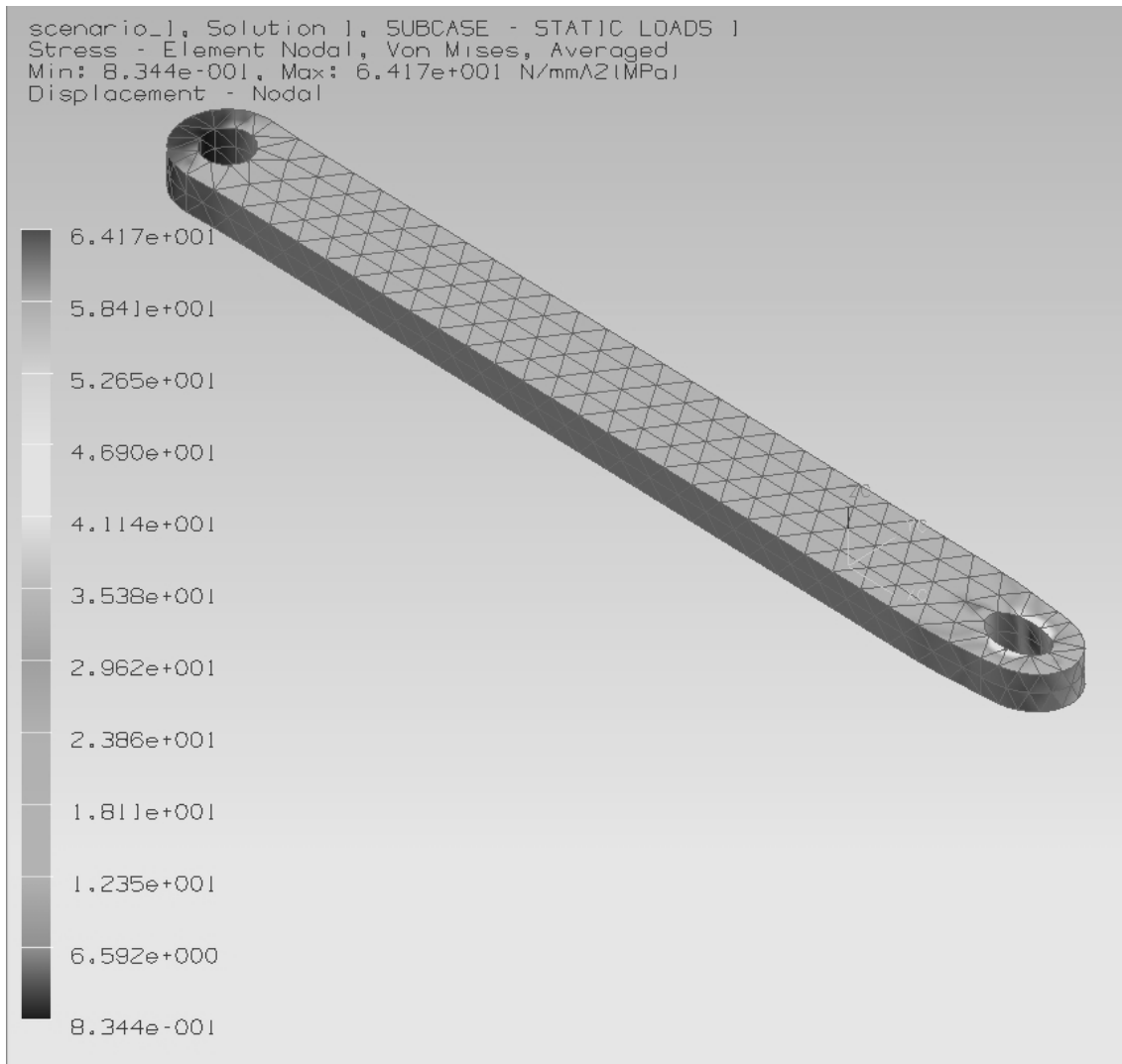


Figura 4.23 Visualización de esfuerzos de Von Mises

4.3.5 Cálculo de los resortes [33]

En el diseño conceptual se seleccionó un actuador magnetorreológico, el cuál tiene como características las mostradas en la tabla 4.7, para poder calibrar el amortiguador al peso de la persona se necesita colocar un resorte que varié el coeficiente de amortiguamiento del amortiguador para que la prótesis, pueda en principio, funcionar sin necesidad de un sistema de control, esto ayuda a que la prótesis funcione cuando los circuitos electrónicos no lo hagan o las pilas no tengan la suficiente energía.

Tabla 4.7 Características del amortiguador magnetorreológico

Distancia comprimido	155[mm]
Distancia extendido	208[mm]
Diámetro del embolo	41.4
Diámetro del vástago	10[mm]
Peso	800[g]
Fuerza mínima	667 [N]
Fuerza máxima	2224[N]
Durabilidad	2×10^6
	ciclos ± 13 [mm]
Tiempo de respuesta	<25[ms]

Ahora bien de la tabla 4.6 se observa que la fuerza mínima con la que el amortiguador comienza a trabajar es de 667 [N], pero el peso de un paciente no es el mismo para todos, luego entonces es necesario calcular cuál es la fuerza necesaria para hacer que el vástago del amortiguador se desplace, para ello se parte del siguiente diagrama:

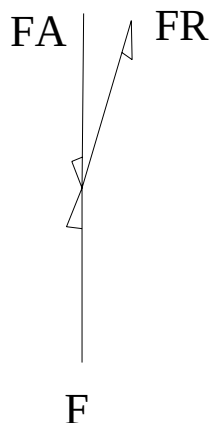


Figura 4.24 Diagrama de cuerpo libre

Del diagrama de cuerpo libre mostrado en la figura 4.24 se tiene:
 $F + FA - FR = 0 \dots \dots \dots (4.8)$

Donde FR es la fuerza debida al resorte de espiras, FA es la fuerza debida al resorte del amortiguador y F es la fuerza debida al peso del paciente.

Resolviendo:

$$\sum F_x = 0 \quad FACos(89) - FRCos(74) = 0 \dots \dots \dots (4.8.1)$$

$$\sum F_y = 0 \quad F - FASen(89) + FRSen(74) = 0 \dots \dots \dots (4.8.2)$$

Despejando a FR de la ecuación 4.8.2

$$FR = \frac{FASen(89) - F}{Sen(74)}$$

Si se considera que FA=667[N] y F=gM

Entonces será necesario un resorte que trabaje a extensión con una fuerza máxima menor a FR esto debido a que en bipedestación sólo bastaría un pequeño movimiento para que la rodilla comience a flexionar.

Cálculo de la constante del resorte

En la posición inicial el resorte estará totalmente extendido y tomando en cuenta la figura 4.6 los puntos de anclaje propuestos son los

En la posición de reposo $l_2 = 88[\text{mm}]$ y $Fr_2 = 0$

En la posición de extensión máxima $l_1 = 209 [\text{mm}]$ $Fr_1 = FR$

Tasa del resorte estará dada por:

$$k = \frac{F_{r2} - F_{r1}}{l_2 - l_1} = \frac{0 - FR}{0.088[m] - 0.209[m]} = 8.2645FR[N/m] \dots \dots \dots (4.9)$$

Como se utilizarán dos resortes entonces $k=4.13225FR$

Número de espiras activas

El índice del resorte puede variar entre 4 y 12 se propone $C=5$ $d=2$ [mm]

El material propuesto es acero inoxidable $G=74.1$ [GPa]

$$C = \frac{D}{d} \dots \dots \dots (4.10)$$

La distancia o longitud libre será.

$L_f = 88[mm]$ mostrada en la figura 4.25

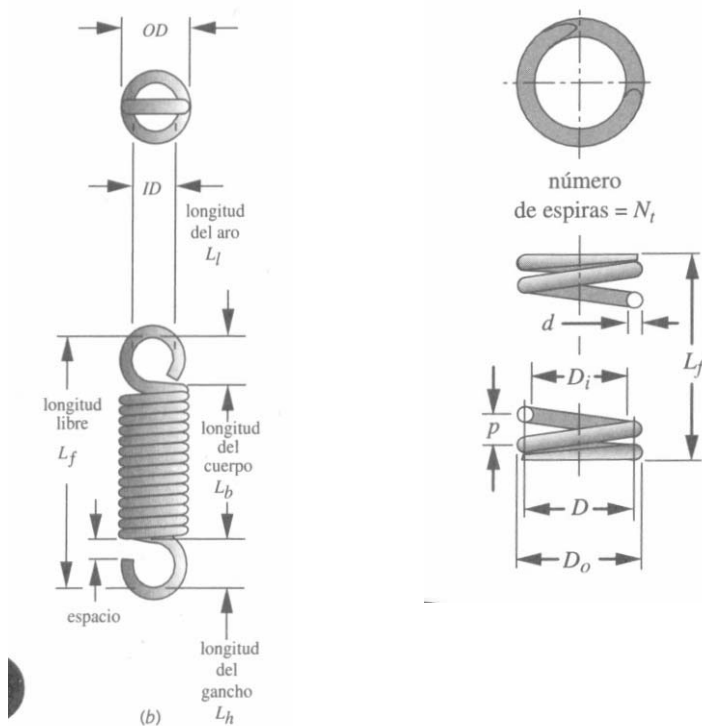


Figura 4.25 Características geométricas de los resortes

Debido a que ahí restricciones geométricas se propone $D= 10$ [mm] $d=2$ [mm] (las dimensiones se muestran en la figura 4.21), entonces se calcula L_b que es la longitud libre del resorte:

$$L_b = L_f - 2D \dots \dots \dots (4.11)$$

$$L_b = 68[mm]$$

El índice del resorte debe estar entre $4 < C < 12$, éste está determinado por la razón entre D y d por lo que de la ecuación 4.10 $C=5$ valor que está en el rango previsto.

Para saber el número de espiras totales se utiliza la siguiente ecuación:

$$N_t = \frac{L_b}{d} \dots \dots \dots (4.12)$$

$$N_t = 34$$

El número de espiras activas N_a se obtiene al restar una espira a N_t por lo que

$$N_t = 33$$

Para saber la constante (tasa) del resorte se utiliza la siguiente ecuación:

$$k = \frac{F}{y} = \frac{d^4 G}{8 D^3 N_a} \dots \dots \dots (4.13)$$

$$k = 4490.91[N / m]$$

Con estos valores podemos hacer un cálculo inverso para saber si el resorte propuesto es adecuado para esta tarea.

El esfuerzo inicial de las espiras estará dado por:

$$\tau_{i1} = ((-4.231C^3 + 181.5C^2 - 3387C + 28640)(0.006895))[MPa].....(4.14.1)$$

$$\tau_{i1} = 108[MPa]$$

$$\tau_{i2} = ((-2.987C^3 + 139.7C^2 - 3427C + 38404)(0.006895))[MPa].....(4.14.1)$$

$$\tau_{i2} = 168.156[MPa]$$

$$\tau_i = \frac{\tau_{i1} + \tau_{i2}}{2}$$

$$\tau_i = 138.078[MPa]$$

Factor de cortante directo:

$$K_s = 1 + \frac{0.5}{C}.....(4.15)$$

$$K_s = 1.1$$

Fuerza de tensión inicial de la espira:

$$F_i = \frac{\pi d^3 \tau_i}{8 K_s D}.....(4.16)$$

$$F_i = 39.43[N]$$

Obsérvese que esta fuerza es mucho menor a la F_r para el caso de una persona de 120[Kg] esto implica que la rodilla podrá extenderse al momento de que la pierna esté en la fase de impulsión.

Como el resorte estará sometido a cargas cíclicas entonces es necesario calcular la fuerza media y alterante para este resorte.

$$F_a = \frac{F_{\max} - F_{\min}}{2}.....(4.17)$$

$$F_a = \frac{530 - 108.97}{2} = 210.515[N]$$

$$F_m = \frac{F_{\max} + F_{\min}}{2}.....(4.18)$$

$$F_m = 319.485[N]$$

Esfuerzo medio se determina como:

$$\tau_m = K_s \frac{8F_m D}{\pi d^3} \dots\dots\dots(4.19)$$

$$\tau_m = 1118.65[MPa]$$

$$K_w = \frac{4C-1}{4C-4} + \frac{0.615}{C} \dots\dots\dots(4.20)$$

$$K_w = 1.31$$

Esfuerzo alternante

$$\tau_a = K_w \frac{8F_a D}{\pi d^3} \dots\dots\dots(4.21)$$

$$\tau_a = 877.82[MPa]$$

Resistencia máxima a la tensión:

$$S_{ut} = A d^b 0.006895 = 1686.744[MPa] \dots\dots\dots(4.22.1)$$

Resistencia cortante máxima:

$$S_{us} = 0.667 S_{ut} = 1125.06[MPa] \dots\dots\dots(4.22.2)$$

Límite elástico a la torsión:

$$S_{ys} = 0.45 S_{us} = 759.03 \dots\dots\dots(4.23)$$

Límite de resistencia a la fatiga

$$S_{ew} = 310[MPa]$$

$$S_{es} = 0.707 \frac{S_{ew} S_{us}}{S_{us} - 0.707 S_{ew}} \dots\dots\dots(4.24)$$

$$S_{es} = 272.196[MPa]$$

Factor de seguridad

$$N_{fs} = \frac{S_{es} (S_{us} - \tau_{min})}{S_{es} (\tau_m - \tau_{min}) + S_{ew} \tau_a} \dots\dots\dots(4.25)$$

$$N_{fs} = 0.44$$

El cual es un factor de seguridad muy bajo de lo que se deduce que el resorte no es aceptable, para una vida infinita, existen dos posibilidades, la primera es variar algunas características del resorte hasta que el factor de seguridad sea mayor a la unidad, la segunda es que se deje el resorte propuesto y que se hagan pruebas para saber cuál será la vida del resorte.

En el primer caso se hicieron variaciones en el tipo de material, en el D y d sin que se llegara a un factor de seguridad adecuado, es por esto que se elige la segunda opción ya que cumple en principio con el fin para el cual se decidió agregar un resorte aunque es muy seguro que tendrá que ser cambiado antes de la vida para la que se diseña la prótesis.

Entonces las características del resorte quedan como sigue:

$D=10[\text{mm}]$

$d=2[\text{mm}]$

Material: Acero inoxidable

$G=74.1\text{GPa}$

$N_a=33$ espiras

$L_f=88[\text{mm}]$

4.4 Desarrollo del modelo virtual

Para el diseño del sólido virtual se partió de una pieza base la cual fue el actuador (amortiguador), la razón es que es era más sencillo adecuar la disposición del mecanismo al actuador que al contrario.

En principio el actuador podría estar colocado como se muestra en la figura 4.26, pero dadas las fuerzas tan altas y la torsión generada cuando el paciente cambia de dirección se pensó que eran necesarias dos paredes que fuesen laterales al cuerpo del actuador o una carcasa que contuviera al mecanismo y al actuador.

El segundo de esos supuestos no es factible debido a que si se observa el movimiento del mecanismo, la parte inferior de la rodilla no sólo rota sino que se desplaza, lo que podría generar interferencias entre las diferentes partes de la prótesis, además de que el peso sería mayor y posiblemente su manufactura también.

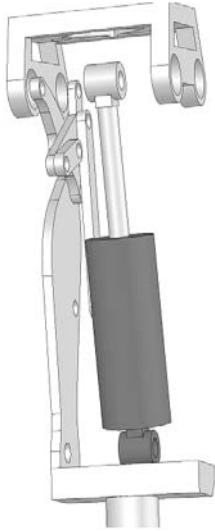


Figura 4.26 Actuador como viga en voladizo

La primera opción resulta más aceptable sin embargo, el problema de la torsión seguía presente. La solución planteada fue que algunas de las barras que componen el mecanismo estuvieran conectadas con su par como se muestra en la figura 4.27, el problema que se tuvo fue de nuevo la interferencia generada entre barras, ya que si bien es cierto que el mecanismo podía funcionar en un rango de flexión, no lo hacía en el rango total deseado. Hueso

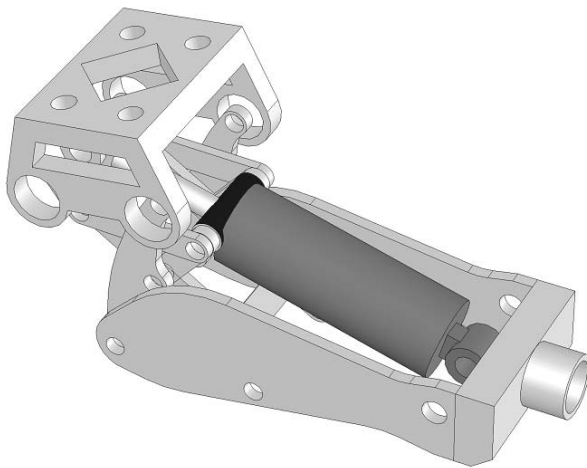


Figura 4.27 Obsérvese la interferencia entre el vástago y la pieza azul

La solución que al final resultó más aceptable, fue que se utilizaran dos mecanismos independientes conectados únicamente por sus extremos, estos son tomando en cuenta la figura 4.28, la barra simple HG y el eslabón ternario ABC.

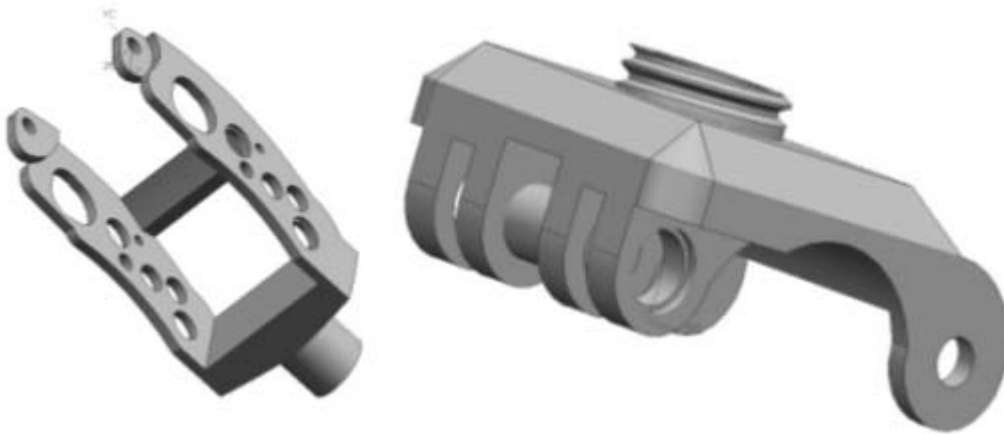


Figura 4.28 Base inferior de la rodilla protésica

Una de las características que debería tener este diseño, es que fuese fácil de fabricar, por lo que se decidió que dos de las piezas mostradas en la figura 4.28 que en un principio se pensó que deberían ser fabricadas por fundición, al final se decidió que se podían fabricar en varias piezas para después ser unidas por medio de soldadura, esto reduce los posibles problemas que se tendrían para la fabricación vía fundición, como son:

- Diseño de moldes para la fundición
- Un análisis del proceso para que la fundición de la pieza sea mejor(Algo que queda fuera del alcance de este trabajo)
- Tratamiento térmico posterior a la fundición para aumentar su resistencia mecánica.
- Un proceso de corte para las perforaciones y algunas caras que necesariamente tendrían que ser aplanadas.

En el caso de ensamble por medio de soldadura la pieza también tiene que ser tratada térmicamente pero los tiempos de tratamiento son mucho menores.

Otra posibilidad para la fabricación de esas piezas es que pueden ser hechas por medio de barras con las dimensiones necesarias para que por medio de un proceso de corte se llegue a la pieza final, esto en un principio es factible si se considera que la barra ya puede estar tratada térmicamente o ya pasó por otros procesos mecánicos para aumentar su resistencia.

El problema de este procedimiento es que: existe un desperdicio de material muy grande, un tiempo de maquinado mucho mayor en comparación con el maquinado de placas.

Para este diseño en especial la fabricación por medio de placas unidas por medio de soldadura permite que el diseño de la pieza sea más complejo.

Otro de los problemas que se presentaron fue la disposición de las barras en dirección transversal a éstas, en algunas de las configuraciones tal disposición de barras generaba interferencias entre éstas, la configuración final se muestra en la figura 4.29.

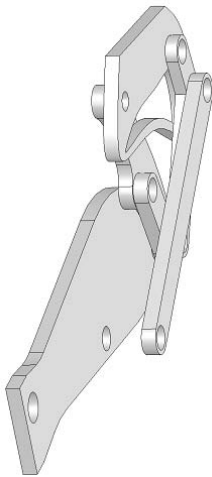


Figura 4.29 Disposición de las barras

A continuación se muestra en la figura 4.30 una vista en isométrico de la prótesis, los planos donde se especifican las dimensiones, materiales etc. Se pueden ver en el apéndice A.

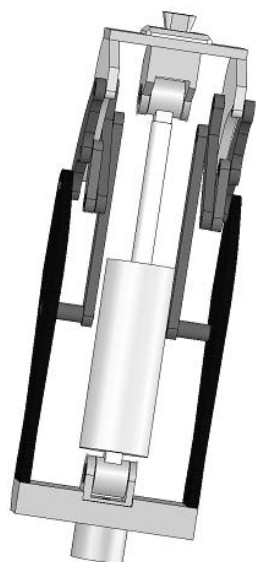


Figura 4.30 Isométrico del prototipo final

Conclusiones y trabajos a futuro

Conclusiones

- Se desarrolló un mecanismo para rodilla tipo policéntrico el cual permite al usuario mayor seguridad al momento de caminar.
- Para desarrollar una prótesis de rodilla es necesaria la participación de un equipo interdisciplinario que aporte las ideas y conocimientos para un mejor proceso de diseño.
- La utilización de software para simular mecanismos ayuda en el momento de hacer la síntesis matemática, ya que una de las características de los métodos para resolver las ecuaciones que definen a un mecanismo, es que son no lineales por lo que es necesario dar condiciones iniciales cercanas a las que podría tener el mecanismo al calcular.
- Se logró desarrollar una prótesis que será fácil de fabricar debido a que los elementos que la conforman son sencillos si se considera que solo es necesaria una placa de un espesor de 6 mm para elaborar la mayor parte de componentes de la prótesis.
- El sistema de control, que es primordial si se quiere que la prótesis sea semiactiva, no se incluyó dentro del alcance de este trabajo, sin embargo éste sirve como base para que, partiendo de este modelo, se pueda desarrollar.
- Si se parte de estudios de biomecánica de la marcha es factible que se desarrolle una prótesis de rodilla que sea más adecuada, esto a la larga reduciría el número de modelos previos necesarios para llegar a una prótesis final.
- No es posible concluir que la prótesis de rodilla que aquí se presenta es más pesada que los dos modelos comerciales de prótesis semiactivas, ya que si bien es cierto que la masa calculada de la prótesis es de 1814.26 [gr] y que falta por aumentar el peso del sistema eléctrico lo que haría que el peso final de la prótesis esté muy por encima de sus similares comerciales (+1800[gr]), es posible reducir el peso de algunas piezas, lo que se hará en desarrollos futuros de este trabajo.

Trabajo a futuro

El trabajo principal que falta por hacer es el desarrollo del control de la prótesis.

Es importante que la rodilla sea probada en un paciente para saber si es lo suficientemente resistente y comprobar si las suposiciones que se hacen sobre el mecanismo son ciertas.

También es importante que esta línea de investigación busque el desarrollo de pies protésicos, ya que es otra parte importante para que un paciente pueda caminar bien.

Todavía más allá es importante buscar la forma de desarrollar un sistema de control inteligente que se retroalimente de las señales biológicas

Referencias

Bibliografía

- 1.-Gutfkeisch Oliver; Peg legs and bionic limbs: the development of lower extremity prosthetics; Interdisciplinary science reviews, 2003, VOL. 28, NO. 2
- 2.-Nerlich Andreas G, Zink Albert, Ulrike Szeimies, Hjalmar G Hagedorn; Ancient Egyptian prosthesis of the big toe; THE LANCET • Vol 356 • December 23/30, 2000
- 3.-Cupich Rodríguez Miguel, Amortiguadores magnetorreológicos, Ingenierías, julio diciembre de 1995 vol.1 No.2.
- 4.-Hugh Herr, Ari Wilkenfeld, User-adaptive control of a magnetorheological prosthetic knee, Industrial Robot: An International Journal Volume 30 · Number 1 · 2003 · pp. 42–55
- 6.-Tortora Gerard J; Principios de anatomía y fisiología; ARLA; México octubre 1998.
- 8.-Tortora Gerard J, pp.229
- 9.- Góngora García Ledia, Rosales García Cruz M; Articulación de la rodilla y su mecánica articular; Medisan 2003; 100-109
- 10.- Comín Mario, Prat Jaime; Biomecánica articular y sustituciones protésicas, Instituto de biomecánica de Valencia, pp. 643.
- 11.- H. Dietl, R. Kaitan, R. Pawlik, P. Ferrara, C-Leg – un nuevo sistema para la protézización de amputados femorales, Orthopädie-Technik 3/98
- 12.- Pugh, Stuart. “Total Design, Iterated Methods for Successful Product Engineering”. University of Strathclyde, Addison-Wesley Publishing Company. 1991.
- 13.- Brown David, For 1st Woman With Bionic Arm, A New Life Is Within Reach, The Washington post, 14 de septiembre de 2006
- 14.- Bolton W.; Mecatrónica Sistemas de control electrónico en ingeniería mecánica y electrónica, Alfaomega; México 2003; pp.123
- 16.- López Cuellar Enrique, Una introducción a las aleaciones con memoria de forma, Ingenierías, Julio-Septiembre 2002, Vol. V, No. 16

- 17.- Hilario Caballero Adolfo, Carbonell Cortés Pablo, Prototipo experimental para la identificación y control de actuadores por músculo neumático; Universidad Politécnica de Valencia
- 19.- Castillo Pinzón Eduardo, Prótesis mecatrónica de muñeca, UNAM, septiembre 2006.
- 22.- Norton Robert L, Diseño de máquinas, Pearson, Mexico 2003, pp.1047.
- 25.- Farah Simón Lisette ,García Guerra Hanna L; Diseño de un socket ajustable para prótesis de miembro inferior, UNAM, Febrero de 2006, pp.103
- 26.- Bolton W.; Mecatrónica Sistemas de control electrónico en ingeniería mecánica y electrónica, Alfaomega; México 2003; pp. 121
- 30.- Cuenca Ramírez Francisco, Apuntes
- 31.- Norton Robert L, Diseño de maquinaria, McGraw Hill, Mexico, agosto de 1999, pp, 74-87
- 32.- Beer P. Ferdinand, Mecánica vectorial para ingenieros Estática, McGraw Hill, México 1998, pp. 279-283.
- 33.- Norton Robert L, 811-861.

Mesografía

- 5.-<http://www.waramps.ca/nac/faqamp.html> 04/08/2006
- 7.-http://training.seer.cancer.gov/module_anatomy/unit1_3_terminology2_p 30/09/2006
- 15.- virtual.cvut.cz/dynlab/courseModeling/node33.html revisada el 7/11/2006
- 18.-http://ndeaa.jpl.nasa.gov/nasa-nde/lommas/eap/EAP-material-n_products.htm
- 20.- www.anatronic.com/Representada.asp?rep=03890
- 21.- http://mechatronics.mech.northwestern.edu/design_ref/sensors/encoder.jpg

23.-

http://www.skf.com/portal/skf/home/products?maincatalogue=1&lang=es&newlink=3_4_6
1, 30/04/2007

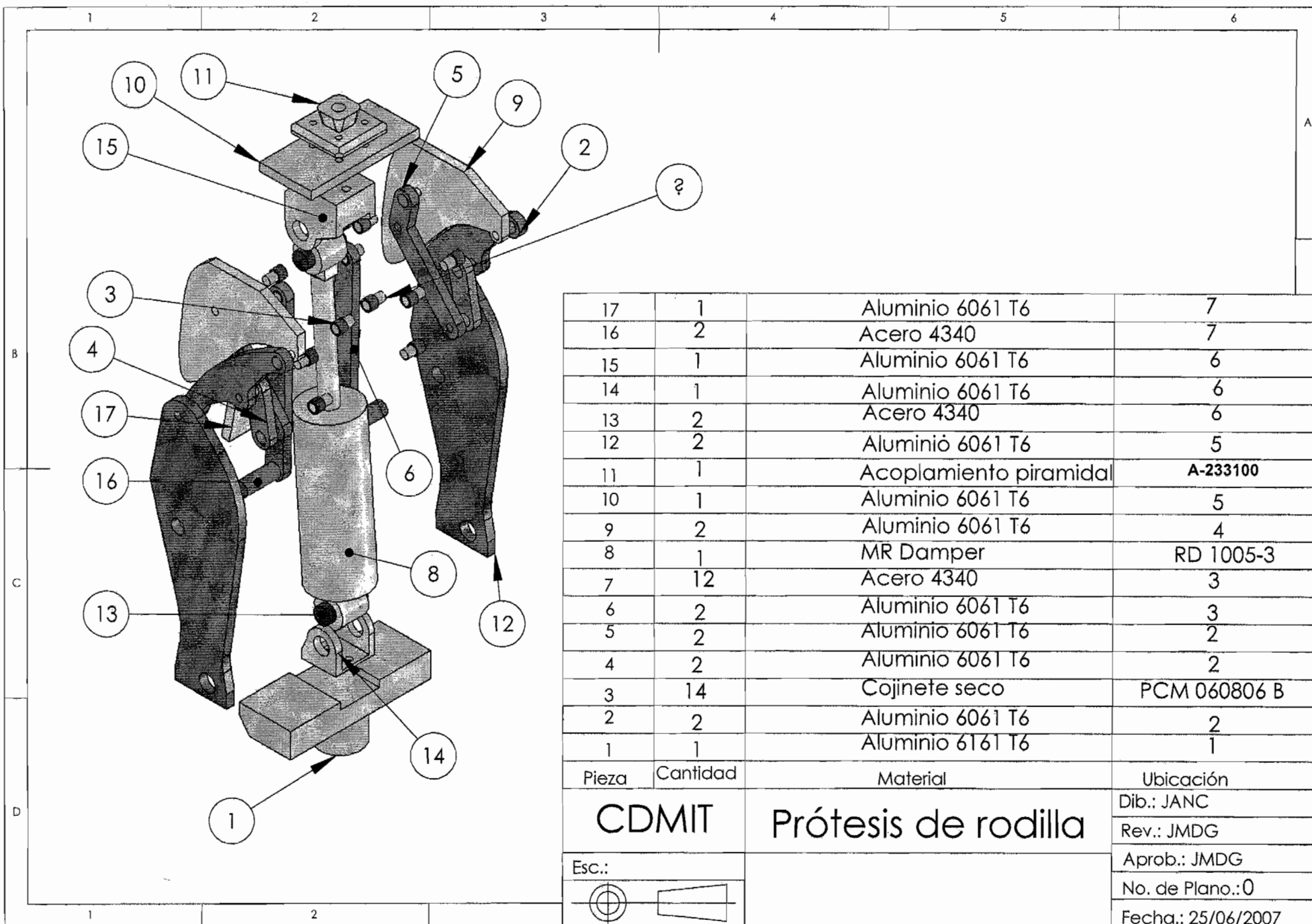
24.- <http://www.matweb.com/index.asp?ckck=1> 06/07/2006

27.- http://mechatronics.mech.northwestern.edu/design_ref/sensors/encoder.jpg

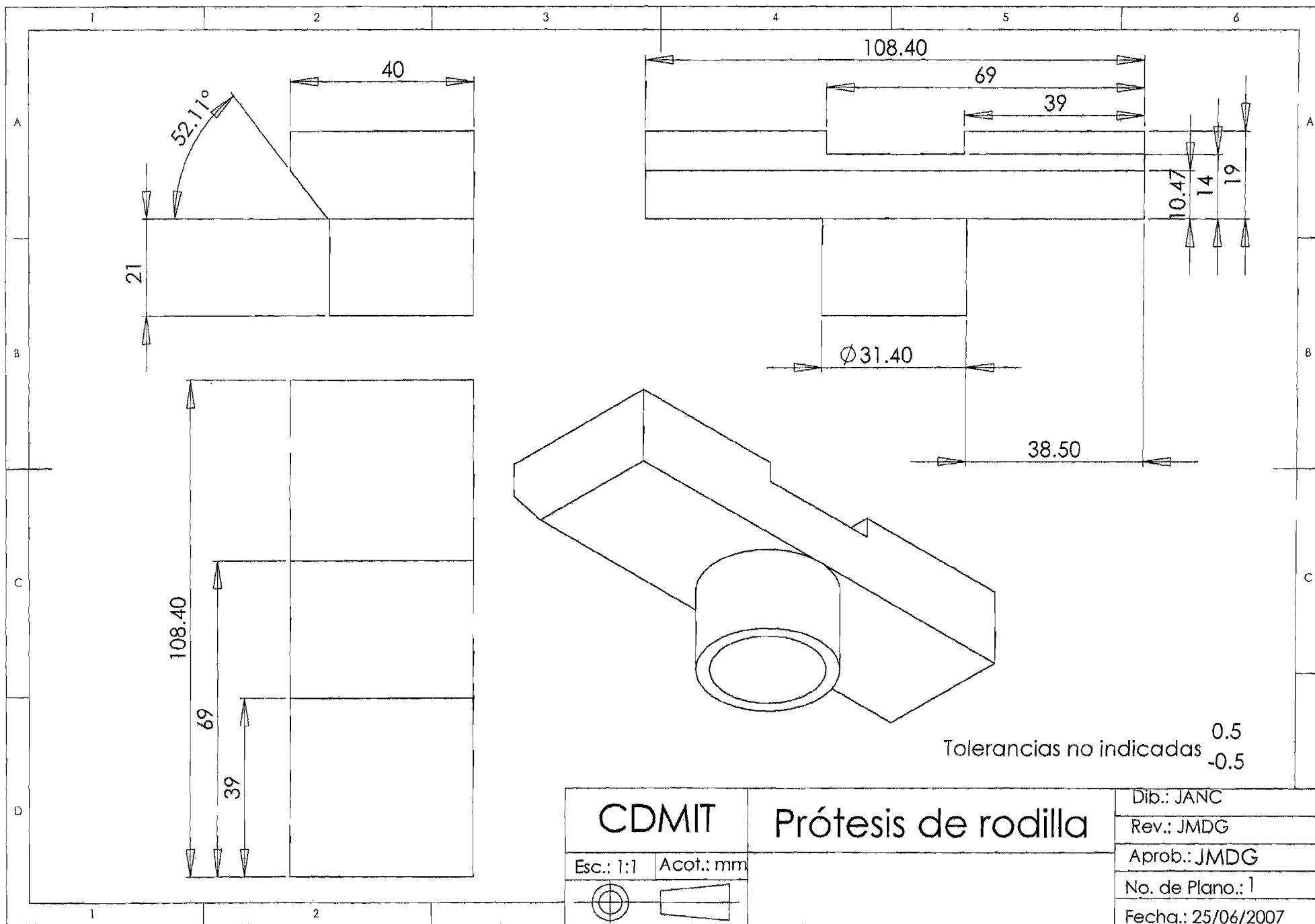
28.- <http://www.copromatic.cl/images/cat/potenciometro.jpg>

29.- <http://www.dliengineering.com/vibman-spanish/elacelermetro.htm>

Apéndice A



17	1	Aluminio 6061 T6	7
16	2	Acero 4340	7
15	1	Aluminio 6061 T6	6
14	1	Aluminio 6061 T6	6
13	2	Acero 4340	6
12	2	Aluminio 6061 T6	5
11	1	Acoplamiento piramidal	A-233100
10	1	Aluminio 6061 T6	5
9	2	Aluminio 6061 T6	4
8	1	MR Damper	RD 1005-3
7	12	Acero 4340	3
6	2	Aluminio 6061 T6	3
5	2	Aluminio 6061 T6	2
4	2	Aluminio 6061 T6	2
3	14	Cojinete seco	PCM 060806 B
2	2	Aluminio 6061 T6	2
1	1	Aluminio 6161 T6	1
Pieza	Cantidad	Material	Ubicación
CDMIT		Prótesis de rodilla	
Esc.:		Dib.: JANC	
		Rev.: JMDG	
		Aprob.: JMDG	
		No. de Plano.: 0	
		Fecha.: 25/06/2007	

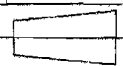


Tolerancias no indicadas 0.5
-0.5

CDMIT

Prótesis de rodilla

Esc.: 1:1 Acot.: mm



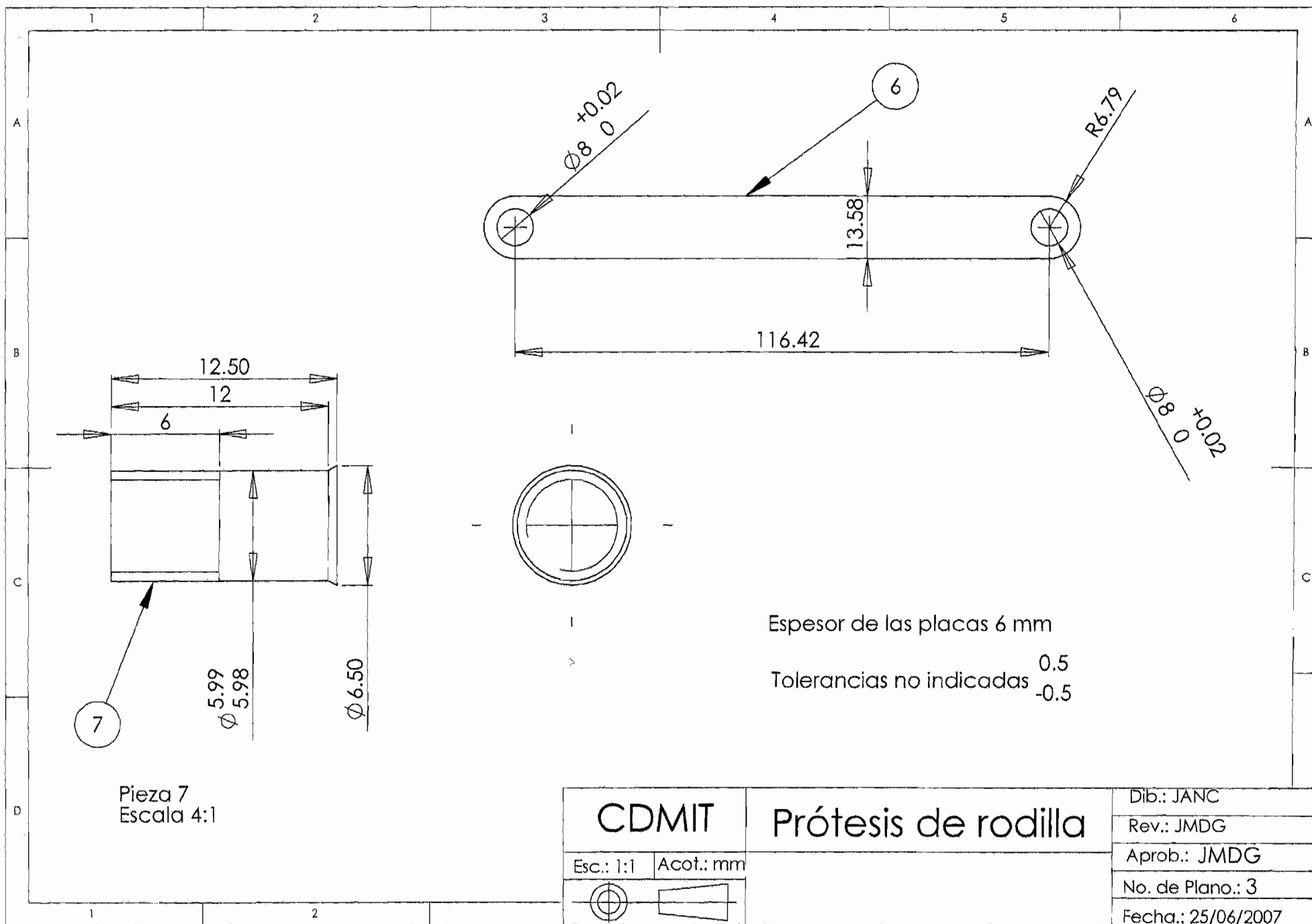
Dib.: JANC

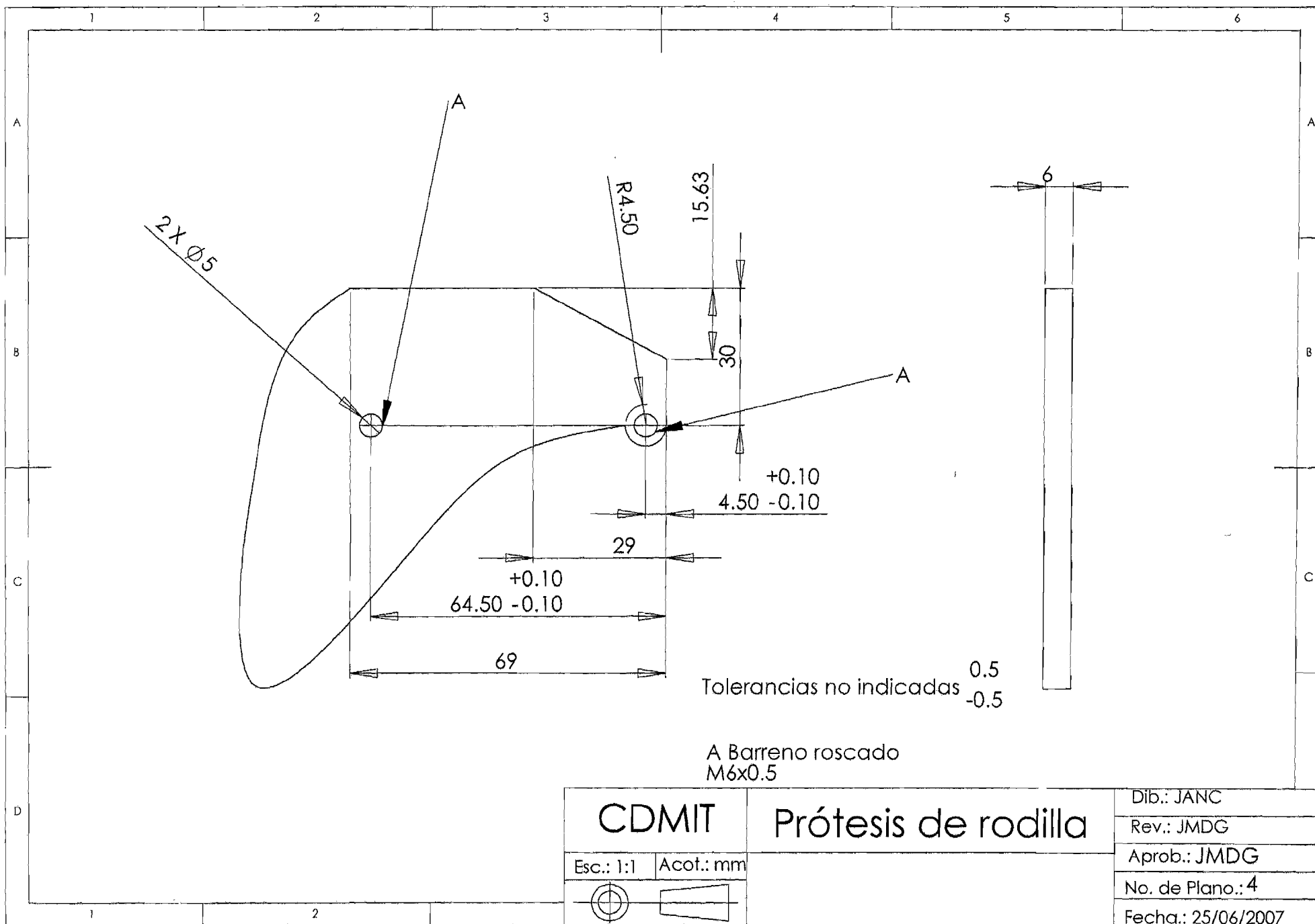
Rev.: JMDG

Aprob.: JMDG

No. de Plano.: 1

Fecha.: 25/06/2007

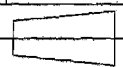




CDMIT

Prótesis de rodilla

Esc.: 1:1 Acot.: mm



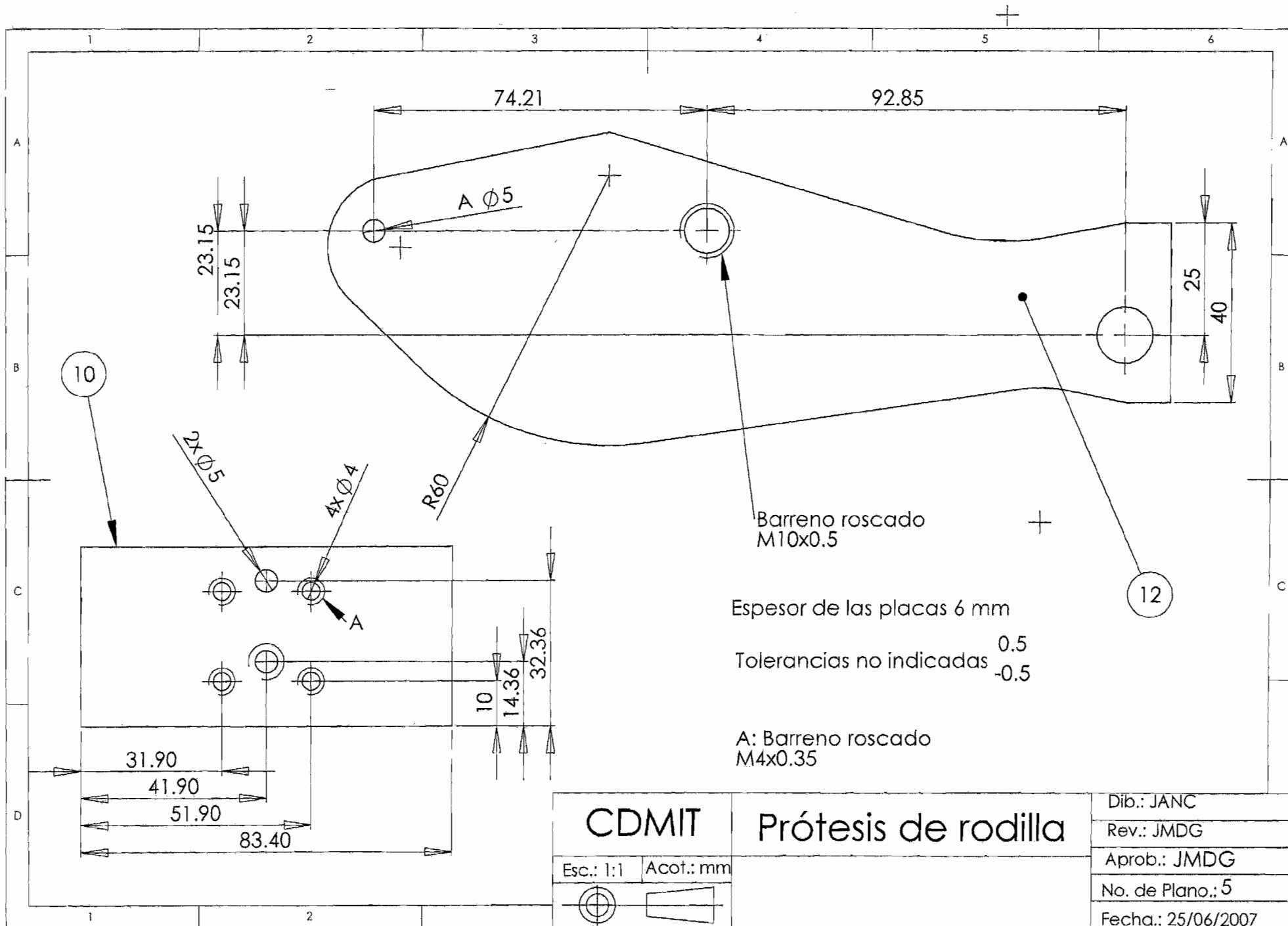
Dib.: JANC

Rev.: JMDG

Aprob.: JMDG

No. de Plano.: 4

Fecha.: 25/06/2007



CDMIT

Prótesis de rodilla

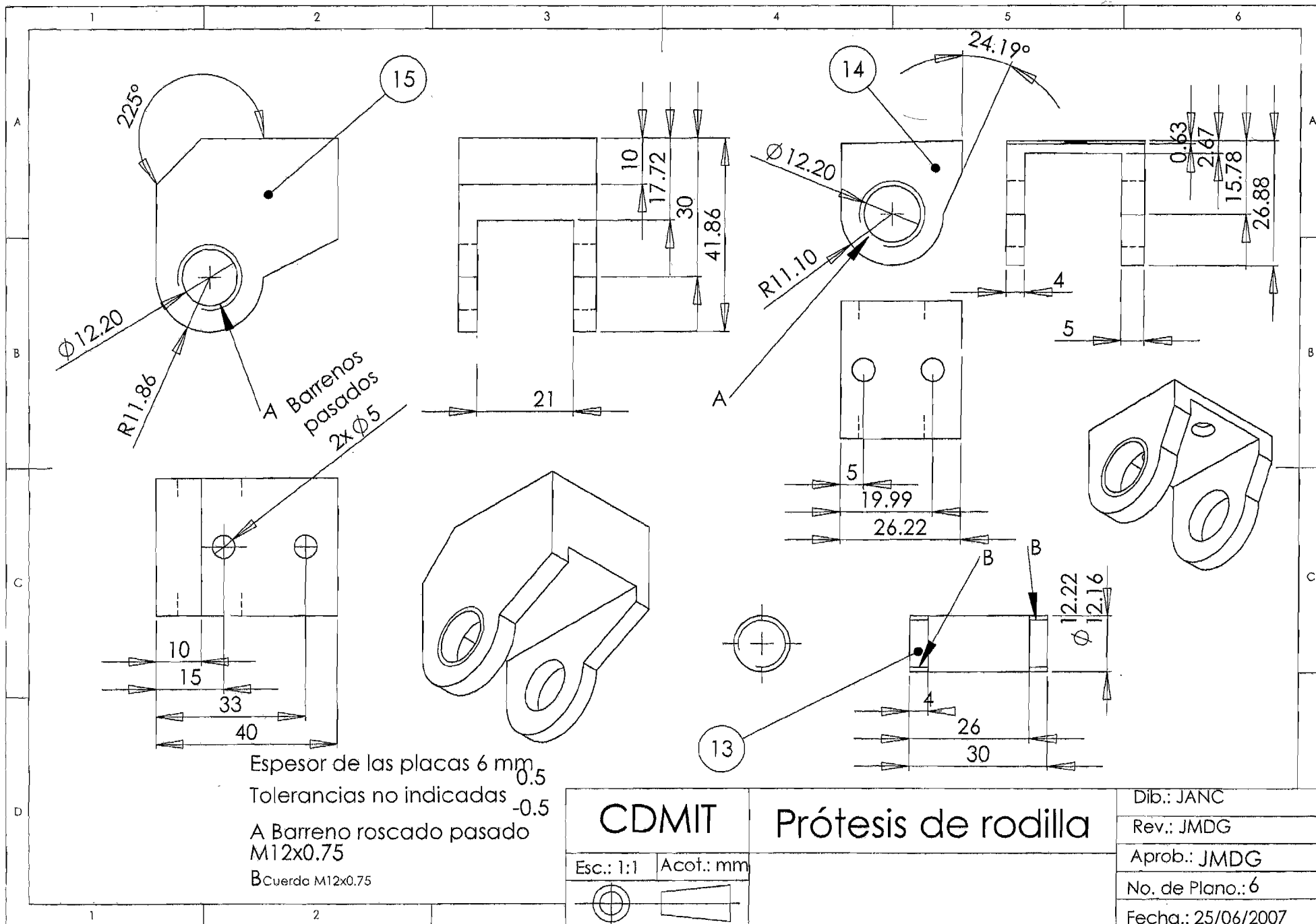
Dib.: JANC

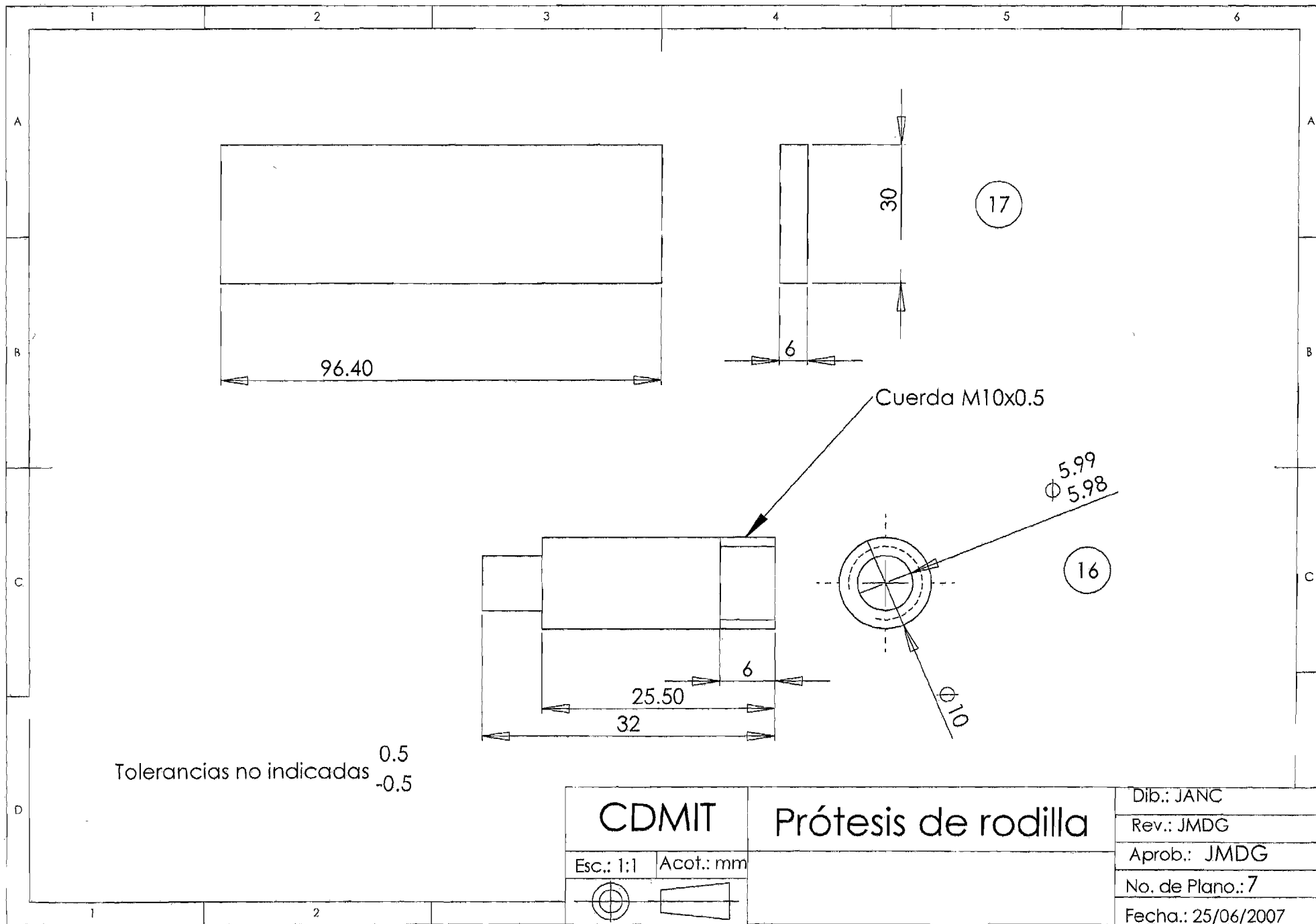
Rev.: JMDG

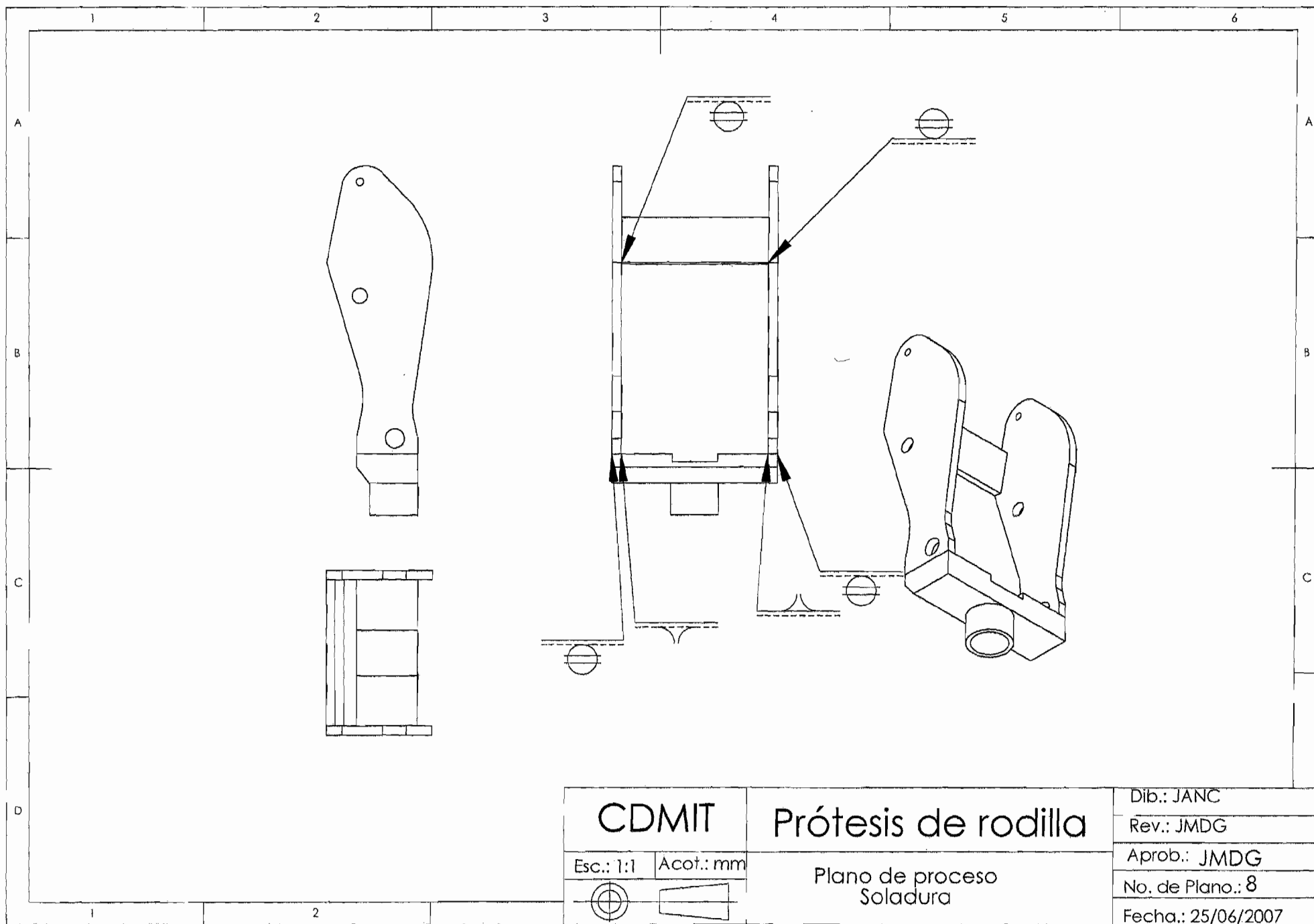
Aprob.: JMDG

No. de Plano.: 5

Fecha.: 25/06/2007







CDMIT

Prótesis de rodilla

Esc.: 1:1

Acot.: mm



Plano de proceso
Soldadura

Dib.: JANC

Rev.: JMDG

Aprob.: JMDG

No. de Plano.: 8

Fecha.: 25/06/2007

