



**UNIVERSIDAD MICHOACANA DE SAN  
NICOLÁS DE HIDALGO**



**FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**“DISEÑO DE PRÓTESIS DE RODILLA  
EXTERNA”**

**TESIS**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE MAESTRO EN CIENCIAS EN  
INGENIERÍA MECÁNICA**

**PRESENTA**

**JESÚS EDUARDO RODRÍGUEZ GUTIÉRREZ**

**ASESOR**

**DRA. GEORGINA CARBAJAL DE LA TORRE**

**CO-ASESOR**

**M.C. JOSÉ GUADALUPE QUEZADA AMEZCUA**

**Morelia Michoacán; Abril 2013**

**ÍNDICE GENERAL**

ÍNDICE GENERAL .....	1
ÍNDICE DE FIGURAS .....	4
ÍNDICE DE TABLAS .....	6
GLOSARIO .....	7
RESUMEN .....	9
ABSTRACT.....	10
OBJETIVO GENERAL.....	11
OBJETIVOS ESPECÍFICOS. ....	11
JUSTIFICACIÓN. ....	12
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA. ....	13
HIPÓTESIS .....	14
INTRODUCCIÓN.....	15
CAPITULO I.- ESTADO DEL ARTE .....	16
1.1.-GENERALIDADES.....	16
1.2.- ANTECEDENTES HISTÓRICOS GENERALES .....	17
1.3.- PRINCIPALES TIPOS Y PARTES DE UNA PROTESIS DE RODILLA.....	23
1.4.- TIPOS DE MECANISMOS UTILIZADOS EN PRÓTESIS DE RODILLA.....	25
1.4.1.- PRÓTESIS PARA AMPUTACIONES TRANSFEMORALES .....	25
1.4.2.- RODILLAS PROTÉSICAS.....	25
1.5.- MECANISMOS PARA LA APLICACIÓN DE PROTESIS DE RODILLA.....	29
1.5.1.- MECANISMOS DE UN SOLO EJE.....	29
1.5.2.- MECANISMOS POLICÉNTRICO.....	29
1.5.3.- MECANISMOS DE ESTABILIDAD .....	29
1.5.4.- MECANISMOS DE CONTROL DE MOVIMIENTO .....	30
1.5.5.- SISTEMAS DE CONTROL DE FLUIDO.....	30
1.5.6.- PRÓTESIS CON MICROPROCESADOR.....	31
1.6.- CAUSAS PRINCIPALES DE LA PÉRDIDA DEL MIEMBRO INFERIOR.....	31

CAPITULO II.- FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	33
2.1.- GENERALIDADES.....	33
2.2.- ARTICULACIÓN DE LA RODILLA HUMANA.....	33
2.3.- ANATOMÍA DE LA RODILLA.....	35
2.4.- ANTROPOMETRÍA DE LA POBLACIÓN MEXICANA.....	37
2.5.- BIOMECÁNICA.....	38
2.5.1.- ESTÁTICA.....	38
2.5.2.- DINÁMICA.....	39
2.5.3.- EJES DE ROTACIÓN DE LA RODILLA.....	39
2.5.4.- RANGOS DE MOVIMIENTO DE LA RODILLA.....	40
2.6.- BIOMECÁNICA DE LA MARCHA.....	45
2.6.1.- BIOMECÁNICA DE LA FASE DE OSCILACIÓN DE LA MARCHA.....	45
2.7.- LÍNEA DE CENTRO DE GRAVEDAD.....	46
2.8.- ANALISIS BIOMECÁNICO DEL MIEMBRO INFERIOR.....	49
2.9.- CARACTERIZACIÓN DE LA TRAYECTORIA DEL MIEMBRO INFERIOR.....	53
CAPITULO III.- DISEÑO DEL MECANISMO MONOCÉNTRICO.....	58
3.1.- GENERALIDADES.....	58
3.2.- MECANISMOS PLANOS.....	58
3.2.1.- MECANISMOS DE CUATRO BARRAS.....	60
3.2.2.- SÍNTESIS DE ESLABONAMIENTOS.....	61
3.2.3.- MECANISMO GENERADOR DE FUNCIONES.....	61
3.3.- DISEÑO DEL MECANISMO MONOCÉNTRICO.....	61
3.3.1.- SÍNTESIS DEL MECANISMO MONOCÉNTRICO.....	64
3.3.2.- SIMULACIÓN DEL MECANISMO.....	72
3.4.- ANÁLISIS CINEMÁTICO.....	73
3.4.1.- DETERMINACIÓN DE LA VELOCIDAD DE SALIDA.....	74
3.5.-ANÁLISIS DINÁMICO DEL CUERPO RÍGIDO.....	77
3.6.- DISEÑO MECÁNICO DE LOS ELEMENTOS DE LA PRÓTESIS.....	82
3.6.1.- PASADOR.....	82

3.6.2.- CÁLCULO DEL PASADOR.....	82
3.6.3.- RODAMIENTOS .....	83
3.6.4.- SELECCIÓN DE RODAMIENTOS.....	84
3.6.5.- RESORTE.....	84
CAPITULO IV.- ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	87
4.1.- GENERALIDADES.....	87
4.2.- SELECCIÓN DEL MATERIAL.....	87
4.2.1.- CLASES DE MATERIALES.....	87
4.2.2.- CARTAS DE SELECCIÓN DE MATERIALES.....	88
4.2.3.- ALEACIONES DE ALUMINIO.....	88
4.3.- PROPIEDADES DE LOS MATERIALES.....	90
4.3.1.- PROPIEDADES MECÁNICAS Y MÉTODOS DE ENSAYO .....	92
4.4.- MATERIAL EXPERIMENTAL SELECCIONADO .....	94
4.4.1.- ALUMINIO 6061-T6 Y ACERO INOXIDABLE SERIE 300 .....	94
4.5.- ANÁLISIS CON EL MÉTODO DEL ELEMENTO FINITO .....	96
4.5.1.- ANÁLISIS ESTÁTICO DEL MECANISMO.....	97
4.5.2.- ANÁLISIS TRANSITORIO DEL MECANISMO (ESLABÓN DOS) .....	104
CAPITULO 5.- MANUFACTURA DE PROTOTIPO .....	108
5.1.- GENERALIDADES.....	108
5.2.- MANUFACTURA DE LA PRÓTESIS .....	108
5.2.1.- FUNDICIÓN EN ARENA .....	108
5.2.2.- MANUFACTURA.....	112
CONCLUSIONES .....	122
TRABAJO FUTURO .....	124
PUBLICACIONES Y PARTICIPACIÓN EN CONGRESOS .....	125
REFERENCIAS.....	128
ANEXO PLANOS.....	131

**ÍNDICE DE FIGURAS**

<i>Fig. 1.1 Evolución de prótesis. [8]</i> .....	16
<i>Fig. 1.2 Base esférica de cuero. [13]</i> .....	17
<i>Fig. 1.3 Prótesis del primer dedo. [10]</i> .....	17
<i>Fig. 1.4 Prótesis en la Alta Edad Media. [7]</i> .....	18
<i>Fig. 1.5 Prótesis de mano. [7]</i> .....	19
<i>Fig. 1.6 Prótesis Paré. [11]</i> .....	20
<i>Fig. 1.7 Prótesis Verduyn. [11]</i> .....	20
<i>Fig. 1.8 Pierna Shelpo. [12]</i> .....	21
<i>Fig. 1.9 Componentes de una Prótesis. [15]</i> .....	24
<i>Fig. 1.10 Amputación por arriba de la rodilla. [14]</i> .....	25
<i>Fig. 2.1 Planos anatómicos. [20]</i> .....	34
<i>Fig. 2.2 Posición anatómica natural. [21]</i> .....	35
<i>Fig. 2.3 Anatomía de la rodilla. [23]</i> .....	36
<i>Fig. 2.4 Clasificación de estructuras. [25]</i> .....	37
<i>Fig. 2.5 Centro de gravedad (desplazamiento vertical y horizontal). [37]</i> .....	47
<i>Fig. 2.6 Desplazamiento horizontal (apoyo unipodal). [37]</i> .....	48
<i>Fig. 2.7 Ejes de movimiento de la rodilla. [33]</i> .....	50
<i>Fig. 2.8 Flexión y extensión. A) Posición de referencia, B) Flexión activa, C) Flexión pasiva. [33]</i> .....	51
<i>Fig. 2.9 Rotación axial de la rodilla. a) Interna y externa, b) Pasiva, c) Automática. [33]</i> .....	52
<i>Fig. 2.10 Rodilla humana sin Cóndilo Femoral. [25]</i> .....	53
<i>Fig. 2.11 Diagrama del Centro Relativo del Muñón con respecto a una Prótesis. [35]</i> .....	54
<i>Fig. 2.12 Trayectoria del Centro Instantáneo de Rotación del Mecanismo. [35]</i> .....	55
<i>Fig. 2.13 Vista Lateral de una Prótesis de Rodilla. [24]</i> .....	55
<i>Fig. 2.14 Dimensiones para Encontrar el Centro Instantáneo de Rotación. [24]</i> .....	56
<i>Fig. 2.15 Ángulo Realizado por la Rodilla en la Caminata. [25]</i> .....	57
<i>Fig. 3.1 Mecanismo de cuatro barras. [37]</i> .....	60
<i>Fig. 3.2 Trayectoria de Movimiento de la rodilla en sus fases. [39]</i> .....	62
<i>Fig. 3.3 Trayectoria de las posiciones de la rodilla. [39]</i> .....	63
<i>Fig. 3.4 Trayectoria de los centros instantáneos de rotación. [39]</i> .....	64
<i>Fig. 3.5 Mecanismo propuesto RRRT</i> .....	65
<i>Fig. 3.6 Mecanismo propuesto y su trayectoria</i> .....	70
<i>Fig. 3.7 Bosquejo del mecanismo en Autocad.</i> .....	71
<i>Fig. 3.8 Mecanismo en SolidWorks</i> .....	71
<i>Fig. 3.9 Simulación en ANSYS</i> .....	72
<i>Fig. 3.10 Posiciones del mecanismo</i> .....	73
<i>Fig. 3.11 Velocidad de eslabón 1 sobre eslabón 2. [40]</i> .....	73
<i>Fig. 3.12 Eslabón 1</i> .....	78
<i>Fig. 3.13 Eslabón 2</i> .....	78
<i>Fig. 3.14 Análisis Cinemático en ANSYS</i> .....	80
<i>Fig. 3.15 Análisis de Velocidad Eslabón 2</i> .....	81
<i>Fig. 3.16 Análisis de Velocidad Eslabón 1</i> .....	81

Fig. 3.17 Esfuerzos cortantes en un pasador .....	82
Fig. 3.18 Dibujo del pasador .....	83
Fig. 3.19 Resorte helicoidal cilíndrico de alambre de sección transversal circular. [41] .....	85
Fig. 4.1 Carta de Material (Esfuerzo-Densidad). [43] .....	89
Fig. 4.2 Esfuerzo normal. [40] .....	91
Fig. 4.3 Esfuerzo de Corte. [45] .....	91
Fig. 4.4 Componentes de Esfuerzo. [45] .....	92
Fig. 4.5 Diagrama de Procesos del Método del Elemento Finito .....	96
Fig. 4.6 Mallado del Mecanismo .....	98
Fig. 4.7 Restricción de Movimiento.....	99
Fig. 4.8 Fuerza Aplicada.....	99
Fig. 4.9 Deformación Máxima del Mecanismo en Condiciones Estáticas.....	100
Fig. 4.10 Esfuerzo de Von Mises en Análisis Estático.....	100
Fig. 4.11 Vista a Detalle del Esfuerzo de Von Mises en Análisis Estático.....	101
Fig. 4.12 Mallado del Eslabón 1.....	102
Fig. 4.13 Deformación Máxima del Mecanismo en Condiciones Estáticas.....	103
Fig. 4.14 Esfuerzo Von Mises en Análisis Estático.....	103
Fig. 4.15 Vista a Detalle del Esfuerzo de Von Mises en Análisis Transitorio Eslabón 1.....	104
Fig. 4.16 Mallado del Eslabón 2.....	105
Fig. 4.17 Deformación Máxima del Mecanismo en Condiciones Estáticas.....	106
Fig. 4.18 Esfuerzo Von Mises en Análisis Estático.....	106
Fig. 4.19 Vista a Detalle del Esfuerzo de Von Mises en Análisis Transitorio Eslabón 1.....	107
Fig. 5.1 Modelo fabricado de madera. ....	110
Fig. 5.2 Modelo incrustado en arena. ....	110
Fig. 5.3 Molde con mazarotas y respiradero. ....	111
Fig. 5.4 Desmoldeo y desbarbado.....	111
Fig. 5.5 Maquinado de Pieza en Fresa .....	113
Fig. 5.6 Cortado y ajuste de dimensiones .....	113
Fig. 5.7 Pieza Final, eslabón 2.....	114
Fig. 5.8 Primer prototipo de la prótesis .....	115
Fig. 5.9 Roce de tornillo con resorte (Defecto 1).....	115
Fig. 5.10 Porosidad en la fundición (Defecto 2) .....	116
Fig. 5.11 Fractura (Defecto 3).....	116
Fig. 5.12 Pieza de nylamind y vulcanizado de rosca. ....	117
Fig. 5.13 Resanado de piezas.....	117
Fig. 5.14 Cubierta de fibra de vidrio y pintado de la pieza lo cual proporciona una mejor apariencia. ....	118
Fig. 5.15 Peso de la Prótesis. ....	118
Fig. 5.16 Montaje de prótesis. ....	119
Fig. 5.17 Alineación de prótesis. ....	120
Fig. 5.18 Ajuste de tensión de resorte. ....	121

## ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 3.1 Puntos de posición de la rodilla. [39]</i> .....	63
<i>Tabla 3.2 Valores calculados de las posiciones.</i> .....	69
<i>Tabla. 4.1 Designación de las Aleaciones de Aluminio Forjado. [44]</i> .....	89
<i>Tabla. 4.2 Composición química de la Aleación del Aluminio 6061 T6. [42]</i> .....	94
<i>Tabla. 4.3 Propiedades Mecánicas de la Aleación del Aluminio 6061 T6. [42]</i> .....	95
<i>Tabla. 4.4 Propiedades Mecánicas del Acero inoxidable serie 300. [42]</i> .....	96
<i>Tabla. 4.5 Fuerzas Aplicadas al Mecanismo</i> .....	101

## GLOSARIO

<b><i>Agenesia:</i></b>	Es la anomalía de todo o parte de un órgano al desarrollarse durante el crecimiento embrionario.[1]
<b><i>Amputación:</i></b>	Es el corte y separación de una extremidad del cuerpo mediante traumatismo (también llamado avulsión) o cirugía. Como una medida quirúrgica, se utiliza para controlar el dolor o un proceso causado por una enfermedad en la extremidad afectada, por ejemplo un tumor maligno o una gangrena. En ciertos casos, se realiza en individuos como cirugía preventiva para este tipo de problemas.[2]
<b><i>Articulación:</i></b>	Es la unión entre dos o más huesos próximos. La parte de la anatomía que se encarga del estudio de las articulaciones es la artrología. Las funciones más importantes de las articulaciones son: constituir puntos de unión del esqueleto y producir movimientos mecánicos, proporcionándole elasticidad y plasticidad al cuerpo, además de ser lugares de crecimiento.[1]
<b><i>Bisagra:</i></b>	Herraje articulado que posibilita el giro. Cuenta con dos piezas, una de las cuales va unida a la hoja y gira sobre un eje permitiendo su movimiento circular.[1]
<b><i>Cartilago:</i></b>	Tejido fuerte y flexible que reviste las articulaciones y da estructura a la nariz, los oídos, la laringe y otras partes del cuerpo.[2]
<b><i>Disgenesia:</i></b>	Formación anormal o defectuosa de un órgano o parte del mismo, sobre todo durante el desarrollo embrionario.[3]
<b><i>Exoesqueletica:</i></b>	El esqueleto externo continuo que recubre toda la superficie, donde cumple una función protectora, de respiración y otra mecánica, proporcionando el sostén necesario para la eficacia del aparato muscular.[1]



<b><i>Endoesqueleticas:</i></b>	Es el esqueleto interno que permite al cuerpo moverse, además de tener la función de dar forma y proteger al animal, permitir la fijación de músculos y tendones y proteger el sistema nervioso.[1]
<b><i>Ligamentos:</i></b>	Estructura anatómica en forma de banda, compuesto por fibras resistentes que conectan los tejidos que unen a los huesos en las articulaciones. Confiere estabilidad a la articulación.[1]
<b><i>Muñon:</i></b>	Parte de un miembro amputado comprendido entre la cicatriz y la articulación inmediatamente por encima.[4]
<b><i>Protesis:</i></b>	Dispositivo diseñado para reemplazar una parte faltante del cuerpo o para mejorar el funcionamiento de una parte del mismo. Las prótesis suelen usarse para reemplazar ojos, brazos, manos y piernas faltantes o enfermas.[2]
<b><i>Rotula:</i></b>	Hueso de la pierna, siendo el sesamoideo (debido a que está envuelto por el tendón distal del cuádriceps crural) más grande del cuerpo humano. Se encuentra en número par y es un hueso constante. Es corto, esponjoso en forma de triángulo curvilíneo con dos caras, anterior y posterior, una base, un vértice y dos bordes laterales.[1]
<b><i>Supracondilea:</i></b>	Fractura que afecta al área situada entre los cóndilos del húmero o del fémur.[5]

## RESUMEN

En este trabajo se presenta el desarrollo y diseño de una prótesis de rodilla externa tipo monocéntrico, para lo cual se aplica el Método del Elemento Finito y posteriormente se procede a la manufactura. Es importante que en la actualidad se trabaje con diseños de prótesis ya que va en aumento el número de amputaciones transtibiales. Actualmente existen rodillas artificiales de diferentes materiales, las cuales, están fuera de la posibilidad económica de la mayoría de las personas debido a su alto costo, en este trabajo se propone un diseño con una aleación de aluminio que proporciona excelentes propiedades mecánicas y gran facilidad en la manufactura.

El proceso de este diseño está guiado en la metodología aplicada al área de Biomecánica, con la cual, es posible formar una analogía entre las partes que conforman la pierna y los elementos mecánicos básicos, para que, de esta manera se diseñe una prótesis adecuada con la cual, un paciente pueda llevar a cabo sus actividades cotidianas. Con los datos recolectados se llevó a cabo la geometría del diseño de la prótesis con ayuda de los softwares AUTOCAD y SOLIDWORKS, y posteriormente se hizo su simulación numérica en ANSYS. Con este análisis se determinaron los esfuerzos ocasionados por el contacto y cargas del paciente durante la marcha, esto fue muy importante ya que nos ayuda a determinar el comportamiento mecánico de la prótesis por medio de la simulación, con lo que se ahorran gastos de fabricación y tiempo, así como también se facilita la selección del material. Una vez determinadas estas características se llevó a cabo su manufactura física, la cual consistió en un proceso de colado, maquinado y pulido, además de ensamble de la prótesis.

Las prótesis de rodilla de tipo monocéntrico presentan, en su mayoría, esfuerzos de fatiga y de corte, principalmente en los pernos, lo cual nos lleva a proponer un material que asegure su rendimiento por más tiempo que el que existe en el mercado, así también como tomar en cuenta que el mantenimiento de la misma sea más fácil y económico para los usuarios.

## ABSTRACT

This paper presents the development and design of a external knee prosthesis monocentric type, to which it was applied the Finite Element Method, and then we proceeded to do the manufacturing. It is important that at the present there were projects on the prosthetic designs because the number of transtibial amputations has been increasing. Currently there are artificial knees of different materials which are beyond the economic means of most amputee patients due to their high costs, in this work we propose a design with an aluminum alloy which provides excellent mechanical properties and facilitates the manufacturing job.

The process of this design is guided by the methodology applied in the biomechanics area with which it is possible to form an analogy between the elements that form the leg and the basic mechanical elements, hence in this way a suitable prosthesis were designed so a patient can carry out their daily activities. With the collected data the design geometry of the prosthesis was realized using the AUTOCAD and SOLIDWORKS software, and then made a numerical simulation on ANSYS. This analysis determined the stresses caused by contact and the patient loads during a natural walking movement, this was very important as it helps us to determine the mechanical behavior of the prosthesis by the simulation, thus reduce processing costs and time, also facilitates the selection of the material. Once these characteristics it was conducted its physical manufacturing, which consisted of a pouring process, a milling and polishing operation, as well as the prosthesis assembly.

Knee prostheses have monocentric type, mostly fatigue stresses and cutting, mainly in the bolts, which leads us to propose a material which ensures longer performance than exists in the market, so as taking into account the maintenance of it is easier and cheaper for users.

## **OBJETIVO GENERAL**

Diseñar de acuerdo con los fundamentos teóricos de la ingeniería mecánica y manufacturar un prototipo una prótesis de rodilla del tipo monocéntrico, que tenga la facilidad de incorporarse a prótesis modulares mejorando las propiedades mecánicas y reduciendo los costos existentes en el mercado. Así mismo, generar un conocimiento mayor en el campo del diseño de este tipo de dispositivos mecánicos, donde las personas que requieran de su uso, tengan posibilidades de mejores opciones que las existentes actualmente.

## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS.**

- Desarrollar una metodología para la construcción de prótesis de tipo modular.
- Realizar trabajo experimental para evaluar los resultados de la simulación y fabricación con una prótesis comercial con el fin de validar el diseño propuesto.
- Mejorar y elevar la resistencia de las partes que constituyen la prótesis en base a los resultados de las simulaciones. Ya que sufren desgaste en ciertas zonas o sufren fracturas en otras de acuerdo al uso de cada paciente.
- Divulgar los resultados en un congreso nacional o internacional.

## **JUSTIFICACIÓN.**

Actualmente el campo de diseño y construcción de mecanismos para prótesis dependen en gran medida de los procedimientos, materiales, diseño y precisión del maquinado de sus componentes, por esto, existen equipos capaces de realizar maquinados en diversos materiales y según sea el grado de complejidad y de precisión se emplean equipos de manufactura específicos.

Como ya se mencionó anteriormente, se buscará fabricar una prótesis de rodilla externa de tipo modular monocéntrico, actualmente el mercado nacional ofrece opciones, la de mayor demanda es la marca Otto Bock Modelos 3r15 y 3r80, con el fin de mejorar el diseño de acuerdo con el conocimiento de la ingeniería, así como generar tecnología nacional para una posible manufactura en el mercado nacional, a menor costo y presentando un diseño confiable de calidad, para competir con la del distribuidor Otto Bock, la cual es una empresa internacional con muchos años de experiencia en el mercado. Se presenta la siguiente propuesta de sustitución en prótesis.

## PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

En la actualidad los tipos de prótesis que se encuentran en el mercado cuentan con un muy buen diseño y mejoran la calidad de vida de los usuarios, incluso se han creado mecanismos que trabajan de manera similar a la pierna humana, pero aun en estos días no se ha podido crear la prótesis ideal.

Al investigar el tipo de competencia en el mercado, se puede observar limitantes claras al no poder ofrecer una gama de rodillas en calidad y precio. Tal es el caso de una rodilla nacional, de tipo bisagra, con materiales de acero con un baño de cromo, en algunos casos en acero de solera.

En los productos importados, la diferencia en cuanto a imagen y obviamente precio da un salto enorme. Una ventaja mas para este tipo de prótesis, es la producción en serie, ya que cuentan con la infraestructura para fabricar una cantidad de piezas considerable.

En el presente proyecto se propone realizar una investigación para definir los parámetros de diseño de prótesis para personas con problemas de rehabilitación por amputación por encima de la rodilla, la rehabilitación se considera un objetivo primordial a nivel psicológico y social para el paciente. Se tiene en cuenta que actualmente en México el diseño de prótesis reales efectivas es de procedencia extranjera, los cuales son costosos. Actualmente, se han realizado investigaciones y diseño de prótesis en el Instituto Politécnico Nacional, estableciendo modelos en el mecanismo de rodilla tipo policéntrico para prótesis modulares, capaces de realizar los movimientos de flexión y extensión de forma similar a una rodilla humana. Dichas prótesis deben resistir cargas, por tal motivo, debe tenerse claridad en la resistencia de los elementos que serán sometidos a cargas.

En instituciones militares y algunas entidades de salud, a través de licitaciones realizan las especificaciones para prótesis de rodilla de tal manera que los productos internacionales son los únicos que pueden cumplir con esos prerequisites, por lo tanto, es necesario establecer un protocolo que permita establecer a través de pruebas (desgaste, resistencia, fatiga, etc.), si muchos de los diseños y prótesis que se fabrican en la industria nacional, pueden cumplir con dichos requerimientos, para entrar a competir con las internacionales.

Aunque una prótesis nunca será mejor o igual que una pierna, existen numerosas investigaciones que tienen como objetivo principal aumentar el nivel de calidad de vida para los pacientes.

## HIPÓTESIS

En la actualidad las prótesis comerciales se ofrecen en gran variedad, principalmente de acuerdo a la capacidad económica de los usuarios. Su procedimiento de fabricación incluye aspectos como: a) procesos de manufactura como fundición o maquinado, b) ensamble de partes, c) propiedades mecánicas como dureza y resistencia, así como también resistencia al desgaste.

Todos estos factores influyen en el diseño y fabricación de las prótesis. Por lo cual, el presente trabajo busca realizar mejoras en la fabricación y diseño de una prótesis de rodilla modular de tipo monocéntrico, con tecnología nacional, manteniendo un bajo costo en su desarrollo y con capacidades de desempeño mejores que las que se ofrecen en el mercado.

El aluminio, como material es metálico tiene algunas características como son: una baja densidad, buena resistencia mecánica y dureza como para ofrecer buenas características en la fabricación de una prótesis. Por lo tanto, se aplicará el conocimiento de programas como ANSYS, para encontrar las zonas críticas de esfuerzos mecánicos que sufre una prótesis de acuerdo a las características ergonómicas y antropométricas de la población mexicana.

Se propondrá una aleación de aluminio que de acuerdo a los resultados obtenidos por el análisis de diseño, cumpla con las necesidades en características como son: resistencia mecánica, resistencia al desgaste. Además que tenga un diseño más atractivo y de poco peso para mayor confort y soporte las necesidades del usuario.

## INTRODUCCIÓN.

La rodilla es una articulación parecida a una bisagra, formada en el punto de unión del fémur (hueso del muslo), la tibia (debajo de la rodilla) y la rótula. La rodilla se apoya en los músculos y ligamentos y está revestida de cartílago, que actúa de amortiguador. Con el tiempo, el cartílago puede desgastarse y ocasionar rigidez y dolor en la rodilla. Una **prótesis** de rodilla (articulación artificial) puede sustituir la articulación adolorida y restablecer su movimiento.[1]

La humanidad ha logrado por medio de su creatividad y de los nuevos descubrimientos tecnológicos, cubrir las necesidades que se le presentan, logrando materializar herramientas que le hacen la vida más sencilla. Estas necesidades no sólo involucran las que son externas a él, como el crear teléfonos celulares, agendas electrónicas, juguetes interactivos, etc. Al ser humano se le han presentado necesidades que afectan su propio cuerpo. Una de ellas es la falta de una o varias de sus extremidades; existe un alto porcentaje de casos de pérdida de miembros a causa de accidentes, así como daños de origen congénito que pueden tener como resultado agenesia o disgenesia de una extremidad, teniendo un mayor impacto en la población con escasos recursos. Se sabe que existen prótesis para miembro pélvico por encima de la rodilla y que la mayoría de éstas son de fabricación extranjera. Los mecanismos de rodilla que usan estas prótesis se basan en dos tipos: los monocéntricos y los policéntricos.

El objetivo del trabajo aquí descrito es proponer un diseño de rodilla de tipo monocéntrico, con los siguientes parámetros de diseño: que tenga la facilidad de incorporarse a prótesis modulares y ponerlo al alcance de quien requiera estos dispositivos. Particularmente, la prótesis deberá estar diseñada para personas de 15 a 75 años de edad y con un peso aproximado del paciente de 50 a 150 kg, tiempo de flexión-extensión entre 0.5 s y 0.8 s, ángulos de desplazamiento entre 183° y 85°, masa total inferior a 700 g, que lo harían un dispositivo equiparable a las principales referencias, las rodillas,3r15 y 3r80 de Otto Bock © [6]. La fabricación de prótesis se ha convertido en una ciencia en los últimos años como resultado del enorme número de amputaciones producidas, en un inicio por las guerras y actualmente por accidentes automovilísticos y enfermedades crónico-degenerativas, como la diabetes y el cáncer.

Otra de las necesidades importantes es el diseño y construcción de prótesis para amputados a nivel femoral supracondílea, debido a que es la amputación más frecuente en nuestro país.

El remplazar una de nuestras extremidades por un mecanismo implica un diseño que permita a la persona la continuidad de su vida y trayectorias cotidianas, como la marcha, subir y bajar escalones, hacer deporte y hasta andar en bicicleta.



## CAPITULO I.- ESTADO DEL ARTE

### 1.1.-GENERALIDADES

Para que el cuerpo humano realice sus funciones correctamente, necesita de sus cuatro extremidades, se ha visto que se puede sobrevivir sin ellas, aunque los humanos sustituimos estas extremidades con miembros mecánicos. La ortopedia es la encargada de satisfacer esta necesidad por medio de la sustitución de accesorios e instrumentos en lugar del miembro faltante. [7]

Desde la época de las antiguas pirámides hasta la Primera Guerra Mundial, el campo de la prótesis se ha transformado en un sofisticado ejemplo de la resolución del hombre por mejorar. [7]

La evolución de la prótesis es larga y está plagada de historias (Fig. 1.1), desde sus comienzos primitivos, pasando por el sofisticado presente, hasta las increíbles visiones del futuro. Al igual que sucede en el desarrollo de cualquier otro campo, algunas ideas e invenciones han funcionado y se han explorado más detalladamente, como el pie de posición fija, mientras que otras se han dejado de lado o se han vuelto obsoletas, como el uso de hierro en las prótesis. [7]



Fig. 1.1 Evolución de prótesis. [8]

## 1.2.- ANTECEDENTES HISTÓRICOS GENERALES

Los reemplazos de miembros comienzan en la quinta dinastía egipcia (2750-2625 a.C.), los arqueólogos dan referencia de una tablilla empleada como miembro artificial durante ese periodo. Así como muletas simples y bases esféricas hechas de madera y cuero [9]. Como se muestra en la Fig. 1.2.

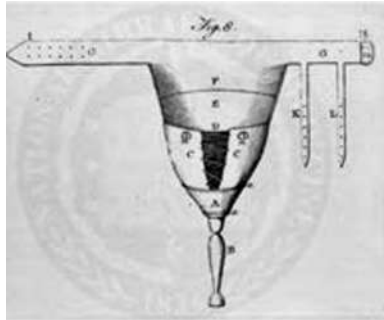


Fig. 1 2 Base esférica de cuero. [13]

El largo y complejo camino, comenzó alrededor del año 1500 a. C. y, desde entonces, ha estado en constante evolución. Ha habido muchos perfeccionamientos desde las primeras patas de palo, y el resultado ha sido la fijación y el moldeado altamente personalizados que se encuentran en los dispositivos actuales. No obstante, para poder apreciar todo el camino que se ha recorrido en el campo de la prótesis, primero debemos remontarnos a los antiguos egipcios. [9]

Se cree que los egipcios fueron los pioneros de la tecnología protésica. Elaboraban sus extremidades protésicas rudimentarias con fibras, y se cree que las utilizaban por la sensación de “completitud” antes que por la función en sí. Sin embargo, recientemente, los científicos descubrieron en una momia egipcia lo que se cree que fue el primer dedo del pie protésico, que parece haber sido funcional (Fig. 1.3). [9]



Fig. 1.3 Prótesis del primer dedo. [10]

En 1858, se desenterró en Capua, Italia, una pierna artificial que data de aproximadamente del año 300 a. C. Estaba elaborada con hierro y bronce, y tenía un núcleo de madera; aparentemente, pertenecía a un amputado por debajo de la rodilla. En 424 a. C., Heródoto escribió sobre un vidente Persa condenado a muerte que escapó luego de amputarse su propio pie y reemplazarlo con una plantilla protésica de madera para caminar 30 millas (48.28 km) hasta el próximo pueblo. [7]

El erudito romano Plinio el Viejo (23-79 d. C.), escribió sobre un general romano de la Segunda Guerra Púnica (218-210 a. C.) a quien le amputaron el brazo derecho. Se le colocó una mano de hierro para que sostuviera el escudo y pudo volver al campo de batalla. [7]

En la Edad Media hubo pocos avances en el campo de la protésica (Fig. 1.4), en esa época se desarrollaron el gancho de mano y la pata de palo. La mayoría de las prótesis elaboradas en esa época se utilizaban para esconder deformidades o heridas producidas en el campo de batalla. A un caballero se le colocaba una prótesis diseñada solamente para sostener un escudo o para calzar la pata en el estribo, y se prestaba poca atención a la funcionalidad. Fuera del campo de batalla, solamente los ricos tenían la suerte de contar con una pata de palo o un gancho de madera. [7]

Era frecuente que los comerciantes, incluidos los armeros, diseñaran y crearan extremidades artificiales. Personas de todos los oficios como relojeros eran particularmente buenas para agregar funciones internas complicadas con resortes y engranajes. [7]



Fig. 1.4 Prótesis en la Alta Edad Media. [7]

El Renacimiento fue el surgimiento de nuevas perspectivas para el arte, la filosofía, la ciencia, la medicina. Retomando los descubrimientos médicos relacionados con la protésica de los griegos y los romanos, se produjo un renacer en la historia de la protésica. Durante este período, las prótesis generalmente se elaboraban con hierro, acero, cobre y madera (Fig. 1.5). [7]



Fig. 1.5 Prótesis de mano. [7]

En 1508, se elaboró un par de manos de hierro tecnológicamente avanzadas, fueron elaboradas para el mercenario alemán Gotz von Berlichingen después de que perdió su brazo derecho en la batalla de Landshut. Era posible manejar las prótesis fijándolas con la mano natural y moverlas soltando una serie de mecanismos de liberación y resortes, mientras se suspendían con cuero. Alrededor de 1512, un cirujano italiano que viajaba por Asia registró observaciones de un amputado bilateral de extremidad superior que podía quitarse el sombrero, abrir su cartera y firmar. Circuló otra historia de un brazo de plata elaborado para el almirante Barbarossa, que luchó contra los españoles en Bougie, Algeria, para un sultán turco. [7]

Muchos consideran al barbero y cirujano del ejército francés Ambroise Paré el padre de la cirugía de amputación y del diseño protésico moderno (Fig.1.6). Introdujo modernos procedimientos de amputación (1529) en la comunidad médica y elaboró prótesis (1536) para amputados de extremidades superior e inferior. Además, inventó un dispositivo por encima de la rodilla, que consistía en una pata de palo que podía flexionarse en la rodilla y una prótesis de pie con una posición fija, un arnés ajustable, control de bloqueo de rodilla y otras características de ingeniería que se utilizan en los dispositivos actuales. Su trabajo demostraba, por primera vez que se había comprendido verdaderamente cómo debería funcionar una prótesis. Un colega de Paré, el cerrajero francés Lorrain, hizo una de las contribuciones más importantes en este campo cuando utilizó cuero, papel y pegamento en lugar de hierro pesado para elaborar una prótesis. [7]

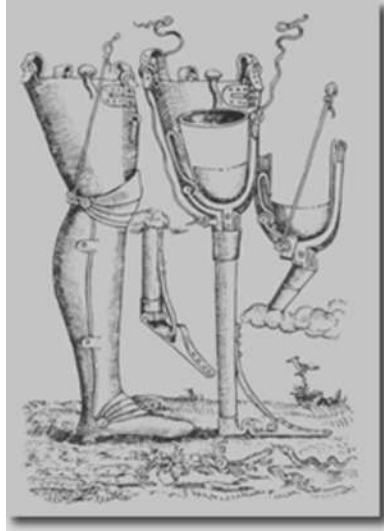


Fig. 1.6 Prótesis Paré. [11]

En 1696, Pieter Verduyn desarrolló la primera prótesis por debajo de la rodilla sin mecanismo de bloqueo (Fig. 1.7), lo que más tarde sentaría las bases de los actuales dispositivos de articulación y corsé. [7]



Fig. 1.7 Prótesis Verduyn. [11]

En 1800, durante la guerra civil norteamericana, el londinense James Potts diseñó una prótesis elaborada con una pierna de madera con encaje (Fig. 1.8), una articulación de rodilla de acero y un pie articulado controlado por tendones de cuerda de tripa de gato desde la rodilla hasta el tobillo. Se hizo famosa como la “pierna de Anglesey” por el marqués de Anglesey, que perdió su pierna en la batalla de Waterloo y fue quien utilizó esta pierna. Más tarde, en 1839, William Selpho trajo la pierna a los EE. UU., donde se la conoció como la “Pierna Selpho”. [11]

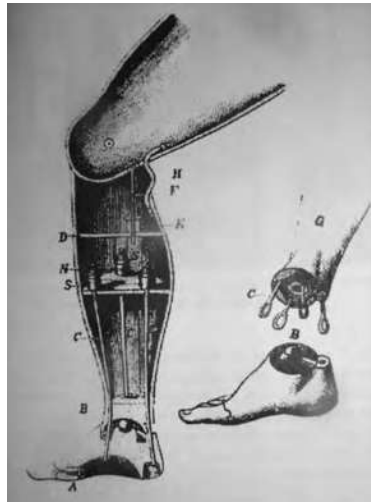


Fig. 1.8 Pierna Shelpo. [12]

El investigador Dornbluth en 1826 construyó un aparato para la pierna amputada. Es una articulación de rodilla artificial que fue introducida para la amputación debajo de la rodilla. Consta de un tacón que asume el ángulo recto de la posición de la pierna. [12]

En 1839, W. Selpho introdujo la prótesis inglesa en Estados Unidos. Él es considerado como el primer fabricante de prótesis. Poco después realizó una pierna artificial, que Palmer mejoró. [12]

En 1843, *Sir* James Syme descubrió un nuevo método de amputación de tobillo que no implicaba una amputación a la altura del muslo. Esto fue bien recibido dentro de la comunidad de amputados porque representaba una posibilidad de volver a caminar con una prótesis de pie en lugar de una prótesis de pierna. [7]

En 1846, el Dr. Benjamin Frank Palmer no encontró razón para que los amputados de pierna tuvieran espacios desagradables entre los diversos componentes y mejoró la pierna Selpho al agregarle un resorte anterior, un aspecto suave y tendones escondidos para simular un movimiento natural. [7]

Douglas Bly inventó y patentó la pierna anatómica Doctor Bly en 1858, a la que se refería como “el invento más completo y exitoso desarrollado alguna vez en el área de las extremidades artificiales”. [7]

En 1863, Dubois Parmlee inventó una prótesis avanzada con un encaje de succión, una rodilla policéntrica y un pie multiarticulado. Más tarde, en 1868, Gustav Hermann sugirió el uso de aluminio en lugar de acero para que las extremidades artificiales fueran más livianas y funcionales. Sin embargo, el dispositivo más liviano tendría que esperar hasta 1912, cuando Marcel Desoutter, un famoso aviador inglés, perdió su pierna en un accidente



de avión y elaboró la primera prótesis de aluminio con la ayuda de su hermano Charles, que era ingeniero. [12]

La primera prótesis total al Th. Gluck de Berlín (1880-1890), fue hecha de marfil, y consecuentemente se le fueron haciendo mejoras. Jules Plan de Paris (1890-1894) la fabricó de platino, cemento con yeso y piedra pómez tuvo gran aceptación aunque la idea de sustituir una articulación por un material compatible aún no se acertaba. [12]

En 1898, el Dr. Vanghetti inventó un miembro artificial que se podía mover por medio de la contracción de los músculos [9], lo cual, es en respuesta a un estímulo nervioso, lo que dio paso a investigaciones de prótesis mioeléctricas o electromiografías.

A medida que se desarrollaba la Guerra Civil Estadounidense, la cantidad de amputados se incrementó en forma considerable, lo que obligó a los estadounidenses a ingresar en el campo de la protésica. James Hanger, uno de los primeros amputados de la Guerra Civil, desarrolló lo que más tarde patentó como la “Extremidad Hanger”, elaborada con duelas de barril cortadas. Personas como Hanger, Selpho, Palmer y A.A. Marks ayudaron a transformar y hacer progresar el campo de la protésica con los perfeccionamientos que impusieron en los mecanismos y materiales de los dispositivos de la época. [11]

A diferencia de la Guerra Civil, la Primera Guerra Mundial no fomentó mucho el avance en este campo. A pesar de la falta de avances tecnológicos, en ese momento se comprendió la importancia del debate sobre tecnología y desarrollo de prótesis; con el tiempo, esto dio lugar a la creación de la Asociación Estadounidense de Ortoprótisis (AOPA). Después de la Segunda Guerra Mundial, los veteranos estaban insatisfechos por la falta de tecnología en sus dispositivos y exigían mejoras. El gobierno de los EE. UU., cerró un trato con compañías militares para que mejoraran la función protésica en lugar de la de las armas. Este acuerdo allanó el camino para el desarrollo y la producción de las prótesis modernas. Los dispositivos actuales son mucho más livianos, se elaboran con plástico, aluminio y materiales compuestos para proporcionar a los amputados dispositivos más funcionales. [11]

En 1946, se diseñó un calcetín de succión para la prótesis de sobre-rodilla, en la Universidad de California en Berkeley, y posteriormente en 1975, Ysidro M. Martínez inventó una prótesis debajo de la rodilla, la cual evitó algunos de los problemas asociados a los miembros artificiales convencionales. Martínez se amputó así mismo, como un acercamiento teórico de su diseño, el no logró reproducir el miembro natural del tobillo o pie, el cuál visto por sí mismo es la causa del paso pobre; su prótesis tiene un alto centro de masa y es ligera en peso. Esto facilitó la aceleración y desaceleración, reduciendo así la fricción. [9]

Después de la II Guerra Mundial, los veteranos y las fuerzas armadas patrocinaron el programa de miembros artificiales, estableciendo diversos laboratorios para su investigación. [13]

Además de ser dispositivos más livianos y estar hechos a la medida del paciente, el advenimiento de los microprocesadores, los chips informáticos y la robótica en los dispositivos actuales, permite a los amputados mejorar el estilo de vida al que estaban acostumbrados, en lugar de simplemente proporcionarles una funcionalidad básica o un aspecto más agradable. Las prótesis son más reales con fundas de silicona y pueden imitar la función de una extremidad natural hoy más que nunca. [14]

En el año 1919, el protésico Otto Bock comenzó una singular historia de éxito: En Berlín fundó una compañía para suministrar a miles de veteranos de guerra con prótesis y productos ortopédicos. Sin embargo, el alcance de la demanda no podía satisfacerse con los métodos tradicionales. Otto Bock por lo tanto desarrolló la idea de fabricar componentes protésicos en serie para entregarlos directamente al técnico ortopédico en su lugar de trabajo. Esta fue la piedra angular en la industria ortopédica. Poco después de su fundación, la joven compañía se trasladó a Königsee en Thuringia, hogar de Otto Bock. Desde el mismo comienzo, Otto Bock probaba continuamente nuevos materiales para aplicarlos en los procesos de fabricación. Esto lo convirtió en un precursor en el uso de los componentes de aluminio que estuvo aplicando a las prótesis hasta principios de los años 30. Su negocio en continuo crecimiento daría empleo más tarde a 600 personas. [14]

Cuando la madera de álamo, preferida para la fabricación de prótesis, se convirtió en difícil de obtener, Max Näder buscó un sustituto en la industria química. Así fue como, empezando en 1950, se usaron los primeros plásticos, algunos de los cuales aún se usan hoy.

### **1.3.- PRINCIPALES TIPOS Y PARTES DE UNA PROTESIS DE RODILLA**

Las prótesis a menudo son huecas o rellenas de espuma. Estos miembros pueden intercambiarse dependiendo de la actividad a realizar. [15]

Las prótesis se clasifican en: las exoesqueleticas, las cuales, han perdido popularidad en los últimos treinta años, ya que tienen una apariencia del miembro real, pero no son funcionales, y las endoesqueleticas, las cuales tienen un diseño mecánico, sin que llegue a tener una apariencia estética.

Las prótesis de rodilla se forman de cuatro componentes principales (Fig. 1.9).



También, se pueden hacer combinaciones entre ellos, como el tobillo y el pie con el vástago para tener un solo componente [15]. Estos componentes pueden variar de acuerdo a las necesidades de cada persona, ya que la antropometría de los cuerpos humanos es diferente, es por eso que se debe diseñar cada componente dependiendo de la forma, alineación, actividades, costumbres, etc. que tenga el paciente, logrando una adaptación eficaz y así optimizar su uso.

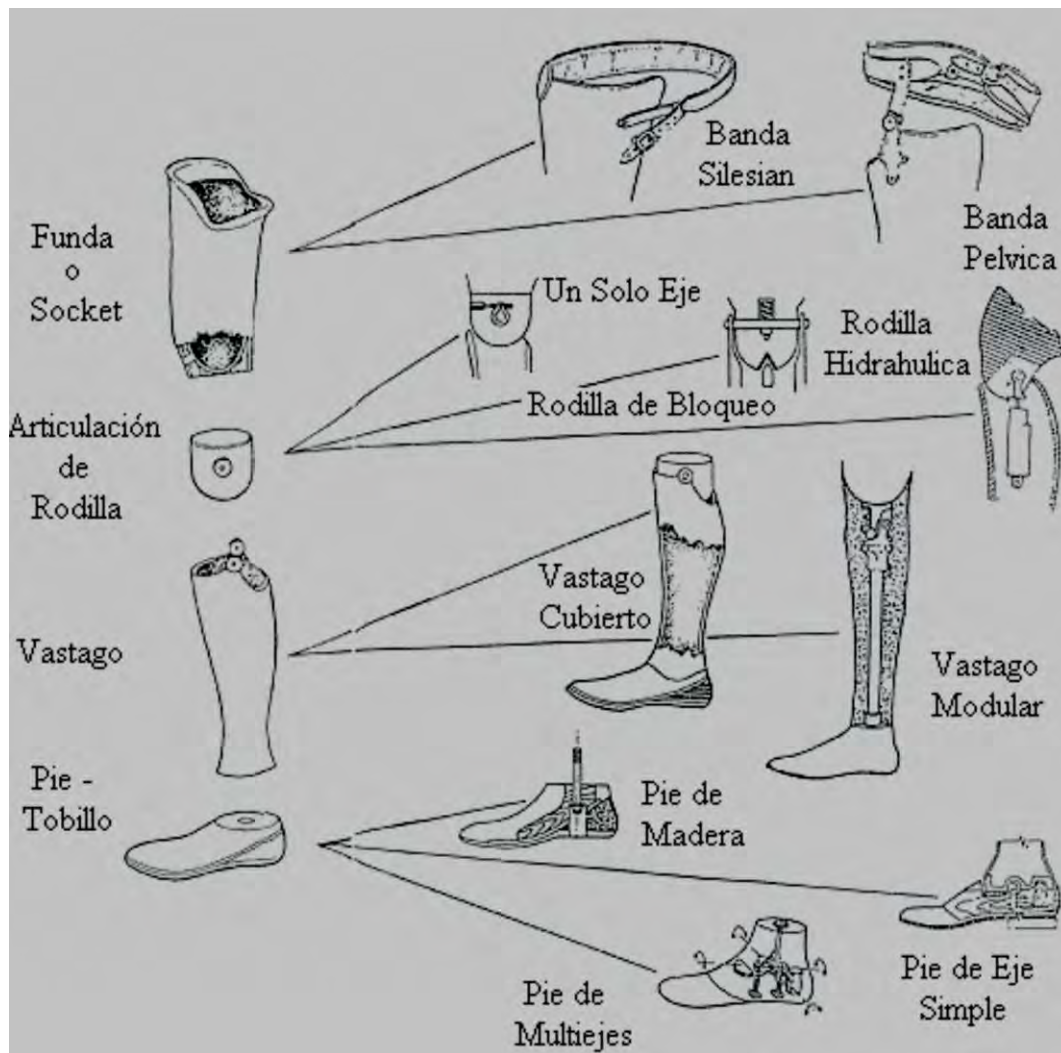


Fig. 1.9 Componentes de una Prótesis. [15]

## 1.4.- TIPOS DE MECANISMOS UTILIZADOS EN PRÓTESIS DE RODILLA

Las prótesis de rodilla han evolucionado muy rápidamente, desde una clavija de madera, pasando por mejoras con gomas, resortes y mecanismos neumáticos o hidráulicos, hasta usar microprocesadores [16]. Actualmente existen más de 100 tipos de diseños de prótesis, ya que las necesidades que hay que ofrecer a los pacientes son muchas.

Los mecanismos se pueden clasificar en dos grupos: Mecánico y Automatizado, los primeros se separan a su vez en dos grupos: de un solo eje o policéntricos. Sin embargo todas las prótesis requieren de mecanismos adicionales para su estabilidad y para el control de movimiento. [16]

Como las prótesis pueden ser compuestas según las necesidades del usuario, no se puede tener una clasificación específica; pero se puede hacer un listado según sus características.

### 1.4.1.- Prótesis para amputaciones transfemorales

Para lograr un buen control del encaje y aplicar un tipo de prótesis se requerirán, visto desde un plano distal, por lo menos 10 cm. desde la sección del fémur hasta la articulación de la rodilla. Por el otro extremo, visto desde un plano proximal para poder fijar el encaje al muñón, será necesario un mínimo de 15 cm. desde el perineo a la sección del fémur. [15]

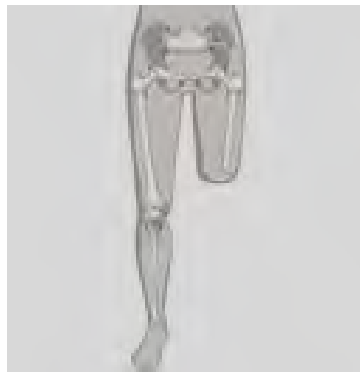


Fig. 1.10 Amputación por arriba de la rodilla. [14]

### 1.4.2.- Rodillas protésicas

Pueden ser de dos tipos: Exoesqueléticas y Endoesqueléticas o modulares.

– **Las Exoesqueléticas** se construyen de madera con mecanismos de acero y, aunque se recubren de plástico laminado, sus mecanismos quedan a la vista. Están indicadas en

pacientes jóvenes de peso importante o de intensa actividad física. Para los pacientes de edad madura que requieren prótesis más ligeras, estas se construyen de plástico rígido. [15]

– **Las Endoesqueléticas** son de tamaño reducido, construidas en acero o titanio, y se acoplan a los diferentes elementos modulares en el interior de una funda estética de poliuretano, a la que se le da la forma y la dimensión de la extremidad contralateral. De acuerdo al número de ejes, las rodillas pueden ser: *Uniaxiales* (un solo eje) o *Policéntricas* (de dos o cuatro ejes). [15]

En cuanto a la amplitud y la forma de realizar el movimiento, pueden clasificarse en:

**Sistemas de suspensión.** Es la forma de sujetar el muñón al encaje. Sirve para que la unión entre el muñón y la prótesis se mantenga durante la marcha. Pueden ser de:

**Ventosa o Succión.** Cuando el muñón tiene una longitud igual o superior al tercio de su longitud total; en este sistema, la suspensión se obtiene por la acción del vacío producido al extraer el aire residual, mediante una válvula, una vez introducido el muñón en el encaje. Este sistema de suspensión procura mayor libertad de movimiento, enseñando al paciente a usar la musculatura del muñón para retener la prótesis. [15]

**Convencional.** Este tipo generalmente utiliza cinturones o tirantes (por encima de los hombros bandolera o el tipo de cinturón silesiano que sujeta la prótesis desde la cintura) de diferentes tipos y materiales. Se usa en muñones cortos o de superficie muy irregular. [15]

**Prótesis para desarticulación de rodilla.** Conserva la máxima longitud del brazo de palanca del muñón; no requiere sistemas adicionales para retener el muñón en su encaje; reduce la inestabilidad medio–lateral del cuerpo del paciente durante la marcha. [15]

**Prótesis convencional.** Se construye a base de un corselete de muslo, moldeado en cuero, que llega aproximadamente a 2.5 cm. por debajo del perineo, cubre todo el muñón y se abre anteriormente mediante cordones que permiten ajustarlo al muñón. El segmento inferior (en duraluminio o plástico laminado) tiene la forma de una pantorrilla y es vacía en su interior. Gracias a los movimientos de flexo–extensión de las articulaciones externas que unen ambos elementos, la prótesis puede realizar el giro necesario tanto para la marcha como para cualquier postura. [15]

**Prótesis de rodilla policéntrica de cuatro barras unidas.** Es uno de los primeros intentos de reproducción mecánica del movimiento de centro de rotación instantáneo de la rodilla eliminando la diferencia de giro geométrico que se origina entre la rodilla protésica uniaxial y una rodilla anatómica. Esta prótesis permite que al realizar el movimiento de flexión durante la marcha, por la combinación de las cuatro barras articuladas, sean semejantes a los de una rodilla anatómica normal.

**Prótesis modular (Otto Bock Alemania).** Basada en los movimientos anatómicos de la articulación de rodilla mediante la combinación de cuatro ejes unidos y articulados entre sí. Esta rodilla se une al sistema endoesquelético que permite una buena alineación tanto estática como dinámica.

El concepto básico del diseño modular de las prótesis lleva consigo la utilización de componentes intercambiables estandarizados que pueden unirse para construir una prótesis según las necesidades de los amputados.

Existen varios sistemas modulares. Aunque hay diferencias en estos sistemas, también hay ciertas partes básicas similares:

1. La utilización de una pieza tubular estructural que constituye el esqueleto interno, y al que se puede sujetar fácilmente las piezas de pie-tobillo y rodilla, y el encaje.
2. Una cubierta de material blando sobre la estructura esquelética que da una apariencia natural.
3. Incorporación de piezas para modificar la alineación de la prótesis. [15]

**Prótesis para amputaciones transtibiales.** Se utiliza para tener un brazo de palanca capaz de impulsar la prótesis, es necesario un mínimo de 15 cm. desde la interlínea de la articulación de la rodilla hasta el final de la sección de la tibia.

El pie de la prótesis debe proveer las siguientes funciones: simulación de articulación, absorber golpes, base estable de soporte de peso, simulación de músculo y apariencia cosmética agradable. [15]

Está constituido por un encaje de cuero, el cual se aloja dentro de un segmento protésico de la pierna. Al final de este segmento va unido un pie protésico que puede estar dotado o no de articulaciones a nivel del tobillo y/o también a nivel de las metatarsofalángeas. Dos articulaciones externas laterales dan posibilidad de flexo-extensión a la rodilla y sirven de unión entre el segmento de la prótesis y el corselete femoral que realiza la función. En algunos casos estos modelos de prótesis va provista de un cinturón pélvico que sirve para sujetar más fuertemente la prótesis. Ha caído en desuso por la complejidad de su construcción, porque limita la movilidad de la articulación, por su peso y porque atrofia la musculatura del muslo. [15]

**Prótesis PTB (Patellar Tendon Bearing).** Creada por la Universidad de Berkeley, California. El borde superior para la fijación de la rodilla cubre anteriormente la mitad inferior de la rótula, los laterales llegan hasta la mitad inferior de los cóndilos femorales, mientras que el borde superior de la pared posterior se halla situado a nivel de la línea

articular de la rodilla. En este tipo de prótesis, el muñón se apoya principalmente de tres maneras:

- En la zona subrotuliana mediante una depresión del encaje en este punto; ó
- En el contra-apoyo situado en el centro de la pared posterior.
- Sobre toda la superficie del muñón, especialmente en las partes blandas, liberando de presión las prominencias óseas y los tendones. [15]

**Prótesis PTS (Patellar Tendon Suspension).** Prótesis Tibial Supracondílea. La parte superior de la zona de fijación de la prótesis, cubre toda la rótula, las paredes laterales se remontan hasta el límite superior de los cóndilos femorales, mientras que la pared posterior termina a nivel de la interlínea articular de la rodilla para permitir su libre flexión [17]. La fijación de la prótesis al muñón se realiza gracias a la presión que ejerce la pared anterior del encaje en un punto situado inmediatamente por encima de la rótula, la cual, favorece la contrafuerza que ejerce la pared posterior directamente sobre el hueso poplíteo. Tanto los bordes anterior–posterior y lateral–medial realizan función de pinza que permite la suspensión de la prótesis en posiciones de flexión y extensión de la rodilla. [17]

Este sistema limita la extensión completa de rodilla y los movimientos laterales por la pared anterior del encaje. [15]

**Prótesis KBM (Kondylen Bettung Munster).** Fue diseñada para mejorar la estabilidad lateral de la rodilla, después de encontrar que con la prótesis PTB no se contaba con la misma seguridad al momento de emprender la marcha. La pared anterior del encaje llega a nivel de la interlínea articular de la rodilla con un buen apoyo sobre el tendón rotuliano. Las paredes laterales rodean la rótula y forman dos alas condíleas bien moldeadas sobre el fémur, asegurando la estabilidad lateral. [15]

Este modelo tiene que usar una cuña entre el a la condílea y el cóndilo femoral del lado medial para ayudar a hacer entrar el muñón dentro del encaje y darle una mejor estabilidad a la prótesis; esta cuña ha presentado inconvenientes ya que tiene que ser de un material semiflexible, lo que hace que, con el uso se deforme y deje de ser eficaz. [15]

**Prótesis SCG (Supracondílea Grau).** Es un avance sobre la prótesis KMB. La particularidad consiste en que el encaje está constituido por tres piezas, un primer encaje blando que se coloca directamente sobre la calceta del muñón, una pieza anterior superior laminada en plástico semirrígido que se acopla en la región anterior del encaje blando y que abarca el apoyo subrotuliano y las alas medial y lateral por encima de los cóndilos y, el resto de la estructura rígida de la prótesis con el pie terminal. [15]

## **1.5.- MECANISMOS PARA LA APLICACIÓN DE PROTESIS DE RODILLA**

Hay que tomar en cuenta varios criterios para que la eficiencia en el mecanismo sea la deseada, además de que es necesario tener un conocimiento y criterio en la selección de los dispositivos, debe hacerse un listado de las ventajas y desventajas que ofrecen estos mecanismos comerciales para tomar la mejor decisión de diseño.

### **1.5.1.- Mecanismos de un solo eje**

Este tipo de mecanismo se forma por una bisagra simple. Este tipo de diseño es el más económico, ligero, durable y disponible. Tiene la desventaja que no tienen un control de la postura, los pacientes tienen que ejercer fuerza muscular para poder tener estabilidad cuando se encuentran de pie. Además de que la caminata tiene que ser a una velocidad concreta. [16]

### **1.5.2.- Mecanismos policéntrico.**

Este tipo de mecanismo tiene un diseño más complejo, además de que tiene múltiples ejes de rotación, la flexibilidad es su principal razón de validez, lo que los hace versátiles a la postura, otra ventaja es que la longitud de la pierna se acorta cuando se inicia un paso, reduciendo el riesgo de tropezar. [16]

Otra ventaja que se considera en este tipo de mecanismo es la óptima velocidad que presentan al caminar, algunos mecanismos incorporan un fluido (hidráulico o neumático) para permitir el control de giro con una velocidad variable. Su limitación es que en algunos diseños, los grados de libertad están reducidos, además de que suelen ser pesadas y cuentan con partes que se necesitan cambiar después de un tiempo, además de un mantenimiento preventivo. [16]

### **1.5.3.- Mecanismos de Estabilidad**

Algunas personas tienen la necesidad o deseo de la seguridad de un bloqueo manual o un sistema de bloqueo activada por peso, este recurso es usado para evitar un pandeo. El bloqueo manual incorpora un cierre automático, que puede inmovilizar la prótesis automáticamente, por lo tanto, este mecanismo influye sobre la persona causándole una sensación de confianza, lo cual le hace sentir mayor seguridad al caminar, aun y cuando el

solo dar un paso requiere de un exceso de energía, este tipo de prótesis son recomendadas para personas que están aprendiendo a caminar o se desenvuelven en terrenos difíciles.

Por medio de la posición de la pierna se logra tener un control de la rodilla y de los sistemas de bloqueo activado por peso. Esta prótesis es la recomendada para personas que están usando prótesis por primera vez, el sistema funciona como una constante de fricción sobre la rodilla durante la oscilación de la pierna, pero en la extensión se encuentra un mecanismo de frenado hasta que la pierna quede en la fase de postura y el peso sea colocado directamente sobre la prótesis. [16]

#### **1.5.4.- Mecanismos de Control de movimiento**

Todas las prótesis requieren de ciertos grados de control del giro para poder dar pasos cómodos y seguros, por lo que se implementaron mecanismos de fricción constante o variable. En la mayoría de los casos, este control es proporcionado por la fricción mecánica en el eje de rotación y se ajusta a la marcha normal de la pierna opuesta. Aunque su principal desventaja es que la prótesis solo se puede ajustar a una velocidad de marcha en un momento dado. [16]

La fricción variable proporciona una mayor resistencia en el momento que la rodilla se dobla o se extiende, esto ofrece una “cadencia-respuesta” y permite una velocidad variable durante la caminata, aunque su principal desventaja es la necesidad de un mantenimiento preventivo y correctivo muy frecuente. [16]

#### **1.5.5.- Sistemas de control de fluido.**

El uso de sistemas neumáticos o hidráulicos permite que las personas amputadas puedan caminar muy cómodamente a varias velocidades [16]. Este tipo de prótesis cuenta con la colocación de pistones o de cilindros, los cuales contienen fluidos. Este control consiste en comprimir el fluido cuando la rodilla se flexiona, luego esta regresa haciendo que la rodilla se extienda, el control del paso se puede mejorar con resortes, este sistema ayuda a controlar la oscilación superior en la fricción de la rodilla. [16]

Los sistemas hidráulicos proporcionan una función más parecida a la rodilla normal, estos sistemas usan aceites en su mayoría de silicona, también otorgan una caminata más suave, aunque también requieren de un mantenimiento más frecuente y tienen un costo inicial más alto. [16]



### **1.5.6.- Prótesis con microprocesador**

Este tipo de prótesis son denominadas “inteligentes” y son relativamente nuevas [17]. Estos sistemas incluyen sensores que detectan el movimiento, sincronizando, ajustando el control de los fluidos de los cilindros. Todo esto se lleva a cabo por un microprocesador, disminuyendo el esfuerzo de las personas y proporcionando un paso más normal [16]. Hay empresas como Otto Bock, Ossur, Seattle y Endolite que cuentan con rodillas que emplean microprocesador, argumentando que su diseño es muy cómodo y mucho más fácil de usar, son funcionales y durables. El uso de tecnologías modernas cuenta con una mayor utilidad, estética y un control muy claro y sencillo, proporcionando confianza y bienestar a los usuarios.

### **1.6.- CAUSAS PRINCIPALES DE LA PÉRDIDA DEL MIEMBRO INFERIOR**

La amputación es una incapacidad que puede afectar a toda clase social, no respeta edad ni sexo. La primera manifestación es cuando los niños presentan problemas en su nacimiento y nacen amputados, con alguna o varias extremidades incompletas. O bien cuando se practica la amputación a personas de edad avanzada. En ocasiones la amputación se realiza para ayudar a que la vida de esa persona se prolongue por un tiempo más.

El tratamiento que es necesario para un niño que ha nacido sin un miembro es muy diferente al que necesita un adulto que ha sufrido una amputación sufrida por un accidente, y son también diferentes de las personas mayores de edad que han sufrido la amputación por causa de una enfermedad. Por ejemplo, hay personas que sufren daños a causa de la diabetes, ya que sus pies sufren cambios fisiológicos, empezando por una falta de irrigación sanguínea, haciendo más difícil la auto regeneración de la piel como consecuencia de alguna lesión, llegando a causar la amputación de la pierna. [17]

La mayoría de los problemas de las amputaciones son causados por complicaciones infecciosas, originadas por una negligencia médica o personal, y solo el 5% son causados por accidentes automovilísticos, aunque la Secretaria de Salud informa que en México se amputan unas 75 mil piernas al año. Y a nivel mundial la diabetes es la causa del 85% de las mismas. [17]

Muchas de estas amputaciones no toman en cuenta las necesidades del paciente, aunque los cirujanos preguntan al paciente si desea amputarse la pierna, cometen el error de no tomar en cuenta la cicatrización, lo que ocasiona malas decisiones a la hora de amputar debajo de la rodilla, en esta o por encima de la misma.



Además de lo anterior, la mayoría de los pacientes que sufren una amputación desconocen los tipos de prótesis que existen, por lo que los dispositivos no pueden ser funcionales para todos.

## **CAPITULO II.- FUNDAMENTOS TEÓRICOS**

### **2.1.- GENERALIDADES**

Primeramente partiremos por esclarecer que la rodilla humana no es una bisagra, aunque la mayoría de las personas y algunas prótesis así la etiquetan, sobre todo debemos mencionar que un movimiento muy importante que realiza esta parte del ser humano, es el de rotación.

Aunque los estudios del ser humano en cuanto a la comprensión de su propio aparato locomotor empezó desde tiempos remotos, el estudio biomecánico de la marcha o de cualquier otro análisis del cuerpo humano son relativamente modernos, sobre todo por medio de software, investigaciones y adelantos científicos.

Dentro de las investigaciones biomecánicas, trabajos experimentales de autores como Braun, Fischer, Carlet y los hermanos Weber, determinaron aspectos importantes como son: las fases de la marcha, las plataformas dinamométricas, las plantillas instrumentadas para el estudio de fuerzas y presiones plantares, el estudio de activación de grupos musculares mediante electromiografos, el estudio del movimiento articular utilizando electroniometría, modelos matemáticos y simulación de pies sometidos a cargas. [44]

Todo esto ha llevado a la necesidad de construir y diseñar máquinas para probar dinámicamente las prótesis, elaborando modelos de elemento finito de las cargas y deformaciones en las prótesis más funcionales.

### **2.2.- ARTICULACIÓN DE LA RODILLA HUMANA**

La rodilla es la articulación más grande del esqueleto humano; en ella se unen 3 huesos: el extremo inferior del fémur, el extremo superior de la tibia y la rótula (aumenta el brazo de palanca del aparato extensor de la rodilla). Constituye una articulación de suma importancia para la marcha y la carrera, que soporta todo el peso del cuerpo en el despegue y la recepción de saltos. [18]

Su mecánica articular resulta muy compleja, pues por un lado debe de poseer una gran estabilidad en extensión completa para soportar el peso corporal sobre un área relativamente pequeña; pero al mismo tiempo debe estar dotada de la movilidad necesaria para la marcha y la carrera y para orientar eficazmente al pie en relación con las irregularidades del terreno. [18]

Ahora también para un mejor estudio debemos tomar en cuenta los planos anatómicos y la posición natural del cuerpo humano los cuales se explican a continuación.

Es el conjunto de planos imaginarios que sirven de referencia para dividir el cuerpo humano en diferentes zonas que faciliten su estudio (fig. 2.1). [19]

PLANO SAGITAL: plano vertical que divide el cuerpo en izquierda y derecha. [19]

PLANO CORONAL: plano vertical, perpendicular al plano medio, (ángulo de 90 grados), divide en zona anterior y posterior. [19]

PLANO TRANSVERSAL: perpendicular al plano medio y coronal, lo divide en zona craneal (superior) y caudal (inferior). [19]

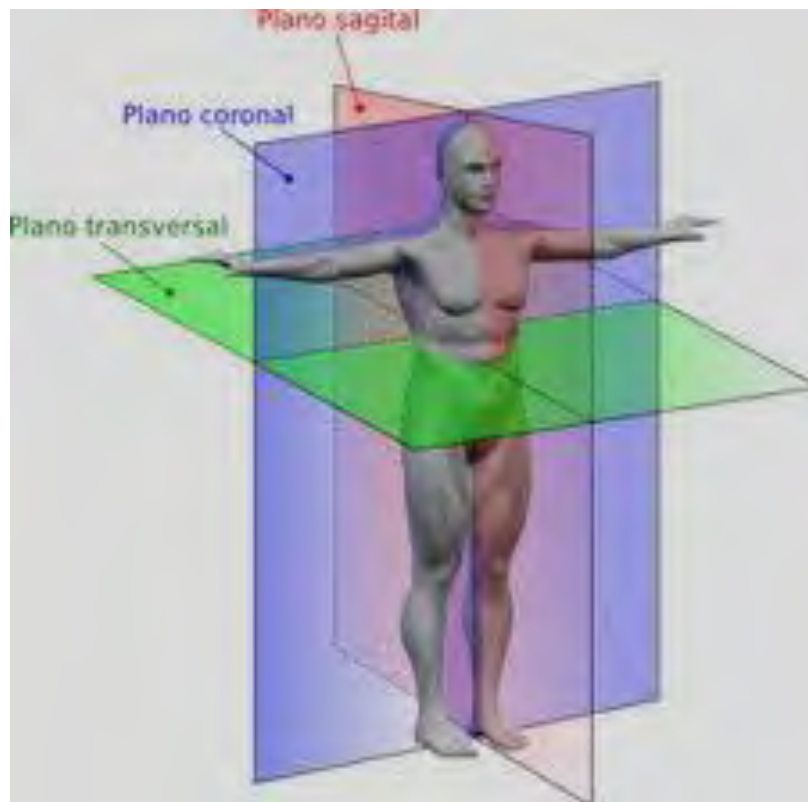


Fig. 2.1 Planos anatómicos. [20]

POSICIÓN ANATÓMICA NATURAL: Posición que adopta el cuerpo humano en el espacio con el fin de estudiarlo anatómicamente, de pie, con los pies juntos, cabeza, ojos, dedos de pies y palmas hacia delante, y los brazos extendidos a los del cuerpo (Fig. 2.2). [19]

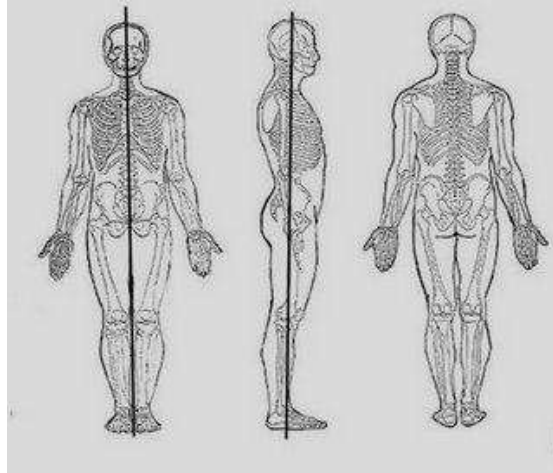


Fig. 2.2 Posición anatómica natural. [21]

## 2.3.- ANATOMÍA DE LA RODILLA

La rodilla es la articulación más compleja del organismo y en la cual la evolución filogenética alcanza su máximo desarrollo (Fig. 2.3).

La articulación de la rodilla está compuesta de varios componentes, entre los cuales, los de mayor importancia están los siguientes:

### 1.- Los óseos.

- Cóndilos femorales.
- Platinos tibiales.

Revestidos ambos por el correspondiente cartílago. Aunque el peroné está articulado con la tibia, queda al margen de la articulación de la rodilla, siendo en el tobillo, donde ejerce su papel.

**2.- Los meniscos de adaptación, situados sobre los platinos tibiales.** El menisco es un fibrocartílago que tiene aspecto de medialuna y espesor del tipo manguante que se encuentra en el sistema articular de la rodilla. Su función es lograr la adaptación de los huesos de esta articulación, facilitando su juego. Los meniscos, por lo tanto, actúan como amortiguadores.

Cada rodilla cuenta con un menisco en su región interna (conocido como menisco medial) y un menisco en su región externa (denominado como menisco lateral). Ambos meniscos se hallan unidos a la tibia y tienen contacto con el fémur; de esta manera, si la rodilla debe

soportar una carga, los meniscos contribuyen a la amortiguación y funcionan como un límite ante los movimientos desproporcionados.

### 3.- El aparato de contención.

- Tendones musculares.
- Capsula.
- Ligamentos colaterales.
- Ligamentos cruzados, que son intraarticulares y tienen la característica de estar revestidos por la membrana sinovial, con lo que se forman en la articulación dos cámaras; una medial y otra lateral. Al mismo tiempo cada cámara presenta dos cavidades, una inframeniscal y otra suprameniscal.

**4.- La membrana sinovial.** La articulación de la rodilla es muy grande con un extenso revestimiento sinovial, siendo esta membrana una de las más diferenciadas del organismo humano. Además de su epitelio sinovial, tiene gruesas capas elástico-conjuntivas y células adiposas. Su función es máxima, reabsorbiendo y formando la sinovia, (líquido sinovial).

**5.-La rótula.** Se articula con el fémur en la parte media de su superficie anterior media de su superficie articular, constituyendo la articulación fémoro-patelar. [22]

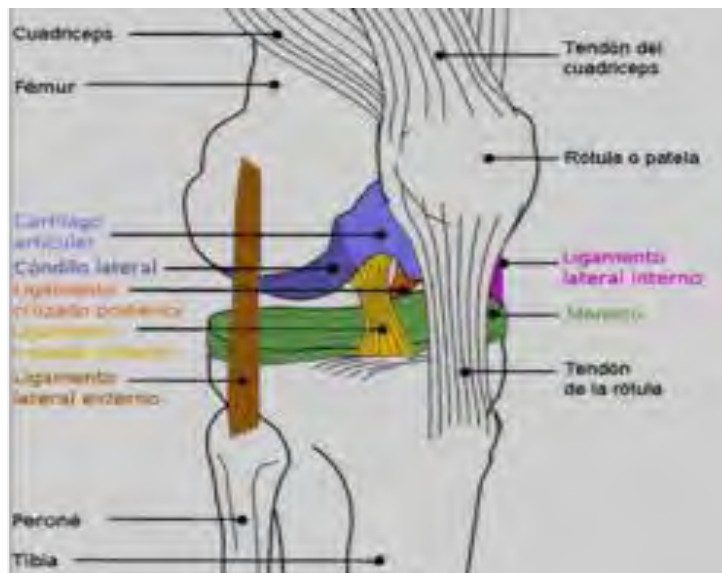


Fig. 2.3 Anatomía de la rodilla. [23]

## 2.4.- ANTROPOMETRÍA DE LA POBLACIÓN MEXICANA

La antropometría es la ciencia que estudia las medidas del cuerpo humano, con el fin de establecer diferencias raciales. Las dimensiones del cuerpo varían según el sexo, edad, raza, etc., se encarga de crear estadísticas en funciones y estructuras físicas (fig. 2.4). [24]

Los estudios antropométricos se deben aplicar con criterios amplios y razonables, ya que la persona media no existe. Por lo que, el determinar las dimensiones de las personas los hace pacientes únicos.

El problema principal es que estamos acostumbrados a tratar con estadísticas, pero aunque en alguna ocasión puede llegar la persona que tenga las medidas probables, es seguro que el resto de los pacientes no las tendrán, por lo que se tendrán que hacer ajustes en los valores de normalidad.

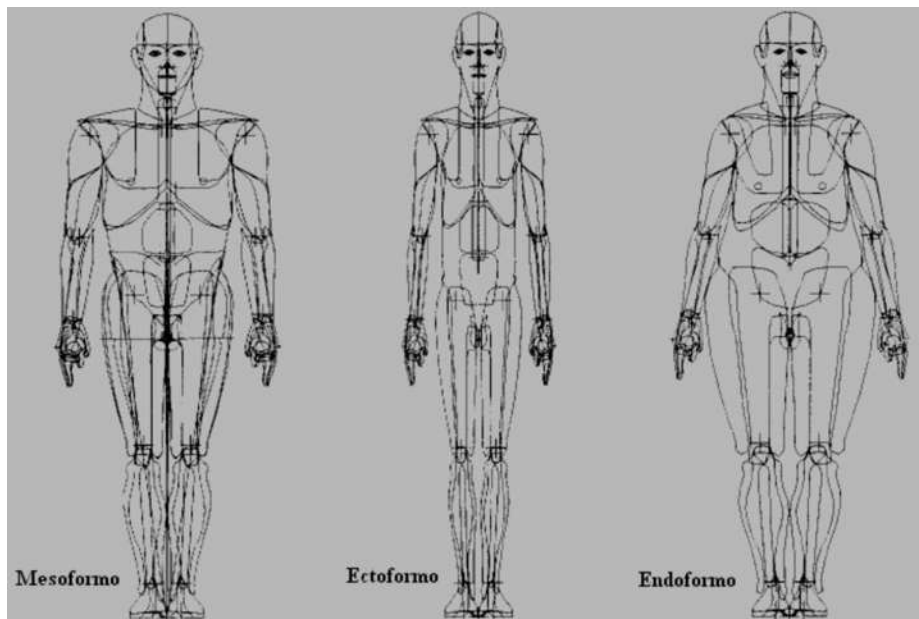


Fig. 2.4 Clasificación de estructuras. [25]

Por otra parte Sepulveda hizo un estudio [25] donde se presentaron 28 rodillas de pacientes con algún tipo de enfermedad en las rodillas, estos pacientes se trataron con prótesis total de rodilla y arrojó los siguientes resultados: diámetro de rótula de 25 a 48 mm (promedio 38.8); diámetro bicondíleo 61 a 78 mm (promedio 69.2); escotadura intercondílea 23 a 39 mm (promedio 31.7); diámetro anteroposterior del platillo tibial interno 35 a 56 mm (promedio 46.9) y diámetro antero-posterior del externo 32 a 49 mm (promedio 40). No se encontraron publicaciones para poder realizar una comparativa.

## 2.5.- BIOMECÁNICA

La biomecánica es una área de conocimiento interdisciplinaria que estudia los modelos, fenómenos y leyes que sean relevantes en el movimiento (incluyendo el estático) de los seres vivos. Es una disciplina científica que tiene por objeto el estudio de las estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos, fundamentalmente del cuerpo humano. Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido. [26]

La biomecánica está íntimamente ligada a la biónica y usa algunos de sus principios, ha tenido un gran desarrollo en relación con las aplicaciones de la ingeniería a la medicina, la bioquímica y el medio ambiente, tanto a través de modelos matemáticos para el conocimiento de los sistemas biológicos como en lo que respecta a la realización de partes u órganos del cuerpo humano y también en la utilización de nuevos métodos diagnósticos. [26]

Una gran variedad de aplicaciones incorporadas a la práctica médica; desde la clásica pata de palo, a las sofisticadas ortopedias con mando mioeléctrico y de las válvulas cardiacas a los modernos marcapasos. [26]

### 2.5.1.- Estática

La **Estática** es la parte de la mecánica que estudia el equilibrio de fuerzas, sobre un cuerpo en reposo. Proporciona, mediante el empleo de la mecánica del sólido rígido solución a los problemas denominados **isostáticos**. En estos problemas, es suficiente plantear las condiciones básicas de equilibrio, que son: [27]

1. El resultado de la suma de fuerzas es nulo.
2. El resultado de la suma de momentos respecto a un punto es nulo.

Estas dos condiciones, mediante el álgebra vectorial, se convierten en un sistema de ecuaciones, la resolución de este sistema de ecuaciones, es resolver la condición de equilibrio.

Existen métodos de resolución de este tipo de problemas estáticos mediante gráficos, heredados de los tiempos en que la complejidad de la resolución de sistemas de ecuaciones se evitaba mediante la geometría, actualmente se tiende al cálculo por ordenador.

Para la resolución de problemas hiperestáticos (aquellos en los que el equilibrio se puede alcanzar con distintas combinaciones de esfuerzos) es necesario considerar ecuaciones de compatibilidad. Dichas ecuaciones adicionales de compatibilidad se obtienen mediante la introducción de deformaciones y tensiones internas asociadas a las deformaciones mediante los métodos de la mecánica de sólidos deformables, que es una ampliación de la teoría del sólido rígido que además da cuenta de la deformabilidad de los sólidos y sus efectos internos. [27]

## 2.5.2.- Dinámica

La **dinámica** es la parte de la física que describe la evolución en el tiempo de un sistema físico en relación con las causas que provocan los cambios de estado físico y/o estado de movimiento. El objetivo de la dinámica es describir los factores capaces de producir alteraciones de un sistema físico, cuantificarlos y plantear ecuaciones de movimiento o ecuaciones de evolución para dicho sistema de operación. [28]

### 2.5.2.1.- Cinética

Es la parte de la ciencia que estudia las fuerzas que producen el movimiento. Así como la energía cinética de un cuerpo es una energía que surge en el fenómeno del movimiento, está definida como el trabajo necesario para acelerar un cuerpo de una masa dada desde su posición de equilibrio hasta una velocidad dada. Una vez conseguida esta energía durante la aceleración, el cuerpo mantiene su energía cinética sin importar el cambio de la rapidez. Un trabajo negativo de la misma magnitud podría requerirse para que el cuerpo regrese a su estado de equilibrio. [29]

### 2.5.2.2.- Cinemática

La cinemática es la rama de la mecánica clásica que se ocupa del estudio de las leyes del movimiento de los cuerpos, independientemente y sin tener en cuenta aquellas causas que lo producen, es decir, la cinemática, se centra y limita a estudiar la trayectoria de un cuerpo en función del tiempo. La palabra cinemática, tiene su origen en un término griego que justamente significa en ese idioma mover. [29]

## 2.5.3.- Ejes de Rotación de la rodilla

Los ejes de movimiento representan aquella línea imaginaria alrededor de la cual se realiza el movimiento articular de un segmento corporal. Similar a los planos previamente



descritos, existen tres ejes de movimiento, a saber: el eje frontal-horizontal (o lateral), el eje sagital-horizontal (anteroposterior) y el eje vertical (o longitudinal). [30]

- ***El eje frontal-horizontal (lateral)*** pasa horizontalmente de lado a lado. Se halla situado paralelamente a la sutura coronal del cráneo. Se encuentra dispuesto en ángulo recto (perpendicular) con el eje sagital-horizontal. El movimiento de este eje se realiza en un plano sagital. [30]
- ***El eje sagital-horizontal (anteroposterior)*** se dirige horizontalmente desde al frente hasta atrás. Se encuentra situado paralelamente a la sutura sagital del cráneo. Se sitúa dispuesto en ángulo recto (perpendicular) con el eje frontal-horizontal. El movimiento en este eje se encuentra en un plano Frontal. [30]
- Finalmente, el ***eje vertical (longitudinal)*** se ubica perpendicular al suelo. Se encuentra situado paralelamente a la línea de gravedad. El movimiento se realiza en un plano transversal. [30]

### ***Implicaciones.***

Podemos mencionar varios principios que se derivan al describir el movimiento a base del plano en el eje correspondiente:

- *Un movimiento rotatorio (axial o angular) de un segmento del cuerpo se lleva a cabo en un plano y alrededor de un eje.* Los movimientos del cuerpo se producen en las articulaciones. Los ejes pasan, por tanto, a través de las articulaciones y el miembro o segmento correspondiente se mueve alrededor del eje (de forma axial o angular). [30]
- *Cada eje es perpendicular al plano en el cual ocurre el movimiento.* Esto implica que el eje alrededor del cual toma lugar el movimiento es siempre en ángulo recto al plano en el cual ocurre. [30]

### **2.5.4.- Rangos de Movimiento de la Rodilla**

La articulación de la rodilla puede permanecer estable cuando es sometida rápidamente a cambios de carga durante la actividad, lo cual se conoce como estabilidad dinámica de la

rodilla y es el resultado de la integración de la geometría articular, restricciones de los tejidos blandos y cargas aplicadas a la articulación a través de la acción muscular y el punto de apoyo que sostiene el peso. [18]

La arquitectura ósea de la rodilla suministra una pequeña estabilidad a la articulación, debido a la incongruencia de los cóndilos tibiales y femorales; sin embargo, la forma, orientación y propiedades funcionales de los meniscos mejora la congruencia de la articulación y puede suministrar alguna estabilidad, que es mínima considerando los grandes pesos transmitidos a través de la articulación. La orientación y propiedades materiales de los ligamentos, la cápsula y los tejidos musculotendinosos de la rodilla contribuyen significativamente a su estabilidad. [18]

Los ligamentos de la rodilla guían los segmentos esqueléticos adyacentes durante los movimientos articulares y las restricciones primarias para la traslación de la rodilla durante la carga pasiva. Las restricciones de fibras de cada ligamento varían en dependencia del ángulo de la articulación y el plano en el cual la rodilla es cargada. La estabilidad de la rodilla está asegurada por los ligamentos cruzados anterior y posterior y los colaterales interno (tibial) y externo (peroneo). El ligamento cruzado anterior (LCA) tiene la función de evitar el desplazamiento hacia delante de la tibia respecto al fémur; el cruzado posterior (LCP) evita el desplazamiento hacia detrás de la tibia en relación con el fémur, que a 90° de flexión se verticaliza y tensa y por ello es el responsable del deslizamiento hacia atrás de los cóndilos femorales sobre los platillos tibiales en el momento de la flexión, lo cual proporciona estabilidad en los movimientos de extensión y flexión. [18]

Los ligamentos laterales brindan una estabilidad adicional a la rodilla; así, el colateral externo o peroneo (LLE), situado en el exterior de la rodilla, impide que esta se desvíe hacia adentro, mientras que el colateral interno o tibial (LLI) se sitúa en el interior de la articulación, de forma que impide la desviación hacia afuera, y su estabilidad depende prácticamente de los ligamentos y los músculos asociados. [18]

Consecuentemente, en la mayoría de los casos hay muchos ligamentos que contribuyen sinérgicamente a la estabilidad dinámica de la rodilla; mientras que los esfuerzos combinados de ligamentos y otros tejidos blandos suministran a la rodilla buena estabilidad en condiciones cuando las cargas aplicadas a la articulación son moderadas, la tensión aplicada a estos tejidos durante alguna actividad agresiva (detener o cambiar con rapidez la dirección en ciertos deportes) suele exceder a su fuerza. Por esta razón se requieren fuerzas estabilizadoras adicionales para mantener la rodilla en una posición donde la tensión en los ligamentos permanezca dentro de un rango seguro. Las fuerzas compresivas de la rodilla, resultantes del soporte del peso del cuerpo y las cargas aplicadas a los segmentos articulares por actividad muscular, suministran estas fuerzas estabilizadoras. [18]

La articulación de la rodilla realiza fundamentalmente movimientos en 2 planos perpendiculares entre sí: flexoextensión en el plano sagital (eje frontal) y rotación interna y externa en el plano frontal (eje vertical). [18]

Para los movimientos, debe tenerse en cuenta que el espesor y volumen de un ligamento son directamente proporcionales a su resistencia e inversamente proporcionales a sus posibilidades de distensión. Para lo cual se enlistan a continuación los movimientos de la rodilla. [18]

1. Movimientos de flexión y extensión: Se realizan alrededor de un eje frontal, bicondíleo, que pasa los epicóndilos femorales.

La cara posterior de la pierna se aproxima a la cara posterior del muslo en el curso de la flexión, pero sucede lo contrario durante el movimiento de extensión. [18]

A partir de la posición  $0^\circ$  (posición de reposo: cuando el muslo y la pierna se prolongan entre sí en línea recta, formando un ángulo de  $180^\circ$ ), la flexión de la pierna alcanza por término medio  $130^\circ$ ; pero el límite máximo de la amplitud de ese movimiento no es este, pues tomando el pie con una mano puede ampliarse. [18]

La flexoextensión de la rodilla resulta de la suma de 2 movimientos parciales que ejecutan los cóndilos femorales: un movimiento de rodado, similar al que realizan las ruedas de un vehículo sobre el suelo y un movimiento de deslizamiento de aquellos sobre las cavidades glenoideas; este último de mayor amplitud que el primero. [18]

El movimiento de rotación o rodado tiene lugar en la cámara femoromeniscal; y la fase de deslizamiento, en la meniscotibial. [18]

En los movimientos de flexiónextensión, la rótula se desplaza en un plano sagital. A partir de su posición de extensión, retrocede y se desplaza a lo largo de un arco de circunferencia, cuyo centro está situado a nivel de la tuberosidad anterior de la tibia y cuyo radio es igual a la longitud del ligamento rotulando. Al mismo tiempo, se inclina alrededor de  $35^\circ$  sobre sí misma, de tal manera que su cara posterior, que miraba hacia atrás, en la flexión máxima está orientada hacia atrás y abajo; por tanto, experimenta un movimiento de traslación circunferencial con respecto a la tibia. [18]

Hay factores limitantes de la flexión: a) Distensión de los músculos extensores (cuádriceps crural); b) la masa de los músculos flexores en el hueco poplíteo; y c) El segmento posterior de los meniscos. [18]

También hay limitantes de la extensión: a) Distensión de los músculos flexores; b) el segmento anterior de ambos meniscos; c) la distensión de la parte posterior del manguito

capsuloligamentoso; d) los 2 ligamentos laterales, que al estar situados por detrás del eje de movimientos, se ponen cada vez más tensos a medida que el movimiento de extensión progresa. [18]

En la fase de postura, la flexión de la rodilla funciona como un amortiguador para ayudar en la aceptación del peso. [18]

La función de los ligamentos cruzados en la limitación de los movimientos angulares de la rodilla varía, según la opinión de los diferentes autores. [18]

2. Movimientos de rotación de la rodilla: Consisten en la libre rotación de la pierna, o sea, en que tanto la tibia como el peroné giran alrededor del eje longitudinal o vertical de la primera, en sentido externo o interno.

La rodilla puede realizar solamente estos movimientos de rotación cuando se encuentra en posición de semiflexión, pues se producen en la cámara distal de la articulación y consisten en un movimiento rotatorio de las tuberosidades de la tibia, por debajo del conjunto meniscos-cóndilos femorales. [18]

En la extensión completa de la articulación, los movimientos de rotación no pueden realizarse porque lo impide la gran tensión que adquieren los ligamentos laterales y cruzados. [18]

La máxima movilidad rotatoria activa de la pierna se consigue con la rodilla en semiflexión de 90°. La rotación externa es siempre más amplia que la interna (4 veces mayor, aproximadamente). [18]

En la rotación interna, el fémur gira en rotación externa con respecto a la tibia y arrastra la rótula hacia afuera: el ligamento rotuliano se hace oblicuo hacia abajo y adentro. En la rotación externa sucede lo contrario: el fémur lleva la rótula hacia adentro, de manera que el ligamento rotuliano queda oblicuo hacia abajo y afuera, pero más oblicuo hacia fuera que en posición de rotación indiferente. [18]

La capacidad de rotación de la articulación de la rodilla confiere a la marcha humana mayor poder de adaptación a las desigualdades del terreno y, por consiguiente, mayor seguridad. Los movimientos de rotación desempeñan también una función importante en la flexión de las rodillas, cuando se pasa de la posición de pie a la de cuclillas. La capacidad de rotación de la rodilla permite otros muchos movimientos, por ejemplo: cambiar la dirección de la marcha, girar sobre sí mismo, trepar por el tronco de un árbol y tomar objetos entre las plantas de los pies. [18]

Por último, existe una rotación axial llamada "automática", porque va unida a los movimientos de flexoextensión de manera involuntaria e inevitable. Cuando la rodilla se extiende, el pie se mueve en rotación externa; a la inversa, al flexionar la rodilla, la pierna gira en rotación interna. En los movimientos de rotación axial, los desplazamientos de la rótula en relación con la tibia tienen lugar en un plano frontal; en posición de rotación indiferente, la dirección del ligamento rotuliano es ligeramente oblicua hacia abajo y afuera. [18]

Los 2 ligamentos cruzados limitan el movimiento de rotación interna, que aumentan su cruzamiento, y deshacen este último cuando la pierna rota internamente, por lo que no pueden restringir este movimiento de manera alguna. El movimiento de rotación externa es limitado por el ligamento lateral externo, que se tuerce sobre sí mismo, y por el tono del músculo poplíteo. [18]

Al igual que sucede en los movimientos de flexoextensión, los meniscos también se desplazan en el curso de los movimientos rotatorios de la pierna; desplazamientos en los cuales reside la causa de su gran vulnerabilidad. [18]

Las lesiones meniscales solamente se pueden producir, según esto, en el curso de los movimientos articulares, y no cuando la rodilla se encuentra bloqueada en extensión. [18]

Combinaciones incoordinadas de los movimientos de rotación (sobre todo la interna), que hunden el menisco en el ángulo condilotibial, punzándole, con los de flexión y extensión, son causantes de tales lesiones meniscales. [18]

Hay autores que describen otras 2 clases de movimientos en la rodilla:

3. Movimientos de abducción y aducción: Son más conocidos en semiología con el nombre de movimientos de inclinación lateral y corresponden realmente más a un juego mecánico de conjunto, que a una función que posea una utilidad definida. En la posición de extensión, y fuera de todo proceso patológico, son prácticamente inexistentes. Su amplitud es del orden de 2 a 3° y obedecen a uno de los caracteres del cartílago articular, que es el de ser compresible y elástico. [18]
4. Movimientos de la rótula: Generalmente se considera que los movimientos de la rótula no influyen en los de la rodilla. La patela sufre un ascenso en la extensión y desciende en la flexión. [18]

## 2.6.- BIOMECÁNICA DE LA MARCHA

La fase de apoyo comienza cuando el talón contacta con el suelo y termina con el despegue de los dedos. La división en dos fases del contacto del metatarsiano del pie y de la punta de los dedos, constituye un período de doble apoyo que caracteriza la marcha y que no ocurre en la carrera. Esta fase de apoyo influye de la siguiente manera en las distintas partes del cuerpo: [26]

**1. Columna vertebral y pelvis:** Rotación de la pelvis hacia el mismo lado del apoyo y la columna hacia el lado contrario, Inclinación lateral de la pierna de apoyo.

**2. Cadera:** Los movimientos que se producen son la reducción de la rotación externa, después de una inclinación interna, impide la aducción del muslo y descenso de la pelvis hacia el lado contrario. Los músculos que actúan durante la primera parte de la fase de apoyo son los tres glúteos que se contraen con intensidad moderada, pero en la parte media disminuyen las contracciones del glúteo mayor y del medio. En la última parte de esta fase se contraen los abductores.

**3. Rodilla:** Los movimientos que se producen son ligera flexión durante el contacto, que continúa hacia la fase media, seguida por la extensión hasta que el talón despegue cuando se flexiona la rodilla para comenzar con el impulso. **La flexión baja la trayectoria vertical del centro de gravedad del cuerpo**, incrementándose la eficacia de la marcha. La musculatura actuante son los extensores del cuádriceps que se contraen moderadamente en la primera parte de la fase de apoyo, siguiendo una relajación gradual. Cuando la pierna llega a la posición vertical la rodilla aparentemente se cierra y produce una contracción de los extensores. Los isquiotibiales se activan al final de la fase de apoyo.

**4. Tobillo y pie:** Los movimientos producidos en esta fase son la ligera flexión plantar seguida de una ligera flexión dorsal. Por ello los músculos que actúan son el tibial anterior en la primera fase de apoyo, y el extensor largo de los dedos y del dedo gordo que alcanzan su contracción máxima cerca del momento de la transición de la fase de impulso y apoyo. Sin embargo, la fuerza relativa de estos músculos está influenciada por la forma de caminar de cada sujeto. [31]

### 2.6.1.- Biomecánica de la fase de Oscilación de la Marcha

Esta fase, como ya sabemos, comienza con el despegue de los dedos y termina con el choque del talón. En ella intervienen las siguientes partes del cuerpo: [31]

**1. Columna y pelvis:** Los movimientos que se producen son la rotación de la pelvis en sentido contrario a la pierna que se apoya y a la columna, con ligera rotación lateral de la pelvis hacia la pierna que no se ha apoyado. La rotación de la pelvis alarga el paso y disminuye la desviación lateral del centro de gravedad del cuerpo. Entre los músculos destacan los semiespinales, oblicuo externo abdominal que se contraen hacia el mismo lado de la rotación de la pelvis. En cambio, los músculos elevadores de la columna y oblicuo abdominal interno se contraen hacia el lado contrario. Mientras, el psoas y el cuadrado lumbar ayudan a mantener la pelvis hacia el lado de la extremidad impulsada.

**2. Cadera:** Los movimientos son de flexión, rotación externa (por la rotación de la pelvis), abducción al comienzo y al final de la fase. Para ello los músculos actuantes son el sartorio, tensor de la fascia lata, pectíneo, psoas ilíaco, recto femoral y la cabeza corta del bíceps femoral, que se contraen precozmente en la primera fase del impulso, cada uno con su propio patrón. El sartorio y la cabeza corta del bíceps, por ejemplo, cuando los dedos pierden el contacto con la superficie y el tensor, tanto en esta fase como en la parte media del impulso. La contracción de los isquiotibiales con una intensidad moderada durante la extensión de la rodilla, como parte de la oscilación y los glúteos mayor y medio, se contraen ligeramente al final del impulso; a su vez el glúteo mayor sirve como ayuda al equilibrio y como guía de desplazamiento hacia delante de la extremidad.

**3. Rodilla:** Los movimientos son la flexión en la primera mitad y extensión en la segunda parte. Para ello los músculos que trabajan al igual que en la flexión de la cadera hay una pequeña oscilación debida a los extensores del cuádriceps que se contraen ligeramente al final de esta fase, así como el sartorio y los isquiotibiales que aumentan su actividad en la marcha rápida.

**4. Tobillo y pie:** Hay dorsiflexión (evita la flexión plantar) y trabajan el tibial anterior, extensor largo de los dedos y del pulgar que se contraen al comienzo de la fase de oscilación y que disminuye durante la parte media de esta fase. Al final de la misma este grupo de músculos se contraen otra vez potentemente como preparación del contacto del talón; los flexores plantares están completamente relajados durante toda la fase. [31]

## 2.7.- LÍNEA DE CENTRO DE GRAVEDAD

En la posición anatómica, el centro de gravedad se encuentra en la pelvis, anterior al sacro (segunda vértebra sacra, S-2). En las mujeres, se encuentra más abajo que en los hombres, debido a que las mujeres poseen una pelvis y muslos más pesados y piernas más cortas. [32]



## La Línea de Gravedad

La línea de gravedad representa una línea vertical imaginaria que atraviesa el centro de gravedad. La línea de gravedad depende de la posición del centro de gravedad. En términos generales, se admite que cuando la postura es correcta, la línea pasa a través de las vértebras cervicales medias y lumbares medias y por delante de las vértebras dorsales.

El mínimo gasto de energía se consigue cuando un cuerpo se mueve en línea recta, sin que el centro de gravedad se desvíe, tanto para arriba como para abajo, como de un lado a otro. Como no es esto lo que ocurre, la desviación o desplazamiento debe quedarse a un nivel óptimo. [32]

## Desplazamiento vertical

En la marcha normal el centro de gravedad se mueve hacia arriba y hacia abajo, conforme se desplaza. El punto más alto se produce cuando la extremidad que carga el peso está en el centro de su fase de apoyo; el punto más bajo ocurre en el momento del apoyo doble, cuando ambos pies están en contacto con el suelo. El punto medio de este desplazamiento vertical en el adulto masculino es aproximadamente de 5 cm. La línea seguida por el centro de gravedad es muy suave sin cambios bruscos de desviación (Fig. 2.5). [32]

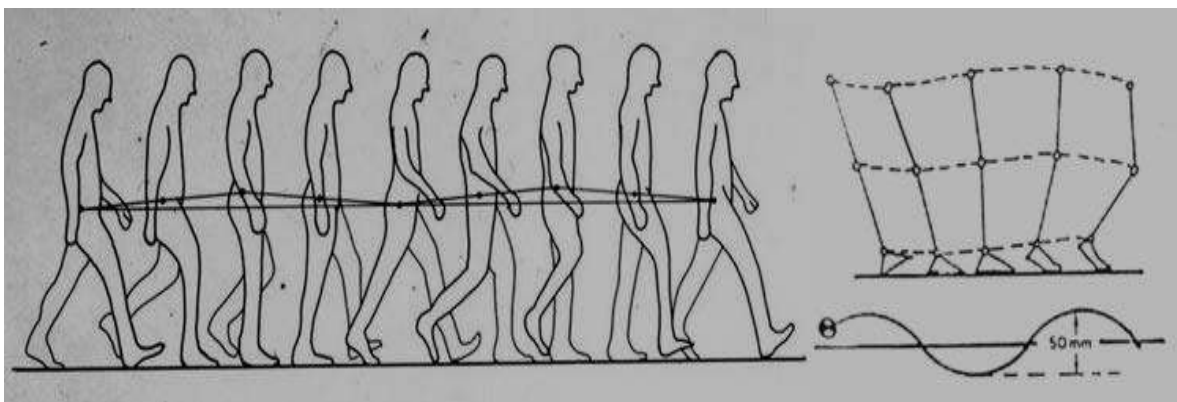


Fig. 2.5 Centro de gravedad (desplazamiento vertical y horizontal). [37]

## Desplazamiento lateral

Cuando el peso se transfiere de una pierna a otra, hay una desviación de la pelvis y del tronco hacia el lado o extremidad en la que se apoya el peso del cuerpo. El centro de gravedad, al tiempo que se desplaza hacia adelante no sólo sufre un movimiento rítmico hacia arriba y abajo, sino que también oscila de un lado a otro. El desplazamiento total de este movimiento lateral es también aproximadamente de 5 cm. El límite de los movimientos



laterales del centro de gravedad ocurre cuando cada extremidad está en el apoyo medio y la línea del centro de gravedad es también en este caso, de curvas muy suaves (Fig 2.5). [32]

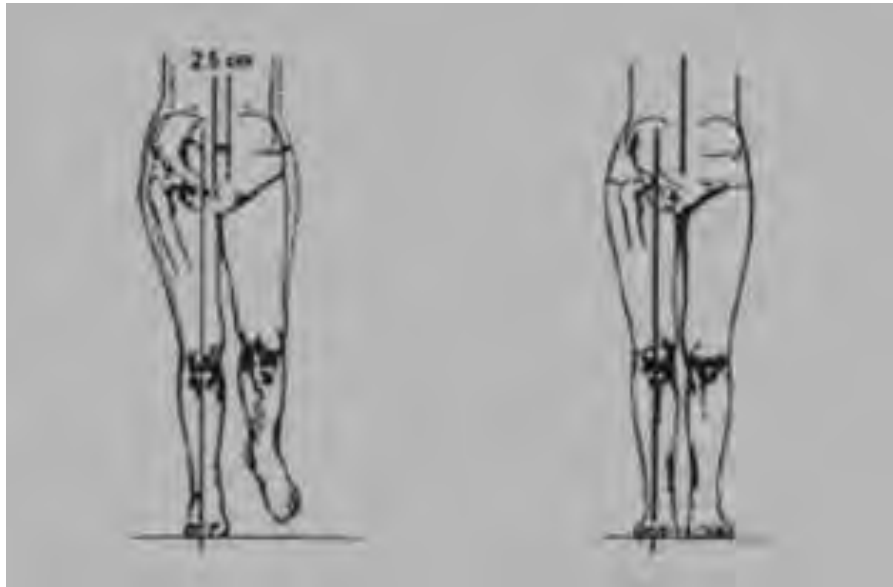


Fig. 2.6 Desplazamiento horizontal (apoyo unipodal). [37]

### **Flexión de la rodilla durante la fase de apoyo**

Inmediatamente después del contacto del talón, empieza la flexión de la rodilla y continúa durante la primera parte de la fase de apoyo hasta aproximadamente los 20 grados de flexión. Esta característica de la marcha normal ayuda a suavizar la línea del centro de gravedad y reduce su desplazamiento hacia arriba cuando el cuerpo se mueve apoyado sobre el pie en que se apoya. [32]

### **Descenso horizontal de la pelvis**

En la marcha normal la pelvis desciende alternativamente, primero alrededor de una articulación de la cadera y luego de la otra. El desplazamiento desde la horizontal es muy ligero y, generalmente, no pasa de los 5 grados. En la posición de pie esto es un signo positivo de Trendelenburg; en la marcha es una característica normal que sirve para reducir la elevación del centro de gravedad. [32]

### **Rotación de la pelvis**

Además del descenso horizontal, la pelvis rota hacia adelante en el plano horizontal, aproximadamente 8 grados en el lado de la fase de balanceo (4 grados a cada lado de la línea central). Esta característica de la marcha normal permite un paso ligeramente más

largo, sin bajar el centro de gravedad y reduciendo, por tanto, el desplazamiento vertical total. [32]

#### **Ancho de la base de sustentación**

La distancia entre las dos líneas representa la medida de la base de sustentación. En la marcha normal, el ancho entre las dos líneas queda en una media de 5 a 10 centímetros. Como la pelvis debe desplazarse hacia el lado del apoyo del cuerpo para mantener la estabilidad en el apoyo medio, la estrecha base de sustentación reduce el desplazamiento lateral del centro de gravedad. [32]

#### **Factores que determinan la posición del centro de gravedad en el cuerpo.**

La posición del centro de gravedad depende de varios factores, tales como la estructura anatómica individual, las posturas habituales de pie, las posiciones actuales, el hecho de sostener pesos externos, la edad y el género (femenino o masculino). [32]

## **2.8.- ANALISIS BIOMECÁNICO DEL MIEMBRO INFERIOR**

Para describir mejor la biomecánica de la rodilla y de cualquier articulación, es necesario tomar en cuenta los planos y los ejes en los que los diferentes movimientos se realizan. [33]

Existen diversos términos para describir los tres planos mutuamente perpendiculares en los que la gran mayoría de los movimientos de las articulaciones ocurren. Estos sistemas ortogonales pueden ser descritos dependiendo del punto común de intersección de los planos. Este punto de intersección puede ser definido ya sea como el centro de masa de todo el cuerpo. [33]

Los movimientos de las articulaciones del sistema músculo-esquelético son en gran medida movimientos rotacionales y tienen lugar sobre una línea perpendicular al plano en el que ocurre dicho movimiento. A esta línea se le conoce como eje de rotación. Los movimientos de flexión y extensión de la rodilla se llevan a cabo sobre su eje transversal en el plano sagital, al mismo tiempo visto desde el plano frontal el eje transversal atraviesa los cóndilos femorales horizontalmente. Este eje al ser horizontal, forma un ángulo  $81^\circ$  con el fémur y de  $93^\circ$  con la pierna. Por esta razón cuando la rodilla se encuentra en flexión completa, el eje de la pierna no se posiciona exactamente detrás del eje del fémur. [33]

El eje del fémur no se encuentra, exactamente, en la prolongación del eje de la pierna, formando un ángulo obtuso hacia fuera de  $170^\circ$  a  $175^\circ$ , siendo este el *valgus* fisiológico de la rodilla. El eje mecánico del miembro inferior está compuesto por la línea recta que une los centros de las 3 articulaciones, cadera, rodilla y tobillo. Este eje se une con el eje de la

pierna, por otro lado el eje mecánico forma un ángulo de  $6^\circ$  con respecto al eje del fémur. [33]

El ángulo de *valgus* puede presentar variaciones patológicas, además de las variaciones sexuales, en las cuales éste ángulo es mayor en las mujeres debido a que la separación de las caderas es mayor en ellas. Esta separación forma un ángulo de  $3^\circ$  entre el eje mecánico y la vertical, línea perpendicular al eje transversal. Estas variaciones suceden sobre todo en la infancia, siendo el crecimiento que determina su corrección, sin embargo pueden persistir en la vida adulta. Cuando el ángulo de *valgus* se invierte aparece el *genu varum*, es cuando las rodillas se encuentran arqueadas y muy separadas entre sí, vulgarmente se dice que la persona es patizambo; por el contrario cuando el *valgus* se exagera se presenta el *genu valgum*, es cuando las rodillas se juntan demasiado y los tobillos se alejan presentando una forma de X exagerada en la persona. [33]

Como se menciona anteriormente el segundo sentido de movimiento de la rodilla se presenta solamente en la flexión, ya que la estructura mecánica de la rodilla hace imposible este movimiento en la extensión, el eje de rotación de este movimiento es el eje longitudinal (Fig. 2.7). Existe un tercer eje de movimiento en la rodilla pero no supone un movimiento, es simplemente el eje en donde un pequeño desplazamiento lateral de la rodilla en flexión ocurre. Este movimiento no afecta a la rodilla, sin embargo si transmite cierto movimiento al tobillo de 1 a 2 cm., de amplitud solamente en la flexión. [33]

### Flexión y extensión

Este es el movimiento principal de la rodilla, tiene una amplitud que se debe medir desde una posición de referencia que se toma cuando el eje de pierna se encuentra en la prolongación del eje del fémur, es en este momento cuando el miembro inferior posee una máxima longitud (Fig. 2.8). [33]

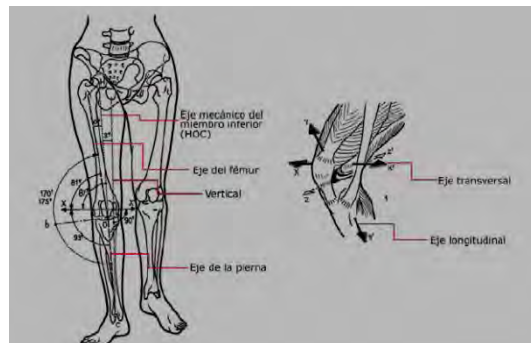


Fig. 2.7 Ejes de movimiento de la rodilla. [33]

## Extensión

Es en este movimiento donde la cara posterior de la pierna se aleja del muslo, en realidad no hay una extensión absoluta de la pierna, sin embargo si se alcanza una extensión máxima en la posición de referencia. Por otro lado a partir de la máxima extensión se puede realizar un movimiento, de forma pasiva, de  $5^\circ$  a  $10^\circ$  de extensión, llamada hiperextensión. La extensión activa es cuando la rodilla se encuentra en extensión activa, no suele rebasar la posición de referencia, esto depende de la posición en la que se encuentre la cadera. De hecho la extensión de la cadera, que ocurre previamente a la de la rodilla, prepara la extensión de ésta última. La extensión relativa es un movimiento complementario para la extensión de la rodilla a partir de cualquier posición. Este es el movimiento normal de la rodilla durante la marcha; y es cuando el miembro en balanceo se adelanta para entrar en contacto con el suelo. [33]

## Flexión

Este movimiento es el inverso de la extensión, en donde la cara posterior de la pierna se acerca a la parte posterior del muslo, en la flexión hay movimientos conocidos como flexión absoluta que ocurren a partir de la posición de referencia y movimientos de flexión relativa encontrados en cualquier posición de flexión. La flexión activa de la rodilla alcanza los  $140^\circ$ , solamente si la cadera ya está en flexión, pero solo alcanza  $120^\circ$  si la cadera esta en extensión. Esto se debe a que los isquiotibiales no tienen la misma eficacia cuando la cadera esta en extensión. En la flexión pasiva, la rodilla es capaz de desarrollar  $160^\circ$ , permitiendo el contacto entre talón y nalga. Esto sirve como comprobación de la libertad de flexión de la rodilla. En condiciones normales la flexión solo es limitada por los músculos del muslo y de la pantorrilla. [33]



Fig. 2.8 Flexión y extensión. A) Posición de referencia, B) Flexión activa, C) Flexión pasiva. [33]

## Rotación de la rodilla

Como se ha venido mencionando este movimiento solo ocurre durante la flexión y su eje de movimiento es el eje longitudinal de la rodilla. Esta rotación se puede medir cuando el sujeto se encuentra con flexión de  $90^\circ$  y sentado en el borde de una silla o mesa como las piernas colgando. Cuando la persona está en posición de referencia la punta del pie se encuentra un tanto abierta hacia fuera. [33]

La rodilla tiene tanto rotación interna como externa, la primera lleva la punta del pie hacia dentro durante la aducción del pie, esta rotación es de  $30^\circ$ , mientras que la segunda hace lo contrario mandando la punta hacia fuera más de lo normal y esta ocurre durante la abducción del pie, la amplitud en esta rotación varía dependiendo de qué tan flexionada este la rodilla. Se dice que normalmente la flexión es de  $40^\circ$ , sin embargo cuando la pierna se encuentra a  $30^\circ$  de flexión la rotación externa es de  $32^\circ$ ; al mismo tiempo cuando la pierna esta en ángulo recto,  $90^\circ$  de flexión, la rotación externa presenta  $42^\circ$ . [33]

La rotación de la rodilla tiene un movimiento pasivo que permite una rotación mayor. Para medirla el paciente se acuesta boca abajo con las rodillas a  $90^\circ$  de flexión, luego, se hace girar el pie de la persona de modo que la punta apunte hacia fuera y hacia dentro. Cuando se gira el pie hacia fuera se tiene un giro de  $45^\circ$  a  $50^\circ$  y cuando se gira hacia dentro se consiguen de  $30^\circ$  a  $35^\circ$  de giro. [21]

Por último la rodilla cuenta con una rotación que se puede considerar como automática llamada rotación axial que se presenta de forma involuntaria e inevitable cuando se realizan los movimientos de flexión y extensión, sobre todo al final de la extensión y al comienzo de la flexión. Cuando la rodilla entra en extensión, existirá rotación externa, mientras que cuando se flexión la rotación será interna (Fig. 2.9). [33]

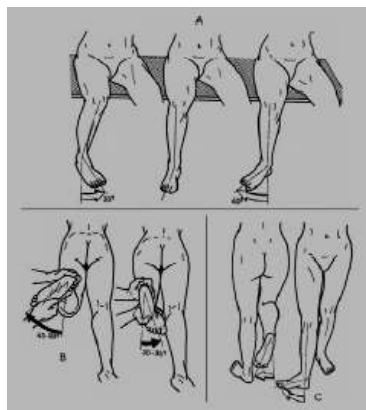


Fig. 2.9 Rotación axial de la rodilla. a) Interna y externa, b) Pasiva, c) Automática. [33]

## 2.9.- CARACTERIZACIÓN DE LA TRAYECTORIA DEL MIEMBRO INFERIOR

Para determinar las gamas correspondientes de la flexión en la rodilla, es necesario, una comprensión general de las interacciones mecánicas entre los músculos y los ligamentos. El análisis mecánico de la rodilla se realiza cuando los músculos flexor y extensor aplican una fuerza simultánea sin movimiento a los ligamentos cruzados, y así determinar las combinaciones de las acciones de los músculos. Para calcular las fuerzas de los eslabones en los diferentes ángulos de flexión, se desarrolla un modelo geométrico para estudiar el movimiento durante la flexión y la extensión (Fig. 2.10), de las líneas de acción de las fuerzas transmitidas por los músculos, los ligamentos y las superficies articulares. Este es un modelo de dos dimensiones en el plano sagital y se utiliza para mantener el análisis tan simple como sea posible, ya que solamente se consideran los ligamentos cruzados. [34]

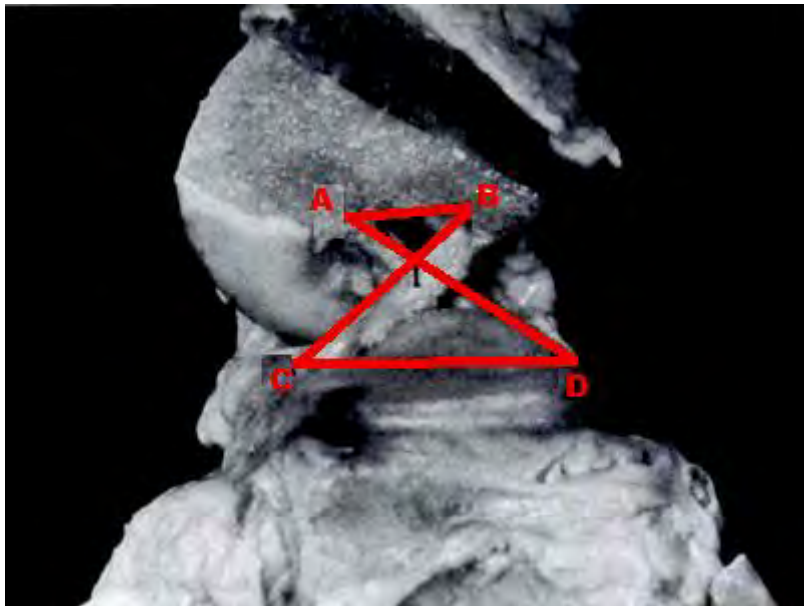


Fig. 2.10 Rodilla humana sin Cóndilo Femoral. [25]

Se expone la rodilla sin cóndilo femoral para visualizar los ligamentos cruzados, y lograr un modelo geométrico de la rodilla el cuál esta con base en el mecanismo de cuatro barras ABCD, donde la distancia AB y CD en forma de dos eslabones representan el ligamento anterior y posterior respectivamente, la BC y AD representan el fémur y la tibia respectivamente. El cambio en el ángulo de la articulación de la rodilla es el mismo ángulo entre el eslabón femoral BC y el eslabón tibial AD. Simultáneamente, los eslabones del ligamento rotan sobre los dos huesos. [34]

El centro instantáneo de los eslabones está en el punto I, el cual simula el cruce de los ligamentos, punto donde flexionan y extienden la tibia y el fémur, por lo que el eje de flexión del modelo pasa a través de la articulación I. Sin embargo como la geometría de los eslabones durante las fases de la marcha, el centro instantáneo de rotación se mueve al contrario y lo envía relativamente a los huesos (fémur y tibia), y como resultado el fémur rueda y se desliza sobre el plato tibial [34]. Una medida, de las características funcionales, es lograda con un eslabonamiento particular y se obtiene un diagrama de las posiciones sucesivas del centro relativo de la rotación del muñón con respecto a una prótesis en función al ángulo de la rodilla, según lo demostrado en la Fig. 2.11.

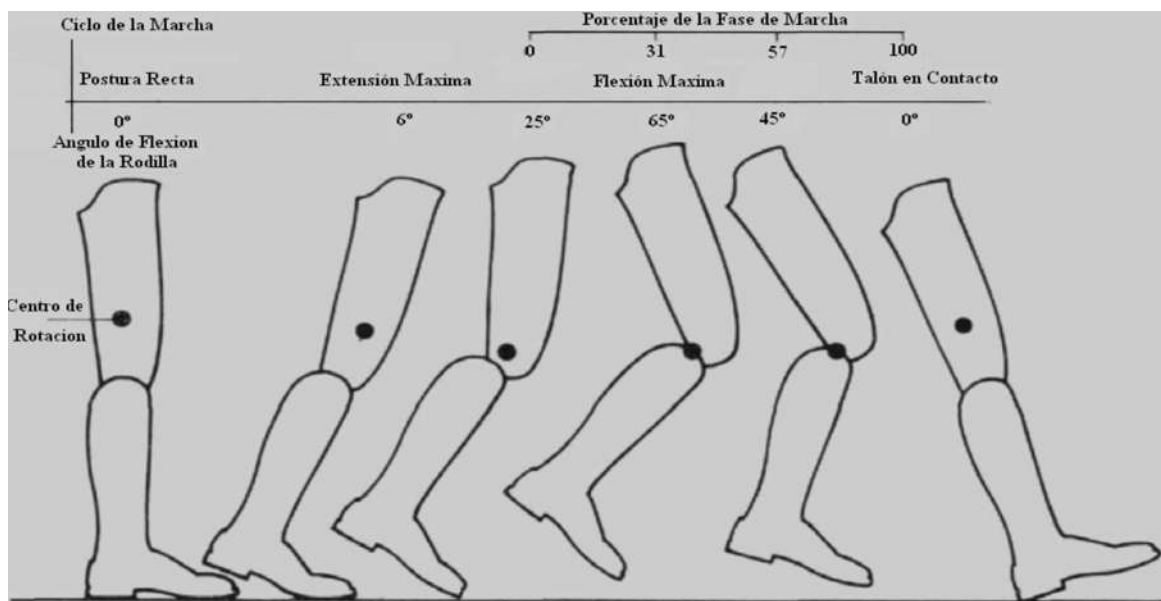


Fig. 2.11 Diagrama del Centro Relativo del Muñón con respecto a una Prótesis. [35]

Con este diagrama de posiciones sucesivas se logra obtener la trayectoria funcional de los centros instantáneos de rotación, del acoplamiento durante el ciclo de la marcha, en la Fig.2.12 se muestra ésta trayectoria así como los puntos más relevantes ó críticos de la misma.



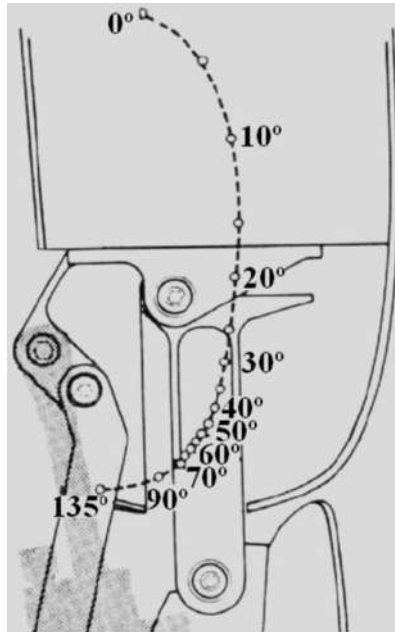


Fig. 2.12 Trayectoria del Centro Instantáneo de Rotación del Mecanismo. [35]

En la Fig. 2.13 muestra una vista lateral de una prótesis de rodilla típica de cuatro barras con localizaciones de los centros instantáneos de la rotación trazados en incrementos de 5 grados durante la flexión de la rodilla. Los puntos A, B, C y D representan los ejes de rotación de la rodilla de las cuatro barras. El centro instantáneo de rotación está determinado por la línea de intersección que se hace alargando las líneas que une a los puntos A y B, y C y D. [30]

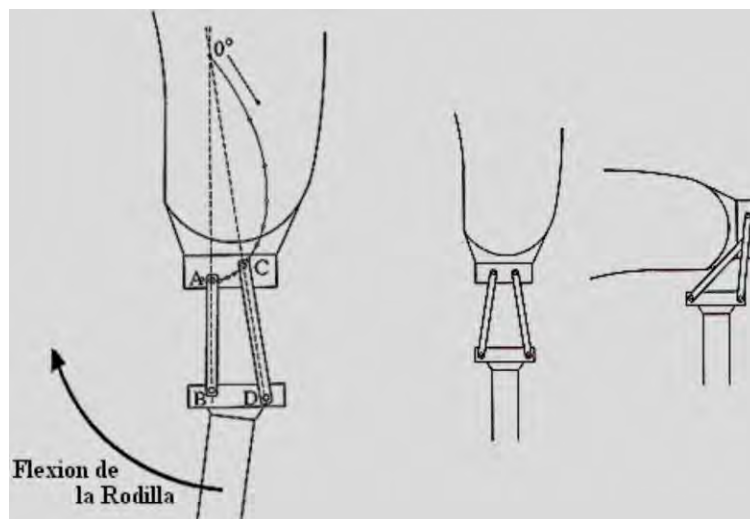


Fig. 2.13 Vista Lateral de una Prótesis de Rodilla. [24]



El centro de la rodilla debe moverse eventualmente hacia abajo con la flexión de la rodilla o la rodilla no se doblará en el lugar apropiado durante el movimiento de sentarse. Es deseable tener un valor grande de “h” (Fig. 2.14), y de tal modo mantener el centro de la rodilla alto sobre los primeros 10° de la flexión de la rodilla y así ayudara al paciente para recuperarse del tropiezo o de alguna otra situación cuando la estabilidad de la rodilla se disturba accidentalmente. Un valor más grande para “h” y/o un valor más pequeño para “d” a un ángulo particular de la flexión de la rodilla darán lugar a un momento más pequeño de la cadera requerido para mantener seguridad de la rodilla. Sin embargo, durante la flexión de la rodilla, un “h” grande también da lugar a una traslación delantera cosméticamente indeseable para la rodilla en la región del centro anatómico [35]. Dónde: “h”; es la distancia vertical del centro instantáneo de rotación al talón y “d”; es la distancia adelante de la línea lateral de la rodilla al centro instantáneo de la rotación.

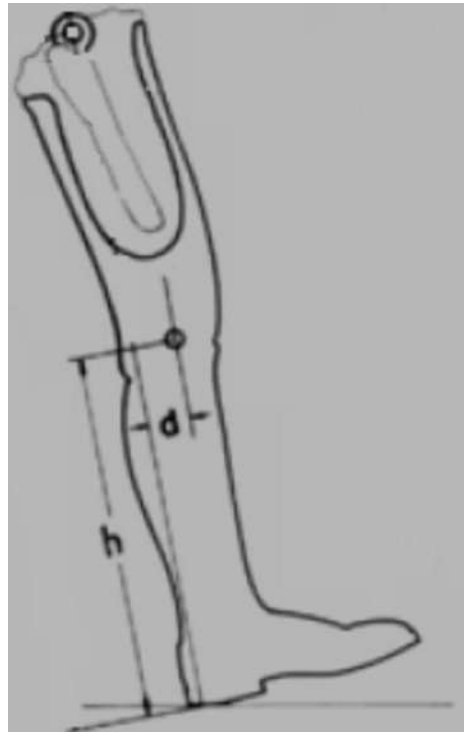


Fig. 2.14 Dimensiones para Encontrar el Centro Instantáneo de Rotación. [24]

Por medio del Generador Central de Patrón (Central Pattern Generator por sus siglas en inglés CPG), se logró obtener el ángulo que realiza la rodilla al flexionar para una caminata con velocidad normal. La Fig. 2.15 muestra la variación del ángulo de flexión y se puede observar que tiene perturbaciones, que tal vez es debido por un modelo incorrecto de marcha. [25]

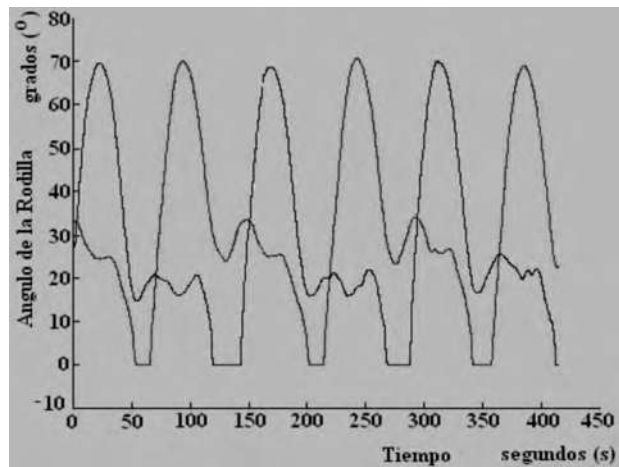


Fig. 2.15 Ángulo Realizado por la Rodilla en la Caminata. [25]

## **CAPITULO III.- DISEÑO DEL MECANISMO MONOCÉNTRICO**

### **3.1.- GENERALIDADES**

En la marcha, la fricción del cuerpo contra el suelo, es el principal problema a resolver. Esto se debe al gasto de energía que representa el iniciar la marcha hasta alcanzar la inercia necesaria para alcanzar la dinámica. El avance sobre la marcha depende directamente del brazo de palanca que se genere con el largo de la columna, el ancho de la pelvis y la coordinación muscular que actúan en estos elementos, logrando así, inclinaciones laterales.

La acción de la marcha gasta energía en iniciar la caminata como en controlar cada movimiento que interviene, y esta energía proviene de la alteración de incurvaciones laterales de la columna, esto ocasiona que el miembro inferior se comporte como un pivote que soporta el peso corporal en movimiento. Así también la necesidad de la extensión del miembro inferior para la propulsión, la cual es una energía adicional para la marcha, el ancho de la pelvis está relacionada con la distancia a cubrir en la oscilación de la marcha, aunque es necesario tomar en cuenta la rigidez articular y la elongación muscular. [36]

El movimiento más importante que ocurre en la columna es el de rotación, el cual se lleva a cabo sobre un plano horizontal donde la gravedad tiene un efecto mínimo. El ser humano controla su campo gravitatorio de tal manera que mantiene el equilibrio y realiza diferentes transformaciones de energía, entre ella la energía potencial en cinética, esto se debe a que la ubicación del centro de gravedad está situado en una parte alta y el peso interviene de tal manera que facilita el apoyo del pivote en los miembros inferiores. [36]

Aunque también es de debida importancia controlar las fuerzas que intervienen y que tienen su punto de acción en las articulaciones, ya que si su magnitud excede la resistencia biológica, estas pueden llegar a ser dañadas. También cabe señalar que el cuerpo humano, ante estas situaciones de carga, contrarresta el efecto de las fuerzas con la contracción de los músculos. Pero cuando una persona tiene una amputación del miembro inferior, es necesario considerar aspectos mecánicos en el diseño de una prótesis para sustituir la rodilla en el miembro inferior.

### **3.2.- MECANISMOS PLANOS**

Se puede definir un mecanismo como una cadena cinemática, donde uno de sus elementos es fijo, cuyo grado de libertad es igual al número de coordenadas generalizadas que caracteriza la posición de la cadena con relación al eslabón fijo. [8]

El mecanismo, es una cadena cinemática que puede estar en movimiento. De las principales preocupaciones, ya sea en el diseño o en análisis de un mecanismo, es el número de grados de libertad o movilidad. Hay que considerar que cada eslabón de la cadena tiene tres grados de libertad. Por lo que son  $\eta$  eslabones  $3(\eta - 1)$  grados de libertad antes de conectar las articulaciones, ya que si se conectan muestran restricciones. Cuando se usa  $P_1$  para denotar el número de pares de un solo grado de libertad y  $P_2$  para el número de pares con dos grados de libertad, la movilidad de  $m$  está dada por la ecuación. [37]

$$w = 3n - 2P_2 - P_1 \quad (3.1)$$

Esta ecuación se conoce como criterio de Kutzbach para la movilidad de un mecanismo plano. El criterio de  $w > 0$ , el mecanismo posee  $m$  grados de libertad. [8]

Si  $w = 1$ , solo puede impulsar un movimiento de entrada, si  $w = 2$  se necesitan dos movimientos para producir un movimiento restringido, si  $w = 0$ , el movimiento es imposible. [8]

Se puede predecir la posibilidad de movimiento de una cadena cinemática con un eslabón fijo, y con una combinación particular de pares cinemáticos por medio de la ecuación. [8]

$$w = U(K - 1) - \sum_{i=1}^m P_i C_i \quad (3.2)$$

Donde:

$w$ : Grado de libertad del mecanismo

$U$ : Grado de libertad de un eslabón libre de enlaces, 6 para el movimiento del eslabón en el espacio, 3 para el movimiento del eslabón en el plano o en una superficie esférica.

$K$ : Número de eslabones

$P_i$ : Número total de pares de tipo  $i$

$C_i$ : Número total de enlaces

La ecuación anterior nos dice que si el conjunto de barras ensambladas se mueve o no en una posición, aún en intervalos es posible tal movimiento. [37]

Ahora eligiendo un sistema de coordenadas fijo X, Y, Z y los puntos de los eslabones ABC, se moverán en planos paralelos a un plano general S, que contiene los ejes Y y Z. por lo que se tiene un mecanismo plano, es decir un mecanismo cuyos puntos de los eslabones describen la trayectoria en planos paralelos. [37]

La fórmula estructural de los mecanismos, tiene la formula general.

$$w = 3n - 2P_5 - P_4 \quad (3.3)$$

Donde

$n$ : es K-1

$P_5$ : Clase del par Cinemático de 5° orden (par prismático)

$P_4$ : Clase del par prismático de 4°orden (Par Cilíndrico)

Al sustituir datos y resolver esta fórmula se obtienen los mecanismos planos con distintos grados de libertad.

### 3.2.1.- Mecanismos de cuatro barras

El mecanismo plano de barras básico es el llamado cuadrilátero articulado, una de cuyas múltiples formas se representa en la figura 3.1. [37]

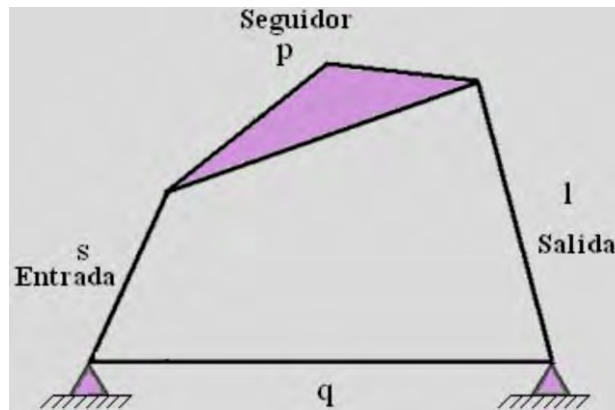


Fig. 3.1 Mecanismo de cuatro barras. [37]

Este mecanismo es de gran versatilidad como podrá comprobarse, está conformado por cuatro elementos (barras), el primero es el elemento  $q$  que pertenece fijo (bastidor). Los miembros que giran unidos al miembro fijo (tienen un eje de rotación fijo) se llaman manivelas o balancines (elementos  $s$  y  $l$ ), según que puedan dar o no una revolución completa. El miembro intermedio, que no tiene eje de rotación fijo, y que sirve de enlace para los dos anteriores se llama biela (elemento  $p$ ). [37]

Los miembros del mecanismo de cuatro barras (como los de cualquier otro mecanismo) pueden adoptar diversas configuraciones, cuando todas respondan al mismo esquema. [37]

Según el tamaño de la disposición de los diferentes miembros en este caso de ejemplo nos enfocaremos a los que representan una cadena cinemática de cuatro miembros, con una articulación agrandada. [37]

### **3.2.2.- Síntesis de eslabonamientos**

La clasificación del mecanismo seleccionado tiene que ver con la síntesis de tipo, el cual podría ser un eslabonamiento, un sistema de engranes, bandas y poleas o un sistema de levas. En esta parte del proceso intervienen la manufactura, los materiales, la seguridad, la confiabilidad, el espacio y la economía.

La síntesis cinemática tiene que ver con el diseño o creación de un mecanismo para obtener un conjunto deseado de características de movimiento. Existen tres clasificaciones: a) de tipo, b) de número y c) dimensional.

En el caso de la síntesis de número, el diseño debe encargarse de la cantidad de eslabones y de articulaciones o de pares que se requieren para determinada movilidad.

En el caso de la síntesis dimensional, esta tiene que ver con las dimensiones de los eslabones individuales.

### **3.2.3.- Mecanismo Generador de Funciones**

Una de las clasificaciones más importantes en el diseño de eslabonamientos es la generación de función, ya que es una de las necesidades más frecuentes en el diseño esto significa que un mecanismo de salida gire en función de una entrada específica. De esta manera surgen dos clases de efectos, los de rama y los de orden, los de rama son los que se refiere a un eslabonamiento desarrollado para satisfacer todas las necesidades de posición pero tiene puntos del acoplador en ambas ramas de la curva del acoplador. Y los de orden son los que logran satisfacer las necesidades de posición. [37]

## **3.3.- DISEÑO DEL MECANISMO MONOCÉNTRICO**

En la propuesta de diseño se manejó el modelo de cuatro barras, que supone un movimiento en la articulación.

Un usuario de prótesis de rodilla lleva a cabo la marcha de manera distinta a la marcha de una persona normal. El objetivo de este diseño es satisfacer las necesidades de los usuarios además de permitir realizar las actividades de una manera similar a la normal, por lo que

hay varias etapas en la marcha que se tendrán que satisfacer, entre ellas la apariencia anatómica y los grados de flexión. [39]

Para realizar un análisis mecánico y el comportamiento cinemático, es de vital importancia delimitar las dimensiones de los eslabones así como el ángulo de giro. Para lo cual se analiza la trayectoria de la rodilla en cada fase de la marcha, siguiendo puntos que nos sirven como referencia para cada movimiento de la rodilla ejecutado sobre la marcha Fig.3.2, las posiciones en la tabla 3.1 y la trayectoria Fig. 3.3. [39]

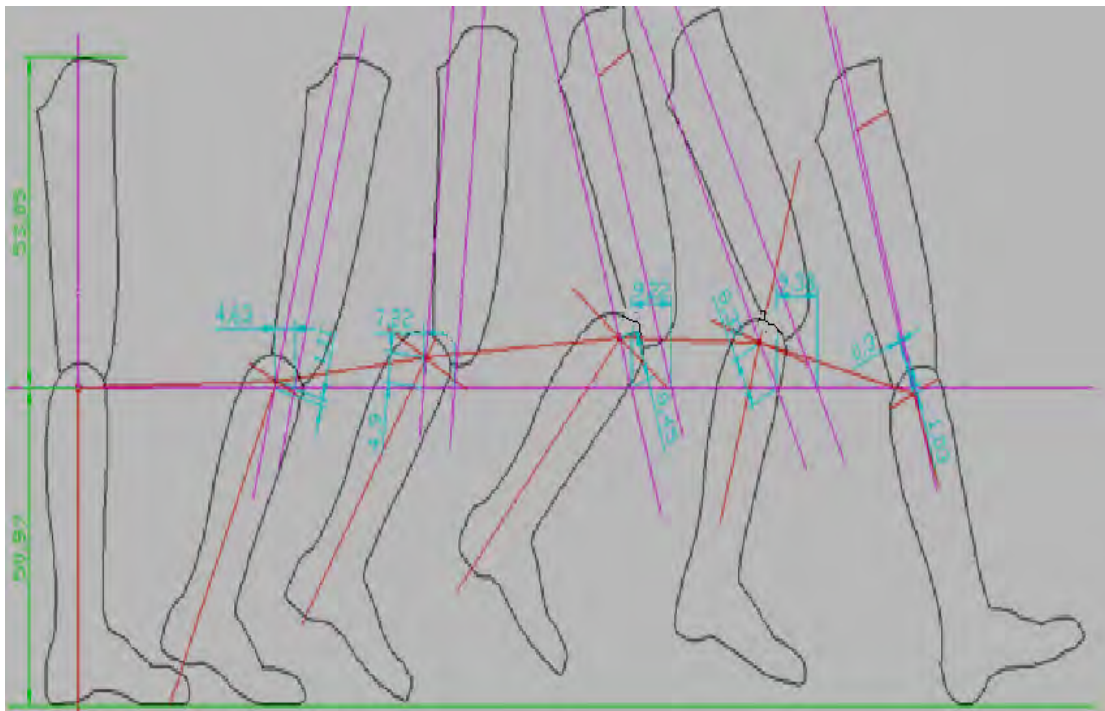


Fig. 3.2 Trayectoria de Movimiento de la rodilla en sus fases. [39]

El mecanismo propuesto fue el siguiente, el eslabón A se ancla a tierra y entonces, cuando la flexión de la rodilla ocurre el eslabón anterior (B) gira en sentido horario, obligando al eslabón posterior (C) a reducirse en longitud, acortando la distancia entre la parte tibial y la parte femoral. Cuando el eslabón de entrada (B) gira, provoca que la pieza que se conecta al eslabón acoplador (C) realice una trayectoria de modo que el émbolo del pistón entre. Figura 3.5.

Tabla 3.1 Puntos de posición de la rodilla. [39]

$X_{dj}$	$Y_{dj}$	$\Theta_{dj}$
10.32	92.98	87
10.59	91.17	77
11.82	86.3	67
14.69	79.96	57
19.06	74.04	47
24.35	69.38	37
30.61	65.85	27
40.73	63.24	17
45.63	63.09	16

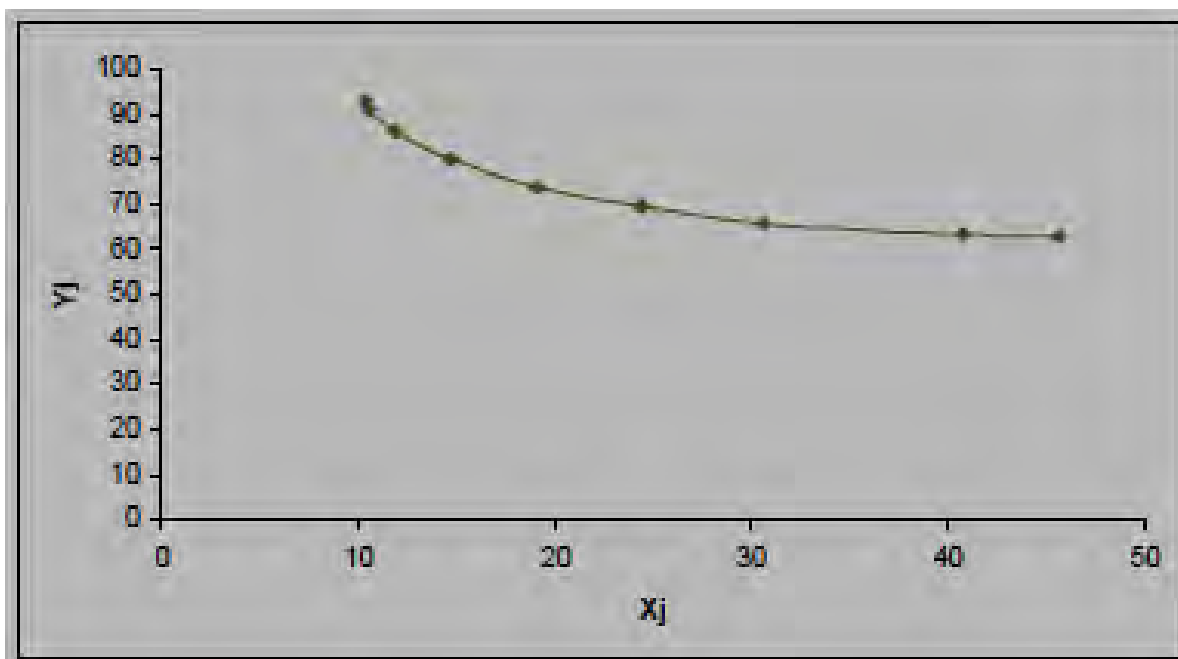


Fig. 3.3 Trayectoria de las posiciones de la rodilla. [39]



### 3.3.1.- Síntesis del mecanismo Monocéntrico

La rodilla tiene un centro instantáneo de rotación para cada ángulo de flexión de la misma rodilla. (Fig. 3.4). [39]

El mecanismo seleccionado es de un tipo oscilador (efectúa un movimiento oscilatorio). La trayectoria mencionada anteriormente se utilizará para encontrar las dimensiones de RRRT (mecanismo propuesto figura 3.5). Ya que tiene tres elementos de rotación y uno de traslape. [39]

El mecanismo seleccionado según el tipo de movimiento fue de un movimiento plano en traslación rectilínea con movimiento de rotación (en los pernos) y de traslape (en el actuador), posteriormente se definieron los pares, que son inferior deslizante.

El mecanismo cuenta con dos eslabones fijos y un eslabón de traslación, en este caso es un sistema de suspensión. Cuenta con tres grados de libertad, con tres uniones de tipo revoluta o de giro y otra cilíndrica, fija de un extremo.

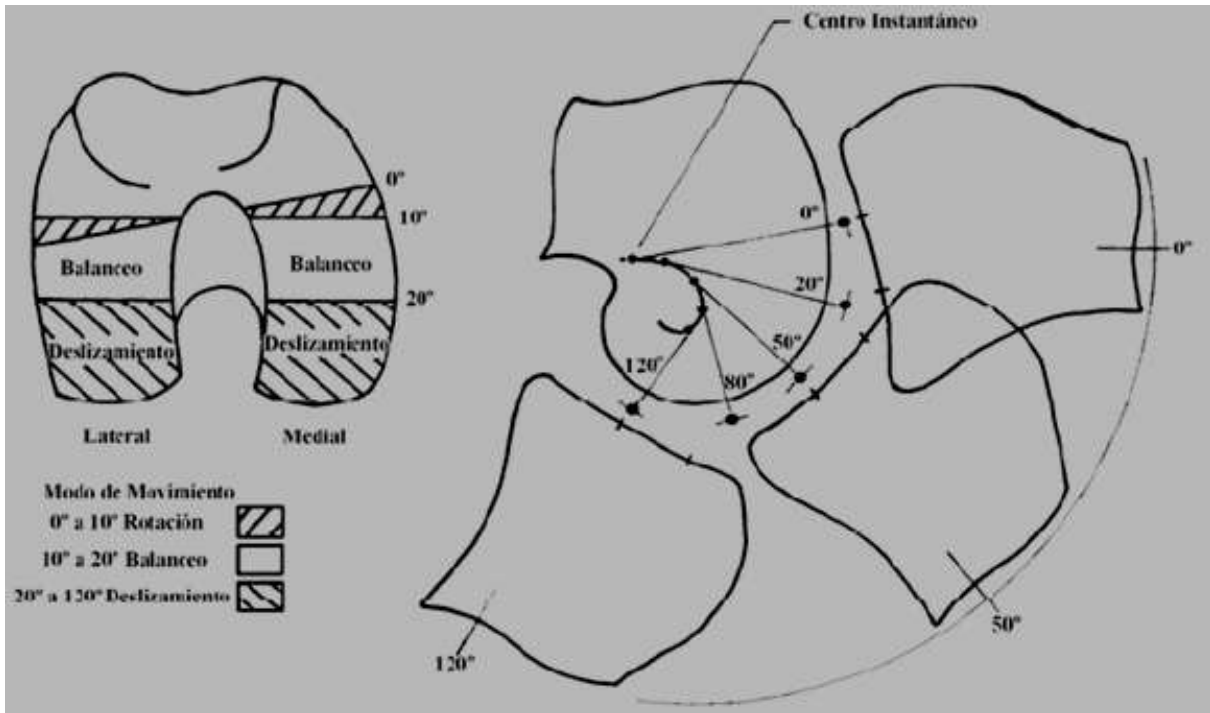


Fig. 3.4 Trayectoria de los centros instantáneos de rotación. [39]

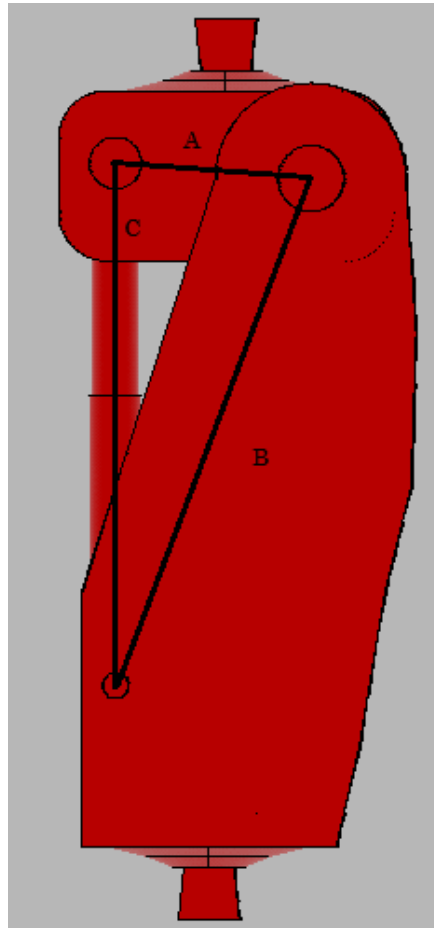


Fig. 3.5 Mecanismo propuesto RRRT

Ya identificado el tipo de mecanismo, se deducen las posiciones de los puntos del mismo, como se realiza a continuación.

#### ***Posición de la junta A***

Haciendo referencia al plano cartesiano de coordenadas  $X, Y$ , el punto A es el origen de la referencia, por lo tanto,  $A=0$  en ambas direcciones.

$$X_A=0; Y_A=0,$$

#### ***Posición de la junta B***

Para encontrar las coordenadas del punto B, en sus componentes  $X_B- Y_B$ , tenemos que tomar en cuenta que el punto B está sobre la Horizontal, y su distancia es de .038 m con respecto de A, por lo tanto:

$$X_B = .038; Y_B = 0,$$

### **Posición de la junta C**

Enseguida se debe proceder a encontrar las coordenadas de la junta C y sus componentes  $X_C - Y_C$ , conociendo que:

$$X_C = BC \cos \phi = (.107) \cos 93^\circ = .0055m$$

$$Y_B = BC \sin \phi = (.107) \sin 93^\circ = .1068m$$

Por lo tanto, para encontrar la longitud del segmento BC, el cual es constante, tenemos que:

$$(X_B - X_C)^2 + (Y_B - Y_C)^2 = AC^2$$

$$AC = 0.10601m$$

El resultado de determinar la ecuación del mecanismo nos dice que es de cadena abierta y se representa con las ecuaciones siguientes.

$$X_{dj} = L_1 + L_3 \sin(\theta_{2j}) + L_4 \sin(\theta_{3j}) \quad (3.4)$$

$$Y_{dj} = L_2 + L_3 \sin(\theta_{2j}) + L_4 \sin(\theta_{3j}) \quad (3.5)$$

Donde:

$X_{dj}$ ; Sumatoria de componentes en el eje X.

$Y_{dj}$ ; Sumatoria de componentes en el eje Y.

$L_1$ ; Es la distancia del punto A al origen del marco de referencia en el eje X.

$L_2$ ; Es la distancia del punto A al origen del marco de referencia en eje Y

$L_3$ ; Es la longitud del eslabón A.

$L_4$ ; Es la longitud del eslabón B.

$\theta_{2j}$ ; Es la magnitud del ángulo de entrada.

$\theta_{3j}$ ; Es el ángulo de posición.

Encontrando la solución de ambas ecuaciones, tenemos que:

$$L_4 \cos \theta_{3j} = X_{dj} - L_1 - L_3 \cos(\theta_{3j})$$

$$L_4 \cos \theta_{3j} = Y_{dj} - X_1 - L_3 \cos(\theta_{3j})$$

De estas ecuaciones, tenemos que las variables a calcular serán  $L_1$ ,  $L_2$ ,  $L_3$  si se despeja el término  $L_4$  y se eleva al cuadrado, se obtiene.

$$L = [X_{dj} - L_1 - L_3 \cos(\theta_{3j})]^2 + [Y_{dj} - L_2 - L_3 \cos(\theta_{3j})]^2$$

Utilizando la función tangente para esta ecuación e igualando a cero tenemos que:

$$\theta_{2j} = \tan \frac{L_{dj} - L_2 - L_3 \sin(\theta_{3j})}{X_{dj} - L_1 - L_3 \cos(\theta_{3j})}$$

$$X_4^2 = R(j) = [X_{dj} - L_1 - L_3 \cos(\theta_{3j})]^2 + [Y_{dj} - L_2 - L_3 \sin(\theta_{3j})]^2 = 0$$

Sustituyendo valores de 1 a 9 en la ecuación anterior para obtener las posiciones.

$$R(1) = [8.4 - L_1 - L_3 \cos(124)]^2 + [19.6 - L_2 - L_3 \sin(124)]^2$$

$$R(2) = [11.8 - L_1 - L_3 \cos(113)]^2 + [17.7 - L_2 - L_3 \sin(113)]^2$$

$$R(3) = [14.8 - L_1 - L_3 \cos(101)]^2 + [15.5 - L_2 - L_3 \sin(101)]^2$$

$$R(4) = [17.2 - L_1 - L_3 \cos(89)]^2 + [12.3 - L_2 - L_3 \sin(89)]^2$$

$$R(5) = [19.2 - L_1 - L_3 \cos(75)]^2 + [9.6 - L_2 - L_3 \sin(75)]^2$$

$$R(6) = [20.6 - L_1 - L_3 \cos(61)]^2 + [6 - L_2 - L_3 \sin(61)]^2$$

$$R(7) = [21.2 - L_1 - L_3 \cos(46)]^2 + [2.6 - L_2 - L_3 \sin(46)]^2$$

$$R(8) = [21.4 - L_1 - L_3 \cos(29)]^2 + [1.6 - L_2 - L_3 \sin(29)]^2$$

$$R(9) = [20.6 - L_1 - L_3 \cos(14)]^2 + [5.2 - L_2 - L_3 \sin(14)]^2$$

$$R(10) = [19.7 - L_1 - L_3 \cos(0)]^2 + [8.6 - L_2 - L_3 \sin(0)]^2$$

Y resolviendo por el método de Newton- Raphson. El cual es un análisis numérico, que mediante un algoritmo eficiente nos permite encontrar aproximaciones de los ceros o raíces de una función real. El cual también puede ser usado para encontrar el máximo o mínimo de una función, encontrando los ceros de su primera derivada. Para encontrar la convergencia es necesario seleccionar un valor inicial lo suficientemente cercano a la raíz buscada. Se inicia la iteración con un valor cercano a cero y la cercanía del punto inicial a la raíz depende de la naturaleza de la función. Una vez que se hace esto, el método linealiza una función tangente en ese valor supuesto, y la abcisa será una aproximación de la raíz que el valor anterior. Se realizan sucesivas iteraciones hasta que el método haya convergido lo

suficiente  $f(x)=0$  sea  $f: | a,b| \rightarrow R$ , función derivable definida en el intervalo real  $|a,b|$ . empezamos con un valor inicial  $X_0$  y definimos para cada numero natural  $n$

$$L_{n+1} = L_n - \left( \frac{f(L_n)}{f'(L_n)} \right) \tag{3.6}$$

Sustituyendo los valores obtenidos.

$$\begin{bmatrix} L_1 \\ L_2 \\ L_3 \end{bmatrix}_{j+1} = \begin{bmatrix} L_1 \\ L_2 \\ L_3 \end{bmatrix}_j - \left( \begin{bmatrix} \frac{\partial R(1)}{\partial L_1} & \dots & \frac{\partial R(1)}{\partial L_3} \\ \vdots & & \vdots \\ \frac{\partial R(10)}{\partial L_1} & \dots & \frac{\partial R(10)}{\partial L_3} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} \frac{\partial R(1)}{\partial L_1} & \dots & \frac{\partial R(1)}{\partial L_3} \\ \vdots & & \vdots \\ \frac{\partial R(10)}{\partial L_1} & \dots & \frac{\partial R(10)}{\partial L_3} \end{bmatrix} \right)^{-1} \begin{bmatrix} \frac{\partial R(1)}{\partial L_1} & \dots & \frac{\partial R(1)}{\partial L_3} \\ \vdots & & \vdots \\ \frac{\partial R(10)}{\partial L_1} & \dots & \frac{\partial R(10)}{\partial L_3} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} F(1) \\ \vdots \\ F(10) \end{bmatrix}$$

Solucionando la matriz.

$$\begin{bmatrix} L_1 \\ L_2 \\ L_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 6.5 \\ 10 \\ 3.8 \end{bmatrix}$$

$$\theta_{2j} = 124^\circ$$

Ahora solucionamos el mecanismo para la cadena cerrada con un vector posición de A a D, ya que el sistema en estudio es un mecanismo plano de cadena cerrada.

$$\overline{AD} = (L_5 - L_1)i + (L_6 - L_2)j$$

Sumando vectores posición.

$$\overline{L_3} + \overline{L_4} = \overline{AD} + \overline{L_8}$$

Se descompone en componentes X y Y.

$$L_2 \cos(\theta_{3j}) + L_3 \cos\theta_{2j} = (L_5 - L_1) + L_4$$

$$L_2 \sin(\theta_{3j}) + L_3 \sin\theta_{2j} = (L_6 - L_2) + L_4$$

Donde  $L_5, L_6$ , son los valores a calcular  $L_1, L_2, L_4$ , y  $\theta_{3j}$  son los parámetros anteriores calculados. Se despeja  $L_5$  se eleva al cuadrado y se suman las dos expresiones anteriores.

$$L_4 = [L_2 \cos(\theta_{3j}) + L_4 \cos\theta_{2j} - L_5 + L_1]$$

$$L_4 = [L_2 \sin(\theta_{3j}) + L_4 \sin\theta_{2j} - L_6 + L_2]$$

$$L_4 = [L_2 \cos(\theta_{3j}) + L_4 \cos \theta_{2j} - L_5 + L_1] + [L_2 \sin(\theta_{3j}) + L_4 \sin \theta_{2j} - L_6 + L_2]$$

Los valores calculados son:

Tabla 3.2 Valores calculados de las posiciones.

J	X <sub>dj</sub>	Y <sub>dj</sub>	θ <sub>2j</sub>
1	8.4	19.6	124
2	11.8	17.7	113
3	14.8	15.5	101
4	17.2	12.3	89
5	19.2	9.6	75
6	20.6	6	61
7	21.2	2.6	46
8	21.4	1.6	29
9	20.6	5.2	14
10	19.7	8.6	0

Se iguala la ecuación a cero y se obtiene.

$$R(j) = [L_2 \cos(\theta_{3j}) + L_4 \cos \theta_{2j} - L_5 + L_1] + [L_2 \sin(\theta_{3j}) + L_4 \sin \theta_{2j} - L_6 + L_2] - L_4 = 0$$

Se sustituyen valores.

$$R(1) = [L_2 \cos(267) + L_4 \cos(124) - L_5 + L_1] + [L_2 \sin(267) + L_4 \sin(124) - L_6 + L_2] - L_4$$

$$R(2) = [L_2 \cos(256) + L_4 \cos(113) - L_5 + L_1] + [L_2 \sin(256) + L_4 \sin(113) - L_6 + L_2] - L_4$$

$$R(3) = [L_2 \cos(245) + L_4 \cos(101) - L_5 + L_1] + [L_2 \sin(245) + L_4 \sin(101) - L_6 + L_2] - L_4$$

$$R(4) = [L_2 \cos(233) + L_4 \cos(89) - L_5 + L_1] + [L_2 \sin(233) + L_4 \sin(89) - L_6 + L_2] - L_4$$

$$R(5) = [L_2 \cos(219) + L_4 \cos(75) - L_5 + L_1] + [L_2 \sin(219) + L_4 \sin(75) - L_6 + L_2] - L_4$$

$$R(6) = [L_2 \cos(204) + L_4 \cos(61) - L_5 + L_1] + [L_2 \sin(204) + L_4 \sin(61) - L_6 + L_2] - L_4$$

$$R(7) = [L_2 \cos(190) + L_4 \cos(46) - L_5 + L_1] + [L_2 \sin(190) + L_4 \sin(46) - L_6 + L_2] - L_4$$

$$R(8) = [L_2 \cos(173) + L_4 \cos(29) - L_5 + L_1] + [L_2 \sin(173) + L_4 \sin(29) - L_6 + L_2] - L_4$$

$$R(9) = [L_2 \cos(157) + L_4 \cos(14) - L_5 + L_1] + [L_2 \sin(157) + L_4 \sin(14) - L_6 + L_2] - L_4$$

$$R(10) = [L_2 \cos(144) + L_4 \cos(0) - L_5 + L_1] + [L_2 \sin(144) + L_4 \sin(0) - L_6 + L_2] - X_4$$

Y se resuelve por el método de Newton-Raphson.

$$\begin{bmatrix} L_4 \\ L_5 \\ L_6 \end{bmatrix}_{j+1} = \begin{bmatrix} L_4 \\ L_5 \\ L_6 \end{bmatrix}_j - \left( \begin{bmatrix} \frac{\partial R(1)}{\partial L_4} & \dots & \frac{\partial R(1)}{L_6} \\ \vdots & & \vdots \\ \frac{\partial R(10)}{\partial L_4} & \dots & \frac{\partial R(10)}{L_6} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} \frac{\partial R(1)}{\partial L_4} & \dots & \frac{\partial R(1)}{L_6} \\ \vdots & & \vdots \\ \frac{\partial R(10)}{\partial L_4} & \dots & \frac{\partial R(10)}{L_6} \end{bmatrix} \right)^{-1} \begin{bmatrix} \frac{\partial R(1)}{\partial L_4} & \dots & \frac{\partial R(1)}{L_6} \\ \vdots & & \vdots \\ \frac{\partial R(10)}{\partial L_4} & \dots & \frac{\partial R(10)}{L_6} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} F(1) \\ \vdots \\ F(10) \end{bmatrix}$$

Solucionando la matriz, tenemos que.

$$\begin{bmatrix} L_4 \\ L_5 \\ L_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 10.7 \\ 13.8 \\ 10 \end{bmatrix}$$

Empleando estos resultados, se dibujó un mecanismo y se obtuvo las posiciones del mecanismo Fig.3.6.

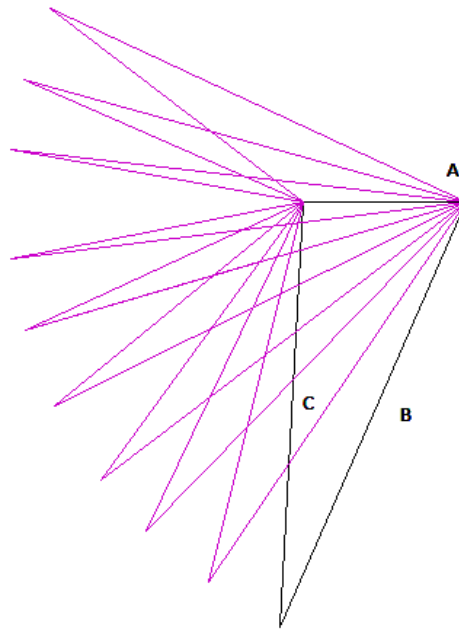


Fig. 3.6 Mecanismo propuesto y su trayectoria

Después de analizar los resultados obtenidos en la solución de matrices y conocidas las dimensiones en la Fig.3.6 se debe modelar la propuesta del mecanismo, la cual se realizó en el programa Autocad, obteniendo la propuesta que se observa en Fig.3.7, posteriormente se exportó la geometría al programa SolidWorks, el resultado de esta exportación se observa en Fig. 3.8, donde se ensambló y seleccionaron datos de los sólidos.

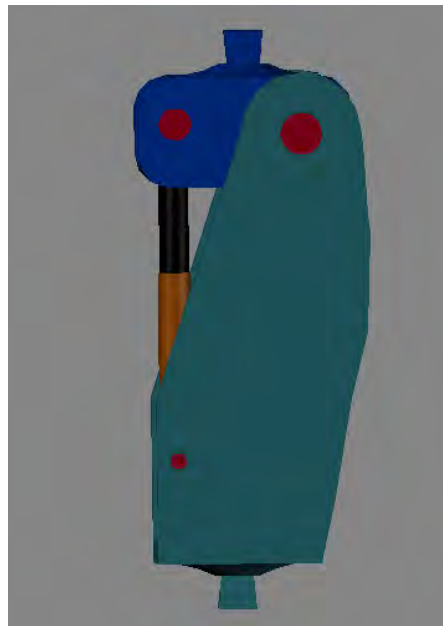


Fig. 3.7 Bosquejo del mecanismo en Autocad.

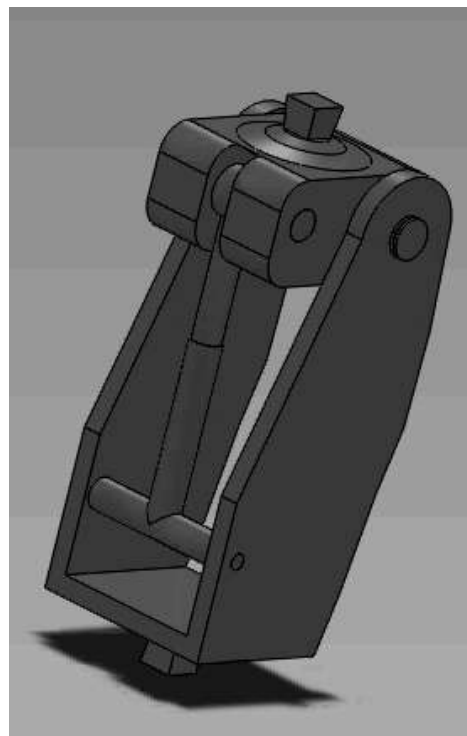


Fig. 3.8 Mecanismo en SolidWorks



### 3.3.2.- Simulación del mecanismo

Una vez que se obtuvo el mecanismo en Solidworks, se realizó la simulación cinemática del dispositivo por medio del programa ANSYS, este nos proporciona todo el comportamiento cinemático. Como inicio, el programa ayuda para considerar las características de antropometría necesarias para obtener los movimientos máximos. En nuestro caso para la simulación se tomaron en cuenta cuatro barras, así como tres uniones de tipo revoluta o de giro y una unión traslativa.

Algunas de las ventajas de este programa, es que cuenta con la capacidad de hacer empotramientos, para restringir el movimiento en ciertos elementos, tomar en cuenta los materiales de los mismos, así como la fuerza de gravedad que interviene.

El programa de manera confiable realiza el cálculo de la velocidad y de la aceleración solo es necesario establecer los ángulos y los pasos en los cuales se requiere que se efectúe el movimiento Fig.3.9.

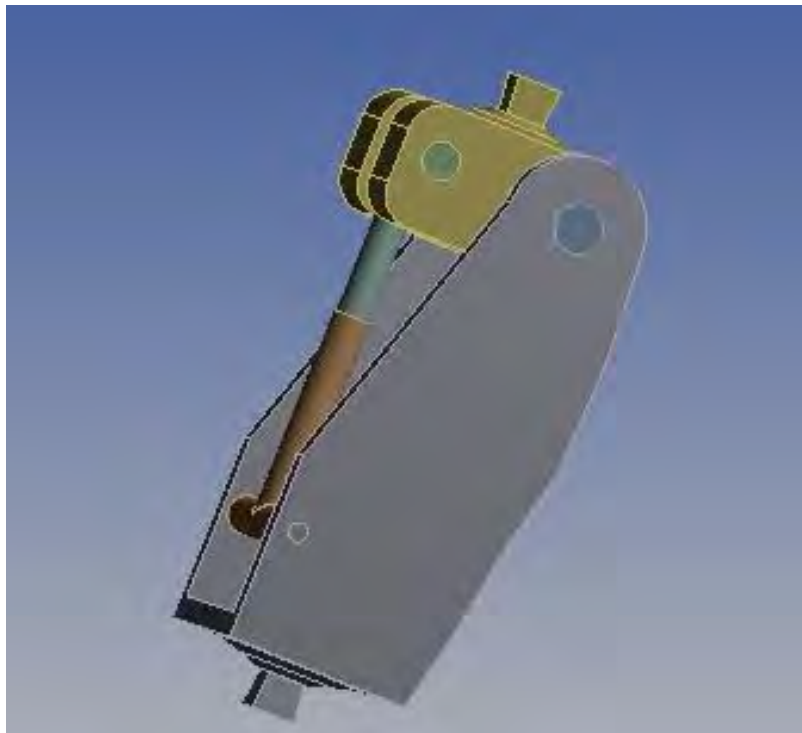


Fig. 3.9 Simulación en ANSYS

### 3.4.- ANÁLISIS CINEMÁTICO

Para realizar el análisis cinemático del mecanismo, debe tomarse en cuenta diversos factores, como son: la geometría y los posibles movimientos que realiza el dispositivo (Figura 3.10).

Por lo que respecta a la velocidad del movimiento, se puede calcular con dos elementos, un eslabón tierra y un eslabón entrada articulado. La velocidad de cambio de la posición angular del eslabón dos con respecto al eje fijo se le llama velocidad angular  $\omega$  (Fig. 3.11).

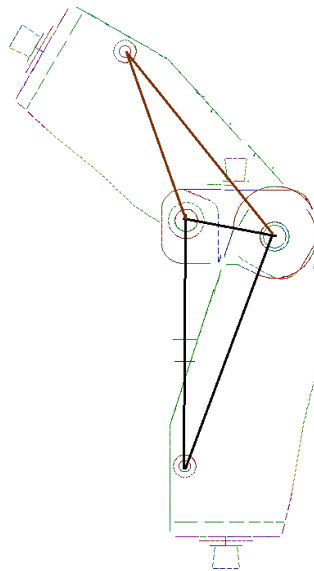


Fig. 3.10 Posiciones del mecanismo.

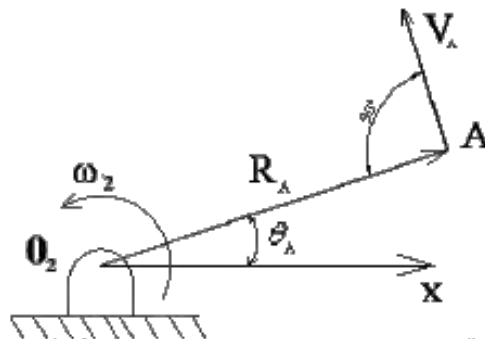


Fig. 3.11 Velocidad de eslabón 1 sobre eslabón 2. [40]

Usando la fórmula de LaGrange-Euler, se obtiene. [40]

$$R_A = \sqrt{(R_A \cos \theta_A)^2 + (i R_A \sin \theta_A)^2} \quad (3.7)$$

Donde

$R_A$  = Longitud del Eslabón 2

$\theta_A$  = Posición del vector con respecto al eje x

$i$  = Notación de números complejos

La velocidad de vector velocidad es siempre perpendicular al vector posición que se origina en el punto de referencia. De lo anterior, se puede predecir que la velocidad absoluta lineal de un punto es la velocidad de cambio del vector posición de ese punto con respecto al marco de referencia. [40]

$$V_A = \omega_2 \times r_A \quad (3.8)$$

Donde

$V_A$  = Velocidad Absoluta Lineal

$\omega_2$  = Velocidad angular

$r_A$  = Longitud del eslabón 2

Cuando un cuerpo rígido o eslabón se mueve con movimiento plano, este movimiento en cualquier instante se puede representar como una rotación alrededor de un punto llamado centro instantáneo de rotación (CIR). Para cada posición se puede encontrar el CIR si se considera una cierta velocidad angular instantánea. El centro instantáneo se define como la ubicación instantánea de un punto coincidente de dos trayectorias de velocidad de un mismo cuerpo rígido, para el que la velocidad absoluta angular de las dos velocidades es igual. [40]

### 3.4.1.- Determinación de la velocidad de salida.

Dada la velocidad angular  $w_2=8\text{rpm}$  de entrada, conociendo las posiciones de los puntos A, B, así como los valores de los ángulos  $\theta_2$  y  $\theta_3$ . Obtenidos a partir de las posiciones máxima

y mínima de la prótesis. Puede ser obtenida la velocidad absoluta de A en radianes, la ecuación requerida para determinar el valor es:

$$w_2 \left( \frac{rad}{seg} \right) = \left[ N \left( \frac{rev}{min} \right) \right] \left[ 2\pi \left( \frac{rad}{rev} \right) \right] \left[ \frac{1}{60} \left( \frac{min}{s} \right) \right]$$

Sustituyendo los valores de cada variable, el resultado de la velocidad en radianes sobre segundo es:

$$w_2 = \frac{8(2\pi)}{60} = 0.8377 \text{ rad/s}$$

Por lo que el valor de la velocidad absoluta  $V_A$  es igual a:

$$V_A = w_2 \times r^2$$

$$V_A = 0.8377 \frac{rad}{s} \times (0.14i + 0.048j)$$

$$V_A = 0.117 \frac{m}{s} j - 0.0402 \frac{m}{s} i$$

Por lo tanto se tiene que  $w_2 = -0.837k$ , en su posición máxima.

Se encuentra la aceleración.

$$\mathbf{a}_B = \mathbf{a}_A + \mathbf{a}_{B/A} + \mathbf{a}_{co} \quad (3.8)$$

Donde

$\mathbf{a}_B$  = Aceleración del punto B

$\mathbf{a}_A$  = Aceleración del punto A

$\mathbf{a}_{B/A}$  = Aceleración del punto B con respecto al A

$\mathbf{a}_{co}$  = Aceleración de coriolis

Una vez encontrada la aceleración del punto B; se requiere encontrar, la aceleración tangencial, de acuerdo con la siguiente ecuación

$$\mathbf{a}^1 = \alpha \mathbf{r} \quad (3.9)$$

Donde

$\mathbf{a}^1 = \text{Aceleración Tangencial}$

$\alpha = \text{Aceleración Angular}$

$r = \text{Longitud del Radio}$

También se requiere encontrar la aceleración normal, para lo cual tenemos que:

$$\mathbf{a}^n = \mathbf{w}^2 \mathbf{r} \quad (3.10)$$

Donde

$\mathbf{a}^n = \text{Aceleración Normal}$

$\mathbf{w} = \text{Velocidad Angular}$

$r = \text{Longitud de Radio}$

Así como la aceleración de Coriolis, este tipo de aceleración se obtiene de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$\mathbf{a}_{co} = -2\mathbf{w} \times \mathbf{V}$$

Realizando una sumatoria de aceleraciones de los valores a obtener de las aceleraciones encontradas, obteniendo que:

$$\mathbf{a}_B^n + \mathbf{a}_B^1 = \mathbf{a}_A^n + \mathbf{a}_A^1 + \mathbf{a}_{B/A}^n + \mathbf{a}_{B/A}^1 + \mathbf{a}_{co}$$

Desarrollando cada variable de la ecuación:

$$\mathbf{a}_B^n = w_4 \times (w_4 \times r_{04B}) = 0.01i - 0.034j$$

$$\mathbf{a}_B^1 = a_4 \times r_{04B} = 0.02 \alpha_4 i - 0.027 \alpha_4 j$$

$$\mathbf{a}_A^n = w_2 \times (w_2 \times r_{02A}) = 0.017i - 0.023j$$

$$\mathbf{a}_A^1 = a_2 \times r_{02A} = 0 i + 0 j$$

$$\mathbf{a}_{B/A}^n = w_3 \times (w_3 \times r_{AB}) = 0.011i - 8.4 \times 10^{-3} j$$

$$\mathbf{a}_{B/A}^1 = a_3 \times r_{AB} = 0.012 \alpha_3 i + 0.016 \alpha_3 j$$

$$\mathbf{a}_{co} = -2\mathbf{w} \times \mathbf{v} = -1.87 i + 0.643 j$$

Sustituyendo la posición en k en las aceleraciones normales

$$\alpha_3 = -6.51 \times 10^{-3} k \text{ y } \alpha_4 = -1.8 k$$

Por lo tanto, obtenemos el valor total de la aceleración.

$$a_A = 0.52 \frac{\text{rad}}{\text{s}} \cdot 0.52 \times (0.014i + 0.025j)$$

$$a_A = 0.0031 \text{ m/s } j - 0.067 \text{ m/s } i$$

### 3.5.-ANÁLISIS DINÁMICO DEL CUERPO RÍGIDO

Partiendo de la segunda ley de Newton y la masa del cuerpo tenemos.

$$\mathbf{F}_{ext} = m\mathbf{a}_g \quad (3.11)$$

Donde

$$\mathbf{F}_{ext} = \text{Fuerza externa}$$

$$m = \text{Masa del cuerpo rigido}$$

$$\mathbf{a}_g = \text{Aceleración(gravidad)}$$

De lo anterior deduciendo el cálculo de la densidad para poder obtener la masa de los eslabones, tenemos que:

$$\rho = m/v \quad (3.12)$$

Donde

$$\rho = \text{Densidad del material}$$

$$m = \text{Masa del cuerpo}$$

$$v = \text{Volumen del cuerpo}$$

Al desarrollar el análisis dinámico, es necesario analizar un par de eslabones (eslabón 1 y eslabón 2) para poder hacer los cálculos para encontrar los momentos de inercia y el torque en el sistema mecánico propuesto.

Eslabón 1 (Fig.3.12):

$$\mathbf{Volumen} = v = 8.9895 \times 10^{-6} \text{ m}^3$$

$$\mathbf{Densidad} = \rho = 2700 \text{ kg/m}^3$$

$$\mathbf{Masa} = m = 2.4 \times 10^{-2} \text{ Kg}$$

$$\text{Fuerza } = F = W = ma_g = 2.37 \times 10^{-1} \text{ N}$$

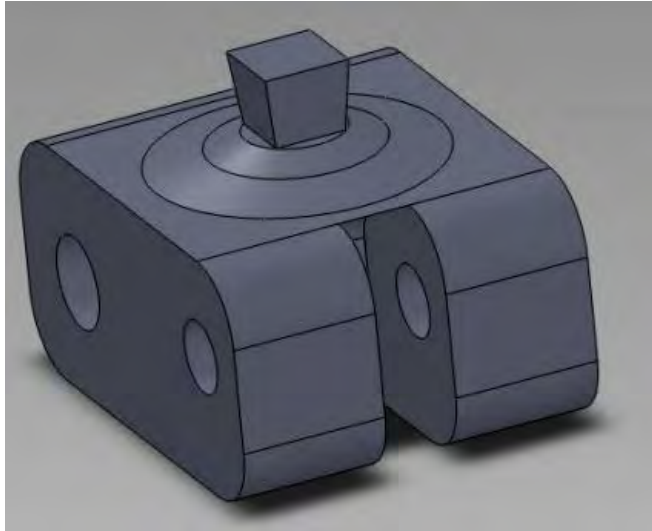


Fig. 3.12 Eslabón 1

Eslabón 2 (Fig.3.13):

$$v = 11.0081 \times 10^{-6} \text{ m}^3$$

$$\rho = 2700 \text{ kg/m}^3$$

$$m = 2.9 \times 10^{-2} \text{ kg}$$

$$F = W = ma_g = 2.9 \text{ N}$$

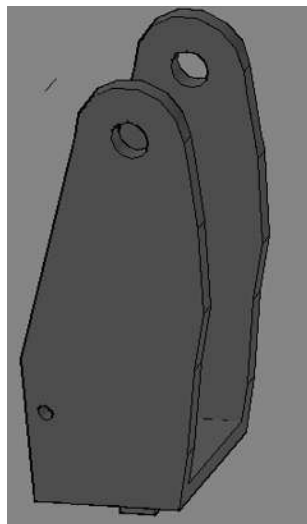


Fig. 3.13 Eslabón 2

Ahora se calculan los momentos de inercia, para poder encontrar el torque y completar nuestro análisis dinámico.

$$I_x = \int_A y^2 dA \quad (3.13)$$

$$I_y = \int_A x^2 dA \quad (3.14)$$

Donde

$I_x$  = momento de inercia con respecto al eje x

$x$  = dimensión en el eje horizontal

$I_y$  = momento de inercia con respecto al eje y

$y$  = dimensión en el eje vertical

En el eje X son.

$$T_1 = -I_1 \alpha_1$$

$$I_1 = 3.2635 \times 10^{-3} \text{ kg} \cdot \text{m}^2 \text{ y } I_2 = 1.740 \times 10^{-3} \text{ kg} \cdot \text{m}^2$$

Obtenemos los valores de  $I_1$  e  $I_2$ , para los momentos de inercia del eslabón 1 y del eslabón 2 respectivamente.

Y el torque se analiza desde una forma rotacional.

$$\tau = I \alpha \quad (3.15)$$

Donde:

$\tau$  = Torque o momento de fuerza

$I$  = Momento de Inercia

$\alpha$  = Aceleración angular

Sustituyendo datos de  $I_1$  e  $I_2$  en la ecuación 3.15, para encontrar el torque, tenemos que:



$$T_1 = -I_1\alpha_1 = 9.9 \times 10^{-6} \text{ k}$$

$$T_2 = -I_2\alpha_2 = 1.1 \times 10^{-4} \text{ k}$$

Una vez obtenidos los datos necesarios, de acuerdo al análisis matemático, se debe utilizar el programa ANSYS, con este programa se obtuvo el análisis cinemático y dinámico del mecanismo. Para este análisis es suficiente con establecer un incremento de la posición lineal y angular en función del tiempo, como se puede observar en la figura 3.14. Donde se muestra el movimiento de los eslabones.

Se analizaron dos simulaciones dinámicas, la primera efectuando un movimiento en la base de la prótesis, semejando el movimiento efectuado sobre la marcha común, arrojándonos su velocidad de salida (Fig.3.15) y la otra efectúa un movimiento en la cabeza de la prótesis, semejando el sentarse en el paciente, tratando de mantener el talón fijo al suelo esta nos arroja su velocidad de entrada (Fig. 3.16).

Las condiciones de frontera para el análisis dinámico, que se manejaron en ambas simulaciones fueron las mismas, y las más relevantes fueron la velocidad de 5.5 m/s y los tiempos máximos de 5 seg. Las demás condiciones el programa las proporciona automáticamente.

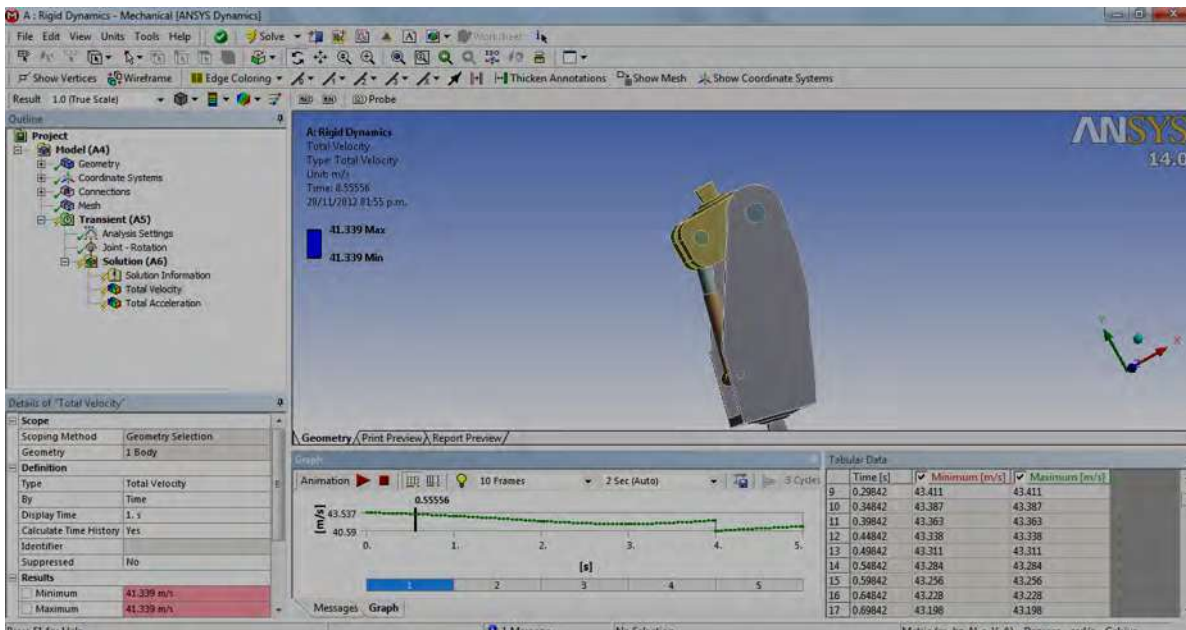


Fig. 3.14 Análisis Cinemático en ANSYS

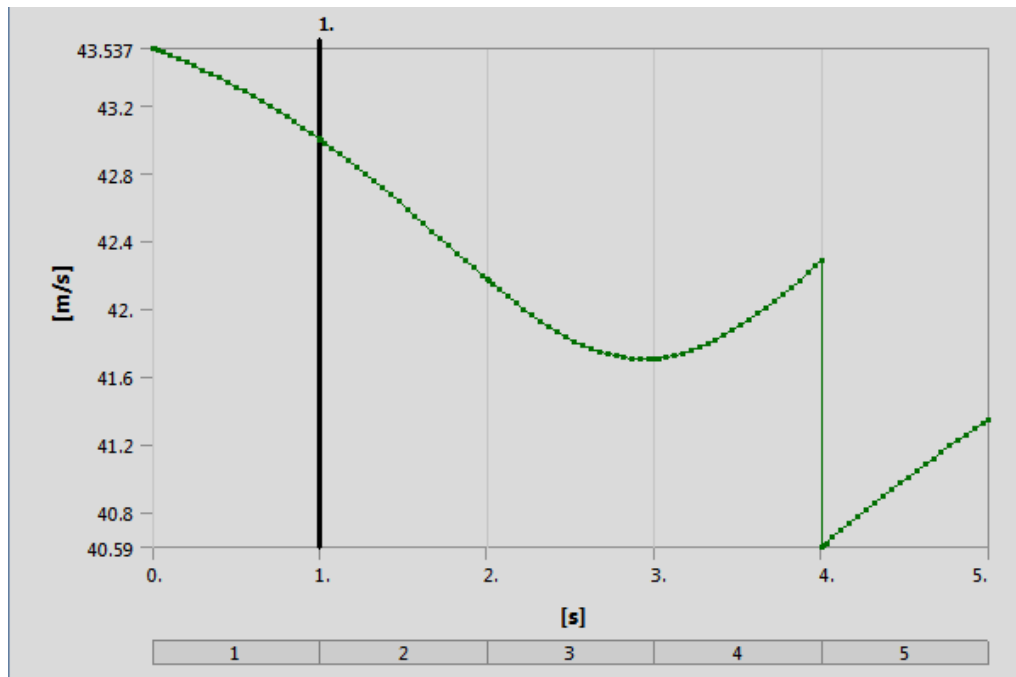


Fig. 3.15 Análisis de Velocidad Eslabón 2

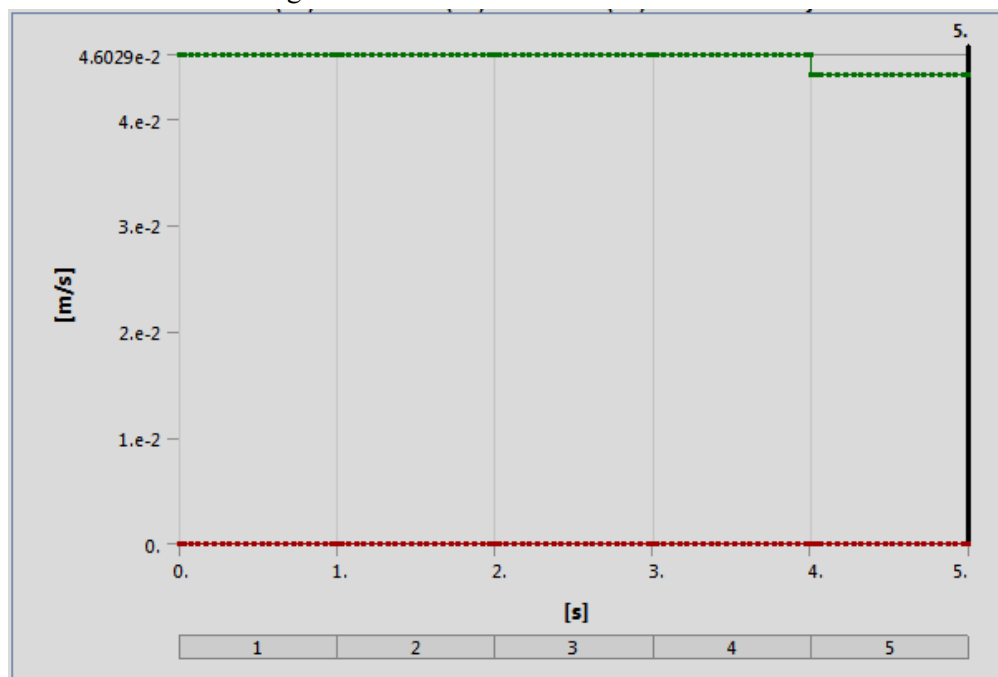


Fig. 3.16 Análisis de Velocidad Eslabón 1

### 3.6.- DISEÑO MECÁNICO DE LOS ELEMENTOS DE LA PRÓTESIS

#### 3.6.1.- Pasador

Los tipos más comunes de pasadores son: los guía, rectos, ahusados, de garganta y de resorte. Los pasadores guía se emplean para mantener las piezas en posición o para impedir que estas se deslicen después del ensamble. La especificación de este tipo de pasador se lleva a cabo proporcionando el nombre, el diámetro nominal del pasador, el material y el acabado de protección. Otro tipo de pasador que se utiliza para mantener las piezas en posición es el pasador de chaveta, el cual tiene una cabeza redonda y extrema que se doblan después del ensamble. [41]

#### 3.6.2.- Cálculo del pasador.

El pasador estará sometido a esfuerzos cortantes, ya que es la pieza que sufrirá el principal esfuerzo cortante, además que es la pieza que sufre fatiga en las prótesis comerciales, el diámetro del pasador es de suma importancia para que nuestro diseño soporte y aumente la calidad de nuestro producto (fig. 3.17).

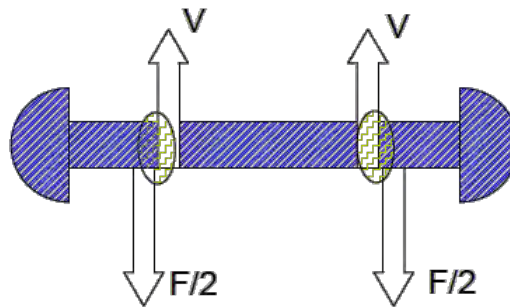


Fig. 3.17 Esfuerzos cortantes en un pasador

Para determinar el diámetro necesario para el pasador, partimos por conocer el esfuerzo de corte del acero inoxidable que es de 310 Mpa, y la fuerza que soportara la prótesis que es para una persona de 150 kg, además que la rodilla soporta hasta 20 veces el peso de la persona en distintas prácticas comunes, como el bajar o subir escalones, o hasta el brincar. Por lo cual se calcula la carga total que es de 150kg multiplicados por 20 ya que será su máxima resistencia.

Por lo que tenemos que:

$$\tau_c = 310 \text{ Gpa} = 440527.75 \text{ psi.}$$

$$V = 150 \text{ Kg.} = 330.39 \text{ lb} \times 20 = 6607.92 \text{ lb}$$

Por lo que se procede a sacar el área del diámetro del perno

$$\tau_c = \frac{V}{A} \quad (3.15)$$

$$\tau_c = V / (1.5d)d$$

$$d = 0.1 \text{ pulg.} = 2.5 \text{ mm}$$

Para propósitos de construcción del prototipo, en el mercado no hay rodamientos con el diámetro interior de 2.5 mm, por lo que se utilizará un diámetro de 6.35 mm. Esto nos provoca que la estructura de la prótesis sea más robusta. Como resultado, se encontró que el pasador debe tener un diámetro de 6.35 mm. Fig. 3.18.

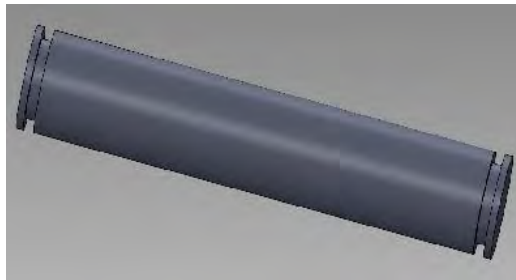


Fig. 3.18 Dibujo del pasador

### 3.6.3.- Rodamientos

Los nombres de cojinete de Rodamiento o simplemente rodamiento, se emplean para describir la clase de soporte en el que la carga principal se transmite a través de elementos que están en contacto rodante y no deslizante, es decir, su utilización se debe a la característica de transferir las cargas entre los elementos rotatorios y los estacionarios, permitiendo la rotación relativamente libre con un mínimo de fricción. [41]

La carga, la velocidad y la viscosidad de operación del lubricante afectan las características de fricción de un cojinete de rodamiento. Aunque no es muy correcto el nombre de cojinete

antifricción, también se usa comúnmente en la industria. El especialista en el diseño de cojinetes antifricción, se enfrenta al problema de diseñar un grupo de elementos que componen un cojinete de rodamiento; estos elementos deben diseñarse para adaptarlos a un espacio cuyas dimensiones se especifiquen; de igual forma deben estar diseñados para resistir una determinada carga y finalmente estos elementos deben estar diseñados para tener una duración o vida útil satisfactoria cuando la operación se realice según las condiciones especificadas. [41]

Para el diseño de un rodamiento, se deben considerar los siguientes factores: [41]

- **Carga por fatiga.**
- **Fricción.**
- **Calentamiento.**
- **Resistencia a la corrosión.**
- **Problemas cinemáticos.**
- **Propiedades de los materiales.**

### **3.6.4.- Selección de rodamientos.**

Una forma de mejorar la calidad de vida de los elementos es mediante la selección de un rodamiento adecuado que no afecte la estructura del diseño propuesto y el pasador sufra esfuerzos de corte y fatiga mucho menores. Así que por lo tanto el cálculo del rodamiento depende directamente del diámetro del pasador por lo que se eligió un rodamiento con un diámetro interior de 6.35 mm, un diámetro exterior de 12 mm y un ancho de 7 mm.

### **3.6.5.- Resorte.**

Las aplicaciones de los resortes son muy variadas entre las más importantes pueden mencionarse las siguientes: [41]

- Como elementos que absorben energía o cargas de choque, como por ejemplo en chasis y topes de ferrocarril.
- Como dispositivos de fuerza para mantener el contacto entre elementos, tal como aparece en los mecanismos de leva y en algún tipo de embragues.
- En sistemas de suspensión y/o amortiguación, percibiendo la energía instantánea de una acción externa y devolviéndola en forma de energía de oscilaciones elásticas.

- Como elemento motriz o fuente de energía, como en mecanismos de reloj y juguetes, dispositivos de armas deportivas, etc.
- Como elementos que absorben vibraciones.

### 3.6.5.1.- Resortes Helicoidales Cilíndricos

Para nuestro trabajo experimental, y de acuerdo con el diseño, se tiene que los resortes del tipo helicoidal son los que mejor funcionan, este tipo de resortes son de sección transversal circular: En la figura 3.19 se muestra un resorte helicoidal cilíndrico sin carga, donde se tienen sus diversos parámetros y la forma de denotarlos. [41]

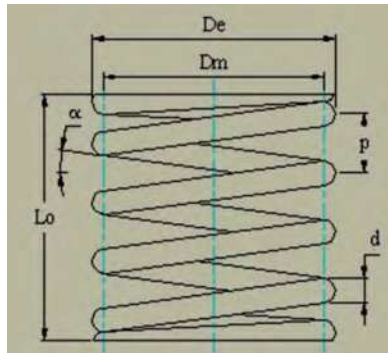


Fig. 3.19 Resorte helicoidal cilíndrico de alambre de sección transversal circular. [41]

Donde:

- De:** diámetro exterior
- Dm:** diámetro medio
- Lo:** longitud libre
- d:** diámetro de alambre
- $\alpha$ :** ángulo de hélice
- p:** paso

### 3.6.5.2.- Cálculo del resorte

Para la selección del resorte es necesario conocer el número de espiras y el diámetro del mismo por lo que los obtendremos con la siguiente fórmula [41], tomando en cuenta que existen piernas protésicas que pesan hasta 10 kg y que ocuparíamos un resorte con un alambre de 1/12 de pulgada. Primeramente procedemos a encontrar la constante K del resorte, esta constante es de rigidez y se deberá obtener entre valores de 6 a 12 para que sea aceptable. Los valores de fuerza que intervienen son el máximo y mínimo a la cual el resorte se expone. Y los valores de las longitudes que se manejan son los correspondientes a las que por diseño se tomaron en cuenta para la acción del resorte.

$$k = \frac{F_o - F_i}{l_i - l_o} = \frac{22 - 14}{1.57 - .56} = 8 \quad (3.16)$$

Donde

$k$  = constante de resorte

$F_o$  = fuerza en la longitud de operación

$F_i$  = fuerza en la longitud instalada

$l_i$  = longitud libre

$l_o$  = longitud de operación

Posteriormente se procede a encontrar el diámetro del alambre.

$$k = \frac{D}{d} ; 8 = \frac{D}{(0.0833)} \quad (3.19)$$

Donde:

$k$  = constante de resorte

$D$  = diametro exterior del resorte

$d$  = diametro del alambre

Por último encontraremos para el cálculo del número de espiras del resorte debe considerarse la siguiente ecuación.

$$F_o = \frac{dG}{8(k)^3 n} \quad (3.20)$$

De esta ecuación encontraremos el número de espiras.

$$22 = \frac{(1/12)(11.5 \times 10^6)}{8(8^3)n}$$

$n = 10$  espiras.

Donde:

$F_o$  = fuerza de operación

$d$  = diametro del alambre

$G$  = esfuerzo cortante

$k$  = constante de resorte

$n$  = numero de espiras

Después de validar mediante el diseño mecánico y obtener las dimensiones de los componentes del prototipo, procedemos al análisis de los resultados para poder dar la interpretación necesaria para poder realizar la manufactura del mismo.

## CAPITULO IV.- ANÁLISIS DE RESULTADOS

### 4.1.- GENERALIDADES

Existe una amplia gama de materiales a elegir, y conforme el diseño avanza se va requiriendo de datos más precisos, con los cuales lleva a tomar decisiones y con esto se van descartando elementos a elegir para solo quedar unos cuantos los cuales van dando la fortaleza al diseño.

Existen herramientas computacionales que nos ayudan a la selección de estos materiales y que nos ayudan a validar el diseño propuesto, una de estas es el análisis por elemento finito mediante simulaciones, los cuales nos arrojan resultados de esfuerzos, deformaciones, entre otros parámetros que se deberán tomar en cuenta para maquinar el mecanismo, con base a las necesidades que se establezcan.

### 4.2.- SELECCIÓN DEL MATERIAL

Ahora está disponible una mayor variedad de materiales, cada uno con sus propias características, aplicaciones, ventajas y limitaciones. Los siguientes son los tipos generales de materiales utilizados hoy en día en la manufactura, ya sea de manera individual o en combinación.

#### 4.2.1.- Clases de materiales

Para una mayor convección los materiales se clasifican en seis clases: polímeros, metales, elastómeros, cerámicos, vidrios y compósitos. Los miembros de la misma clase poseen características, propiedades y hasta aplicaciones en común. [37]

El conocimiento de las microestructuras de los metales sirve de guía en el control y la predicción del comportamiento y desempeño de este tipo de materiales en diversos procesos de manufactura. Comprender esta estructura también nos ayuda a predecir y evaluar sus propiedades, esto va encaminado a orientar una selección adecuada del material de acuerdo a aplicaciones específicas bajo condiciones externas y de entorno particulares, como fuerzas y temperatura. [37]

Los metales cuentan con propiedades físicas que a nivel de estructura pueden ser modificadas o controladas, bien con adición de aleantes o por aplicación de tratamientos térmicos y mecánicos. Todos estos factores son de mucha importancia y deben ser considerados para el diseño. [37]



#### 4.2.2.- Cartas de Selección de Materiales

Las propiedades de un material limitan su desempeño. Es necesario el poder observar globalmente los límites de las propiedades de los diferentes tipos de material. Una propiedad puede mostrarse como una lista o una gráfica de barras. Pero no es común que el desempeño de un material dependa de una sola propiedad, sino que es más común que dependa de la combinación de una o más propiedades. Por ejemplo, la relación de resistencia a peso ( $\sigma - \rho$ ), sugiere la idea de graficar una propiedad contra a otra, marcando los campos en espacio de la propiedad ocupado por los diferentes tipos de materiales y los subcampos ocupados por cada material específico. A este tipo de cartas se les denomina de selección de materiales.

La carta de resistencia-densidad es la ideal para este proyecto, ya que el peso que la prótesis debe de tener, debe ser el menor peso posible, siempre y cuando tenga un alto grado de resistencia, en la figura 4.1 se muestra esta carta, donde la palabra resistencia necesita una definición. Para los metales y polímeros se refiere a la resistencia de cedencia, se usara el símbolo  $\sigma$ , independientemente del mecanismo de falla. [42]

El considerable alargamiento de las zonas que conforman la carta refleja el amplio rango causado por el grado de aleación, trabajo mecánico, tamaño de grano, porosidad, etc. Un importante uso de esta carta es la selección para el diseño plástico ligero. [42]

Con estos datos se deduce que el material viable a usar en el mecanismo propuesto para este prototipo es una aleación de aluminio, ya que su densidad es de  $2700 \text{ kg/m}^3$  y los esfuerzos que este soporta son suficientes, para las necesidades y características que se desean del material propuesto para fabricar el mecanismo de diseño. [42]

#### 4.2.3.- Aleaciones de Aluminio

Los factores de importancia en la selección de aluminio son, la resistencia a la tensión, a la corrosión, a la conductividad térmica y eléctrica, a la no toxicidad, su reflectividad, su apariencia y su facilidad de conformado y maquinabilidad, así como también su propiedad de ser antimagnéticos. [42]

Los usos principales del aluminio y de sus aleaciones, en orden decreciente de consumo, es en recipientes y empaques, construcciones, transporte, herramientas, aplicaciones eléctricas y productos duraderos. [42]

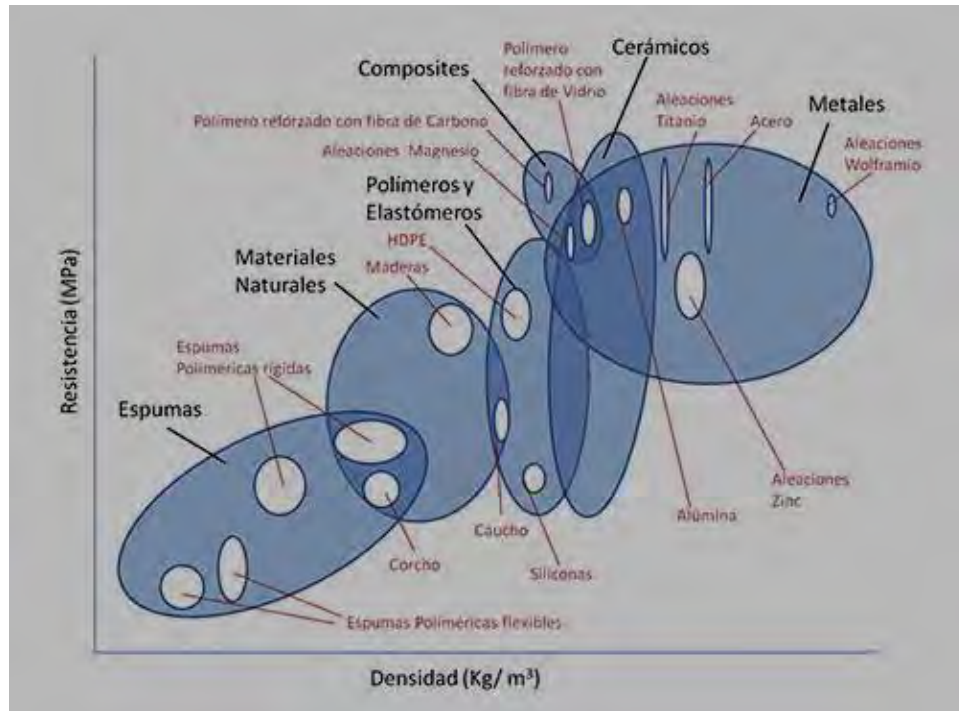


Fig. 4.1 Carta de Material (Esfuerzo-Densidad). [43]

Las aleaciones de aluminio están disponibles en diversos productos, además de que su manufactura es relativamente sencilla. Existen dos tipos de aleaciones para el aluminio forjado, las aleaciones que pueden ser endurecidas por trabajo en frío y que no es posible tratarlas térmicamente y las aleaciones que pueden ser endurecidas mediante tratamientos térmicos. El sistema internacional reconocido para designar las aleaciones forjadas se muestra en la tabla 4.1.

Tabla. 4.1 Designación de las Aleaciones de Aluminio Forjado. [44]

Designación	Mayor elemento en la aleación
1XXX	Ninguno, 99% Aluminio
2XXX	Cobre (Cu)
3XXX	Manganeso (Mn)
4XXX	Silicio (Si)
5XXX	Magnesio (Mg)
6XXX	Magnesio y Silicio
7XXX	Zinc (Zn)
8XXX	Otro tipo de elemento
9XXX	Inusitado

### 4.3.- PROPIEDADES DE LOS MATERIALES

Las propiedades físicas de interés particular son, la densidad, punto de fusión, calor específico, conductividad térmica, esfuerzo, deformación, dilatación térmica, propiedades eléctricas, propiedades magnéticas y resistencia a la corrosión. [42]

#### a) Densidad

La densidad de un material es la masa por unidad de volumen. Otra manera de expresar la densidad de un material es en relación con la del agua; esta cantidad se conoce como gravedad específica, y no tiene unidades. El ahorro de peso es de vital importancia en el diseño de mecanismos, y esto representa un ahorro económico. La densidad juega un papel muy importante en la resistencia específica y en la rigidez específica. [42]

#### b) Punto de fusión

El punto de fusión de un material depende de la energía requerida para separar sus átomos, la temperatura de fusión de una aleación tiene un número de efectos indirectos en las operaciones de manufactura. [42]

#### c) Calor específico

El calor específico de un material es la energía requerida para elevar la temperatura de una unidad de masa en un grado. Los elementos de aleación tienen un efecto relativamente menor en el calor específico de los materiales. La elevación de temperatura en una pieza de trabajo, resultado de operaciones de maquinado es una función del trabajo efectuado y del calor específico del material de una pieza, en caso de ser excesiva, puede reducir la cantidad del producto, al afectar la calidad del producto, al afectar de manera adversa el acabado superficial y la precisión dimensional, pudiendo causar un desgaste en las herramientas, causando cambios metalúrgicos en el material. [42]

#### d) Esfuerzo

Cuando las piezas de trabajo se sujetan a una deformación no uniforme a lo largo de la pieza, se desarrollan esfuerzos. Estos describen la distribución de una fuerza ejercida sobre un área y se expresa como intensidad de fuerza. [42]

$$\sigma = F / A \quad (4.1)$$

Dónde:  $\sigma$ ; Esfuerzo Normal

$F$ ; Fuerza Aplicada

$A$ ; Área de la Sección Transversal

La Fig. 4.2 ilustra los diferentes tipos de esfuerzo normal que se pueden presentar en un metal, es decir a tensión y compresión.

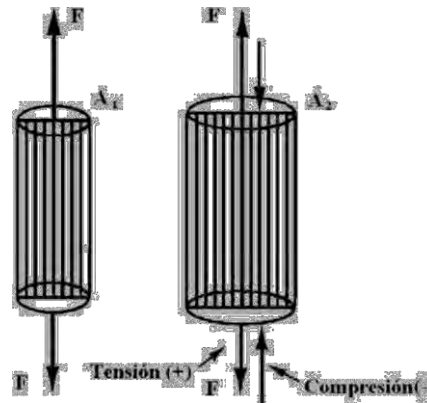


Fig. 4.2 Esfuerzo normal. [40]

Existe otro tipo de esfuerzo que resulta cuando la fuerza actúa paralela a la superficie o área, como se muestra en la Fig. 4.3, se conoce como esfuerzo de corte y está dados por. [42]:

$$\tau = F / A \tag{4.2}$$

Dónde:

$\tau$ ; Esfuerzo al Corte

F; Fuerza Aplicada

A; Área de la Sección Transversal

El principio de este tipo de esfuerzos se aprecia en las figuras 4.3 y 4.4

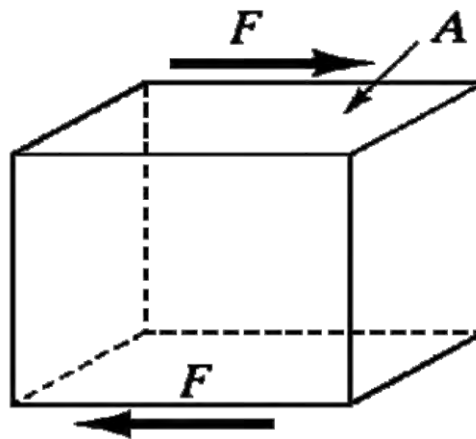


Fig. 4.3 Esfuerzo de Corte. [45]

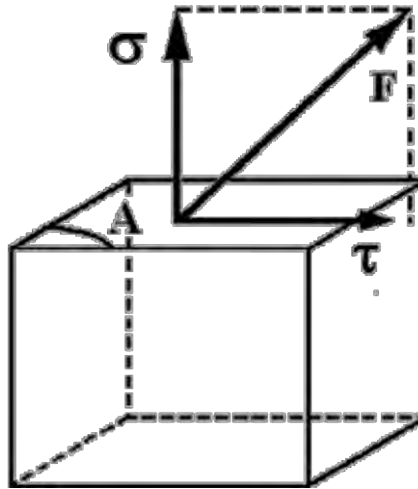


Fig. 4.4 Componentes de Esfuerzo. [45]

En la Fig. 4.4 se muestra como una fuerza aplicada a una superficie se puede resolver para obtener las componentes de esfuerzo normal y de corte.

#### e) Deformación

La deformación se define como:

$$\varepsilon = l - l_0/l_f \quad (4.3)$$

Donde  $l$  es la longitud instantánea de la pieza.

Conforme se incrementa la carga, el espécimen empieza, a cierto nivel de esfuerzo, a sufrir una deformación permanente o plástica, más allá de ese nivel, el esfuerzo y la deformación ya son proporcionales, como lo eran en la región elástica. El esfuerzo al cual ocurre este fenómeno se conoce como el esfuerzo de cedencia  $Y$ , del material. El término límite proporcional también es utilizado para especificar el punto donde el esfuerzo y la deformación dejan de ser proporcionales. [42]

### 4.3.1.- Propiedades mecánicas y Métodos de Ensayo

#### a) Resistencia

La supervivencia de muchos productos depende de cómo el diseñador ajusta el diseño inducido por la carga para que sea menor que la resistencia en el punto de interés. El diseñador debe permitir que la resistencia exceda al esfuerzo por un margen suficiente, de manera que a pesar de las incertidumbres, la falla no sea frecuente. [42]

**b) Ductilidad**

Un comportamiento importante observado durante un ensayo de tensión es la ductilidad, es decir, la medida de la deformación plástica que sufre el material antes de romperse. Existen dos medidas comunes de ductilidad. La primera es el alargamiento total del espécimen: [42]

$$\text{Alargamiento} = \frac{(l_f - l_0)}{l_0} \times 100 \quad (4.4)$$

La segunda medida de ductilidad es la reducción del área:

$$\text{Reducción del área} = \frac{(A_0 - A_f)}{A_0} \times 100 \quad (4.5)$$

**c) Factor de diseño y factor de seguridad**

Un enfoque general para el problema de la carga permisible, carga de pérdida de la función, es el método del factor de diseño y algunas veces se llama método de diseño clásico. Y la ecuación fundamental es: [42]

$$\text{Carga permisible} = \frac{\text{Carga de pérdida de la función}}{n_d} \quad (4.6)$$

Donde  $n_d$  se llama factor de diseño. Para una carga de pérdida de la función dada, si se incrementa al doble el factor de diseño disminuye a la mitad la carga permisible. Para ser más útil, esta propiedad se hace que persista sin importar la linealidad del esfuerzo con carga. [42]

Con este factor y el concepto bien definido de esfuerzo, se crearon las máquinas de ensayo, en donde los factores de diseño y de seguridad llegaron a expresarse en términos de un esfuerzo y una resistencia relevante, con lo cual se hizo posible obtener expresiones como: [42]

$$n_d = \frac{\sigma(\text{pérdida de función})}{\sigma(\text{permisible})} = \frac{\text{resistencia}}{\text{esfuerzo}} \quad (4.7)$$

Reflejando la relación no lineal entre el esfuerzo y la carga aunque en estas expresiones, las resistencias pueden ser mínimas. [42]

## 4.4.- MATERIAL EXPERIMENTAL SELECCIONADO

### 4.4.1.- Aluminio 6061-T6 y Acero inoxidable serie 300

El Aluminio 6061-T6, es el material apropiado para la manufactura de algunas piezas de este proyecto, en base a las propiedades mecánicas: por su resistencia a la tensión, su ligereza, su maleabilidad, su bajo punto de fusión y sus propiedades anticorrosivas.

Las propiedades mecánicas de este material han sido mejoradas mediante el tratamiento térmico T-6. Un tratamiento térmico, en sentido amplio de la palabra, se refiere al calentamiento y enfriamiento de los metales en estado sólido, para modificar sus propiedades mecánicas, su estructura metalográfica o eliminar tensiones residuales. Cuando se le aplica a aleaciones de aluminio el termino tratamiento térmico se refiere usualmente a las operaciones empleadas para incrementar la resistencia y la dureza de las aleaciones de forja o de moldeo endurecibles por precipitado. La solubilización de las segundas fases, capaces de precipitar durante el envejecimiento no es el único cambio microestructural que tiene lugar en las aleaciones de fundición al ser tratadas térmicamente. La designación del tratamiento térmico del aluminio es T6 se refiere: puesta en solución y envejecimiento artificial que se utiliza generalmente para incrementar el límite elástico y la resistencia a la tracción. Si se desea un producto que tenga buena maquinabilidad hay que incrementar la dureza. El T6 es ideal para elevar la dureza y la resistencia a la tracción. [42]

Características de aleación la del aluminio T6:

Puesta en solución de 520-530 °C durante 2-8 horas

Enfriamiento en agua a 20-80 °C

Envejecimiento artificial 150-180 °C durante 2-8 horas

Tabla. 4.2 Composición química de la Aleación del Aluminio 6061 T6. [42]

<b>Composición química (%)</b>	
Al	95.8-98.6
Cr	0.04-0.0035
Cu	0.15-0.4
Fe	Max =.7
Mg	0.8-1.2
Mn	Max 0.15
Si	0.4-0.8

Ti	Max 0.15
Zn	Max 0.25

Tabla. 4.3 Propiedades Mecánicas de la Aleación del Aluminio 6061 T6. [42]

<b>Propiedad</b>	<b>Sistema Métrico</b>
Densidad	2700kg/m <sup>3</sup>
Dureza Brinell	95.0
Dureza Rockwell A	40.0
Dureza Rockwell B	60.0
Dureza Vickers	107
Esfuerzo ultimo a la Tensión	310 MPa
Fuerza de cedencia a la Tracción	276 MPa
Alargamiento a la ruptura	12%
Modulo de elasticidad	68.9 GPa
Fatiga	96.5 Mpa en 5x10 <sup>8</sup> ciclos
Tenacidad a la fractura	29 MPa/m
Maleabilidad	50%
Modulo de corte	26 GPa
Fuerza de corte	207 Mpa

Los aceros inoxidable por lo general tienen largos rangos de solidificación, extensas y elevadas temperaturas de fusión. Desarrollan varias estructuras, dependiendo de su composición y parámetros de procesamiento. Los aceros inoxidable colados están disponibles en varias composiciones y pueden ser tratados térmicamente y soldados. Estos productos tienen una elevada resistencia al calor y a la corrosión. Las aleaciones para fundición base níquel se utilizan para entornos muy corrosivos y en servicios de muy altas temperaturas. [42]

Este material está orientado para ser utilizado en la manufactura de los pasadores del mecanismo propuesto, ya que nos proporciona una mejor resistencia a la carga de



esfuerzos, mejor que la del aluminio, pero además posee la característica de ser inoxidable, lo que ayudara al material a tener una propiedad anticorrosiva. [42]

Tabla. 4.4 Propiedades Mecánicas del Acero inoxidable serie 300. [42]

Propiedad	Sistema Métrico
Esfuerzo ultimo a la Tensión	550-620 MPa
Fuerza de cedencia a la Tracción	240-260MPa
Alargamiento a la ruptura	53-50%

#### 4.5.- ANÁLISIS CON EL MÉTODO DEL ELEMENTO FINITO

Debido a la complejidad de la geometría que el diseño propuesto nos representa, es difícil obtener una solución exacta del análisis considerado, por lo que se recurre a técnicas numéricas de solución de las ecuaciones que gobiernan los fenómenos físicos que actúan sobre el diseño. Y para la solución de problemas de análisis estructural como el que este representa, la mejor opción es resolverlo con el método del elemento finito. Para entender el proceso del análisis con el método del elemento finito, se muestra en la figura 4.5.

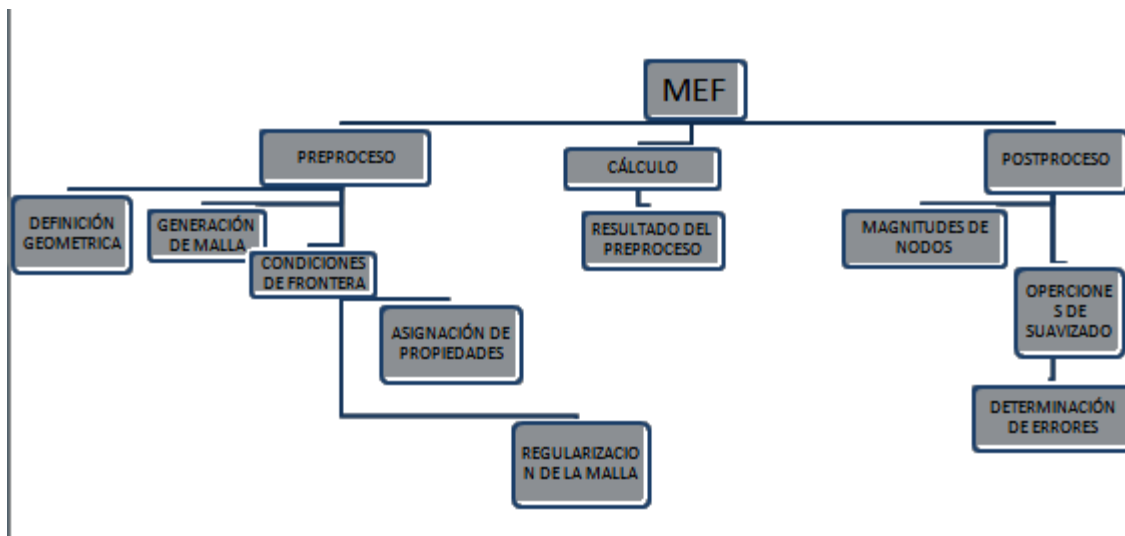


Fig. 4.5 Diagrama de Procesos del Método del Elemento Finito

Las ecuaciones a resolver mediante este tipo de análisis son en función de los desplazamientos nodales. Y al obtener la solución de estas ecuaciones obtendremos las deformaciones unitarias y los esfuerzos que intervienen en los elementos. Es necesario usar el mayor número de elementos para representar la estructura y comprender que la estructura deberá permanecer en equilibrio con las cargas que aquí se aplican, por lo tanto es necesario que este método converja para acercarnos a unos resultados lo más reales posibles.

En este análisis se pretende obtener las áreas donde se concentran los esfuerzos así como el perfil de los mismos. De manera que esto se logra con la solución de matrices que gobiernan el sistema de ecuaciones.

Para una validación más fiel de nuestros resultados se realizaron tres diferentes simulaciones, una es un análisis estático y las otras dos son análisis transitorios analizando las piezas más importantes en nuestro diseño propuesto, representando en este el movimiento de entrada y de salida, estos análisis cuentan con la peculiaridad de realizar un análisis con un cuerpo flexible (pieza a analizar) y los demás cuerpos rígidos, lo que nos permite agregar el movimiento que debe realizar el diseño, y observar cómo actúa el cuerpo a estudiar durante una trayectoria. A continuación se muestra el seguimiento de estas simulaciones y se analizan los resultados obtenidos en cada una de ellas.

#### **4.5.1.- Análisis Estático del Mecanismo**

Para la solución del análisis estático mediante el Método de Elemento finito es necesario realizar las siguientes fases.

Fase 1.- Modelar la geometría; esto se realizó dibujando la geometría en el programa Autocad, posteriormente se exportó al programa Solidworks donde se ajustaron detalles de sólidos y por último se exportó al programa Ansys en donde se pretende realizar el análisis estático y de cuerpos rígidos.

Fase 2.- Se propone las propiedades del material y el tipo de elemento, en donde se seleccionan algunos elementos con las propiedades del aluminio (eslabón 1 y 2), y otras de acero (los pasadores 1, 2 y 3, y el actuador).

Fase 3.- Se crea una malla pero solo en un par de piezas, las de aluminio, ya que los pernos y el actuador se maneja como elementos rígidos. El proceso de mallado consiste en dividir el modelo en pequeños elementos, en estructuras solidas. Este proceso se realizó de igual manera en el programa Ansys.

La malla que se realizó está compuesta por 27942 nodos y con 15444 elementos como se muestra en la figura 4.6.



Fig. 4.6 Mallado del Mecanismo

Este tipo de malla nos permitió una convergencia ya que el diseño es de una geometría irregular, esto nos ofrece un menor tiempo en la solución

Fase 4.- Se aplican las condiciones de frontera en donde se fijó la parte inferior de la prótesis (la parte de anclaje Fig. 4.7) y en la parte superior de la misma se fijó una carga de 1741.5 N, equivalentes a los 150 kg de peso máximo del paciente a soportar (Fig. 4.8).

Fase 5.- La generación de solución es la parte nuclear de la simulación y la interpretación es la más importante de todo el análisis. Los resultados se obtienen por medio de gráficos o esquemas, esto nos ayuda a identificar posibles errores en el diseño de la etapa de modelaje.

En la figura 4.9, se muestra el valor de la deformación total máxima que tiene un valor de 0 mm, y nos indica una deformación pequeña en comparación con el tamaño de la estructura, y no se presenta ningún punto crítico en el diseño.



Fig. 4.7 Restricción de Movimiento

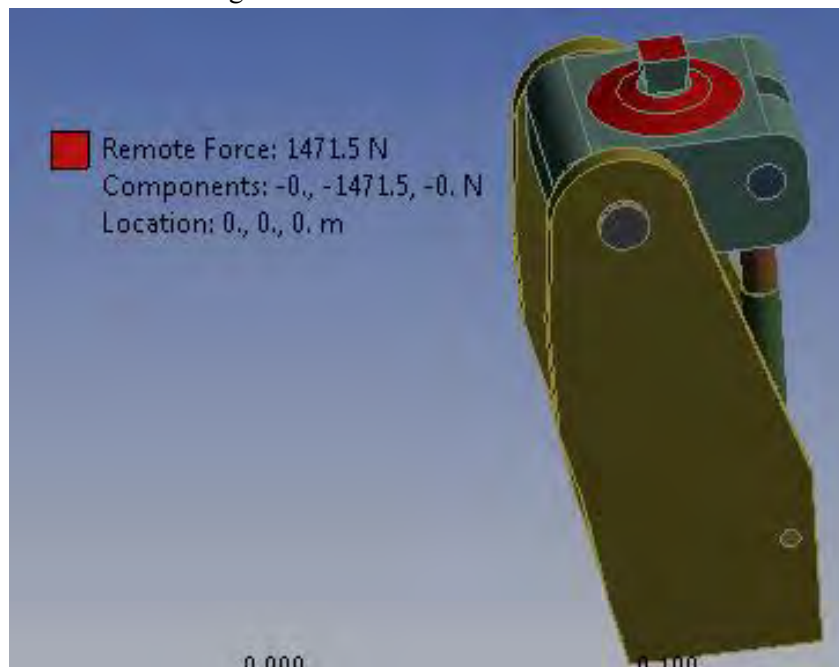


Fig. 4.8 Fuerza Aplicada

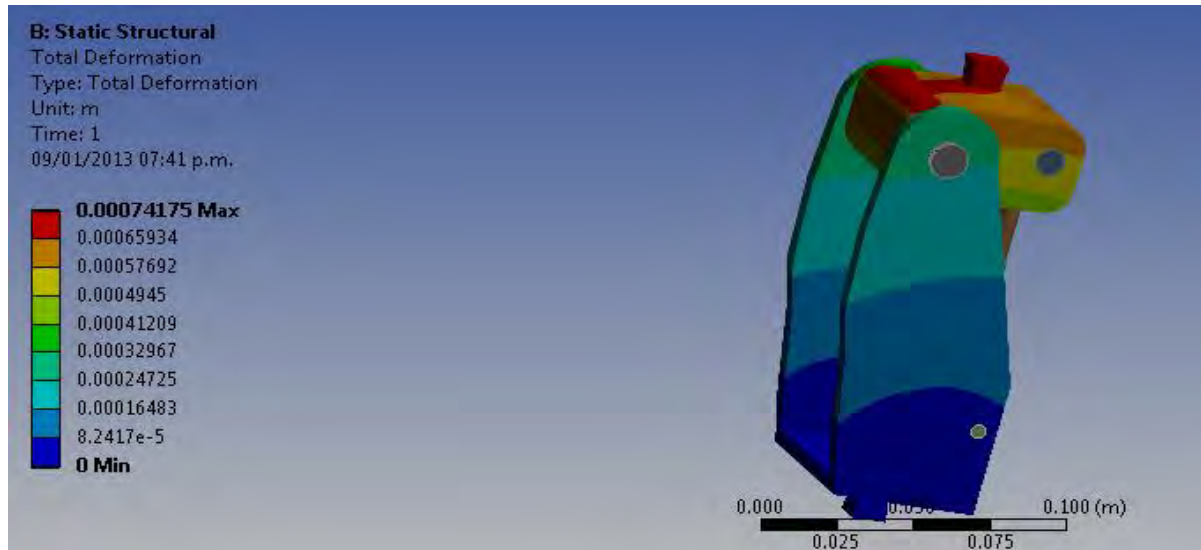


Fig. 4.9 Deformación Máxima del Mecanismo en Condiciones Estáticas.

En la figura 4.10, se muestra el valor de los esfuerzos resultantes, de acuerdo con la barra de colores se tienen valores que varían desde los 247 MPa a los 0.467 Kpa.

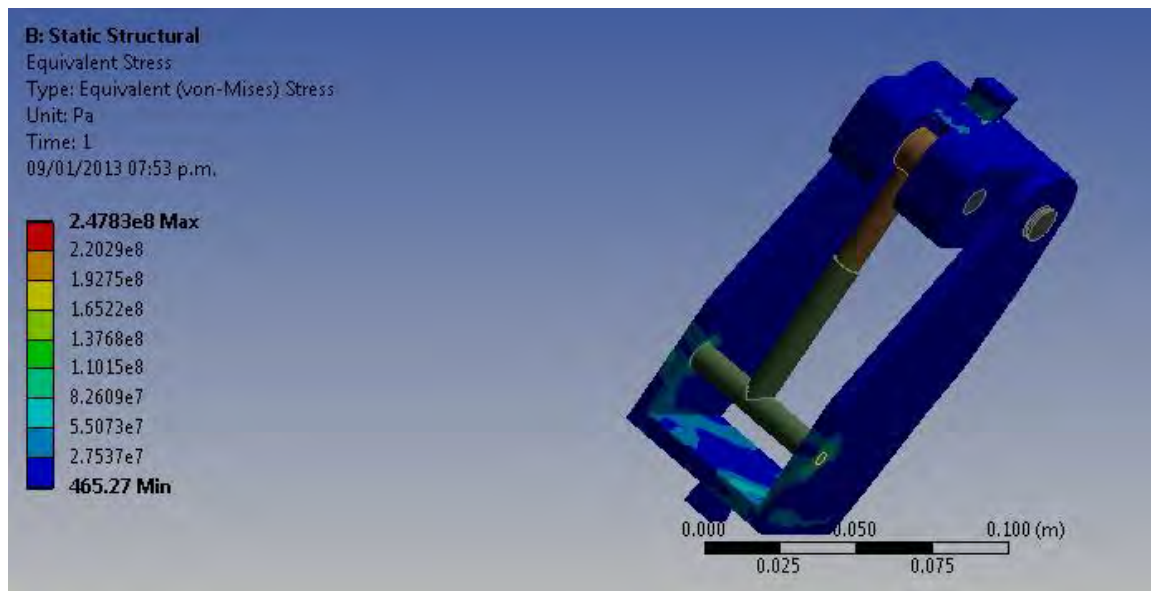


Fig. 4.10 Esfuerzo de Von Mises en Análisis Estático.

Los resultados del análisis estático nos muestran un esfuerzo Von Mises máximo de 220.29 MPa, el cual se encuentra localizado en el perno 3 ya que es el que recibe la carga directamente. En la Fig. 4.11 se muestra un acercamiento de la ubicación del esfuerzo de Von Mises para las condiciones del análisis en cuestión.

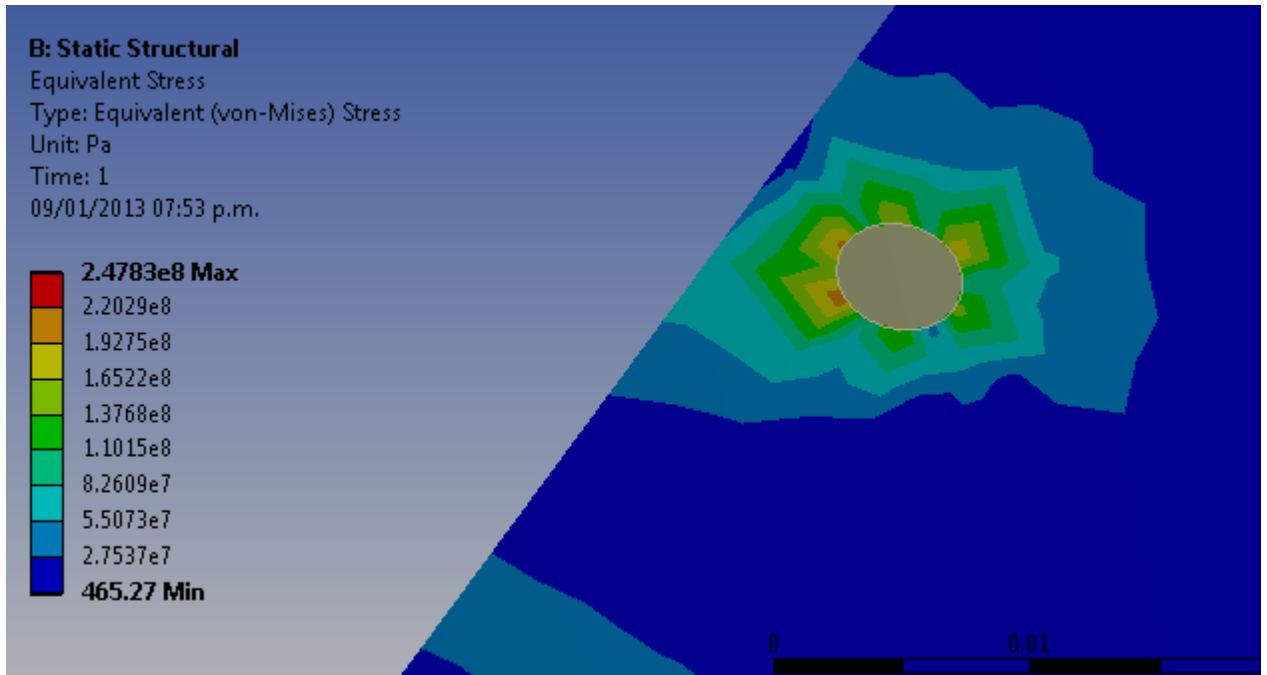


Fig. 4.11 Vista a Detalle del Esfuerzo de Von Mises en Análisis Estático

De acuerdo con la expresión 4.7. El Factor de seguridad del análisis estático es:

$$\sigma = \frac{2.2029 \times 10^8 \text{ Pa}}{3.10 \times 10^6 \text{ Pa}} = 71.06$$

Con todo esto podemos concluir que el resultado del análisis es satisfactorio. Y para un mejor análisis incluimos la tabla 4.5 En donde mostramos las fuerzas aplicadas al mecanismo.

Tabla. 4.5 Fuerzas Aplicadas al Mecanismo

POSICIÓN	FUERZA EN EJE X(N)	FUERZA EN EJE Y(N)
124	822.85	-1219.92
100	225.52	-1449.14
75	-380.85	-1421.35
50	-945.86	-1127.23
25	-621.88	-621.88
0	-1471.5	0

#### 4.5.2.- Análisis Transitorio del Mecanismo (eslabón uno)

Para la solución del análisis transitorio mediante el Método de Elemento finito es necesario realizar las siguientes fases.

Fase 1.- Modelar la geometría; esto se realizó dibujando la geometría en el programa Autocad, posteriormente se exportó al programa Solidworks donde se ajustaron detalles de sólidos y por último se exportó al programa Ansys en donde se pretende realizar el análisis transitorio y el análisis del eslabón uno.

Fase 2.- Se propone las propiedades del material y el tipo de elemento, en donde se seleccionan algunos elementos con las propiedades del aluminio (eslabón 1 y 2), y otras de acero (los pasadores 1, 2 y 3, y el actuador).

Fase 3.- Se crea una malla pero solo en la pieza de aluminio a analizar (eslabón 1), y el resto se analiza como elementos rígidos.

La malla que se realizó está compuesta por 12119 nodos y con 6935 elementos como se muestra en la figura 4.12.



Fig. 4.12 Mallado del Eslabón 1

Este tipo de malla nos permitió una convergencia ya que el diseño es de una geometría irregular, esto nos ofrece un menor tiempo en la solución



Fase 4.- Se aplican las condiciones de frontera en donde se estableció el tiempo de 5 segundos, la gravedad de  $9.81 \text{ m/s}^2$ , y una velocidad de  $5.5 \text{ m/s}$

Fase 5.- El análisis de los resultados en esta simulación nos indica el valor de la deformación total máxima que tiene un valor de  $0.0031496 \text{ mm}$ , y nos indica una deformación pequeña en comparación con el tamaño de la estructura, y no se presenta ningún punto crítico en el diseño, así también como la zona de mayor deformación (Fig. 4.13)

Esta simulación también indica una grafica del movimiento de la pieza en análisis.

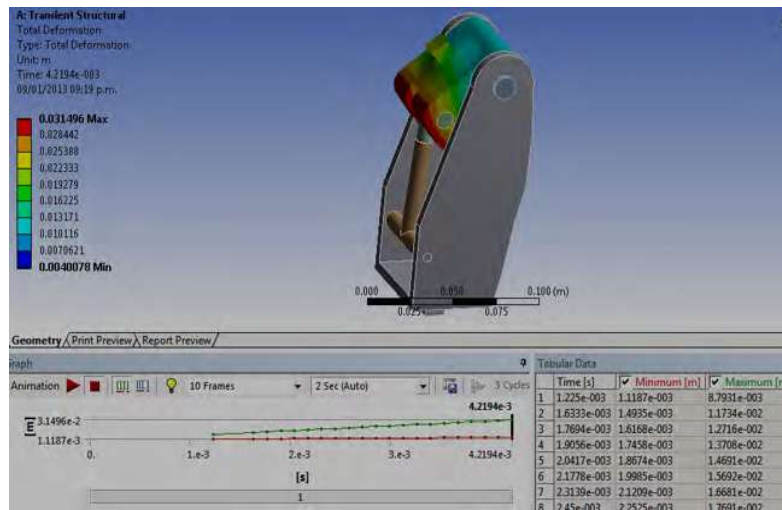


Fig. 4.13 Deformación Máxima del Mecanismo en Condiciones Estáticas

En la figura 4.14, se muestra el valor de los esfuerzos resultantes Von Mises

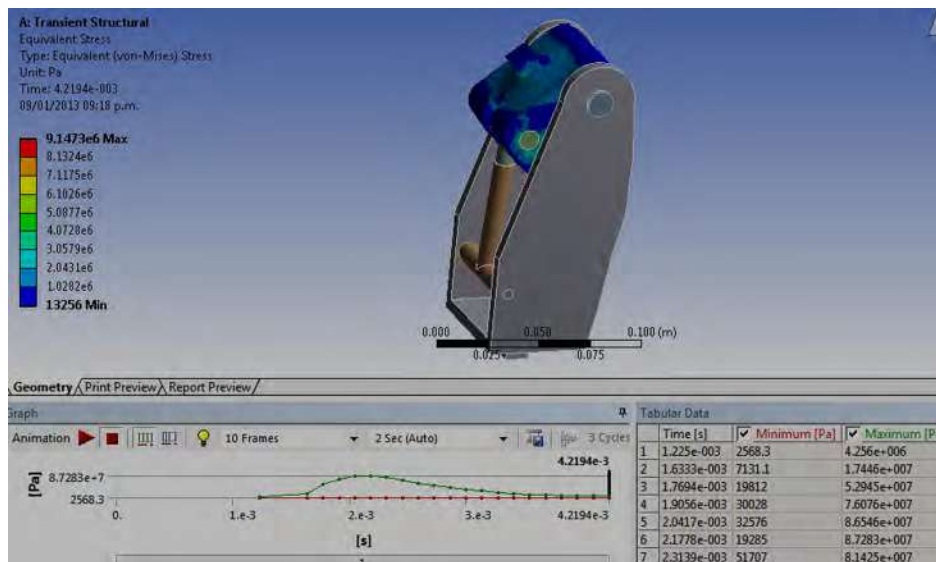


Fig. 4.14 Esfuerzo Von Mises en Análisis Estático.



Los resultados del análisis estático nos muestran un esfuerzo Von Mises máximo de 91.47 MPa, el cual se encuentra localizado en el anclaje superior ya que es el que recibe la carga directamente. En la Fig. 4.15 se muestra un acercamiento de la ubicación del esfuerzo Von Mises para las condiciones del análisis en cuestión.

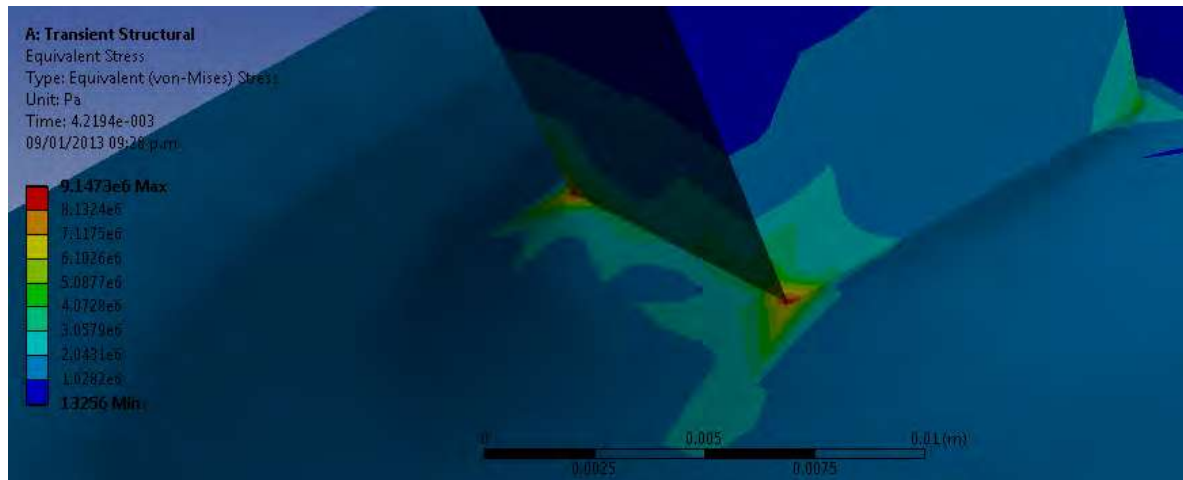


Fig. 4.15 Vista a Detalle del Esfuerzo de Von Mises en Análisis Transitorio Eslabón 1.

De acuerdo con la expresión 4.7. El Factor de seguridad del análisis estático es:

$$\sigma = \frac{9.14 \times 10^6 \text{ Pa}}{3.10 \times 10^6 \text{ Pa}} = 2.94$$

Con todo esto podemos concluir que el resultado del análisis es satisfactorio.

#### 4.5.2.- Análisis Transitorio del Mecanismo (eslabón dos)

Para la solución del análisis transitorio mediante el Método de Elemento finito es necesario realizar las siguientes fases.

Fase 1.- Modelar la geometría; esto se realizó dibujando la geometría en el programa Autocad, posteriormente se exportó al programa Solidworks donde se ajustaron detalles de sólidos y por último se exportó al programa Ansys en donde se pretende realizar el análisis transitorio y el análisis del eslabón dos.

Fase 2.- Se propone las propiedades del material y el tipo de elemento, en donde se seleccionan algunos elementos con las propiedades del aluminio (eslabón 1 y 2), y otras de acero (los pasadores 1, 2 y 3, y el actuador).

Fase 3.- Se crea una malla pero solo en la pieza de aluminio a analizar (eslabón 2), y el resto se analiza como elementos rígidos.

La malla que se realizó está compuesta por 15924 nodos y con 8588 elementos como se muestra en la figura 4.16.

Este tipo de malla nos permitió una convergencia ya que el diseño es de una geometría irregular, esto nos ofrece un menor tiempo en la solución

Fase 4.- Se aplican las condiciones de frontera en donde se estableció el tiempo de 5 segundos, la gravedad de  $9.81 \text{ m/s}^2$ , y una velocidad de  $5.5 \text{ m/s}$

Fase 5.- El análisis de los resultados en esta simulación nos indica el valor de la deformación total máxima que tiene un valor de  $0. \text{ Mm}$ , y nos indica una deformación pequeña en comparación con el tamaño de la estructura, y no se presenta ningún punto crítico en el diseño, así también como la zona de mayor deformación (Fig. 4.17)

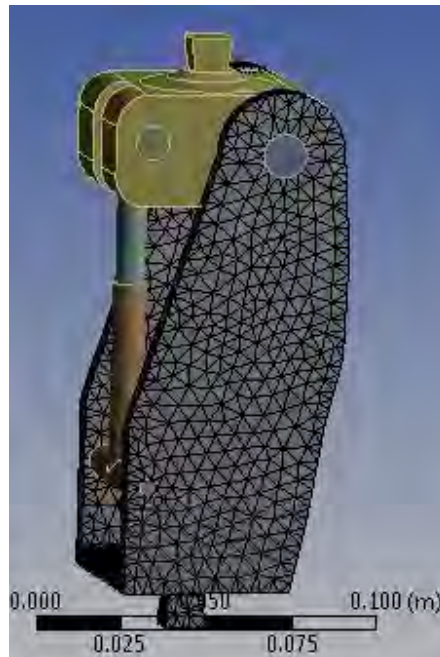


Fig. 4.16 Mallado del Eslabón 2

Esta simulación también indica una grafica del movimiento de la pieza en análisis.

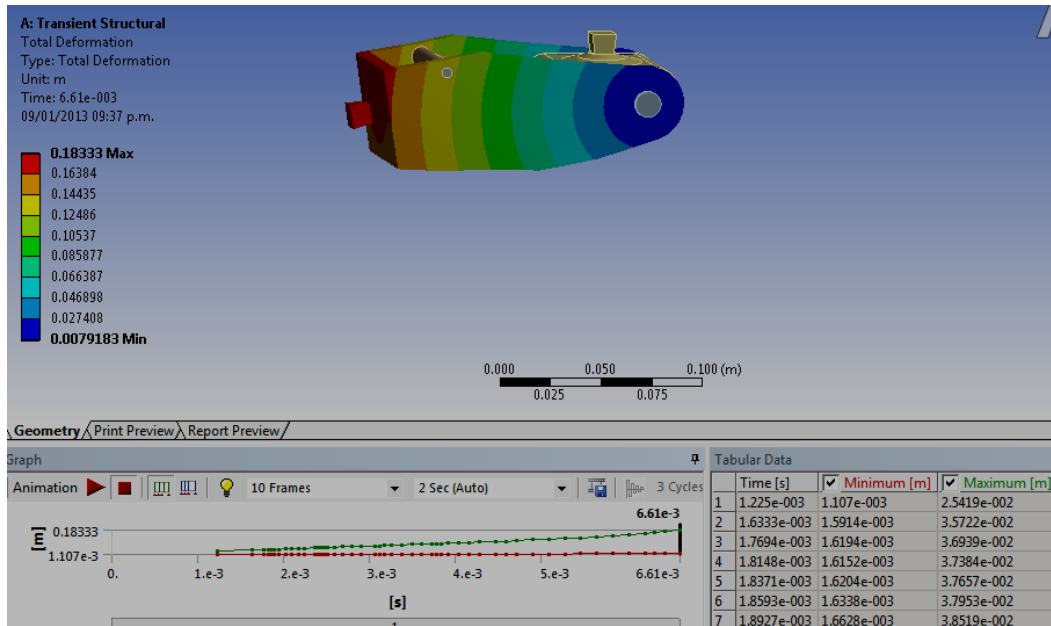


Fig. 4.17 Deformación Máxima del Mecanismo en Condiciones Estáticas

En la figura 4.18, se muestra el valor de los esfuerzos resultantes Von Mises

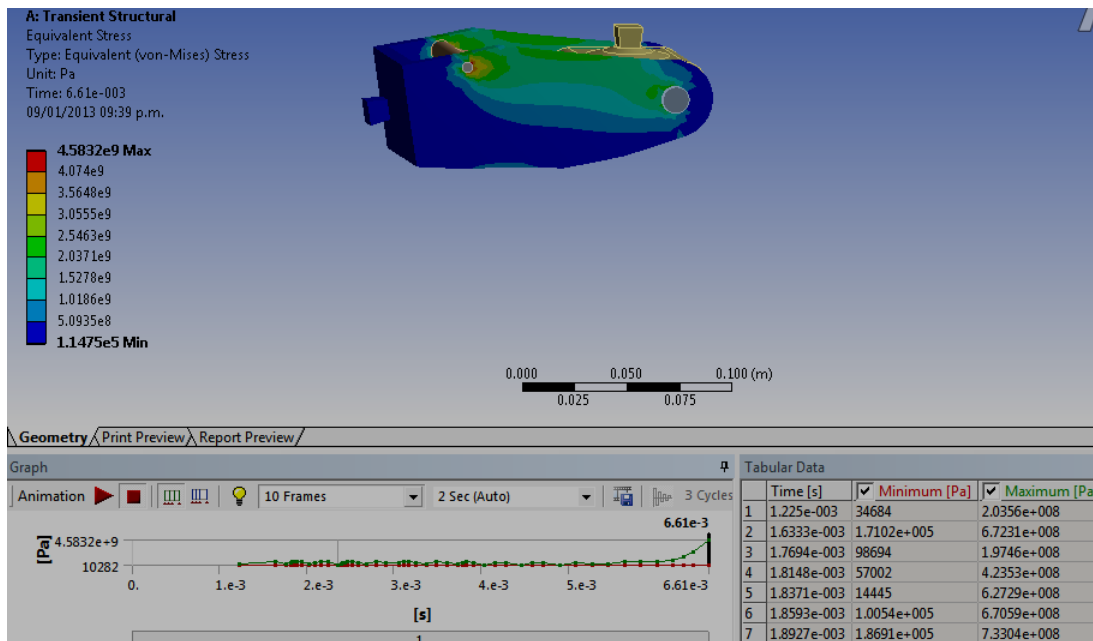


Fig. 4.18 Esfuerzo Von Mises en Análisis Estático.

Los resultados del análisis transitorio nos muestran un esfuerzo Von Mises máximo de 458.32 MPa, el cual se encuentra localizado en el anclaje del perno 3 ya que es el que

recibe la carga directamente. En la Fig. 4.19 se muestra un acercamiento de la ubicación del esfuerzo de Von Mises para las condiciones del análisis en cuestión.

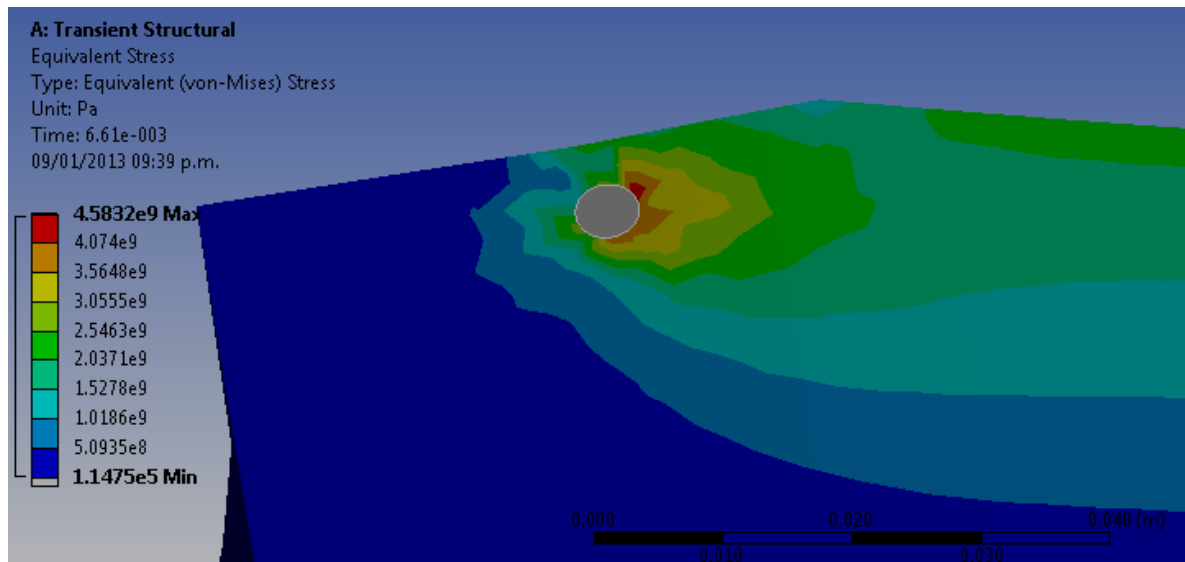


Fig. 4.19 Vista a Detalle del Esfuerzo de Von Mises en Análisis Transitorio Eslabón 1.

De acuerdo con la expresión 4.7. El Factor de seguridad del análisis estático es:

$$\sigma = \frac{4583.2 \times 10^6 \text{ Pa}}{3.10 \times 10^6 \text{ Pa}} = 1478.45$$

Con todo esto podemos concluir que el resultado del análisis es satisfactorio.

## **CAPITULO 5.- MANUFACTURA DE PROTOTIPO**

### **5.1.- GENERALIDADES**

Es de suma importancia indicar que todos los usuarios de prótesis son diferentes, y que cada uno cuenta con características muy particulares, necesidades específicas y estilos de vida únicos. A lo largo de la historia, las prótesis han sido fabricadas de diversos materiales, y el diseño de estas ha mejorado a través de los años, existiendo en la actualidad prótesis elaboradas con materiales de última generación, como la fibra de carbono y algunos plásticos. La selección de material se justificó anteriormente, y debido a las razones anteriores se seleccionó un material comercial más conveniente, debido a su facilidad de manufactura, llevar a cabo modificaciones en caso de ajuste y siendo el objetivo principal el bajo costo de la prótesis, se eligió el aluminio 6061-T6, cuya formabilidad y resistencia estructural son adecuados para su manufactura, además de seleccionar el acero inoxidable, el cual debido a sus propiedades, resultó ser la mejor opción para los pasadores.

### **5.2.- Manufactura de la prótesis**

En la actualidad existen diversos tipos de maquinado, y en particular el maquinado de las prótesis, los cuales varían en relación al costo y al tiempo de producción. Cada uno de estos procesos se realiza de la siguiente manera con la finalidad de justificar los procesos empleados en este proceso de investigación.

#### **5.2.1.- Fundición en arena**

El método tradicional de vaciado de metales es en moldes de arena y ha sido usado durante milenios. Explicado brevemente, la fundición en arena consiste en colocar un modelo con la forma de la pieza deseada en arena para crear una impresión, incorporar un sistema de alimentación, llenar la cavidad resultante de metal fundido, dejar que el metal se enfríe hasta que se solidifique, romper el molde de arena y retirar la fundición. [42]

##### **5.2.1.1.- Diseño del modelo**

Los modelos se utilizan para moldear la mezcla de arena a la forma de la fundición. Pueden estar hechos de madera, plástico, o metal. La selección del material del modelo depende del tamaño y de la forma de la fundición, la precisión dimensional, la cantidad de coladas de coladas requeridas y el proceso de moldeo. [42]

- Por lo que las piezas que se pretenden producir usando fundición, deberán presentar algunas modificaciones, las cuales se enlistan a continuación.
- El modelo debe ser ligeramente más grande que la pieza final, la que se debe tomar en cuenta la contracción de la pieza, ya enfriada la misma, además se llevara a cabo un proceso de maquinado y acabado final.
- Las superficies del modelo deberán respetar ángulos mínimos con la dirección de desmoldeo, con el objeto de no dañar el molde de arena durante su extracción. este ángulo se denomina ángulo de salida.
- Incluir los canales de alimentación y mazarotas necesarias para el llenado del molde con el metal fundido.

### 5.2.1.2.- Fabricación del modelo

Los modelos se utilizan para modelar la mezcla de arena y dar forma a la fundición; pueden estar hechos de madera, plástico o metal. La selección de un material para el modelo depende del tamaño y la forma de la fundición, la precisión dimensional, la cantidad de fundiciones requeridas y el proceso de moldeo. Debido a que los modelos se reutilizan para elaborar moldes, la resistencia y durabilidad del material elegido debe reflejar el número de fundiciones que dichos modelos producirán. Éstos pueden fabricarse de una combinación de materiales para reducir el desgaste en regiones críticas, y por lo general se recubren con un agente de separación para que la fundición se extraiga más fácilmente de los moldes. Los modelos se pueden diseñar con distintas características para que se adapten a aplicaciones específicas y a los requerimientos económicos. Los modelos de una sola pieza, también llamados modelos sueltos, o sólidos, se utilizan por lo común para las formas más simples y para producir cantidades bajas; suelen fabricarse con madera y son económicos. [42]

En este caso el modelo se fabricó en madera y a continuación se enlistaran los pasos para la fabricación de las piezas (Fig. 5.1). En este paso es importante mencionar el efecto de la contracción del metal por lo que se ajustan dimensiones así como los ángulos de desmoldeo, esto es con el fin de obtener una pieza apropiada a las dimensiones que se necesitan.

- Compactación de la arena alrededor del modelo.- para esto se coloca el modelo en una tabla de moldeo, se recubre de arena (Fig. 5.2) y se incrusta la mazarota y el respiradero (Fig. 5.3)



Fig. 5.1 Modelo fabricado de madera.



Fig. 5.2 Modelo incrustado en arena.



Fig. 5.3 Molde con mazarotas y respiradero.

- Colada.- En este paso el molde se sujeta para evitar las separaciones que se presenten con la presión que ejerce el metal fundido cuando se vacía en la cavidad del molde.
- Desmoldeo.- Es el paso de extracción de la pieza, consiste en la rotura del molde y retirar la arena de la pieza, posteriormente se desbarba la pieza, esto es, eliminar los conductos de alimentación, y las rebabas (Fig. 5.4).



Fig. 5.4 Desmoldeo y desbarbado.



### **5.2.2.- Manufactura**

Además de fabricar partes con diversos perfiles externos o internos, las operaciones de maquinado pueden producir muchas partes con formas más complejas. En la elaboración de estas piezas se operaron varios equipos, los cuales se enlistan a continuación:

#### ***Fresado***

El fresado incluye diversas operaciones de maquinado muy versátiles que tienen lugar en varias configuraciones usando una fresa, una herramienta multifilo que produce numerosas virutas de una sola revolución.

#### ***Torneado***

La mayoría de las operaciones de torneado comprenden el uso de herramientas de corte de un solo punto de corte, con la geometría de una típica herramienta de corte derecho. Dichas herramientas se describen mediante una nomenclatura estandarizada. Cada grupo de materiales de la pieza de trabajo tiene un grupo óptimo de ángulos de herramienta, que se han desarrollado en gran medida a través de la experiencia.

#### ***Corte de cuerdas***

Las cuerdas y roscas para un tornillo son muy comunes. Una cuerda para tornillo se puede definir como una cresta de sección transversal uniforme que sigue una trayectoria helicoidal o espira en la parte exterior de un cilindro, esta se realiza con un torno, sujetándolo, manipulando la velocidad de avance y usando una herramienta de corte.

Por otro lado las roscas se realizan con un machueleado o roscado, el cual es un proceso de corte, el cual se lleva a cabo con una herramienta que se llama machuelo.

#### ***Taladrado***

La producción de orificios es una de las operaciones más importantes de manufactura y el taladrado es un proceso básico y común en la producción de orificios.

#### ***Soldadura***

La soldadura por fusión se define como la fusión y coalescencia de materiales mediante calor. Se pueden usar metales de aporte.

### 5.2.2.1.- Manufactura de la prótesis

Después de obtener las piezas de fundición se procede a la manufactura de la misma, detallando dicho proceso a continuación.

Primeramente se elimina el material de sobra en la pieza fundida para ajustar a las dimensiones diseñadas, esto se hace con la fresadora (Fig.5.5) y cortadora (Fig. 5.6) para obtener la pieza más importante del diseño (Fig. 5.7).



Fig. 5.5 Maquinado de Pieza en Fresa

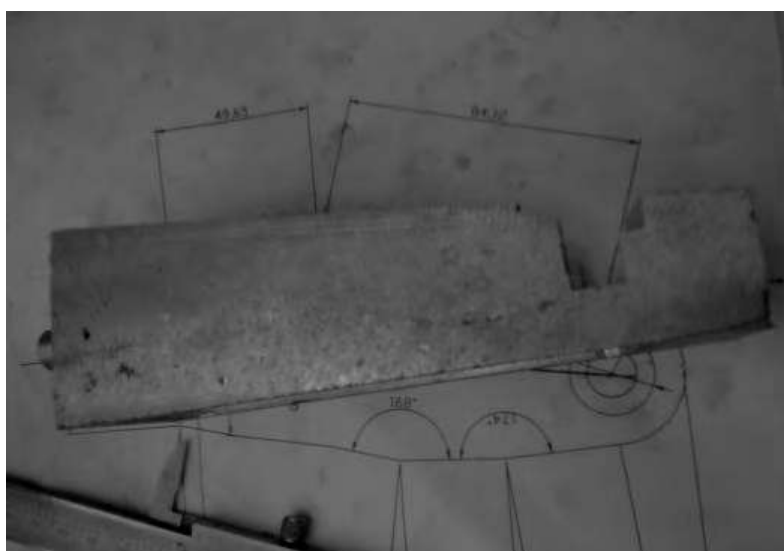


Fig. 5.6 Cortado y ajuste de dimensiones



Fig. 5.7 Pieza Final, eslabón 2

Para el maquinado del eslabón dos, tomamos en cuenta los resultados de la simulación, y para mejorar nuestra pieza, eliminamos los ángulos rectos (propuestos) y los suplimos por unos chaflanes (Fig. 5.6) para elevar la resistencia en la base de la pieza.

Posteriormente se elabora el eslabón uno con el mismo método del eslabón 2, además esta pieza se barrena para poder incrustar a presión los baleros seleccionados. Los pernos se tornearn y se fabrican de acero inoxidable serie 300.

Otra mejora en el prototipo y de igual forma, proponiendo mejora en el diseño en base a los resultados de la simulación, los anclajes se realizarán de cobre.

La parte del actuador y del perno tres también fue modificada basándonos en los resultados obtenidos en las simulaciones, además de que se agregó un control de ajuste manual de la tensión del resorte, lo que nos ofrece una ventaja más. Esta parte se compone de un tornillo sin fin el cual fue soldado a un buje que a su vez va anclado a un perno, lo cual nos permite el movimiento rotativo.



Fig. 5.8 Primer prototipo de la prótesis

Obteniendo el primer prototipo (Fig. 5.8), tenemos que este tiene algunos pequeños defectos:

- El ruido que ejerce el resorte con el tornillo, debido al roce de la rosca y la parte interior del resorte (Fig. 5.9).

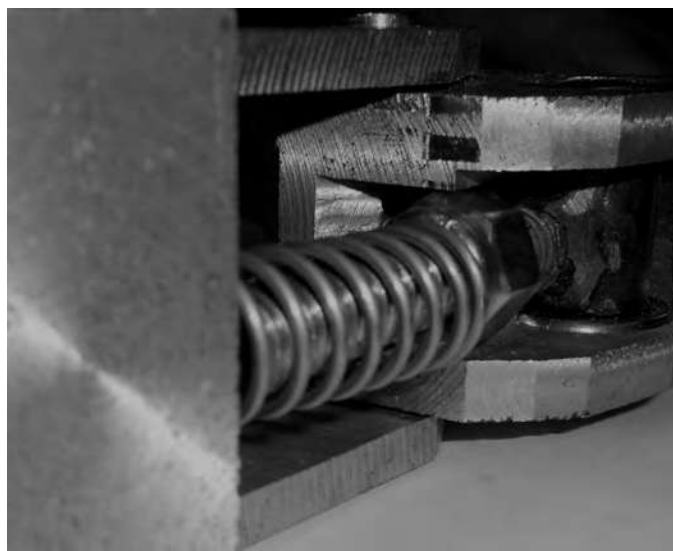


Fig. 5.9 Roce de tornillo con resorte (Defecto 1)

- Defectos de porosidad en la fundición (Fig. 5.10).



Fig. 5.10 Porosidad en la fundición (Defecto 2)

- Pieza mal atornillada y que ocasionó fractura. Fig. 5.11.



Fig. 5.11 Fractura (Defecto 3)

- Ruido al alcanzar ángulos máximos.
- Apariencia

Pero en general el funcionamiento es estable y trabaja de manera positiva. Además de que el peso de la pieza hasta este momento de la manufactura es de 460 gramos, lo cual nos da un margen de 240 gramos en el peso para agregar modificaciones.

Y para corregir estos defectos se hicieron pequeñas modificaciones como:

- Se hizo un nuevo cilindro de nylamind para el resorte y se le agrego una rosca al tornillo de ajuste. Fig. 5.12.
- Se resanaron los defectos de porosidad y se pulieron las piezas. Fig. 5.12.
- Se fabrico una cubierta de fibra de vidrio para una mejor apariencia. Fig. 5.13.

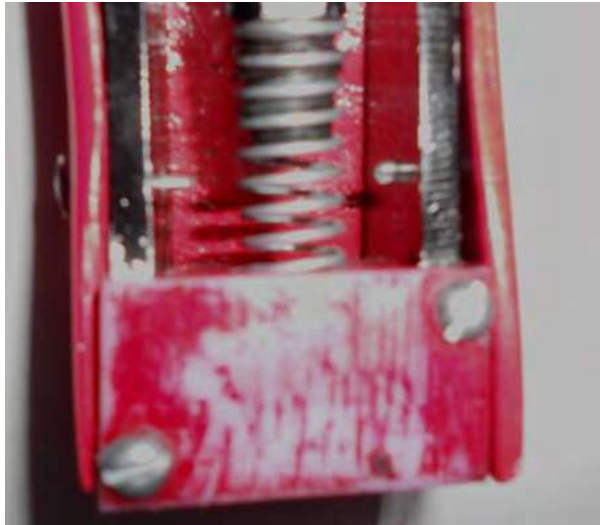


Fig. 5.12 Pieza de nylamind y vulcanizado de rosca.



Fig. 5.13 Resanado de piezas.



Fig. 5.14 Cubierta de fibra de vidrio y pintado de la pieza lo cual proporciona una mejor apariencia.

#### 5.2.2.2.- Montaje de la prótesis

Esta articulación de rodilla cuenta con un peso de 530 gramos (Fig. 5.15) y está especialmente indicada para amputados femorales. El peso máximo del usuario es de 150 kg. Se deberá evitar exponer los componentes protésicos a ambientes que puedan provocar la corrosión de las piezas metálicas.



Fig. 5.15 Peso de la Prótesis.

La disposición tridimensional del encaje protésico y de los componentes modulares influye en la función estática y dinámica de la prótesis.

La articulación de rodilla es que sólo puede utilizarse de manera óptima mediante un montaje correcto.

La posición del muñón ha de tenerse en cuenta al posicionar la conexión del encaje. Las líneas marcadas en los planos frontal y sagital marcadas en las partes de anclaje, partiendo de del punto de giro de la articulación de la cadera, hacen más fácil el posicionamiento en los adaptadores (Fig. 5.16.).

Para el montaje siga los dos pasos siguientes:

1. Primero, alineación básica en el aparato de montaje.
2. Después, optimización estática del montaje.



Fig. 5.16 Montaje de prótesis.



### 5.2.2.2.1.- Alineación básica en el aparato de montaje

Los siguientes pasos se refieren a la figura 5.16.

1. Desplace el centro del pie 30 mm hacia delante con respecto a la línea de alineación.
2. Ajuste la altura efectiva del tacón del pie y añada 5 mm. Ajuste la posición externa del pie.
3. Tense la articulación de rodilla. En la alineación básica, la línea de alineación pasa 10 mm por delante del eje superior delantero (punto de referencia del montaje). La articulación ha de estar en alineación horizontal. Tenga en cuenta la medida de la rodilla al suelo y la postura exterior de la rodilla, se prevén aproximadamente  $5^\circ$  mediante el bit de retención. Posicionamiento recomendado del punto de referencia de montaje: 20 mm por encima del hueco poplíteo.
4. Una el pie con la articulación modular de rodilla mediante el adaptador de tubo.
5. Marque lateralmente el centro del encaje con un punto central proximal y un punto central distal. Una ambos con una línea desde el borde del encaje al extremo del encaje.
6. Sitúe el encaje de manera que el punto medio proximal del encaje coincida con la línea de alineación. Ajuste la flexión del encaje entre  $3^\circ$  y  $5^\circ$ ; no obstante, tenga en cuenta la situación individual y la medida de tuberosidad al suelo.
7. Una el encaje y la articulación modular de rodilla mediante el adaptador correspondiente.



Fig. 5.17 Alineación de prótesis.

### 5.2.2.3.- Ajuste de movimiento pendular mediante la regulación del impulsor

Regular la tensión de los muelles del impulsor girando la tuerca de la varilla roscada. Utilice para ello una llave española de 14 mm. Fig. 5.18



Fig. 5.18 Ajuste de tensión de resorte.

## CONCLUSIONES

En este trabajo se desarrolla el diseño de una prótesis de rodilla externa tipo monocéntrico, para lo cual se aplicó el Método del Elemento Finito, y posteriormente se procedió a la manufactura. Por lo tanto, el principal aporte de este trabajo es el desarrollo de una metodología para la construcción de prótesis de rodilla externa.

Después de hacer y validar los cálculos necesarios para poder diseñar la prótesis, en base a los fundamentos del diseño mecánico. Se procede a una segunda validación mediante el método del elemento finito.

El uso de los programas de simulación numérica como ANSYS, ofrece información útil para validar propuestas de diseño y fabricación de prótesis, mediante el método del elemento finito.

Se considera que la resistencia de las partes de la prótesis, en base a las simulaciones, fue mejorada, ya que el principal desgaste que sufren estos mecanismos es por fatiga, problema que fue solucionado adicionando rodamientos en el mecanismo propuesto. Además se diseñaron los pasadores en Acero Inoxidable, el cual reduce las posibles fallas por fractura, en comparación con el aluminio utilizado en prótesis comerciales.

Los parámetros de diseño de prótesis para personas con amputaciones por encima de la rodilla, aquí propuestos, son para personas de 50 a 150kg de peso, tomando en cuenta que los usuarios llevan una vida sedentaria y que la población mexicana tiene una antropometría particular, a lo cual se agrega que las prótesis comerciales están diseñadas para personas con características físicas diferentes.

Otro de los parámetros a mejorar fue el peso de la prótesis, ya que las prótesis comerciales nos marcaron una limitante de 700 gramos, para lo cual el diseño aquí propuesto tiene un peso de 530 gramos, lo cual nos da un margen para hacer mejoras en el mecanismo en un trabajo futuro, el diseño propuesto tiene ligereza además de ser atractivo.

En este trabajo se manufacturó una prótesis de tipo monocéntrico la cual, es para usuarios con amputación transtibial, para esto es importante señalar que la mayoría de los trabajos desarrollados en este país solo presentan el diseño, y no la manufactura.

Se evaluó la selección del material y se determinó que la aleación de aluminio 6061-T6, el acero inoxidable y el cobre, son los materiales más apropiados para este tipo de mecanismos, ya que le otorgan varias particularidades a esta prótesis, como son; durabilidad, ligereza, funcionalidad y economía.

A continuación se anexa un cuadro comparativo de varias prótesis comerciales y el mecanismo propuesto en este trabajo, en el cual se evalúan varios parámetros.

					
<b>PRÓTESIS</b>	3R80	3R15	Mauch Knee	R15	Prototipo
<b>MARCA</b>	Otto Bock	Otto Bock	Ossur	One phi	UMSNH
<b>COSTO</b>	\$80 000.00	\$15 000.00	\$120 000.00	\$8 000.00	\$ 6 500.00
<b>PESO (MECANISMO)</b>	1225 grs.	825 grs.	1140 grs.	935 grs.	530 grs
<b>PESO (USUARIO)</b>	150 kg	100 kg	136 kg	120 kg	150kg
<b>MATERIAL</b>	Acero inoxidable	Acero inoxidable	Aluminio	Acero al carbono	Alum/acero inox
<b>ÁNGULO DE FLEXIÓN</b>	150°	145°	115°	145°	124°

En base a la comparativa anterior, también podemos concluir que es muy difícil competir con estas prótesis comerciales, ya que estas marcas que las producen, cuentan con la infraestructura necesaria para la producción en serie de estos dispositivos, por lo tanto, en nuestro caso, es necesaria una inversión humana y económica para poder hacer del prototipo de prótesis que se propone en este trabajo un mecanismo equiparable en calidad y funcionalidad con estas marcas internacionales, pero a un menor costo.

También es conveniente que se trabaje en la elaboración de normas de calidad mexicanas para prótesis y garantizar a los usuarios, los productos comerciales, ya que estos no están diseñados para la población mexicana, además de que los nacionales ofrecen menor calidad en materiales. Y con esto habrá una mejor calidad en servicio y producto al usuario.

## TRABAJO FUTURO

Esta investigación va enfocada al diseño y manufactura de la prótesis de rodilla tipo monocentrico, y como consideraciones para un trabajo futuro se enlistan las siguientes.

- Simulación numérica de contactos y de fatiga de la prótesis.
- Realizar análisis de fatiga en componentes estructurales.
- Considerar la fabricación de la prótesis en fibra de carbono.
- Análisis de marcha de la prótesis
- Rehabilitación completa de la prótesis.
- Agregar sistema de frenado para dar mejor seguridad al usuario.
- Mejorar cubierta de fibra de vidrio para mejor imagen.

## PUBLICACIONES Y PARTICIPACIÓN EN CONGRESOS



Sociedad Mexicana  
de Materiales A.C.

August 2012

TO WHOM IT MAY CONCERN

P r e s e n t

This is to certify that *Jesús Eduardo Rodríguez Gutiérrez, Georgina Carbajal de la Torre, José Guadalupe Quezada Amezcua, Víctor López Garza* presented the contribution:

**DESIGN EXTERNAL KNEE PROSTHESIS**, in the Biomaterials for medical applications Symposium at the XXI International Materials Research Congress held in Cancun, Mexico from August 12th to 16th, 2012.

Sincerely,

Sergio Mejía Rosales  
President

The image shows a certificate of recognition from the Zamora Medical Association. At the top left, there is a logo for 'ANIVERSARIO' (Anniversary) and another logo for 'asociación médica zamora' (Zamora Medical Association). The main text of the certificate reads: 'La Asociación Médica Zamora otorga la presente constancia a: J.E. Rodríguez Gutiérrez, M. Juárez Raya, N. Martínez Gutiérrez, N. N. Zurita Méndez, S.A. Arreola Villa, J. G. Quezada Amezcua, G. Carbajal de la Torre, V. López Garza, L. A. Ibarra Bracamontes.' Below this, it states: 'Por su presentación de cartel titulado: DISEÑO DE PROTESIS DE RODILLA EXTERNA Zamora Michoacán a 4 de Mayo del 2012'. At the bottom right, there is a signature of 'Dr. Guillermo Ayala Hernández' and his title: 'Coordinador de Trabajos en Carilal Coordinador de Eventos Sociales y Culturales'. The word 'CONGRESO INTERNACIONAL' is printed vertically on the right side of the certificate.



UNIVERSIDAD MICHOACANA DE  
SAN NICOLÁS DE HIDALGO



LA FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA  
ORDGA EL PRESENTE RECONOCIMIENTO A:


**Jesús Eduardo Rodríguez Gutiérrez**

por haber logrado el **SEGUNDO LUGAR** en el concurso de  
presentaciones en la modalidad de **CARTEL**



Dentro del marco del **II SIMPOSIO EN INTELIGENCIA NACIONAL DE  
INGENIERÍA** organizado por el **CLUB DE ACADEMICO CONSOLIDADO  
DE INGENIERÍA** de la Facultad de Ingeniería Médica, dentro de las  
actividades de la **REUNIÓN TEMÁTICA DE INVESTIGACIÓN EN MATERIALES  
APLICADOS A LA INGENIERÍA**, Morelia, Michoacán, 30 y 31 de Agosto  
de 2012.

  
**Dr. Grisanto Menéndez Coronado**  
Director Facultad de Ingeniería  
Morelia, MICHOACÁN

  
**Dr. Marco Antonio Espinosa Medina**  
Representante del Cuerpo Académico  
Especialidad de Ingeniería FIM y UICV



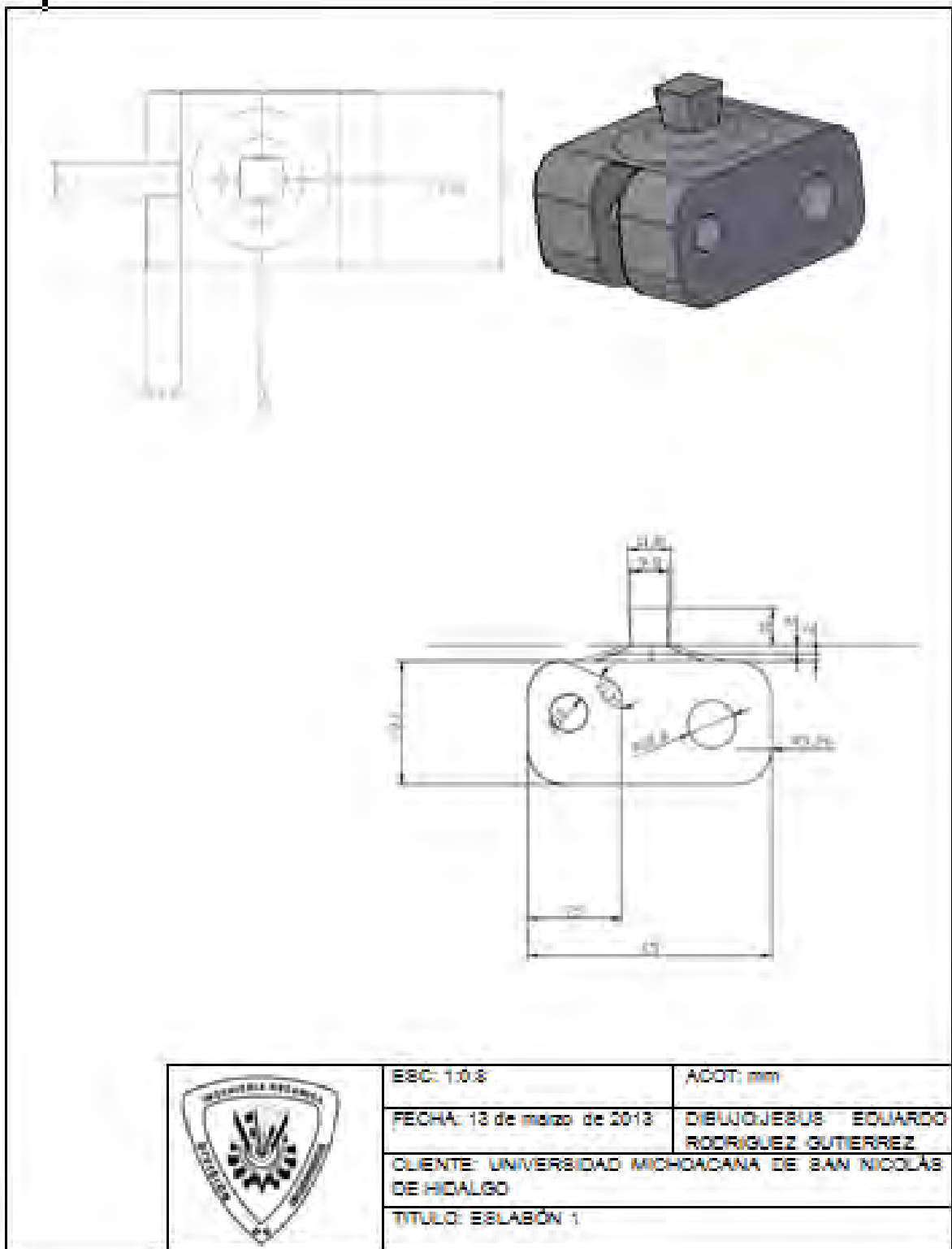
## REFERENCIAS

- [1]Fundación Wikipedia Enciclopedia en línea (2013), conceptos consultados el 10 de enero del 2013 <http://es.wikipedia.org>
- [2]Portal de la salud, enciclopedia de la salud (2013) conceptos consultados el 10 de enero del 2013 <http://www.ferato.com>
- [3]Enciclopedia medica en línea (2013) consultado el 10 de enero del 2013 <http://www.iqb.es/diccio.htm>
- [4]Portales y noticias medicas en línea (2013) consultado el 10 de enero del 2013 <http://www.portalesmedicos.com>
- [5]Diccionario online (2013) consultado el 10 de enero del 2013 <http://diccionario.babylon.com>
- [6]Manual de usuario de prótesis 3r15 y 3r40 de Otto bock. Mdax Nader. Duderstad. Germany, 2012
- [7]Kim Norton. Volume 17 · Issue 7 · November/December 2007: A Brief History of Prosthetics. [http://www.amputeecoalition.org/spanish/inmotion/nov\\_dec\\_07/history\\_prosthetics.pdf](http://www.amputeecoalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.pdf) consultado el 10 de enero del 2013
- [8]<http://kurrosawa.files.wordpress.com/2009/12/evolution.gif> consultado el 10 de enero del 2013
- [9]Bellis, M., The History of Prosthetics, en Inventors, en Inventors. 2005: San Francisco, E.U.A. p.p.2-3.
- [10]<http://www.elmundo.es/elmundo/2007/07/27/ciencia/1185518042.html> (Jacky Finch) consultado el 10 de enero del 2013
- [11][http://prosthetics.umwblogs.org/antecedents/#\\_ftnref2](http://prosthetics.umwblogs.org/antecedents/#_ftnref2) consultado el 10 de enero del 2013
- [12]Toulmin, S., History of the Study of Locomotion, en Universidad Wien. 2006: Alemania. p.p.2-9
- [13]Patrick, C., Amputation and Prosthetic History, en University Medical School. 2000, p.p. 26-29.
- [14][http://www.ottobock.com.mx/cps/rde/xchg/ob\\_lam\\_es/hs.xsl/696.html](http://www.ottobock.com.mx/cps/rde/xchg/ob_lam_es/hs.xsl/696.html) consultado el 10 de enero del 2013

- [15]Campbell, J. A., Material Selection in an Above Knee Prosthetic Leg, en Australian National University. 2002: Australia. p.p. 4-6Chicago Illinois. p.p. 2-3
- [16]Dupes, B., Prosthetic Knee System, en Amputee Coalition of America.2005: Estados Unidos de America. p.p. 49-50.
- [17]Rodríguez, H. y Torres Y., Evaluación Cuantitativa de una Prótesis de Miembro Inferior Unilateral, en Universidad de los Andes. 2006: Bogotá Colombia. p.p. 2-4.
- [18][http://bvs.sld.cu/revistas/san/vol7\\_2\\_03/san13203.htm](http://bvs.sld.cu/revistas/san/vol7_2_03/san13203.htm) consultado el 10 de enero del 2013
- [19]<http://www.buenastareas.com/ensayos/Posicion-Anatomica/156553.html> consultado el 10 de enero del 2013
- [20]<http://edumedblog.blogspot.mx/2009/06/planos-y-secciones-anatomicos.html> consultado el 10 de enero del 2013
- [21]<http://radiologiabesolaji.blogspot.mx/2010/12/posicion-anatomica-terminologia-y.html> consultado el 10 de enero del 2013
- [22] <http://www.cto-am.com/rodilla.htm> consultado el 10 de enero del 2013
- [23] <http://es.wikipedia.org/wiki/Rodilla> consultado el 10 de enero del 2013
- [24]Mogollón Flores, M., La Antropometría, en ARQUIS. 2007: República Dominicana. p.p. 2-4.
- [25]Sepúlveda, V.M., et al., Antropometría Quirúrgica de la Rodilla Mexicana, en Revista Mexicana Ortopedica y Traumatologica. 2000, BIREME: México, D.F. p.p. 2-3.
- [26]<http://es.wikipedia.org/wiki/Biomec%C3%A1nica> consultado el 10 de enero del 2013
- [27]<http://es.wikibooks.org/wiki/F%C3%ADsica/Est%C3%A1tica> consultado el 10 de enero del 2013
- [28]<http://es.wikipedia.org/wiki/Din%C3%A1mica> consultado el 10 de enero del 2013
- [29]<http://www.definicionabc.com/ciencia/cinematica.php> consultado el 10 de enero del 2013
- [30]<http://www.saludmed.com/CsEjerci/Cinesiologia/OrganizacionCurpo.html> consultado el 10 de enero del 2013

- [31]<http://www.terapia-fisica.com/biomecanica-de-la-marcha.html> consultado el 10 de enero del 2013
- [32]<http://ft-mecanicabiociencias.wikispaces.com/CENTRO+DE+GRAVEDAD> consultado el 10 de enero del 2013
- [33] [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lmt/de\\_1\\_lm/capitulo2.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/de_1_lm/capitulo2.pdf)
- [34]O'Connor, J., Can Muscle Co-contraction Protect Knee Ligaments After Injury or Repair, en Clifford R. Wheelless. 1993, University of Oxford: Oxford, Inglaterra. p.p. 1-6.
- [35]Radcliffe, C.W., Above-Knee Prosthetic, en Mechanical Engineering. 1977, University of California Berkeley: Berkeley, California. p.p. 8-11.
- [36]Bordoli, P., Biomecánica de la Columna Vertebral y Locomoción Humana, en Biomecánica y Ergonomía. 2003, DIALNET: Argentina. p.p. 2-5.
- [37]Shigley, J. y Mischke, C. Diseño en ingeniería Mecánica. Sexta ed. 2002, cap 1, 2 y 3
- [38]Radcliffe, C.W., Above-Knee Prosthetic, en Mechanical Engineering. 1977, University of California Berkeley: Berkeley, California. p.p. 8-11.
- [39]Erdman, A. y G. Sandor, Diseño de Mecanismos, Análisis y Síntesis. 3 ed. 1998, México, D.F. p.p. 119-157.
- [40]Marghito Dan B. Mechanisms and Robots Analysis whit Matlab, ed. Springer 2009, p.p. 16, 37, 53, 91, 121.
- [41]Mott, Robert. Diseño de mecanismos de maquinas, 4 ed. 2006, p.p. 724, 732, 735, 744.
- [42]Kalpakjian S., Schmid S. R. Manufactura, Ingeniería y Tecnología. Quinta edición. Parte1, 2, 3 y 4.
- [43][http://www.interempresas.net/cerramientos\\_y\\_ventanas/Articulos/61557-Innovar-en-materiales-el-futuro-de-las-empresas-de-la-mano-de-Cenfim-y-FiMat.html](http://www.interempresas.net/cerramientos_y_ventanas/Articulos/61557-Innovar-en-materiales-el-futuro-de-las-empresas-de-la-mano-de-Cenfim-y-FiMat.html), consultado el 11 de enero del 2013
- [44]<http://books.google.com.mx/books?id=aqcaSGADoo4C&pg=PT18&lpg=PT18&dq=hermanos+weber+biomecanica%7D&source=bl&ots=nbgqjqmMWK&sig=O5K05IFS-cvagmzirh0V37081hY&hl=es419&sa=X&ei=xUcUUYeRM4nQ2AXqxoHoAw&ved=0C CoQ6AEwA> consultado el 11 de enero del 2013

ANEXO PLANOS



ESC: 1:0.8	ACOT: mm
FECHA: 13 de marzo de 2013	DIBUJOSUS EDUARDO RODRIGUEZ GUTIERREZ
CLIENTE: UNIVERSIDAD MICHOACANA DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO	
TITULO: ESLABÓN 1	

