

**UNIVERSIDAD DON BOSCO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA**



DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS DE ARTICULACIÓN DE RODILLA

**TRABAJO DE
GRADUACIÓN PARA OPTAR AL GRADO DE
INGENIERO MECÁNICO**

Presentado por:

**Mauricio Mónico Cabrera
Josué Eliseo Henríquez López
Aníbal Sánchez Rodríguez**

INTRODUCCIÓN.

La falta de cualquier miembro del ser humano, disminuye drásticamente la capacidad de realizar actividades diarias. Es así como la recuperación del miembro perdido es de gran importancia para el amputado. Es por eso que se busca obtener la respuesta adecuada a un problema tan complejo como lo es el sustituir miembros humanos por mecanismos que en alguna manera realicen sus actividades más importantes.

Actualmente compensar la falta de un miembro por otro similar es aún imposible y esto motivó a la ciencia a dirigir sus ojos hacia una solución alternativa realizable. Estudiar una articulación tan compleja como lo es la rodilla humana resulta sumamente interesante, pero en un tema muy extenso y va más allá de las pretensiones de este trabajo, por lo que se ha seguido un lineamiento para orientar las ideas hacia un fin específico como lo es el diseño y construcción de un mecanismo de prótesis de rodilla.

Debido a las limitantes físicas de la población discapacitada, la situación social de este grupo de personas es lamentablemente muy desfavorable ya que por pertenecer a un grupo vulnerable son excluido de la mayoría de actividades sociales.

Las razones antes expuestas sirvieron de motivación para desarrollar el presente trabajo. Con el fin de contribuir con esta minoría se decidió por realizar el diseño de un componente protésico, como primera etapa del proyecto, para que en una segunda etapa se construya dicha pieza a partir de los datos encontrados en la primera. El componente elegido es una articulación de rodilla monocéntrica con impulsor mecánico del tipo endoesquelética utilizada para amputaciones por arriba de la rodilla.

El presente documento consta de una parte de biomecánica y otra de diseño. En la parte de biomecánica se explican las partes óseas del miembro inferior, los músculos del mismo y el funcionamiento de ambas partes en conjunto, se explican los fenómenos físicos y mecánicos de la rodilla humana. También es preciso realizar un estudio de la locomoción humana y del ciclo de marcha, así como las

fases del mismo, todo esto con el fin de determinar las posiciones y movimientos más críticos durante la marcha humana, para que esta sean el punto de partida para el diseño .

Una vez estudiada la rodilla humana y establecido su funcionamiento básico se procede analizar los diferentes tipos de prótesis de miembro inferior estudiando en este caso las ventajas y desventajas de algunos mecanismos.

Algo muy importante que mencionar es que en las amputaciones se tiene una ausencia de músculos y huesos en el miembro inferior lo que lleva a tomar algunos parámetros que se deben considerar para realizar el análisis aproximado de la acción de la locomoción.

En la fase del diseño se presentan por piezas separadas los cálculos correspondientes. En cada análisis se selecciona el tipo de material que sea capaz de soportar los esfuerzos ocasionados por las cargas y que sea disponible en nuestro mercado ya que se busca la realización de un prototipo de rodilla mecánica, que reúna los estándares de funcionalidad, calidad y comodidad para el paciente que utilice este tipo de componente, y a la vez participar en el desarrollo del mercado metal-mecánico regional. Es por eso que en esta parte se analizará la rodilla del cuerpo humano como elemento de una máquina, por tanto se requieren los conocimientos profesionales de un Ingeniero Mecánico, con el propósito que éste sea capaz de analizar (movimientos de todo tipo, esfuerzos, deformaciones, elongaciones, etc.) las diferentes partes de la rodilla para hacer un estudio que determine las condiciones requeridas.

Por último se explica brevemente el proceso de fabricación de las piezas que componen al prototipo con sus respectivas hojas de rutas que sirven en la planificación de la producción y un breve análisis de los costos del dispositivo.

INDICE

	No Pag.
Introducción. -----	I
I. Definición del tema.	
1.1 Objetivo general. -----	1
1.2 Objetivo específico.-----	1
1.3 Alcances.-----	2
1.4 Limitaciones. -----	2
II. Marco teórico.	
2.1 Marco histórico. -----	3
2.2 Marco conceptual.-----	5
III. Metodología de la investigación. -----	16
IV. Análisis del miembro inferior.	
4.1 Biomecánica de la rodilla.-----	18
4.2 Planos de referencia del cuerpo humano. -----	18
4.3 Descripción de la rodilla humana . -----	20
4.4 Músculos que intervienen en la marcha. -----	23
4.4.1 Acciones musculares. -----	26
V. Locomoción Humana.	
5.1 Ciclo de la marcha. -----	28
5.2 Centro de gravedad.- -----	29
5.2.1 Desplazamiento vertical del centro de gravedad.-----	31
5.2.2 Desplazamiento lateral del centro de gravedad.-----	32
5.3 Fuerzas y movimientos de la rodilla humana . -----	33
5.3.1 Fuerzas externas en el plano sagital.-----	33
5.3.1.1 Análisis cinemático de la articulación de rodilla.-----	33
5.3.1.2 Análisis cinético de la articulación de rodilla.-----	35
VI. Estudio de los sustitutos de rodillas.	
6.1 Aspectos generales . -----	37
6.2 Tipos de rodillas endoesqueléticas para utilizar en amputaciones por arriba de rodilla.-----	38

6.2.1 Rodillas monocentricas con bloqueo-----	39
6.2.2 Rodillas monocentricas con freno.-----	40
6.2.3 Rodillas modulares monocentricas con impulsor mecánico.-----	41
6.2.4 Rodillas modulares monocentricas con impulsor hidráulico.-----	41
6.2.5 Rodillas modulares monocentricas con control por microprocesador.-----	42
6.2.6 Rodillas modulares policéntricas con impulsor mecánico. -----	43
6.2.7 Rodillas modulares policéntricas con impulsor hidráulico. -----	44
6.3 Estudio del modelo seleccionado.-----	46
6.3.1 Pruebas al modelo seleccionado.-----	48
VII. Consideraciones para diseñar la articulación de rodilla.-----	50
VIII. Diseño de la articulación de rodilla . -----	52
8.1 Identificación y determinación de la carga .-----	52
8.2 Análisis del elemento superior.-----	54
8.2.1 Análisis de la sección A-A.-----	55
8.2.2 Análisis de los elementos sujetadores.-----	62
8.3 Análisis del eje pasador. -----	68
8.4 Análisis del elemento inferior.-----	71
8.4.1 Análisis de falla por flexión-----	72
8.5 Análisis de los accesorios. .-----	74
8.5.1 Análisis del perno regulador de fricción. -----	74
8.5.2 Análisis del perno pasador.-----	77
8.5.3 Análisis del cojinete.-----	78
8.6. Tablas resumen de los materiales seleccionados para las diferentes piezas de la rodilla.-----	80
IX. Proceso de fabricación -----	81
9.1 Planeación del proceso -----	81
9.1.1 Proceso de manufactura del elemento superior e inferior de la articulación-----	82
9.1.2 Proceso de manufactura del eje pasador de la articulación de rodilla -----	85

X. Análisis del costo de la articulación de rodilla.	87
XI. Información técnica del prototipo.	89
11.1 Componentes y/o repuestos	89
11.2 Descripciones y funciones.	90
11.3 Montaje	91
11.4 Regulación	91
11.5 Asistencia técnica	92
11.5.1 Engrase	92
11.5.2 Cambio de amortiguador de tope	92
11.6 Garantía	93
XII. Conclusiones.	94
XIII. Recomendaciones	95
XIV. Bibliografía	96
XV. Glosario.	99
XVI. Anexos	108
Anexo 1 (prótesis del año 2300 A.C.)	109
Anexo 2 (prótesis del año 484 A.C.)	110
Anexo 3 (prótesis medieval)	111
Anexo 4 (primera prótesis endoesqueletica)	112
Anexo 5 (prótesis completa de miembro inferior)	113
Anexo 6 (prótesis endoesqueletica)	114
Anexo 7 (gráfica de esfuerzos fluctuantes)	115
Anexo 8 (gráfica de S Vrs. N)	116
Anexo 9 (gráfica de factor de superficie K_a)	117
Anexo 10 (tabla de factores que modifican la resistencia a la fatiga)	118
Anexo 11a (gráfica de concentrador de esfuerzos en flecha a flexión)	119
Anexo 11b (gráfica de concentrador de esfuerzos en barra a flexión)	120
Anexo 11c (gráfica de concentrador de esfuerzos en barra a tensión)	121
Anexo 11d (gráfica de concentrador de esfuerzos en placa a flexión)	122
Anexo 12 (curvas para determinar sensibilidad a la muesca del material)	123
Anexo 13 (gráfica de resultados de prueba a compresión)	124

Anexo 14 (resultados de prueba química). -----	126
Anexo 15 (resultados de prueba de dureza).-----	128
Anexo 16 (tabla de masas de segmentos corporales).-----	129
Anexo 17 (figura de longitud de segmentos del cuerpo humano).-----	130
Anexo 18 (Dimensiones métricas de tornillos de cuerdas finas).-----	131
Anexo 19 (rendimiento de materiales con que se fabrican cojinetes).-----	132
Anexo 20 (características de los aceros 420F y 4340) . -----	133
Anexo 21 (plano explosivo)-----	141
Anexo 22 (Vistas de eje pasador)-----	142
Anexo 23 (Vistas de la parte inferior de la rodilla)-----	143
Anexo 24 (Vistas de la parte superior de la rodilla)-----	144

I. Definición del tema.

I. DEFINICIÓN DEL TEMA.

1.1 OBJETIVO GENERAL:

- ❖ Diseñar y construir una articulación de rodilla con materiales disponibles en el mercado nacional, que cumpla con estándares de calidad.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

- ❖ Proporcionar una solución a las problemáticas sociales regionales mediante la evolución de una industria que todavía no está siendo explotado.
- ❖ Presentar una alternativa de desarrollo socio-económico que signifique un gran aporte para la región.
- ❖ Beneficiar a la población discapacitada de sus miembros inferiores, mejorando así su nivel de vida y competitividad.
- ❖ Seleccionar los materiales apropiados que cumplan las especificaciones que se obtengan durante el diseño.

I. Definición del tema.

1.3 ALCANCES

El proyecto está enfocado a solucionar la problemática en relación a las discapacidades, en el marco de la región, específicamente en las personas que carecen de alguna extremidad inferior; en este caso se diseñará y se llegará a la realización de un prototipo o modelo de articulación de rodilla, lo cual contendrá las características de los materiales y procesos a utilizar en su fabricación, así como una DEFINICIÓN adecuada de accesorios existentes en el mercado los cuales deberán ser ensamblados a la estructura del dispositivo.

1.4 LIMITACIONES

Debido al amplio margen de situaciones que se pueden analizar en el campo de las discapacidades se llevaría mucho tiempo y dinero abarcarlas todas en este estudio, además de que no todos los problemas requieren del aporte de los conocimientos de un Ingeniero Mecánico ya que no en todo caso se requiere de la elaboración de un miembro sustituto metal-mecánico, por tal motivo se abarcará únicamente el problema en cuanto a la carencia de extremidades inferiores.

En síntesis las limitaciones son en cuanto al estudio del amplio margen de problemas de discapacidad y su relación con la fisiología del cuerpo humano.

II. MARCO TEÓRICO

2.1 MARCO HISTÓRICO

Se puede afirmar que cada modo de organización social, en cada época histórica, con su modo de vivir y su nivel tecnológico, repercute interactivamente en el proceso de salud-enfermedad vs. asistencia sanitaria, es decir, que cada organización social produce su propia tecnología de asistencia sanitaria. Por otra parte, también se puede señalar que la tecnología se va modernizando de acuerdo a las necesidades crecientes del ser humano. Generalmente la solución a un problema sólo se busca cuando este aparece, y cuando no se encuentra se aprovechan las soluciones existentes para resolver otros similares. Se podría afirmar que solo cuando surge un problema surge la necesidad de resolverlo. De la misma manera que se plantea también se tiene una evolución de prótesis de rodillas, desde monocéntricas sencillas hasta policéntricas con microprocesadores.

En el año 1971, un periódico Francés publicó una noticia en la cual relataba que unos arqueólogos rusos habían hallado el esqueleto de una mujer (2300 años a.C.) con un pie artificial. La prótesis era un pie de cabra que se había adaptado al muñón de la mujer mediante un encaje de contacto de la propia piel desecada del animal (en el anexo 1 se muestra un esquema de lo que probablemente se vivió pudiendo significar que ésta sea una de las primeras prótesis de las que se tiene noticia).

El historiador griego Herodoto (484 años a.C.), relató la gesta de Mardonius, quien, prisionero de sus enemigos, se cortó el pie que le retenía una argolla y así pudo escapar. Mas tarde se hizo construir un pie de madera y con el siguió al frente de sus tropas (en el anexo 2 se muestra un ejemplo de lo que pudo haber sido su prótesis). Sucesivamente se podría aportar un sinfín de muestras que atestiguan la antigüedad de la utilización de piernas artificiales.

En el medioevo se utilizó el hierro en la fabricación de las prótesis, que eran construidas por los maestros armeros que construían las armaduras de los

caballeros (ver anexo 3). de aquella época datan las primeras articulaciones exoesqueléticas mecánicas que daban movimiento a la rodilla y al pie.

Luego con el pasar del tiempo y la consecuente evolución de la tecnología, Ambroise Pare, médico francés del siglo XVI construyó la primera prótesis (ver anexo 4) endoesquelética con la posibilidad de bloquear la articulación de la rodilla.

Estos sistemas fueron evolucionando en los siglos siguientes sin adelantos muy destacables. Sin embargo, las dos conflagraciones mundiales hicieron que los países que se vieron involucrados en ellas redoblaran sus esfuerzos de investigación en el campo de las prótesis para poder reincorporar a la sociedad los amputados de guerra.

Es fácil comprender que la historia de las prótesis ha sido ligada a la historia de los grandes acontecimientos bélicos, debido a la gran cantidad de personas amputadas que quedan tras estos desafortunados hechos. Los antecedentes históricos sobre diversas prótesis son numerosos a lo largo de la historia. La necesidad de prótesis de rodillas siempre existía pero esta crece tras las guerras de este siglo, momento en que se plantean los problemas y las necesidades de la investigación en prótesis.

Producto de la primera guerra mundial (1914 – 1918) suscitó un esfuerzo y un progreso importante en la investigación y desarrollo de la tecnología protésica en Europa. Después de la II Guerra Mundial, se da un gran avance en las prótesis, y la mayor necesidad se daba en sustitutos de miembros inferiores (como Rodillas pies, caderas, etc.) ya que las amputaciones de estos, fue lo que más dejó la guerra.

En 1945 se iniciaron programas de investigación y desarrollo financiados por el gobierno de E. U., para la provisión de los miembros artificiales a los mutilados de guerra. En este sentido destacan los laboratorios de la Universidad de California (Berkeley). También mencionaremos tres grandes centros en el Reino Unido: el de

Rochampton (Hospital Queen Mary), el de Glasgow (Universidad Strathclyde) y el de Dundee (Escocia). A raíz de esta situación aparecen los primeros laboratorios de Biomecánica para el análisis entre los desarrollos protésicos utilizados en Europa y las innovaciones producidas en E. U. También se produjo una gran evolución en el diseño y la construcción de prótesis, de modo que la técnica de adaptación de prótesis, dejó de ser un arte y pasó a transformarse en una ciencia.

Fruto de las investigaciones son los sistemas actuales que de año en año se van perfeccionando (ver anexo 5) gracias a técnicas más precisas y a materiales más adecuados, que permiten ofrecer a los pacientes prótesis más cómodas, estéticas y funcionales. (ver anexo 6)

La tecnología de prótesis de rodilla ha evolucionado enormemente ya que se encuentran en el mercado diversos tipos de prótesis de rodillas desde las rodillas monocéntricas sencillas hasta las inteligentes que ofrecen comodidades, movilidad, estabilidad y acomodamiento a la forma de caminar del individuo.

2.2 MARCO CONCEPTUAL

ESFUERZO¹: Fuerza por unidad de área, a menudo pensada como la fuerza que actúa en una pequeña área dentro de un plano. Puede dividirse en componentes, normal y paralela al plano, llamadas esfuerzo normal y esfuerzo cortante, respectivamente.

ANÁLISIS DE ESFUERZOS²: Se refiere al análisis correspondiente que se hace a una pieza de acuerdo a la previa identificación de la carga que está soportando, estas pueden ser: carga axial, flexionante y torsionante, encontrándose cualquiera de estas cargas o una combinación de las mismas.

1. Introducción a la Metalurgia Física; segunda edición; Sydney H. Avner.

2. Diseño en Ingeniería Mecánica; quinta edición; Shigley, Mischke.

NORMALIZACIONES INTERNACIONALES²: Constituyen todas las normas internacionales que debe cumplir el diseño y /o la fabricación de cualquier dispositivo; estas normalizaciones están regidas por las siguientes instituciones:

American Society of Mechanical Engineers (ASME)

American Welding Society (AWS)

American Society for Testing and Material (ASTM)

Society of Automotive Engineers

Y/O American Iron and Steel Institute (SAE Y/O AISI)

International Society Organisation (ISO)

Clasificaciones específicas para la construcción de los dispositivos mencionados según normas internacionales.

- Normas de identificación de roscas

UNC, Unified National Coarse (Rosca Gruesa)

UNF, Unified National Fine (Rosca Fina)

UNEF, Unified National Extra Fine (Rosca Extra fina)

Todas las sociedades y organizaciones que se enumeran han establecido las especificaciones necesarias para formular normas y códigos de seguridad ó de diseño. El nombre de cada organismo indica la naturaleza de la norma ó código establecido.

ALEACIÓN¹: Sustancia con propiedades mecánicas y compuesta por dos o mas elementos químicos , de los cuales por lo menos uno es metal elemental.

ENSAYO DESTRUCTIVO¹: Es la examinación de un objeto efectuado de tal manera que este ya no tiene utilidad futura.

TEORIA DE FALLAS²: Cuando se aplica una carga axial al material, fácilmente puede compararse el esfuerzo que produce dicha carga con la resistencia del material a fin de determinar si fallará ó si existe algún grado de seguridad.

$W > S_y =$ falla la pieza

$S_y > W < S_u \Rightarrow n = S_u / W$

1. Introducción a la Metalurgia Física; segunda edición; Sydney H. Avner.

2. Diseño en Ingeniería Mecánica; quinta edición; Shigley, Mischke.

Donde:

W = Esfuerzo de trabajo

Sy = Esfuerzo de fluencia o límite de fluencia

Su = Esfuerzo último

n = Factor de seguridad

El problema se complica cuando el estado de esfuerzos resultantes son biaxiales o triaxiales. En estos casos existen diversos tipos de esfuerzos con solo una resistencia significativa. Esto es el origen de proponer las diferentes teorías de fallas existentes.

ESFUERZO DE TRABAJO²: Es el resultado en un material o pieza al estar operando bajo una carga determinada, lo cual se obtiene en el respectivo análisis de esfuerzos.

LÍMITE DE FLUENCIA²: Se refiere al valor del esfuerzo bajo el cual ocurre la primera cedencia plástica notable. Se toma por lo general como el punto donde la deformación se desvía 0.2%, de la curva elástica extrapolada.

ESFUERZO ÚLTIMO²: Es el mayor esfuerzo que puede soportar un material. Al parecer la curva esfuerzo-deformación toma una trayectoria descendente después de llegar a dicho valor.

FACTOR DE SEGURIDAD²: Se emplea para evaluar la condición segura de un elemento, es decir, las incertidumbres que puedan ocurrir cuando actúan las cargas reales.

Para algunos elementos los fabricantes definen los factores de seguridad según las condiciones de operación detallándose en los manuales correspondientes.

RODILLA MONOCÉNTRICA³: Prótesis de rodilla, que reproduce únicamente un solo movimiento de la rodilla humana normal, el de flexión extensión realizado alrededor de un eje.

RODILLA POLICÉNTRICA³: es la rodilla que permite a la pierna girar alrededor de varios ejes

2. Diseño en Ingeniería Mecánica; quinta edición; Shigley, Mischke.

3. Diseño y construcción de una prótesis de rodilla humana; 1989; UCA.

ESFUERZOS FLUCTUANTES²: es cuando los esfuerzos varían o fluctúan entre determinados valores. Las partes de máquinas y estructuras rara vez encuentran esfuerzos completamente repetidos. Un esfuerzo fluctuante por lo común se caracteriza por sus componentes medias (σ_m) y alternas (σ_a). Sin embargo también se usan los términos esfuerzo máximo ($\sigma_{m\acute{a}x}$) y esfuerzo mínimo ($\sigma_{m\acute{i}n}$). Las cuatro cantidades se encuentran definidas en el anexo 7.

FALLA POR FATIGA⁴: es cuando un elemento de máquina falla debido a la acción de esfuerzos repetidos o fluctuantes, sin embargo, los esfuerzos máximos reales pueden ser inferiores a la resistencia última del material y muchas veces, aún menores que la resistencia de fluencia. Estas fallas comienzan con una pequeña grieta, tan diminuta que no se puede percibir a simple vista. La grieta se desarrollará en un punto de alta vulnerabilidad como son los cambio de sección en el material, cuñeros, orificios, roscas de tornillos, concentradores de esfuerzos, etc.

En términos generales la falla presenta tres etapas características que son:

1. Inicio de agrietamiento.
2. Propagación de la grieta.
3. Fractura rápida.

Una vez que se forma la grieta, el efecto de concentración de esfuerzos se hace mayor y se extiende más rápidamente. Como el área esforzada disminuye en tamaño, el esfuerzo aumenta en magnitud hasta que, finalmente, el área restante falla de repente. En consecuencia, las fallas por fatiga no dan señales, son repentinas y totales por lo tanto, peligrosas.

LÍMITE DE RESISTENCIA A LA FATIGA: numerosas pruebas han establecido que los materiales ferrosos tienen un límite de resistencia a la fatiga definido como el nivel más alto de esfuerzos alternantes que pueden soportarse indefinidamente sin fallas, el símbolo usual que lo identifica es S_n .

Para determinar el límite de resistencia a la fatiga se emplea la recopilación de los datos analizados por Mischke² a partir de pruebas reales provenientes de varias fuentes y en el cual se concluye que el límite de resistencia a la fatiga puede estar relacionado con la resistencia a la tensión.

2. Diseño en Ingeniería Mecánica; quinta edición; Shigley, Mischke.

4. Fundamentos de diseño para ingeniería mecánica; Juvinall.

En el caso de los aceros, la relación es
 $S'_n = 0.504S_u$; para un $S_u \leq 1400$ Mpa, y
 $S'_n = 700$ Mpa; para un $S_u > 1400$ Mpa.

Donde S_u es la resistencia última del material y S'_n es el límite de resistencia a la fatiga efectuado experimentalmente en una probeta de viga giratoria. Para determinar la resistencia de materiales bajo la acción de cargas de fatiga, las probetas se someten a fuerzas repetidas o variables de magnitudes especificadas y, así, se cuentan los ciclos o alternaciones de esfuerzos que soporta el material hasta la falla o ruptura. El dispositivo para ensayos de fatiga más empleado es la máquina de viga rotatoria de alta velocidad de R. R. Moore. Está sometida a la probeta a flexión pura por medio de pesas. Para determinar la resistencia a la fatiga de un material es necesario un gran número de pruebas debido a la naturaleza estadística de la fatiga. Los resultados se grafican, obteniéndose un diagrama llamado S-N, ver anexo 8. Sin embargo, el procedimiento para determinar experimentalmente el límite de resistencia a la fatiga de un material es muy extenso y costoso. Es por ello que se necesita de un método rápido de estimación en donde las generalizaciones de los patrones de comportamiento a la fatiga capacitan al ingeniero para estimar el comportamiento a la fatiga de combinaciones de materiales, geometría y carga para los cuales no hay información de prueba. Dichas estimaciones se apoyan en el acervo de información empírica que se ha acumulado, en diversas formas, diversas clases de carga y numerosos materiales, como consecuencia de ello se dispone de factores empíricos generalizados que modifican el límite de fatiga. Con base a lo anterior se enlistan a continuación algunos de ellos: K_a , factor de superficie; K_b , factor de tamaño; K_c , factor de carga; K_d , factor de temperatura; K_e , factor de efectos diversos. Teniendo en cuenta estas importantes condiciones se obtiene que el límite de resistencia a la fatiga (S_n) es : $S_n = K_a K_b K_c K_d K_e S'_n / K_f$

FACTOR DE SUPERFICIE (K_a)⁴: La superficie de la probeta de la viga giratoria está perfectamente pulida y recibe un pulimiento final en dirección axial para eliminar

4. Fundamentos de diseño para ingeniería mecánica; Juvinall.

cualesquiera rayaduras circunferenciales, esto implica un procedimiento costoso de laboratorio, sin embargo, en realidad existen otros acabados superficiales de menor calidad que generan puntos localizados de mayor vulnerabilidad a la fatiga. Los factores de modificación dependen de la calidad del acabado y de la resistencia última a la tensión, para determinar su valor se emplea el gráfico que se encuentra en el anexo 9.

FACTOR DE TAMAÑO (K_b)⁴: Para una carga de flexión o torsión la caída de esfuerzos al interior de la superficie reduce la resistencia a la fatiga en un 10% específicamente en muestras cuyos diámetros sean mayores que 10 mm, es por ello que se considera un factor $K_b = 0.9$. Para carga axial como el esfuerzo es uniforme la resistencia a la fatiga se reduce entre un 10% y un 30% siempre que las dimensiones de la muestra estén limitadas entre 10 mm y 50 mm, así el factor $K_b = 0.7-0.9$. Estos factores se encuentran en el anexo 10. Uno de los problemas al utilizar este factor surge cuando se utiliza una sección no circular el cual se resuelve aplicando una dimensión equivalente, igualando el área del material sometido a esfuerzo con el área circular de una probeta de viga giratoria. Lo anterior da por resultado un diámetro efectivo d_e equivalente del área sometida a esfuerzos.

FACTOR DE CARGA (K_c)⁴ : Las fallas a la fatiga están asociados con cedencia en puntos muy bien delimitados y la cedencia de materiales dúctiles correlaciona bien con la teoría de la energía de distorsión, es por ello que esta teoría es útil para pronosticar el límite de resistencia a la fatiga de los materiales dúctiles bajo diversas combinaciones de carga. Por lo tanto, para materiales dúctiles, el límite de resistencia a la fatiga en la torsión inversa es casi del 58% del límite de resistencia a la fatiga en la flexión reversible, es decir $K_c = 0.58$, para una vida estimada de 10^6 ciclos. Para materiales frágiles y la suposición de un límite de resistencia a la fatiga a 10^6 ciclos, el factor $K_c = 0.8$.

Si una probeta de prueba no gira pero está montado horizontalmente con un extremo fijo y subiendo y bajando alternadamente, se producen esfuerzos flexionantes recíprocos. Estos solo difieren de los esfuerzos causados por flexión rotatoria en que los esfuerzos máximos están limitados a la parte superior e inferior

4. Fundamentos de diseño para ingeniería mecánica; Juvinall.

en tanto que aquella produce esfuerzos máximos en toda la circunferencia. En la flexión rotativa, la falla a la fatiga se originará desde el punto más débil de la superficie; en la flexión recíprocante hay una alta probabilidad estadística de que el punto más débil no este exactamente en la parte superior o en la inferior. Esto significa que, por lo común, la resistencia a la fatiga en la flexión recíprocante es ligeramente mayor que en la flexión rotativa. La diferencia es pequeña y por lo tanto no se considera. Pero debido a que la flexión es la carga de referencia en las pruebas se considera $K_c = 1.0$.

Las pruebas axiales o de compresión y tracción alternadas dan límites de resistencia a la fatiga de casi el 10% más bajos que la flexión rotatoria. Además, si la carga supuestamente axial está un poco desplazada del centro, se introduce una ligera flexión que ocasiona que los esfuerzos en un lado sean ligeramente más altos que P/A . En forma ideal se podría determinar la excentricidad de la carga y calcular el esfuerzo máximo alterno con $P/A + Mc/I$, pero con frecuencia no se conoce la magnitud de la excentricidad indeseable. En tales casos se acostumbra considerar lo anterior usando solamente el esfuerzo P/A , y reducir el límite de resistencia a la fatiga por flexión rotatoria un poco más de 10%, tal vez 20 a 30%. En base a lo anteriormente expuesto se considera un factor $K_c = 0.9$, cuando se trata de carga axial pura y un factor de $K_c = 0.7-0.9$ considerando una carga axial con excentricidad.

Todos los factores antes expuestos se encuentran enlistados en el anexo 9.

FACTOR DE TEMPERATURA (K_d)² : Cuando las temperaturas de operación son menores que la temperatura del lugar de trabajo, la fractura por fragilidad de los materiales es una posibilidad latente. Cualquier esfuerzo inducirá flujo plástico en un material que opere con altas temperaturas; así que también debe tomarse en cuenta este factor.

La cantidad limitada de datos de que se dispone indica que el límite de resistencia de la fatiga para aceros aumenta ligeramente cuando se eleva la temperatura y después empieza a disminuir en el orden de los 200° C a los 350° C. Por esta razón es probable que el límite de resistencia a la fatiga esté relacionado con la resistencia a la tensión a temperaturas elevadas en la misma forma que a la temperatura del

lugar de trabajo. El anexo 10 muestra la relación entre la temperatura y el factor de temperatura K_d

FACTOR DE EFECTOS DIVERSOS (K_e)² :Uno de los motivos de emplear el factor K_e es tomar en cuenta la reducción en el límite de resistencia a la fatiga debida a todos los otros efectos; sin embargo la verdadera razón de usarla es que sirve de recordatorio que deben considerarse dichos efectos, pues no se dispone de valores reales de K_e .

A continuación se encuentran algunos de los factores que limitan la resistencia a la fatiga

- Corrosión, esto sucede y se debe al ataque o picadura de la superficie a causa del material corrosivo donde después de corto tiempo una pieza fallará cuando sea sometida a esfuerzos repetidos en una atmósfera corrosiva.
- Recubrimientos electrolíticos, como los procesos de cromado, niquelado, etc., reducen el límite de resistencia a la fatiga hasta en 50%. El galvanizado no reduce el límite de resistencia a la fatiga.
- Corrosión por apriete, este fenómeno es el resultado de movimientos microscópicos en la superficie de piezas mecánicas o estructuras estrechamente ajustadas. El proceso implica cambio de color en la superficie, picadura y eventualmente, fatiga. Este factor afecta el límite de resistencia a la fatiga entre un 10 a 76%.
- Frecuencia del esforzamiento cíclico, en condiciones normales la falla por fatiga es independiente de la frecuencia; pero cuando se encuentra corrosión o temperatura elevadas o ambas, el factor cíclico llega a ser importante.
- Las características direccionales del proceso de fabricación, en elementos laminados o estirados se tiene un límite de resistencia a la fatiga en la dirección transversal, el cual puede ser de 10 a 20 % menor que el límite respectivo en la dirección longitudinal.

FACTOR DE CONCENTRACIÓN DE ESFUERZOS (K_f)⁴ : El factor de concentración de esfuerzos en fatiga debe utilizarse cuando se diseñe un elemento para evitar una falla. Normalmente este factor se utiliza para incrementar el esfuerzo.

2. Diseño en Ingeniería Mecánica; quinta edición; Shigley, Mischke.

4. Fundamentos de diseño para ingeniería mecánica; Juvinall.

En muchos elementos de máquinas son necesarias discontinuidades geométricas para que la pieza realice la función para la cual fue diseñada, toda discontinuidad en un componente de máquina altera la distribución de los esfuerzos. A esas discontinuidades se les llama acentuadores o intensificadores de esfuerzo y a la región se le llama concentrador de esfuerzos.

Un concentrador de esfuerzos es cualquier condición material que cause que el esfuerzo local sea mayor que el esfuerzo nominal. El factor de fatiga por concentración de esfuerzos K_f se relaciona con el factor de concentración de esfuerzos teórico (K_t) el cual se obtiene a partir de unas gráficas que son producto de numerosos estudios de computadora con base en elementos finitos, como los que se muestran en el anexo 11. El factor de concentración de esfuerzos teóricos relaciona el esfuerzo máximo real con el nominal en la discontinuidad e indica que el valor del factor solo depende de la configuración geométrica de la pieza, así $\sigma_{\text{máx}} = K_t \sigma_{\text{nom}}$.

El factor K_f se relaciona con K_t utilizando un factor de sensibilidad de la muesca, q , Definido por la ecuación : $K_f = 1 + (K_t - 1) q$

Donde varía desde $K_f = 1$, cuando q vale cero y $K_f = K_t$, cuando q vale uno. Por lo tanto, para determinar los factores por fatiga por concentración de esfuerzos por medio de los factores teóricos correspondientes, es necesario conocer la sensibilidad de la muesca del material, para lo cual se necesita el valor del radio de la muesca y el valor del esfuerzo último del material empleado, como se muestra en el anexo 12.

CONSTANTE DE RIGIDEZ⁴ : es la relación entre la fuerza aplicada al elemento y la deformación producida por dicha fuerza.

El apriete de la junta implica tanto alargamiento del perno como compresión en las partes unidas. Cuando se aplica la fuerza externa F , el perno y las partes unidas se alargan la misma cantidad, δ . Así la fuerza de separación debe ser igual a la suma de la fuerza incrementada en el perno más la fuerza de sujeción reducida.

$$F = \Delta F_b + \Delta F_m$$

$$\text{Por definición } \Delta F_b = K_b \delta \quad \text{y} \quad \Delta F_m = K_m \delta$$

Donde K_b y K_m son las constantes de rigidez para el perno y las partes sujetas, respectivamente.

4. Fundamentos de diseño para ingeniería mecánica; Juvinall.

COJINETE DE SUPERFICIE PLANA⁵ : es el tipo de cojinete en el que dos superficies se mueven en forma relativa una respecto a la otra sin el beneficio del contacto giratorio, presentándose contacto por deslizamiento. La forma real de las superficies puede ser cualquiera que permita el movimiento relativo. Un sistema de cojinete puede operar con cualquiera de los siguientes tres tipos de lubricación:

- Lubricación en el límite.
- Lubricación por película mixta.
- Lubricación por película completa.

En las aplicaciones en que existe giro, el muñon suele ser de acero. El cojinete fijo puede fabricarse en una extensa variedad de materiales, entre los que se incluyen los siguientes:

- Bronce, hace mención numerosas aleaciones de cobre con estaño, plomo, zinc o aluminio ya sea puros o combinados. El cojinete de bronce fundido, contiene 83% de cobre, 7% de estaño, 7% de plomo, 3% de zinc; presenta una buena combinación de propiedades para utilizarse en bombas, maquinarias y aparatos domésticos.
- Aluminio, como es el más resistente de los materiales que suelen utilizarse para fabricar cojinetes, el aluminio se emplea para uso severo en motores, bombas, aeronaves.
- Plásticos, en general se les llama materiales autolubricantes, inherentemente, los plásticos que se utilizan para fabricar cojinetes presentan baja fricción. Casi todos son compuestos de distintos componentes. Entre las denominaciones químicas y las abreviaturas que se encuentran en este campo se incluyen los que se mencionan enseguida:

PTFE : politetrafluoretileno.

PA : poliamida.

PPS : sulfuro de polifenileno.

PVDF: fluoruro de polivinilideno

PEEK : polietetertercetona.

PEI : politerimida.

PES : polietersulfona.

PFA : perfluoroalcoxitetrafluoretileno modificado.

Los productos para reforzar y rellenar que se utilizan con materiales para fabricar cojinetes incluyen fibras de vidrio, vidrio molido, fibras de carbono, polvos de bronce, PTFE, PSE y algunos lubricantes sólidos, como grafito y disulfuro de molibdeno.

- Babbit, estos materiales pueden tener base de plomo o bien de estaño, nominalmente contiene 80% de metal original. Debido a lo blando que son los babbitts sus susceptibilidad a las incrustaciones y resistencia al agarre son sobresalientes, lo cuales importante en aplicaciones en la que al lubricación que tiene lugar es en el límite.
- Metales porosos, debido a que son materiales que provienen de la industria de metales en polvo, los metales porosos se sinterizan a partir de polvo de bronce hierro y aluminio; algunos se mezclan con plomo o cobre. La sinterización genera gran cantidad de huecos en los materiales con que se fabrican cojinetes en los que penetra el aceite lubricante. Así, cuando están en operación el aceite se sale de los poros para abastecer el cojinete. Estos cojinetes resultan adecuados sobre para todo a movimientos a baja velocidad, recíprocos u oscilatorios.

LUBRICACIÓN EN EL LIMITE⁵: es cuando existe contacto real entre las superficies sólidas de las partes móviles y fija del sistema de cojinetes, si bien hay una película de lubricantes.

En términos generales, la lubricación en el límite se emplea para operaciones a baja velocidad con una velocidad superficial menor que 0.05 m/s. El movimiento recíproco u oscilatorio o una combinación de un lubricante poco viscoso con alta presión originaran lubricación en el límite.

III. METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN.

Para lograr el diseño y construcción del dispositivo según las expectativas del proyecto, será necesario una investigación exhaustiva y organizada para obtener información específica previamente determinada. Por esto se ha diferenciado la investigación a realizar, según la naturaleza de la información que se espera obtener, en cinco grupos

1.- Investigación sobre las condiciones actuales del mercado.

Se espera determinar las condiciones de los dispositivos de articulación de rodilla en el mercado actual. De acuerdo a informaciones preliminares en el mercado nacional solamente se distribuyen dispositivos importados, situación que delimita la búsqueda de información mas concreta y afín con el estudio únicamente en el ámbito internacional, para lo cual se hará uso de herramientas como Internet.

2.- Estudio de diseños existentes.

Una vez recopilada la información acerca de los diferentes dispositivos de articulación de rodilla existentes, se procederá, basándose en el análisis de estos dispositivos, a buscar información específica para lograr el diseño de acuerdo a las expectativas del proyecto, tales como analizar el funcionamiento de los dispositivos que presenten diferencias significativas entre si.

3.- Investigación para el diseño.

Durante la etapa de diseño del dispositivo, será de vital ayuda la información recopilada y las conclusiones obtenidas del estudio de diseños existentes (punto 2.-). Así pues, se podrá determinar el diseño en base a las necesidades del medio de acuerdo a las conclusiones obtenidas. Es por esto que la investigación durante esta etapa se reducirá esencialmente a una investigación bibliográfica para determinar los diferentes análisis a realizar a las piezas del dispositivo, ya sean análisis normalizados o simplemente deducciones de principios físicos y

mecánicos. Por tanto, se asegurará un diseño que soporte los diferentes esfuerzos actuantes.

4.- Investigación para la construcción.

Durante la etapa de construcción de la máquina, se obtendrá vital ayuda de la investigación realizada en la investigación para el diseño (punto 3.-); partiendo de dicho punto para determinar el mejor, común y el mas adecuado proceso de fabricación en el medio, con el cual se deberá cumplir los aspectos de diseño como la resistencia a todos los esfuerzos actuantes, dimensiones y su función estipulada.

5.- Investigación de factores económicos.

Uno de los puntos no menos importantes es el aspecto económico, por tanto, es indispensable el poder determinar el costo de fabricación del dispositivo diseñado. Así pues, para determinarlo se necesitarán los costos de los materiales empleados y de el proceso de fabricación diferenciándolos de la siguiente manera:

- Precios de los materiales que se habrán de utilizar para la fabricación del dispositivo
- Precios de los accesorios (tornillos, resortes, etc.) que se utilizarán
- Costo estimado de la fabricación de los componentes o piezas del dispositivo

ANÁLISIS DEL MIEMBRO INFERIOR.

4.1 BIOMECÁNICA DE LA RODILLA.

La rodilla es una estructura que se encarga de la transmisión de cargas en el miembro inferior y participa en el movimiento del mismo, configurando la articulación más grande del cuerpo y quizás la más compleja. Desde un punto de vista mecánico, en la rodilla se alcanza un compromiso entre dos requerimientos mutuamente excluyentes como son la estabilidad y la movilidad. Durante actividades como andar correr, la rodilla actúa para mantener la distancia entre la pelvis y el pie y para absorber parte de la energía de los impactos. En otras situaciones como el subir escaleras, al levantarse o sentarse en una silla o saltar deben generarse grandes fuerzas propulsoras para alargar la distancia entre el pie y la cadera, y fuerzas de restricción para controlar la cantidad y velocidad de dicho movimiento. En estas situaciones la estabilidad de la rodilla es un proceso dinámico mantenido por las restricciones óseas, las ligamentosas y las debidas a las actividades musculares.

Las altas cargas que se generan en la rodilla durante su funcionamiento y el amplio rango de movilidad, junto al hecho de encontrarse entre los dos huesos más largos del cuerpo, la hacen particularmente susceptible de sufrir lesiones y cambios degenerativos como artritis, rotura de ligamentos, y lesiones de los meniscos.

4.2 PLANOS DE REFERENCIA DEL CUERPO HUMANO.

Todas las descripciones en anatomía humana se hacen con relación a la llamada posición anatómica, posición en que el cuerpo está erecto, con la cabeza, los ojos y los dedos de los pies dirigidos hacia delante, y con los miembros superiores extendidos a los lados, colocados de manera que las palmas de las manos miren hacia delante. Esto no implica necesariamente que la posición anatómica sea la de reposo. El plano medio es un plano de corte vertical imaginario que pasa longitudinalmente a través del cuerpo y lo divide en mitades derecha e izquierda.

Este plano corta las superficies frontal y dorsal del cuerpo para determinar las líneas medias anterior y posterior.

Cualquier plano vertical que pasa a través del cuerpo y es paralelo al plano medio se llama plano sagital. Los planos sagitales se llaman así por la sutura sagital del cráneo, a la que son paralelos. Cualquier plano paralelo al plano sagital también es sagital.

Cualquier plano vertical que corte al plano medio en ángulo recto y divida al cuerpo en partes anterior y posterior se llama plano frontal o coronal. Los planos coronales se llaman así por la sutura coronal del cráneo.

El termino plano horizontal se refiere a un plano perpendicular a los planos medios y coronales, que divide al cuerpo en partes superior e inferior. En la fig 4.1 se observa los principales planos de referencia del cuerpo humano.

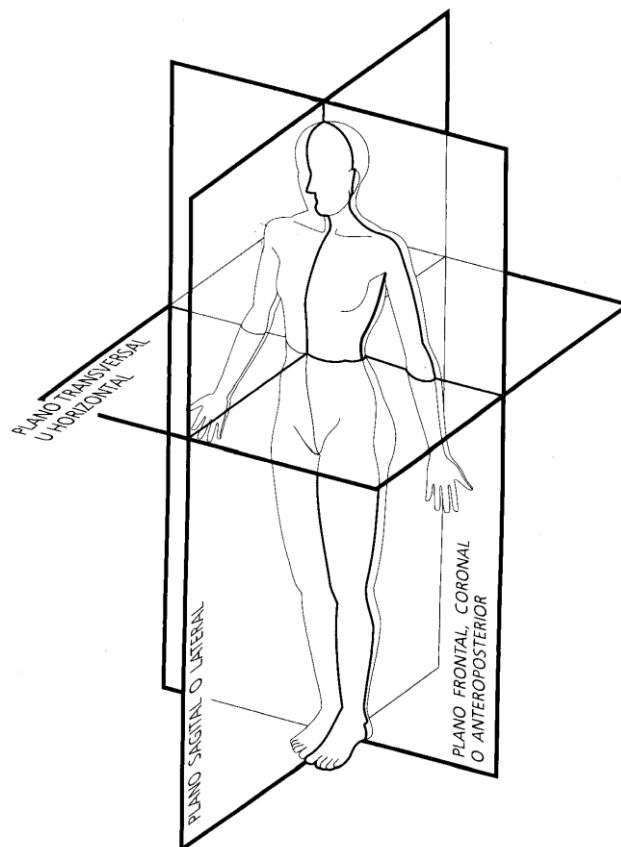


Figura 4.1. Planos de referencia del cuerpo humano

4.3 DESCRIPCIÓN DE LA RODILLA HUMANA.

La rodilla es la articulación más voluminosa y la más compleja de todo el organismo. Las funciones combinadas de cargar peso y de locomoción corresponden a un esfuerzo y a una tensión considerables para esta articulación. Los potentes flexores y extensores que la integran, en asociación con una red de ligamentos, garantizan en la mayor parte de los casos, la resistencia y el buen funcionamiento de esta región anatómica.

La rodilla humana se caracteriza por ser una articulación sólida, eficaz y funcional debido a que gran parte de la actividad física depende de ella. Por un lado, posee una gran estabilidad en extensión completa, posición en que la rodilla soporta el peso del cuerpo sobre una superficie relativamente pequeña, lo que determina que la presión que soportan los extremos óseos puestos en contacto sea considerable. Pero al mismo tiempo está dotada de una gran movilidad, necesaria tanto para la marcha y la carrera como para la orientación óptima del pie en relación con las irregularidades del terreno

La rodilla es una articulación formada por el extremo distal del fémur, el extremo proximal de la tibia y los meniscos interpuestos entre ellos, que dan simetría a la rodilla y ayudan a su lubricación, ver figura 4.2 Los ligamentos y los músculos rodean la articulación

La superficie inferior del fémur está formada por dos cóndilos, separados por una hendidura profunda en forma de U llamada fosa intercondílea. Las superficies articulares tibiales que forman parte de la rodilla, se hallan conformadas para recibir en la condición estática la transmisión de fuerzas a través de los cóndilos femorales, pero en la condición dinámica deben permitir los movimientos de rotación .

La rótula, considerada durante mucho tiempo como un hueso flotante, proporciona, junto con el fémur, una superficie que permite el deslizamiento,

disminuyendo el desgaste debido a la fricción y proporciona apoyo y palanqueo mecánico.

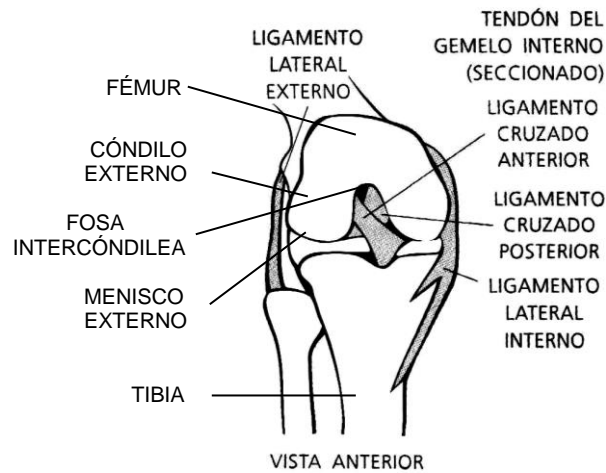


Figura 4.2. Rodilla humana.

La rodilla es un ejemplo típico de articulación cuyas superficies óseas no son congruentes, puesto que la convexidad de los cóndilos femorales no se adapta a la morfología de los platillos tibiales. Para facilitar esta concordancia, se van a interponer entre ambos elementos óseos dos láminas de fibrocartilago que se llaman los meniscos.

La estabilidad de la rodilla es un tema complejo en el que se ven involucrados numerosas estructuras. Debido a la forma no congruente de las superficies articulares, el papel que desempeña el complejo menisco-ligamentoso va a resultar de vital importancia

A medida que la rodilla se flexiona, el borde anterior del ligamento lateral interno superficial se pone tenso, las fibras posteriores se aflojan y permanecen relajadas durante toda la flexión. Por el contrario en la extensión son las fibras posteriores las que se encuentran tensas y las anteriores se relajan, ver Fig. 4.3

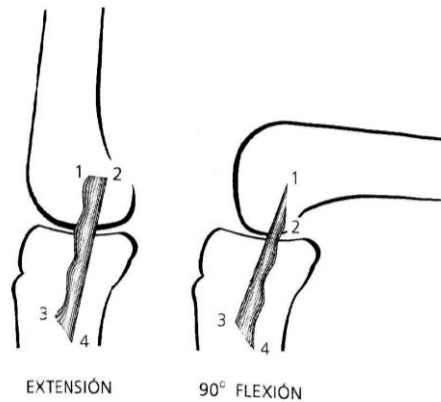


Fig. 4.3. Acción de ligamentos en rodillas a extensión y a flexión.

La característica más importante del movimiento de la articulación femoro-tibial en el plano sagital es que puede describirse como una combinación de deslizamiento y rodadura de los cóndilos femorales sobre el platillo tibial. La proporción entre rodadura y deslizamiento no es la misma a lo largo de todo el movimiento de flexo-extensión. A partir de la máxima extensión el cóndilo empieza por rodar sin resbalar, luego este deslizamiento se hace más predominante sobre la rodadura, de tal manera que al final de la flexión el cóndilo resbala sin rodar, ver Fig. 4.4.

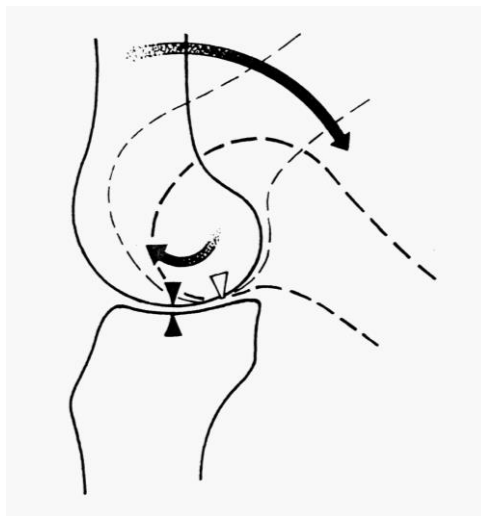


Figura 4.4. Deslizamiento y rodadura del fémur sobre la tibia

De los diferentes movimientos que puede realizar esta articulación, no cabe duda que los desplazamientos de flexo-extensión correspondientes al plano sagital, además de tener un recorrido mucho mayor, inciden de una forma mucho más determinante sobre la marcha humana que el movimiento en el resto de los planos.

El segundo eje en importancia es el longitudinal de la pierna alrededor del cual se realizan los movimientos de rotación. Estos movimientos sólo son posibles con la rodilla en flexión, puesto que su estructura articular hace que esta rotación sea imposible cuando la articulación se encuentra en extensión completa.

4.4 MÚSCULOS QUE INTERVIENEN EN LA MARCHA.

El estudio previo de los elementos que extienden, flexionan y rotan la rodilla con el fin de conseguir un diseño adecuado de una rodilla protética conduce al estudio de los músculos que cruzan la articulación. Por conveniencia, los músculos de la rodilla se pueden clasificar como anteriores o extensores de la rodilla, y posteriores o flexores.

El cuerpo humano está formado por 600 músculos que están compuestos por un gran número de fibras. La característica más importante de estas fibras musculares es que se pueden contraer o alargar, esta acción es la que produce el movimiento.

La extensión de la pierna depende de la acción de un grupo de cuatro potentes músculos llamados en conjunto cuádriceps, que son: el recto anterior, el vasto externo, el crural y el vasto interno. Todos ellos se insertan en la rótula, como se muestra en la figura 4.5. Una contracción intensa de los cuádriceps se requiere para saltar, correr, patear y montar en bicicleta.

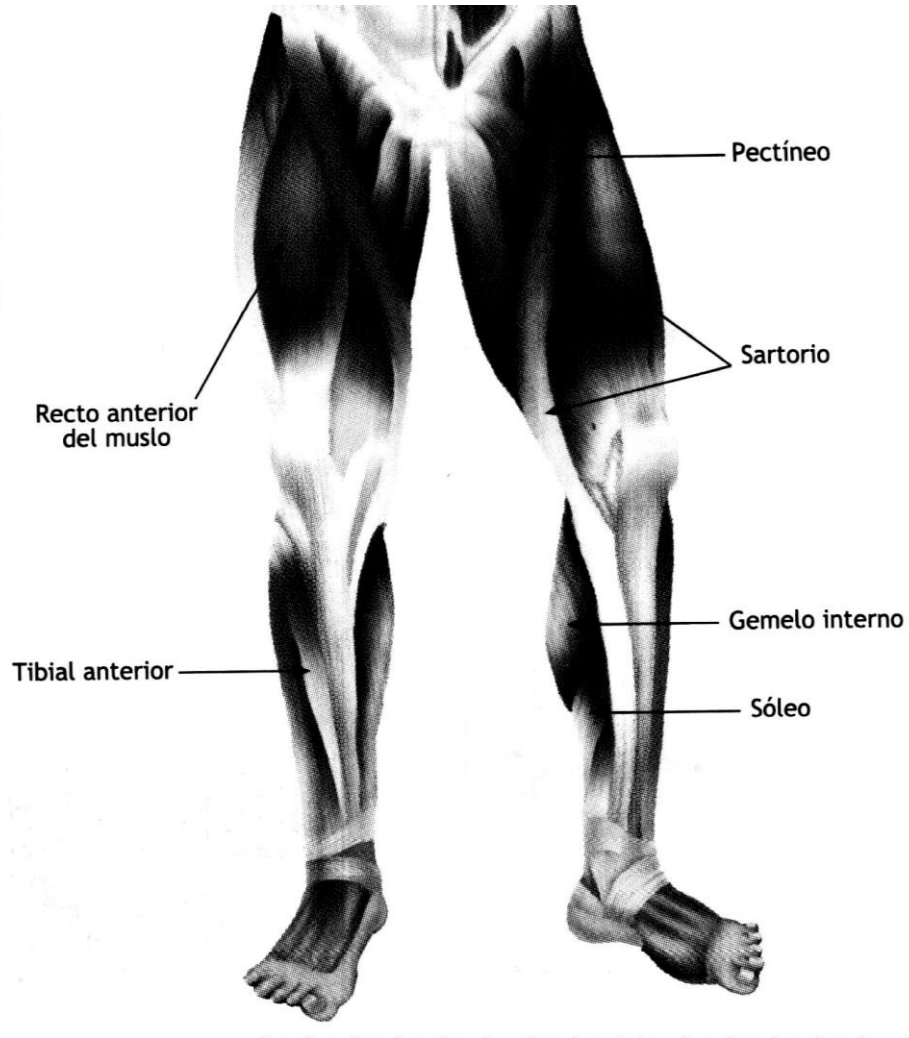


FIGURA 4.5

Los dos músculos vastos y el crural intervienen en la extensión de la rodilla con la participación del recto anterior o sin él. Su acción característica se aprecia al caminar y correr, y permite mantener la rodilla extendida.

Al flexionarse la pelvis, el recto anterior pierde su eficacia como extensor de la rodilla, dejando esta función a los dos músculos vastos y crural; obsérvese que el músculo crural está situado por debajo del recto anterior.

Los músculos de cara posterior del muslo y pierna cruzan también la rodilla; su función es la de flexionar y rotar la pierna sobre el fémur. Se pueden dividir en dos

grupos : internos y externos, ver figura 4.6. El grupo interno contiene los músculos semimembranosos y semitendinosos. El grupo externo lo forma el bíceps crural.

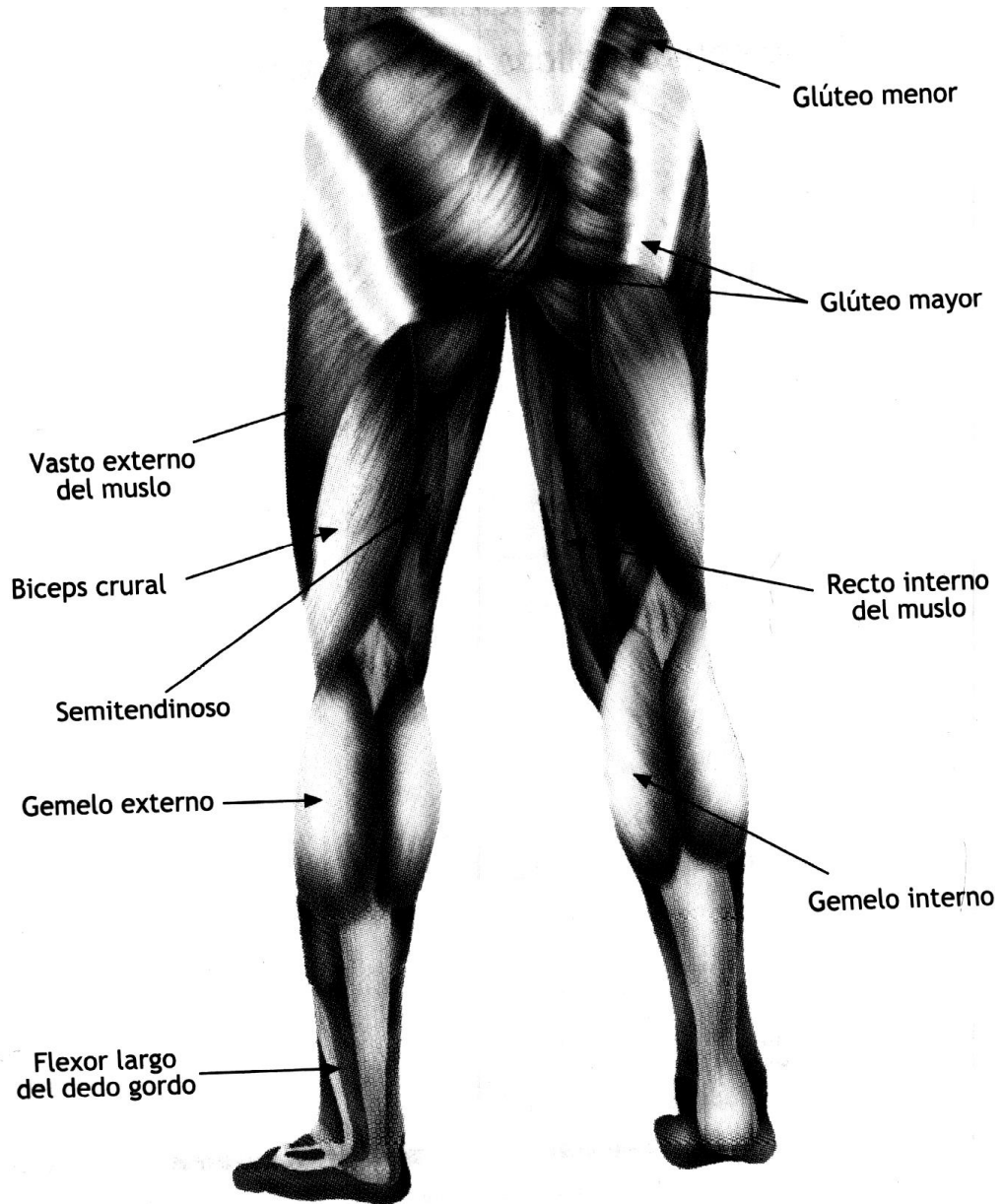


FIGURA 4.6

4.4.1 ACCIONES MUSCULARES.

Las acciones musculares se verán plasmadas en los distintos planos donde sea posible el movimiento articular. El plano del espacio en el que preferentemente realizan sus movimientos los segmentos óseos articulares de la rodilla es el sagital.

ACCIÓN	MÚSCULOS IMPLICADOS
Flexión de la rodilla	<ol style="list-style-type: none">1. Bíceps crural.2. Semitendinoso.3. Semimembranoso.4. Recto interno.5. Sartorio.6. Poplíteo.7. Gemelos.8. Tensor de la fascia lata (si la rodilla está en flexión desde 45° hasta 145°)
Extensión de la rodilla	<ol style="list-style-type: none">1. Recto anterior.2. Vasto interno.3. Crural.4. Vasto externo.5. Tensor de la fascia lata (si la rodilla está en extensión o hasta 30° de flexión)
Rotación interna con la rodilla Flexionada en descarga	<ol style="list-style-type: none">1. Poplíteo.2. Semimembranoso.3. Semitendinoso.4. Sartorio.5. Recto interno.
Rotación externa con la rodilla Flexionada en descarga	<ol style="list-style-type: none">1. Bíceps crural.2. Tensor de la fascia lata.

Tabla 4.1. Músculos que actúan sobre la rodilla con sus respectivas acciones.

Fuente Biomecánica articular y sustituciones protésicas.

En dicho plano actúan los músculos posteriores del muslo, que tienen una acción flexora, y los del compartimiento anterior con una acción extensora. En la tabla 4.1 se muestran de forma abreviada los distintos músculos que actúan sobre la rodilla con sus respectivas acciones. El cuádriceps es el músculo extensor de la rodilla. En la posición de bipedestación normal, el vector de fuerzas de reacción del suelo pasa un poco por delante de la rodilla, lo que representa una ayuda mecánica para el cuádriceps.

El correcto funcionamiento de todas las estructuras analizadas condiciona los distintos recorridos articulares de la rodilla para de esta forma facilitar el cumplimiento de esas dos sollicitaciones mecánicas contradictorias, la estabilidad y la movilidad.

V. LOCOMOCIÓN HUMANA.

El conocimiento de la locomoción humana normal es la base del tratamiento sistemático y del manejo de la marcha patológica, especialmente cuando se usan prótesis y ortesis.

La locomoción humana normal se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia adelante del centro de gravedad. Más específicamente, la locomoción humana normal puede describirse enumerando algunas de sus características. Aunque existen algunas diferencias en la forma de la marcha de un individuo a otro, estas diferencias caen dentro de pequeños límites.

5.1. CICLO DE LA MARCHA:

El ciclo de la marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo.

i. FASE DE APOYO:

Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo. Dicha fase se subdivide en:

- a) Contacto del talón.
- b) Apoyo plantar.
- c) Apoyo medio.
- d) Elevación del talón
- e) Despegue del pie.

ii. FASE DE BALANCEO:

Una pierna está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo, y se divide en:

- a) Aceleración.
- b) Fase media de balanceo.
- c) Fase de frenado.

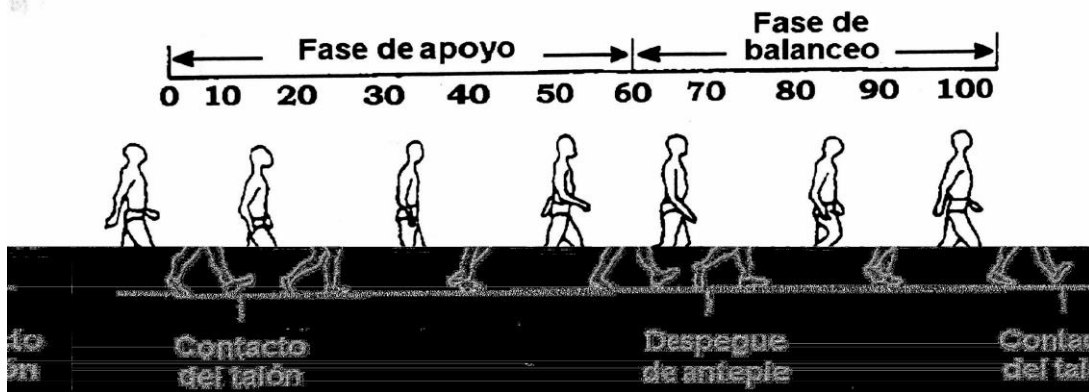


Figura 5.1. Ciclo de la marcha humana.

5.2. CENTRO DE GRAVEDAD

Una simplificación permitida por la matemática concentra todos los elementos de masa de un cuerpo en su centro de gravedad. Cada aceleración del cuerpo (también la aceleración de la gravedad) tiene su origen en ese centro de la masa, el centro de gravedad. Ya que el centro de gravedad humana (ver figura 5.3) no está apoyado directamente, sino que por dos columnas, las piernas, por lo que el vector de fuerzas se divide en el centro de gravedad en dos flechas de igual largo, que están dirigidas a los centros de las cabezas de la cadera.

Desde allí parte respectivamente un vector de fuerza, tal como el dibujo, hacia el suelo. Estos vectores de fuerza de los centros de las cabezas de la cadera son las líneas de esfuerzo estáticas resultantes al interior de las piernas humanas.

En los amputados falta una de las columnas de apoyo. Esta es reemplazada por la prótesis. Ya que la articulación de la cadera del lado amputado no tiene apoyo óseo directo, el vector de fuerza experimenta una variación de su origen.

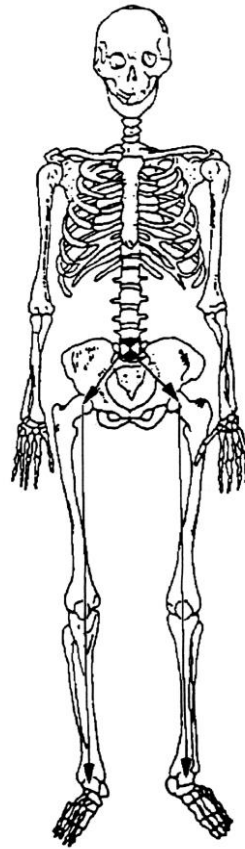


Figura 5.3 Vectores que interactúan con los miembros inferiores y el centro de gravedad.

Cada cuerpo físico posee un centro de gravedad. Su ubicación depende de la distribución espacial de los elementos de masa al interior del cuerpo.

La seguridad de posición de pie (estática) de un cuerpo depende de la ubicación de su centro de gravedad y del tamaño de su superficie de apoyo. Un lápiz no se puede sostener en la punta, porque su centro de gravedad está relativamente alto y porque la punta es muy pequeña como superficie de apoyo.

El centro de gravedad del cuerpo humano está ubicado:

- a) Sobre la línea mediana (plano de corte, que separa el cuerpo simétricamente en una mitad izquierda y una derecha.

- b) A la altura del promontorio (paso de la región lumbar).
- d) Sobre el eje transversal de la cadera (eje horizontal en el plano frontal), en bipedestación el centro de gravedad del cuerpo se halla en el 55% de la altura del sujeto a partir del suelo, es decir, ligeramente por delante de la segunda vértebra sacra. (ver Fig. 5.4)

En el miembro inferior extendido, el centro de gravedad se sitúa en el 43% de la longitud total a partir de la articulación de la cadera. (ver Fig. 5.4)

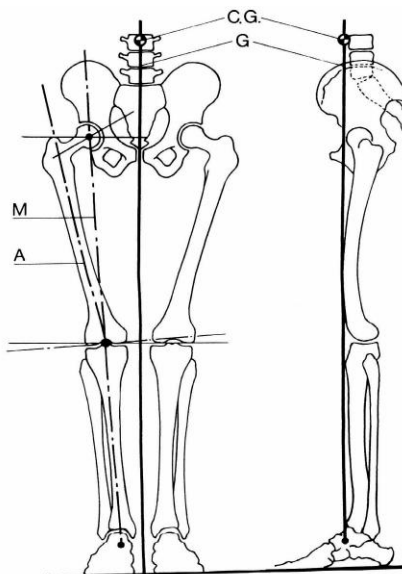


Figura 5.4 Ubicación del centro de gravedad en el cuerpo humano.

5.2.1. DESPLAZAMIENTO VERTICAL DEL CENTRO DE GRAVEDAD.

Las leyes de la mecánica dicen claramente que 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. Esta línea recta sería posible en la marcha normal si las extremidades inferiores terminaran en ruedas. Como no es el caso, el centro de gravedad del cuerpo se desvía de una línea recta, pero para la conservación de la energía, la desviación o desplazamiento debe quedarse a un nivel óptimo.

En la marcha normal el centro de gravedad se mueve hacia arriba y hacia abajo, de manera rítmica, conforme se mueve hacia delante (ver Fig. 5.5). 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 3.75 cm. La línea seguida por el centro de gravedad es muy suave sin cambios bruscos de desviación.

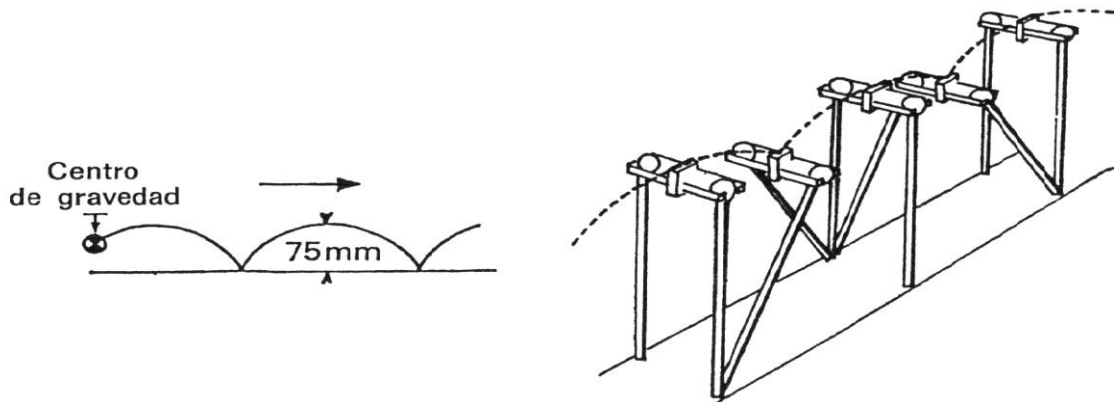


Figura 5.5. Desplazamiento vertical del centro de gravedad

5.2.2. DESPLAZAMIENTO LATERAL DEL CENTRO DE GRAVEDAD.

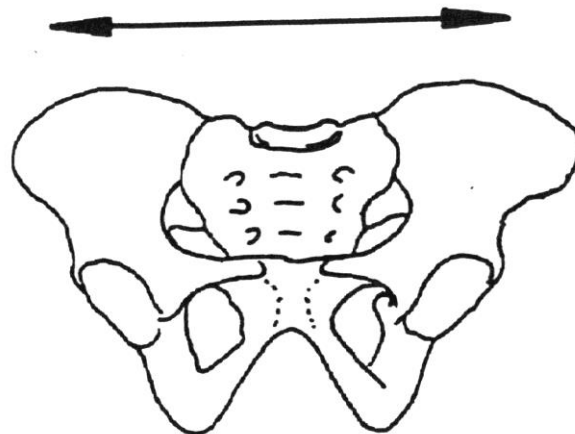


Figura 5.6. Desplazamiento pélvico lateral

Cuando el peso se transfiere de una pierna a otra hay una desviación de la pelvis y del tronco hacia el lado o exterior en la que se apoya el peso del cuerpo. El centro de gravedad, al tiempo que se desplaza hacia delante no sólo sufre un movimiento rítmico hacia arriba y abajo, sino que también oscila de un lado a otro, tal como se muestra en la figura 5.6. 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.

5.3 FUERZAS Y MOVIMIENTOS DE LA RODILLA HUMANA.

Típicamente, los segmentos de los miembros son tratados como sólidos rígidos para la mayoría de las aplicaciones biomecánicas. En los segmentos inferiores actúan fuerzas externas y fuerzas internas. Las fuerzas externas representan la interacción de otros cuerpos con el sólido en estudio. Las fuerzas internas son las responsables de estabilizar las estructuras frente a las fuerzas externas y no serán estudiadas para nuestro propósito por la ausencia de músculos y huesos en la prótesis de miembro inferior.

5.3.1 FUERZAS EXTERNAS EN EL PLANO SAGITAL.

El análisis cinemático hace posible determinar la posición de la articulación en el espacio. A través del análisis cinético se hace posible la medición de la magnitud y dirección de las fuerzas externas que actúan sobre el miembro inferior durante las distintas fases de marcha. La combinación de ambos métodos permite calcular las fuerzas que actúan sobre las diferentes articulaciones.

5.3.1.1. ANALISIS CINEMÁTICO DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA.

Para realizar dicho estudio se ha elegido solo la fase de apoyo del ciclo de marcha, ya que en la fase de balanceo no existen grandes esfuerzos en la rodilla por

estar esta en el aire; en la figura 5.7 se muestran algunas posiciones que corresponden a la fase de apoyo identificadas a continuación:

- a) Contacto del talón: La fase de apoyo comienza en el instante en que el talón de la pierna de referencia toca el suelo y la articulación de la rodilla está en extensión completa.
- b) Apoyo plantar: Se refiere al contacto de la parte anterior del pie con el suelo, la articulación empieza a flexionar y continua flexionando hasta que la planta del pie está plana en el suelo.
- c) Apoyo medio: Ocurre cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde un plano sagital En el apoyo medio la rodilla esta aproximadamente a 10° de flexión y continua moviéndose hacia la extensión
- d) Elevación del talón: Ocurre cuando el talón se eleva del suelo, la rodilla tiene 4° de extensión completa.
- e) Despegue del pie: Ocurre cuando los dedos se elevan del suelo, en esta posición el cuerpo se acelera por medio de una acción vigorosa de los músculos de la pantorrilla.

La fase de apoyo termina con el despegue del antepié, cuando todo el pie se separa del suelo y la extremidad penetra en la fase de balanceo.

La fase de apoyo puede también dividirse en tres intervalos:

- 1) Aceptación del peso: Este intervalo empieza en el contacto del talón y termina con el apoyo plantar.
- 2) Apoyo medio: Este intervalo empieza con el apoyo plantar y termina con la elevación del talón, en esta posición es donde la rodilla soporta el mayor esfuerzo durante la fase de marcha.
- 3) Despegue: Se extiende desde la elevación del talón al despegue de los dedos.

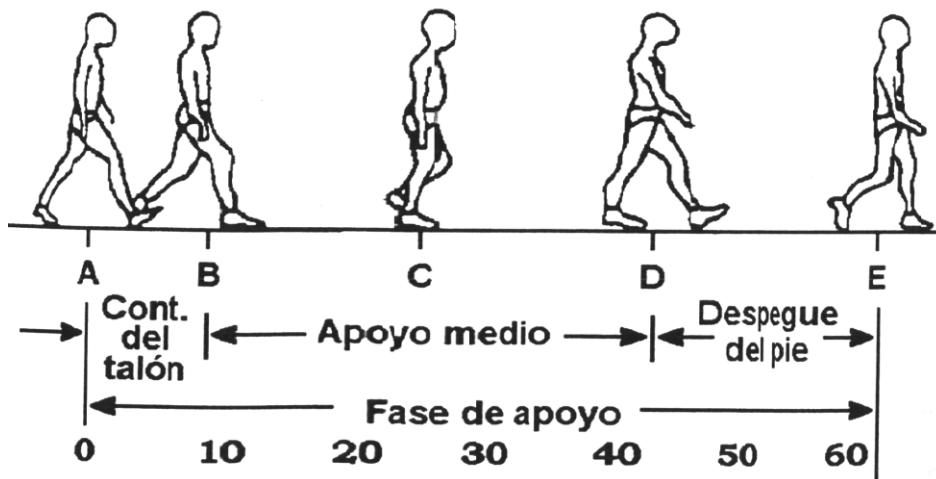


Figura 5.7. Fase de apoyo.

A= Contacto del talón.

D= Elevación del talón.

B= Apoyo plantar.

E= Despegue del pie.

C= Apoyo medio.

5.3.1.2. ANÁLISIS CINÉTICO DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA.

Para realizar el estudio cinético también se omite el estudio de la fase de balanceo, por lo que solo se discutirán las diferentes etapas que corresponden a la fase de apoyo como se observa en la figura 5.8, las cuales se explican a continuación:

a) Inmediatamente después del contacto del talón:

El talón empieza a empujar hacia adelante contra el suelo. El peso corporal apoyado sobre la pierna empieza a aumentar. La resultante de las fuerzas verticales y anteriores pasa por detrás de la rodilla, produciendo, un momento de flexión.

b) Entre el pie apoyado completamente y el apoyo medio:

La magnitud de este momento mecánico que flexiona la rodilla tiende a alcanzar un valor máximo. La resultante de las fuerzas de reacción del suelo, pasan detrás de la articulación de la rodilla.

c) Entre el apoyo medio y el despegue del talón:

Como el cuerpo se mueve hacia delante sobre la pierna en que se apoya, la fuerza resultante también se mueve hacia delante, reduciendo la magnitud del momento de flexión. En el despegue del talón:

La fuerza resultante continua moviéndose hacia delante de la articulación de la rodilla y actúa extendiéndola. La máxima actividad de los flexores plantares del tobillo ocurre en el momento en que la fuerza resultante pasa por detrás de la articulación de la rodilla.

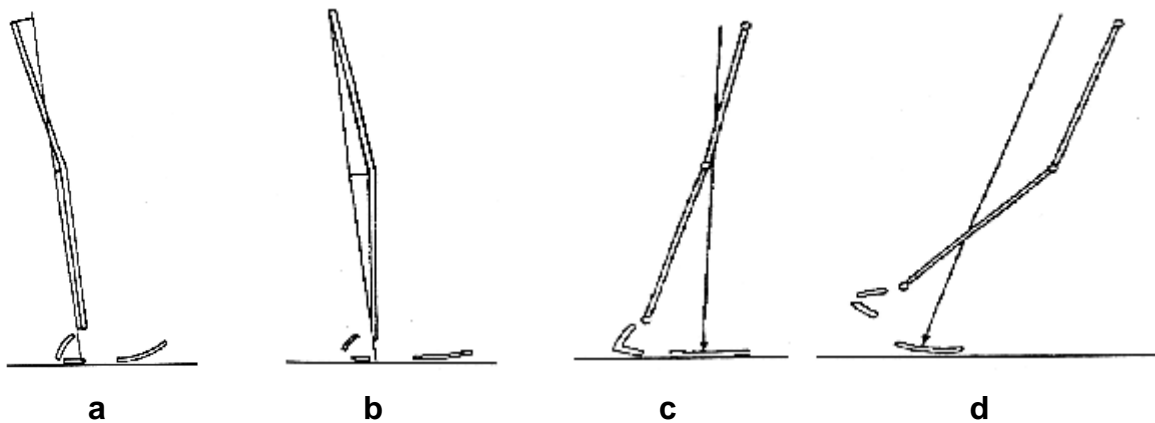


FIGURA 5.8. Análisis cinético de la articulación de las rodilla.

d) Después del despegue del talón:

La resultante de la reacción del suelo, una vez más pasa por detrás de la rodilla, tendiendo a flexionarla de nuevo. La magnitud del momento de flexión actuando en la rodilla, continua aumentando hasta alcanzar el apoyo doble y el peso del cuerpo empieza a desplazarse a la extremidad opuesta, reduciendo al momento de flexión de la rodilla.

VI. ESTUDIO DE LOS SUSTITUTOS DE RODILLAS.

6.1. ASPECTOS GENERALES.

En la actualidad las prótesis de rodillas diseñadas satisfacen en gran manera las necesidades fisiológicas del paciente; precisamente el hecho de rotar la pierna alrededor de uno o varios ejes estableció una primera clasificación entre las rodillas monocéntricas y a las de más de un solo eje como las policéntricas o fisiológicas.

El calificativo de rodillas fisiológicas es debido a que con este tipo de rodillas se pretende reproducir, durante la marcha humana, los movimientos de rotación y traslación o deslizamiento que ocurren en la rodilla humana.

Cuando se habla de la forma de la transmisión del peso del cuerpo al suelo a través de la prótesis, se habla de otra clasificación: las prótesis se clasifican en endoesqueléticas, si la fuerza se transmite por el interior de la prótesis mediante una estructura interna, que bien puede ser un tubo de aluminio unido a la rodilla y fijado en su extremo inferior al pie protético u otro tipo de estructura adecuada y resistente a los requerimientos de la marcha. Este tipo de prótesis se considera adecuada a las condiciones de pacientes amputados con muñón débil.

Por otra parte las prótesis se denominan exoesqueléticas cuando el peso del cuerpo se transmite por la zona exterior de la prótesis, lo que la hace ser una prótesis muy robusta, estas se construyen de madera con mecanismos de acero y pueden estar recubiertas de plástico laminado, sus mecanismos quedan a la vista. En el siguiente esquema, figura 6.1, se muestra un ejemplo de prótesis exoesquelética.



Figura 6.1.

6.2.TIPOS DE RODILLAS ENDOESQUELÉTICAS PARA UTILIZAR EN AMPUTACIONES POR ARRIBA DE LA RODILLA.

Las rodillas nombradas a continuación tienen un especial cuidado en disminuir la diferencia de longitud entre la pierna sana y la amputada estando el paciente sentado. La ubicación del centro de giro no es ajustable en estas rodillas. Entre estas prótesis de rodillas se tiene la articulación policéntrica con bloqueo mecánico incorporado, apta para desarticulados de rodilla, inseguros, de actividad baja. (ver figura 6.2)

Otro modelo para la misma clasificación es la rodilla policéntrica con impulsor mecánico incorporado, siendo esta una articulación apta para desarticulados de rodilla de actividad media. (ver figura 6.3)

Existe la rodilla policéntrica con impulsor hidráulico incorporado la cual es una articulación apta para desarticulados de rodilla de actividad alta (ver figura 6.4).

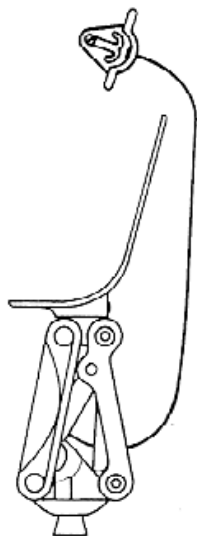


Figura 6.2.



Figura 6.3.



Figura 6.4.

6.2.1. RODILLAS MONOCÉNTRICAS CON BLOQUEO.

La Fig. 6.5 muestra una rodilla monocéntrica con bloqueo, donde la articulación se bloquea de forma automática al entrar en extensión máxima y se desbloquea a través de un cable de tracción. Siendo esta una articulación apta para pacientes inseguros de baja actividad.

Este modelo es utilizable en todos los niveles de amputación transfemoral, así como desarticulados de cadera.

La Fig. 6.6 muestra una rodilla monocéntrica con bloqueo e impulsor mecánico incorporado; en la cual la articulación se bloquea de forma automática al entrar en extensión máxima y se desbloquea a través de un cable de tracción. Esta prótesis es apta para pacientes inseguros de actividad baja y puede ser utilizada en todos los niveles de amputación transfemoral, así como desarticulados de cadera.

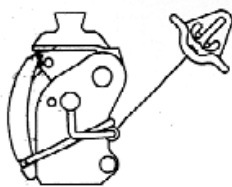


Figura 6.5.

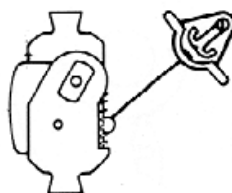


Figura 6.6.

6.2.2. RODILLAS MONOCÉNTRICAS CON FRENO.

Al poner carga sobre la prótesis esta rodilla se frena dándole máxima seguridad al paciente, lo que la hace ser indicada para pacientes de baja a media actividad con muñones medios a cortos. Su uso es recomendable en pacientes con inseguridad relativa que no deseen utilizar una articulación con bloqueo.

Una rodilla monocéntrica auto-frenante con impulsor mecánico externo se muestra en la figura 6.7.

La rodilla monocéntrica con sistema de control / impulsor hidráulico rotativo, Fig. 6.8, permite a través del control ajustable mediante fluido, controlar la flexión de la rodilla, dando una mayor estabilidad. Tiene dos cámaras de aceite separadas por un pistón en cuyo canal de unión se encuentra una válvula de paso, cuya apertura disminuye de acuerdo a la carga aplicada a la prótesis, controlando así la velocidad del movimiento de la rodilla. El sistema de control consta de una gran variedad de posibilidades de ajuste a la seguridad requerida por el paciente.

Esta articulación es adecuada para pacientes de actividad media y alta con muñones medios a cortos así como desarticulados de cadera.



Figura 6.7.



Figura 6.8.

6.2.3. RODILLAS MODULARES MONOCÉNTRICAS LIBRES CON IMPULSOR MECÁNICO.

La rodilla monocéntrica con impulsor externo se caracteriza por ser de fricción regulable en el eje, por ser de impulsor mecánico el fenómeno se reduce a la actividad o fuerza externa que se le aplica, lo cual se estudia mas adelante, la Fig. 6.9 muestra dos modelos de este tipo de rodillas. Está indicada para pacientes de mediana actividad con muñones largos a medios y buena fuerza muscular.

Para este tipo de rodillas se recomienda no utilizarla en pacientes inseguros.

La Fig. 6.10 muestra una rodilla monocéntrica con impulsor mecánico incorporado en cuya articulación la fricción del eje es regulable. Este modelo es apto para pacientes de mediana a alta actividad con muñones largos a medios y buena fuerza muscular.

Igual que los modelos de la figura 6.9, el fenómeno de este tipo de rodillas se reduce a la fuerza externa que se le aplica cuya transmisión es puramente mecánica.

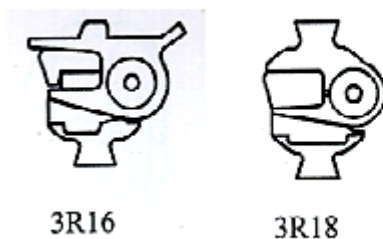


Figura 6.9.

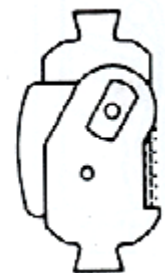


Figura 6.10.

6.2.4. RODILLAS MODULARES MONOCÉNTRICAS CON IMPULSOR HIDRÁULICO.

Debido a su nivel de absorción de choques o las cargas de impacto producidas por las reacciones del suelo en el momento de la marcha, estas rodillas son aptas para pacientes de alto nivel de actividad con muñones largos o medios.

En este tipo de rodillas, Fig. 6.11, existen diseños diferentes para los pacientes cuya constitución es fina; siendo la única diferencia su peso, que es más ligero, y que está diseñada para una aplicación de carga menor.

En la Fig.6.12 se muestra una rodilla modular monocéntrica con impulsor hidráulico. La rodilla es de alto rendimiento por lo cual está diseñada para pacientes de nivel de actividad alto.

En esta articulación el cilindro hidráulico actúa como seguro dinámico en la fase de balanceo, ejerciendo una resistencia que evita la flexión. Mediante una hiperextensión se anula esta resistencia permitiendo la fase de impulsión, esta rodilla tiene una característica la cual consiste en adaptarse a diferentes velocidades de marcha en forma automática.



Figura 6.11.

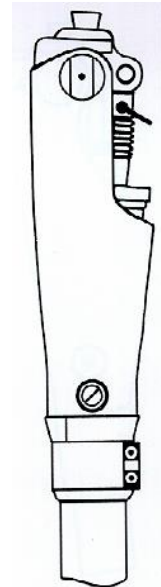


Figura 6.12.

6.2.5. RODILLA MODULAR MONOCÉNTRICA CON CONTROL POR MICROPROCESADOR.

La rodilla monocéntrica con impulsor hidráulico controlado con microprocesador incorporado se muestra en la figura 6.13. en este modelo, unos sensores en el tubo y en la rodilla registran la ubicación de la carga, el ángulo de flexión y la velocidad de movimiento de la rodilla. Estos datos los recoge el microprocesador y son

procesados por el mismo, el cual a su vez controla los minimotores que abren y cierran las válvulas de extensión y flexión por lo tanto frenan o liberan los movimientos que son requeridos por el paciente en el proceso de marcha ya sea subiendo o bajando cuestras, escaleras, etc. Esta rodilla se adapta a esta situación automáticamente.

Su procesador realiza lecturas entre 50 a 60 veces por segundo para adaptarse permanentemente a las condiciones y permitiendo al paciente completa libertad durante la marcha sin tener que fijarse en el funcionamiento de la rodilla, por lo que se conoce que con esta rodilla se obtiene la marcha más natural posible hoy día

El sistema es alimentado por acumuladores Lithio-Ion que después de un tiempo de carga de solamente 2.5 horas permiten una autonomía de hasta 30 horas.

Este sistema es indicado para pacientes de todos los niveles de amputación transfemoral y de nivel de actividad medio o alto.

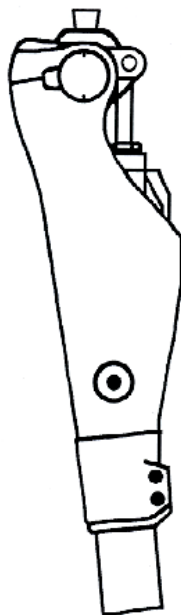


Figura 6.13.

6.2.6. RODILLAS MODULARES POLICÉNTRICAS CON IMPULSOR MECÁNICO.

Como ya se mencionó anteriormente el concepto de policéntrica se asocia con fisiológica, lo cual a su vez significa que se habla de una articulación de rodilla la cual se asemeja mucho a la función de la rodilla humana o biológica, se limitará a mencionar sus principios de la misma manera que se trató en las monocéntricas.

En la Fig. 6.14 se puede observar una rodilla policéntrica con impulsor mecánico incorporado en cuyo modelo el centro de giro momentáneo se encuentra donde se cruzan las líneas de prolongación trazadas por las dos palancas que unen la parte superior con la inferior de la articulación. Entre más atrasado y elevado se encuentre éste con relación a la línea de carga de la prótesis, más estable y segura es ésta. Al flexionar la rodilla el centro de giro momentáneo baja y se acerca a la articulación en forma semiparabólica, quedando en ésta una vez llegada a la posición de flexión máxima. La ubicación del centro de giro momentáneo en la prótesis extendida es ajustable a través del tope de extensión.

Esta articulación es muy segura, es apta para pacientes de actividad media con muñones medios a cortos, desarticulados de cadera.

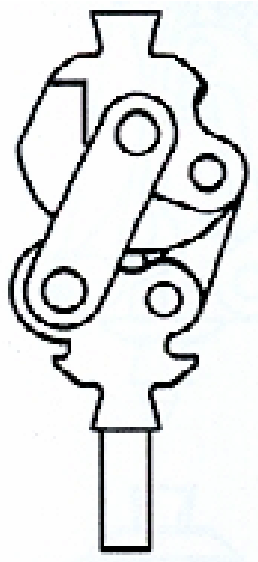


Figura 6.14.

6.2.7. RODILLAS MODULARES POLICÉNTRICAS CON IMPULSOR HIDRÁULICO O

NEUMÁTICO.

La Fig. 6.15 es una rodilla policéntrica con impulsor hidráulico incorporado. Esta articulación está diseñada para pacientes activos. Apta para todos los niveles de amputación transfemoral y desarticulados de cadera.

En este modelo de prótesis de rodilla la ubicación del centro de giro no es ajustable.

La rodilla policéntrica con impulsor hidráulico y sistema de amortiguación EBS (Ergonomically Balanced Stride) mostrada en la figura 6.16, supone que al hacer contacto el talón del pie, la rodilla flexiona de forma controlada hasta un máximo de 12°, comprimiendo el tope de goma del sistema EBS. En este proceso el centro de giro momentáneo se desplaza hacia atrás y arriba, aumentando la estabilidad de la prótesis. Este efecto le da una característica más natural a la marcha y aumenta el confort de forma considerable. Al pasar por encima del pie durante la fase de balanceo, el tope de goma vuelve a extenderse mientras que el movimiento se frena por un sistema hidráulico.

Este modelo de articulación de rodilla está especialmente indicada para pacientes de actividad media y alta que requieran confort y seguridad durante marchas prolongadas en terrenos irregulares. Además su uso se indica para todos los niveles de amputación transfemoral y desarticulados de cadera.

Para este tipo de prótesis se diseña un modelo diferente cuando el solicitante es un paciente de constitución fina, lo cual implica reducirle la capacidad a una menor carga.

La Fig. 6.17 muestra una rodilla policéntrica con impulsor neumático incorporado, para la cual, la unión entre el impulsor y la rodilla es de tipo cardánica, facilitando el alineamiento de la prótesis a los requerimientos del paciente. Cuenta con un sistema que por medio de un engranaje especial se alarga la vía que recorre el pistón, aumentando de esta manera la utilidad del sistema neumático.

La conjunción de todas estas características la hace apta para pacientes activos o muy activos, con buen potencial muscular. Por lo tanto, su utilización es

indicada en todos los niveles de amputaciones transfemorales así como para desarticulados de cadera.

La rodilla policéntrica con impulsor neumático incorporado mostrada en la figura 6.18 es una versión simplificada de la rodilla anteriormente mencionada (figura 6.17) la cual carece de la unión cardánica y el engranaje especial, siendo esta característica por la cual se pudo aumentar el volumen del sistema neumático, incrementando su función y ajustabilidad.

Las características antes mencionadas implican que esta rodilla sea apta para pacientes activos a muy activos, con buen potencial muscular. Por tanto su utilización es indicada en todos los niveles de amputaciones transfemorales así como para desarticulados de cadera.

En este modelo, cuando el paciente es de constitución fina se le proporciona una rodilla diseñada para soportar menor carga pero que tiene todos los elementos y por consiguiente realiza todas las funciones antes explicadas.

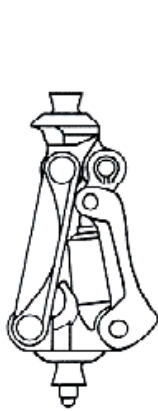


Figura 6.15.

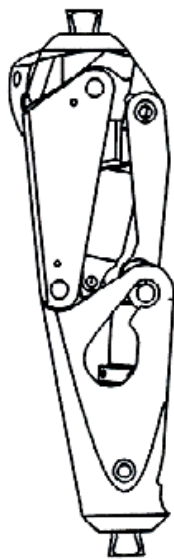


Figura 6.16.

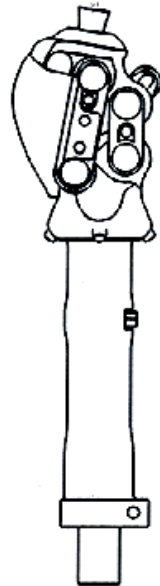


Figura 6.17.

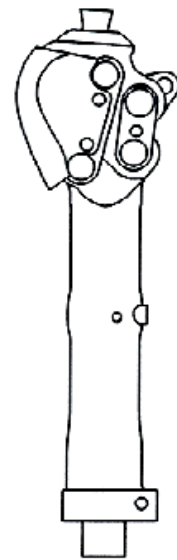


Figura 6.18

6.3 ESTUDIO DEL MODELO SELECCIONADO.

Después de haber conocido sobre la diversidad de los modelos existentes, se determina continuar con el estudio exhaustivo del modelo de rodilla monocéntrica con impulsor mecánico. (Fig. 6.9)

La selección de este tipo de rodilla se debe a muchos factores; entre los cuales destaca que es una rodilla clasificada entre las más sencillas, porque es un diseño que puede producirse con la tecnología disponible en el país, la materia prima es accesible en el país y es el modelo físico proporcionado por los colaboradores del proyecto (UDB/GTZ – Universidad Don Bosco/Cooperación Técnica Alemana).

Por medio de inspección visual al modelo se construye las vistas principales del elemento, es decir, solamente las que serán de mucha utilidad en el diseño del dispositivo, ya que posteriormente al diseño se debe elaborar los planos respectivos, no sin antes concluir sobre sus propiedades para la mantención u obtención de las dimensiones.

Las vistas principales se muestran en los esquemas de la figura 6.19.

Figura 6.19a
Vista lateral de la parte superior de la articulación.

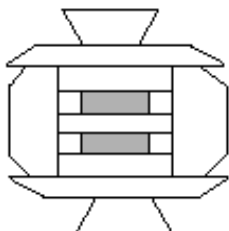
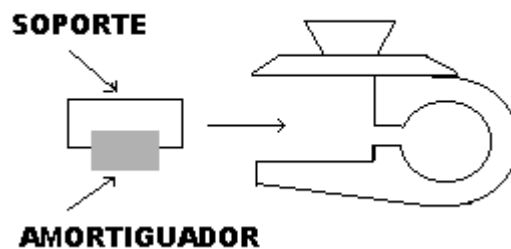


Figura 6.19b
Vista frontal de articulación
de rodilla completa.



Figura 6.19c
Vista lateral de la parte inferior de la rodilla

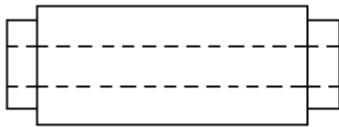


Figura 6.19d
Vista frontal y lateral
del eje pasador

6.3.1 PRUEBAS AL MODELO SELECCIONADO.

Dentro de las pruebas realizadas al modelo en estudio se tiene las pruebas de compresión efectuadas al amortiguador, la prueba espectrográfica efectuada a un elemento de la estructura externa de la rodilla y las pruebas de dureza realizadas al eje pasador.

De las pruebas realizadas al modelo se efectúan según las características que se requieren de el, es así, como se realizaron pruebas de compresión al amortiguador, así pues, se le efectuaron pruebas de compresión en una máquina universal de ensayos, donde primero se debe tomar las medidas del hule amortiguador sin ninguna carga, luego se comprime en la máquina de ensayos de donde se obtiene que la carga máxima de prueba $F_m = 394N$ y tomando las medidas en estas

condiciones se obtiene la deformación máxima (δ_m) de prueba que es igual a 1.53mm; los resultados de esta prueba se muestran en el anexo 13, informe del ensayo proporcionado por la máquina.

Otro dato importante en este ítem es que cuando el hule amortiguador se encuentra dentro del elemento de rodilla éste se comprime 0.5mm a lo que se le llamará deformación inicial (δ_i).

Al elemento superior de rodilla se le sometió a una prueba espectrográfica, en la cual las operaciones manuales se limitan a la preparación del elemento, siendo estas efectuadas por el experto en el área, y a la vez el informe de máquina reportó los datos mostrados en el anexo 14.

Por último las pruebas de dureza efectuadas al eje pasador fueron efectuadas en un durómetro donde la preparación del elemento nuevamente fue tarea del experto en el área y en este caso también se obtuvo un informe que depende de los resultados de la máquina para lo cual debe referirse al anexo 15.

Las pruebas efectuadas se realizan con el fin de tener un parámetro de comparación de las propiedades mecánicas y químicas de las piezas del modelo con las propiedades que se requieran de acuerdo a los resultados que se obtengan en el diseño.

VII. CONSIDERACIONES PARA DISEÑAR LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA.

Debido a los esfuerzos actuantes en la articulación de rodilla se debe tomar en cuenta que para hacer efectivo el diseño del dispositivo que se propone, se deben hacer consideraciones de naturaleza técnica ingenieriles que satisfagan la durabilidad esperada, para lo cual se hace mención de las siguientes consideraciones:

1. Aunque la mayor parte de las actividades que se realizan normalmente son dinámicas, en muchos casos, las velocidades a las que se realizan los movimientos son suficientemente bajas para despreocuparse los efectos por las fuerzas de inercia, pudiendo determinar las fuerzas y momentos cada instante de tiempo de forma estática y cíclica (entre cada apoyo medio). Este tipo de análisis aunque es una simplificación de la realidad proporciona una información de las magnitudes de las fuerzas y los momentos que en muchos casos es suficiente para nuestros propósitos. En posiciones sin movimiento esta aproximación es mucho más exacta.
2. La rodilla se diseñará específicamente para movimientos de flexo-extensión debido a que es el principal movimiento de la rodilla normal que es el que se observa con una proyección de la rodilla en el plano sagital.
3. Debido a las razones antes expuestas se decide realizar el análisis de esfuerzos solamente en el plano sagital y frontal, que son los dos planos donde mejor se proyectan tales esfuerzos.
4. El diseño se realizará tomando en cuenta que se ha considerado solamente la fase de apoyo dentro del ciclo de marcha, específicamente durante el apoyo medio debido a que en esta posición es donde la rodilla soporta el mayor esfuerzo durante la fase de marcha.
5. El apoyo medio es una posición monopodal donde la reacción del suelo pasa por delante de la articulación cuando es visto en el plano sagital y dentro de la rodilla cuando es visto en el plano frontal, es decir, en este caso la dirección del apoyo pasa entre las dos extremidades inferiores.

6. La línea del centro de gravedad proyectada en el plano sagital pasa 12 mm. por delante del eje pasador del modelo analizado.
7. La rodilla se diseñará para personas cuyo peso máximo sea de 100 kg, debido a que se ha observado que el peso promedio de las personas de nuestra región no sobrepasa este valor.
8. Se considera que la rodilla soporta un mínimo de esfuerzos durante la fase de balanceo debido a que el pie no hace contacto con el suelo. En esta fase el dispositivo de articulación de rodilla experimentará una carga de tracción, sin embargo, esta no es significativa ya que esta es únicamente debida al peso de los elementos que están por debajo de la rodilla, por lo que se considera cero.
9. Se determinó que en la marcha del individuo hay un desplazamiento pélvico lateral total de 10 cm., es decir 5 cm a cada lado, que se empleará para determinar la dirección del vector de fuerza, del centro de gravedad.
10. Se considera para efectos de diseño la pelvis de una paciente adulta del sexo femenino, debido a que la distancia del centro de gravedad puede variar a 18 cm.
11. Se diseñará el dispositivo para una vida útil de 10^6 ciclos, es decir, una vida útil infinita.

Al tomar en cuenta tales consideraciones se tiene presente que se busca un diseño que lleve a realizar una articulación durable, resistente y que ejerza las funciones detalladas.

VIII. DISEÑO DE LA ARTICULACIÓN DE RODILLA

En los capítulos anteriores se menciona la existencia de los dispositivos de articulación de rodilla de diferentes características, entre las cuales, se encuentra la rodilla modular monocéntrica con impulsor mecánico, ya que este es el tipo de modelo seleccionado.

Para cumplir con los objetivos de la investigación, los cuales pretenden desarrollar la región en este campo, se decide por la verificación del diseño existente mencionado anteriormente para obtener un soporte técnico que determine las características específicas de diseño incluyendo las características de los materiales, los cuales deberán ser de distribución en dicha región.

Para concretar los objetivos de este capítulo se debe tomar en cuenta las consideraciones hechas en el capítulo anterior, ya que son parámetros necesarios que se utilizarán para realizar el diseño que se detalla a continuación.

8.1 IDENTIFICACION Y DETERMINACION DE LA CARGA.

En este numeral se limitará a verificar el tipo de carga (el peso de la persona promedio que se manejara para el diseño).

De acuerdo a las consideraciones hechas en el capítulo anterior, se considerará un peso promedio para el paciente de 100 kilogramos, sin embargo, la carga F que actuará en el dispositivo de articulación de rodilla es igual a:

$F = \text{Peso total del cuerpo humano} - \text{Peso de la pierna mas el pie.}$

$$F = W - W' \quad (1)$$

Luego, de el anexo 16.

$$W' = 0.061W$$

Por lo tanto, la fuerza F es igual a:

$$F = 0.939w \quad \text{————} \quad F = 93.9\% \text{ del peso total}$$

Es decir, que la fuerza que actúa en el dispositivo es solamente el 93.9% del peso total del paciente, la cual equivale a:

$$W = mg \Rightarrow m: \text{ masa en kilogramos del paciente}$$

$$g: \text{ factor de gravedad en m/seg}^2$$

$$W = 100 * 9.807$$

$$W = 980.7 \text{ Newton}$$

Luego, como la carga F es el 93.9% del peso total del paciente, la carga será:

$$F = 921 \text{ Newton}$$

Luego el tipo de carga que se ha identificado por medio de análisis e inspección visual es axial con flexión, estimándose que estas pueden actuar de manera diferente en cada componente a lo largo de la transmisión de potencia debido a las características geométricas observadas en el modelo.

Además se observa que el elemento estará sometido a cargas fluctuantes que variarán desde una carga mínima de cero hasta una máxima de 921 Newton. Donde la carga mínima se dará en la fase de balanceo; en esta fase el dispositivo de articulación de rodilla experimentará una carga de tracción aplicable a su eje pasador, sin embargo, esta no es significativa ya que esta es únicamente debida al peso de los elementos que están por debajo de la rodilla, por lo que se considera cero. Y será máxima cuando soporta los esfuerzos debidos a la carga del cuerpo como se mencionó anteriormente.

8.2 ANALISIS DEL ELEMENTO SUPERIOR.

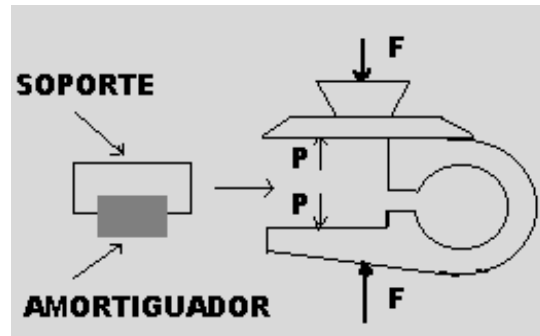
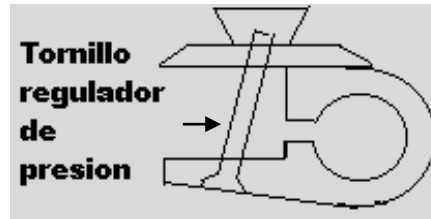


Figura 8.1.

El esquema de la figura 8.1 implica que este elemento está sometido a carga flexionante debido al peso del individuo, pero el equilibrio estático obliga a tomar en cuenta la fuerza que ejerce hacia fuera el amortiguador; al hacer sumatoria de fuerzas en Y (eje vertical "Y") la fuerza total que actúa sobre dicho elemento sería la fuerza F menos la fuerza de presión ejercida por el amortiguador P , matemáticamente expresada de la siguiente forma:

$$F_e = F - P \quad (2)$$

Sin embargo, la fuerza de presión P es absorbida por el tornillo regulador de presión, por lo que la ecuación anterior no tiene validez. (Ver más adelante el fenómeno que ocurre en este tornillo; la posición de este se muestra a continuación)



Para determinar la fuerza P es necesario conocer la constante de proporcionalidad y la deformación inicial del amortiguador.

Experimentalmente se determina que la deformación inicial (δ_i) equivale a 0.5mm, y del anexo 13 se encuentra la constante de proporcionalidad de la siguiente manera:

$$k = \frac{F_m}{\delta} \quad (3)$$

Donde:

$F_m = 394$ Newton \Rightarrow Carga máxima de prueba

$\delta = 1.53$ mm \Rightarrow Deformación máxima de prueba

Por lo tanto el valor de k resulta ser igual a: 257.52 N/mm

Al aplicar esta ecuación y la constante calculada, el valor de P resulta igual a:

$$P = k * \delta_i \Rightarrow 128.76 \text{ Newton}$$

8.2.1 ANALISIS EN LA SECCION A-A.

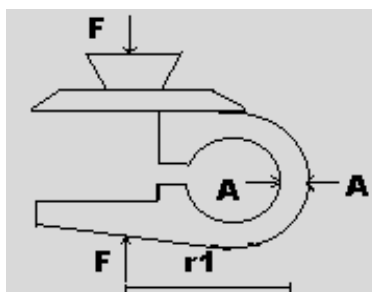


Figura 8.2.

En el esquema de la figura 8.2 se concluye que este elemento esta sometido bajo carga flexionante, la cual ocurre en el plano sagital, por lo que el análisis se orienta a lo siguiente:

De acuerdo a criterios técnicos se determina que la sección más crítica es la sección A-A, debido a que en la ubicación del punto de aplicación de las fuerzas respecto al área de estudio se forma un brazo de palanca máximo coincidiendo con la menor área de sección transversal del elemento, esto determina que esa zona estará afectada por el esfuerzo ocasionado por la fuerza de flexión mas el esfuerzo ocasionado por la fuerza axial. En el esquema de la figura 8.3 se desarrolla gráficamente el fenómeno encontrado en dicho punto de análisis.

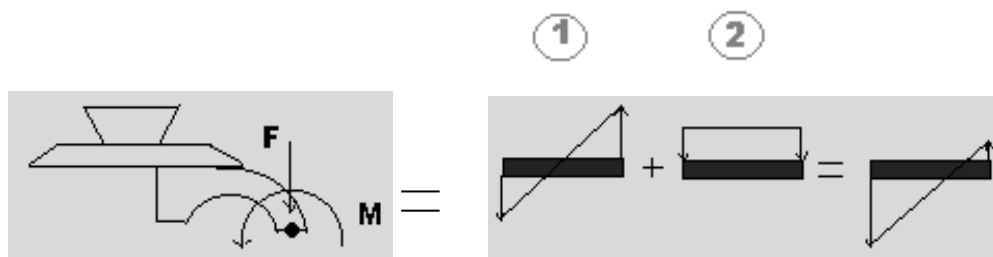


Figura 8.3.

Donde las ecuaciones para resolver ese planteamiento son las siguientes:

$$\sigma = \sigma_1 + \sigma_2$$

De lo cual el esfuerzo debido a la carga flexionante (σ_1) se obtiene de la siguiente fórmula:

$$\sigma = \frac{Mc}{I} \text{ y que al simplificarla resulta: } \sigma = \frac{6M}{wt^2} \quad (4), (4.1)$$

Donde, I: es el primer momento de inercia.

c: es el centroide del elemento.

Y el esfuerzo debido a la carga axial (σ_2) se obtiene al aplicar el principio de Pascal que establece que el esfuerzo es igual al cociente de la fuerza por el área en que actúa.

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad \text{Y que al simplificarla resulta:} \quad \sigma = \frac{F}{wt}$$

Luego al sustituirlo en la ecuación original mencionada anteriormente resulta la siguiente ecuación:

$$\sigma = \frac{6M}{wt^2} + \frac{F}{wt} \quad (5)$$

Donde \Rightarrow w: espesor de la sección transversal A-A

t: ancho de la sección transversal A-A

M: momento flexionante, el cual depende del producto de F con r1.

Experimentalmente se determina que el espesor de la sección transversal es igual a 25.1 mm; y que el ancho de la sección transversal es igual a 4.4 mm. Así mismo se obtiene la distancia "r1" desde la línea de la fuerza hasta la sección transversal A-A equivalente a 28 mm.

Para realizar el análisis de fatiga se necesita conocer los valores de fluctuación de las cargas por lo que al tomar en cuenta el análisis del numeral anterior se concluye que la F_{\min} será igual a cero, y que la F_{\max} será igual a 921 Newton.

Al sustituir estos datos en la ecuación anterior esta proporciona el siguiente planteamiento.

Luego, tomando en cuenta el valor de la carga mínima y la carga máxima, los esfuerzos del análisis de fatiga son los siguientes:

$$\sigma = \frac{6 * F * r_1}{w * t^2} + \frac{F}{w * t}$$

$$\sigma_{\min} = 0$$

$$\sigma_{\max} = \frac{6 * 921 * 0.028}{0.0251 * 0.0044^2} + \frac{921}{0.0251 * 0.0044}$$

$$\sigma_{\max} = 318.41 + 8.34$$

$$\sigma_{\max} = 326.75 \text{MPa}$$

Al obtener los esfuerzos mínimos y máximos en el elemento se pasa al análisis de dichos esfuerzos considerando que estos se repetirán cada vez que el paciente de un paso, es decir, en cada ciclo de marcha, por lo que se debe hacer el análisis de fatiga haciendo uso de la ecuación de Goodman Modificada, siendo esta la siguiente:

$$\frac{1}{n} = \frac{\sigma_a}{Sn} + \frac{\sigma_m}{Su} \quad (6)$$

Donde $\Rightarrow \sigma_a$: es el equivalente al esfuerzo alterno que se obtiene a partir del ciclo formado por los esfuerzos máximos y mínimos.

σ_m : es el esfuerzo equivalente medio que se obtiene a partir del ciclo formado por los esfuerzos máximos y mínimos.

n : es un factor de seguridad para considerar cualquier imprevisto no evaluado.

Por tanto, el valor del esfuerzo alterno y el esfuerzo medio se obtiene de la siguiente manera, con las siguientes ecuaciones:

$$\sigma_a = \frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{2} ; \quad \sigma_m = \frac{\sigma_{\max} + \sigma_{\min}}{2} \quad (7) \text{ y } (8)$$

Como el esfuerzo mínimo es igual a cero resulta que el esfuerzo alterno es igual al esfuerzo medio ya que las ecuaciones se reducen a la siguiente expresión:

$$\sigma_a = \sigma_m = \frac{\sigma_{\max}}{2}$$

Por lo que al efectuar la operación a la ecuación anterior con el valor del esfuerzo máximo el valor de los esfuerzos en cuestión es igual a:

$$\sigma_a = \sigma_m = 163.38MPa$$

Una vez definidos los esfuerzos relacionados con el trabajo del elemento sometido a cargas fluctuantes se determina el límite de resistencia a la fatiga S_n , de la pieza en estudio. Para determinar el valor del límite de resistencia a la fatiga se empleará la ecuación siguiente

$$S_n = k_a k_b k_c k_d k_e (S'_n) / k_f \quad (9)$$

Donde los factores “k” son factores que modifican el límite a la fatiga

“No es realista esperar que el límite de resistencia a la fatiga de un elemento mecánico o estructural resulte igual a uno de los obtenidos en los laboratorios para materiales, por lo que se incluyen muchos factores que afectan la resistencia a la fatiga, y entre los mas importantes se tienen los que ya han sido definidos anteriormente”.

Factor superficial k_a .

Factor de tamaño k_b .

Factor de carga k_c .

Factor de temperatura k_d .

Factor de efectos diversos k_e .

Factor de concentración de esfuerzos k_f .

Luego, el último factor que falta por definir es “S’n”, el cual permite seleccionar un material para una vida útil de 10^6 ciclos, dicho factor es equivalente a lo siguiente:

$$\begin{aligned} S'n &= 0.504S_u; \text{ para un } S_u \leq 1400 \text{ Mpa, y} \\ S'n &= 700 \text{ Mpa; para un } S_u > 1400 \text{ Mpa.} \end{aligned} \quad (10)$$

Donde S_u es el esfuerzo o resistencia última que puede soportar el material y $S'n$ es el límite de resistencia a la fatiga sin corrección.

Se selecciona el $S'n = 0.504S_u$ ya que se considera un S_u que no sobrepase los 1400Mpa.

Luego, los factores de corrección son:

$k_a = 0.74 \Rightarrow$ considerando el proceso de fabricación como maquinado para un S_u de 800MPa. De el anexo 9.

$k_b = 0.90 \Rightarrow$ con un diámetro equivalente de 11.94mm. el cual se obtiene de la sección transversal donde se está aplicando la carga y cuyas dimensiones equivalen a $w=25.1\text{mm}$. y $t=4.4\text{mm}$. de el anexo 10

$k_c = 1.00 \Rightarrow$ para carga de flexión, sin embargo se consideran otras cargas por lo que $k_c = 0.90$.

$k_d = 1.00 \Rightarrow$ por considerar que en nuestra región estos factores no son críticos debido al clima que se goza.

$k_e = 1.00 \Rightarrow$ despreciando cualquier efecto diverso.

$k_f = 1+q (k_t - 1)$, debido a que esta pieza no posee radio de muesca (radio en un cambio de sección), entonces el factor “q” es igual cero por no existir radio de muesca; lo que lleva a la conclusión de que:

$$k_f = 1.00$$

Luego al sustituir los datos anteriores en la ecuación (9) resulta lo siguiente:

$$S_n = 0.74(0.90)0.90(1.00)1.00(0.504S_u) / 1.00$$

$$S_n = 0.3021S_u$$

Luego, al sustituir los valores de σ_a , σ_m , y S_n en la ecuación (6) se obtiene el valor de S_u , el cual representa el valor de la resistencia última que debe poseer el material del que se fabricará la pieza en estudio.

$$\frac{1}{n} = \frac{163.8}{0.3021S_u} + \frac{163.8}{S_u}$$

Al despejar el término de la resistencia última se obtiene el siguiente resultado:

$$\frac{S_u}{n} = 704.19 \text{MPa}$$

Manejando un factor de seguridad para el diseño de $n = 1.10$, el resultado es que se necesita un material que posea una resistencia límite a la tracción igual a 774.61 Mpa.

“Debido que no se encuentra materiales con un esfuerzo último moderado, sino, que los resultados de la investigación de campo dan a conocer que solamente se encuentra materiales con una resistencia baja o alta en relación a los resultados del análisis de diseño, se maneja un factor de seguridad razonable, sin embargo esta elección hace el análisis mas conservador.”

Por lo que al seleccionar el material adecuado se encuentra que es un acero: AISI 420 F con un esfuerzo último o resistencia a la tracción de 1100 Mpa a 20°C
 Con un Límite elástico de 910 Mpa
 Y una densidad de 7800 kg/m³

CLASIFICACION	AISI 420 F
RESISTENCIA ULTIMA O RESISTENCIA A LA TRACCION	1100 Mpa
LIMITE ELÁSTICO	910 Mpa
DENSIDAD	7800 kg/m ³

8.2.2 ANALISIS DE LOS ELEMENTOS SUJETADORES.

En este caso la flexión ocurre en el plano frontal por lo que existe una diferencia en el cálculo del momento flector, sin embargo, esa diferencia se reduce a la obtención de la distancia a la que pasa la fuerza del elemento en estudio, que no es por que se aplica en otro punto, sino, porque se analiza desde otro plano de referencia.

De el anexo 17 se deduce que la distancia "R" es igual a 0.16m (para una persona con un promedio de estatura de 1.8 metros), partiendo desde el centro de la rodilla (punto de análisis) hasta la línea de gravedad, para una paciente del sexo femenino esta distancia puede variar a 0.18m, en el capítulo 5.2.2 se aclaró que la variación lateral total de la pelvis es igual a 0.10m por tal motivo se debe adicionar a la distancia "R" la variación equivalente al movimiento hacia un lado, es decir una distancia adicional de 0.05m, mas un aproximado de 0.025m correspondiente al movimiento de la línea del centro de gravedad, sin embargo a la altura de la rodilla la distancia "R" disminuye considerablemente lo que obliga a que dicha variación sea tomada en cuenta; en el capítulo 5.2 se aclaró que el centro de gravedad de la extremidad inferior se encuentra a un 43% de su altura total a partir de su punto superior, por lo que por medio de relaciones trigonométricas la distancia real se puede encontrar el valor real de "R" ; este fenómeno se puede observar en la siguiente figura donde se muestra la línea F del centro de gravedad que pasa en medio de las dos extremidades inferiores.

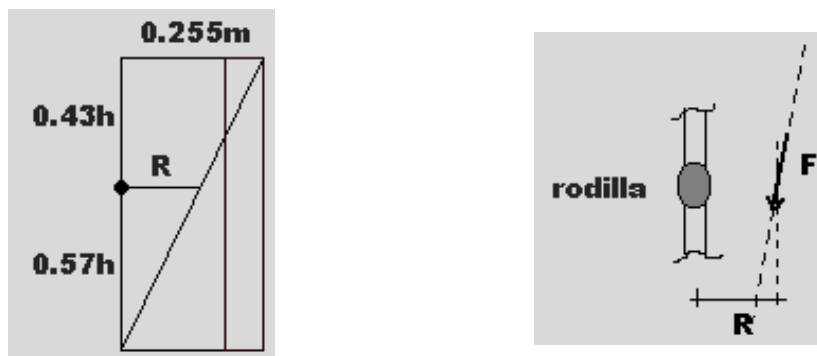


Figura 8.4.

De la figura anterior se deduce que el momento flexionante visto desde el plano frontal es equivalente a:

$$M = F \cdot R$$

Donde R, como ya se mencionó, se obtiene al efectuar una relación trigonométrica comúnmente llamada relación de triángulos lo cual resulta en lo siguiente:

$$\frac{0.255}{h} = \frac{R}{0.57h}$$

De lo cual al despejar la fórmula se obtiene que $R = 0.15m$

El elemento es tal que la misma carga F transmitida no causa esfuerzos de flexión ni axiales en la sección A-A, ya que en este plano de referencia no tiene incidencia el fenómeno mencionado, sin embargo, el momento desde la línea del centro de gravedad al elemento si está afectando al eje pasador y los soportes de la pieza inferior del dispositivo y obviamente también afecta los sujetadores que están en la parte extrema del elemento, donde las cargas se aplican al elemento de la manera que se muestra en la figura. 8.5

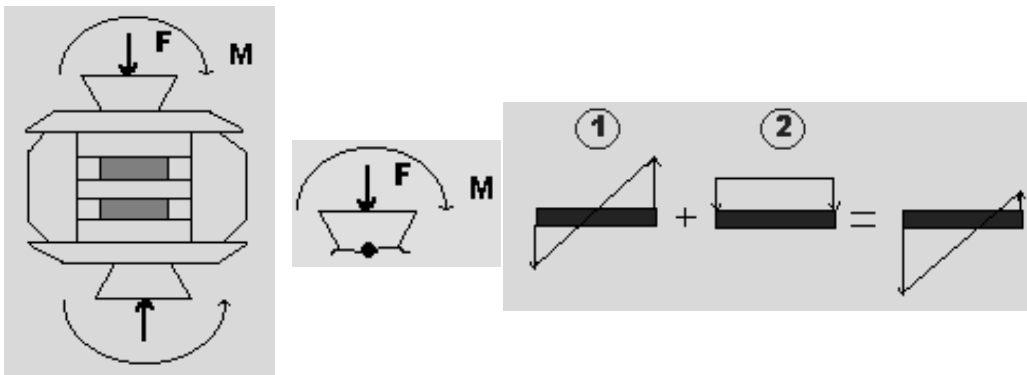


Figura 8.5.

Por lo tanto el esfuerzo actuante en los sujetadores se obtiene al aplicar la ecuación (5), es decir, el esfuerzo debido a la carga flexionante "1" y el esfuerzo debido a la carga axial "2" transmitida.

$$\sigma = \frac{6M}{wt^2} + \frac{F}{wt}$$

En la cual, al sustituirle los valores de la carga y dimensiones conocidas se obtienen los siguientes resultados para los valores de carga de 0 y 921 Newton y una distancia R de 0.15m:

$$\sigma = \frac{6 * F * R}{w * t^2} + \frac{F}{w * t}$$

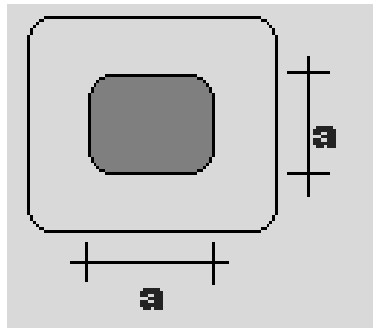


Figura 8.6.

Para determinar las distancias "w y t" se debe auxiliar de la figura 8.6, en la que se muestran las cotas "a", donde "a" vale 12.85mm, que representan la menor sección del elemento en estudio o sujetador, estas cotas forman un área de sección transversal cuadrada, sin embargo, esa área tal como se muestra en la figura no es totalmente cuadrada por lo que se tomará en cuenta criterios técnicos tales como aplicar un ajuste al área cuadrada, lo cual consistirá en considerar un área efectiva en un porcentaje que incluye solamente el 90% de dicha área, por lo que la dimensión "a efectiva (a_e)", de acuerdo a los cálculos, corresponde a la siguiente cantidad:

$$A = a^2 = 12.85^2$$

$$a_e = (a^2 * 0.90)^{1/2}$$

$a_e = 12.2\text{mm}$, y por tratarse de una sección cuadrada; $w=t=a_e$.

.

$$\sigma_{\min} = 0$$

$$\sigma_{\max} = \frac{6 * 921 * 0.15}{0.0122 * 0.0122^2} + \frac{921}{0.0122^2}$$

$$\sigma_{\max} = 456.48 + 6.19$$

$$\sigma_{\max} = 462.67\text{MPa}$$

Luego, al sustituir en las ecuaciones (7) y (8), y como el esfuerzo mínimo es igual a cero resulta que el esfuerzo alterno es igual al esfuerzo medio ya que las ecuaciones se reducen a la siguiente expresión:

$$\sigma_a = \sigma_m = \frac{\sigma_{\max}}{2}$$

$$\sigma_a = \sigma_m = 231.33\text{MPa}$$

Luego se determina el diámetro equivalente a partir del área efectiva.

$$A_e = 148.61\text{mm}^2$$

$$A_e = \frac{\pi}{4} D_e^2$$

$$D_e = \sqrt{\frac{4A_e}{\pi}}$$

$$D_e = 13.76\text{mm}$$

Para efectuar el análisis de fatiga se debe aclarar todas las incógnitas necesarias de donde se encuentra que aun falta por definir a que se refiere con Sn. La aclaración del termino Sn conlleva un procedimiento similar al efectuado en la sección 8.2.1.

$$S_n = k_a k_b k_c k_d k_e (S'_n) / k_f$$

Luego, los factores de corrección son:

$k_a = 0.74 \Rightarrow$ considerando el proceso de fabricación como maquinado para un Su de 900MPa. De el anexo 9...

$k_b = 0.90 \Rightarrow$ con un diámetro equivalente de 13.76mm. de el anexo 10.

$k_c = 1.00 \Rightarrow$ para carga de flexión, sin embargo se consideran otros factores por lo que $k_c = 0.90$.

$k_d = 1.00 \Rightarrow$ por considerar que en nuestra región estos factores no son críticos debido al clima que se goza.

$k_e = 1.00 \Rightarrow$ despreciando cualquier efecto diverso.

$$k_f = 1 + q (k_t - 1),$$

La siguiente figura muestra los factores o dimensiones necesarias para la obtención de k_t ó factor de concentración de esfuerzos.

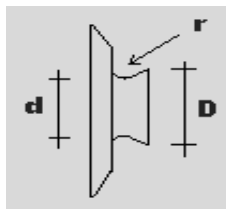


Figura 8.7.

Radio de muesca $r \geq 5\text{mm}$, asumido, de experimento

Donde $q = 1.0$ ya que r se sale del rango de la el anexo 12 Y $k_t = 1.0$ ya que los parámetros que la determinan se salen del rango de el anexo 11 a

$D/d = 17/12.2 = 1.4$	$k_t = 1.0$
$r/d = 5/12.2 = 0.4$	

Por lo tanto el factor k_f resulta ser igual a uno ($k_f = 1.00$).

$$S_n = 0.74(0.90)0.90(1.00)1.00(0.504S_u) / 1.00$$

$$S_n = 0.3021S_u$$

Luego, al sustituir los valores de σ_a , σ_m , y S_n en la ecuación (6) se obtiene el valor de S_u , el cual representa el valor de la resistencia última que debe poseer el material del que se fabricará la pieza en estudio.

$$\frac{1}{n} = \frac{231.33}{0.3021S_u} + \frac{231.33}{S_u}$$

Al despejar el término de la resistencia última se obtiene el siguiente resultado:

$$\frac{S_u}{n} = 997.07 \text{ MPa}$$

Operando siempre con un factor de seguridad de 1.10 resulta que el material que se debe seleccionar debe poseer un esfuerzo o resistencia última de 1096.78 Mpa. Por lo que al seleccionar el material adecuado se encuentra que es un acero: AISI 420 F. Con un esfuerzo último o resistencia a la tracción de 1100 Mpa a 20°C

Con un Límite elástico de 910 Mpa

Y una densidad de 7800 kg/m³

CLASIFICACION	AISI 420 F
RESISTENCIA ULTIMA O RESISTENCIA A LA TRACCION	1100 Mpa
LIMITE ELASTICO	910 Mpa
DENSIDAD	7800 kg/m ³

8.3 ANALISIS DEL EJE PASADOR.

Para el caso del eje es necesario aclarar y/o recordar que solamente tiene incidencia el momento flector debido a la carga ocasionada por la distancia de aplicación, es decir, la línea del centro de gravedad del paciente: ya que la carga de torsión que a simple vista se visualiza es eliminada por un cojinete antifricción que se estudiará mas adelante. Al igual que los sujetadores la flexión ocurre en el plano frontal por lo que el momento que ocasiona dicho fenómeno es el mismo que en el numeral anterior.

Para comprender mejor el fenómeno mencionado se proporciona un esquema (Fig. 8.8) en el cual se ilustran las cargas y los criterios tomados en consideración.

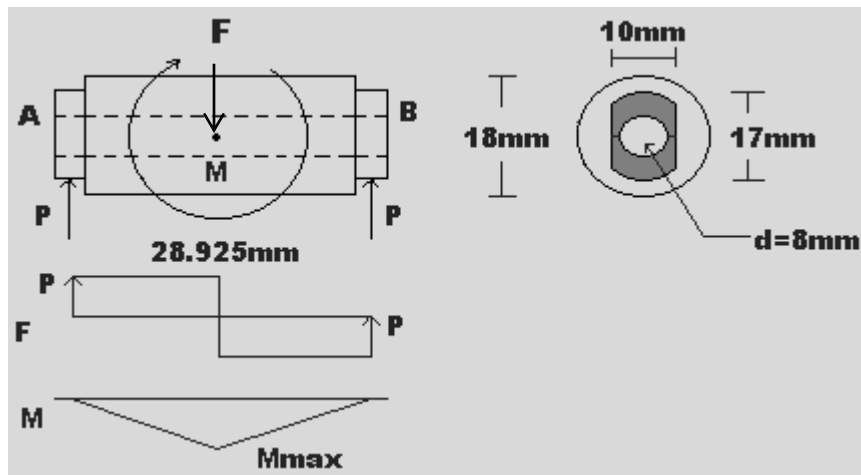


Figura 8.8.

La sección representada en el esquema de la figura 8.8 de manera sombreada sirve únicamente como guía por lo tanto el elemento se analizará como un eje hueco, donde las dimensiones conocidas son las representadas en la figura 8.8 luego para determinar el área efectiva se restará al área total (A'), la sección comprendida en el hueco (A''), por lo que se considerará lo siguiente:

$$A' = \pi * 9^2 = 254.47\text{mm}^2$$

$$A'' = \pi * 4^2 = 50.27\text{mm}^2$$

$$A_{\text{efectiva}} = 204.20\text{mm}^2$$

Luego, para obtener el diámetro equivalente (d_e) para esa área efectiva se utiliza la siguiente fórmula:

$$d_e = \left(\frac{4 * A}{\pi} \right)^{1/2} \quad (11)$$

Al sustituir el área en la ecuación anterior, el valor del diámetro equivalente por analizar es igual a: $d_e = 16\text{mm}$.

Luego, para encontrar el esfuerzo que actúa en el elemento analizado se utilizará la ecuación (4), y que para esta forma geométrica al simplificarla resulta de la siguiente forma:

$$\sigma = \frac{32M}{\pi * d^3} \quad (12)$$

Por lo que los resultados son los mostrados a continuación:

$$\sigma = \frac{32 * 921 * 0.15}{\pi * 0.016^3}$$

$$\sigma = 343.55MPa$$

Luego, al sustituir en las ecuaciones (7) y (8), y como el esfuerzo mínimo es igual a cero resulta que el esfuerzo alterno es igual al esfuerzo medio ya que las ecuaciones se reducen a la siguiente expresión:

$$\sigma_a = \sigma_m = \frac{\sigma_{\max}}{2}$$

$$\sigma_a = \sigma_m = 171.78MPa$$

Luego, para aplicar la fatiga en el estudio de este elemento, es decir utilizar la ecuación (9) , se tiene que definir los factores de corrección de acuerdo al trabajo que esta pieza estará sometido y a las características de la misma, por lo cual los factores resultan ser los siguientes:

$k_a = 1.00 \Rightarrow$ para un acabado superficial pulido de espejo, sin embargo, por cualquier desperfecto se considerará 0.9.

$k_b = 0.90 \Rightarrow$ con un diámetro equivalente de 16 mm. de el anexo 10.

$k_c = 1.00 \Rightarrow$ para carga de flexión, sin embargo se consideran otros factores por lo que $k_c = 0.90$.

$k_d = 1.00 \Rightarrow$ por considerar que en nuestra región estos factores no son críticos debido al clima que se goza.

$k_e = 1.00 \Rightarrow$ despreciando cualquier efecto diverso.

$k_f = 1+q (k_t - 1)$.

$k_t = 1.00$, ya que no se considera cambio de sección por consiguiente $k_f = 1.00$

Por lo tanto al darle solución a la ecuación, para encontrar S_n , esta proporciona el siguiente resultado:

$$S_n = k_a k_b k_c k_d k_e (S' n) / k_f$$

$$S_n = 0.9(0.9)0.9(0.504S_u)/1.0$$

$$S_n = 0.3674S_u$$

Luego, al sustituir los valores encontrados en la ecuación de Goodman, el material que se debe seleccionar es de acuerdo al siguiente valor de resistencia última encontrada:

$$\frac{1}{n} = \frac{171.78}{0.3674S_u} + \frac{171.78}{S_u}$$

Al despejar el término de la resistencia última se obtiene el siguiente resultado:

$$\frac{S_u}{n} = 639.33MPa$$

Operando siempre con un factor de seguridad de 1.10 resulta que el material que se debe seleccionar debe poseer un esfuerzo o resistencia última de 703.26 Mpa. Por lo que al seleccionar el material adecuado se encuentra que es un acero: AISI 4340

Con un esfuerzo último o resistencia a la tracción de 1078 Mpa a 20°C

CLASIFICACION	AISI 4340
RESISTENCIA ULTIMA O RESISTENCIA A LA TRACCION	1078 Mpa
LIMITE ELÁSTICO	910 Mpa
DENSIDAD	7800 kg/m ³

8.4 ANALISIS DEL ELEMENTO INFERIOR.

En el elemento inferior el fenómeno mostrado en la figura 8.9 el cual representa una carga de flexión actuando en los sujetadores o soportes ocasionado por la transmisión de fuerzas.

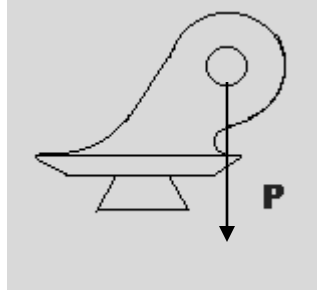


Figura 8.9.

Para determinar la carga “P” se procede a la aplicación del equilibrio estático, para lo cual es necesario auxiliarse del esquema de la figura 8.8, de donde se obtienen las siguientes ecuaciones:

HACIENDO SUMATORIA DE MOMENTOS EN “A” POSITIVO HACIA EL SENTIDO CONTRARIO A LAS AGUJAS DEL RELOJ

$$P(28.925) - 921(28.925 / 2) = 0$$

$$P = 460.5N$$

8.4.1. ANALISIS DE FALLA POR FLEXIÓN.

Como ya se conoce la carga que actúa en cada junta de la parte inferior, solamente falta definir el área que estará bajo la carga de flexión mencionada; para lo cual es factible apoyarse en el esquema de la siguiente figura (Fig. 8.10)

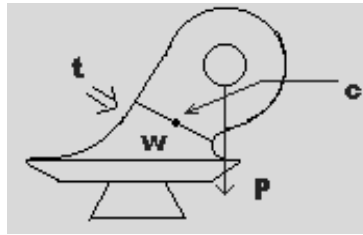


Figura 8.10.

La situación planteada en el esquema anterior debe ser resuelta de manera similar a las secciones anteriores sometidas a flexión, lo cual obliga a hacer uso de la ecuación (5),

$$\sigma = \frac{6M}{tw^2} + \frac{F}{wt}$$

donde el momento "M" se obtiene del producto de la carga "P" por la distancia comprendida desde la línea de carga al centroide de la sección en estudio, la cual, de acuerdo a la figura 8.10, esta equivale a 12mm, finalmente los valores de "t" y "w" tienen un valor aproximado de 6mm y 12.2mm, respectivamente, de acuerdo a criterios de datos experimentales; por consiguiente, el resultado de aplicar la ecuación correspondiente proporciona el siguiente resultado:

$$\sigma = \frac{(6 * 460.5) * 0.012}{0.006 * 0.0122^2} + \frac{460.5}{0.006 * 0.0122}$$

$$\sigma = 37.13 + 6.29$$

$$\sigma = 43.42MPa$$

Debido al esfuerzo obtenido, que es sumamente bajo, no es necesario efectuar el análisis de fatiga ya que no influiría en nada la selección del material para la pieza completa.

8.5 ANALISIS DE LOS ACCESORIOS.

8.5.1 ANALISIS DEL PERNO REGULADOR DE FRICCION.

En la sección 8.1 se determinó los medios para la obtención de la carga “P” (correspondiente a un valor de 128.76N) mostrada en la figura 8.12, la cual se

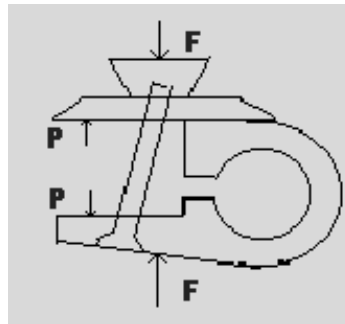


Figura 8.12.

considerará para el fenómeno de sujeción que experimentará el perno mostrado en la misma figura, ya que para el caso de uniones atornilladas la resistencia del perno es el factor clave en el diseño.

Para este tipo de análisis es necesario determinar las tensiones iniciales, las cuales se deben especificar con las siguientes ecuaciones:

$$F_i = K A_T S_P \quad (13)$$

F_i = tensión inicial o precarga.

A_T = área de esfuerzo a la tensión.

S_P = resistencia límite ó esfuerzo permisible a la tensión.

K = constante de sujeción.

Donde K toma valores de 0.75 para conexiones reutilizables o aplicaciones de cargas leves y toma valores de 0.9 para conexiones permanentes o aplicaciones de cargas fuertes.

Como primer paso se procede a efectuar los cálculos para seleccionar el material del que se debe fabricar el perno, procediendo de la siguiente manera:

Al despejar la ecuación (13) se determina que la resistencia límite ó esfuerzo permisible a la tensión es equivalente a la siguiente ecuación:

$$S_p = \frac{Fi}{K * A_r}$$

Para lo cual, se ha obtenido el área de esfuerzo a la tensión es igual a 22mm² a partir del diámetro del tornillo que es de 6mm. y de la tabla en el anexo 18 luego, se toma el valor de 0.75 como la constante de sujeción, porque de acuerdo a criterios ingenieríles este valor es mas conservador; por lo tanto, al sustituir estos valores en la ecuación anterior el esfuerzo límite requerido resulta el siguiente:

$$S_p = \frac{128.76}{0.75 * 22}$$

$$S_p = 7.8MPa$$

Luego al aplicar la carga externa “F” debe hacerse la suma algebraica en el eje de aplicación, con lo que se determina la carga a la que verdaderamente estará sometido el perno y el material del amortiguador; y como la carga externa actúa en sentido contrario a la precarga, el fenómeno se invierte, es decir, que con la carga externa la fuerza de sujeción en el perno se disminuye, ocasionando que este se libere totalmente de la precarga que lo afecta inicialmente. En los cálculos esto se puede expresar como:

$$P_b = F_i - F_b \quad (14)$$

(-F_b, porque actúa en sentido contrario)

Donde F_b, equivale a la carga externa “F” multiplicada por una constante “c”. La constante “c” se obtiene al operar de la manera adecuada las constantes de rigidez de los materiales en estudio, el material del perno (un acero) y el material del amortiguador (un elastómero).

F_i, es la precarga o fuerza o fuerza de sujeción.

F_b, máxima carga a la que está sometido el perno.

Luego al aplicar la fuerza externa y efectuar la suma algebraica, a la carga F_i hay que restarle la porción de dicha carga que absorbe el perno, para el caso se debe utilizar la ecuación (14)

$$P_b = F_i - F_b$$

De las pruebas realizadas previamente se encuentra que la constante de rigidez del amortiguador (k_m) es equivalente a 0.2575 N/m (ver anexo 13), y la constante de rigidez (k_b, constante de rigidez del perno) para un acero común equivale a 865.08 N/m.

Luego, con los datos de las constantes de rigidez la constante “c” se resuelve de la siguiente manera:

$$c = \frac{k_b}{k_b + k_m} \quad (15)$$

Esta solución es la que se utiliza para encontrar la porción de “F” que absorbe el perno. Lo que conlleva a la siguiente ecuación:

$$F_b = c * F$$

$$F_b = \frac{865.08}{865.08 + 0.2575} * 921$$

$$F_b = 90.7N$$

Luego, al sustituir los valores de F_i y F_b en la ecuación (14) resulta que la carga P_b es negativa, situación que no puede suceder ya que lo mínimo de carga que puede tener el perno es cero, debido que por la naturaleza de su función cuando la carga externa actúa el perno se libera, ya que este está enroscado solamente en su extremo por lo que al cerrarse el elemento superior de la rodilla queda totalmente liberado. Por lo tanto, la máxima carga que el perno estará soportando podrá ser absorbida por cualquier tipo de acero por causa de que el esfuerzo encontrado es bastante bajo.

8.5.2 ANALISIS DEL PERNO PASADOR.

En este caso lo que este perno estará soportando es una carga cortante, ya que cuando en eje pasador actúa el elemento en estudio soporta únicamente una carga cortante en cada extremo en sentidos opuestos, por tanto, se analiza solamente el cortante y no la flexión que a simple vista se percibe, en este numeral se procederá directamente al análisis de la carga cortante "P" de acuerdo al valor encontrado en a sección 8.4.1, la cual equivale a 477.61Newton.

El diámetro menor encontrado experimentalmente de acuerdo a criterios técnicos para dicho perno es: 7.7mm, por lo que al sustituir en la formula del cortante el resultado del material a utilizar es:

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

$$\sigma = \frac{477.61 * 4}{\pi * 0.0077^2}$$

$$\sigma = 10.26MPa$$

Por lo tanto, la máxima carga que el perno estará soportando podrá ser absorbida por cualquier tipo de acero debido que el esfuerzo encontrado es sumamente bajo.

8.5.3 ANÁLISIS DEL COJINETE.

A continuación se presenta el procedimiento utilizado para seleccionar el material del cojinete, donde la forma de las superficies en contacto es tal que permita el movimiento relativo de una respecto a la otra, así el eje pasador girará dentro de un cojinete fijo que soportará la carga aplicada en este punto.

La carga (F) aplicada al cojinete es de 921N, el diámetro del eje pasador (D) es de 18 mm, la longitud del eje pasador (L) 26mm. y una velocidad de giro (n) estimada en 30 revoluciones por minuto. Con estos datos se puede afirmar que este cojinete opera con lubricación al límite debido a que el elemento opera a baja velocidad y además existe un contacto real entre las superficies sólidas de las partes movable y fija del cojinete.

Para determinar la presión (P) ejercida en el cojinete se emplea la ecuación siguiente:

$$P = \frac{F}{A} = \frac{F}{LD} \quad (16)$$

Sustituyendo los valores en la ecuación

$$P = \frac{921}{(26*18)} = 1.968 \frac{N}{mm^2} = 1968Kpa$$

Luego se determina la velocidad lineal a la que gira el eje pasador:

$$V = \frac{\Pi Dn}{60000} \quad (17)$$

$$V = \frac{\Pi * 18 * 30}{60000} = 0.0283 \frac{m}{s}$$

Efectuando el producto PV que es un parámetro de rendimiento importante en el diseño de cojinetes cuando se realiza lubricación en el límite. El valor PV es una medida de la capacidad del material con que se fabrica el cojinete para adaptarse a la energía debido a la fricción que se genera en el cojinete.

$$PV = 1968 * .0283 = 55.69 \frac{kw}{m^2}$$

El producto PV encontrado es un valor límite que no permitirá al cojinete alcanzar un límite estable de temperatura y se presentarán fallas con rapidez por lo cual es necesario encontrar un valor práctico de diseño para PV , que se consigue multiplicándolo por 2.

$$\begin{aligned} PV_D &= 2PV \\ &= 2 * 55.69 \end{aligned}$$

$$PV_D = 111.39 \frac{kw}{m^2}$$

A partir de el anexo 19 se selecciona el material del que se fabricará el cojinete el cual puede ser carbono-grafito o PTFE relleno con PPS que tienen un valor especificado de $PV= 525 \text{ kw/m}^2$. Pero debido a que no se encuentra disponible en el país se empleará el bronce como material para su fabricación.

8.6 TABLAS RESUMEN DE MATERIALES SELECCIONADOS PARA LAS DIFERENTES PIEZAS DE LA RODILLA.

A continuación se presenta un resumen de los diferentes materiales seleccionados, características, y sus resistencias ultimas. En el caso de los aceros mencionados se muestran en el anexo 20 sus características y algunas de sus más usuales aplicaciones

NOMBRE DE LA PIEZA	MATERIAL SELECCIONADO	RESISTENCIA ULTIMA (Mpa)	LIMITE ELÁSTICO(Mpa)
Elemento superior de la pieza	AISI 420F	1100	910
Elemento inferior de la pieza	AISI 420F	1100	910
Eje pasador	AISI 4340	1078	910

Tabla 8.1 Materiales seleccionados y sus características de las diferentes piezas de la rodilla.

NOMBRE DEL ACCESORIO	MATERIAL SELECCIONADO	CARACTERISTICAS	ESPECIFICACIONES
Perno regulador de fricción	Debido a su bajo esfuerzo se puede emplear cualquier de acero.	Tornillo de cuerda fina.	<ul style="list-style-type: none"> • Diámetro mayor basico : 6mm • Paso: 0.75mm • Longitud: 35 mm
Perno pasador	Debido a su bajo esfuerzo se puede emplear cualquier variedad de acero.	Tornillo de cuerda fina.	<ul style="list-style-type: none"> • Diámetro mayor basico : 8mm • Paso : 1mm • Longitud : 46mm
Cojinete	Bronce	Cojinete con lubricación al límite	_____

Tabla 8.2 Materiales seleccionados y características de los accesorios de la rodilla.

IX. PROCESO DE FABRICACIÓN.

En este capítulo se definen los pasos para la fabricación del dispositivo los cuales dependen de los datos obtenidos durante la fase de diseño, comenzando con la planeación de los procesos de producción hasta llegar a la manufactura del producto físico.

La planeación del proceso implica determinar los procesos de manufactura más adecuados y el orden en el cual deben realizarse para producir las diferentes partes de la pieza, que se especifican en el diseño. El plan de procesos se prepara en un formato denominado hoja de ruta el cual especifica todas las operaciones de manufactura que se van a realizar en la pieza enlistadas en el orden en que se van a realizar. La hoja de rutas incluye datos como: una breve descripción de las diferentes operaciones, máquinas en las que se realizan las operaciones, las herramientas utilizadas, y los tiempos empleados en las diferentes operaciones.

Además de especificar la secuencia y dirección de los procesos realizados, la información obtenida en este capítulo servirá para: proporcionar estándares de tiempo para cada operación, facilitar la estimación de tiempos de producción, proporcionar datos para la programación y el control de producción, e indica las herramientas que han de utilizarse.

9.1 PLANEACIÓN DEL PROCESO.

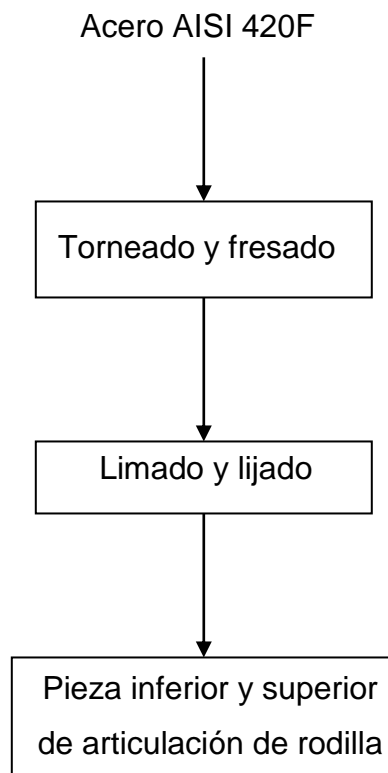
Los procesos para manufacturar una parte específica se determinan en gran parte por el material con que se han de fabricar. Según como se indicó en el capítulo de diseño la parte superior e inferior de la rodilla y el eje pasador se deben manufacturar por medio de un maquinado empleando máquinas de torno y fresa, así como las arandelas, el cojinete y los soportes de nylon deberán ser elaborados empleando el proceso de manufactura antes mencionado, no así los diferentes tornillos que se emplean que como se mencionó en los numerales 8.5.1 y 8.5.2 solo serán

seleccionados según las especificaciones de las dimensiones. Los amortiguadores podrán ser elaboradas en hule en máquinas de inyección especializadas o podrán ser troqueladas a partir de lienzos de hule según las dimensiones especificadas.

9.1.1 PROCESO DE MANUFACTURA DEL ELEMENTO SUPERIOR E INFERIOR DE LA ARTICULACIÓN DE RODILLA.

El elemento superior e inferior de la articulación de rodilla es elaborado a partir de una barra cilíndrica de acero inoxidable designación AISI 420 F de 76.2 mm de diámetro y 63.5 mm de longitud la cual será mecanizada según se explica en la hoja de rutas para obtener las piezas con las especificaciones requeridas.

A continuación se muestra la secuencia de procesos requeridos en la fabricación de las piezas:



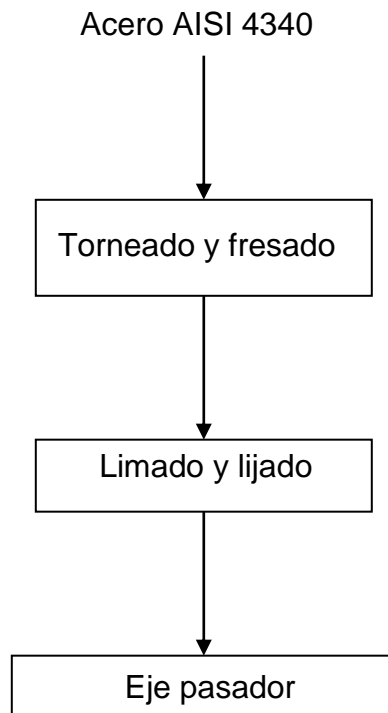
No de pieza: 1		Nombre de la parte: Parte superior de rodilla protética		Revoluciones: Torno: 390 rpm Fresa: 755 rpm		Pagina 1 de 1	
Material: Acero inoxidable 420F			Tamaño: 76.2mm diám. * 127mm long.		Planificador: Mónico, Sánchez, Henríquez		Fecha: 17-09-01
No	Operación:	Máquina	Herramienta	Tiempo del ciclo			
1	Cortado de la pieza en dos mitades iguales	Sierra eléctrica	Sierra rectilínea	90 min.			
2	Refrentado de una cara de cada una de las mitades	Torno	Buril de Tungsteno	15 min.			
3	Cilindrado y refrentado para elaborar vástago de elementos sujetadores : 57mm de diám. * 15mm de long.	Torno	Buril de Tungsteno	20 min.			
4	Cilindrado de elemento superior : 38 mm de diám * 7 mm de longitud	Torno	Buril de Tungsteno	12 min.			
5	Cilindrado de la sección anterior auxiliándose de una plantilla de aluminio para darle la forma semiesférica	Torno	Buril de Tungsteno	30 min.			
5	Fresado en el diámetro mayor de la pieza para formar dos caras opuestas: 25 mm de profundidad de cada lado	Fresa	Fresa HSS No 24	30 min.			
6	Fresado en las otras dos caras de la pieza: 20 mm de profundidad a una cara y 25 mm de profundidad a la otra	Fresa	Fresa HSS No 24	20 mín.			
7	Taladrado de agujero de 13 mm de diám. Ubicado el centro a 15.4 mm por debajo de donde termina la sección semiesférica y a 12.1 mm de la parte posterior de la pieza	Torno	Broca HSS	35 min.			
8	Cilindrado de 6 mm de profundidad a lo largo del cilindro interno para realizar la tolerancia del agujero	Torno	Buril de cobalto	15 min.			
9	Fresado de los costados para rebajar 6.35 mm por cada lado	Fresa	Fresa HSS No 24	30 min.			
10	Fresado en los cuatro lados de la espiga de el elemento superior rebajando 1.75 mm por lado	Fresa	Fresa HSS No 24	10 min.			
11	Fresado de el lado inferior de la pieza rebajando 9 mm	Fresa	Fresa HSS No 24	15 min.			
12	Fresado de una sección del lado inferior de la pieza con una inclinación de 17° 45"	Fresa	Fresa HSS No 24	10 min.			
13	Taladrado de agujero de 5 mm perpendicular al área de la sección transversal inclinada y centrándolo en dicha sección, hasta atravesar la espiga del elemento sujetador.	Fresa	Broca de 5 mm	5 min.			
14	Avellanado de el agujero del lado inclinado de la pieza	Fresa	Avellana de 16.5 mm	1 min.			
15	Fresado de el lado frontal de la pieza para ranurar a 21.5 mm de longitud y 15.9 mm de altura	Fresa	Fresa circular de 100 mm de diámetro	8 min.			
16	Fresado del lado ranurado para elaborar ranura de 3 mm de espesor hasta llegar al lado cilindrado	Fresa	Fresa circular de 100 mm de diámetro	3 min.			
17	Contorneado de el lado trasero de la pieza empleando el aparato divisor universal y empleando como referencia la tangente del elemento	Fresa	Fresa HSS No 24	15 min.			
18	Fresado de la raíz de la espiga del elemento sujetador colocando la fresa con una inclinación de 15°	Fresa	Fresa HSS de 6.35 mm	60 min.			

No de pieza: 2		Nombre de la parte: Parte inferior de rodilla protética		Revoluciones: Torno: 390 rpm Fresa: 755 rpm		Pagina 1 de 1	
Material: Acero inoxidable 420F			Tamaño: 76.2mm diám.* 127mm long.		Planificador: Mónico, Sánchez, Henriquez		Fecha: 17-09-01
No	Operación:			Máquina	Herramienta	Tiempo del ciclo	
1	Cilindrado y refrentado para elaborar vástago de elementos sujetadores : 57mm de diám. * 15mm de long.			Torno	Buril de Tungsteno	20 min.	
2	Cilindrado de elemento inferior : 38 mm de diám * 7 mm de longitud			Torno	Buril de Tungsteno	12 min.	
3	Cilindrado de la sección anterior auxiliándose de una plantilla de aluminio para darle la forma semiesférica			Torno	Buril de Tungsteno	30 min.	
4	Fresado en el diámetro mayor de la pieza para formar dos caras opuestas: 25 mm de profundidad			Fresa	Fresa HSS No 24	40 min.	
5	Fresado en las otras dos caras de la pieza:16 mm de profundidad para cada lado,			Fresa	Fresa HSS No 24	30 mín.	
6	Fresado en los cuatro lados de la espiga de el elemento superior rebajando 1.75 mm por lado			Fresa	Fresa HSS No 24	10 min.	
7	Fresado para elaborar ranura del elemento inferior con profundidad de 25 mm y 26.4 mm de longitud			Fresa	Fresa HSS No 18	45 min.	
8	Fresado de las dos paredes a 120° respecto a la horizontal			Fresa	Fresa HSS No 18	30 min.	
9	Fresado para dejar trazo recto inferior horizontal en la cara trasera de la pieza con 1.5 mm de profundidad y 4 mm de longitud			Fresa	Fresa HSS N° 4	10 min.	
10	Fresado recto para rebajar 2 mm a la parte trasera horizontal de las paredes			Fresa	Fresa HSS No 18	20 min.	
11	Taladrado para dejar muesca de 4 mm de diámetro entre la parte semiesférica y las paredes			Fresa	Fresa HSS N° 4	10 min.	
12	Taladrado de agujero de 7.8 mm de diámetro de las paredes			Fresa	Fresa HSS de 6.35 mm	15 min.	
13	Contorneado de las paredes empleando el aparato divisor universal y empleando como referencia la tangente del elemento			Fresa	Fresa HSS No 24	30 min.	
14	Fresado para realizar trazo recto del vaciado de 3.5 mm de profundidad y 4 mm de longitud			Fresa	Fresa HSS de 6.35 mm	20 min.	
15	Fresado para realizar trazo semicircular del vaciado de la pieza colocándola en el aparato divisor universal			Fresa	Fresa HSS de 6.35 mm	30 min.	
16	Taladrado de agujero de 4 mm de diámetro en el fondo del vaciado con una profundidad de 3 mm			Fresa	Fresa HSS N° 4	10 min.	
17	Fresado de las ranuras internas de las paredes paralelas a la inclinación de las mismas con un espesor de 9 mm			Fresa	Fresa Woodruf de 16 mm	40 min.	
18	Roscado de el agujero de las paredes				Machuelo de paso 1.5	10 min.	
19	Limado y lijado de la pieza				Lima y lija	60 min.	

9.1.2. PROCESO DE MANUFACTURA DEL EJE PASADOR DE LA ARTICULACIÓN DE RODILLA.

El eje pasador de la articulación de rodilla es elaborado a partir de una barra cilíndrica de acero designación AISI 4340 de 25.4 mm de diámetro y 38.1 mm de longitud la cual será mecanizada según se explica en la hoja de rutas para obtener la pieza con las especificaciones requeridas.

A continuación se muestra la secuencia de procesos requeridos en la fabricación de la pieza:



No de pieza: 3		Nombre de la parte: Eje pasador de rodilla protética		Revoluciones: Torno: 390 rpm Fresa: 755 rpm		Pagina 1 de 1	
Material: Acero 4340			Tamaño: 25.4mm diám.* 38.1mm long.		Planificador: Mónico, Sánchez, Henríquez		Fecha: 17-09-01
No	Operación:			Máquina	Herramienta	Tiempo del ciclo	
1	Refrentado de las dos caras planas rebajando 4.58 mm de cada lado			Torno	Buril de cobalto	15 min.	
1	Cilindrado de la pieza a 7.4 mm de profundidad y a lo largo de toda la pieza			Torno	Buril de cobalto	20 min.	
2	Taladrado de agujero en el centro del área circular con un diámetro de 8 mm a lo largo de toda la pieza			Torno	Broca	10 min.	
3	Cilindrado de la pieza a 1 mm de profundidad y 2 mm de longitud desde el borde de cada lado			Torno	Buril de cobalto	10 min.	
4	Fresado de los dos diámetros menores en dos caras opuestas del cilindro rebajando 4.5 mm a cada lado			Fresa	Fresa HSS N° 4	10 min.	

Observando las diferentes hojas de ruta se puede resumir que los tiempos empleados en las diferentes operaciones son los siguientes:

- Elemento superior de la articulación de rodilla: 424 min. o 7 horas.
- Elemento inferior de la articulación de rodilla: 472 min. o 8 horas.
- Eje pasador de la articulación de rodilla: 65 min.

En conclusión el tiempo total empleado para la elaboración de los elementos principales de la articulación de rodilla es de 961 minutos o 16 horas.

X. ANÁLISIS DEL COSTO DE LA ARTICULACIÓN DE RODILLA.

El estudio del costo de la articulación de rodilla se realiza tomando en cuenta el costo de los materiales utilizados en la construcción del prototipo y el de la elaboración de los elementos que la componen, sin embargo hay que aclarar que el costo de fabricación está basado en las tarifas de elaboración de piezas por parte del departamento de producción del taller de mecánica de la Universidad Don Bosco.

Es importante resaltar que el costo que se refleja en el presente estudio es el de un prototipo en el entendido de que según las leyes que rigen el mercado al adquirir mayores cantidades de los insumos mostrados se obtienen precios más bajos, por tanto el costo del prototipo aquí mostrado es incomparable con el costo de una articulación de rodilla producida en serie. Ver tabla 10.1.

Descripción	Proveedor	Cantidad	Precio
Acero inoxidable AISI 420 F (Ramax S)	ACAVISA	1 barra redonda de 76.2mm de diámetro * 127 mm de largo	\$56.00 + IVA
Acero AISI 4340	ACAVISA	1 barra redonda de 25.4mm de diámetro * 38.1 mm de largo	\$0.80 + IVA
Tornillo ISO M6*35	Tornicentro	1 tornillo	\$0.55 + IVA
Tornillo ISO M8*46	Tornicentro	1 tornillo	\$0.86 + IVA
Nylon	Maprima	2 barras redondas de 36mm de diámetro	\$2.64 + IVA
Bronce SAE 841	Maprima	1 barra redonda de 36 mm de diámetro	\$3.64 + IVA
Hule	JESA	2 piezas de hule	\$5.71 + IVA
Total (incluyendo IVA)			\$79.33

Tabla 10.1 Costo de materiales para la elaboración de articulación de rodilla.

Pieza	Cantidad	Costo
Arandelas de ajuste	2	\$3.43 + IVA
Elemento superior de articulación de rodilla	1	\$58.83 + IVA
Elemento inferior de la articulación de rodilla	1	\$37.74 + IVA
Eje de articulación	1	\$6.86 + IVA
Cojinete	1	\$8.34 + IVA
Soportes	2	\$21.94 + IVA
Total (incluyendo IVA)		\$154.96

Tabla 10.2. Costo de fabricación de los diferentes elementos que componen la articulación de rodilla.

Por tanto el costo total de la elaboración del prototipo incluyendo los materiales y su fabricación es de \$234.29.

XI. INFORMACIÓN TÉCNICA DEL PROTOTIPO.

Después de llevar a cabo estudios previos como el diseño y la misma construcción del dispositivo es necesario conocer acerca de todos los datos técnicos relacionados con la conclusión de los objetivos de la investigación, para lo cual es necesario definir e identificar seis áreas, siendo estas:

1. Componentes y/o repuestos.
2. Descripción y funciones.
3. Montaje.
4. Regulación.
5. Asistencia técnica.
6. Garantía.

11.1 COMPONENTES Y/O REPUESTOS.



Figura 11.1

ITEM	CODIGO	DESCRIPCIÓN
1	J420FS	Elemento superior de la articulación de rodilla
2	J420FI	Elemento inferior de la articulación de rodilla
3	H434AO	Eje
4	1NYS	Soporte
4	1NES	Amortiguador
6	2NYI	Soporte
7	2NEI	Amortiguador de tope
8	M080B	Casquillo con pista deslizante
9	A020A	Arandela de ajuste
10	M8-1.5	Tornillo de eje
11	M6-1	Tornillo avellanado
12	M4-1	Tornillo cónico

11.2 DESCRIPCIÓN Y FUNCIONES.

Esta articulación modular es una rodilla monocéntrica provista de un sistema donde la regulación de fricción del eje es regulable para lograr una mayor estabilidad y confort, ya que se dispone más segura y a la vez se elimina ruido y cualquier molestia por desajuste. Esta rodilla es funcional para pacientes de mediana actividad con muñones largos o medios; a su vez no se recomienda la utilización en pacientes inseguros.

La parte inferior (2) está unida mediante el eje (3) con los sujetadores (el soporte) de la parte superior. El eje(3) se desliza en un casquillo con pista deslizante (8). El soporte o sujetadores están ranurados con el fin de lograr estabilización en el eje y así no permitir que este se adhiera al cojinete; y con el tornillo avellanado (11) se regula la fricción del eje.

11.3 MONTAJE.

Para que un montaje tenga un alineado correcto, es muy importante la determinación individual de la carga y la transmisión de las medidas del paciente a los componentes de la prótesis. Para ello es recomendable el apoyo indispensable e información ortoprotésica.

11.4 REGULACIÓN.

Esta sección consiste esencialmente en la regulación de la movilidad de la articulación mediante el ajuste de la fricción del eje, para lo cual, la resistencia al movimiento se modifica con el tornillo avellanado (11) entre el eje de la rodilla y el soporte o sujetador de la parte superior y esto deberá efectuarse con mucho tacto; utilizar la llave hexagonal 4 mm, además se recomienda el apoyo indispensable e información ortoprotésica.(Fig. 11.2).

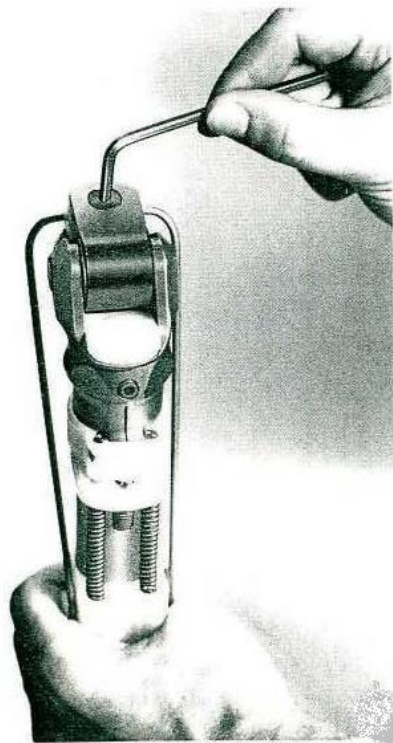


Figura 11.2

Giro a la derecha = Movimiento más duro.

Giro a la izquierda = Movimiento más suave.

Aún con un giro mínimo se perciben las modificaciones por lo que es preciso lograr un equilibrio. Una regulación demasiado suave provoca ruidos y conduce a un desgaste prematuro, mientras que una regulación demasiado dura implicaría mayor esfuerzo para el paciente y dificultades para dar el paso.

Puesto que el funcionamiento óptimo de las rodillas se logrará únicamente siguiendo las instrucciones de ajuste que se detallan, se ruega proceder con sumo cuidado en los reajustes individuales.

11.5 ASISTENCIA TÉCNICA.

Cuando el paciente haya incurrido en varias semanas de uso de una articulación modular, se recomienda controlar la rodilla y efectuar eventuales reajustes para poder obtener un rendimiento óptimo.

11.5.1 ENGRASE.

Para el engrase de la rodilla, se recomienda que lo realice un técnico ortoprotésico, ya que para esta operación se requiere separar las piezas y obviamente se mueve el ajuste de la fricción; la lubricación de la rodilla deberá efectuarse una vez al año y el lubricante a utilizar debe ser especial, se recomienda 633F16 = 0.250.

11.5.2. CAMBIO DE AMORTIGUADOR DE TOPE.

El amortiguador de tope inferior se considera que está en una condición operativa más crítica que el de la parte superior, y es por eso que se hace particular referencia al cambio de éste.

Es necesario que en cada mantenimiento se controle el tope, y el técnico determinará si es necesario el cambio del amortiguador (7).

11.6. GARANTÍA.

La funcionalidad de esta articulación es garantizada por la debida aprobación del diseño por la Universidad Don Bosco / Cooperación Técnica Alemana (Proyecto UDB/GTZ).

La producción y distribución de este producto será garantizada por el productor y aprobada por las instancias correspondientes para la seguridad de los usuarios de la rodilla.

En el numeral 2.2 se hace referencia a las diferentes organizaciones que rigen la formulación de normas y códigos de seguridad o de diseño. El nombre de cada organismo indica la naturaleza de la norma o código establecido. Luego en la tabla 10.1 se establece la normalización de cada material de acuerdo a los datos proporcionados por su proveedor.

En otro aspecto, si el diseño se someterá a una producción en serie, la elaboración y terminación del producto deberá corresponder a la norma ISO 9001¹

¹ Fuente: distribuidor Otto Bock / Argentina

XII. CONCLUSIONES

Se concluye que:

- Los profesionales de la Universidad Don Bosco poseen los conocimientos necesarios para desenvolverse eficientemente en la rama de ingeniería mecánica, de tal manera que se demuestra que se posee las herramientas básicas para diseñar con la misma capacidad con que se diseña en centros especializados. De esta manera se deja de ser simples usuarios de tecnologías extranjeras ya que se ha comprobado que se cuenta con todo el potencial académico para desarrollar las propias.
- Se proporciona una alternativa, a las personas discapacitadas para que puedan obtener una prótesis a más bajo costo y en menor tiempo, ya que el diseño y construcción de la rodilla protética se llevará a cabo a partir de materiales disponibles en el mercado local.
- Se está contribuyendo al desarrollo de una política de oportunidades para discapacitados.
- Se está situando a la Universidad Don Bosco a la vanguardia en abrir el camino hacia una industria dedicada a prestarle atención a los discapacitados.
- El desarrollo de este proyecto conlleva un beneficio total inevitable debido que está enfocado en desarrollar nuestra región ya que se piensa en:
 - Materiales del mercado local
 - Mano de obra local
 - Diseño de acuerdo a las condiciones y necesidades de la región
 - Etc.
- Con los resultados obtenidos del diseño, se demuestra que el prototipo se pudo construir utilizando materiales y tecnología existente en nuestro medio.

XIII. RECOMENDACIONES.

Este trabajo de graduación brinda un aporte a la sociedad que puede ser utilizado en gran medida por personas de escasos recursos económicos, sin embargo, esta solución a los problemas planteados puede ser mejorada y también se podría ampliar los alcances que esta pueda tener, por tanto se pueden hacer las siguientes recomendaciones:

- Mejorar el diseño del prototipo abordando este tema como una continuación de lo estudiado en este trabajo de graduación por medio de futuros grupos de tesis de ingeniería mecánica para que se permita al paciente desarrollar la marcha con mayor facilidad , comodidad y naturalidad.
- Estudiar y mejorar el proceso de fabricación del dispositivo para que sea más eficiente y de esta manera reducir los costos de fabricación por medio de un trabajo de graduación de estudiantes de ingeniería industrial .
- Considerar la elaboración de el prototipo en una producción en serie para beneficiar a las personas discapacitadas de miembros inferiores.
- Promover otros trabajos de graduación que permitan desarrollar otros prototipos de elementos de prótesis, ya sea otros diseños de articulaciones de rodilla y otras piezas que se utilizan en las prótesis.
- Apoyar y enfatizar proyectos enfocados a aportar soluciones a los problemas planteados.

XIV. BIBLIOGRAFÍA

- Barrio San Jorge: una experiencia de rehabilitación basada en la comunidad.
Fundación MAPFRE.
Edición 1997.
- Política nacional y ley de equiparación de oportunidades para las personas discapacitadas.
Consejo Nacional de Atención Integral a la Persona Discapacitada(CONAIPD),
Secretaría Nacional de la Familia(SNF), Organización Panamericana de la
Salud(OPS), Organización Mundial de la Salud(OMS).
Mayo del 2000.
- Resultados censales sobre la población discapacitada en El Salvador.
Dirección General de Estadísticas y Censos(DIGESTYC).
Edición 1992.
- Informe preliminar de encuesta para personas con discapacidad.
Proyecto OMS-GTZ.
Edición 2000.
- Diseño en ingeniería mecánica.
Shigley, Mischke.
Editorial Mc Graw Hill
Edición 1996.
- Fundamentos de diseño para ingeniería mecánica.
Robert C. Juvinall.
Editorial Limusa.
Edición 1991.

- Introducción a la metalurgia física
Sydney H. Avner
Editorial Mc Graw Hill
Edición 1980.
- Diccionario enciclopédico ilustrado.
Editorial Océano.
Edición 1989.
- Diseño y Construcción de una prótesis de rodilla humana.
Universidad Centroamericana José Simeón Cañas (UCA).
1989.
- Ortesis y prótesis del aparato locomotor.
R. Viladot, O. Cohi, S. Clavell
Editorial Masson
Edición 1989.
- Guía de uso y prescripción de aparatos ortoprotésicos a medida.
Viosca, Peydro, Soler, Prat, Cortez, Sánchez.
Edición Instituto de Biomecánica de Valencia.
Edición 1998.
- Biomecánica articular y sustituciones protésicas
Comín, Dejoz, Atienza, Prat, Peris, Vera, Gil, Reig.
Edición Instituto de Biomecánica de Valencia.
Edición 1998.
- Biomecánica de la marcha humana normal y patológica.
Sánchez, Prat, Hoyos, Viosca, Soler, Comín, Lafuente, Cortés, Vera.
Edición Instituto de Biomecánica de Valencia.

Edición 1998.

- Biomecánica.
Cooperación técnica alemana-Universidad Don Bosco (GTZ-UDB).
Edición 1999.
- La marcha humana.
Editorial Masson
Edición 1984.
- Diccionario de medicina Mosby.
Editorial Océano.
Edición 1993.
- Enciclopedia Encarta 2001.
Microsoft corporation.
2001.

XV. GLOSARIO

AMPUTACIÓN: acción y efecto de cortar y separar del cuerpo un miembro o parte de el.

ARTICULACIÓN CARTILAGINOSA: Articulación ligeramente movable en la cual las superficies óseas están unidas por cartílago. Los dos tipos de articulaciones cartilaginosas son la sincondrosis y la sínfisis.

ARTICULACIÓN FIBROSA : Articulación cuyos elementos óseos se mantienen en relación articular mediante un tejido conectivo fibroso.

ARTICULACIÓN SINOVIAL: Articulación que se mueve libremente y se caracteriza porque las superficies óseas contiguas están cubiertas por cartílago articular y unidas por ligamentos cubiertos a su vez de membrana sinovial. Son tipos de articulación sinovial la articulación esférica, articulación condiloide, articulación deslizante, articulación en bisagra, articulación en silla de montar, y articulación uniaxial.

ARTICULACIÓN: unión de un hueso con otro.

ASTRÁGALO : El segundo hueso mayor de la articulación del tarso. Sirve de apoyo a la tibia, descansa sobre el calcáneo y se articula con los maléolos y los huesos naviculares. Consta de un cuello, un cuerpo y una cabeza.

BÍCEPS CRURAL : Uno de los músculos femorales posteriores. Tiene dos vientres, el más largo originado en la tuberosidad del isquion y en la porción inferior del ligamento sacrociático mayor, mientras que el más corto toma origen en la línea áspera del fémur y tabique intermuscular lateral. Las fibras de ambos se unen en un tendón que se inserta en la cara externa de la epífisis proximal y apófisis estiloides del peroné y mediante unas cuantas fibras, en el cóndilo externo de la tibia. En su inserción forma el tendón iquiosural externo. El vientre largo del músculo es innervado por ramas del nervio ciático que contiene fibras de las tres primeras raíces sacras mientras que el vientre corto lo es por una rama del nervio peroneal que contiene fibras de la quinta raíz lumbar y las dos primeras sacras. El bíceps crural flexiona la pierna y la rota hacia fuera y extiende el muslo insinuando su rotación hacia fuera.

CABEZA DEL FÉMUR : Región prominente de la parte superior del fémur que se

articula con el acetábulo.

COMODIDAD: calidad de cómodo. Buena disposición de las cosas para el uso que se ha de hacer de ellas.

COMPETITIVIDAD: carácter de lo que es capaz de competir con otros.

CÓNDILO : Proyección redondeada que se encuentra en el extremo de un hueso en la que se insertan los tendones de los músculos y se articula con los huesos adyacentes.

CONGÉNITO: de nacimiento.

DISCAPACITADO: persona que presenta restricciones permanentes o transitorias para la realización de una actividad, psicológica, fisiológica o social ocasionada por una deficiencia motora, sensorial, intelectual o mixta.

DISPOSITIVO: mecanismo, aparato, máquina.

DISTAL : Alejado del punto de origen, de forma absoluta o relativa.

DORSIFLEXIÓN : Flexión hacia el dorso. En el caso de la mano y el pie corresponde al movimiento hacia arriba de la muñeca y el tobillo, respectivamente.

EFICACIA: virtud, actividad y poder para obrar.

EFICIENCIA: es la relación entre los medios empleados y resultados obtenidos.

EL TRÍCEPS SURAL : ocupa el compartimento posterior superficial de la pierna. Está formado por 3 vientres: el sóleo nace de la cara posterior y superior de tibia, peroné, y membrana interósea; los gemelos (externo e interno) nacen de la cara posterior de ambos cóndilos femorales (véase Fémur) y de la cara posterior de la cápsula articular de la rodilla (el origen del externo puede englobar un pequeño hueso llamado fabela). Progresivamente unen sus fibras de inserción formando el tendón de Aquiles, que se ancla en la tuberosidad posterior del calcáneo (véase Talón). Inervado por el tibial posterior, es el principal flexor plantar del pie, esencial para la bipedestación, la marcha, la carrera y el salto. Las roturas del Aquiles suelen producirse por envejecimiento isquémico del tendón; requieren tratamiento conservador o quirúrgico.¹

¹"Tríceps." *Enciclopedia® Microsoft® Encarta 2001*. © 1993-2000 Microsoft Corporation. Reservados todos los derechos.

EPÍFISIS : Cabeza de un hueso largo separado de la diáfisis por la placa epifisaria hasta que termina el crecimiento óseo. La placa se oblitera más tarde y la diáfisis y la cabeza se unen.

FASCIA : Tejido conjuntivo fibroso que puede estar separado de otras estructuras específicamente organizadas como los tendones, aponeurosis y ligamentos. Su grosor y densidad varían al igual que su contenido de grasa , fibras colágenas , fibras elásticas y líquido tisular . Entre los distintos tipos de fascias que hay se encuentran la profunda , la subcutánea, la subserosa.

FÉMUR : Hueso del muslo que se extiende desde la pelvis hasta la rodilla. Su forma es en gran parte cilíndrica y se considera el hueso más largo y más fuerte del cuerpo. Tiene una cabeza redonda grande que encaja en el acetábulo, un cuello largo y varias prominencias y crestas para las inserciones musculares. En postura erecta está inclinado hacia la línea media, colocando a la articulación de la rodilla cerca de la línea de gravedad del cuerpo. Esta inclinación suele ser mayor en las mujeres que en los hombres.

FISIOLOGÍA : estudio de los procesos físicos y químicos que tienen lugar en los organismos vivos durante la realización de sus funciones vitales. Estudia actividades tan básicas como la reproducción, el crecimiento, el metabolismo, la respiración, la excitación y la contracción, en cuanto que se llevan a cabo dentro de las estructuras de las células, los tejidos, los órganos y los sistemas orgánicos del cuerpo.

FLEXOR PLANTAR : Uno de los tres músculos superficiales situados en el dorso de la pierna, entre el sóleo y los gemelos. El músculo flexor plantar es pequeño y se origina en la porción distal de la línea áspera del fémur y en el ligamento poplíteo oblicuo de la articulación de la rodilla. Tiene un pequeño vientre fusiforme que termina en un tendón largo y fino que se inserta en el calcáneo. El músculo plantar está inervado por una rama del nervio tibial que contiene fibras de los nervios lumbares cuarto y quinto y el primero sacro. Flexiona el pie y la pierna.

GLÚTEO : Músculo, mayor, mediano y menor, de la nalga cuya función principal es mantener la posición erecta. ²

HIPEREXTENSIÓN : Extensión máxima de una articulación.

HÚMERO : Hueso del brazo formado por cuerpo, cabeza y cóndilo. El cuerpo es proximalmente cilíndrico y prismático y distalmente aplanado; tiene dos bordes y tres caras.

ILÍACO : Músculo triangular y plano que cubre la cara curva interna de la fosa iliaca. Se origina en la cara interna de la cresta ilíaca superior, a partir de los ligamentos ileolumbares y en el sacro. Se une al psoas mayor para formar ilopsoas a nivel del ligamento inguinal. Está inervado por ramas del nervio femoral, que contiene fibras provenientes de los nervios lumbares segundo y tercero. Su acción es la flexión y rotación lateral del muslo.

ISQUIOTIBIAL : Una de las tres partes del hueso de la cadera que se articula con el ilion y el pubis para formar el acetábulo.

La fisiología está muy relacionada con la anatomía e históricamente era considerada una parte de la medicina. El gran hincapié que la fisiología hizo en la investigación de los mecanismos biológicos con la ayuda de la física y la química, convirtió a la fisiología en una disciplina independiente en el siglo XIX; sin embargo, hoy se tiende a la fragmentación y a la unión con la gran variedad de ramas especializadas que existen en las ciencias de la vida. Se reconocen tres grandes divisiones: fisiología general, relacionada con todos los procesos básicos que son comunes a todas las formas vivas; la fisiología y la anatomía funcional de los seres humanos y de otros animales, incluyendo la patología y los estudios comparativos, y la fisiología vegetal, que incluye la fotosíntesis y otros procesos de la vida de las plantas.³

²"glúteo, -ea ." *Enciclopedia® Microsoft® Encarta 2001*. © 1993-2000 Microsoft Corporation. Reservados todos los derechos.

³"Fisiología." *Enciclopedia® Microsoft® Encarta 2001*. © 1993-2000 Microsoft Corporation. Reservados todos los derechos.

LEPROSERÍAS: hospital de leprosos.

LIGAMENTO : Banda de tejido fibroso flexible, blanco y brillante que une articulaciones o huesos y cartílagos. Son ligeramente elásticos y constituidos por fibras de colágeno dispuestas en forma paralela. Cuando constituyen parte de la membrana sinovial están cubiertos por tejido fibroelástico que se confunde con el tejido conectivo adyacente.

MENISCOS : Cartílago curvado y fibroso que se encuentra en las rodillas y otras articulaciones.

MODELO: representación de alguna cosa en pequeña escala.

MUÑON: parte que queda de un miembro amputado.

MÚSCULO ADUCTOR : Músculo que actúa produciendo aducción.

MÚSCULO CRURAL : Uno de los cuatro músculos del cuádriceps femoral situado en el centro del muslo. Se origina en las superficies anterior y lateral del fémur y el tabique intermuscular lateral y sus fibras terminan en aponeurosis superficial que forma la porción profunda del tendón del cuádriceps crural que se inserta en la rótula. Está inervado por ramas del nervio femoral que contiene fibras de los nervios lumbares segundo, tercero y cuarto y junto con los otros tres músculos del cuádriceps sirve para extender la pierna. Denominado también vasto intermedio.

MÚSCULO CUÁDRICEPS CRURAL: Gran músculo extensor situado en la cara anterior del muslo y que está compuesto por el recto femoral, el vasto externo, el vasto interno y el vasto intermedio. El cuádriceps forma una gran masa muscular que constituye las caras anterior y laterales del fémur. Los tendones de las cuatro porciones musculares se unen en la región distal del muslo , formando un tendón único y fuerte que se inserta en la rótula. Está inervado por ramas del nervio femoral, que contienen fibras de los nervios segundos, tercero y cuarto lumbares, y su función es la extensión de la pierna.

MÚSCULO SEMIMEMBRANOSO : Uno de los tres músculos femorales posteriores que está situado en el lado dorsal medial del muslo; se origina en un tendón grueso unido a la tuberosidad isquiática y se inserta en la hendidura horizontal del cóndilo interno de la tibia . El tendón de inserción tiene algunas fibras

dirigidas hacia afuera y hacia arriba que se insertan en el cóndilo externo del fémur y forman parte del ligamento poplíteo oblicuo situado por detrás de la rodilla. El tendón de inserción constituye uno de los dos existentes en la región interna de la corva. Este músculo está inervado por varias ramas de la porción tibial del nervio ciático que contienen fibras de la quinta raíz lumbar y de las dos primeras sacras. Su función es la flexión de la pierna y su rotación interna tras la rotación tras la flexión y extensión del muslo.

MÚSCULO SEMITENDINOSO : Uno de los tres músculos femorales posteriores del muslo cuya característica principal es la gran longitud del tendón de inserción. Se trata de un músculo fusiforme que, localizado en la porción posterior y medial del muslo, se origina en la tuberosidad del isquion. Termina en una posición justamente distal a la mitad del muslo, en un tendón largo redondeado que se incurva en torno al cóndilo interno de la tibia y se inserta en la misma. Este músculo está inervado por ramas de la porción tibial del nervio ciático que contiene fibras de la quinta raíz lumbar y las dos primeras sacras. Su función es flexionar la pierna y rotarla internamente tras la flexión y extensión del muslo.

MÚSCULO TIBIAL POSTERIOR : Uno de los músculos crurales anteriores de la pierna, situado en la cara externa de la tibia . Es grueso muy carnoso en su porción proximal y tendinoso en la porción distal. Se origina en la tibia, peroné y membrana interósea. Se inserta en la primera cuña y el primer metatarsiano. Está inervado por una rama del nervio peroneo profundo, que contiene ramas de los nervios sacros quinto y lumbares cuarto y quinto. Realza la flexión dorsal y supinación del pie.

ÓSEO: de la naturaleza del hueso.

PATOLÓGICO: relativo a la parte de la medicina que tiene por objeto el estudio de las enfermedades.⁴

PELVIS : Porción inferior del tronco compuesta por cuatro huesos : los dos innominados, lateralmente, y el sacro y el coxis en la parte posterior. Un plano oblicuo que atraviesa el sacro y la sínfisis del pubis divide la pelvis en una porción

⁴^ ." *Enciclopedia® Microsoft® Encarta 2001*. © 1993-2000 Microsoft Corporation. Reservados todos los derechos.

falsa o mayor y otra verdadera o menor. La pelvis mayor corresponde a la porción ancha de la cavidad situada craneal y ventralmente con respecto al borde pélvico. La pelvis menor se sitúa distalmente al reborde pélvico y sus paredes óseas son más completas que las de la pelvis mayor. Los estrechos superior e inferior tienen tres diámetros importantes : anteroposterior, oblicuo y transverso. La pelvis femenina suele ser menos pesada pero más amplia y circular que la masculina.

PROTÉSICO: relativo a la prótesis.

PRÓTESIS: dispositivos mecánicos diseñados para reproducir la forma y/o la función de un miembro (o parte de él) ausente. Hay dos grandes tipos: endoprótesis y exoprótesis. Las primeras se implantan mediante cirugía, se anclan al hueso y sirven para sustituir una articulación dañada por artrosis, artritis, traumatismo u otras enfermedades. Las exoprótesis sirven para sustituir un miembro amputado.

PROTÉTICO: sinónimo de protésico.

PROTOTIPO: ejemplar original o patrón para fabricar una figura u otra cosa.

PROXIMAL : Más cercano a un determinado punto de referencia.

RECTO ANTERIOR : El más superficial de los cinco músculos femorales internos. Se trata de un músculo fino, aplanado, ancho en su posición proximal y estrecho en su posición distal, que se origina en una fina aponeurosis fija en la cara inferior de la sínfisis del pubis y en la mitad superior del arco púbico, se incurva en torno al cóndilo interno de la tibia y se inserta en el cuerpo tibial en posición distal al cóndilo. Está inervado por una rama de nervio obturador que contiene fibras de las raíces lumbares tercera y cuarta y su función es la aducción del músculo y flexionar la pierna colaborando en la rotación interna de ésta una vez se ha flexionado.

RÓTULA : Hueso plano y triangular, situado por delante de la articulación de la rodilla, que presenta un vértice puntiagudo en el cual se inserta el ligamento rotuliano. La superficie anterior convexa, del hueso presenta perforaciones para el paso de los vasos nutritivos y la recubre una expansión del tendón del músculo cuádriceps crural.

SARTORIO : El músculo más largo del cuerpo. Se extiende desde la pelvis a la pantorrilla. Es un músculo delgado que comienza en la espina ilíaca anterosuperior,

pasa oblicuo a través de la cara anteroproximal del muslo de fuera adentro, y va a insertarse en la tibia. Lo inervan las ramas del nervio crural. Actúa flexionando el muslo y rotándolo hacia fuera, flexionando también la pierna y rotándola hacia dentro.

SÓLEO : Uno de los tres músculos posteriores superficiales de la pierna. Se trata de un músculo plano y ancho que se encuentra justamente por debajo de los gemelos y se origina mediante fibras tendinosas en la cabeza del peroné, la línea poplíteica y el borde interno de la tibia. En la parte media de la pierna, sus fibras se mezclan con las de los gemelos para formar el tendón del calcáneo, que se inserta en el hueso del mismo nombre. Está inervado por una rama del nervio tibial que contiene fibras de la primera y segunda raíces sacras. Sirve para flexionar el pie.

SURAL : Uno de los tres músculos del dorso del muslo : en la cara interna el semimembranoso y el semitendinoso y en la externa el bíceps femoral.

SUSTITUTO: aquello que puede reemplazar a otra cosa en el uso.

TECNOLOGÍA: conjunto de instrumentos, procedimientos y métodos empleados en las distintas ramas industriales.

TIBIA : El segundo hueso más largo del cuerpo, localizado en la cara interna de la pierna. Se articula con el fémur proximalmente, formando la articulación de la rodilla. Por su lado externo se articula con el peroné y distalmente con el talón. Sirve de asiento a los ligamentos de la rótula y a varios músculos, incluyendo el poplíteo y el flexor largo de los dedos.

TRASVASE: desplazamiento.

VAINA SINOVIAL : Saco membranoso que recubre el tendón de un músculo y facilita el deslizamiento del mismo a través de un túnel fibroso u óseo.

VASTO EXTERNO : El mayor de los cuatro músculos del cuádriceps crural, situado en la cara externa del muslo. Constituye una masa muscular grande y densa que se origina en una ancha aponeurosis insertada en la línea intertrocantérea del fémur, el trocánter mayor, el labio externo de tuberosidad glútea y el labio externo de la línea áspera. Las fibras de este músculo se aplanan para formar una potente aponeurosis que converge constituyendo un tendón plano que se inserta en la rótula. Está inervado por ramas del nervio femoral que contienen fibras de las raíces

lumbares segunda, tercera y cuarta, y su acción es colaborar en la extensión de la pierna.

VASTO INTERNO : Uno de los cuatro músculos del cuádriceps crural, situado en la porción interna del muslo. Se origina en la línea intertrocantérea del fémur, la línea áspera, la línea supracondílea interna, los tendones de los músculos aductor mediano y aductor mayor del muslo y el tabique intermuscular interno. Se extiende hasta la cara anteroinferior del muslo, insertándose mediante una aponeurosis en la rótula y el tendón del cuádriceps crural. Una expansión de esta aponeurosis llega a la cápsula de la articulación de la rodilla. Está inervado por ramas del nervio femoral que contienen fibras de las raíces lumbares segunda, tercera y cuarta y , junto con las demás porciones del cuádriceps crural, su acción es extender la pierna.