

**UNIVERSIDAD CENTRAL “MARTA ABREU” DE LAS
VILLAS
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
Departamento de Ingeniería Mecánica**



**Tesis en opción al título académico de Máster en
Ingeniería Mecatrónica**

**“Diseño de una nueva prótesis de rodilla externa
de mediana complejidad.”**

Autor: Ing. Vairon Vazquez Roa

Tutores: Dr. Ing. Jorge L. Moya Rodríguez
Dr. Ing. Yamill S. Campos Pérez

Junio 2011

INTRODUCCIÓN.

El ser humano ha logrado a través de su creatividad y de los nuevos descubrimientos tecnológicos, cubrir las necesidades que se le presentan, logrando materializar herramientas que le hacen la vida más sencilla. Estas necesidades no sólo involucran las que son externas a él, como el crear teléfonos celulares, agendas electrónicas, juguetes interactivos, etc. Al ser humano se le han presentado necesidades que afectan su propio cuerpo. Una de ellas es la falta de una o varias de sus extremidades; existe un alto porcentaje de casos de pérdidas de miembros a causa de accidentes, así como daños de origen congénito que pueden tener como resultado agenesia o disgenesia de una extremidad teniendo un mayor impacto en la población con escasos recursos. Otra causa que conduce al uso de prótesis es la diabetes. Como un problema de salud pública define el endocrinólogo Rodolfo Catanho, del Grupo Médico Pomarrosa, a la diabetes mellitus tipo 2, una enfermedad que, según el galeno, tiene una incidencia de 6 a 8% en Venezuela; **"es decir que de cada cien personas en el país, al menos seis son diabéticas"**. Eso se traduce en que poco más de un millón de venezolanos se encuentra bajo esta condición. "En toda Latinoamérica ya hay 14 millones de personas que sufren la enfermedad y se estima que para 2025 se van a estar duplicando los casos de diabetes mellitus 2 en todo el mundo. Estamos frente a una pandemia", asegura Catanho. El endocrinólogo precisa que anteriormente la diabetes mellitus tipo 2 era más común en adultos: "Ahora se ve más en niños y adolescentes" y explica que "eso va relacionado con los hábitos de vida, mala alimentación y una rutina sedentaria". Una de las aristas más riesgosas de esta enfermedad es su diagnóstico tardío: "Mucha gente se da cuenta que es diabética al ir al médico. Ahí es cuando le informan que la padece; muchos pacientes se enteran de su condición, incluso cuando la enfermedad los ha afectado a lo largo de diez años", asegura Catanho. Recuerda el especialista que suelen ser síntomas asociados con esta patología "el exceso de sed, hambre, ganas constantes de ir al baño, así como pérdida de peso".

A nivel internacional a medida que avanza la tecnología también lo hace el desarrollo puntual de dispositivos que permitan generar un mayor bienestar a los seres humanos, sin embargo, existen situaciones que siguen siendo difíciles de resolver aún con la tecnología actual y ellas básicamente tienen que ver con lo más profundo del ser humano, aquello que sólo cada individuo es capaz de interpretar o valorar de acuerdo a su propia percepción, percepción que puede estar influenciada por agentes externos, por ejemplo en la percepción del dolor pueden influir aspectos socioculturales, o psicológicos como la personalidad o autoestima [1]. En la actualidad según la Organización Mundial para la Salud [2] un 10% de la población mundial sufre algún tipo de discapacidad, situación que desde un punto de vista muy humano obliga a la comunidad científica y tecnológica a generar cada día soluciones protésicas, médicas o terapéuticas que le permitan a esas personas llevar una vida más cercana a lo normal.

Al igual que la mayoría de los productos que hoy la población mundial consume, las soluciones protésicas no han sido ajenas al redireccionamiento en su proceso de diseño,

es decir, en estos dispositivos también hoy el usuario juega un papel primordial, puesto que es él quien se ve afectado positiva o negativamente por las características y desempeños que tenga el producto. Sin embargo la situación particularmente vivida por los amputados en Colombia puede ser muy diferente a lo comúnmente experimentado por un amputado en otro país y principalmente si es un país desarrollado.

Se sabe que existen prótesis para miembro pélvico por encima de la rodilla y que la mayoría de éstas son de fabricación extranjera. Los mecanismos de rodilla que usan estas prótesis se basan en dos tipos: los de bisagra y los policéntricos, ambos con costos elevados y siendo los policéntricos incosteables en la mayoría de los casos. El objetivo del trabajo aquí descrito es el de proponer un diseño de rodilla de tipo bisagra, que tenga la facilidad de incorporarlo a prótesis modulares y ponerlo al alcance de quien requiera estos dispositivos. Particularmente la prótesis deberá estar diseñada para personas de 15 a 75 años de edad y con un peso aproximado de 70 a 100 kg, tiempo de flexión-extensión entre 0.5 s y 0.8 s, ángulos de desplazamiento entre 183° y 85°, masa total inferior a 700 g, que lo harían un dispositivo equiparable a la principal referencia, la rodilla C-Leg de Otto Bock.

La fabricación de prótesis se ha convertido en una ciencia en los últimos años como resultado del enorme número de amputaciones producidas, en un inicio por las guerras y actualmente por accidentes automovilísticos y enfermedades crónico-degenerativas, como la diabetes y el cáncer. Otra de las necesidades importantes es el diseño y construcción de prótesis para amputados a nivel femoral supracondílea, debido a que es la amputación más frecuente en nuestro país.

En la actualidad existen diversos tipos de prótesis de articulación de rodilla, los cuales se basan en dos mecanismos: el de tipo bisagra y el policéntrico; el de tipo bisagra es más simple y limita la marcha; por otra parte, el mecanismo de tipo policéntrico es más complejo y actualmente es el más eficiente porque tiene mayor estabilidad en la marcha que el de tipo bisagra. En el mercado existen mecanismos de tipo policéntrico, entre ellos el 3R106 y el 3R105 de Otto Bock., la rodilla Adaptive de Endolite, el modelo Hydeal de Proteor y más, este tipo de mecanismos son de alto costo y poco accesibles. Los centros de rehabilitación mexicanos usan con mayor frecuencia los mecanismos de tipo bisagra, los cuales se encuentran en desventaja frente a los policéntricos. Sin necesariamente presentar un mecanismo policéntrico, la principal referencia a citar en cuanto a prótesis externas de rodilla es la C-Leg de Otto Bock , debido a sus mecanismos de control hidráulico en base a microprocesador cuyas principales características son poseer una velocidad máxima de 5 km/h y más de 5 km al día, peso de la articulación de 1.210 kg, ángulo de flexión de 125°, independencia en baterías de litio de 45 horas.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

A nivel mundial los avances en el desarrollo de sistemas protésicos de miembro inferior son realmente sorprendentes, encontrando sistemas mecánicos, hidráulicos, neumáticos, sin sistemas de control o con microcontroladores, y en general es posible afirmar que estos sistemas son aún tema de investigación y desarrollo. Para los países desarrollados y las casas fabricantes de sistemas protésicos internacionalmente

posicionadas, las prótesis mecánicas y en particular su principio de funcionamiento podría decirse que ya está completamente definido, es así como se encuentran sistemas monocéntricos o policéntricos de 4 o 6 barras. Sin embargo el principio de funcionamiento no es lo único importante en el diseño de un sistema, existen muchos otros requerimientos importantes como los propuestos y que en la mayoría de los casos son particulares para un grupo poblacional específico y una región geográfica particular.

Es así que la importancia de proporcionar una solución protésica de rodilla para amputados venezolanos es de una marcada importancia y trascendencia, ya que allí se combinan factores socio-económicos, políticos, físicos y geográficos particulares, que impiden que la aplicación de una prótesis importada sea lo más adecuado.

Necesidad

Aumentar en Venezuela la reinserción social de los amputados transfemorales (AT) de bajos recursos económicos a través de prótesis de rodillas que respondan a la ergonomía del venezolano.

Problemas Asociados

- No está completamente caracterizada la población de amputados transfemorales, es decir, no se conoce cuantos son, el motivo de amputación, a qué se dedican, etc.
- Los índices de accidentalidad y violencia sumados a enfermedades como diabetes hacen cada vez mayor la cantidad de amputados en edades productivas.
- No existe un compromiso continuo de instituciones que apunten a hacer investigación y desarrollo de soluciones protésicas con impacto social.
- Las soluciones protésicas que se instalan en la actualidad no están acompañadas de un proceso de resocialización.

Problema científico

No existen soluciones protésicas de bajo costo y alto desempeño, desarrolladas de una manera diferenciada poblacionalmente para los amputados transfemorales venezolanos de bajos recursos económicos que garanticen la habilidad y el confort del usuario.

Objeto de la investigación

Prótesis de la rodilla

Campo de la investigación

Prótesis de la rodilla de mediana complejidad

Hipótesis

El uso de la modelación matemática y el empleo del material NYLON y ALUMINIO esto permitirá obtener un prototipo de rodilla con reducción de costos.

Objetivo General

Diseñar y fabricar un prototipo de prótesis de rodilla de mediana complejidad.

Objetivos específicos

- Diseñar un prototipo de prótesis de rodilla de mediana complejidad.
- Simulación en 3D, usando el método de los elementos finitos.
- Elaborar la tecnología para la fabricación.

Novedad Científica

Diseño y la fabricación de un nuevo modelo de prótesis de rodilla de mediana complejidad con mas de un grado de libertad y accionado por resorte a bajo costo.

Actualidad Importancia en la investigación

La existencia de personas amputadas por encima de la rodilla lo que hace imposible adquirir la prótesis de rodilla existente en el mercado por los elevados costo.

- Efecto social.
- Efecto económico.

Métodos De Investigación

A continuación se exponen los métodos utilizados en la investigación desarrollada, estos son:

Método histórico lógico

Este se aplica para establecer el estado del arte del tema de investigación, como marco teórico referencial, permitiendo conocer que se ha investigado sobre prótesis mecánica de rótula de rodilla y qué leyes o aspectos generales se abordan en el fenómeno que se estudia.

Método de inducción deducción

Se aplica para la evaluación de los diferentes métodos de prótesis mecánica de rótula de rodilla y determinar sus ventajas y desventajas, con el objetivo de aplicarlos en el diseño de prótesis para discapacitados por amputación por encima de la rodilla, tanto en

Venezuela, como en Latinoamérica y el mundo.

Método De Análisis y Síntesis

Se aplica para identificar las etapas de diseño de la prótesis para personas amputadas por encima de la rodilla y caracterizarlas, estableciendo la relación entre ellas y así definir los pasos del método de definición prótesis mecánica y de generación rótula de rodilla.

Método de modelación

Se aplica al modelar el comportamiento cinemática de la prótesis mecánica de la rótula de rodilla en el proceso de diseño del mecanismo, permitiendo predecir si habrá problemas en el funcionamiento y también, al generar el perfil de la rótula que se desea obtener, observar si será adecuado o no.

Método Empírico.

Observación Científica Participativa y No Participativa

Consiste en la percepción directa del objeto de investigación. Constituye el instrumento universal del investigador. La observación, no por ser método empírico deja de ser científico, la observación no es simplemente “mirar”. Es observar, ver, la dinámica de los fenómenos, ver como se “mueven” las variables independientes en su accionar en el objeto; ver su repuesta y efectos, a través de las variables dependientes.

Medición

Se desarrolla con el objeto de obtener información numérica acerca de una propiedad o calidad del objeto o fenómeno (se comparan las magnitudes medibles y conocidas, según una unidad de medida). Durante la medición intervienen: el objeto y la propiedad (que se va a medir), las unidades de medición y el instrumento, el sujeto (el que realiza la medición) y los resultados (que se esperan alcanzar).

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. Lundeborg T., et al. (2001). Reliability and Responsiveness of Three Different Pain Assessments. J. Rehabil. Med. 33, pp 279 – 283.
2. Disability and Rehabilitation WHO Action Plan 2006 – 2011 en http://www.who.int/disabilities/publications/dar_action_plan_2006to2011.pdf. Visitado en abril 23 de 2007.
3. [x1]
4. Maya A.L, et al. Parámetros de diseño de una prótesis de rodilla en Colombia. IV Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, CLAIB 2007. Isla Margarita – Venezuela. Sep. 26 al 28 de 2007.
5. Gómez, J.C, et al. Prótesis externa de rodilla: estado del arte en Colombia. IV Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, CLAIB 2007. Isla Margarita – Venezuela. Sep. 26 al 28 de 2007.
- 6.

CAPITULO I

INTRODUCCION A LAS PROTESIS

Introducción

Para comenzar con el diseño de una prótesis, es necesario conocer el pasado acerca de este tema. En este capítulo se da una breve reseña histórica de las prótesis, desde sus inicios, antes de Cristo, hasta la actualidad; y de los avances en materia quirúrgica.

Se describe la existencia de una gran cantidad de material que puede ser utilizado en un miembro protésico, las prótesis cuentan con diferentes componentes que a su vez están diseñados y contruidos con una gran variedad de materiales. Es de suma importancia, en el diseño, el tipo de material usado ya que este determina el peso y el confort que tendrá el amputado con su prótesis.

Ningún material o tipo de componentes protésico es el mejor para todos los pacientes. Se debe tomar en cuenta el estilo de vida del paciente. Sus expectativas de las prótesis. Características físicas y lo más importante es el dinero que el paciente pueda gastar o está dispuesto a gastar en su miembro protésico.

Existen variedades de materiales que se pueden utilizar, es imperativo que el protesista conozca todas las opciones, los materiales clásicos, como la madera, acero, y cuero: hasta los materiales modernos, como el titanio, fibra de carbono y plásticos.

Utilizados en la fabricación de las prótesis de rodilla y los componentes que forman parte una prótesis transfemoral y las diferentes opciones que existen en la actualidad para una persona amputada por encima de la rodilla.

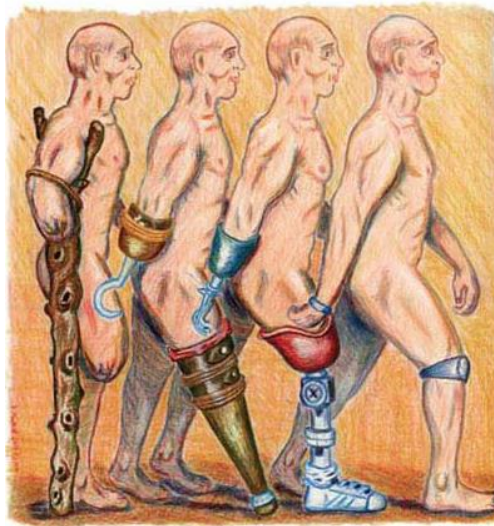
Se dará mayor importancia la descripción de componentes de a las rodillas protésicas. Este trabajo se concentra en el diseño de una rodilla protésica..

1.1 Histórica

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

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

Fig. 1.0



1.1.2 A cada dificultad, el hombre le busca una solución

Los egipcios fueron los primeros pioneros de la tecnología protésica. Elaboraban sus extremidades protésicas rudimentarias con fibras, y se cree que las utilizaban por la

sensación de “completitud” antes que por la función en sí. Sin embargo, recientemente, los científicos descubrieron en una momia egipcia lo que se cree que fue el primer dedo del pie protésico, que parece haber sido funcional.

1.1.3 Del 424 a. C. al 1 a. C.

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

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

1.1.4 Alta Edad Media (476 a 1000)

En la Alta Edad Media hubo pocos avances en el campo de la protésica, además del gancho de mano y la pata de palo. La mayoría de las prótesis elaboradas en esa época se utilizaban para esconder deformidades o heridas producidas en el campo de batalla. A un caballero se le colocaba una prótesis diseñada solamente para sostener un escudo

o para calzar la pata en el estribo, y se prestaba poca atención a la funcionalidad. Fuera del campo de batalla, solamente los ricos tenían la suerte de contar con una pata de palo o un gancho de mano para las funciones diarias.

Era frecuente que los comerciantes, incluidos los armeros, diseñaran y crearan extremidades artificiales. Personas de todos los oficios solían colaborar para elaborar los dispositivos; los relojeros eran particularmente buenos para agregar funciones internas complicadas con resortes y engranajes.

Fig. 1.1



1.1.5 El Renacimiento (1400 a 1800)

En 1508, se elaboró un par de manos de hierro tecnológicamente avanzadas para el mercenario alemán Gotz von Berlichingen después de que perdió su brazo derecho en la batalla de Landshut. Era posible manejar las manos fijándolas con la mano natural y

moverlas soltando una serie de mecanismos de liberación y resortes, mientras se suspendían con correas de cuero.

Alrededor de 1512, un cirujano italiano que viajaba por Asia registró observaciones de un amputado bilateral de extremidad superior que podía quitarse el sombrero, abrir su cartera y firmar. Circuló otra historia de un brazo de plata elaborado para el almirante Barbarossa, que luchó contra los españoles en Bougie, Algeria, para un sultán turco.

Fig. 1.2



1.1.6 Principios de 1500

En 1508, se elaboró un par de manos de hierro tecnológicamente avanzadas para el mercenario alemán Gotz von Berlichingen después de que perdió su brazo derecho en la batalla de Landshut. Era posible manejar las manos fijándolas con la mano natural y moverlas soltando una serie de mecanismos de liberación y resortes, mientras se suspendían con correas de cuero.

Alrededor de 1512, un cirujano italiano que viajaba por Asia registró observaciones de un amputado bilateral de extremidad superior que podía quitarse el sombrero, abrir su cartera y firmar. Circuló otra historia de un brazo de plata elaborado para el almirante Barbarossa, que luchó contra los españoles en Bougie, Algeria, para un sultán turco.

1.1.7 Mediados y fines de 1500

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

1.1.8 Siglos XVII al XIX

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

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

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

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

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

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

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

Fig. 1.4



1.1.9 Hacia los tiempos modernos

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

A diferencia de la Guerra Civil, la Primera Guerra Mundial no fomentó mucho el avance en este campo. A pesar de la falta de avances tecnológicos, el Cirujano General del Ejército en ese momento comprendió la importancia del debate sobre tecnología y desarrollo de prótesis; con el tiempo, esto dio lugar a la creación de la Asociación

Estadounidense de Ortoprótosis (AOPA, por sus siglas en inglés). Después de la Segunda Guerra Mundial, los veteranos estaban insatisfechos por la falta de tecnología en sus dispositivos y exigían mejoras. El gobierno de los EE. UU. cerró un trato con compañías militares para que mejoraran la función protésica en lugar de la de las armas. Este acuerdo allanó el camino para el desarrollo y la producción de las prótesis modernas. Los dispositivos actuales son mucho más livianos, se elaboran con plástico, aluminio y materiales compuestos para proporcionar a los amputados dispositivos más funcionales.

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

Al explorar la historia de la protésica, podemos apreciar todo lo que implicó la elaboración de un dispositivo y las perseverantes generaciones que hicieron falta para garantizar que el hombre pueda tener no solo las cuatro extremidades sino también la función.

Fig. 1.5



1.2 Encaje

Todos los componentes protésicos, existe una gran variedad de encajes fabricados con diferentes materiales. La fabricación dependerá de lo que el paciente requiera. Como se sabe el encaje es la parte que conecta al cuerpo con la prótesis y es el único componente que tiene contacto directo con el cuerpo. Dentro de los diversos materiales a utilizar en la fabricación del encajes, encontramos lo siguientes.

1.2.1 Silicón

Este es conocido como elastómero, tiene la propiedad de deformarse elásticamente. Quiere decir ,que cuando se aplica una fuerza a este material, se deforma pero cuando esta fuerza se retira vuelve a su forma original.El silicón utilizado se conoce comercialmente como polisiloxano. Las propiedades de este material se obtiene debido

a que su estructura molecular presenta enlaces cruzados pequeños que a su vez se deforma a elevadas temperaturas.

1.2.2 Polímeros

Los polímeros plásticos laminados se usan en grandes medidas en los encajes, el plástico líquido se mezcla con un catalizador que satura los materiales de refuerzos que se han aplicado al molde del muñón. Los polímeros más usados son el epoxy, poliéster y acrílico. La ventaja es que permite al protesista controlar muchos factores importantes como es la rigidez, resistencia, y el espesor del producto final, De esta forma el encaje puede ser diseñado de manera que en algunas aéreas específicas sea fuerte y grueso y en otras sea relativamente delgado y liviano. Una de las desventajas es que la lamina de polímeros no puede, o es muy difícil que sea remodelada, es decir, que si una area del encaje incomoda al paciente es muy difícil mejorarla.

1.2.3 Textil de refuerzos

El textil se usa en láminas de polímeros para dar la resistencia o fuerza al encaje. Algunos de estos materiales usados son: la fibra de carbono, fibra de vidrio, nylon, Dacron y Kevlar.

Estos materiales tienen sus ventajas y desventajas. Por ejemplo la fibra de carbón es muy eficiente para diseñar encajes livianos, resistente y delgados, sin embargo, es muy difícil cambiar la forma una vez que se realizó la lamina, por lo que no se podrá hacer ajuste, otra desventaja es muy resistente si se dobla demasiado se puede romper. El Kevlar y la fibra de vidrio no se rompe aunque sean doblado en exceso.

Por estas ventajas y desventajas, el protesista debe combinar estos esfuerzos a la hora de fabricar un encaje de polímero.

1.2.4 Fibra de carbón

Es un material de la familia de los polímeros, compuesto de una matriz de material llamada fase de dispersante que da forma a la pieza a base de fibras, en este caso el material de la matriz es obviamente carbón. Es un material de elevado costo, muy ligero y propiedades mecánicas elevadas.

Como se trata de un material compuesto, por lo general se utilizan polímeros termoestables como base, por ejemplo el epoxy, el poliéster o el vinilester de sus propiedades son:

- Elevada resistencia mecánica
- Baja densidad, comparándola con otros materiales como el acero.
- Elevado precio de producción
- Gran capacidad de aislamiento térmico.
- Al utilizar una matriz termoestable, posee gran resistencia a cambios en temperatura.

Tabla 1.2 Propiedades de la fibra de carbono

	Fibra de Carbón
Densidad [g/cm ³]	1.75
Resistencia a Tracción [MPa]	986 a 2250
Elongación a ruptura [%]	0.96 a 1.3

Modulo de elasticidad [GPa]	200 a 531
Tensile Strength [GPa]	3 a 5.65

1.2.5 Kevlar

El Kevlar o poliparafenileno tereftalamida es un poliamida sintetizada por primera vez por la química Stephanie Kwolek en 1965, quien trabajaba para DuPont. La obtención de las fibras de Kevlar fue complicada y finalmente, Dupont empezó a comercializarlo en 1972

Existen dos tipos de Kevlar, Kevlar 29 y Kevlar 49. El primero es la fibra directamente obtenida de su fabricación y se usa generalmente como refuerzo. El Kevlar 49 cuenta con un tratamiento superficial de sus fibras para favorecer su unión con la resina.

Tabla 1.3 Propiedades del Kevlar

	Kevlar 29	Kevlar 49
Densidad [g/cm ³]	1.44	1.44
Fuerza de ruptura [N]	338	264
Elongación a ruptura [%]	3.6	2.4
Modulo de elasticidad [GPa]	70.5	112.4

Tensile Strength [GPa]	3.6	3 a 5.65
Temperatura de descomposición [C]	427 a 482	427 a 482

1.2.6 Polietileno y polipropileno

Estos materiales son conocidos como termoplásticos, a temperatura ambiente son materiales muy rígidos, pero cuando se calientan a temperaturas elevadas se pueden moldear muy fácilmente, ya que en su estructura molecular, sus cadenas se debilitan con la temperatura. Una desventaja de estos materiales, que con la tecnología ha ido disminuyendo, es que en algunas ocasiones se encogen lo que ocasiona que el anclaje no entre a el muñón o quede muy justo.

El polipropileno (PP) al igual que el polietileno (PE) es un plástico sumamente rígido que se utiliza para fabricar estructuras de conexión y de soporte.

El PP es parcialmente cristalino y se obtiene de la polimerización del propileno puro y el copolímero, este se obtiene al añadir entre un 5% y un 30% de etileno en la polimerización; y posee mayor resistencia que el homopolímero

Tabla 1.4 Propiedades el polipropileno

	Homopolímero PP	Copolímero PP
Densidad [g/cm ³]	0.9 a 0.91	0.9 a 0.91
Resistencia al impacto charpy(KJ/m ²)	4 a 20	9 a 40
Alongamiento de rotura en tracción [%]	100 a 600	450 a 900
Modulo de flexiçon [GPa]	1.19 a 1.75	0.42 a 1.40
Tensile Strength [GPa]	3.6	3 a 5.65

Temperatura de fusión [C]	160 a 170	130 a 168
Carga de rotura en tracción (MPa)	31 a 42	28 a 38
Temp. Mçaxima de uso continuo (C)	100	100

El PE es el polímero mas simple, mas simple, mas barato y mas común; se obtiene de la polimerización del etileno. Se puede clasificar en: polietileno de baja densidad (PEBD), polietileno de alta (PEAD), polietileno lineal de baja densidad (PELBD), polietileno de ultra alto peso molecular (UHWPE) por sus siglas en ingles) y polietileno con formación de red (PEX)

Tabla 1.5 Propiedades el polipropileno

	PEBD	PEAD	PELBD
Grado de Cristalinidad [%]	40 a 50	60 a 80	30 a 40
Densidad [g/cm ³]	0.915 a 0.935	0.94 a 0.97	0.90 a 0.93
Modulo [N/mm ²] a 52215 C	130	1000	
Temperatura de cristalización [C]	105 a 110	130 a 135	121 a 125
Esfuerzo de Ruptura (N/mm ²)	8.0 a 10	20 a - 30	10 a -30
Elongación a ruptura [%]	20	12	16
Modulo elástico E [N/mm ²]	200	1000	
Coeficiente de expansión lineal [K ⁻¹]	1.7 x 10	2x10	2x10
Temperatura máxima permisible [C]	80	100	

Temperatura de reblandecimiento [C]	110	140	
-------------------------------------	-----	-----	--

Contar con un ajuste del encaje para que este no sea molesto, además el encaje puede disminuir el flujo de sangre por lo que en estos casos se recomiendan los cinturones. Los cinturones detienen el encaje a la pierna agarrándose a el muslo o a la cadera, están fabricados de elástico o cueros y cuentan con hebillas de metal o velcro.

Por último, en la parte distal, el encaje cuenta con una conexión para la rodilla, dichas conexiones pueden ser fabricadas de titanio, aluminio, o acero.

1.3 Rodilla

En este componente es necesario que el material soporte el peso del cuerpo, muchos materiales de bajo peso son usados, sobre todo metales. Algunos de los materiales usados son los siguientes:

Aleaciones de aluminio, titanio, fibra de carbón y en ocasiones acero. La fibra de carbón y en ocasiones el Kevlar son usados en la rodilla, solamente en el marco de la misma.

1.3.1 Metal

Aluminio 6061

El aluminio en realidad se considera como una alternativa de poco peso para no utilizar el acero. Si bien es cierto que no es tan fuerte como los otros dos metales usados en ciertas partes de las rodillas protésicas no se requiere de soportar tanto peso o fuerza, por lo que si se puede utilizar este metal. Desde el punto de vista físico, el aluminio puro posee una resistencia muy baja a la tracción y una dureza escasa. En cambio, unido en

aleación con otros elementos, el aluminio adquiere características mecánicas muy superiores. A estas aleaciones se las conoce con el nombre genérico de Duraluminio, y pueden ser centenares de aleaciones diferentes. El duraluminio contiene pequeñas cantidades de cobre (3 – 5%), magnesio (0.5 -2%),manganeso (0.25-1%) y Zinc (3.5 - 5%).

Tabla 1.5 Propiedades del Aluminio

	Aluminio (AL)
Densidad [Kg/m ³]	2700
Resistencia a Tracción [MPa]	986 a 2250
Elongación a ruptura [%]	12 a 17
Modulo de elasticidad [GPa]	68.9
Tensile Strength [MPa]	310
Yield Strength [MPa]	276

Acero Inoxidable 304

El acero es un material muy fuerte y resistente, sin embargo es relativamente pesado, por lo que no es la mejor opción en una prótesis sin embargo debido a estas propiedades, se puede utilizar para fabricar componentes pequeños en donde importa más la fuerza del material para resistir las fuerzas y el peso del cuerpo, que el diseño de la pieza. Algunas rodillas, sobre todo viejas, se fabricaban de acero, estas rodillas eran muy pequeñas por lo que se utiliza poco material.

El acero es una aleación de hierro y carbono en donde el porcentaje de carbono está entre 0.2 % y 0.3%. Aunque este tipo más común de acero es conocido también como acero al carbón ya que el único aleante es el carbón.

Una aleación muy utilizada en prótesis es el acero inoxidable ,esta aleación contiene por lo menos 10.5 % de cromo generalmente; otros aceros inoxidables contienen además níquel y molibdeno.

Tabla1.6 Propiedades del Acero

Propiedades del Acero	
	Aluminio (AL)
Densidad [g/cm ³]	7.8
Elongación a ruptura [%]	12 a 17
Modulo de elasticidad [GPa]	200
Tensile Strength [Psi]	1860
Yield Strength [Psi]	2200 - 2482

Titanio.

Este material puede ser la mejor alternativa para la construcción de una prótesis debido a que es muy fuerte y muy liviano,sin embargo es muy caro.Muchos componentes que antes se fabricaban de acero son actualmente fabricados de titanio. El titanio comparte muchas características con el acero inoxidable. Pueden formar aleaciones con otros

elementos, tales como hierro, aluminio, vanadio, molibdeno y otros. Es el cuarto metal más abundante en la corteza terrestre.

Tabla 1.7 Propiedades del Titanio

	Acero
Densidad [g/cm ³]	4.5
Elongación a ruptura [%]	54
Modulo de elasticidad [GPa]	116
Tensile Strength [MPa]	900
Yield Strength [MPa]	830

1.4 Tipos de prótesis

Existen cinco tipos de genéricos de prótesis post-operativa, inicial, preliminar, definitiva y de propósito especial.

El uso, por parte de los amputados, de los cinco tipos de prótesis sería deseable, solo un número de amputados utilizan las prótesis post – operativa e inicial ; estas dos son directamente moldeable en el muñón. La gran mayoría de los amputados utilizan preoperatorias y las definitivas: un número muy pequeño de amputados utilizan las prótesis de propósito especial, que son las que brindan la capacidad de realizar algún deporte.

1.4.1 Prótesis postoperatoria

Esta se usaran las 24 horas después del amputado. A estas prótesis también se les conoce como prótesis de ajuste inmediato postcirugía (IPSF, *Immediate postsurgica fitting*) o prótesis postoperatoria inmediata (IPOP *Immediate postoperative prótesis*). Aunque técnicamente estas prótesis son factibles de utilizarse en cualquier amputación, su uso es prescrito sobre todo para personas de menor edad o de individuos en buenas condiciones de salud que ha sido amputados debido a un tumor, infección o trauma.

1.4.2 Prótesis Inicial

Esta prótesis se emplea algunas veces en lugar de las postoperatorias y se colocan en cuanto se retira las suturas. Se les conoce como prótesis de ajuste temprano post-cirugía (EPSF). Debido al rápido atrofiamiento de las partes restantes del miembro, el EPSF se moldea directamente al muñón, usando yeso o venda de fibras de vidrio. Esta técnica se usa durante el periodo de curación de la herida. Que generalmente tiene una duración de 1 a 4 semanas después de la amputación, hasta que la línea de sutura sea estable y la piel pueda soportar el esfuerzo provocado por un mejor molde. El uso de esta prótesis y las postoperatorias se realiza generalmente en clínicas de rehabilitación y en hospitales con fuertes programas de amputados

1.4.3 Prótesis preliminar

Estas prótesis se utilizan durante los primeros dos meses de la rehabilitación, para facilitar al paciente la transición a un dispositivo. También se emplea para mejorar el potencial ambulatorio y de rehabilitación, así como para ultimar detalles de la

prescripción protésica. La prótesis preliminar acelera la rehabilitación debido a que permite la ambulación del paciente antes de que el muñón haya madurado completamente. Puede usarse a unos pocos días de la remoción de suturas y con estas comienza un número entrenamiento de la marcha.

Originalmente estas prótesis eran muy rudimentarias; hoy en día se cuenta con materiales endoesqueletos de alta calidad y de esta forma reducir los costo de fabricación .

La prótesis preliminares permiten, tanto al protesista como al terapeuta, optimizar la alineación conforme la marcha del amputado mejore.

Esta prótesis se utilizan por un periodo de tiempo que oscila entre los tres a seis meses, pero esto puede variar debido a diferentes factores, como ganancias o pérdidas de peso, problema de salud y la velocidad con que madura el muñón. Durante el uso de estas prótesis el paciente utiliza calcetines protésico sobre el miembro residual, debido a que el miembro restante pierde volumen; el número de calcetines usados sobre el miembro residual aumenta. Cuando este numero permanece estable durante algunas semanas, es una indicación de que se puede realizar la transición a una prótesis definitiva.

1.4.4 Prótesis definitiva

Estas prótesis se prescriben hasta que el miembro residual o muñon del paciente es estable para asegurar que la prótesis durante el mayor tiempo posible. La prescripcion de la prótesis se basa principalmente en la experiencia que haya tenido el paciente con

la prótesis preliminar. La información recaba durante ese tiempo permite el equipo hospitalario conocer las necesidades del paciente, por ejemplo ; la necesidad de un diseño liviano, tipos especiales de pie o suspensión o cualquier problema relacionado con el soporte del peso que pudiera aparecer.

De la misma manera que la prótesis preliminar, el paciente debe de usarse un calcetín protésico sobre el muñón, por lo mismo que la gente normal utiliza calcetines cuando usa zapatos. La razón de esto es que las fibras textiles proveen amortiguamiento confort y absorben la transpiración. Otro uso de estos calcetines es ajustar e encaje, poniendo una o mas capas dependiendo la perdidas de volumen. Cuando se llega a un máximo de 10 capas, el encaje debe ser cambiado. En caso de usar un encaje de succión, los calcetines protésico no se toman en cuenta.

La prótesis definitivas no son permante debido a que cualquier dispositivo mecánico se fatiga y se debe cambiarse, sobre todos aquellos dispositivos usados cuando se camina. El rango de vida útil de estas prótesis es de 3 a 5 años y la razón mas significativa para su cambio se debe a el cambio en el miembro residual del amputado, ya sea por ganancia o pérdidas de peso o por atrofinamiento. Es importante tener en cuenta el tipo de vida y las actividades del amputado, ya sea cualquier cambio en estas puede ocasionar un cambio en la prescripción de la prótesis.

CAPITULO II

Capítulo II. Biomecánica de la rodilla.

En la biomecánica articular se utilizan las leyes de Newton para simplificar el estudio del movimiento y los esfuerzos en los diferentes puntos del cuerpo. Las herramientas utilizadas principalmente son:

- Segunda Ley de Newton:

$$F_{\text{net}} = m a$$

- Caso especial de la Ley de newton: Cuando $a=0$, quiere decir que el cuerpo del estudio está en reposo:

$$\sum F = 0$$

- EL momento de una fuerza:

$$M = F \times d$$

La ley de conservación de los momentos:

$$\sum M = 0$$

En algunos casos se emplea la teoría de cuerpos rígidos para resolver los problemas de biomecánica donde los distintos elementos a estudiar se sustituyen por barras rígidas articuladas sin posibilidad de deformación, y con las ecuaciones anteriormente expuestas tenemos suficiente. Pero en la mayoría de las situaciones esta hipótesis no es suficientemente precisa. Debemos tener en cuenta que hay deformaciones en todos los cuerpos cuando una o más fuerzas actúan sobre ellos. Por ellos hay que cuantificar la elasticidad y la resistencia de los materiales en estudio a partir de los siguientes principios:

- Ley de Hooke: (Elasticidad) Los tejidos vuelven a su forma original cuando las fuerzas dejan de ser aplicadas.

$$F = K \cdot \Delta l$$

Siendo K = módulo de rigidez del material. Cuando se realiza un implante protésico se intenta que este valor sea lo más parecido al del material original.

- Plasticidad: Cuando un material no sigue la ley de Hooke es porque hemos rebasado su límite elástico y la deformación será permanente. No volverá a su forma original cuando las fuerzas dejen de actuar. En la biomecánica todos los estudios que se realizan están dentro del campo elástico.
- Anisotropía de los materiales biológicos: Los tejidos naturales no tienen las mismas propiedades en todas las direcciones, ya que, en muchas ocasiones son fibrosos o la estructura no es constante. Por esta causa sus propiedades mecánicas dependen de la dirección en que se apliquen los esfuerzos.
- Fenómeno de relajación de tensiones (Fluencia): Ocurre dentro del campo elástico en polímeros y tejidos naturales. Si aplicamos una carga constante sobre un material, este se deforma con el tiempo hasta que se colapsa y rompe.
- Fatiga: Las articulaciones soportan cargas cíclicas. Estas cargas pueden ocasionar la rotura del material siendo estas mucho menores en magnitud que la que necesitaríamos para romper el mismo material con una carga normal. Esto ocurre porque las cargas cíclicas pueden generar la nucleación de grietas y la posterior propagación de las mismas.

3.3.2 Factores que afectan la elasticidad y la resistencia de los materiales biológicos

- Velocidad de aplicación de las cargas: Este factor modifica el comportamiento del material haciéndolo más frágil o más dúctil. Una velocidad lenta permite mucha deformación y menor resistencia mientras que una velocidad de aplicación rápida ocasiona poca deformación y el material ofrece mucha resistencia.
- Temperatura: Las temperaturas bajas hacen el material más frágil mientras que las temperaturas altas lo hacen más dúctil ya que hay mas vibración atómica en su interior.
- Forma del cuerpo a estudiar: Cuando se hace un estudio de esfuerzos no se puede utilizar el término Fuerza ya que esta no depende de la geometría del cuerpo y es un dato muy a tener en cuenta en los problemas de biomecánica. Por eso se utiliza la Tensión mecánica:

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

- Tamaño del cuerpo de estudio: La deformación de un cuerpo también depende de sus dimensiones. Por eso se utiliza la deformación unitaria para el estudio. No es mas que comparar la deformación que ha sufrido el cuerpo con la dimensión original del mismo:

$$\frac{l_f - l_o}{l_o} = e$$

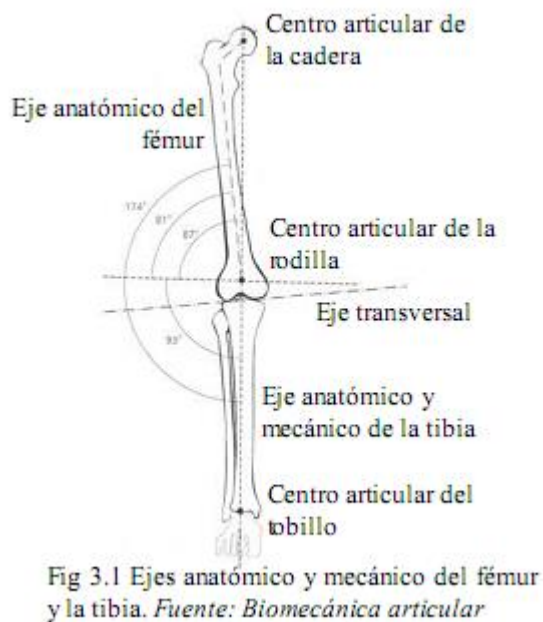
- La orientación de las fibras: En los materiales biológicos las fibras están orientadas en la dirección optima para ofrecer las mejores prestaciones de resistencia y elasticidad en sus condiciones normales de trabajo.
- Los poros, golpes, arañazos y las superficies rugosas: Hacen que las tensiones se concentren en puntos muy localizados del material y haya facilidad para que se propaguen las grietas por fatiga. En bioingeniería protésica siempre se intenta hacer que los materiales aguanten a fatiga más que la propia vida del paciente.

3.3 Funcionamiento de la rodilla

La rodilla es la articulación más grande del cuerpo humano. Está dotada de un complejo mecanismo de funcionamiento debido, principalmente, a la naturaleza contrapuesta de los requerimientos funcionales de que es objeto. Por un lado, ha de poseer una gran estabilidad en extensión completa, posición en la 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, debe estar 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. 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.

De lo anteriormente expuesto se deduce que el eje articular de movimiento más importante es el eje transversal, alrededor del cual se realizan los movimientos de flexo-extensión en el plano

sagital y que atraviesa los cóndilos femorales en sentido horizontal. El eje de la diáfisis del fémur no está situado en la prolongación del eje de la pierna y forma con éste último un ángulo de 170° a 175° , denominado valgo fisiológico de la rodilla. Al ser horizontal el eje de flexión-extensión no constituye la bisectriz del ángulo del valgo, formando entre dicho eje y el eje del fémur un ángulo de unos 81° y con el de la pierna forma otro ángulo de 93° (**Fig. 3.1**)



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. Las superficies óseas que van a ponerse en contacto para conformar la articulación de la rodilla van a ser, por parte del muslo, dos superficies ovoideas de tipo condíleo, los cóndilos femorales, y por parte de la pierna, dos superficies planas más o menos ovoideas, los platillos tibiales. En su parte anterior, esta articulación se halla completada por la

presencia de la rótula, que tiene forma aplanada e irregularmente circular, estando situada en el espesor del tendón del cuádriceps. Desde un punto de vista funcional, estos elementos óseos se disponen en dos articulaciones dentro de la rodilla. Por un lado, los cóndilos femorales se articulan con los platillos tibiales, quedando el macizo de las espinas tibiales al nivel de la escotadura intercondílea del fémur, conformando la articulación femoro-tibial, mientras que por delante, las dos vertientes de la superficie articular de la rótula se corresponden con las dos carillas de la tróclea femoral, constituyendo la articulación femoro-patelar. Ambas articulaciones, la femorotibial y la femoro-patelar constituyen la articulación de la rodilla.

Los cóndilos femorales son asimétricos en forma y dimensión. Sus ejes anteroposteriores no son paralelos sino que divergen hacia atrás, presentando el interno una divergencia más acusada. En un corte sagital se aprecia como el radio de curvatura de las superficies condíleas no es uniforme, sino que sufre variaciones. Como se verá en apartados posteriores dicha geometría ha sido asimilada a diferentes curvas por diversos autores. Por ejemplo, Kapandji (1977) aproxima dichas curvas a espirales de espirales (**Fig. 3.2**), de forma que al trazar los radios de cada uno de los puntos de la superficie curva espiral condílea comprueba como los radios aumentan de atrás adelante hasta un cierto punto situado en el centro condíleo (punto T) y a partir de entonces comienzan a decrecer, pero además, la espiral de cada uno de los cóndilos no tiene un centro único, sino una serie de centros que ascienden de atrás adelante hasta un máximo que corresponde a este punto T, a partir del cual y conforme nos acercamos al borde anterior del cóndilo, los centros correspondientes a los radios de curvatura más anteriores vuelven a descender.

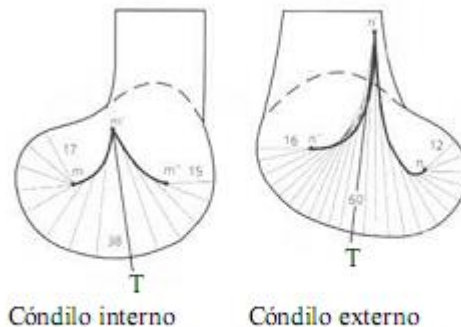


Fig 3.2 Representación esquemática de la curvatura de los cóndilos en el plano sagital. Fuente: Kapandji

Si se unen por medio de una línea los distintos centros de curvatura de los segmentos anterior y posterior de cada uno de los cóndilos se obtiene una doble línea espiral cuyo punto culminante, y en donde se unen ambas, corresponde al radio de curvatura del punto T citado anteriormente. De esto se deduce que la curva descrita por los cóndilos es una espiral de espirales. El punto T corresponde al punto del cóndilo que en la extensión se pone en contacto con la meseta tibial, a la vez que marca el límite de las dos articulaciones funcionales incluidas en la rodilla. La parte de cóndilo y tróclea situada por delante de ese punto queda encuadrada en la articulación femoro-patelar, y la superficie articular que queda por detrás constituye la femorotibial. Los radios de curvatura del cóndilo externo son mucho mayores que los del cóndilo interno, a nivel del punto T, donde el radio alcanza su máxima longitud, mide 60 mm en el externo y 38 mm en el interno, decreciendo de manera regular hacia delante y hacia atrás hasta alcanzar sus dimensiones mínimas anteriores y posteriores, que son 12 y 16 mm en el externo, y 15 y 17 mm en el interno. Esto condiciona que la curva espiral del cóndilo externo sea más larga y más abierta que la del cóndilo interno (Kapandji, 1977). Las superficies articulares tibiales que forman parte de la rodilla, se hallan conformadas para recibir en la estática la transmisión de fuerzas a través de los cóndilos femorales, pero en la dinámica deben permitir los movimientos de rotación interna y

externa que se realizan en el plano transversal. Este aspecto funcional determina la morfología de los platillos tibiales. El platillo tibial interno es más alargado en sentido antero-posterior y cóncavo en sentido anteroposterior y transversal. Su centro de curvatura está situado por encima de él y su radio mide aproximadamente 80 mm. El platillo tibial externo es más ancho y menos largo que el interno, siendo también cóncavo en sentido transversal pero convexo en sentido anteroposterior y cuyo centro de curvatura está situado por debajo de las mesetas tibiales con un radio de 70 mm. Ambos platillos tibiales tienen una inclinación posterior respecto a la diáfisis tibial de unos 10° y están revestidos de una capa de cartílago hialino (**Fig. 3.3**).

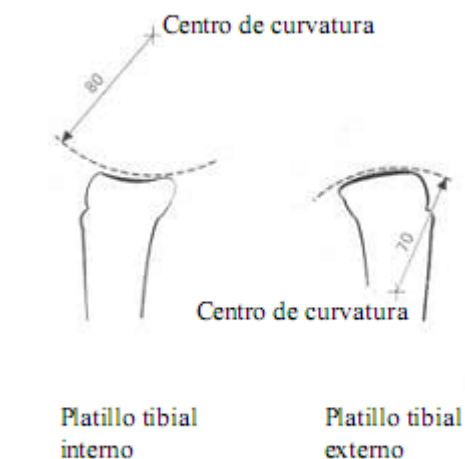


Fig. 3.3 Representación esquemática de la curvatura de los platillos tibiales en el plano sagital. Fuente: Kapandji

El movimiento global de los cóndilos sobre las superficies tibiales es el resultado de la combinación de dos movimientos básicos, uno de giro y otro de traslación. Como se verá detalladamente en el apartado de cinemática de la rodilla, la proporción entre el giro y la traslación no es la misma a lo largo de todo el rango de flexo-extensión. Partiendo de la extensión

máxima los cóndilos empiezan a girar sin deslizar; posteriormente, la traslación predomina sobre el giro, de tal forma que al final de la flexión los cóndilos deslizan sin girar. Existe además una desigualdad respecto a la relación entre giro y desplazamiento entre los dos cóndilos, ya que en el interno sólo aparece en los 10° a 15° iniciales de la flexión, mientras que para el cóndilo externo la rodadura persiste hasta los 20° de flexión. La morfología de los platillos tibiales y de los cóndilos femorales, especialmente el mayor desarrollo del cóndilo externo, junto a las restricciones impuestas por las partes blandas, hacen que al flexionar la pierna sobre el muslo, aquélla gira en rotación interna, mientras que la extensión se acompaña de una rotación externa. Dichos movimientos acoplados dependen también de la actividad realizada.

La rótula presenta en su cara posterior una cresta más o menos redondeada y de dirección vertical destinada a articularse con la tróclea femoral y limitada lateralmente por dos caras planas o ligeramente cóncavas que se corresponden con las carillas laterales de la tróclea femoral. En condiciones normales, la rótula no se desplaza en sentido transversal, sino que sólo lo hace verticalmente. En efecto, la rótula es aplicada fuertemente a su ranura por el cuádriceps, y lo está en función del grado de flexión, de tal forma, que cuanto más acentuada sea la flexión de rodilla, mayor será la compresión de la rótula contra la tróclea femoral. Esta fuerza de coaptación disminuye al final de la extensión, y en hiperextensión incluso muestra tendencia a despegar la rótula de la tróclea. La carilla externa de la tróclea es más prominente que la interna lo que impide la luxación de la rótula hacia fuera. En aquellas malformaciones congénitas en las que la carilla externa esté menos desarrollada, la rótula ya no está suficientemente sujeta y se luxa hacia fuera, en la extensión completa, siendo éste el mecanismo principal de la luxación recidivante de la rótula. 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 fibrocartílago que constituyen los meniscos. Cada menisco cubre aproximadamente los dos tercios periféricos de la superficie articular correspondiente de la tibia. El borde periférico de ambos meniscos es grueso, convexo y está insertado en la cápsula articular; el borde opuesto se adelgaza progresivamente y en su parte superior es delgado y queda libre. Las superficies superiores de los meniscos son cóncavas y contactan con los cóndilos femorales, las superficies inferiores son planas y se apoyan sobre los platillos tibiales. El menisco interno es de forma casi semicircular y tiene unos 3.5 cm de longitud. En el corte transversal tiene forma triangular y es considerablemente más ancho en la parte posterior que en la anterior. El menisco externo es casi circular y cubre una porción más grande de la superficie articular que el menisco interno. Los meniscos no están libres entre las dos superficies articulares, sino que tienen conexiones muy importantes desde el punto de vista funcional. El interno está firmemente insertado en la fosa intercondílea posterior de la tibia. La inserción anterior es más variable, aunque habitualmente lo hace en la fosa intercondílea anterior. Periféricamente, se inserta en la cápsula de la rodilla en los lados tibial y femoral. Además, recibe refuerzos por parte del ligamento lateral interno que fija sus fibras posteriores en el borde interno del menisco interno y también del tendón del músculo semimembranoso al enviar éste una expansión fibrosa al borde posterior (Kaplan 1962). Existe también una banda fibrosa de grosor e identidad variable que conecta el cuerno anterior del menisco interno con el menisco externo llamada ligamento transverso. Por su parte, el menisco externo, se inserta por medio de sus cuernos anterior y posterior en la plataforma tibia. Su inserción posterior conecta el arco posterior del menisco externo con el cóndilo femoral interno rodeando el ligamento cruzado posterior por medio de los ligamentos de Humphry y Wrisberg. En su parte postero-externa, el menisco contacta con el tendón del poplíteo, y algunas de sus fibras se insertan en la periferia y en el borde superior del menisco (Last, 1948). Las aletas menisco-rotulianas suponen un mecanismo de anclaje de la

rótula a las caras laterales de ambos meniscos. Los ligamentos cruzados refuerzan la cara posterior de la cápsula disponiéndose como un tabique sagital extracapsular. Mantienen un contacto muy estrecho con la cápsula y su correcto funcionamiento resulta de importancia básica en la estabilidad de la rodilla. El ligamento cruzado anterior se inserta en el fémur en la parte posterior de la cara interna del cóndilo femoral externo. La longitud promedio del ligamento es de 38 mm y el ancho promedio de 11 mm (Girgis et al., 1975). El ligamento cruzado posterior se inserta en la parte posterior de la cara externa del cóndilo femoral interno. Su dirección habitual es horizontal. El cruzado posterior tiene una longitud promedio de 38 mm y un ancho promedio de 13mm. En la tibia se inserta en una depresión por detrás de la cara superior intra-articular proximal de este hueso. La naturaleza de la inserción proximal de los ligamentos cruzados determina que las bandas sufran torsión alrededor de sus ejes longitudinales con la flexión. Sin embargo, la torsión de ambos ligamentos se produce en direcciones opuestas, ya que se insertan en superficies opuestas.

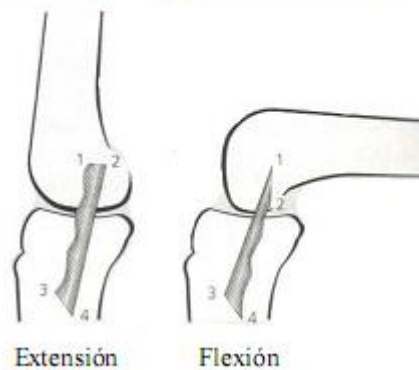
3.3.1 La estabilidad de la rodilla.

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

En la estabilidad medio-lateral la estructura anatómica más importante es el ligamento lateral interno superficial (Warren et al, 1974). Debido a la inclinación hacia abajo y adentro del eje femoral, la fuerza aplicada al extremo superior de la tibia no es estrictamente vertical, lo cual permite descomponerla en una fuerza vertical y en otra transversal que se dirige horizontalmente hacia adentro, que tiende a exagerar el valgo fisiológico. A este desplazamiento se oponen todas

las fibras del ligamento lateral interno. Si éstas se encuentran intactas, en la posición de valgo forzado existe una apertura del lado interno de aproximadamente 1 mm. La articulación se encuentra ligeramente más cerrada en la extensión completa siendo máxima la apertura interna a 45° de flexión.

Fig 3.4 En extensión el borde posterior del ligamento lateral interno superficial está tenso, mientras que en la flexión, al desplazarse el punto de inserción proximal, se tensa el borde posterior. Fuente: *Biomecánica articular*



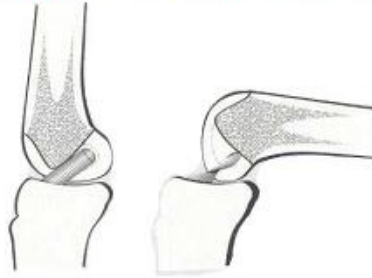
A medida que la rodilla se flexiona, el borde anterior del ligamento lateral interno superficial se pone tenso, las fibras posteriores se aflojan y permanecen relajadas durante toda la flexión. Por el contrario, en la extensión son las fibras posteriores las que se encuentran tensas y las anteriores se relajan (**Fig 3.4**). Las fibras largas del ligamento lateral interno superficial controlan no sólo el grado de apertura interna en el valgo forzado, sino también la rotación externa.

Como estabilizadores secundarios del desplazamiento en valgo aparecen la cápsula posterior y el ligamento cruzado anterior, quedando como última estructura que contribuye a dicha estabilidad el ligamento cruzado posterior (Marshall y Baugher, 1980). Para la estabilidad lateral no existe un estabilizador principal, quedando cumplida esta función por varias estructuras. El ligamento lateral

externo, el tendón del poplíteo junto con el ligamento arqueado y el ligamento cruzado anterior parecen asumir de forma conjunta el papel de estabilizadores de primera línea frente a los desplazamientos en varo, aunque en los primeros 45° de flexión el ligamento lateral externo tiene una acción predominante. El tracto iliotibial se ve implicado entre los 15° y 30° de flexión. A medida que aumenta la flexión y se relaja dicho tracto el tendón del bíceps crural puede convertirse en un importante estabilizador (Marshall, Girgis y Zelko, 1972). En flexión es posible un grado de rotación mayor hacia afuera que hacia adentro debido a la relajación del ligamento lateral externo y del ligamento arqueado.

a medida que la flexión avanza. Al igual que en la estabilidad medial, el ligamento cruzado posterior puede actuar como estabilizador lateral en caso de una lesión grave en la que se hayan lesionado las estructuras anteriores. Respecto a la **estabilidad antero-posterior**, la rodilla se comporta de forma distinta según se encuentra en flexión ligera o en hiperextensión. En posición de ligera flexión, la fuerza que representa el peso del cuerpo pasa por detrás del eje de flexión-extensión de la rodilla, y la flexión tiende a autoincrementarse si no interviene la contracción del cuádriceps, por lo que en esta posición el cuádriceps es indispensable para la posición erecta. Por el contrario, si la rodilla se coloca en hiperextensión queda bloqueada por elementos cápsulo-ligamentosos posteriores y musculares accesorios que hacen posible mantener la posición erecta sin la intervención del cuádriceps.

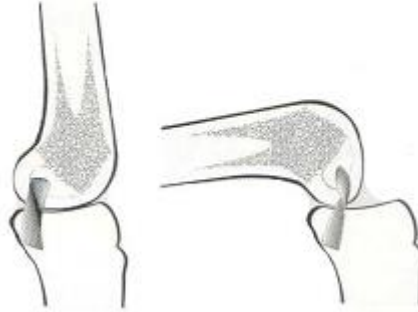
Fig 3.5 Esquema del ligamento cruzado anterior en extensión y en flexión. En extensión, la parte posteroexterna está tirante, mientras que en flexión, se tensa la parte anteroexterna. Fuente: *Biomecánica articular*



El papel de los ligamentos cruzados es muy importante ya que, aseguran la estabilidad antero-posterior de la rodilla y permiten los movimientos de charnela, mientras mantienen el contacto entre las superficies articulares. El ligamento cruzado anterior está constituido por dos partes, una banda antero-interna y una postero-externa. En extensión la parte posteroexterna se encuentra en tensión, mientras que en la flexión es la banda antero-interna la que proporciona la contención primaria contra el desplazamiento anterior de la tibia (**Fig. 3.5**). El ligamento cruzado anterior actúa contrarrestando la hiperextensión.

El ligamento cruzado posterior está formado por dos partes inseparables. Una porción anterior forma la masa del ligamento y una posterior más pequeña corre oblicuamente en dirección a la parte posterior de la tibia. En extensión la masa del ligamento se relaja y sólo se tensa la banda posterior. En flexión la porción más importante del ligamento se pone tirante y la pequeña banda posterior se relaja. El ligamento cruzado posterior impide la inestabilidad posterior en la rodilla (**Fig. 3.6**).

Fig 3.6 Esquema del ligamento cruzado posterior. En extensión está relajado, tensándose en la flexión. Fuente: *Biomecánica articular*.



Como se comentó previamente, los movimientos de rotación axial sólo son posibles con la rodilla en flexión, mientras que en extensión completa la rotación axial resulta imposible. La estabilidad rotatoria corre a cargo de los ligamentos laterales y cruzados. En la extensión los ligamentos cruzados impiden la rotación interna, mientras que los ligamentos laterales impiden la rotación externa. La rotación que se produce con la articulación en flexión ocurre alrededor de un eje que pasa a través del centro del cóndilo femoral interno, lo que se debe a la fijación más firme de este cóndilo por acción del ligamento interno superficial. Si este ligamento se rompe, el eje se desplaza lateralmente. 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. 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 3.1** quedan descritos de forma pormenorizada 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

Tabla 3.1 Músculos que actúan sobre la rodilla

Acción	Músculos implicados
Flexión de la rodilla	Bíceps crural Semitendinoso Semimenbranoso Recto interno Sartorio Poplíteo Gemelos Tensor de la fascia lata (si la rodilla está en flexión desde 45° hasta 145°)
Extensión de la rodilla	Recto anterior Vasto interno Crural Vasto externo Tensor de la fascia lata (Si la rodilla está en extensión o hasta 30° de flexión)
Rotación interna con la rodilla flexionada en descarga	Poplíteo Semimenbranoso Semitendinoso Sartorio Recto interno
Rotación externa con la rodilla flexionada en descarga	Bíceps crural Tensor de la fascia lata

Fuente: Biomecánica articular.

cuadriceps, especialmente notable en los casos de parálisis de este músculo. En cambio, toda ayuda postural desaparece desde el momento en que se inicia la flexión más leve o más aún, cuando se hace necesario extender una rodilla flexionada elevando a la vez el cuerpo, como sucede al subir escaleras. Este tipo de situaciones provoca que la acción realizada por el cuadriceps sea tres veces superior a la de sus antagonistas, los flexores de rodilla. 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 solicitaciones mecánicas contradictorias, la estabilidad y la movilidad. El movimiento alrededor del eje transversal de

flexión y extensión es el movimiento principal de la articulación de la rodilla. La extensión se define como el movimiento que aleja la cara posterior de la pierna de la cara posterior del muslo. Su amplitud es muy variable y depende de la posición previa de referencia. Como tal consideramos la postura anatómica, en la que la rodilla se encuentra prácticamente al final de su recorrido de extensión, por tanto, únicamente aumentando la extensión de la cadera de forma forzada podemos llegar a una hiperextensión de la rodilla que alcanza como máximo 5°-10°. En ciertos sujetos, esta hiperextensión puede estar exagerada por motivos patológicos con lo que se produce un genu recurvatum. Los movimientos de rotación de la rodilla también van a depender de la posición previa de la pierna. Ya se comentó anteriormente que con la rodilla en extensión no son posibles los movimientos de rotación al funcionar las superficies articulares como una tróclea anatómica pura. La rotación empieza a aparecer según se flexiona la rodilla y alcanza su máxima amplitud cuando la flexión llega a los 90°. En este caso, la rotación interna y externa activa tienen una amplitud de 30° a 40°. Cuando se explora al sujeto en decúbito prono colocándole la rodilla en flexión, y se realizan las rotaciones de forma pasiva, se alcanza una mayor amplitud, pudiendo llegar la interna a unos 35° y la externa a 45°. Los movimientos en el plano frontal (abducción-aducción) están influenciados del mismo modo por el movimiento en el plano sagital. La posición de extensión completa restringe casi totalmente el movimiento en dicho plano. El rango de movimiento de abducción-aducción pasiva aumenta hasta los 30° de flexión, en el que llega a algunos grados, disminuyendo de nuevo por encima de dicho valor de flexión, debido principalmente a las restricciones impuestas por los tejidos blandos. Al igual que el resto de las articulaciones, el rango de movimiento empleado durante las actividades diarias varía en función de la actividad a realizar. Por ejemplo, durante la marcha normal la rodilla nunca se extiende completamente, flexionándose aproximadamente 5° en el contacto del talón y alcanzando el valor máximo de flexión de 75° durante la fase de oscilación. Para otro tipo de

actividades, como el levantarse de una silla o subir una escalera, se requiere una flexión máxima de 115° (Tabla 3.2).

Tabla 3.2 Rango de movimiento en el plano sagital de la articulación femoro-tibial durante la realización de diferentes actividades diarias.

Actividad	Rango de movimiento (°)
Marcha	0-67
Subir escaleras	0-83
Bajar escaleras	0-90
Sentarse	0-93
Atarse el zapato	0-106
Levantar un objeto	0-117

Fuente: Kettelkamp et al. 1970

El rango de movimiento de la articulación femoro-tibial en el plano transversal durante la marcha ha sido medido por Kettelkamp et al. (1970) mediante electrogoniómetros, obteniendo una rotación máxima de 13°. La rotación externa comienza con la extensión de rodilla en la fase de apoyo y alcanza el valor máximo al final de la fase de oscilación justo antes del contacto del talón. La rotación interna estuvo relacionada con la flexión durante la fase de oscilación. Los mismos autores estudiaron el rango de movimiento en el plano frontal, observando que la máxima abducción de la tibia fue observada durante la extensión en el contacto del talón y al comienzo de la fase de apoyo y la máxima aducción ocurrió durante la flexión de rodilla en la fase de oscilación. El valor medio de abducción y aducción fue de 11°.

3.4 BIOMECANICA 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 quizá

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. Está constituida fundamentalmente por dos articulaciones: la femoro-tibial y la femoro-patelar. La articulación femoro-patelar la forman la rótula, que es el mayor hueso sesamoideo, y la faceta rotuliana o canal troclear del extremo distal del fémur. Durante actividades como andar o 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 al subir escaleras, al levantarse o sentarse de una silla o al 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. Aunque la articulación tiene seis grados de libertad, el movimiento de flexo-extensión en el plano sagital es mucho más importante que el resto de movimientos. 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 luxaciones, artritis, rotura de ligamentos, y lesiones de los meniscos. La importancia y complejidad de la rodilla ha hecho que sea quizás la articulación más estudiada y sobre la que aún queda más por descubrir desde un punto de vista biomecánico. Para el estudio de la articulación, los modelos son herramientas indispensables puesto que las complejas interacciones entre los elementos que la componen dan lugar a complicados patrones de movimiento y carga. Los modelos son representaciones simplificadas de la realidad que enfatizan sus características más importantes, haciéndola abordable, controlable y comprensible. Gran parte de los primeros modelos planteados emplearon analogías mecánicas como la de la esfera contenida en un alojamiento para la articulación de la cadera, la de la bisagra para la

articulación del codo y la del mecanismo de cuatro barras para la rodilla. Lo atractivo de estos modelos físicos es que representan algunas características fundamentales de cinemáticas complejas mediante mecanismos relativamente sencillos y bien estudiados, además de ser fabricables. Sin embargo, estas analogías físicas son muy elementales haciéndose necesario el empleo de modelos analíticos en los que se representan las interacciones mediante ecuaciones matemáticas. Estos modelos matemáticos tienen la ventaja de que pueden teóricamente considerar todos y cada uno de los factores que influyen sobre el comportamiento de la articulación y estudiar el efecto de la variación de determinados parámetros con un mínimo coste.

El presente apartado pretende ser una recopilación de los conocimientos disponibles relacionados con la citada articulación. Comenzaremos por describir la geometría de las superficies articulares y las propiedades mecánicas del cartílago articular de la rodilla y de los meniscos, factores que condicionan gran parte del comportamiento de dicha articulación. En la segunda parte se aborda la cinemática de la articulación, comenzando con una descripción de los modelos y estudios experimentales realizados con el fin de caracterizar el movimiento de las articulaciones femoro-tibial y femoro-patelar. En la tercera parte se analizan los estudios centrados en la estimación de las cargas que soportan las articulaciones en las diferentes condiciones de funcionamiento. Y por último, se revisan los estudios que emplean los valores de carga establecidos en los estudios cinéticos, para determinar las tensiones de contacto en las superficies articulares y las tensiones que soportan las diferentes estructuras; información que es muy valiosa para la prevención y tratamiento de lesiones y alteraciones degenerativas, así como para el diseño de prótesis.

3.4.1 Geometrías de las superficies articulares y propiedades mecánicas del cartílago articular de la rodilla y los meniscos.

La geometría de las superficies articulares junto a la acción de las partes blandas, del cartílago articular y de los meniscos son los responsables del comportamiento de la articulación. Las características de suavidad y casi carencia de rozamiento entre las superficies articulares se debe tanto a su geometría como a las propiedades mecánicas del cartílago que las recubre. Durante la pasada década se han conseguido grandes avances en el conocimiento de la biomecánica del cartílago y de las superficies articulares, que han permitido la realización de completos modelos de la articulación. Sobre el comportamiento del cartílago se han desarrollado precisas teorías constitutivas, como la teoría bifásica para tejidos blandos hidratados, que relacionan las tensiones en el material con las deformaciones que sufre, teniendo en cuenta la estructura del mismo las propiedades del fluido intersticial y las características del flujo de este último.

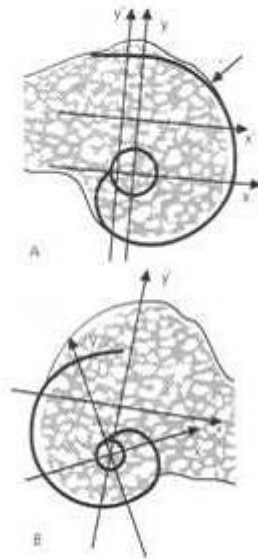
3.4.1.1 Geometría de las superficies articulares.

A diferencia del estudio de otro tipo de factores como la laxitud y la capacidad de soporte de cargas de la articulación femoro-tibial (que se presentan posteriormente), no se ha dispuesto de información fiable y suficientemente precisa de la geometría de las superficies articulares y del movimiento tridimensional de la rodilla hasta hace relativamente poco tiempo. Respecto a la geometría, han sido muy numerosos los estudios que han proporcionado una información simplificada aunque valiosa. En general, los cóndilos femorales pueden representarse en el plano sagital por curvas policéntricas y polirradiales, es decir, el radio de curvatura y la posición del centro de curvatura varía para diferentes puntos a lo largo de la superficie articular.

Rehder (1982) ajustó las curvas de secciones sagitales de los cóndilos de especímenes de rodilla a perfiles de evolvente, espirales logarítmicas y a espirales de Arquímedes (**Fig. 3.7**). Kurosawa

(1985), por medio de la digitalización de secciones sagitales de cóndilos femorales, afirmó que la parte posterior de los cóndilos puede ajustarse con buena aproximación a superficies esféricas.

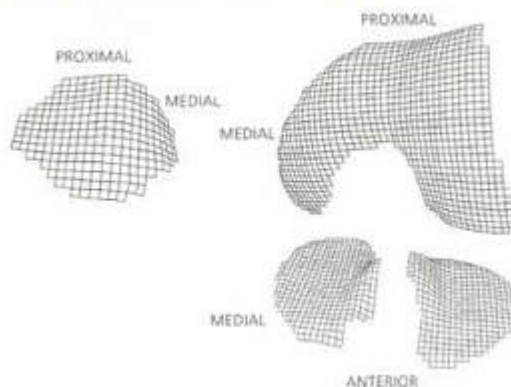
Fig. 3.7. Ajuste a curvas matemáticas de evolvente de la geometría de los cóndilos femorales en el plano sagital. A) Cóndilo medial. B) Cóndilo femoral. Fuente: *Biomecánica articular*.



Sin embargo, para el desarrollo de modelos complejos de la rodilla que puedan ser empleados en estudios sobre análisis del contacto articular, sobre el comportamiento del cartílago y para diseño de prótesis, no basta con conocer las curvas planas que caracterizan determinada sección de los cóndilos, sino que es necesario disponer de información tridimensional más completa. Los métodos que se han empleado para realizar este tipo de descripción geométrica son muy variados. Wismans et al. (1980) midieron las superficies de especímenes de rodilla mediante un palpador tridimensional y emplearon técnicas de interpolación polinomial para suavizar las geometrías obtenidas. Huiskes et al. (1985) desarrollaron un método preciso (del orden de 25 a 90 μ m) y efectivo para describir las superficies articulares empleando técnicas

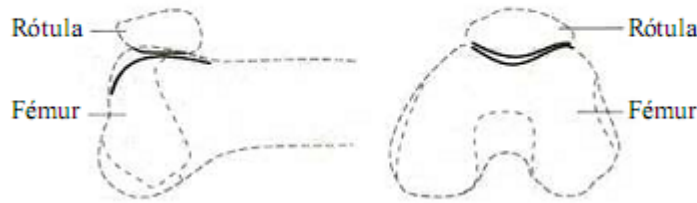
estéreo-fotogramétricas. El método emplea dos cámaras y un proyector que proyecta sobre la superficie articular de los especímenes una trama regular. La geometría se reconstruye matemáticamente a partir de la información tridimensional de los puntos de intersección de la malla situados sobre la superficie, determinada mediante los datos bidimensionales obtenidos por digitalización de las dos fotografías (**Fig. 3.8**). El método fue posteriormente mejorado por Ateshian et al. (1991) y empleado por Blankevoort y Huiskes (1991) para medir superficies articulares de rodillas de especímenes cadavéricos.

Fig 3.8 Representación en malla de alambre de las superficies de la rótula, los cóndilos femorales y los platillos tibiales. Fuente: Mow et al. 1992



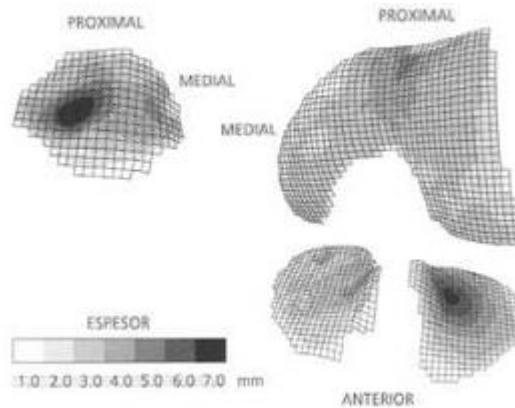
A partir de la aproximación matemática de las superficies, es posible conocer la curvatura en cada punto que es una medida de la concavidad, convexidad o planitud en una pequeña área alrededor del citado punto, es decir, es una manera de caracterizar la forma de la superficie. Conociendo los radios de curvatura de las superficies en contacto y su posición relativa puede determinarse la congruencia de las mismas. En la **figura 3.9** se observa que las superficies de la articulación femoro-patelar, para 30° de flexión, son más congruentes en el plano transversal que en el sagital.

Fig. 3.9 Secciones de las superficies de contacto en la articulación femoro-patelar para 30° de flexión. Fuente: Mow et al. 1992



Para determinar el espesor de la capa de cartílago, una vez se ha caracterizado la superficie articular, se disuelve la capa de cartílago de los especímenes mediante una solución de hipoclorito sódico dejando expuesta la capa de hueso subcondral (Ateshian et al., 1991). La superficie resultante puede aproximarse matemáticamente de nuevo mediante estéreo-fotogrametría, de forma que el mapa de espesores de cartílago se determina en cada punto como la distancia entre la superficie del cartílago y la de hueso subcondral (**Fig. 3.10**). El espesor de cartílago en la rótula es mayor en la sección transversal media alcanzando valores de 6 a 7 mm. En los cóndilos femorales el mayor espesor de cartílago se sitúa en el canal troclear, aunque no llega a valores tan altos como los de la superficie patelar. En los platillos tibiales la capa de cartílago tiene mayor espesor en las zonas no cubiertas por el menisco, siendo mayor el espesor medio en el compartimiento lateral. Esta evidencia de la variabilidad del espesor del cartílago en las superficies articulares ponen en tela de juicio los modelos articulares que suponen un espesor de cartílago homogéneo.

Fig. 3.10 Espesores de cartilago en la rótula, los cóndilos femorales y los platillos tibiales. Fuente: Ateshian et al. 1991



3.4.1.2 Propiedades mecánicas del cartílago articular de la rodilla

Las propiedades mecánicas del cartílago varían de unas articulaciones a otras e incluso en las diferentes zonas de una misma articulación. Probablemente el método mas empleado para determinar dichas propiedades ha sido el de indentación. Mediante este método pueden determinarse simultáneamente los tres parámetros que controlan el comportamiento bifásico viscoelástico del tejido (la permeabilidad k , el módulo elástico intrínseco de la matriz HA y el módulo de Poisson (ν)). Dichos experimentos consisten en aplicar mediante una punta de indentación plana o esférica y porosa una carga constante sobre la superficie del cartílago. A partir del registro de la penetración en el tejido en función de tiempo (respuesta viscoelástica y del ajuste de dichos datos a una curva, se determinan los valores de los tres parámetros anteriores. Los valores del módulo elástico intrínseco HA en la rótula varían de 0.42 a 0.53 MPa., mientras que para el fémur los valores varían de 0.6 a 0.7 MPa. lo que indica que el cartílago del fémur es más rígido que el de la rótula. La permeabilidad medida en la rótula es aproximadamente un 90% mayor que la del fémur, por lo que la carga transmitida sobre la rótula

pasa a ser soportada más rápidamente por la fase sólida que en el fémur, por la mayor facilidad para que fluya la fase líquida. El módulo de Poisson presenta valores cercanos a cero (alrededor de 0.09) en ambas localizaciones siendo muy inferior al compararlo con el de otros animales (0.2 a 0.4) (Mow et al. 1989, Atanasio et al. 1991). Los valores determinados indican que en la articulación femoro-patelar aunque las superficies femoral y patelar soportan la misma carga, en la rótula la carga es más rápidamente transmitida a la matriz sólida, lo que puede ser una causa de que la degeneración de la superficie patelar sufra un deterioro más rápido que la superficie del canal troclear.

3.4.1.3 Propiedades mecánicas y funcionamiento del menisco en la rodilla

Los meniscos de la rodilla son dos discos de fibrocartílagos con forma de C, interpuestos entre los cóndilos femorales y los platillos tibiales. Estos meniscos han sido los más estudiados por ser los de mayor tamaño y estar sometidos a cargas muy elevadas, siendo más susceptibles de sufrir patologías. Entre las funciones de los meniscos, las más importantes consisten en el soporte y la distribución de una parte significativa de la carga que pasa a través de la articulación, la absorción de energía de impactos y la lubricación articular. Aunque King en 1936 demostró la importancia de los meniscos en la transmisión de cargas, no ha sido posible hasta hace relativamente poco tiempo, cuando se han desarrollado avanzadas técnicas experimentales, obtener resultados cuantitativos fiables del funcionamiento de tales estructuras. Ahmed y Burke (1983) empleando transductores de microindentación demostraron que a través de los meniscos se transmite más del 50% de la carga de compresión que soporta la rodilla en extensión y que a 90° de flexión este valor alcanza el 85%. Clínicamente es común referirse a los meniscos como los elementos que en la rodilla se encargan de la absorción de choques. Los estudios sobre la respuesta carga-deformación de la rodilla pre y post meniscectomías sugieren que estas estructuras pueden

atenuar las ondas de choque intermitentes que se provocan durante la marcha normal (Seedhom y Hargreaves, 1979; Voloshin y Wosk, 1983). Las propiedades intrínsecas del material de los meniscos que incluyen una baja rigidez a compresión y una baja permeabilidad son muy adecuadas para cumplir dicha función. Sin embargo, el papel que juegan los meniscos en la lubricación está por precisar. Aunque parece que también presta una importante ayuda en la lubricación por película de fluido, no existen estudios sobre el flujo de líquidos en su interior al soportar carga. Los efectos locales de las meniscectomías son el incremento de las presiones de contacto en las superficies articulares, la reducción de las áreas de contacto, la mayor concentración de tensiones y la disminución de la posibilidad de absorción de energía de los impactos. Ahmed y Burke (1983) determinaron que una meniscectomía medial reduce el área de contacto total de un 50% a un 70%, incrementándose la reducción con el aumento de la carga aplicada. Pero además del incremento en los niveles tensionales, las meniscectomías tanto totales como parciales causan una importante variación en la distribución de las deformaciones en la tibia proximal (Bourne et al., 1984) lo que provoca, alteraciones en la densidad del hueso subcondral a medio y largo plazo y remodelación ósea (Cidgaard et al., 1989). Debido, por tanto, al gran número de resultados clínicos y estudios biomecánicos que desaconsejan las meniscectomías totales, las parciales han cobrado un creciente interés. Sin embargo, han aparecido evidencias de que este tipo de cirugía más conservadora también contribuye a la degeneración articular de la rodilla. Estos resultados han acelerado el interés por la preservación de la integridad de los meniscos que pasa por una mejor conservación de los mismos y un mejor conocimiento de su funcionamiento.

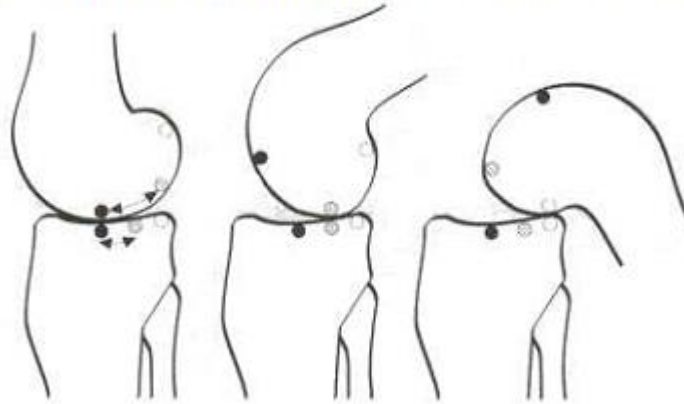
3.5 Cinemática de la rodilla

El conocimiento de la cinemática es de vital importancia para comprender todos los aspectos relacionados con el diagnóstico, pronóstico y tratamiento de la articulación. El presente apartado pretende hacer una recopilación de la información más relevante existente sobre el tema. Puesto que las dos articulaciones que componen la rodilla tienen una cinemática completamente distinta, su tratamiento requerirá dos apartados independientes, comenzando por la articulación femoro-tibial que es la más estudiada e importante.

3.5.1 Articulacion femora – tibial

Los estudios sobre la cinemática de una articulación pretenden caracterizar el movimiento de la misma en los tres planos: el frontal, el lateral o sagital y el transversal, teniendo en cuenta que dicha cinemática se encuentra afectada principalmente por la laxitud ligamentosa de cada individuo y por la tarea desarrollada. Aunque la articulación femoro-tibial presenta un movimiento con seis grados de libertad, el rango de movimiento en el plano sagital es mucho mayor que en el resto de los planos, por ello, han sido muy numerosos los autores que han estudiado de forma simplificada el movimiento de la rodilla como si estuviese contenido en dicho plano (Soudan et al., 1980, Mi5ller, 1983; Kapandji, 1977; O'Connor et al., 1989, O'Connor et al., 1990). 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 (roll-back) (**Fig. 3.11**).

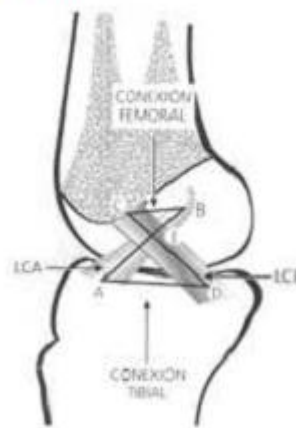
Fig. 3.11 Movimiento combinado de deslizamiento y rodadura del fémur respecto a la tibia en el plano sagital. Fuente: O'Connor et. Al. 1989)



El movimiento en el plano se describe mediante los centros instantáneos de rotación, Cuando un sólido se mueve respecto a otro fijo con movimiento plano, siempre existe un punto en cada instante asociado al primero que no se mueve, es decir, que posee velocidad nula, de forma que el movimiento instantáneo del sólido puede definirse como una rotación con centro en dicho punto, que se conoce como centro instantáneo de rotación. El centro de rotación entre dos posiciones de los sólidos (centro finito de rotación) puede determinarse de forma gráfica mediante el método de Reuleaux, Para la descripción de la cinemática de la rodilla en el plano sagital ha sido ampliamente utilizado (Muller, 1983; Kapandji, 1977; O'Connor et al., 1989) el modelo de mecanismo de cuatro barras, descrito por primera vez por Burmester en 1888. Dicho modelo se basa en la suposición de que el movimiento de la articulación está guiado principalmente por los ligamentos cruzados, permaneciendo éstos isométricos a lo largo del rango de movimiento, En la **figura 3.12** se muestra una rodilla a la que se le ha retirado el cóndilo externo, dejando expuestos los ligamentos cruzados. Los ligamentos cruzados junto a los dos elementos óseos forman la cadena cinemática BCD. El segmento AD se denomina conexión tibial o barra tibial (tibial link), y es la línea que une los puntos de inserción de los ligamentos a la tibia, mientras que el segmento CB constituye la barra femoral. La barra tibial es aproximadamente

paralela del platillo tibial y la femoral es paralela a la pared superior de la escotadura intercondílea. Las barras tibial y femoral son solidarias al fémur y la tibia y se mueven con ellos, de forma que cualquier cambio del ángulo relativo entre ellas corresponde al mismo cambio en el ángulo entre los huesos. Los segmentos AB y CD representan los ligamentos cruzados.

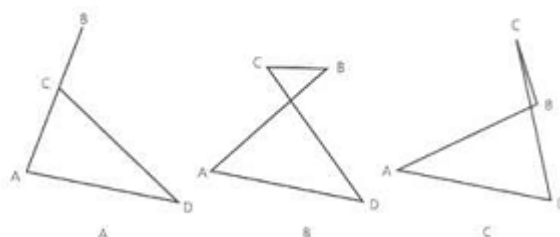
Fig. 3.12 Rodilla en la que se ha retirado el cóndilo externo dejando expuestos los ligamentos cruzados con un diagrama superpuesto del mecanismo de cuatro barras. Fuente: O'Connor et al. 1990



anterior y posterior respectivamente y coinciden con las fibras neutras de dichos ligamentos que permanecen isométricas durante la flexión pasiva. Durante la flexión y extensión de la rodilla, los ángulos relativos entre las barras varían. Las relaciones entre los elementos óseos y respecto a los ligamentos, pueden determinarse trigonométricamente a partir de las longitudes de las barras y sus relaciones geométricas (O'Connor et al., 1988). En la **figura 3.13** se muestran tres configuraciones características del mecanismo en extensión completa, y con 70° y 140° de flexión. De la extensión completa a los 140° de flexión, los ligamentos giran unos 40° respecto a

su inserción tibial y unos 100° respecto a la femoral, y con sentido tal que el LCA se acerca al platillo tibial y se aleja del techo intercondíleo mientras que el LCP consigue el efecto contrario.

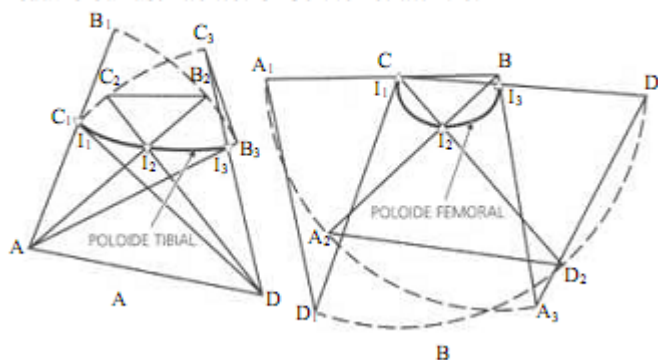
Fig. 3.13 Configuraciones geométricas del mecanismo de cuatro barras en tres posiciones de la rodilla. A) Extensión completa. B) 70° de flexión. C) 140° de flexión. Fuente: O'Connor et al. 1989.



Superponiendo los diagramas anteriores, manteniendo la tibia fija (segmento AD) y el fémur moviéndose de la extensión completa a 140° de flexión, el punto B del fémur se desplaza siguiendo una trayectoria circular con centro en A y el punto C lo hace con centro en D, lo que muestra que el mecanismo hace compatible el movimiento de flexo-extensión de la rodilla manteniendo los ligamentos isométricos es decir, con longitud constante existiendo únicamente una rotación de los mismos respecto a su inserción. La posición relativa que adoptan los elementos óseos y los ligamentos en cada instante, de acuerdo al modelo, depende de las longitudes de cada una de las barras del modelo y del ángulo de flexo-extensión entre el fémur y la tibia, y no de los valores de las fuerzas que los ligamentos están soportando. Una propiedad importante del mecanismo de cuatro barras es que el punto en el que se cruzan los ligamentos coincide con el centro instantáneo de rotación de la articulación. O'Connor et al. (1989) se refieren a ese punto como eje de flexión, pues es el punto respecto del que se produce la rotación pura de flexión en cada instante. La curva que describe la trayectoria del centro instantáneo de rotación se conoce como poloide. Dicha curva puede definirse suponiendo fija la tibia o

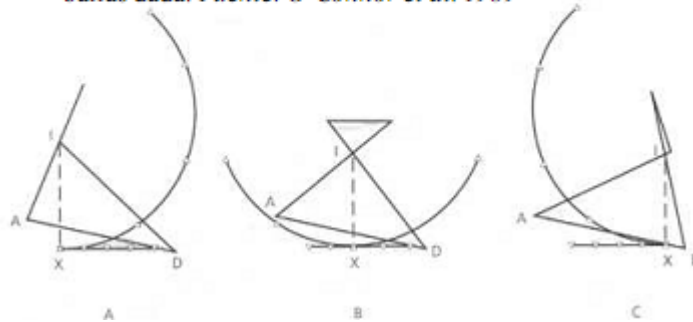
suponiendo fijo el fémur. En el caso de considerar fija la tibia, la poloide toma una forma más plana mientras que si se supone fijo el fémur la curva presenta una forma elíptica (**Fig. 3.14**).

Fig. 3.14 Poloïdes tibial y femoral del movimiento de flexo-extensión de la rodilla, determinados mediante el modelo de cuatro barras. Fuente: O'Connor et al. 1989



De acuerdo al modelo, la geometría de las superficies articulares en el plano sagital debe ser tal que a lo largo del rango de flexo-extensión éstas permanezcan en contacto, manteniendo invariante la longitud de los ligamentos cruzados, es decir, que las superficies son compatibles con los ligamentos. Las superficies que cumplen dicha solución no son únicas, ya que a partir de una de ellas se deduce la superficie complementaria. Para evitar la interpenetración de las superficies o la separación de las mismas, debe cumplirse que la línea perpendicular a las superficies en el punto de contacto debe pasar por el eje de flexión, O'Connor et al. (1989) determinaron las superficies del fémur complementarias a una superficie de la tibia plana (**Fig. 3.15**), a una ligeramente cóncava y a otra convexa, como se encuentra en los compartimientos medial y lateral de la rodilla humana, obteniendo perfiles muy similares a los anatómicos. Esta técnica es muy útil para la generación de superficies protésicas en implantes unicompartmentales con conservación de los ligamentos.

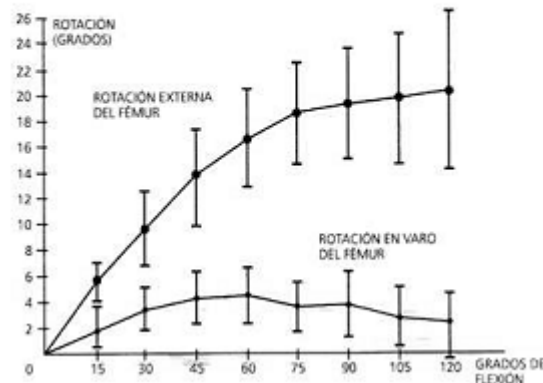
Fig 3.15 Determinación de la superficie femoral que cumple las condiciones de contacto con una superficie tibial plana, con una geometría del mecanismo de cuatro barras dada. Fuente: O'Connor et al. 1989



Como se observa en la figura, el movimiento de los puntos de contacto X ilustran que a la rodadura del fémur se le superpone un deslizamiento posterior pues hay una mayor distancia entre puntos sucesivos sobre el fémur que entre los que se encuentran sobre la tibia. la relación de la distancia entre dos puntos de contacto del fémur y la distancia entre los puntos correspondientes de la tibia se conoce como relación de deslizamiento. Esta relación varía a lo largo del rango de flexo-extensión y en función de la curvatura de la tibia considerada, pero los valores se encuentran comprendidos entre 2 y 5. Desde la extensión completa, al comenzar la flexión el deslizamiento es mucho mayor que la rodadura (relación de deslizamiento elevado), mientras que para grados de flexión elevados dicha relación es menor (deslizamiento sólo algo mayor que la rodadura), Sin embargo, este tipo de modelos bidimensionales aunque hacen posible explicar de forma elemental la cinemática articular, no tienen en cuenta movimientos que no estén contenidos en el plano que son tan importantes en la rodilla como la rotación tibial interna-externa y la rotación en el eje antero-posterior. El movimiento espacial tridimensional relativo entre dos sólidos suele describirse básicamente de dos formas: Mediante tres traslaciones y tres ángulos (ángulos de Euler) y Mediante el eje finito de rototraslación. En la descripción del movimiento mediante los ángulos de Euler, las traslaciones dependen de los ejes de coordenadas elegidos y los giros dependen de la secuencia especificada de rotaciones. Por otro lado, la

descripción del movimiento mediante centros finitos de rotación en el caso plano, o de roto-traslación en el caso tridimensional, es invariante con la selección del sistema de coordenadas. El principal problema que presenta la definición del movimiento por este método es la susceptibilidad de la posición y los parámetros de dirección del eje respecto a los errores de medida, especialmente si las rotaciones son pequeñas. Kurosawa et al (1985) estudiaron el movimiento tridimensional de la rodilla empleando para su caracterización los ángulos de Euler según unos ejes de coordenadas anatómicos, determinando que en el rango de flexión de rodilla de 0° a 120° se observa una rotación externa máxima del fémur (supuesta la tibia fija), o lo que es lo mismo una rotación interna de la tibia de 20° para la flexión máxima. El giro máximo en varo es de unos 4° localizado entre los 45° y 60° de flexión (**Fig. 3.16**). A medida que aumenta la flexión

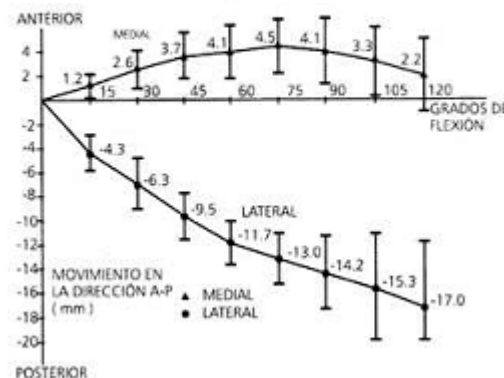
Fig. 3.16 Rotación externa y rotación en varo del fémur en función de la flexión de la rodilla desde 0° a 120° Fuente: Kurosawa et al. 1985.



de rodilla, el centro geométrico del cóndilo mediai (supuesto como esférico) sufre un desplazamiento anterior que alcanza un valor máximo de unos 4.5 mm a la mitad del rango de movimiento, mientras que el centro del cóndilo lateral sufre un desplazamiento posterior máximo

de 17 mm para el mayor ángulo de flexión (**Fig. 3.17**). los resultados de la cinemática de rodilla en individuos voluntarios, determinados mediante radiografía, son semejantes a los resultados previamente mostrados obtenidos en especímenes cadavéricos.

Fig. 3.17 Traslación de los centros geométricos de los cóndilos femorales en función del grado de flexión de la rodilla. Fuente: Kurosawa et al. 1985.



Blankevoort et al. (1988) realizaron un estudio más completo de la cinemática pasiva tridimensional de la rodilla en cuatro especímenes cadavéricos, empleando también los ángulos de Euler y traslaciones según ejes de coordenadas anatómicos (**Fig. 3.18**). El estudio se realiza sometiendo a los especímenes a diferentes grados de flexión bajo diferentes condiciones de contorno, como un momento torsor sobre la tibia de 3 Nm interno y externo, una fuerza anteroposterior de 30 N y una fuerza axial de 300 N. La técnica empleada para la determinación del movimiento es la estereoradiografometría descrita por Selvik en 1974 con marcadores de tántalo sobre las corticales de los elementos óseos.

Fig. 3.18 Representación esquemática de los ejes de coordenadas anatómicas y las cargas aplicadas en el estudio cinemático tridimensional de *Blankevoort et al. 1988*

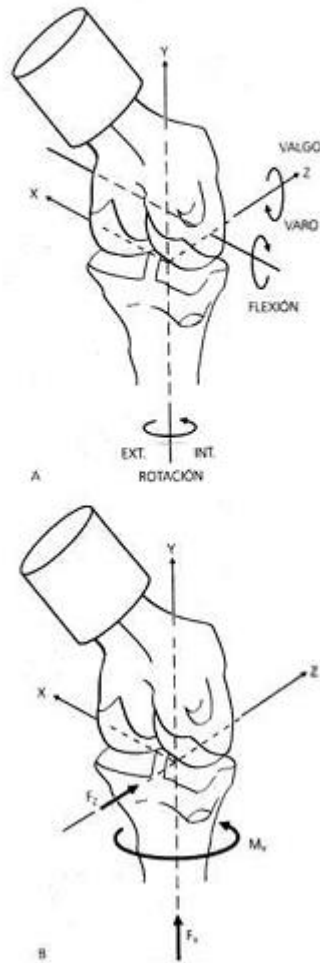
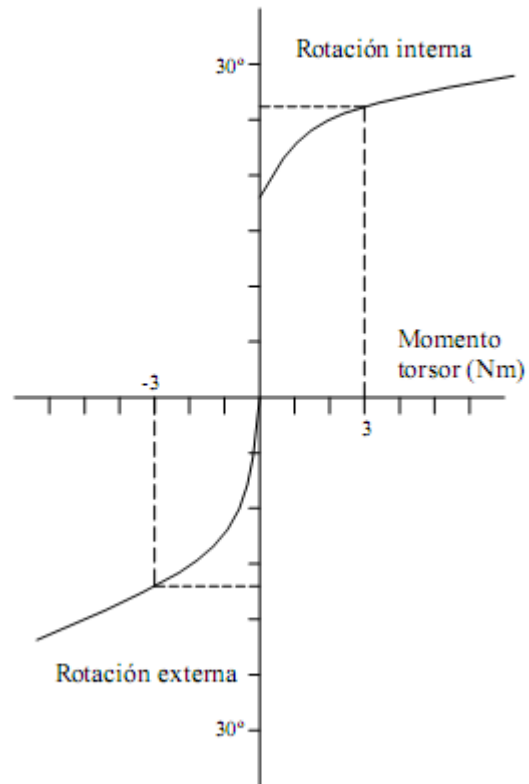
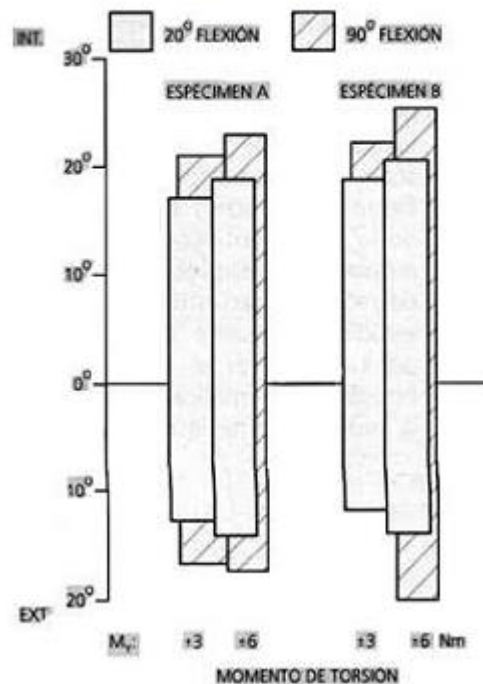


Fig. 3.19 Curvas de torsión para una rodilla a 25° de flexión.



El rango pasivo de rotación interna y externa depende del momento de torsión que se aplica y del grado de flexión de la rodilla (**Fig. 3.19**). Este rango aumenta de forma no lineal al aumentar el momento aplicado y el grado de flexión (de 20° a 90°) (**Fig. 3.20**).

Fig. 3.20 Límites del movimiento de rotación tibial en función del par aplicado y del ángulo de flexión. Fuente: Blankevoort et al. 1988



En los estudios realizados sobre especímenes sin carga, no se aprecia movimiento acoplado de rotación externa durante la extensión, sin embargo, dicho patrón si se aprecia cuando se somete a la articulación a cargas axiales, lo que parece indicar que dicho patrón se debe a la estabilización activa de los músculos en combinación con las restricciones impuestas por la geometría de las superficies articulares y los ligamentos. Ambos patrones de movimiento estudiados, de flexoextensión pasiva con rotación interna y externa, presentan características similares entre diferentes especímenes. Del estudio se extraen dos conclusiones. Primero, los ángulos de Euler y las traslaciones características del movimiento de cada espécimen dependen del patrón de movimiento que se aplique en el estudio y, segundo, para conseguir el movimiento pasivo de la rodilla son necesarias fuerzas muy pequeñas, por lo que los resultados de los

estudios son muy sensibles a las restricciones que sobre los especímenes se impongan. Es por tanto de esperar que estudios cinemáticos de la rodilla in vitro e in vivo y al realizar diferentes actividades proporcionen patrones de movimiento sustancialmente distintos. El inconveniente principal del empleo de los ángulos de Euler para caracterizar la cinemática articular es que los parámetros que la definen son muy sensibles a la localización de los ejes de coordenadas, la definición del movimiento tridimensional de una articulación por medio de los ejes de roto-traslación, tiene pues una ventaja respecto a la técnica anteriormente comentada y es que la dirección de los ejes y los parámetros que emplean para definir el movimiento son independientes de la localización del sistema de coordenadas. Sin embargo a pesar de las ventajas que parece tener el empleo de los ejes de roto-traslación, su uso se ha extendido por los malos resultados obtenidos en los primeros estudios (Blacharski et al. 1975) y por los resultados poco consistentes de estudios posteriores (Shiavi et al., 1987a,b, Dijk, R. et al., 1979; Dijk, R. 1983, Ramakrisfinart et al., 1987). Blankevoort et al. (1990) presentan un exhaustivo estudio de determinación de los ejes finitos de roto-traslación a partir de los resultados experimentales en 4 especímenes de rodilla obtenidos previamente por Blankevoort et al. (1988). En dicho estudio los autores dedican especial atención a la reproducibilidad de la técnica de determinación de los patrones de movimiento tridimensional representados por los ejes de roto-traslación. En la **figura 3.21** se muestran dichos ejes referidos a la tibia a lo largo del rango de movimiento de flexión para uno de los especímenes y en la **figura 3.22** referidos al fémur, configurando los axoides del movimiento. Para facilitar su interpretación, suelen representarse los ejes de roto-traslación proyectados sobre el plano frontal y las curvas resultantes de la intersección de los axoides con los planos sagitales medial y lateral, a cierta distancia del centro de la articulación. Un ejemplo de dicha representación se muestra en la **figura 3.23**, en la que se incluye también la relación en el movimiento pasivo entre la flexión y la rotación.

Fig. 3.21 Vista tridimensional postero-medial de los ejes finitos de roto-traslación relativos a la tibia. El eje indicado con un 1 representa la posición inicial para la flexión y la flecha el sentido en el que se realiza. Fuente: Blankevoort et al. 1990.

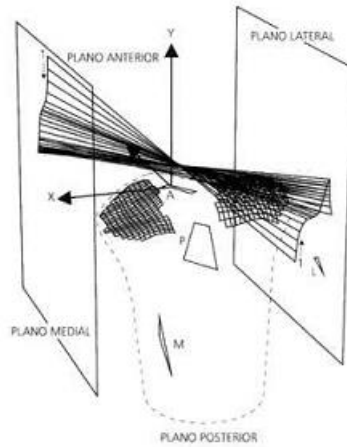


Fig. 3.22 Vista tridimensional postero-medial de los ejes finitos de roto-traslación relativos al fémur. El eje indicado con un 1 representa la posición inicial para la flexión y la flecha el sentido en el que se realiza. Fuente: Blankevoort et al. 1990

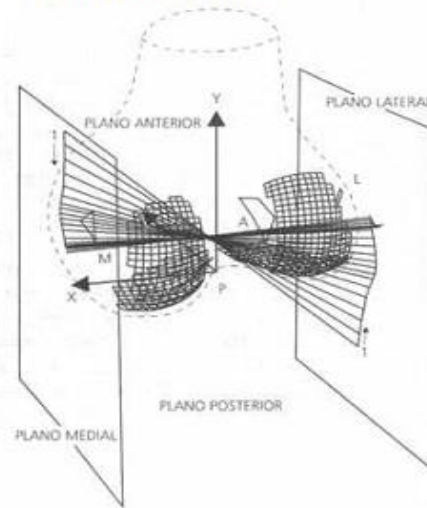
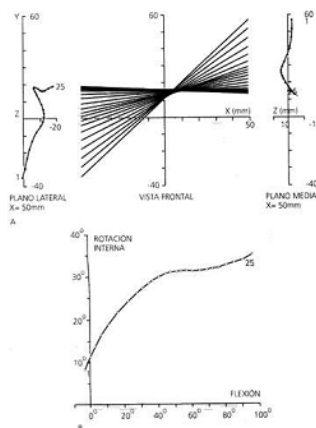
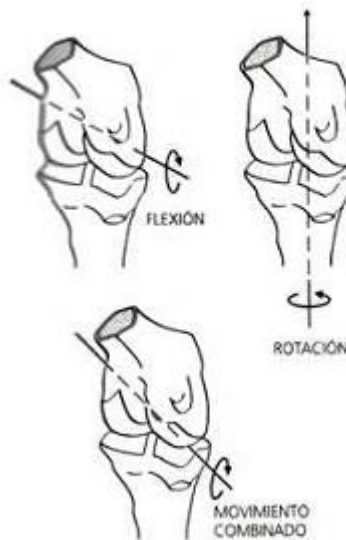


Fig 3.23 A) Ejes de rototraslación respecto al fémur, representados por su proyección sobre el plano frontal y por las curvas resultantes de la intersección de los axoides con los planos lateral y medial situados a 50 mm del centro e la articulación. B) Relación entre el movimiento principal de flexión y el acoplado de rotación. Fuente: Blankevoort et al. 1990.



Puesto que el rango inicial de flexión está acompañado de rotación axial, que va haciéndose menor al aumentar la primera, los primeros ejes son oblicuos, si se observan proyectados sobre el plano frontal, y van colocándose en posición horizontal al aumentar la flexión (un eje completamente horizontal correspondería a flexión pura mientras que un eje vertical correspondería, a rotación pura) (**Fig. 3.24**). Los ejes se mueven en dirección posterior de 7 a 9 mm alrededor de los 70° de flexión mientras que la traslación en la dirección del eje de rototranslación es prácticamente inexistente, ligeramente en dirección medial, y variable entre especímenes. Los autores señalan que obviamente los ejes de roto-traslación determinados dependen de los patrones de movimiento que se impongan en cada estudio en particular.

Fig. 3.24 Movimiento combinado de flexión, rotación y ejes de rototranslación en la articulación de la rodilla. Fuente: Blankevoort et al, 1990.



Muy numerosos han sido también los autores que han estudiado la cinemática activa de la rodilla in vivo durante la realización de actividades, en especial durante la marcha (Liberson, 1965;

Kettelkamp et al, 1970, Chao et al., 1983, Shiavi et al , 1987). Las técnicas más empleadas en dichos estudios han sido la goniometría y la fotogrametría. El principal problema de dichas técnicas es la fijación tanto de los goniómetros como de los marcadores sobre la piel para fotogrametría. Dicha fijación en muchos casos no dispone de la rigidez suficiente para evitar los movimientos relativos entre los puntos de registro y las estructuras óseas. Un estudio interesante es el presentado por Lafortune et al (1992) en el que estudian la cinemática tridimensional de la rodilla durante la marcha mediante fotogrametría en cinco individuos, a los que les fueron fijados al fémur y tibia marcadores externos mediante agujas de Steinmann. En la **figura 3.25** se observa el registro típico del ángulo de flexo-extensión de la rodilla durante el ciclo de marcha cubriendo un rango de movimiento máximo entre 0° y 60°. En el instante de contacto inicial, la rodilla se encuentra flexionada unos 5°, variando entre una ligera hiperextensión (-2°) y una flexión (5°) según el individuo. A continuación, la rodilla se flexiona rápidamente durante la fase de respuesta a la carga. Al comienzo del apoyo monopodal, la rodilla alcanza la flexión máxima del apoyo (18°) Durante el resto de la fase media del apoyo, la rodilla se extiende gradualmente. La flexión mínima del periodo de apoyo se alcanza a mediados de la fase final del apoyo (40% del ciclo de marcha) para, poco tiempo después,

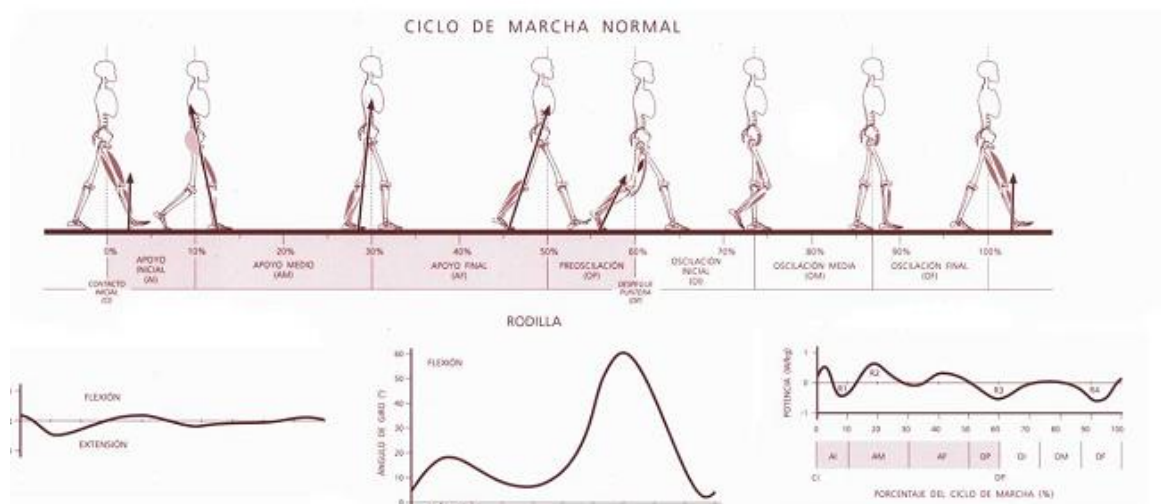


Fig. 3.25 Esquema del ciclo de marcha normal humana, momento torsor, movimiento de giro en el plano sagital y potencia en el ciclo. Fuente:

comenzar de nuevo a aumentar, la segunda trayectoria de flexión de la rodilla comienza en los últimos momentos de la fase final del apoyo, En el instante de contacto inicial del miembro contralateral, presenta unos 7° se flexiona con rapidez al comienzo del apoyo bipodal y alcanza unos 40° al final de la fase previa a la oscilación (62% CM). La velocidad de flexión persiste a lo largo de la fase inicial de oscilación, hasta una posición final de 60° o 70° que corresponde al valor máximo de la flexión en todo el ciclo de marcha. Tras una pausa momentánea en la fase media de la oscilación, la rodilla comienza a extenderse tan rápidamente como se habla flexionado con anterioridad alcanzándose antes del final de la fase de oscilación (97% CM) y la rodilla tiende entonces a flexionar ligeramente, hasta una postura promedio de unos 5° al término de la fase final de la oscilación. El movimiento en el resto de planos es de mucha menor amplitud. En el plano frontal (**Fig. 3.26**), durante la fase de apoyo la abducción de la rodilla se mantiene constante en un valor cercano a 1. El movimiento en dicho plano alcanzó el valor máximo de 6,4° de abducción durante la fase de oscilación. En el plano transversal (**Fig. 3.27**), durante la fase de apoyo la tibia rota internamente dos en dos ocasiones. Al comienzo de la fase, variando 5° de

rotación externa a la posición neutra (alrededor de 0°) y al final de la fase alcanzando 5° de rotación interna. A partir de dicho momento comienza la rotación externa que alcanza un valor máximo de 9.4° antes del contacto del talón. Este estudio presenta resultados novedosos respecto a estudios previos que relacionan la extensión con la rotación externa de la tibia (screw home mechanism) al condicionar la rotación

Fig. 3.26 Movimiento de giro de la rodilla en el plano frontal durante el ciclo de marcha. Fuente: Lafortune et al. 1992.

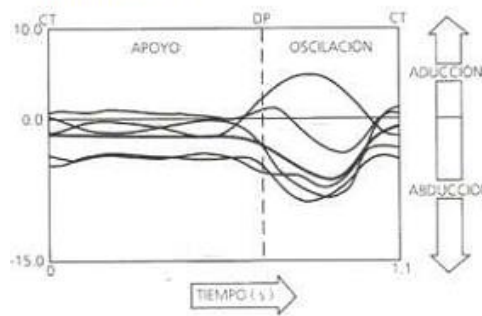
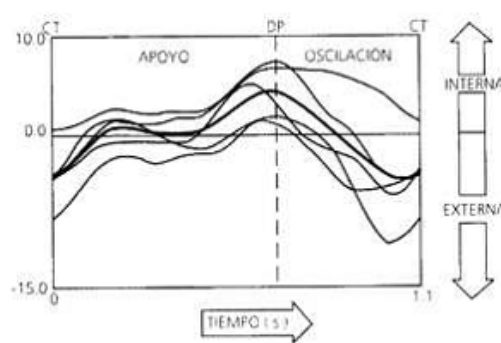
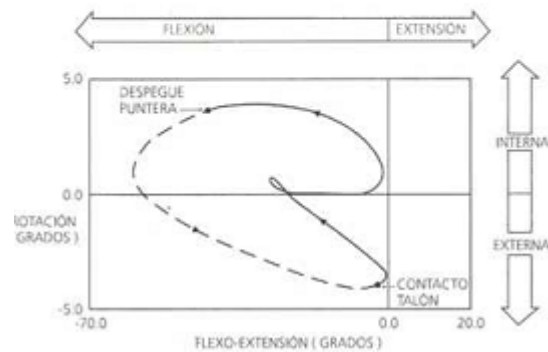


Fig. 3.27 Movimiento de giro de la rodilla en el plano transversal durante el ciclo de marcha. Fuente: Lafortune et al. 1992.



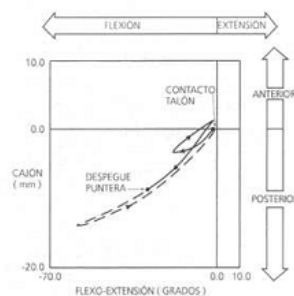
externa no sólo al grado de flexión, sino también al estado de carga de miembro. En la **figura 3.28** se observa la relación entre la rotación interna/externa de la articulación femoro-tibial y la flexo-extensión, representando en línea continua la fase de apoyo y en discontinua la de oscilación. En el momento de contacto del talón, la tibia se encuentra en rotación externa. A partir de dicho instante comienza la flexión de la articulación y la entrada de carga del miembro aumentando la rotación interna hasta alcanzar una posición de rotación neutra en el momento de máxima flexión durante la fase de apoyo. La rotación interna de la tibia aparece nuevamente a partir de la posición de extensión completa de la fase de apoyo alcanzando un valor máximo de 4° en el despegue de la puntera, momento en el que la tibia empieza a rotar externamente hasta la posición del contacto del talón.

Fig. 3.28 Patrón de rotación interna/externa de la articulación femoro-tibial en función de la flexo-extensión y de la fase de la marcha (En línea continua se representa la fase de apoyo y en discontinua la fase de oscilación. Fuente: Lafortune et al. 1992.



Los desplazamientos en dirección medio-lateral son pequeños, alcanzando un valor máximo de 3.5mm en dirección medial en el momento de flexión máxima de la fase de oscilación. En dirección antero-posterior los desplazamientos son mayores y alcanzan un valor máximo de 14.3 mm coincidiendo con el máximo de flexión. Como se observa en la **figura 3.29**, los patrones de la relación entre los movimientos de flexo-extensión y de desplazamiento anteroposterior se ven modificados si el miembro se halla con carga o no.

Fig. 3.29 Patrón de desplazamiento antero-posterior en función del ángulo de flexión de la rodilla. Fuente: Lafortune et al. 1992.



3.6 Cinética de la rodilla

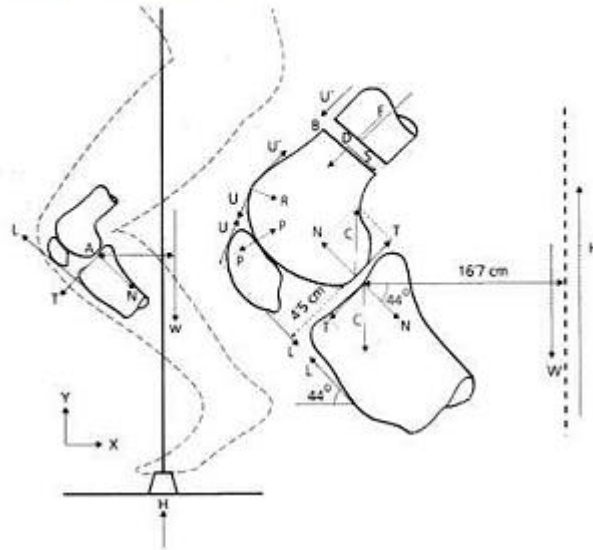
Mientras que los estudios cinemáticos tienen en cuenta los movimientos pero no las causas que los producen, los estudios cinéticos se encargan de analizar las fuerzas y momentos que actúan sobre las articulaciones tanto en forma dinámica como estática. En particular, la rodilla que es una articulación de carga, soporta elevados niveles de fuerzas y momentos durante las actividades diarias, la cinética nos va a permitir estimar la magnitud de esas cargas producidas por el peso del cuerpo, las acciones musculares, las acciones debidas a tejidos blandos y las cargas externas aplicadas, e identificar aquellas situaciones en las que se producen sollicitaciones excesivamente elevadas que pudiesen provocar lesiones o cambios degenerativos.

3.6.1 Articulación femora – tibial

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 despreciar los efectos de las fuerzas de inercia, pudiéndose determinar las fuerzas y momentos en cada instante de tiempo de forma estática (análisis cuasi-estáticos). 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 o posturas sin movimiento esta aproximación es mucho más exacta.

Puesto que el planteamiento de las ecuaciones de la estática para la determinación de las fuerzas y momentos en tres dimensiones son complicadas, en muchos casos se realiza una nueva simplificación considerando el equilibrio en cada uno de los planos anatómicos, teniendo en cuenta que los valores obtenidos serán algo inferiores a los reales. Un ejemplo interesante de este tipo de estudios es el realizado por Denham y Bishop (1978). Dichos autores desarrollaron un análisis estático de la articulación de la rodilla en posición de flexión como la mostrada en la **figura 3.34**.

Fig. 3.34 Individuo con ambos pies apoyados y rodillas flexionadas y esquema de las fuerzas que actúan sobre la articulación de la rodilla. Fuente: Denham y Bishop. 1978.



Considerando la pierna aislada (modelo de cuerpo libre), las fuerzas que actúan sobre ella son: La fuerza de reacción del suelo, la fuerza de tracción ejercida por el cuádriceps a través del tendón rotuliano y - la fuerza de reacción del fémur sobre la superficie del platillo tibial. De la fuerza de reacción del suelo (H) se conoce su magnitud (igual al peso del cuerpo soportado por cada una de las piernas), su dirección o línea de aplicación (vertical), su sentido (hacia arriba) y su punto de aplicación (localizado en el lugar donde apoya el pie). De la fuerza realizada por el cuádriceps (L) sobre la tibia se conoce su dirección (a lo largo del tendón rotuliano), su sentido (hacia afuera de la rodilla) y su punto de aplicación (en la inserción del tendón rotuliano sobre la tuberosidad tibial), pero su magnitud es desconocida. De la fuerza de reacción del fémur sobre la tibia, Q se conoce su punto de aplicación (el punto de contacto entre las superficies articulares), pero se desconoce su dirección, su sentido y su magnitud. Los autores emplearon radiografías de la articulación en la posición en estudio para determinar la geometría de las superficies, el punto de contacto articular y los valores de brazos de palanca del peso del cuerpo, del cuádriceps y del

tendón rotuliano respecto a dicho punto. El equilibrio estático exige que la suma de las fuerzas que actúan sobre la tibia sea cero. Por tanto, el equilibrio expresado en cada una de las componentes horizontal y vertical es:

$$\sum F_x = 0$$

$$N \cdot \cos 44^\circ - T \cdot \sin 44^\circ = L \cos 44^\circ$$

$$\sum F_y = 0$$

$$N \cdot \sin 44^\circ + T \cos 44^\circ + W = l \sin 44^\circ + H$$

Suponiendo que el peso de la pierna (w) es $H/6$ se obtiene que la componente tangencial de la fuerza de contacto $T=0.6H$ y que la componente normal $N=3,7H$. El momento externo de flexión que soporta la articulación es el debido al peso del cuerpo menos el peso de la pierna por sus brazos de palanca respecto al punto de contacto (A). El momento de extensión, requerido para mantener estable la posición, es generado por el cuádriceps y su valor es igual al producto de la fuerza por la distancia de la línea de acción de la misma al centro de giro de la articulación. La condición de equilibrio impone que los momentos externo e interno respecto al punto A de contacto deben ser iguales y, por tanto:

$$4.5 L + wd = 16 \cdot H$$

donde $4.5 L$ es el momento creado por la fuerza (L) del tendón rotuliano actuando a 4.5 cm, wd es el momento del peso de la pierna (w), cuyo centro de gravedad se encuentra a una distancia d del punto de apoyo A y H es el peso del cuerpo soportado por cada pierna que actúa con un

donde 4.5 L es el momento creado por la fuerza (L) del tendón rotuliano actuando a 4.5 cm, wd es el momento del peso de la pierna (w), cuyo centro de gravedad se encuentra a una distancia d del punto de apoyo A y H es el peso del cuerpo soportado por cada pierna que actúa con un brazo de palanca de 16,7 cm. Determinando que el centro de gravedad de la pierna se sitúa a 16,7 cm del punto A, la ecuación anterior queda:

$$L = \frac{16.7 \cdot H}{4.5} \left(1 - \frac{1}{6} \right) = 3.13 H$$

Dicha ecuación varia poco con la posición de la pierna, es decir, que si se supone el centro de gravedad a 10 cm, la variación de la fuerza del tendón rotuliano sólo será de un 8 %. El estudio presentado es aproximado, pues la determinación exacta de los brazos de palanca de los momentos en la articulación son difíciles de calcular al depender de la geometría de las áreas de contacto. En el plano frontal, la transmisión de fuerzas estáticas en la articulación femoro-tibial depende de la anchura de la articulación, de la forma de las superficies articulares y de las fuerzas que se ejercen para mantener unida dicha articulación. Esta última fuerza está determinada por el peso del cuerpo, la tracción de los músculos flexores o extensores y la tracción de los ligamentos. En condiciones normales parece que los ligamentos aportan poco a la estabilidad global de la articulación, entrando en carga solo cuando la acción de los músculos no los protege.

Cinemática de la Marcha humana

Cinética de la marcha humana.

Articulación de la rodilla [9]

La rodilla constituye la articulación mayor del cuerpo. Comúnmente nos referimos a ella llamándola articulación bisagra porque permite a la rodilla flexionarse y extenderse. Mientras que las bisagras sólo pueden plegarse y desplegarse, la rodilla posee la propiedad adicional de rotar (girar) y de trasladarse (deslizarse). La articulación de la rodilla está formada por la tibia (espinilla) y por la por ella (rótula). El extremo de cada hueso integrante está cubierto con una capa de suave y brillante cartílago que amortigua y protege a la vez que permite un movimiento casi exento de fricción. El cartílago, que no posee terminaciones nerviosas ni aporte sanguíneo, recibe las sustancias nutrientes del líquido contenido en la articulación. Rodeando a la estructura de la rodilla se encuentra el revestimiento interno sinovial, que produce un lubricante. Cuando se daña, el cartílago no es capaz de auto repararse. Las resistentes fibras, llamadas ligamentos, unen los huesos de la articulación de la rodilla manteniéndolos en su lugar; añadiendo estabilidad y elasticidad al movimiento. Los músculos y los tendones también juegan un importante papel para mantener la articulación de la rodilla estable.

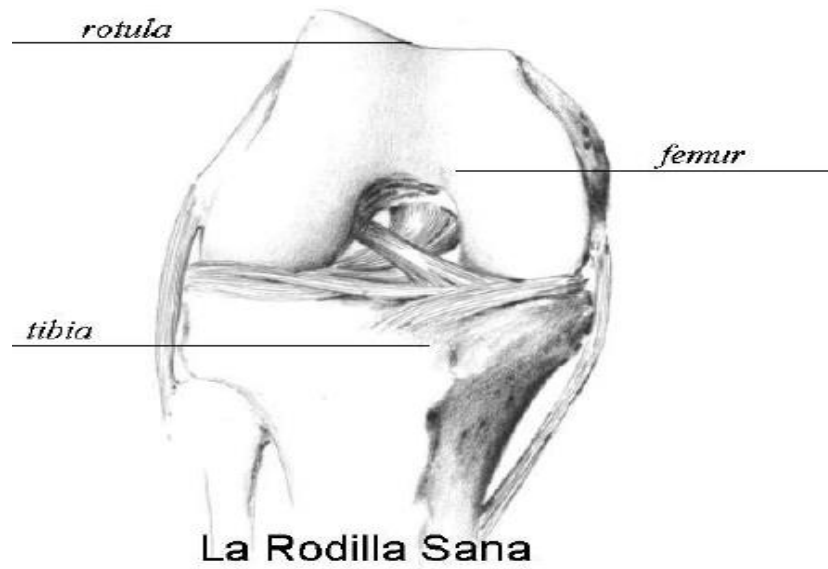


Fig. 8 Rodilla Sana

La rodilla tiene dos grados de libertad. En el plano sagital y eje coronal se realizan los movimientos de flexión y extensión. Son los más importante .En este caso la articulación se considera tróclea.

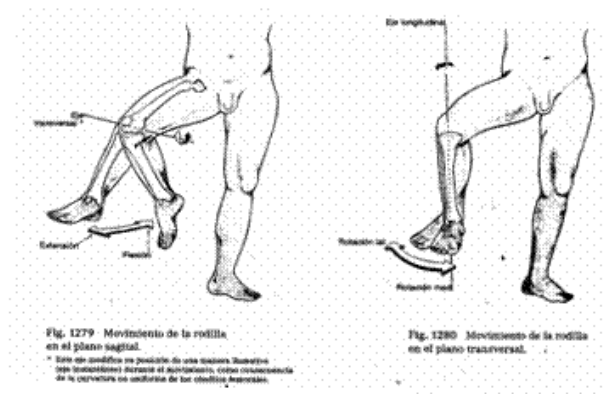


Fig. 9 Movimiento de la rodilla en el plano transversal

FLEXIÓN

Los grados articulares son en su movilidad activa 140° y en su movilidad pasiva 160°.

El movimiento de flexión se produce primero con el rodamiento del cóndilo y después con el deslizamiento de este, provocando el retroceso de los meniscos. A su vez, la laxitud de la cápsula articular en su parte anterior facilita el movimiento.

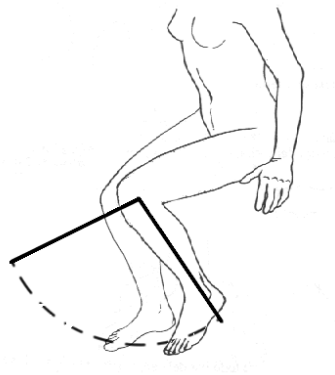


Fig. 9 Movimiento de la rodilla en flexión

EXTENSION

Se denomina extensión de rodilla al movimiento de retorno desde la flexión a la posición anatómica. Sus grados de movilidad son 0° de existir un poco más de recorrido como pueden ser 5° o 10° hablaríamos de hiperextensión de rodilla. Esta hiperextensión si es simétrica en ambas rodillas no será patológica sino propia de personas que poseen más elasticidad que otras. El músculo motor principal es el **cuadriceps**.

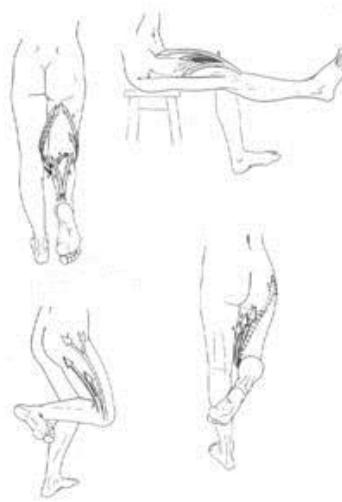


Fig.10 Movimiento de la rodilla en extensión

ROTACIÓN INTERNA

Tiene muy poca amplitud, alrededor de 30° grados de movilidad. El músculo motor principal es el semimembranoso.

ROTACION EXTERNA

Es un poco más amplia que la rotación interna, 40° grados de movilidad. El músculo motor principal es el **biceps largo**.

Para la estabilidad, en extensión actúan principalmente los músculos, en cambio para la flexión son los ligamentos los que adquieren más protagonismo.

Los movimientos articulares de rotación solo se pueden realizar con la pierna flexionada, si la pierna se encuentra en extensión, las superficies óseas están en contacto y no existe ninguna posibilidad de rotación.

A continuación mostramos todos los músculos que actúan como fuerzas en los movimientos de la rodilla.

La rodilla es una articulación de carga, soporta elevados niveles de fuerzas y de momentos durante las actividades diarias ya sean en dinámica o estática.

Las fuerzas que actúan sobre la rodilla principalmente son:

LA FUERZA DEL PESO CORPORAL

conducida por el fémur hasta la meseta tibial. El centro de gravedad de la rodilla no concuerda con el de simetría; se encuentra desplazado hacia el interior de la cavidad glenoidea interna. De este modo es la tibia la que recibe la principal transmisión de la fuerza y queda la parte externa de la articulación más libre.

LA FUERZA DE REACCIÓN DEL SUELO

Situada perpendicularmente a la zona de apoyo del pie en el suelo.

LAS FUERZAS MUSCULARES Y LIGAMENTOSAS

Principalmente la del cuádriceps a través del tendón rotuliano.

Por ello, se debe evitar posturas en las que aparezca una sobrecarga de fuerzas. Todo esto va a depender de cada articulación en particular porque no todas las rodillas ni personas tienen las mismas características.

Para la estabilidad, en extensión actúan principalmente los músculos, en cambio para la flexión son los ligamentos los que adquieren más protagonismo.

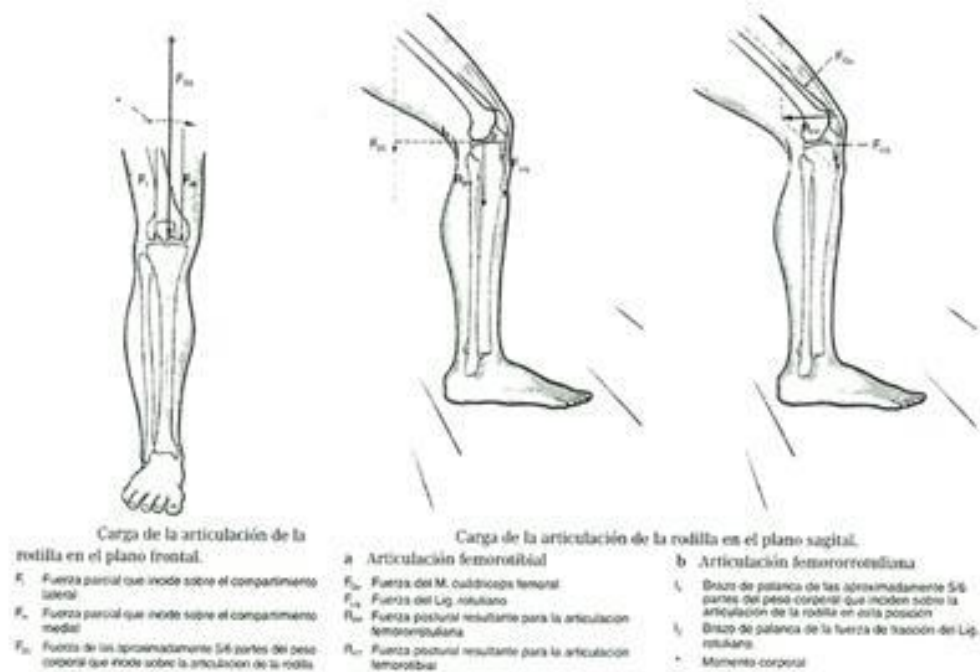


Fig. 11 Diferentes vista de las rodillas

DEFINICIÓN DE ANTROPOMETRÍA [9]

“Es la disciplina que describe las diferencias cuantitativas de las medidas del cuerpo humano, estudia las dimensiones tomando como referencia distintas estructuras anatómicas, y sirve de herramienta a la ergonomía con objeto de adaptar el entorno a las personas”

“Es el estudio y medición de las dimensiones físicas y funcionales del cuerpo humano”.

Este estudio se realiza en la universidad de caldas la posición geográfica de Colombia esta cerca de Venezuela donde consideraremos la altura este estudio para determinar la distancia de la rodilla a el piso , y la rodilla hasta la cadera.

Medidas Antropometricas Según Drills - Contini -De Acuerdo A La Estatura.

Modelo paramétrico de los segmentos del cuerpo humano en función de la altura del sujeto (Drillis y Contini, 1966)

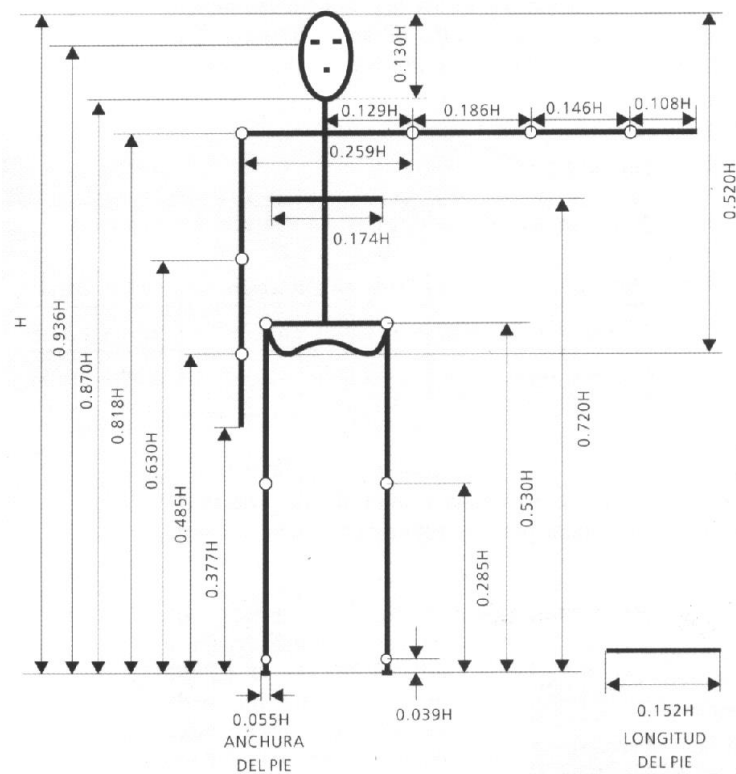


Fig. 12 Modelo paramétrico de los segmentos del cuerpo humano en función de la altura del sujeto.

CINETICA ARTICULAR [9]

La cinética articular comprende el estudio de las fuerzas a que se ven sometidos los

elementos que integran las articulaciones humanas. Se plantean diferentes metodologías de medida o de inferencia de tales fuerzas:

- Metodología para la obtención de la fuerza y momento globales
- Modelos simples deterministas a partir de las ecuaciones de equilibrio de la estática
- Técnicas experimentales

La cinética articular se desarrolla a partir de modelos de segmentos rígidos articulados de geometría y propiedades inerciales: masa, centro de gravedad y momentos de inercia.

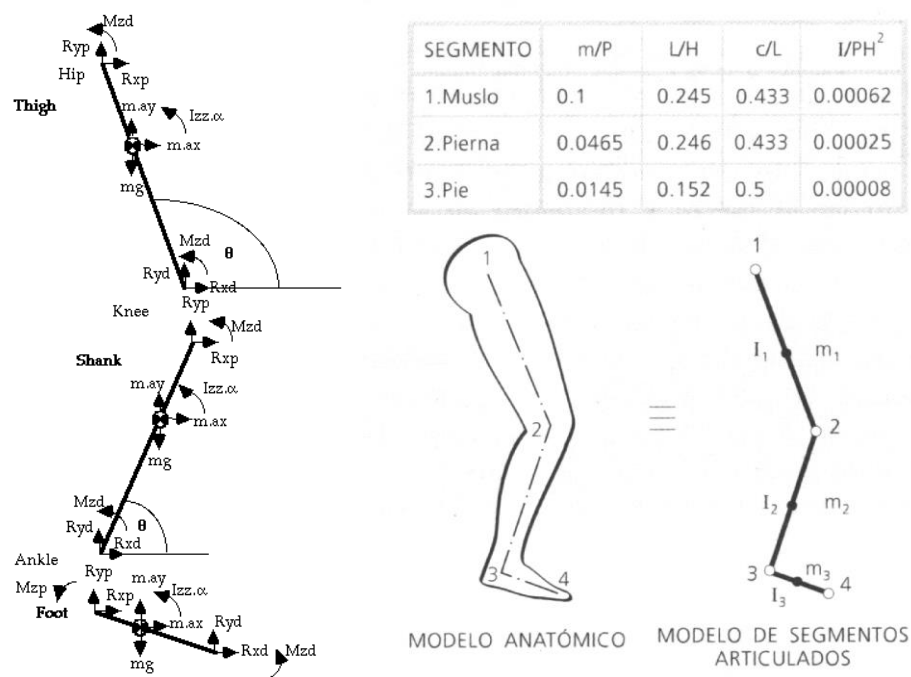


Fig. 13 Cinemática Articular

Para tal efecto se han consultado fuentes idóneas en el tema de la construcción de modelos del cuerpo humano, quienes han aportado información relacionada con masas, centros de masa y radios de giro del cuerpo humano.

SIMULACION DE LA RODILLA [9]

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.

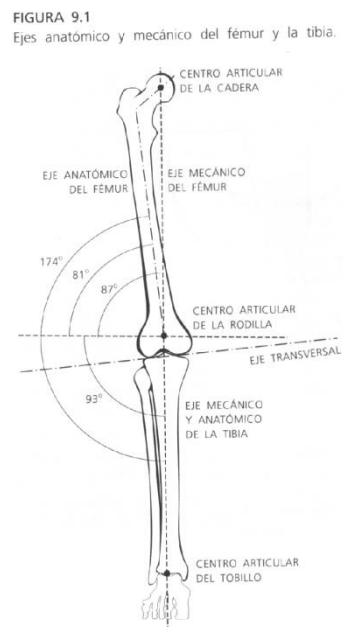
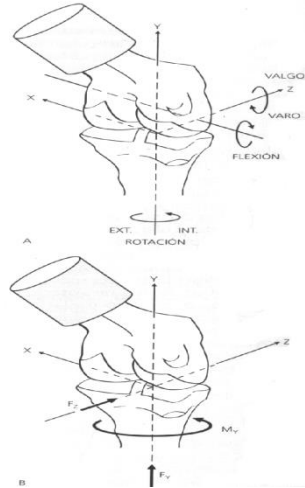


Fig. 14 Simulación de la rodilla

Representación esquemática de los ejes de coordenadas anatómicas y las cargas aplicadas en el estudio cinemático tridimensional de Blankevoort *et al.* (1988).



Individuo con ambos pies apoyados y rodillas flexionadas y esquema de las fuerzas que actúan sobre la articulación de la rodilla (Denham y Bishop, 1978).

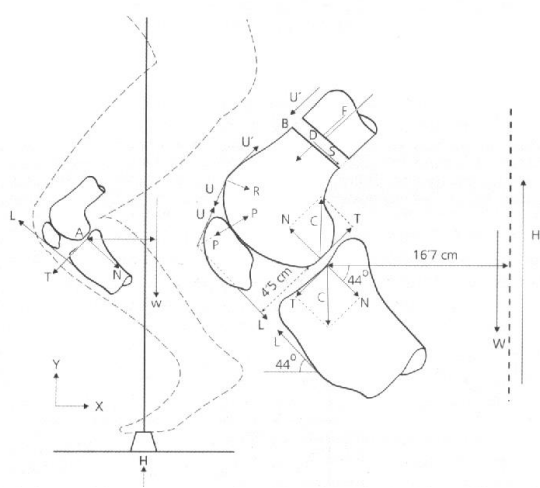


Fig.15 Simulación de la rodilla

MODELOS 3D

Las herramientas de modelación permiten simular determinados comportamientos, previa construcción de diseños establecidos. Los desarrollos relacionados con la biomecánica en todos sus aspectos – deportiva, ocupacional, médica- no son ajenos a las ventajas que proporciona una herramienta de modelación computacional. Es factible decidir acerca del diseño definitivo de un espacio físico antes de su construcción, se puede saber con precisión cuáles serán los efectos del diseño de equipo ortopédico sobre las personas, se pueden observar efectos del diseño de mobiliario con la ayuda de este tipo de herramientas.

DEFINICIÓN QFD.

“El QFD es un método que convierte las exigencias del cliente a características de calidad (medibles), y que ayuda a desarrollar un diseño de calidad del producto final desarrollando de forma sistemática (en la matriz de la "casa de calidad") las relaciones entre las exigencias o características primarias de calidad, y las características secundarias (o técnicas) de calidad”

- Trabaje artesanalmente.
- No se limite a seguir una receta: sea creativo.
- Sea realista: No espere milagros.
- Mantenga la simplicidad.
- Contemple la cultura de su empresa.
- No deje que su equipo de desarrollo del QFD se aíse del entorno.

BIBLIOGRAFIA

[1] Julie Wiest “ Que hay de nuevo en Rodillas Protésicas”

revista Inmotion Bilcom Group. Of America 2002 Volumen 12 – Numero 3 Mayo/Junio.

[2] Bill Dupes “ Lo que necesita saber sobre rodillas “

revista Inmotion. Bilcom Group. Of America 2004 Volumen 14 - Número 1 Enero /
Febrero.

[3] Bill Dupes “ Lo ultimo avance de la tecnología “

Revista inmotion Bilcom Group. Of America 2004 Volumen 14 – Numero 3 Mayo / Junio

[4] JOHN W. MICHAEL “ Rodilla Protésicas ”

Revista In motin Bilcom Group. Of America 2000 Vol.9. núm 6, Mes Noviembre /
Diciembre

[5] JULIE WLEST “ Que hay de nuevo en rodillas protésicas”

Revista In Motion The Bilcom Group. Of America. 2002. Vol.12. núm.5, Mes Agosto
/Septiembre..

[6] Bill Duppes “ Los últimos avances de la tecnología Biónica ”

Revista in motion Revista The Bilcom Group. Of America 2005 Vol. 8 num 1 Enero /
Febrero.

[7] Universitat Jaume I
Instituto de Biomecánica de Valencia
Mario Comín Clavijo

[8] Jack E. Uellendahl, “ Material usado en la protésica”
Revista in Motion The Bilcom Group. Of America. 2005 Volumen 8 numero 6
Noviembre / Diciembre.

[8] Góngora García LH, Rosales García CM, González Fuentes I,
“Articulación de la rodilla y su mecánica articular ”

[9] Adriana Betancourt “ Aplicación de herramientas CAD en el estudio antropométrico
del cuerpo humano” Universidad de Caldas – Colombia.

JACK E. UELLEND AHL “ Materiales usado en la protésicas ”
Revista In Motin The Bilcom Group. Of America . 1998. Vol.8. núm 6, Mes. Diciembre.

Glosario:

Estas son algunas definiciones de lo que se entiende por Biomecánica :

- “Relaciones entre los tejidos y órganos del cuerpo y sus tensiones mecánicas”
(S. Benno Kummer, 1971).
- “Ciencia que estudia los movimientos del hombre y su coordinación” (Escuela Soviética de Biomecánica, 1971).
- “Estudio de las fuerzas actuantes y/o generadas por el cuerpo humano y sobre los efectos de estas fuerzas en los tejidos o materiales implantados en el organismo
“(Sociedad Ibérica de Biomecánica, 1978).

BiBLioGRaFía.

(1). Berger. M. Bionics, Ed. Frankiln Watts, New York, London 1978, pag 6

2. Demócrito en sus Fragmentos y Testimonios de la antigüedad, M.L. Editorial Socioeconómica, España 1935, pag 13

3. I.B. Litinetsky. Iniciación a la Biónica, Ed. Barral Editores. Barcelona 1975, pag 29.

4.- Lucien Gerardin. La Biónica

Mc. Graw Hill Book 1968

(numero) John W. Michael, “nombre del articulo”, M.Ed, C.P.O, F.A.A.OP, F.I.S.P.O, Revista in Motion Volumen 9 – Numero 6 Noviembre – Diciembre 2000

**REPUBLICA BOLIVARIANA
DE
VENEZUELA**

CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES DEL INVESTIGADOR

Investigador: Vairon Domingo Vázquez Roa Año: Nov 2008

Tema: Diseño y Fabricación de una de una prótesis de rotula de rodilla de mediana complejidad

ETAPA	TAREA	FECHA INICIO	FECHA TERM
1.4.5	▪ Introducción	1/11/07	1/02/08
	<u>Capitulo 1</u> Revisión Bibliográfica	1/11/07	1/04/08
	1.1 Bioingeniería	1/03/08	15/04/08
	1.2 Articulación	16/03/08	30/04/08
	1.3 Antropometría	1/04/08	15/05/08
	1.4 Cinemática	16/04/08	30/05/08
	1.5 La rodilla	1/04/08	15/05/08
	1.6 Articulación de la rodilla	16/05/08	30/06/08
	1.7 Anatomía de la rodilla	1//06/08	15/06/08
	1.8 Rodilla Protésicas	16/06/08	30/07/08
	1.9 Mecánica Articular	1/07/08	15/08/08
	1.10 Material Termoplástico.	16/08/08	30/08/08
	<u>Capitulo 2</u> Diseño y Fabricación de prótesis de rótula de rodilla	15/08/ 08	1/06/07
	2.2.0 Diseño de la prótesis de rotula de rodilla	15/08/08	15/11/08
	2.2.1 Estudio de la cinemática de las articulaciones de la prótesis de rotula.	15/08/08	30/08/08
	2.2.2 Estudio dinámico de las fuerzas que actúan en la prótesis de rotula de rodilla.	15/08/08	30/08/08
	2.2.3 Estudio de resistencia de materiales prótesis	1/09/08	15/09/08
ETAPA	1.4.6 TAREA	FECHA INICIO	FECHA TERM

1.4.7			
	1.4.8 2.2.4 Simulación en 3D mediante un software el diseño de la prótesis de rodilla.	15/09/08	1/12/08
	1.4.9 2.3 Fabricación de la prótesis de rotula de rodilla	15/01/09	30/07/09
	1.4.10 2.3.1 Planos de construcción	15/01/09	15/04/09
	1.4.11 2.3.2 Tolerancias y precisión que debe caracterizar la prótesis	15/01/09	15/04/09
	1.4.12 2.3.3 Fabricación mediante tecnología de control numérico (CNC).	15/04/09	15/07/09
	1.4.13 2.3.4 Control de calidad en la fabricación	15/07/09	30/07/09
	1.4.14 Capítulo 3 Validación experimental del diseño de la rotula de rodilla	1/08/09	1/09/09
	1.4.15 Capítulo 4 Análisis y resultado del la prótesis de la rotula de rodillas.	1/09/09	1/10/09
	1.4.16 Patente de la prótesis de rotula de rodilla.	1/10/09	