



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

SIMULACIÓN VIRTUAL DEL COMPORTAMIENTO
DE UNA
PRÓTESIS DE RODILLA

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

I N G E N I E R A M E C Á N I C A

P R E S E N T A :

LUCERO ESMERALDA MORENO CASTILLA



CIUDAD UNIVERSITARIA
MÉXICO, D.F.

2009



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Agradezco a la *Universidad Nacional Autónoma de México* por proporcionarme conocimientos de alto nivel, enseñanzas humanas y por permitirme crecer cultural y deportivamente.

Agradezco a mi asesor el *Dr. Álvaro Ayala Ruiz* por su orientación y tiempo.

A mis padres por su amor y constante apoyo.

Rocio Castilla a tu lado aprendí a apreciar las ciencias médicas.

Moisés Moreno con tu contagioso entusiasmo por la física me inculcaste el gusto por tan magnífica ciencia.

A mis hermanas, mujeres de fuerza y entusiasmo, por ser mis mejores amigas.

Perla del Rocio tus logros me han impulsado toda la vida.

Iris Rubi aprendo de ti constantemente.

Adela Salazar eres un gran ejemplo y buena consejera.

A mis tíos por su cariño y orientación.

Gandhi, Daniel y Cesar sus continuas enseñanzas y consejos apoyaron el desarrollo de mis habilidades e intereses que me condujeron a la Ingeniería Mecánica.

A mi tía *Nefis Espino* por el incondicional soporte y estabilidad que me brindas, ánimo y amor.

A los amigos que siempre me apoyan, cada uno de ustedes es la puerta a otros mundos.

ÍNDICE

<u>INTRODUCCIÓN</u>	2
<u>CAPÍTULO I. FISIOLOGÍA DE LA RODILLA.</u>	
1.1 Introducción.....	4
1.2 Anatomía de la rodilla.....	4
1.3 Cinemática.....	12
1.4 Marcha.....	19
<u>CAPÍTULO II. PRÓTESIS.</u>	
2.1 Introducción.....	23
2.2 Patologías que solicitan prótesis de rodilla.....	23
2.3 Componentes protésicos.....	24
2.4 Método de diseño.....	27
2.5 Máquina de pruebas para rodilla.....	29
<u>CAPÍTULO III. COMPORTAMIENTO DE PRÓTESIS DE RODILLA.</u>	
3.1 Introducción.....	31
3.2 Clasificación de prótesis.....	31
3.3 Prótesis totales comúnmente distribuidas.....	32
3.4 Sistemas de rodilla parciales.....	34
3.5 Comportamiento requerido en Prótesis total de rodilla.....	36
3.6 Prótesis de estudio.....	39
3.7 Comportamiento de rodilla con Prótesis Kinemax Plus.....	40
<u>CAPÍTULO IV. DIGITALIZACIÓN Y SIMULACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DE LA PRÓTESIS.</u>	
4.1 Introducción.....	43
4.2 Digitalización 3D.....	43
4.3 Interpretación de datos y generación de modelos sólidos..	45
4.4 Selección de las juntas a utilizar.....	46
4.5 Simulación de la prótesis.....	48
4.6 Ensamble de la Prótesis en el Banco de Pruebas Virtual...	49
4.7 Simulación de la Prótesis en el Banco de Pruebas Virtual.....	51
4.8 Resultados.....	53
4.9 Discusión.....	55
<u>CONCLUSIONES</u>	56
<u>APÉNDICE</u>	
Juntas disponibles en Unigraphics NX-6.....	58
<u>BIBLIOGRAFÍA</u>	63

INTRODUCCIÓN

El conocimiento y análisis de las articulaciones presentes en el cuerpo humano es fundamental para prevenir futuras lesiones y para el desarrollo de mecanismos diseñados para sustituir articulaciones dañadas permitiendo mejorar la calidad de vida del paciente. Especialmente en la articulación de la rodilla humana existen varios componentes que la dotan de un amplio rango de movimientos y que al mismo tiempo deben proveer la estabilidad demandada por las diferentes actividades que desarrollamos estas condiciones la convierte en una de las más complejas articulaciones en el cuerpo humano y resulta ventajoso el desarrollo de sistemas de visualización para facilitar su análisis e interpretación.

El reemplazo total de rodilla ha llegado a ser un procedimiento habitual en México, en años recientes se ha incrementado el número de personas con patologías que dañan la rodilla, y por la gravedad del daño les es indicada la sustitución protésica de rodilla, principalmente en Osteoartritis o Artrosis y Artritis Reumatoide. La edad, sobreutilización (e.g. exceso de actividad físico-atlética), el sedentarismo, la alimentación desequilibrada y el sobrepeso son los principales factores que ocasionan lesiones en rodilla. En México, la lesión de la rodilla ocupa el primer lugar en articulaciones afectadas por realizar actividad física, seguida del tobillo, cadera y hombro [34]. La rodilla es la parte que soporta mayor peso del cuerpo, la cual puede ser siete veces mayor en una subida -en el pie de apoyo-, y 15 veces más en un descenso.

Los diseños de sustituciones protésicas disponibles en el mercado son de gran variedad según la afección y las preferencias del cirujano, la primera artroplastía en 1863 (Verneuil), consistió en la colocación de cápsulas entre las superficies articulares del fémur y la tibia para evitar su fusión, este procedimiento sentó las bases para el desarrollo de la artroplastía, casi un siglo después, en la década de los años 1940's los diseños fueron modelos más alentadores, pero hasta 1970 se comienzan a introducir criterios biomecánicos necesarios atendiendo a las características cinemáticas y cinéticas de la rodilla que se conocían.

El presente trabajo tiene como meta estudiar la biomecánica de la rodilla y la de una Prótesis de Rodilla que siendo modelada en paquetería CAD permitirá alcanzar el objetivo de Simular Virtualmente el Comportamiento Pasivo de una Prótesis de Rodilla durante la flexión haciendo uso del paquete Unigraphics NX-6.

Para la simulación se hará uso del diseño de una Prótesis de Rodilla que hasta el año 2008 fue la más utilizada en el Instituto Mexicano del Seguro Social en las sustituciones protésicas.

El Capítulo I menciona los componentes y fisiología de la articulación de rodilla, en los capítulos II y III se analiza la biomecánica de prótesis de rodilla que será usada en el Capítulo IV para la Simulación del Comportamiento de una Prótesis de Rodilla, en este último capítulo se alcanza el objetivo propuesto la Simulación Virtual de una Prótesis de Rodilla en flexo-extensión pasiva.

CAPÍTULO I. FISIOLÓGÍA DE LA RODILLA.

1.1	Introducción.....	4
1.2	Anatomía de la rodilla.....	4
1.3	Cinemática.....	12
1.4	Marcha.....	19

CAPÍTULO I. FISIOLOGÍA DE LA RODILLA.

1.1 Introducción.

La rodilla es la articulación más grande del cuerpo humano y con el fin de comprender su compleja estructura se presenta su anatomía funcional y su contribución a la marcha. Las tres articulaciones que la forman: la femorrotuliana, la femorotibial y la peroneotibial así como, la compleja red de ligamentos, su geometría ósea y sus medios de unión se explican a fin de comprender el habitual proceso de la marcha, con excepción de la articulación peroneotibial que no es estudiada en el presente trabajo.

La rodilla es una articulación sinovial de tipo troclear¹ y presenta también un conjunto trocoide², consiste en la relación de la tróclea, que prolonga los cóndilos, y la rótula, que prolonga a las glenoides [1].

Debido a la configuración de sus caras articulares es una articulación muy expuesta y poco protegida contra lesiones mecánicas, posee una vulnerable unión brindada por el sistema capsuloligamentoso, sin embargo el el aparato tendinomuscular y su sistema muscular son estructuras que le brindan la estabilidad necesaria para conformar un conjunto fuerte, funcional y solidario.

1.2 Anatomía de la rodilla.

La rodilla se clasifica como biaxial y condílea, en la cual la superficie cóncava visible en la figura 1.2.1 se desliza sobre la convexa de la misma figura.

Desde el punto de vista morfológico es definida como la yuxtaposición de dos articulaciones secundarias: la femorrotuliana (relación entre la tróclea femoral y la cara posterior de la rótula) y la femorotibial (cóndilos femorales-glenoides tibiales y meniscos).

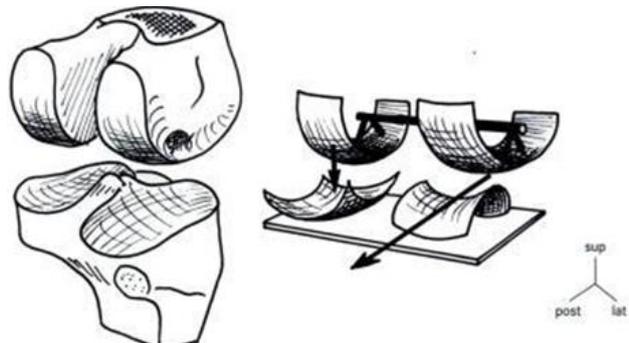


Figura. 1.2.1.
Asimetría de las superficies de los compartimientos femorotibiales: el medial el más estable y menos móvil; el lateral es menos móvil y más estable [21]

Según la biomecánica presenta libertad de movimiento de traslación en 3 sentidos: anteroposterior, medial-lateral y de compresión-distracción. Tres grados de libertad de movimiento de rotación: flexoextensión, rotación interna-externa y varo-valgo. Debido a su geometría ósea el eje de rotación no está fijo en un sólo plano resultando así una combinación de rotación y traslación.

Grupos de acción: La *articulación femorrotuliana* tiene lugar entre la cara articular de la rótula y la tróclea del fémur, es de deslizamiento; protege por delante al conjunto articular y al mismo tiempo eleva al músculo cuádriceps, permite que las tracciones de éste sobre la tibia tengan lugar con un cierto ángulo de inclinación y no en sentido paralelo, aumentando su poder de tracción. La rótula se mantiene unida a la tibia mediante los llamados ligamentos rotulianos: ligamento rotuliano lateral, intermedio y medial.

1. La tróclea es una articulación con una de sus superficies (la femoral) en forma de polea, que permite que un hueso adyacente pueda girar en el mismo plano.

2. La trocoide es una articulación cuyas superficies son dos segmentos de cilindro, uno (el femoral) es convexo y el otro (el rotuliano y el tibial) es cóncavo.

La rótula, visible en la figura 1.2.2, tiene una función de polea de reflexión. La cara posterior de la rótula se divide en una superficie articular, que a su vez se divide en una cresta vertical que corresponde al canal troclear; dos carillas, una externa (CER), la más larga y menos oblicua, y la otra interna (CIR) la cual contiene una tercera carilla (3ªCR) que entra en función en la flexión máxima.. Consta de una punta extraarticular donde se inserta el tendón rotuliano (TR). El ángulo formado por las carillas es de 130°, lo cual permite una holgura de 10° con respecto al surco supratroclear.

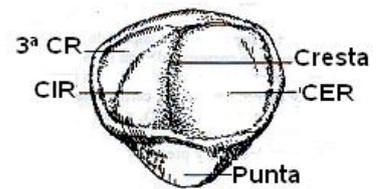


Figura 1.2.2. Rótula. [1]

La tróclea, figura 1.2.3, se encuentra en la extremidad inferior del fémur, es recorrida centralmente por un canal anteroposterior que la divide en dos vertientes: este canal continúa por atrás con la escotadura intercondílea; mientras que la vertiente externa (VET) y la interna (VIT) son convexas.

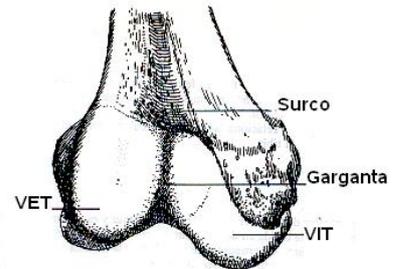


Figura. 1.2.3. Tróclea [1]

La articulación femorotibial, compuesta de cóndilos y glenoides, está dividida por el menisco articular en 2 cámaras: la cámara proximal correspondiente a la articulación femoromeniscal, responsable de la flexoextensión de la pierna, y la cámara superior que corresponde a la articulación meniscotibial que permite movimientos de rotación.

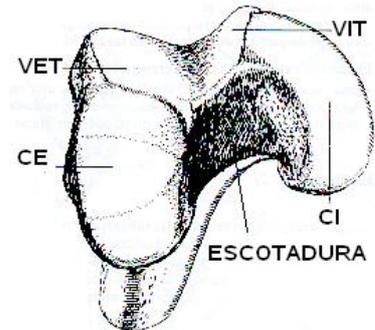


Figura 1.2.4. Cóndilos. [1]

En la parte baja y posterior de la extremidad inferior se encuentran los cóndilos, que como se aprecia en la figura 1.2.4 se encuentran separados por la escotadura intercondílea cuya prolongación hacia atrás es el canal troclear mientras que el cóndilo externo (CE) y el interno (CI) son continuación a vertientes trocleares correspondientes, estos son igualmente convexas en todos los sentidos.

Las glenoides, que se presentan en la figura 1.2.5, apoyadas en las tuberosidades tibiales externa e interna, están separadas por el espacio interglenoideo (EIG), la glenoides externa (GE) y la interna (GI) son cóncavas transversalmente siguiendo la convexidad de los cóndilos correspondientes. El CI convexo y la GI cóncava encajan recíprocamente, mientras que la oposición de las superficies convexas, del CE y de la GE no se prestan a la congruencia.

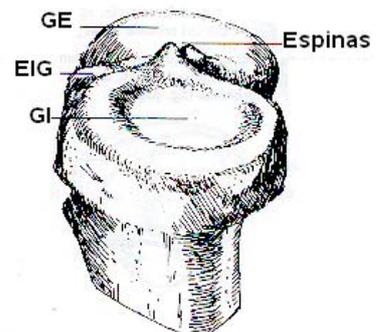


Figura 1.2.5. Glenoides. [1]

La articulación peroneotibial superior es una artrodia³ situada bajo la GE y localizada en su tercio posterior; relaciona las carillas articulares correspondientes de la extremidad superior del peroné y de la tibia.

La sinovial (Sin), representada en la figura 1.2.6, es una cápsula delgada que se encuentra alrededor de las extremidades óseas dividiéndose en fondo de saco perifemoral y peritibial, está unida por los lados a la cara periférica de los meniscos. Contiene el líquido sinovial que

funciona como lubricante entre los huesos, mismo que tapiza la cara profunda de la cápsula (CAP). Además protege las uniones óseo-meniscales, el surco supratroclear, por medio de la bolsa serosa subcuadrípital, y el tendón poplíteo (TP), por la bolsa serosa del poplíteo.

Medios de unión.

La unión de las superficies articulares se realiza por el conjunto meniscal, el capsuloligamentoso, el adiposo y el muscular.

La no concordancia de las superficies articulares visible en la figura 1.2.1 se compensa por la interposición de los meniscos o fibrocartílagos⁴ semilunares sobre la cara articular de la tibia que ensanchan la superficie y absorben los choques. El aparato meniscal, presentado en la figura 1.2.7, compuesto por los meniscos, está dividido en externo e interno que a su vez se clasifican en posterior y anterior.

Los meniscos, formados por fibras horizontales, radiales y verticales, están insertados en la superficie pre y retro espinal, unidos por manojos fibrosos a las espinas. Además se unen al plano capsular en el muro meniscal (MM), reforzando los ligamentos meniscorrotulianos externo (LMRE) e interno (LMRI), y se unen entre si por medio del ligamento yugula (LY) en sus cuernos anteriores.

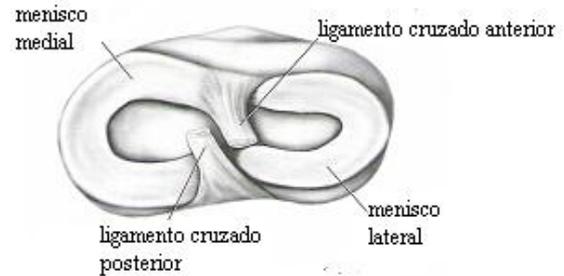


Figura. 1.2.7. Meniscos.

El menisco externo (ME) se encuentra unido de su cuerpo posterior al ligamento cruzado posterior (LCP) y al poplíteo (P) con un amarre dinámico externo (ADE). El menisco interno (MI) se une en su cuerno posterior a un amarre dinámico interno (ADI) sujetado en el tendón semimembranoso (SM).

El aparato capsuloligamentoso está constituido por uniones pasivas agrupadas en un sistema central y un sistema periférico.

El sistema central representado en su parte ósea por el macizo de las espinas tibiales, y por los ligamentos cruzados, esquematizados en la figura 1.2.8, que se encuentran envueltos por la sinovial, a partir de un repliegue que nace de la cara posterior de la articulación.

Los ligamentos cruzados unen al fémur y a la tibia y se entrecruzan dentro de la cápsula articular, pero fuera de la cavidad sinovial. Están situados en el centro de la articulación su origen es la fosa intercondílea del fémur y toman direcciones divergentes y se cruzan.

El ligamento cruzado anterior (craneal) y posterior (caudal), deben su nombre a la zona de inserción.

El anterior se inserta en el área intercondílea craneal de la tibia. El ligamento cruzado posterior se inserta en la incisura poplíteo de la tibia.

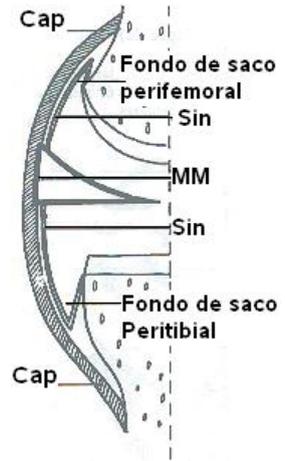


Figura. 1.2.6. Sinovial. [1]

4. Tejido conectivo formado por fibras y una matriz intercelular compuesta por una sustancia rica en glucosaminoglicanos sulfatados (condritín sulfatado).

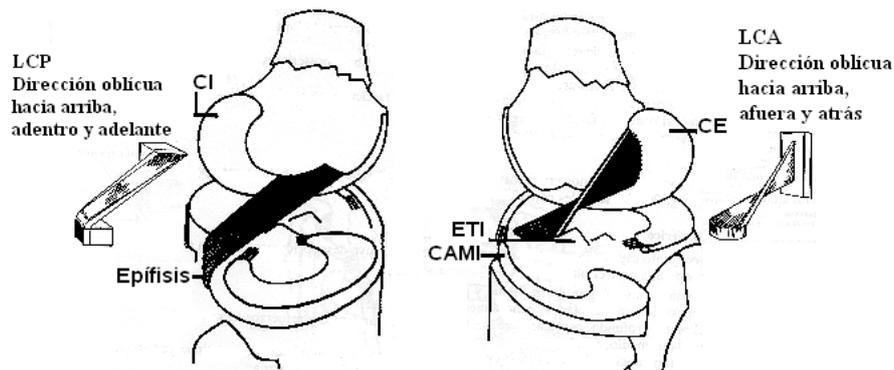


Figura.1.2.8. Ligamentos Cruzados. [1]

El ligamento cruzado anterior (LCA), el más débil de los dos, tiene una irrigación relativamente escasa, se refleja cuando se flexiona la rodilla y se tensa cuando se extiende por completo, impidiendo el desplazamiento posterior del fémur sobre la tibia y la hiperextensión de la rodilla. Cuando se flexiona la articulación en ángulo recto, la tibia no se puede desplazar hacia delante porque está sujeta por el LCA.

El ligamento cruzado posterior (LCP), el más poderoso, se tensa durante la flexión de la rodilla, evitando el desplazamiento anterior del fémur sobre la tibia o el desplazamiento posterior de la tibia sobre el fémur y contribuye a evitar la hiperflexión de la rodilla. El LCP es el principal estabilizador del fémur con la rodilla flexionada o soportando peso.

El *sistema periférico* es un conjunto capsuloligamentoso, externo e interno, cada uno, divididos en tercios: anterior, medio y posterior.

En el sistema periférico externo, mostrado en la figura 1.2.9, su tercio anterior es la superposición del alerón anatómico externo (AAE) de la rótula, las expansiones directas de los músculos formados por el vasto externo (VE) y el vasto interno (VI), apreciados en la figura 1.2.11, así como las que provienen del biceps y de la tibia anterior y finalmente el plano capsular (CAP), apreciado en la figura 1.2.6, que adherido al muro meniscal (MM) refuerza al ligamento meniscorrotuliano externo⁵ (LMRE).

El tercio medio, asocia al CAP, la aponeurosis iliotibial (AIT) y al ligamento lateral externo llamado largo (LLEL).

El plano capsular (CAP) corresponde al tercio posterior, su espesor aumenta de delante hacia atrás. Su parte posterior, gruesa y resistente, cubre el CE para constituir el casquete condíleo externo (CCE). La parte anterior es el punto de ángulo posteroexterno (PAPE), tela de fondo de una zona de menor resistencia. La inserción alta es común con la de la GE, extendiéndose del borde superior del CE al límite superior de la superficie articular y a veces también a la cara periférica del cuerno posterior del ME; la inserción baja es sobre la cara posterior de la tuberosidad tibial externa, en la proximidad de la GE.

La articulación peroneotibial superior está protegida por ligamentos, especialmente de localización anterior y posterior, con comunicación con la articulación femorotibial.

5. El LMRE se dirige oblicuamente hacia abajo, atrás y afuera.

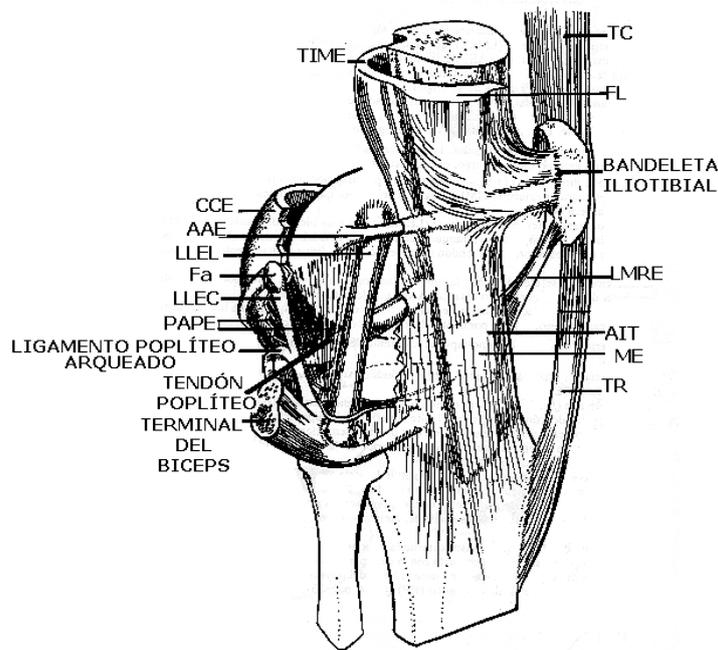


Figura.1.2.9 Sistema Periférico Externo [1]

El sistema periférico interno, representado por la figura 1.2.10, tiene en su parte interior al alerón rotuliano interno (ARI), en el que se superponen: el CAP (reforzante del ligamento meniscorrotuliano interno (LMRI), el alerón anatómico interno (AAI) y las expansiones musculares directas del VI y del VE.

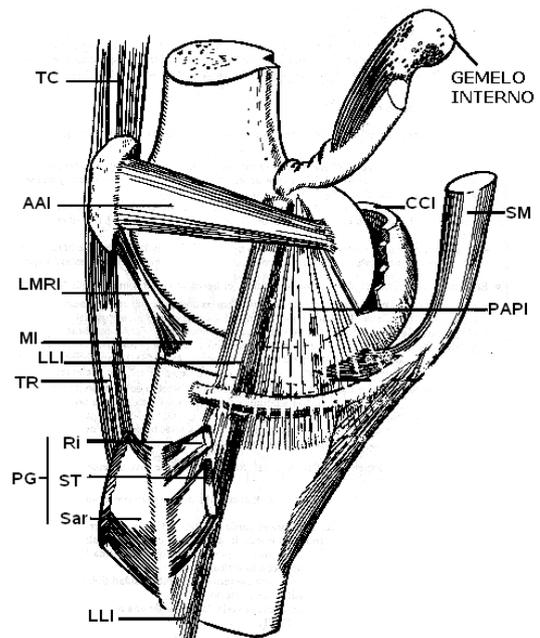


Figura.1.2.10. Sistema Periférico Interno. [1]

En su tercio medio el CAP recubre al ligamento lateral interno (LLI), las fibras cortas del CAP terminan en el menisco, permitiendo la individualización del fascículo femoromeniscal y del fascículo meniscotibial que permiten formar una bandeleta resistente, gruesa, oblicuamente hacia abajo cuya inserción alta se efectúa sobre el tubérculo del CI y la inserción baja, desplegada en abanico, se efectúa sobre la parte antero superior de la cara interna de la tibia.

En el tercio posterior, al igual que en el sistema externo, está el CAP pero, cubriendo el CI y constituyendo el casquete condíleo interno (CCI): Su inserción alta, sobre el borde superior del CI, está íntimamente ligada a la del GI donde la disociación capsulomuscular forma una Bursa del gemelo interno (BGI). La inserción baja se efectúa sobre la cara posterior de la tuberosidad tibial interna a algunos milímetros por debajo del reborde tibial posterior y por último su parte anterior, el punto de ángulo posterointerno (PAPI), es una zona delgada de menor resistencia.

El sostén del PAPI aparece por la imbricación de los tres tendones y de los tres fascículos: el fascículo superior se continúa con el tendón recurrente, el fascículo medio se entremezcla con

el tendón directo, el fascículo inferior atraviesa el tendón reflejo (Trf) antes de terminar sobre la tibia por detrás del LLI.

Como se menciona anteriormente el sistema adiposo, cubierto por la sinovial y separado de la cavidad articular, aporta otros medios de unión, por un lado el paquete adiposo anterior o subrotuliano, que es una masa gruesa que llena el vacío delimitado por la punta extraarticular de la rótula y el tendón rotuliano (TR). El PA es secundado por las prolongaciones celulograsas que constituyen los repliegues alares, con forma de almohadillas, remontados a la mitad inferior de los bordes de la rótula, y el ligamento adiposo (LA) con forma de un cordón, fijado a la extremidad inferior de la escotadura intercondílea prolongándose a veces hasta el LCA.

Aparato Tendinomuscular.

Yunque activo que reúne los grupos musculares apreciables en la figura 1.2.11: anterosuperior, posteroinferior, posteroexterno, posterointerno y el poplíteo.

El grupo antero superior es representado por el cuádriceps, en su origen se distinguen cuatro cabos: el cabo superior es el recto anterior (RA), cabo superficial y biarticular (i.e. cadera y rodilla), es la unión del tendón directo (Td) sobre la espina ilíaca anteroinferior con el tendón reflejo (Trf) que se inserta detrás del canal supracotiloideo con el tendón recurrente (Trc) que está fijado al ángulo anterosuperior del trocante mayor. Este cabo superficial se apoya de cabos laterales, que son dos músculos monoarticulares (rodilla), vasto externo (VE) e interno (VI). El VE se extiende sobre la vertiente externa por delante del tabique intermuscular externo (TIME), véase figura 1.2.9, subiendo hacia el trocante mayor; el vasto interno (VI), que se aproxima a la rodilla con gran despliegue de fibras, dividiéndose en vaso interno longitudinal (VIL) y el interno oblicuo (VIO). Por último el cabo profundo crural (Cru), músculo monoarticular, moldeado sobre la convexidad del fémur tiene origen libre de inserción, tapizando las caras anterior y externa del fémur, está separado del VI por la cara interna del fémur; este músculo amarra en profundidad a la bolsa serosa subcuadricipital (BsC) contra la cara anterior del fémur.

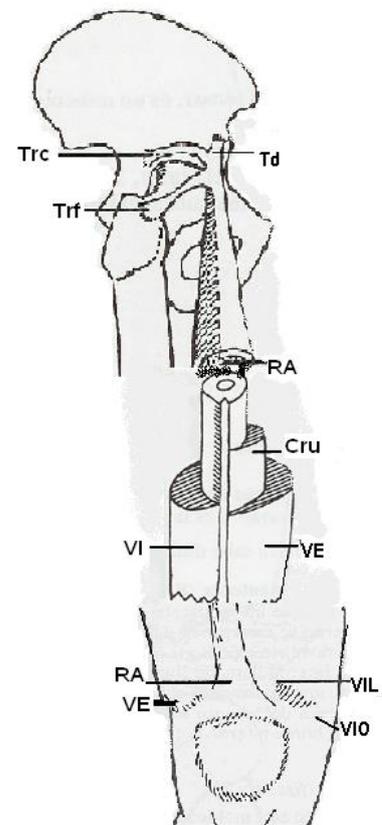


Figura.1.2.11.
Aparato Tendinomuscular.

La terminación del cuádriceps coincide con el tendón cuadricipital (TC), prolongación del tendón rotuliano (TR), véase figura 1.2.9 y 1.2.10, y está reforzada por expansiones aponeuróticas y por las bolsas serosas: El TC lo constituye la unión dispuesta a unos centímetros por encima de la rótula y en tres planos, visibles en la figura 1.2.11: La lámina del recto anterior (RA), las láminas del vasto externo (VE) y del vasto interno (VI) y finalmente la lámina del crural (Cru). El TR que se estrecha de arriba abajo es una lámina tendinosa, voluminosa pero plana que se inserta en su parte alta sobre la punta de la rótula y en la parte baja sobre la tuberosidad tibial anterior. Las expansiones tendinoaponeuróticas son un doble refuerzo anterior de las terminales del VE y del VI que se disponen simétricamente hacia

arriba con prolongación directa longitudinal fijada en el borde lateral de la rótula, del TR y de la tuberosidad tibial, mientras que en prolongación cruzada atraviesa la línea media por delante de la rótula y del TR para finalmente fijarse sobre la tuberosidad tibial opuesta; hacia abajo su prolongación es común con la fascia lata y el sartorio para coincidir con la cara anterior del TR. Las tres bolsas serosas prerrotulianas (BpreR) existentes son superficial, media y profunda se superponen e insinúan entre los diferentes planos tendinoaponeuróticos.

El grupo posteroinferior, consta del gemelo externo (GE) y del gemelo interno (GI) tal como se observa en la figura 1.2.12, son cabos superficiales con origen femoral, del triceps sural⁶. En su parte alta el origen es simétrico a partir de fibras que se insertan por arriba sobre los tubérculos condíleos y por abajo sobre los casquetes condíleos, sobre estos últimos varía en altura con respecto a la interlínea articular. El origen posterolateral es a partir de un tendón que se inserta lateralmente sobre la tuberosidad condílea, justo encima de la inserción alta del LL.

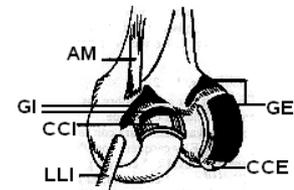


Figura.1.2.12.
Gemelos. [1]

La inserción baja se efectúa sobre una lámina tendinosa a media pierna, hacia arriba la lámina se desdobra hacia los dos gemelos y es profunda con respecto a los cuerpos carnosos que en él se insertan; por abajo, la lámina común se une a la lámina terminal del sóleo para constituir el Tendón de Aquiles.

El grupo posteroexterno, de la figura 1.2.13, consta de la fascia lata (FL) y del biceps femoral (B). La FL tiene un origen alto en el glúteo mayor (GM) y su terminación baja es una lámina terminal llamada “sólida” ésta es gruesa y resistente, desplegada a lo largo de la cara externa del muslo con inserción en la cara anteroexterna. La unión de la FL y el sartorio, sobre la espina ilíaca anterosuperior, constituye las dos tiras de una banda que encierra el tendón rotuliano.

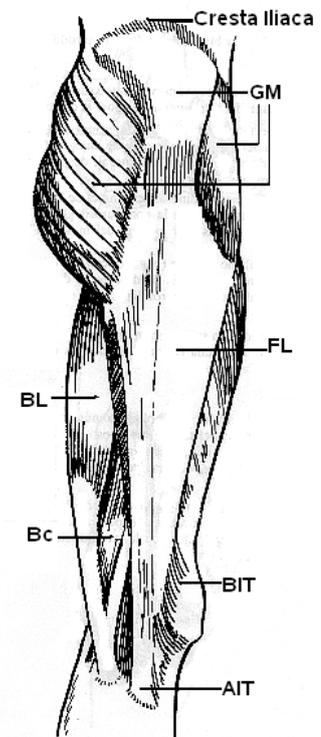


Figura.1.2.13.
Fascia lata y Biceps. [1]

El biceps femoral se relaciona con los músculos isquiotibiales en un plano común al semitendinoso (ST), nace en el isquión, avanza al compartimiento posterior del muslo y termina en un tendón voluminoso de la cara superior de la cabeza del peroné, envolviendo al LLEL.

El grupo posterointerno son músculos biarticulares: los músculos de la pata de ganso (PG), presentados en la figura 1.2.10, confluyen en la terminación tibial y se extienden por la cara interna de la extremidad superior de la tibia, en donde una bolsa serosa los separa del LLI. La PG está constituida por el sartorio (Sar), el más anterior, el recto interno (RI) y el semitendinoso (ST), el más posterior. El cuarto músculo del grupo posterointerno es el semimembranoso, es una delgada lámina tendinosa, que desciende hasta la mitad del muslo para después volverse más voluminosa.

El semimembranoso (SM) tiene inserción distal dirigida al ángulo posterointerno de la tibia que resulta ser la inserción de tres tendones, integrados en el PAPI, tendón directo (Td), tendón reflejo (Tr) y tendón recurrente (Trc), véase figura 1.2.11.

6. El sóleo es el cabo profundo con origen en la pierna.

El Td se inserta en la cara posterior de la tuberosidad tibial interna y se une al cuerno posterior del menisco interno; el Tr prolonga la dirección del muslo en la posición de rodilla flexionada a 90°, pasa por el LLI y se inserta en la cara anterior de la tuberosidad tibial interna; y finalmente el Trc se apoya sobre el casquete condíleo externo (CCE) y se inserta en la fabela constituyendo así el ligamento poplíteo oblicuo (LPO).

El poplíteo, como se aprecia en la figura 1.2.14, es un músculo corto, aplanado y triangular, es el único monoarticular, carnoso e intraarticular inmerso en el hueco poplíteo, se comunica con las articulaciones femorotibiales y peroneotibial superior por medio del tendón PAPE, y con el ligamento lateral externo corto (LLEC) y el largo (LLEL), visibles en la figura 1.2.9, con unión, al nivel del reborde posterior de la glenoides externa, al cuerno posterior del menisco externo; por detrás el ligamento poplíteo oblicuo (LPO) se inserta sobre la cáscara condílea externa (CCE) y sobre la fabela (Fa).

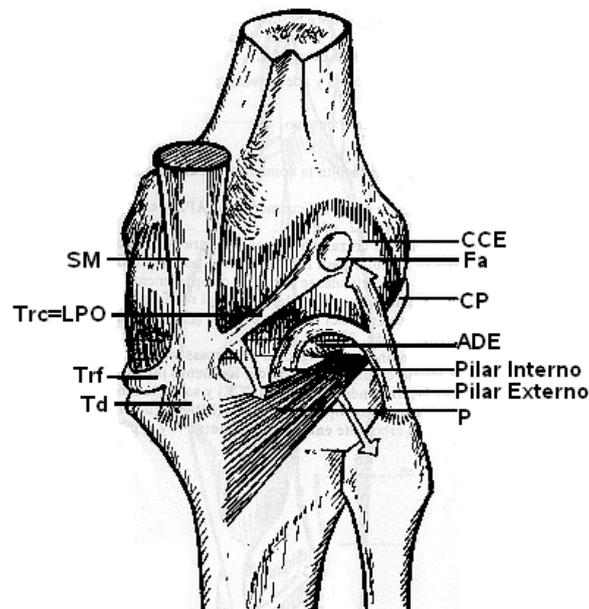


Figura.1.2.14. Poplíteo [1]

1.3 Cinemática.

En este apartado se analiza la cinemática de la rodilla, es decir, la descripción y el análisis del movimiento de la articulación sin considerar las fuerzas y pares que lo generan. La cinemática, del griego “kineo” que significa mover, es la parte de la mecánica clásica que estudia las leyes del movimiento del cuerpo sin tener en cuenta las causas que lo producen, limitándose esencialmente al estudio de la trayectoria en función del tiempo. En la rodilla se genera un par de fuerzas⁷ que actuando de forma activa-pasiva intermitentemente compensan los esfuerzos musculares, el peso, la inercia y, entre otras, las maniobras externas. La diferencia entre la forma activa y pasiva reside en la acción muscular, en la forma activa interviene la acción muscular, acción que enmascara inestabilidad articular y presencia de movimientos anormales articulares, si es que existen, que son comprobables en la forma pasiva.

Los principales movimientos de la rodilla se realizan fundamentalmente en dos planos perpendiculares: la flexoextensión en el sagital (eje frontal) y la rotación interna y externa en el plano frontal (eje vertical).

En el movimiento de flexoextensión la cara posterior de la pierna se aproxima a la cara posterior del muslo en el curso de la flexión, y lo contrario sucede durante la extensión, con la flexión, gracias a la contracción del músculo poplíteo, se presenta una ligera rotación lateral del fémur contraria a la rotación medial del fémur sobre la tibia presente durante la extensión. En bipedestación los músculos del muslo y de la pierna se relajan y la rodilla se bloquea debido la rotación medial.

En extensión completa no es posible la rotación interna ni la externa de la rodilla pero es libre de rotar en posición de semiflexión gracias a los ligamentos laterales y a los cruzados.

La Rodilla Pasiva.

En el par “movilidad pasiva-estabilidad pasiva” intervienen las superficies articulares y el sistema meniscocapsuloligamentoso.

*La estabilidad pasiva*⁸ es posible por la inmovilización generada al contraerse la articulación femorotibial, que anula el par de fuerzas pasivas. La pierna estirada sobre el muslo posee una estabilidad, debida al bloqueo ocasionado por la congruencia articular y por la resistencia capsuloligamentosa, que queda limitada al tensarse los ligamentos cruzados y colaterales.

El peso es equilibrado en la fase pasiva únicamente por las superficies articulares y el sistema meniscocapsuloligamentoso que controlan las tentativas de salida del centro de gravedad fuera del área podal de apoyo.

Durante la extensión en la rodilla pasiva intervienen la articulación femorotibial (con un grado de libertad) y la femororrotuliana (2 grados de libertad), última que contribuye a asegurar la inmovilización, interviniendo sólo en extensión, al exteriorizarse la rótula en posición alta, cuando la rótula ha dejado casi enteramente la tróclea, alojándose en el surco supratroclear. Al liberarse por completo la tróclea, la rótula puede moverse en sentido transversal y el desplazamiento interno y externo se controla por los alerones quirúrgicos correspondientes.

7. El término par de fuerzas se aplica al movimiento descompuesto en instantaneas o fases.

8. El cartilago rotuliano ha perdido el contacto con el cartilago troclear para encontrarse con el repliegue sinovial del fondo de saco subcuadrípital.

La rótula se localiza por su centro Funcional (Cr) en la unión del eje del tendón mCuadriceps y del eje de resistencia del tendón rotuliano. El Cr se sitúa delante del cuádriceps y del ligamento rotuliano, ambos en oblicuidad. En el plano frontal se forma un ángulo de desalineación del aparato extensor (CCrR) aproximado de 170° , que como se observa en la figura 1.3.1 abre cuando la rótula es fraccionada hacia fuera en el hueco supratroclear, mientras que en el plano sagital, también visible en la figura 1.3.1, la desalineación forma un ángulo evaluado en 165° .

La articulación femorotibial interviene cuando la estabilidad es adquirida pasivamente por un desalineamiento de frente y un alineamiento de perfil de los ejes anatómicos⁹ y por una rotación externa de la tibia.

En el plano frontal, véase figura 1.3.1.a, el desalineamiento de los ejes del fémur (F) y de la tibia (T) conocido como valgus fisiológico (FOT), es de aproximadamente 174° ; en el plano sagital, véase figura 1.3.1.b, hay un alineamiento de los ejes anatómicos del F y de la T que responde a una vertical marcada a 0° de extensión pero con posibilidad de genu- recurvatum fisiológico de -10° , es decir un desalineamiento del eje F y T que forme un ángulo de 10° ; en el plano horizontal la tibia se inmoviliza bajo el fémur en rotación externa de aproximadamente 5° , representado el punto final de la rotación externa necesaria para pasar de la flexión a la extensión.

Para el control pasivo se recurre al sistema capsuloligamentoso activando los elementos del aparato central y del periférico externo e interno. El bloqueo es asegurado lateral, medial, central y en la periferia; La congruencia articular medial y lateral proviene de la adaptación entre superficies convexas condíleas y concavidades glenoideas, por el centro actúa el cono del macizo de las espinas tibiales MET, mientras que, en la periferia los ligamentos meniscorrotulianos adaptan a los meniscos llevándolos hacia delante.

Durante *la rodilla pasiva en flexión*, visible en etapas identificadas cada 30° de flexión en la figura 1.3.2, interviene la articulación femorrotuliana y la femorotibial; la articulación femorrotuliana combina movilidad produciendo movimiento al deslizarse la tróclea hasta que se retiene en la tuberosidad tibial anterior por el tendón rotuliano; en estabilidad, los alerones rotulianos son flexionados y la vertiente externa de la tróclea funge como tope a la rótula cuando se emplaza en el canal, iniciando la flexión.

En el plano frontal, la rótula se centra y alinea al aparato extensor, en el plano sagital, cambia sus puntos de apoyo retrocediendo y describiendo un arco de circunferencia centrado en la tuberosidad tibial anterior con radio igual al tendón rotuliano, así se sitúa por delante a 30° , por encima a 60° y por detrás a 90° . Con los 90° se contactan los bordes laterales de las carillas articulares y la 3ª carilla articular.

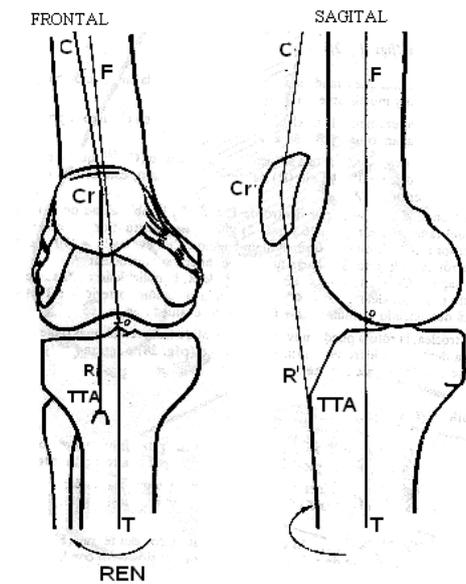


Figura.1.3.1.a.

Figura.1.3.1.b.

Figura 1.3.1
Articulación Femorotibial y sus ángulos de alineación. [1]

9. Eje que corresponde al eje a la vez central y longitudinal del fémur (F) o de la tibia (T). [1]

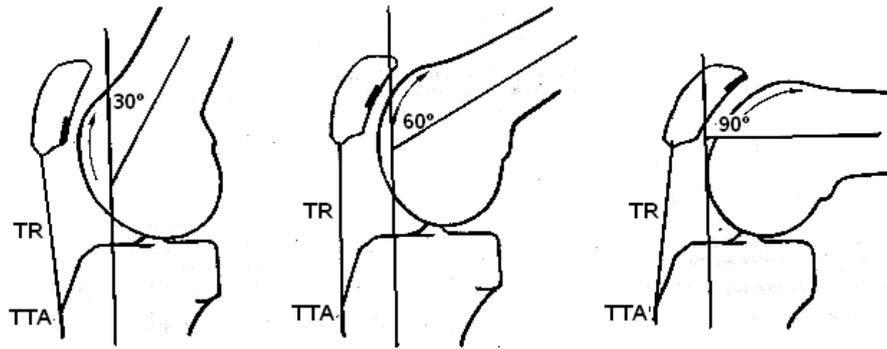


Figura.1.3.2 Deslizamiento de la rótula [1].

La articulación femorotibial combina movilidad-estabilidad y equilibra ocasionalmente el peso del cuerpo. La superficie del CE, incongruente a la GE, genera la movilidad pasiva, opuestamente durante la estabilidad pasiva la superficie reducida del CI recurre al sistema capsuloligamentoso y se presta para una buena adaptación con la GI que es cóncava.

El movimiento pasivo es regulado a nivel del compartimiento intercalar donde se efectúa la rotación necesaria, el macizo de las espinas tibiales (MET) proporcionan bloqueo transversal en extensión y el control del rodamiento-deslizamiento bicondíleo es asegurado por los ligamentos cruzados que sujetan a los cóndilos, este rodamiento realiza un retroceso del fémur en extensión-flexión, al iniciarse la flexión se libera el LCA, con rodamiento hasta los 25° de flexión y el deslizamiento se manifiesta desde que el CE es retenido en flexión por el alargamiento del LCA. El CI está retenido en extensión por el alargamiento del LCP pero se libera desde el inicio de la flexión para deslizarse y rodar hasta los 15°.

El avance del fémur en flexión-extensión procede a la inversa de un deslizamiento-rodamiento-bicondíleo.

La rotación necesaria está en función de las espirales condíleas que por su asimetría producen la rotación interna necesaria (RIN) al flexionar y una rotación externa necesaria (REN) en extensión. En extensión-flexión la RIN permite el enroscamiento entre el LCA y el LCP mientras que el aparato extensor se alinea. En flexión-extensión, la REN necesaria permite al LCA y al LCP desenroscarse y el aparato extensor pierde su alineación.

La cinemática secuencial combina una alineación de frente, desalineación de perfil y una rotación libre de la tibia bajo el fémur. De extensión a flexión a 30°, en el plano frontal, se alinean los ejes anatómicos del fémur y de la tibia un ángulo de valgus, en el plano sagital el desalineamiento de los ejes anatómicos del fémur y de la tibia forma el ángulo de flexión. El desalineamiento del aparato extensor cierra el ángulo de desalineación CCrR menos que el ángulo de flexión lo que provoca el retroceso fémur-rótula. En el plano horizontal, se incrementa la rotación libre de la tibia bajo el fémur por la movilidad complementaria que controlan los estabilizadores periféricos. La movilidad complementaria de la movilidad sagital se efectúa a partir de una posición de referencia, que se define como rotación libre llamada cero; en rotación libre cero el rodamiento-deslizamiento bicondíleo delante a detrás es simultáneo. El rodamiento-deslizamiento en rotación libre externa o interna un deslizamiento biglenoideo interviene alternativa y en sentido opuesto permitiendo que las superficies articulares barran su tercio anterior respectivo y lo sobrepasen.

Los estabilizadores periféricos, llamados laterales, se oponen al desplazamiento lateral del espacio femorotibial por la elongación. En rotación externa el LLI controla la abducción o valgus y el LLEL controla la aducción o varus. En rotación interna el PAPI controla la abducción y el PAAE, al sobrepasar el desplazamiento externo fisiológico autorizado por LLEL, controla la aducción.

Conforme aumenta la flexión y se llega a 60° se presenta una completa alineación disminuyendo a 0° el ángulo FOT en el plano frontal. En el plano sagital se acentúa la desalineación, el ángulo de desalineamiento disminuye menos que el ángulo de flexión produciendo una corrección debida a un retroceso fémur-rótula y la tuberosidad tibial anterior se sitúa por delante de la plomada de la rótula. En el plano horizontal, la rotación libre de la T bajo el F adquiere una amplitud aproximada de 40° gracias a una movilidad complementaria que controlan los estabilizadores periféricos y centrales. La movilidad complementaria de la movilidad sagital se efectúa de delante atrás simultáneamente y las superficies articulares se oponen por su tercio medio respectivo en su parte media. En la rotación libre externa o interna el deslizamiento biglenoideo provoca que las superficies articulares barran en su mayor extensión.

Los estabilizadores centrales y periféricos, llamados rotatorios, son solicitados en elongación a fin de oponerse a toda tentativa de subluxación de la tibia.

El posible adelantamiento de la tibia a partir del espacio interglenoideo está bloqueado por el LCA y por el punto de ángulo posterointerno PAPI; el retroceso de la tibia está asegurado por el LCP.

A los 60° el deslizamiento hacia atrás de la GE en rotación externa permite al CE y al ME volver a la posición inicial de extensión mientras que el cóndilo franquea el vértice glenoideo y vuelve a descender por la vertiente glenoidea anterior hasta encontrar el tope que constituye el cuerno anterior del ME. El deslizamiento hacia delante de la GI permite al CI y al MI situarse con referencia a su tercio posterior respectivo, el cóndilo gravita hasta topar con el tercio posterior del cuerno posterior del menisco interno (CPMI)¹⁰.

En rotación interna (a 60°) el deslizamiento hacia delante de la GE permite al CE y al ME situarse con referencia a su tercio posterior respectivo, el cóndilo descende por la vertiente glenoidea posterior hasta topar con el cuerno posterior del menisco externo. El deslizamiento hacia atrás de la GI permite en principio al CI y al MI encontrar la posición inicial de extensión, el cóndilo descende a la vertiente anterior de la concavidad glenoidea mientras que el ME es retenido por delante por el ligamento meniscorrotuliano interno (LMRI).

En rotación libre cero, las superficies articulares se oponen por su tercio medio respectivo en su parte media y la estabilidad delante-atrás es controlada por la tibia a partir del espacio interglenoideo (EIG), presentado en la figura 1.2.5, bloqueada por el LCA y por el ángulo posterointerno (PAPI), que con apoyo meniscal refuerza al LCA para suplirlo con la ayuda del punto de ángulo anteroexterno (PAAE). El retroceso de la tibia a partir del EIG está fuertemente cerrado por el LCP sólido.

La estabilidad rotatoria dispone de un control gradual perfeccionado para rotación externa y ligero para la rotación interna. Durante la rotación externa (RE) el avance de la tibia a partir

10. El CPMI se opone a que la GI pueda escaparse hacia delante y el CI luxarse hacia atrás.

de la GI está sometida a un frenado múltiple: freno principal, freno de emergencia y freno de paro:

-Freno principal. Asegurado por el conjunto PAPI-cuerno posterior del menisco interno (CPMI).

-Freno de emergencia. El LCA provee elongación a favor de la rotación externa, al retroceder el eje de rotación libera al LCA se aprovecha en un largo barrido rotatorio externo limitado por la cara interna del cóndilo externo (CE). EL LLI en buenas condiciones de elongación enlazándose con la tuberosidad tibial interna. El macizo de las espinas tibiales sujeta la GI y de la espina tibial interna (ETI) que sirve de tope al CI.

-Freno de paro. Atribuido al LCP.

El retroceso de la tibia por las glenoides se frena principalmente por el conjunto PAPE-cuerno anterior del menisco externo (CAME); como emergencia se asegura con el LLE cuyo fascículo largo está elongado y el LLEL está tendido en posición normal: el freno de paro se asegura con el LCP que refuerza la cáscara condílea externa (CCE).

La estabilidad durante la rotación interna (RI), como se menciono antes es débil, asegura que el avance de la tibia a partir de la GE se frene por el punto de ángulo posteroexterno (PAPE)-cuerno posterior del menisco externo (CPME) y la fascia lata (FL) que es de segunda emergencia, donde la aponeurosis iliotibial está estirada mientras que la línea de fuerza muscular pasa por detrás del centro de extensión-flexión (encima de los 30° de flexión). El freno de paro es el LCP.

El retroceso de la tibia a partir de la GI se frena principalmente por el PAPI sin la participación del CAMI, se frena de emergencia por el fascículo femoromeniscal y por el fascículo meniscotibial, el freno de paro proviene del reforzamiento del casquete condíleo interno (CI) por conducto del LCP.

Al llegar a los 90° de flexión se produce una desestabilización progresiva: la desalineación de perfil se acentúa, el deslizamiento dobla las fricciones y la pérdida del mecanismo regulador central favorece la descoaptación¹¹. La flexión completa es propensa a desencajarse y se reduce a la mitad la zona de apoyo por las espirales condíleas de radios pequeños, estas fuerzas excesivas hacen esta posición particularmente vulnerable.

El equilibrio del peso¹² ofrece variantes de equilibrio: en apoyo bipodal o monopodal la extensión permite bloquear la rodilla, el equilibrio pasivo (ausente de contracción muscular) permite controlar la línea de fuerza gravitatoria (GL)¹³ por el bisel del eje mecánico, visible en la figura 1.3.3, que alinea de frente y de perfil el centro de la cabeza femoral para la cadera, la espina tibial externa de frente y el espacio pretibial de perfil para la rodilla, y la mitad de la polea astragalina para el tobillo, conforme se verticaliza la GL sustituye al eje mecánico en ausencia de toda sollicitación lateral.

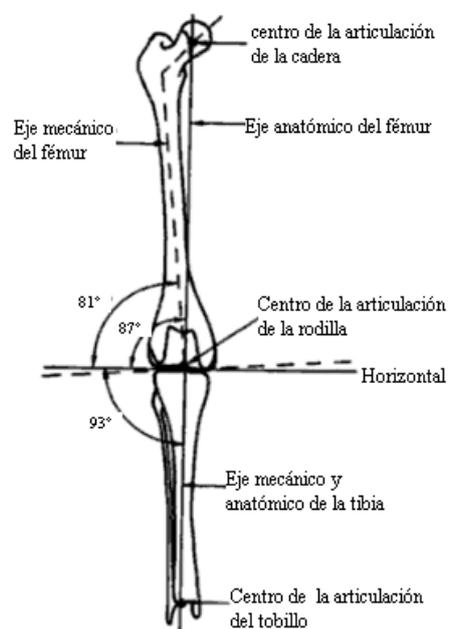


Figura 1.3.3 [25]
Eje mecánico y anatómico

11. La rotación interna necesaria permite el cruce del LCA y al LCP para la coaptación: el retroceso del fémur torna el contacto interligamentaria más difícil hasta llegar a ser imposible más allá de los 90° de flexión.

12. Se materializa en la GL del cuerpo entero, situada por delante de la chamela lumbosacra y proyectada en el área podal de apoyo (superficie delimitada del borde externo de los pies, a la tangente a la punta de los pies y a de los talones).

13. La GL está representada por una vertical, respondiendo a la proyección del centro de gravedad en el área podal de apoyo.

En apoyo bipodal se obtiene la verticalización del eje mecánico con los pies separados aproximadamente 20 cm, la GL sigue el eje mecánico de los miembros inferiores y la carga se divide en dos resultantes paralelas iguales.

En apoyo monopodal la verticalización del M es obtenida por la traslación de la unión lumbosacra por encima de la cadera con carga y la GL sigue el M del miembro inferior.

La Rodilla Activa.

En la rodilla activa se crea un par, llamado “movilidad activa-estabilidad activa”, interviene el sistema muscular y el peso. En ocasiones se puede alcanzar o sobrepasar el umbral de resistencia de la rodilla, donde la situación demande contracción muscular y el peso en bipedestación. La estabilidad activa¹⁴ es proporcionada durante la inmovilización producida por extensión, por otro lado la flexión acarrea el movimiento.

Durante la extensión, en la articulación femorrotuliana, el cuádriceps permite a la rótula dejar la tróclea por completo y subir al hueco supratroclear sin permitir movimiento transversal. El cuádriceps reparte horizontalmente sus fuerzas según la desalineación tanto de frente como de perfil del aparato extensor, sometiendo a la rótula a una traslación externa y a un placaje anteroposterior.

En el plano frontal, identificado en la figura 1.3.4, la fuerza de traslación externa de la rótula (TER+++), la más elevada en extensión, es inversamente proporcional al ángulo de alineación o desalineación (CCrR), el más pequeño de frente que es controlado por el vasto interno oblicuo (VIO). En el plano sagital, representado en la figura 1.3.5, la fuerza de placaje de la rótula sobre el fémur (PR+), es la más pequeña en extensión pero inversamente proporcional al ángulo CCrR, el más grande de perfil, se opone al débil componente femoral anterior (CFA+) que desarrollan los gemelos (G).

La acción femorotibial interviene sólo en extensión pues la acción muscular refuerza la estabilidad adquirida cuando el cuádriceps reparte horizontalmente sus fuerzas por el desequilibrio de frente y de perfil del aparato extensor mismo que desarrolla una fuerza rotatoria externa a nivel del fémur y una rotatoria interna y de tracción anterior a nivel de la tibia.

En el plano frontal de la figura 1.3.4 se controla la rotación externa de la tibia por la oposición de una fuerza rotatoria externa del fémur (REF+++)

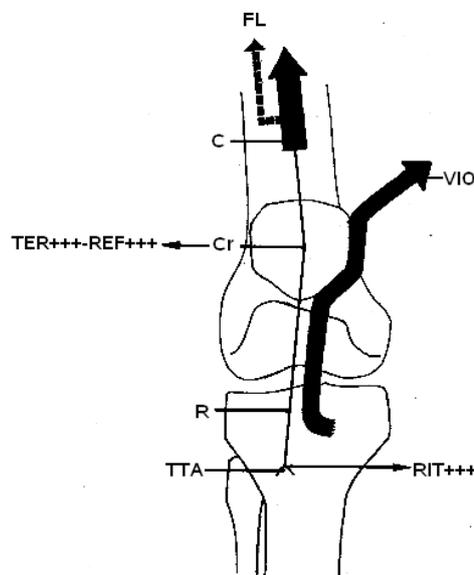


Figura.1.3.4. Fuerza de traslación externa [1]

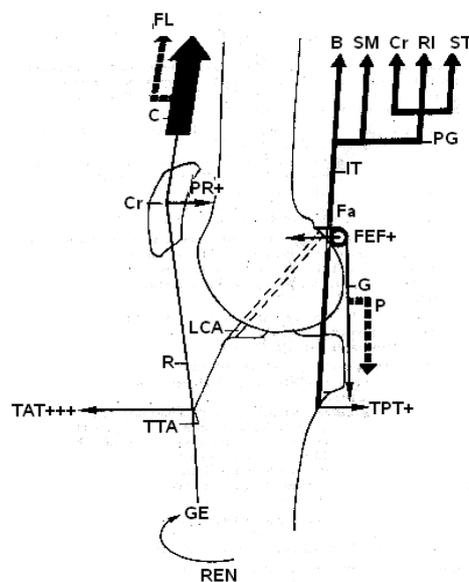


Figura.1.3.5. Plano Sagital [1].

14. Provista por la contracción refleja del cuerpo muscular al estiramiento; pasivo es el estiramiento del tendón.

rotatoria interna de la tibia (RIT+++). En el plano sagital visible en la figura 1.3.5 la fuerza de tracción anterior de la tibia (TAT+++), la más elevada en extensión con referencia a la situación más posterior de la tracción anterior de la tibia TTA en la que se origina, se opone a la débil tracción posterior de la tibia (TPT+), originada por los isquiotibiales (i.e. biceps (B), semimembranoso (SM) y la pata de ganso (PG)) presentados en la figura 1.2.9.

Rodilla Activa en flexión. En extensión-flexión la articulación femorrotuliana y la femorotibial contribuyen a garantizar el movimiento gracias al par activo: la contracción dinámica desarrolla una fuerza muscular con efecto movilizador¹⁵ o estabilizador¹⁶.

En la articulación femorrotuliana se apela a la acción de los G y del peso, obsérvese figura 1.3.6, la tróclea se desliza de abajo arriba y la movilidad activa aumenta los esfuerzos posteriores. El GE permite iniciar la flexión por intermedio de la favela (Fa) cuando la línea GL cae por delante o pasa por el centro de extensión-flexión (O). La flexión incrementa la fuerza muscular motriz, generando un primer desplazamiento femoral anterior de componente muscular (FEFm++).

La movilización por el peso se efectúa cuando la GL cae por detrás del centro de extensión-flexión (O), con la flexión la fuerza gravitatoria motriz aumenta al haber un segundo desplazamiento femoral anterior de componente gravitatorio (FEFg++). El cuádriceps (C) activa la estabilidad pasiva a nivel de la rótula, con la flexión se relaja la traslación externa de la rótula (TER) gracias al vasto interno oblicuo (VIO), la fuerza cuadricepital es proporcional al brazo de palanca (r) que representa el grosor rótula-polea troclear.

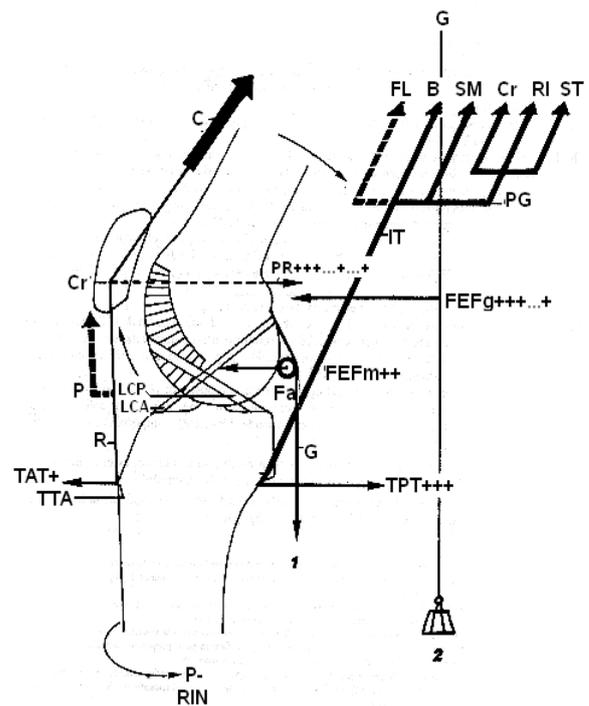


Figura.1.3.6. [1]

En flexión-extensión, la tróclea se desliza de arriba hacia abajo, los vastos crural, externo e interno longitudinal se activan y la fuerza muscular motriz aumenta con la extensión; la resultante (C) reconstruye el par cuádriceps-ligamento cruzado anterior (C-LCA). Su estabilidad activa requiere la acción del vasto interno oblicuo (que controla la traslación externa de la rótula) y la de los gemelos (que controlan la extensión).

En la articulación femorotibial la extensión-flexión activa la movilidad por la acción gemelos-peso y del refuerzo muscular proveniente de la fascia lata (FL) y de los isquiotibiales (IT) y la PG, mismos que se oponen a esfuerzos posteriores. Su estabilidad proviene del cuádriceps, ya que las sollicitaciones posteriores aumentan con la flexión por el doble componente anterior del fémur (FEFmg) y la tracción posterior de la tibia (TPT). La fuerza muscular estabilizadora desarrollada por el cuádriceps en el punto apofisario (TTA), está representada por el par C-

15. La fuerza muscular motriz se desarrolla por la contracción dinámica llamada concéntrica: la longitud del músculo disminuye y las inserciones musculares se aproximan.

16. La fuerza muscular estabilizadora es desarrollada por la contracción dinámica llamada excéntrica: la longitud del músculo aumenta, las inserciones musculares se alejan.

LCA, por otro lado el refuerzo estabilizador proveniente del músculo está representado por el P, y el refuerzo ligamentoso está representado por el LCP.

En flexión-extensión, la T efectúa una rotación externa necesaria (REN), representada en la figura 1.3.5, reforzada por el GE al acercarse la extensión. La movilidad activa se beneficia del cuádriceps más que de la acción de la FL que lo refuerza al acercarse a la extensión; la estabilidad activa se refuerza por los músculos IT, que refuerzan a los G, y del O, que refuerza a los G cuando se aproximan a la extensión.

En rotación libre (2 grados de libertad), la T se somete a una rotación externa e interna pero combinada respectivamente con una abducción o valgus (VI) y una aducción o varus (Vr). La movilidad activa (MA) en valgus-flexión-rotación externa y la estabilidad activa que reúne la FL (antes de 30° es extensora y valguzante) y el B (más allá de 30° impone acción rotatoria externa creciente, es flexor y rotador externo). La estabilidad activa en valgus-flexión-rotación externa y la movilidad activa en varus-flexión-rotación solicita del C (antes de los 30° interviene como fuerza rotatoria externa del fémur y la otra interna de la tibia), PG y SM, por el Tr y la PG, se releva al C, imponiéndose una acción rotatorio interna creciente.

El equilibrio del peso es realizado por la rodilla activa, la posición de pie inmóvil se representa por el equilibrio en apoyo bi o monopodal pero bajo extensión (permite bloquear la rodilla) y a equilibrio activo-pasivo. El equilibrio activo-pasivo con ayuda de la contracción muscular isométrica, permite yugular la GL o el bisel de la FL que refuerza al LLEL: la GL se desplaza hacia adentro de la rodilla creando una sollicitación en varus, equilibrada por el LLEL sollicitado en elongación, y sobre todo por la FL sollicitada en estiramiento a cambio de un mínimo de sollicitaciones laterales.

1.4 Marcha.

Durante la marcha se produce una fuerza entre, 2.3 a 2.5 veces el peso corporal [22] que se incrementa al subir escaleras o al correr (de 3 a 6 veces el peso corporal) La fuerza de reacción de la articulación se incrementa con la flexión [5].

El ciclo de la marcha esquematizado en la figura 1.4.1 comienza cuando un pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto en el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo (contacto con el suelo) y la fase de balanceo (no se contacta con el suelo).

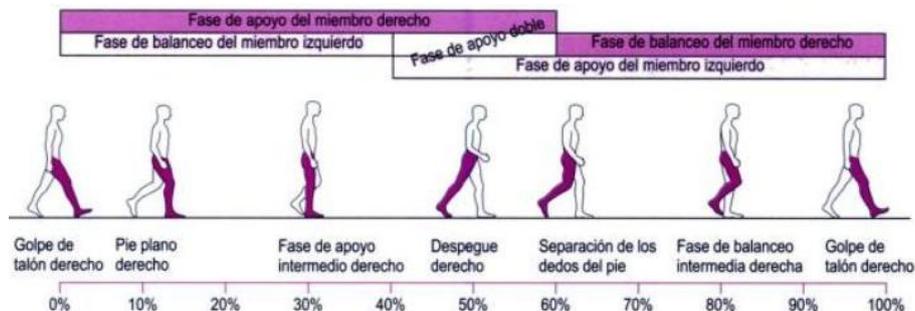


Figura 1.4.1.Ciclo de Marcha. [5]

La rodilla inicialmente se flexiona alrededor de 10 a 20° después de cada golpe de talón, luego de modo progresivo se extiende hasta el apoyo terminal, momento en el cual persisten 5° de flexión. La flexión de la rodilla alcanza 50° a 60°, apreciable en la figura 1.4.2, durante la fase de balanceo para despegar el pie del suelo.

La longitud del paso completo es la distancia lineal entre los sucesivos puntos de contacto del talón del mismo pie, comparación apreciada en la figura 1.4.3. Longitud del paso es la distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y del otro pie.

La posición de bipedestación en movimiento¹⁷ concierne al apoyo monopodal y a las condiciones en flexión y equilibrio cinético: la extensión relativa es alcanzada en el sector próximo a la extensión, flexión-extensión, cuando el fémur gira hacia delante, el equilibrio cinético, utiliza la energía suministrada por el desplazamiento¹⁸, controlando la GL cuando se desvía ligeramente por dentro de la rodilla.

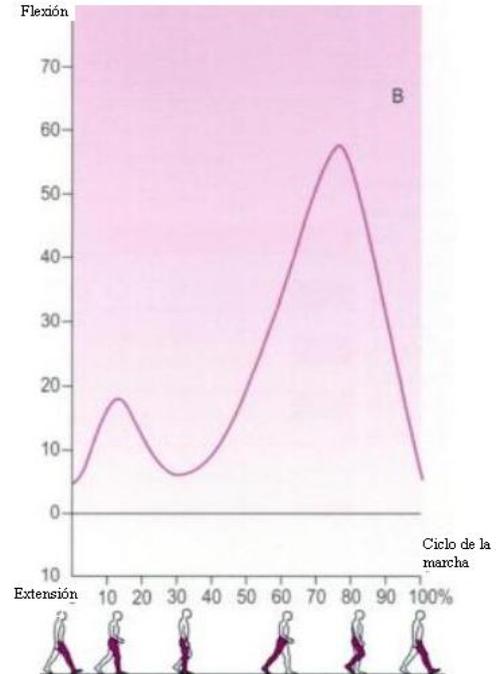


Figura 1.4.2. Patrón de movimientos de la rodilla. [5]

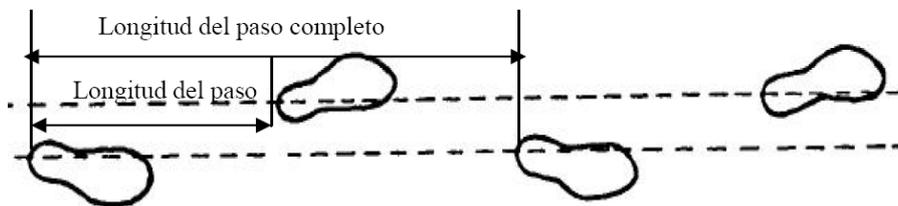


Figura 1.4.3. Longitud de paso completo y de paso. [4]

El equilibrio en apoyo monopodal se solicita por el desplazamiento y responde a la desaceleración y la aceleración, es decir, los tiempos activo-pasivos que ofrecen posiciones de equilibrio en referencia a valgus-flexión-rotación externa y el varus-flexión-rotación interna que permiten una amplia elección, en función entre otras de la velocidad.

Cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente se denomina apoyo doble, representado en la figura 1.4.4, la ausencia de un período de apoyo doble distingue el correr del andar.

La cantidad relativa de tiempo empleado durante cada fase del ciclo de la marcha a una velocidad normal, es [4]:

1. Fase de apoyo: 60% del ciclo.
2. Fase de balanceo: 40% del ciclo.
3. Doble apoyo: 20% del ciclo.

17. La progresión de la marcha se desarrolla en paso libre, un miembro inferior efectúa la fase oscilante mientras que, el paso con carga le permite al miembro inferior efectuar su fase de apoyo o alternar el doble apoyo y el apoyo monopodal.

18. Tiempos del desplazamiento de detrás hacia delante del paso impulsor:

Tiempo de deceleración donde la línea gravitatoria cae por detrás del tobillo, el ataque del talón permite reducir la energía dada por el paso precedente.

Tiempo de paso por la vertical donde la GL cae en la plomada del tobillo, el pie plano en el suelo asegura la transición. Tiempo de aceleración, la GL delante del tobillo, despegando el talón se dirige el paso siguiente, aportando energía.

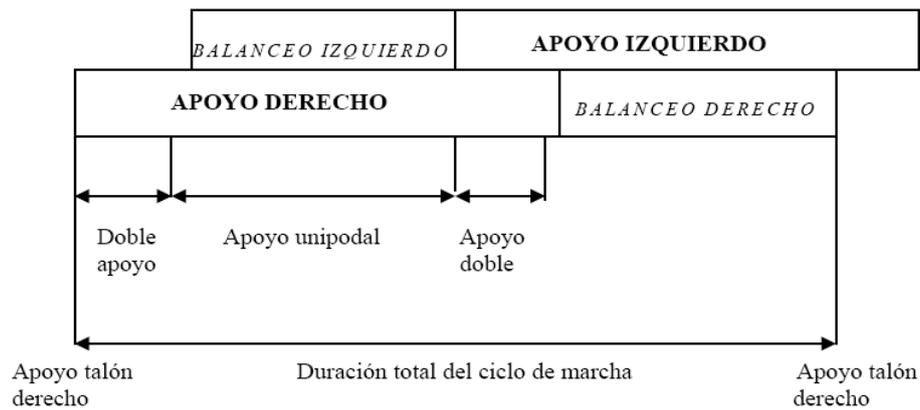


Figura 1.4.4. Balanceo y apoyo. [4]

Con el aumento de la velocidad en la marcha hay un aumento relativo en el tiempo empleado en la fase de balanceo, y con la disminución de la velocidad una relativa disminución. La duración del apoyo doble disminuye conforme aumenta la velocidad de la marcha.

La fase de apoyo se subdivide en: contacto del talón (CT), instante en que el talón de la pierna de referencia toca el suelo, en apoyo plantar (AP), se refiere al contacto de la parte anterior del pie con el suelo, en apoyo medio (AM), cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde un plano sagital, en despegue del talón (DT), ocurre cuando éste se separa del suelo, y el despegue de los dedos del pie (DD), cuando los pies pierden contacto con el suelo.

La fase de apoyo puede también dividirse en intervalos con los términos de aceptación del peso, apoyo medio y despegue. El intervalo de aceptación del peso empieza con el contacto del talón y termina con el apoyo plantar. El intervalo de apoyo medial empieza con el apoyo plantar y termina con la elevación del talón al despegue del talón. El despegue se extiende desde la elevación del talón al despegue de los dedos.

En una subdivisión de la fase de balanceo se distinguen tres intervalos, con los términos de aceleración, balanceo medio y desaceleración, cada subdivisión constituye aproximadamente un tercio de la fase de balanceo.

El primer tercio, período de aceleración, se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo. Durante la fase de balanceo medio, la pierna balanceada pasa a la otra pierna, moviéndose hacia delante de la misma, ya que está en fase de apoyo. El tercio final de la fase de balanceo está caracterizado por la desaceleración de la pierna, representada en la figura 1.4.5, que se mueve lentamente cuando se acerca al final del intervalo.

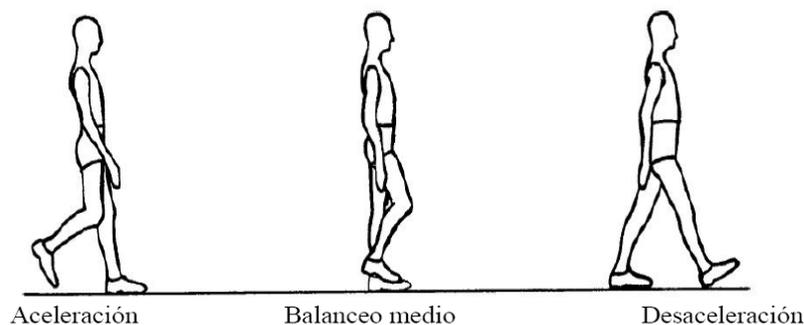


Figura 1.4.5 Subdivisión de la fase de balanceo. [4]

CAPÍTULO II. PRÓTESIS.

2.1	Introducción.....	23
2.2	Patologías que solicitan prótesis de rodilla.....	23
2.3	Componentes protésicos.....	24
2.4	Método de diseño.....	27
2.5	Máquina de pruebas para rodilla.....	29

CAPÍTULO II. PRÓTESIS

2.1 Introducción.

La sustitución protésica consiste en reemplazar una articulación lesionada o artrósica¹⁹ por una articulación artificial denominada prótesis [1]. Las prótesis de rodilla pretenden aportar funcionalidad a la articulación dañada, el diseño puede ser una aproximación a la geometría dañada o también puede atender a la funcionalidad sin importar la geometría, son fabricadas de metal, resinas o materiales cerámicos, que se colocan en el lugar de la articulación mediante un proceso conocido como artroplastía que se define como la reconstrucción quirúrgica o sustitución de una articulación.

La razón más frecuente para colocar una prótesis de rodilla es eliminar el dolor y la incapacidad causada por una gran destrucción articular. El tratamiento con antiinflamatorios, fisioterapia, infiltraciones en fases de dolor agudo, así como mantener un peso corporal adecuado, son medidas terapéuticas que se utilizan antes de recurrir a la cirugía. Cuando las lesiones articulares son importantes y el dolor incapacita para la actividad cotidiana, se indica el reemplazo articular y la colocación de una prótesis.

Para el diseño de una prótesis es necesario considerar los movimientos complejos de la articulación, anatomía y la fisiología de la rodilla natural, lubricación, y los materiales eficaces para el diseño protético, cada diseño requiere ser validado en su cinemática y resistencia, de manera que la prótesis cumpla con los requerimientos demandados para la marcha.

2.2 Patologías que solicitan prótesis de rodilla.

La pérdida de un cartílago (e.g. menisco) es provocada por diferentes causas como traumatismos en la juventud, un proceso infeccioso y enfermedades como lupus, osteonecrosis y artritis. Cuando la pérdida es considerable se requiere de una artroplastía,

Previas infecciones: pacientes quienes en su infancia presentaron infección bacteriana en la rodilla, posteriormente desarrollan dolor y secundariamente osteoartritis, y al no ser completamente curada la infección se recurre a implantación protésica en edad adulta.

Lupus (Lupus Erythematosus o SLE) pertenece a las enfermedades inflamatorias específicas o enfermedades del colágeno. Esta enfermedad ataca los tejidos suaves que contienen fibras de colágeno. Se trata con las altas dosis de cortisona y puede llegar a desarrollarse osteonecrosis.

La Osteonecrosis es la muerte del tejido fino del hueso de la rodilla incluye dos entidades distintas: osteonecrosis espontánea y osteonecrosis atraumática. Los síntomas de la osteonecrosis espontánea es dolor repentino y severo en el empalme de la rodilla. Se sospecha que la causa es la circulación de la sangre en el hueso. Al progresar la enfermedad se aplanan la superficie del cóndilo femoral y aparece esclerosis del hueso. Por otro lado la Osteonecrosis atraumática se presenta en zonas de gran área y sus causas son el uso de drogas córtico esteroides y el abuso del alcohol.

¹⁹ En la artrosis, la superficie del cartílago se rompe y desgasta provocando el contacto entre huesos que causa fricción, dolor, hinchazón, y pérdida de movimiento en la articulación, esto favorece el crecimiento de espolones en la articulación y se pueden romper trozos de hueso y cartílago.

Los tipos más comunes de artritis son [23]:

Osteoartritis (OA) – Artritis degenerativa en la que se presenta destrucción progresiva del cartílago dentro de la articulación. Una vez que el cartílago ha desaparecido, los huesos se friccionan uno contra el otro, causando dolor e inflamación. La OA suele aparecer en personas de 50 años o más y, frecuentemente, en sujetos con historia familiar de Osteoartritis.

Artritis Reumatoide (AR) – Presenta engrosamiento e inflamación por cambios químicos en la sinovial; como consecuencia, el líquido sinovial lleva a la destrucción del cartílago articular, desaparece el cartílago y se presenta dolor y rigidez. La AR afecta a mujeres 3 veces más que a hombres.

Artritis post traumática – Se desarrolla después de una lesión articular en la cual el hueso y el cartílago no se curan de manera adecuada. La articulación no vuelve a ser suave lo que conduce a un mayor desgaste de las superficies articulares.

Necrosis avascular – Aparece cuando el hueso se ve privado de su habitual soporte de sangre. Sin una nutrición adecuada de sangre, la estructura ósea se levanta pudiendo dañar el cartílago. Este proceso suele ocurrir tras un tratamiento prolongado con cortisona o tras un trasplante de órganos

2.3 Componentes protésicos.

Los componentes protésicos suelen estar compuestos por un elemento metálico que encaja exactamente en un plástico. Se utilizan diversos metales, acero inoxidable, aleaciones de cobalto, cromo y titanio. El plástico debe ser duradero y resistente al desgaste. Para la fijación de los componentes al hueso suele utilizarse cemento, aunque también existen prótesis no cementadas las cuales son ancladas directamente al hueso (i.e. prótesis no cementadas), la mayoría de los cirujanos prefiere utilizar cemento para colocar los componentes del fémur y de la tibia de la prótesis porque parece causar menos problemas. En ocasiones, los cirujanos utilizan sólo cemento en el componente del fémur o de la tibia y otros cirujanos no utilizan cemento en ningún caso [7,18].

El tamaño de la prótesis es de acuerdo al tamaño del hueso de la rodilla y con estudios radiográficos se indica la medida adecuada.

Los primeros diseños de prótesis de rodilla fueron similares a simples bisagras, sin embargo, como las rodillas sufren un movimiento de rotación durante el movimiento de flexión, se rediseñó y actualmente la mayor parte de los diseños modernos de prótesis de rodilla sustituyen únicamente las superficies de la articulación y no tiene una bisagra; precisan la colaboración de los ligamentos de la rodilla para permanecer estables. En casos de lesión de los ligamentos, existen diseños de prótesis compuestos de estabilizadores que realizan parte de la función de estos ligamentos.

El componente de plástico de la prótesis de rodilla se puede gastar con el tiempo; para disminuir este riesgo y permitir una movilidad completa de la rodilla, algunos diseños de prótesis de rodilla utilizan componentes de plástico sobre una base metálica (i.e. prótesis de superficie de apoyo deslizante).

Tipos de prótesis.

- En función de la cantidad de superficie articular eliminada.
 - Unicompartimental: Se aplica a lesiones delimitadas.
 - Totales: Se sustituye completamente la articulación y se subclasifican en bicompartmentales y tricompartmentales (incluyen componente patelar).
- En función del LCP.
- En función de la movilidad de la superficie articular de polietileno.
- En función del tipo de unión:
 - No cementada.
 - Cementada.

Prótesis unicompartimental

Para casos en los cuales sólo una mitad (i.e. un compartimento) de la articulación fue afectada por alguna enfermedad.

Este tipo de prótesis está formada por los siguientes componentes presentes en la figura 2.3.1:

-Componente femoral, el cual reemplaza la superficie articular de cóndilo femoral, es una placa metálica doblada parecida a la curvatura natural del cóndilo femoral.

-Componente tibial, el cual reemplaza la superficie común tibial, es una placa casi plana que tiene superficie semicircular.

-Placa del polietileno: Placa fijada por el fabricante a la placa del forro del metal o de deslizamiento libre en la superficie pulida sobre el forro del metal.

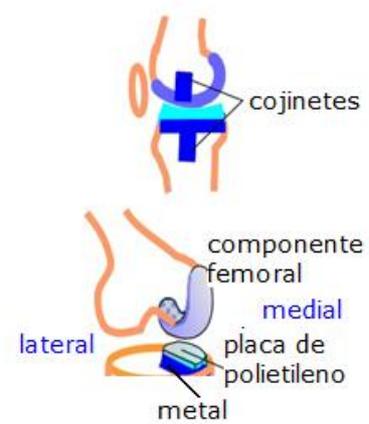


Figura 2.3.1
Reemplazo del compartimiento medial (parte interna). [17]

Prótesis total

Cuyos componentes se presentan en la figura 2.3.2 consiste en el reemplazo de la articulación femorotibial y para el caso de las totales tricompartmentales también se reemplaza la articulación femorrotuliana, el reemplazo del componente patelar es decidido durante la cirugía [7].

Componentes:

-Componente femoral: Es una placa convexa semejante a la curvatura de los cóndilos femorales.

-Componente tibial: Es el plato insertado en la tibia en donde descansa el componente meniscal, ayuda a reducir al mínimo la deformación del componente de polietileno bajo cargas. Es fabricado generalmente de titanio.

-Cojinete de componente tibial o componente meniscal: Es una placa hecha de polietileno UHMW (peso molecular ultra alto) plana o levemente cóncava.

-Componente patelar (hecho del polietileno) puede tener un respaldo metálico.

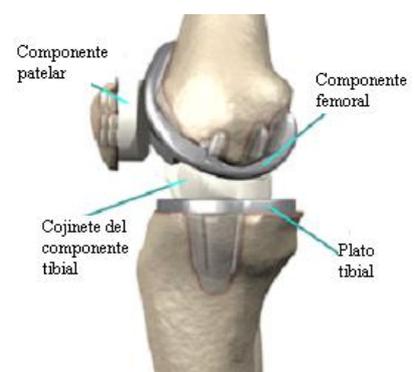


Figura 2.3.2
Prótesis Total [19]

Prótesis que usan estabilizador: LCP

El LCP es una estructura que estabiliza la articulación y produce el movimiento conocido como “roll-back” es decir, el deslizamiento en el plano sagital (documentado entre 3 mm. y 4 mm. [25]). Con el propósito de conservar la función de estabilidad del ligamento cruzado posterior, las prótesis total de rodilla se crearon para conservar este ligamento; sin embargo, otros cirujanos prefieren su resección en este cuyo se colocan prótesis conocidas como estabilizadas que simulan la función del LCP ya sea por medio de un mecanismo de “leva y poste”, como el de la figura 2.3.3, o por una gran concavidad en el inserto de polietileno.



Figura 2.3.3
Prótesis con poste compensador de la función del LCP.

Cojinete de polietileno móvil en la superficie articular.

En la prótesis total convencional el componente de polietileno es casi plano y se encuentra fijo en la tibia.

En la anatomía real la superficie articular entre tibia y fémur no es conforme sino que cuenta con una pieza triangular de cartílago, el menisco, que distribuye tensiones entre la tibia y el cóndilo femoral. Para sustituir este alivio de tensiones se propuso una placa móvil, el cojinete de polietileno deslizante de la figura 2.3.4 permite conservar un área de contacto grande con el componente femoral durante el movimiento de la articulación.

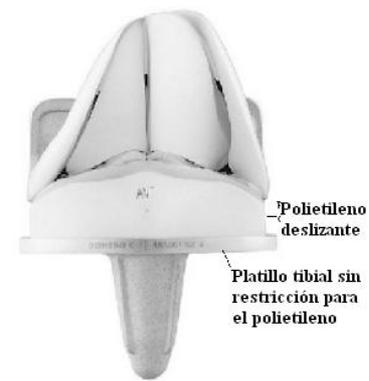


Figura 2.3.4.
Cojinete móvil [29]

AREAS DE CONTACTO [20]	
Tipo de cojinete	Área de contacto (mm ² .)
Cojinete estable	200 – 300
Cojinete móvil	1000 – 1500

Al moverse libremente la placa del cojinete no se restringen los movimientos naturales del componente femoral, gracias a esto las tensiones donde la prótesis está fijada al hueso son bajas y el riesgo de que se afloje disminuye; además, se evita el desgaste producido por los movimientos de flexión y extensión que se concentran en diferentes áreas, identificadas en la figura 2.3.5.

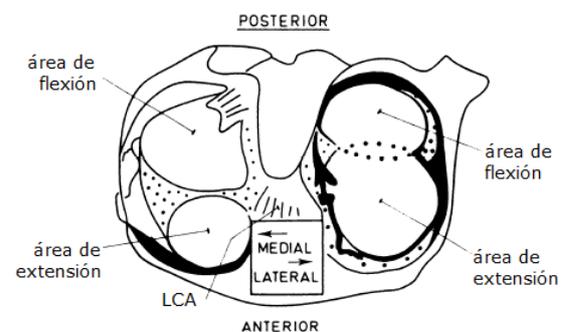


Figura 2.3.5. [12]
Áreas de contacto en el plato tibial en extensión y flexión.

2.4 Método de diseño.

Hasta 1999 no existían reportes de modelos de reemplazo total de rodilla desarrollados usando paquetes de CAE (Ingeniería Asistida por Computadora) [28], los modelos computacionales en 3D requerían una gran cantidad de programación específica haciendo su divulgación difícil; actualmente, el diseño asistido por computadora es una herramienta útil para la predicción cinemática y la evaluación del comportamiento del mecanismo en función de su geometría y además, es posible la simulación de complejos sistemas sin requerir de alguna programación.

El diseño de una prótesis requiere de cooperación entre ingenieros y cirujanos. Para el diseño se toman en cuenta funciones y procesos naturales que ocurren en la articulación y se realizan cálculos numéricos, los resultados del análisis numérico permiten decidir cuál de los diseños es el más conveniente para cada patología.

Para el diseño de la prótesis se utilizan algunos principios en los que se analiza las condiciones reales a las que se someterá la prótesis una vez implantada; para ello, en la literatura se reportan pruebas en cadáveres en las que se desarrollan análisis mecánicos de los huesos y ligamentos, un ejemplo de ello es la figura 2.4.1.

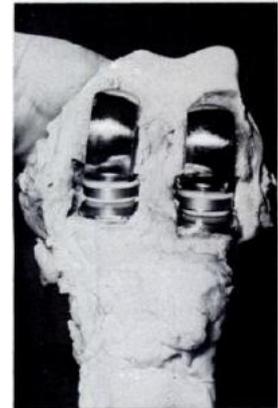


Figura 2.4.1. Prótesis implantada en cadáver. [12]

El sistema protésico debe permitir a la articulación femorotibial y femorrotuliana soportar fuerzas compresivas, debe tener presente la conservación de tejidos suaves y la restauración a su tensión natural y las áreas de contacto entre la superficie protésica debe ser lo suficientemente amplia para mantener un nivel de presión adecuado para que los materiales protésicos soporten la carga.

Otro método de análisis es por medio de aparatos como los mostrados en la figura 2.4.2 donde se implanta el componente a analizar, se le aplica torque, con posibilidad de modificación de alineamiento.

Basado en la literatura donde se reporta el diseño de una prótesis y sus pruebas, se generalizó el proceso de del diseño de la prótesis haciendo uso del diseño asistido por computadora, este método se resume a continuación.

Proceso de diseño [15, 17, 20]:

- 1 Adquisición de datos tomográficos computarizados (CT).
- 2 Modelado geométrico de los huesos de la articulación y diseño de la prótesis en un software de Diseño Asistido por Computadora (CAD)²⁰.
- 3 Verificación de la prótesis diseñada con el Método de Elemento Finito (FEM)²¹.

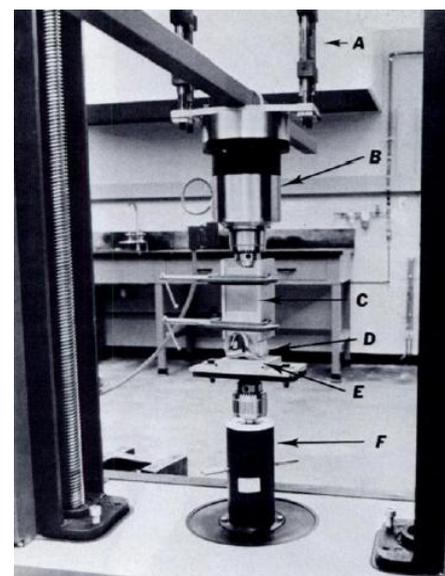


Figura 2.4.2. Máquina de prueba Instron con varios accesorios.[13]

20. Según la literatura los más usados son: Abaqus/Explicit (Abaqus, Inc., Providence, RI); ProEngineer; SolidWorks

21. Nessus (SwRI, San Antonio, TX); Nastran; CosmosWorks; ANSYS 10.0Workbench

Los datos tomográficos computarizados adquiridos en la etapa 1 son utilizados en la etapa 2 para modelar la forma anatómica de las superficies que se sustituirán y diseñar la prótesis. En la etapa 3 la prótesis diseñada se prueba por cálculos numéricos FEM sobre el sistema prótesis-articulación a sustituir, durante este paso se puede incluir una prueba que simule la atrofia que presenta la rodilla. De ser necesario se realizan reajustes en el diseño de la prótesis durante la etapa 2 y se revalida, el proceso de diseño termina cuando se alcanza la forma óptima.

Las medidas de CT se realizan con el fin de adquirir las coordenadas de los puntos que definen el contorno externo e interno de la zona a sustituir. Las imágenes de CT son procesadas para filtrar los datos requeridos y para detectar los contornos. El proceso de la generación de los contornos se realiza como sigue:

- Selección de las imágenes de CT que representan la parte anatómica deseada.
- Segmentación del objeto deseado.
- Detección de los contornos por tomografía axial computarizada C_T^{22} (método Hounsfield).
La determinación incorrecta del C_T podría acarrear la detección incorrecta del contorno interno de la zona y, en consecuencia, la forma inadecuada de la prótesis.
- Generación de los contornos.

Los puntos medidos que definen los contornos se distribuyen en capas por intervalos (se usa intervalo de 4 mm y la coordenada en z se considera igual en todos los puntos). Los datos son transferidos a un sistema CAD para modelar la zona requerida de la articulación.

De la obtención de imágenes de los datos tomográficos computarizados se obtienen los modelos 3D CAD, similares a los de la figura 2.4.3, estos modelos son la referencia de la funcionalidad anatómica del diseño protésico.



Figura 2.4.3. Reconstrucción del volumen del hueso y modelo en 3D de la prótesis. [15]

Después de generar el modelo geométrico sigue el proceso del diseño de la prótesis. La etapa final es la construcción de un modelo sólido completo de la prótesis.

El sistema CAD puede generar secciones transversales, como las de la figura 2.4.4, por lo cual se puede analizar el grado de ajuste de la prótesis diseñada; además, se puede simular la artroplastía con el fin de probar virtualmente la inserción de la prótesis en el hueso.

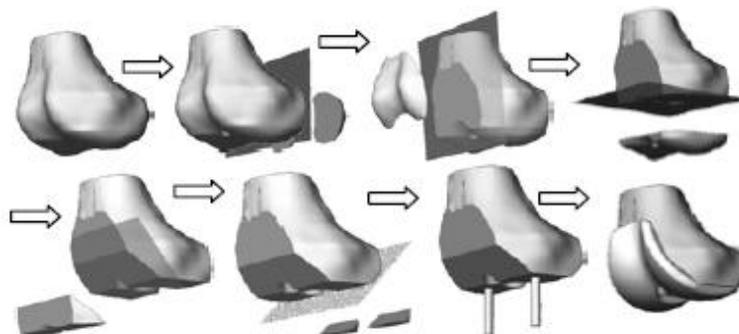


Figura 2.4.4. Simulación del procedimiento quirúrgico para el fémur. [15]

22. Exploración de rayos X que produce imágenes detalladas de cortes axiales del cuerpo, obtiene múltiples imágenes al rotar alrededor del cuerpo, una computadora combina todas estas imágenes en una imagen final.

Para predecir la actividad del hueso después de la implantación se realizan simulaciones por FEM (como ejemplo el sistema ADINA²³) para los cálculos con FEM es posible consultar valores recomendados por la Norma Internacional ISO[14] o usar modelos matemáticos para el cálculo de ciertos valores requeridos para el análisis.

En el FEM se deben considerar las características del tejido del hueso, debe simularse cómo un material visco elástico [8], para hacer los resultados de la simulación más reales. Los sistemas FEM cuentan con un módulo en el cual se define el material con parámetros visco elásticos.

Matemáticamente hablando, se modela el hueso por ecuaciones de la cinética de cambio de densidad del hueso, que provienen del rango de densidad del hueso e historia del proceso de deformación (se simula sólo internamente el hueso). El modelo matemático adoptado [11,12] sugiere que la densidad del hueso es función lineal de la energía de densidad de tensión U . La modificación en la aplicación ADINA consiste en integrar la ecuación de la cinética utilizando el método de Runge-Kutta²⁴ y definiendo el Módulo de Young para determinar la densidad del hueso. El módulo visco elástico G se determina mediante ecuaciones matemáticas que usan el Coeficiente μ de Poisson. De esta manera las características visco elásticas se relacionan con el cambio de densidad del hueso. Todas estas acciones se incluyen en un submódulo de remodelado que se encuentra en el módulo de aplicaciones del usuario, antes mencionado, de ADINA.

En conclusión en este tipo de diseño se comienza con la adquisición de datos CT, para modelar y diseñar la prótesis en sistema CAD y finalmente se verifica por FEM. Es obvio que este proceso requiere de continuas consultas a especialistas en la artroplastía.

2.5 Máquina de pruebas para rodilla.

Existen comercialmente empresas que han desarrollado bancos virtuales para simular diseños de prótesis tal es el caso de Biomechanics Research Group, Inc., el cual cuenta con el programa “KneeSIM” que permite simular las pruebas de prótesis en rodillas, en su versión 2007 introduce una mejora de la velocidad, un nuevo componente que coloca métodos de la exhibición de datos, un soporte de rodadura móvil (i.e. rótula y tibia) y nuevos protocolos de la prueba. Proporciona un método para caracterizar rápidamente diseños trazando medidas y secuencias dominantes de la animación en el mismo panel.

La máquina estándar Oxford Rig knee Testing, de la figura 2.5.1, posee la aplicación para funcionar como una máquina en donde es posible empotrar una parte mientras que la rodilla es doblada moviendo la cadera

En la Facultad de Ingeniería recientemente se ha desarrollado un Banco de Pruebas para simular el comportamiento de la rodilla durante la marcha recurso que utilizara este trabajo para simular el comportamiento de la Prótesis de Rodilla.

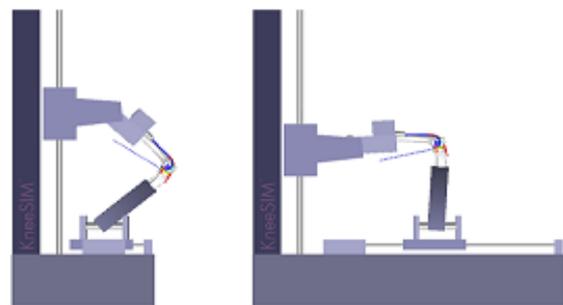


Figura 2.5.1 Simulación con empotramiento. [16]

23. Módulo de análisis no lineal avanzado de sus siglas en inglés ADINA (Automatic Dynamic Incremental Nonlinear Analysis).

24. Método genérico de resolución numérica de ecuaciones diferenciales, familia de métodos iterativos tanto implícitos como explícitos para aproximar soluciones de ecuaciones diferenciales ordinarias.

CAPÍTULO III. COMPORTAMIENTO DE PRÓTESIS DE RODILLA.

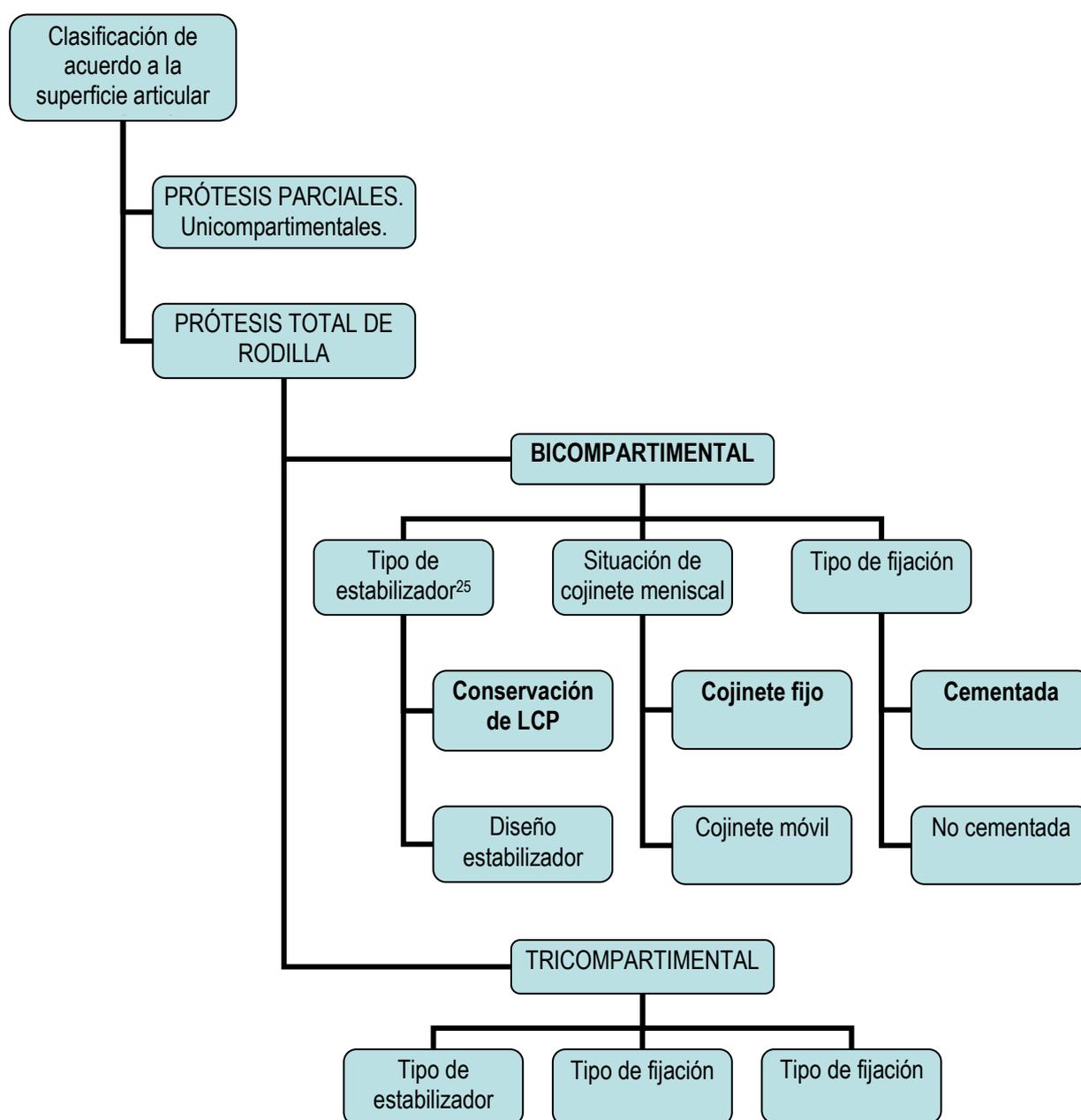
3.1	Introducción.....	31
3.2	Clasificación de prótesis.....	31
3.3	Prótesis totales comúnmente distribuidas.....	32
3.4	Sistemas de rodilla parciales.....	34
3.5	Comportamiento requerido en prótesis total de rodilla.....	36
3.6	Prótesis de estudio.....	39
3.7	Comportamiento de la rodilla con Prótesis Kinemax Plus....	40

CAPÍTULO III. COMPORTAMIENTO DE PRÓTESIS DE RODILLA.

3.1 Introducción.

En el CAPÍTULO II, sección 2.3 (Componentes Protésicos), se clasificaron las prótesis existentes en función de la superficie reemplazada, el estado del ligamento cruzado posterior, la movilidad del cojinete de polietileno y el tipo de fijación que usa; este capítulo pretende completar la información en cuanto a las características de diseño de algunas prótesis disponibles para identificar el comportamiento de una prótesis en condiciones naturales de movimiento.

3.2 Clasificación de prótesis. El presente trabajo permitió generar la siguiente clasificación de prótesis de acuerdo a la superficie articular reemplazada.



25. Genéricamente se conoce como prótesis no constreñida aquella que conserva ambos ligamentos cruzados, y por otro lado, las semi constreñidas sacrifican los ligamentos cruzados. Las constreñidas son bisagras que sólo permiten flexión y extensión.

3.3 Prótesis totales comúnmente distribuidas en la actualidad.

Las prótesis totales de rodilla pueden ser bicompartimentales o tricompartmentales, la primera se refiere al reemplazo en la zona tibial, femoral y meniscal, por otro lado, la prótesis tricompartmental reemplaza adicionalmente la rótula. En México Ortopedia HISA, alianza entre las Compañías Stryker, Howmedica²⁶ y Osteonics, es principal proveedora de prótesis para el Instituto Mexicano del Seguro Social. Grupo HISA ofrece diferentes modelos de prótesis totales de rodilla: Kinemax Plus, Duracon, Triathlon y Scorpio.

Kinemax Plus modelo de la figura 3.3.1: Prótesis bilateral (útil para ambas piernas): modular, manufacturada en cobalto, cromo y molibdeno, presentada en 5 tallas (i.e. extra pequeña, pequeña, mediana, larga y extra larga), diversos aditamentos estabilizadores (e.g. vástagos, espaciadores y cuñas; cementados y no-cementados), que evitan rotaciones y movimientos indeseables (dependiendo de la cirugía, pueden usarse sólo los elementos base).



Figura 3.3.1
Kinemax [19]

Diseño basado en estudios antropométricos y diseños computarizados para optimizar al máximo la geometría articular del implante. Asegura un periodo de 5 a 8 años sin que afloje y la ausencia de dislocaciones. La tasa reoperatoria por complicaciones patelofemorales fue 0.38% sin evidencia de desgaste importante de polietileno.

Duracon modelo de la figura 3.3.2: Prótesis cuyo diseño es similar a la rodilla en el área de la articulación femorrotuliana, permite al componente patelar libertad de movimiento con más de 110° de flexión, minimizando esfuerzos en la patela.



Figura 3.3.2
Duracon [19]

Por su diseño anatómico es diferente la prótesis de pierna izquierda a la de la pierna derecha. Cuenta con una extensa línea de componentes estabilizadores tibiales y patelo-femorales.

Fabricada en cromo, cobalto y molibdeno, Disponible en 4 diferentes tamaños (i.e. pequeña, mediana, mediana / grande y grande)

Triathlon modelo de la figura 3.3.4: Son componentes de larga duración y proveen movimiento natural con estabilidad a través de los 150° de flexión.

Su diseño presenta características especiales tales como un radio anatómico, un radio profundo de flexión, un arco rotatorio y tracción anatómica patelar, la cual permite mantener mayor área de contacto a través de todo el rango de movimiento.

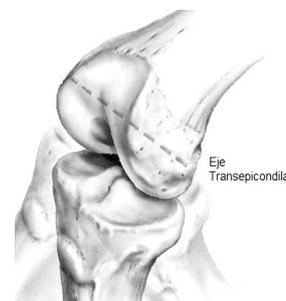


Figura 3.3.3
Eje transepicondilar [24]

Los estudios cinemáticos y biomecánicos han arrojado mejoras al introducir un radio constante natural en el movimiento centrado de rodilla con respecto al eje transepicondilar²⁷, trazado en la figura 3.3.3, primer sistema con un radio anatómico patentado.

26. Howmedica usa el "Vitallium" (aleación de 60% Cobalto, 20% Cromo y 5% Molibdeno y otros), material excelente para la fabricación de prótesis internas, resistente al desgaste, firme y de buena aceptación por el organismo.

27. Se considera eje de flexo-extensión, pasa por los orígenes de los ligamentos colaterales y por arriba de la intersección de los ligamentos cruzados

El radio anatómico representado en la figura 3.3.4 es centrado con respecto al eje transepicondilar, el cual provee isometría al ligamento, en extensión total, a los 90° de flexión durante todo el rango de movimiento. El radio anatómico imita el movimiento natural de la rodilla, aumentando la estabilidad y movilidad en actividades como descender y subir escaleras, las cuales requieran la estabilidad en ángulos profundos de flexión.

Durante el movimiento se mantiene el contacto al introducirse los conceptos de radio profundo de flexión, expansión trasera de cóndilos trazada en la figura 3.3.5, el arco rotatorio y la vía patelofemoral.

Las características de flexión profunda de los componentes son diseñadas para optimizar la rotación en flexión profunda sin sacrificar la estabilidad.



Figura 3.3.4 Radio anatómico [6]



Figura 3.3.5 Expansión trasera de los cóndilos [6]

Los cóndilos posteriores cortos facilitan la relajación entre tejidos suaves para permitir la flexión profunda. La geometría condilar es diseñada para permitir la rápida flexión, incrementar el área de contacto y 150° naturales de rotación en la flexión.

Extendiendo los cóndilos posteriores se incrementa el ángulo de rotación de la tibia así como la flexión profunda, culminando en 20° de rotación mientras se mantiene un contacto excelente.

La geometría femoral coincidente al arco rotatorio de la figura 3.3.6 incrementa la cantidad de rotación interna y externa necesaria para grandes grados de flexión.

La rotación natural de la tibia es optimizada con la introducción de un arco rotatorio, que permite rotaciones interna y externa con respecto a un pivote.



Figura 3.3.6 Arco rotatorio [6]

Las medidas en las que se encuentra disponible se han diseñado con base a estudios antropométricos. Con 8 medidas que difieren por no más de 3mm en el plano sagital.

El Sistema Triathlon es diseñado para anatomías pequeñas, usualmente usada por pacientes femeninos. Su diseño limita esfuerzos al contacto aún en condiciones adversas y cuenta con un mecanismo de seguridad y una isla anti rotación como la presentada en la figura 3.3.7.

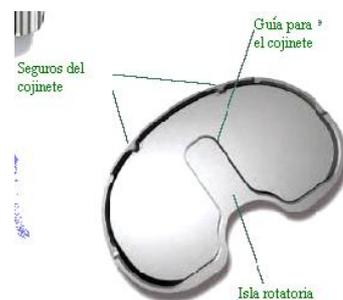


Figura 3.3.7 Isla [6]

El diseño de la isla anti rotación reduce el micromovimiento (i.e. antero/posterior y medio/lateral) e incrementa el área trasera de contacto, además asegura mejor fijación.

Scorpio NRG, modelo de la figura 3.3.8: Cuenta con gran libertad de rotación tanto interna como externa durante todo el movimiento sin sacrificar contacto, debido a un inserto tibial, el cual adapta un arco esférico para permitir gran libertad de rotación sin la restricción del área tibiofemoral de contacto.



Figura 3.3.8 Scorpio NRG [6]

El inserto tibial provee un corte profundo anterior que ayuda a reducir esfuerzo del tendón patelar a ángulos grandes de flexión. NRG incorpora 3 tallas femorales extra con dos medidas adicionales.

Se conserva el hueso en tres áreas: la triangulación posterior y distal conserva el hueso máximo 8 mm; no requiere cortes adicionales en la parte posterior de los cóndilos y no requiere de una ranura adicional cortada en patela.

Pruebas mecánicas muestran que se mantienen niveles bajos de restricciones al pasar los 20° de rotación [6].

Scorpio Eje Sencil, modelo de la figura 3.3.9: mantiene constante el centro de rotación durante el movimiento en la parte posterior de los cóndilos incrementando la longitud del brazo de palanca patelo-femoral, proveyendo tensión uniforme al ligamento durante la transición de completa extensión a flexión profunda y demandando menor fuerza del cuádriceps para alcanzar la extensión completa.



Figura 3.3.9 [6]

Por su único eje se preserva la isometría colateral de los ligamentos aliviando la inestabilidad presente a la mitad de la flexión.

3.4 Sistemas de rodilla parciales.

Los modelos disponibles son el sistema de rodilla parcial revestida Triathlon de Stryker y el sistema de reemplazo patelofemoral de Avon.

Sistema de rodilla parcial revestido Triathlon (PKR), figura 3.4.1: Tiene un cojinete unicompartmental fijo (unicondilar), permite conservar mas hueso sin dañar el canal intramedular y elimina únicamente lo necesario.



Figura 3.4.1 [6]

El radio permite balancear la flexión y la extensión, provee estabilidad a los ligamentos a lo largo del movimiento. Su diseño anatómico permite que el cóndilo femoral conserve su curvatura natural al ser doblado a 7.5° .

El componente femoral resiste hasta ± 10 grados de desalineamiento sin carga en la esquina. Se encuentra disponible en 6 medidas.

Diseño de los componentes:

Componente femoral:

- Fabricación de cobalto y cromo de 4 ganchos (4mmx8mm) para fijación (en el componente pequeño el gancho superior es 4mm x 6.5mm).
- Diseño con superficie ancha que permite libertad de movimiento de la patela en extensión. Contacto de la patela arriba de 100° de flexión.
- Permite traslado lateral (1mm a 2mm) hacia la línea intercondilar y permanece de 3° a 6° de rotación externa para reducir sobrecargas laterales.
- Fijación cementada.

Componente patelar:

- Componente de polietileno, 3 ganchos (5.7mm x 5 mm) que aseguran la fijación, diseño basado en la rótula positiva Kinemax Plus pero con la adición de un chaflán central, 3 mm de contorno en el pico para un diseño más similar al de una patela natural, fijación cementada.

Sistema de remplazo patelofemoral Avon, modelo de la figura 3.4.2 es especial para pacientes con artritis aislada patelofemoral.

Consiste en un reemplazo de la parte frontal de la rodilla, es cementada, retrasa la necesidad de implantar una prótesis total de rodilla. Es posible instalar un TKR después de una Avon con una triangulación de hueso. Disponible en 3 tamaños (i.e. pequeño, mediano y grande).



Figura 3.4.2 AVON [6]

Materiales:

- Fabricada en cromo, cobalto y molibdeno.
- Componente rotuliano fabricado en Poliuretano de Alta Densidad.

La siguiente figura 3.4.3 permite observar la diferencia entre una prótesis total de rodilla (e.g. tricompartmental) y una unicompartimental.



Figura 3.4.3 Prótesis Génesis, Smith&Nephew [7]

3.5 Comportamiento requerido en Prótesis Total de Rodilla.

La estabilidad de una articulación sinovial depende de la integridad de todos y cada uno de los elementos que la componen, es decir, huesos, cartílago articular, cápsula, ligamentos, tendones y músculos que la atraviesan; los movimientos anormales y en ocasiones exagerados indican inestabilidad articular debida a las ineficiencias estructurales en los elementos. Una prótesis de rodilla debe de comprobar estabilidad articular pasiva; sin embargo, los diferentes factores que afectan el buen funcionamiento (e.g. quirúrgicos, de diseño y patologías) de una prótesis generan diferencias notorias a las producidas en el movimiento de la articulación sana. Con sustitución protésica las fuerzas pico durante la marcha varían entre 2.3 y 2.5 veces el peso corporal [25].

Recordando la cinemática planteada en el Capítulo I, la rodilla tiene seis grado de libertad en tres planos anatómicos geométricos (i.e. frontal, sagital y transversal) donde la tibia puede rotar o trasladar en cada uno de ellos. Los tres grados de libertad ocasionan seis pares de movimientos, flexoextensión, varo-valgo, rotación interna-externa, compresión-distracción, desplazamiento antero-posterior y desplazamiento medio-lateral. Aunque la articulación presenta un movimiento de seis grados de libertad, el rango de movimiento en el plano sagital es mucho mayor y se describe como una combinación de deslizamiento y rotación de los cóndilos femorales sobre el platillo tibial (roll-back). Dos descripciones del movimiento en plano sagital son la descrita por los centros instantáneos y por un mecanismo de cuatro barras. En la descripción por centros instantáneos de rotación, correspondiente a la figura 3.5.1, un sólido en movimiento respecto al otro fijo con movimiento plano presenta un punto en cada instante asociado al primero cuya velocidad es nula, de forma que el movimiento instantáneo del sólido puede definirse como una rotación con centro en dicho punto; la segunda descripción cinemática, para el plano sagital, es el modelo de mecanismo de cuatro barras, correspondiente a la figura 3.5.2, que se basa en la suposición de que el movimiento de la articulación está guiado principalmente por los ligamentos cruzados permaneciendo estos isométricos a lo largo del rango de movimiento

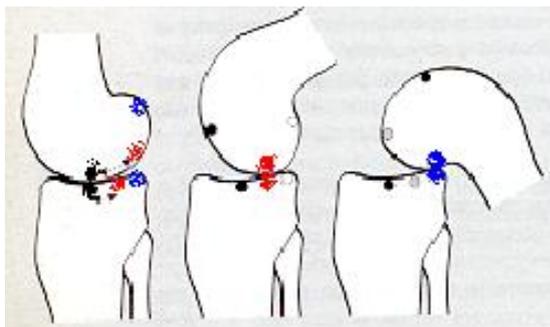


Figura 3.5.1
Movimiento combinado deslizamiento-rodadura del fémur respecto a la tibia, plano sagital. [33]

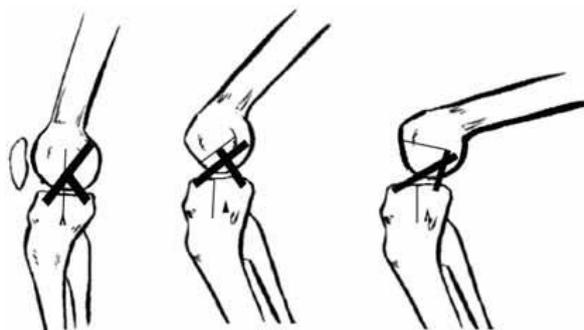


Figura 3.5.2 Cuatro Barras. [32]
De izquierda a derecha, extensión completa hasta 140° de flexión.

Basándose en el modelo de 6 grados de libertad y en el de cuatro barras (aplicado para la flexo-extensión), los principios cinemáticos de la Prótesis Total de Rodilla en el plano sagital deben ser los mismos que los de una rodilla sin prótesis, sin embargo, no todos los modelos presentan rotación y deslizamiento. Recordando el Capítulo I la articulación tibiofemoral de la rodilla presenta los movimientos descritos a continuación, mismos que deberían ser producidos con una Prótesis Total de Rodilla.

- Tres desplazamientos rotacionales:
 - Flexo-extensión sobre un eje medio-lateral definido como una línea transversal que atraviesa el fémur y cuyo origen puede tener varias posibilidades:
 - a) Línea perpendicular a la inserción proximal del LCP y paralela a la línea epicóndílea.
 - b) Línea que pasa entre los orígenes de los ligamentos colaterales medial y lateral
 - c) Línea que pasa por el centro de los cóndilos femorales

El punto en el que se cruzan los ligamentos cruzados del mecanismo de cuatro barras coincide con el centro instantáneo de rotación de la articulación usado como el eje de flexión que describe una trayectoria poloide (suponiendo fija la tibia o el fémur).

- Aducción-abducción sobre un eje anteroposterior en el centro de la rodilla y normalmente conectado con la tibia, en caso de flexiones a 0° y 120° , pasa justo por el punto medio de la espina tibial.
- Rotación interna-externa sobre un eje tibial en la intersección de la línea transepicondilar y el punto medio entre los epicóndilos. De este modo podemos decir que es la bisectriz del ángulo entre las proyecciones de los ángulos femorales en el plano transversal. Esto implica el fenómeno del “lift off” o de despegue de un cóndilo cuando hay abducción o aducción, fenómeno observado en la rodilla habitualmente.
- Tres traslaciones:
 - Medio-lateral sobre un eje medio lateral que conecta los puntos más distantes de los cóndilos femorales.
 - Antero-posterior sobre un eje antero posterior con respecto a la tibia. Este movimiento ocurre cuando el fémur se traslada anteroposteriormente sobre las superficies articulares de la tibia durante la flexo-extensión. Este eje rota con la flexión de la tibia para mantenerse perpendicular al eje longitudinal de la misma, es decir, paralelo a la superficie articular.
 - Compresión-distracción sobre la longitud proximal-distal de la tibia con una angulación de 2° sobre el eje longitudinal de la tibia.

La función óptima que se puede alcanzar en pacientes con prótesis de rodilla depende principalmente de la geometría de las superficies femoral y tibial y de la técnica de inserción que incluye la elección del tamaño de los componentes, la ubicación y la tensión ligamentosa. Para los diseños de las superficies generalmente se parte de una femoral que intenta reproducir la geometría anatómica, gran parte de los diseños, como es el caso de Kinemax Plus, suponen la parte posterior de los cóndilos con geometría esférica y la parte distal con geometría toroidal de radio mayor en el plano sagital, asumiéndose a nivel práctico la geometría de los cóndilos simétrica.

El componente de polietileno debe ser diseñado en términos del movimiento requerido, laxitud o estabilidad [33], al flexionarse la rodilla de 0° a 120° el fémur realiza un movimiento de rodadura posterior (roll-back) con un desplazamiento medio del cóndilo lateral de 8 mm. sobre la superficie tibial, mientras que el medial permanece inmóvil provocando rotación interna de la tibia de aproximadamente 15° , además la laxitud, que se define como el rango de movilidad en la zona donde la rigidez es baja, decrece al aumentar la carga de

compresión que actúa sobre la articulación debido a la congruencia parcial de las superficies de contacto, especialmente en el cóndilo medial. Combinando estos datos para una rodilla normal se establecen diseños que respeten la movilidad y la laxitud normal permitiendo el diseño de la superficie tibial a partir de la femoral. La superficie protésica debe proporcionar estabilidad, aún sin la existencia de los ligamentos cruzados donde se acude a elementos estabilizadores intercondileos para guiar y limitar mecánicamente el movimiento.

La laxitud está determinada principalmente por la congruencia entre la superficies de contacto de manera que las restricciones que ofrezca al movimiento complementen la pérdida debida a la eliminación de estructuras articulares. Los ligamentos y músculos deben ser valorados previamente para verificar su funcionalidad pues es de considerarse que el coeficiente de fricción entre el metal y la superficie de polietileno varía entre 0.05 y 0.1 (en rodilla normal es de 0.005 y 0.03) [33].

En cuanto al desgaste de las superficies articulares éste se relaciona clínicamente con el tiempo de implantación y con el peso del paciente. El contacto entre el componente femoral metálico y el tibial de polietileno origina la compresión de este último causando tensiones de compresión en la dirección perpendicular a la superficie de contacto, que alcanzan su valor máximo en el centro del área de contacto. En la dirección tangencial el material es también sometido a tensiones. En los extremos del área de contacto el material se estira creando tensiones de tracción, mientras que en el centro el material es comprimido tangencialmente por el mismo material circundante que le restringe la expansión lateral.

Los principales mecanismos de desgaste del polietileno en condiciones generales y referidos a lo que es el conjunto de la prótesis son [26]:

- Abrasión: Desgaste por asperezas de una superficie sobre otra que provocan las partículas.
- Adhesión: Se da cuando la fuerza accesoria es más fuerte que la fuerza de rendimiento del material y una pequeña pieza del mismo es arrancada de una superficie y se «engancha» a la otra.
- Tercer cuerpo: Producida por una partícula entre dos superficies (e.g. cemento).
- Fatiga: Afectación de la sub-superficie que permite que se rompa la superficie. Dentro de ella está la de laminación y la rotura.

Los avances en el diseño para evitar el desgaste incluyen:

- Disminución de las cargas de polietileno.
- Mejoras en el anclaje sobre polietileno en el mecanismo tibial.
- Uso de mejores técnicas de esterilización.
- Aumentar la congruencia articular.
- La implementación del platillo móvil.

Las prótesis existentes presentan curvaturas del componente de polietileno desde los modelos casi planos a geometrías con mayores curvaturas. En las articulaciones normales las fuerzas se transmiten entre las superficies articulares perpendicularmente a estas debido al prácticamente inexistente rozamiento, en las prótesis, independientemente de su curvatura, al ser mayor el rozamiento, las fuerzas no se transmiten en dicha dirección, aunque como la fricción es también muy pequeña puede suponerse se sigue la dirección perpendicular.

El grosor del polietileno está en relación con su desgaste. La delgadez del inserto es un factor importante que afecta a la distribución del esfuerzo en los componentes tibiales. Las fuerzas de contacto son mucho mayores cuando el grosor del polietileno es menor de 10 mm. sobre un

platillo metálico e incrementan el módulo del polietileno debido a recristalización, densificación bajo carga o ambos. Al aumentar la superficie de contacto a más de 450 mm^2 . para ambos cóndilos sería posible disminuir el grosor del polietileno a 5 mm. o 6 mm. de grosor y mantener todavía fuerzas de presión aceptables. Esto depende del área total de contacto y del peso del paciente. Se considera que un polietileno menor de 6 mm. de espesor ofrecería fenómenos de oleaje en la zona subarticular, lo que aumentaría el desgaste en insertos excesivamente delgados. Por ello, teniendo en cuenta los carriles inferiores del inserto, éste debe ser siempre mayor de 8 mm. de espesor.

El rodamiento traccionador del fémur sobre la tibia a medida que se produce la flexión es un factor de desgaste para zonas identificadas de acuerdo a algunos estudios [25] que revelan la inversión de las fuerzas de tracción en el extremo posterior de la región de contacto, esto indica que dependiendo de la marcha particular de cada paciente se presentará diferente desgaste en el componente de polietileno. Es por ello que los diseños de los componentes tibiales tienen un apoyo metálico de la superficie articular de polietileno, y la instrumentación quirúrgica fue modificada para permitir el óptimo alineamiento del eje mecánico.

El componente tibial presenta una base de metal para transferir de modo más uniforme las presiones a la metáfisis ósea y un vástago (central de 3 cm. a 6 cm. de longitud) que resiste la angulación de la prótesis durante el apoyo, evita esfuerzos en varo-valgo y anteroposterior.

El equilibrio en el plano frontal está dado en función de la distancia entre los cóndilos pues produce variaciones en el brazo de palanca con el que actúan los ligamentos laterales. La proporcionalidad entre el momento estabilizador del ligamento lateral y los momentos externos en varo con respecto a la distancia del ligamento al punto de apoyo del cóndilo medial, una prótesis con mayor distancia del ligamento al punto de apoyo del cóndilo medial proporcionará una reducción de la magnitud de la fuerza ligamentaria permitiendo la disminución de la fuerza de contacto intraarticular.

3.6 Prótesis de estudio.

La prótesis seleccionada para el análisis es Kinemax Plus, modelo de la figura 3.6.1, distribuida en México por Ortopedia Hisa, la más usada, hasta el año 2008, por el Instituto Mexicano del Seguro Social en la mayoría de las sustituciones protésicas.

Características:

Prótesis Tricompartimental Bilateral Pequeña, diferenciada en la figura 3.4.3, que consiste en un reemplazo total de fémur, tibia y patela (cuando el cirujano lo indica). Fabricada en cromo, cobalto y molibdeno, este modelo puede tener diferentes aditamentos estabilizadores (e.g. vástagos, espaciadores y cuñas), que evitan rotaciones y movimientos indeseables

La prótesis puede ser fijada al hueso, cementada o no cementada, los cirujanos del IMSS indican la fijación cementada.

Su componente femoral presenta un borde anterior simétrico para la articulación rotuliana, los cóndilos son simétricos, tienen un radio de curvatura sagital decreciente en dirección posterior y son individualmente convexos en el plano coronal.



Figura 3.5.1
Prótesis Kinemax y sus elementos básicos. [19]

Respecto al estado del cojinete su diseño es del tipo fijo al plato tibial y congruente con la geometría femoral, la concavidad que presenta el inserto de polietileno no es suficiente para suplir la función del LCP, sujeción de cóndilos, así que en este diseño se conservan los ligamentos cruzados o por lo menos el LCP. Adopta el procedimiento llamado metal back, que consiste en hacer reposar el componente meniscal de polietileno sobre una base metálica para reducir deformidades en el polietileno y mejorar la distribución de tensiones de contacto en la interfase prótesis-hueso.

Por la conservación de los ligamentos cruzados se disminuye la posibilidad de luxaciones en flexión o subluxaciones posteriores cuando la laxitud de las partes blandas es excesiva, es posible un mayor grado de flexión, se asegura estabilidad posterior y según estudios [26] se conserva una marcha casi normal.

3.7 Comportamiento de la rodilla con Prótesis Kinemax Plus.

La intención de este apartado es hacer una revisión de la biomecánica de una rodilla con prótesis Kinemax Plus enfatizando el comportamiento durante la flexoextensión pasiva.

El diseño de la Prótesis Kinemax Plus, modelo antiguo y económico, centra su funcionalidad en la rotación descrita en el plano sagital permitiendo únicamente la rotación que se presenta durante la flexoextensión, el diseño moderadamente curvado del inserto de polietileno permite conservar el LCP que funge como seguro para evitar liberación anteroposterior del componente femoral o posibles luxaciones en flexión o subluxaciones posteriores cuando la laxitud de las partes blandas sea excesiva.

La curvatura presente en el platillo tibial impide que se reproduzca, en el plano sagital, la combinación rodamiento-deslizamiento a los 25° [1], al alcanzar el fémur su posición posterior, pinza la parte posterior del componente tibial provocando cargas que tienden a despegarlo del hueso en su porción anterior [33]

Con la conservación del LCP se ha reportado mayor movilidad en flexión, transmisión de las fuerzas horizontales a través de los ligamentos y reduciendo las fuerzas en la interface implante-hueso y la conservación de la marcha casi normal [26,33].

La rotación se desarrolla desde un eje transversal a los cóndilos, la rotación sigue una poloide que está definida por el perfil de los cóndilos. En la figura 3.7.1 se observa la poloide generadora del patrón del movimiento y la circunferencia aproximada a ésta.

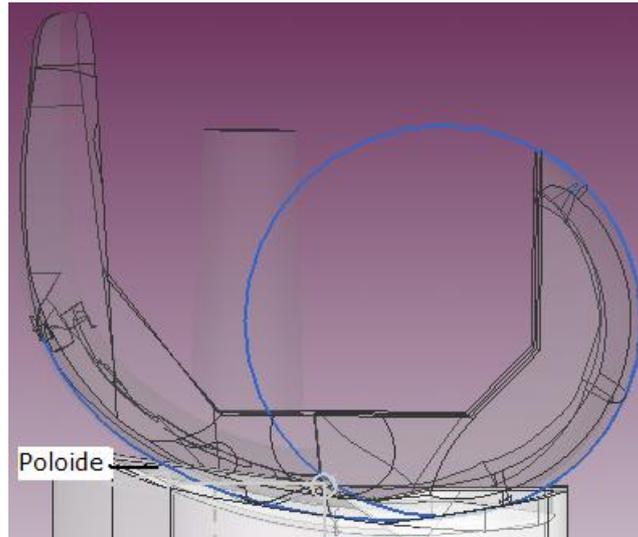


Figura 3.7.1
Poloide obtenida de la geometría condilar

En cuanto al área de contacto a través de la cual debe transmitirse la carga ésta es pequeña, la superficie de contacto aumenta en torno a una pequeña área, lo que disminuye la presión total. Soporta cargas de 25 MPa. máximo. La prótesis Kinemax Plus tiene un componente de polietileno de 8mm. de espesor.

CAPÍTULO IV. DIGITALIZACIÓN Y SIMULACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DE LA PRÓTESIS.

4.1	Introducción.....	43
4.2	Digitalización 3D.....	43
4.3	Interpretación de datos y generación de modelos sólidos.....	45
4.4	Selección de juntas a utilizar.....	46
4.5	Simulación de la Prótesis.....	48
4.6	Ensamble de la Prótesis en el Banco de Pruebas.....	49
4.7	Simulación de la Prótesis en el Banco de Pruebas Virtual....	51
4.8	Resultados.....	53
4.9	Discusión.....	54

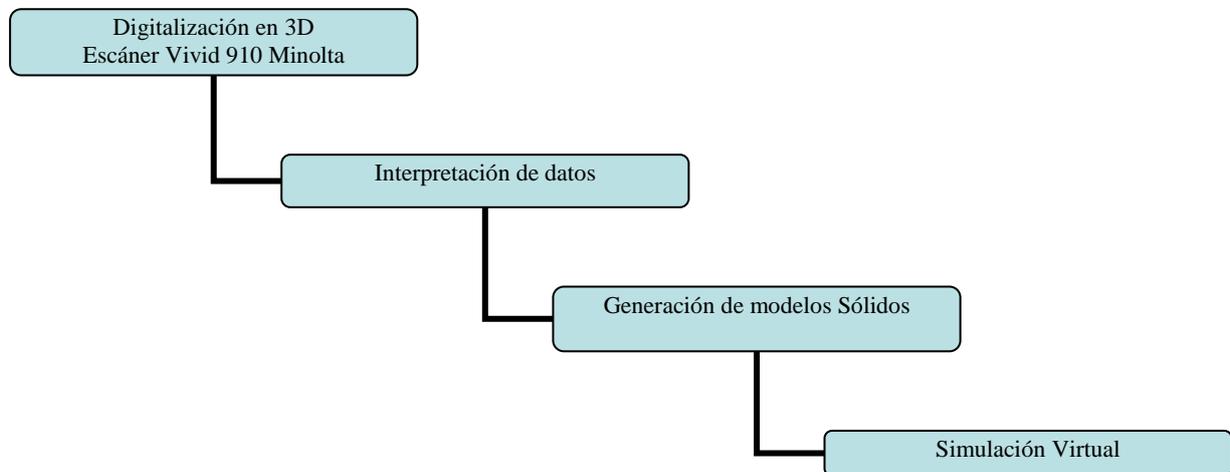
CAPÍTULO IV. DIGITALIZACIÓN Y SIMULACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DE LA PRÓTESIS.

4.1 Introducción.

La prótesis Kinemax Plus mencionada en el apartado 3.6 Prótesis de estudio fue facilitada (por el IMSS) para el desarrollo de este proyecto, disponiendo del modelo físico se decidió recurrir al proceso de digitalización 3D como método alternativo a la modelación en CAD, con este método se espera tener una geometría más cercana a la original ahorrando tiempo.

La digitalización en 3D fue realizada por personal del Departamento de Visualización Científica de la Dirección General de Servicios de Cómputo Académico DGSCA.

El siguiente esquema representa el método propuesto para obtener la Simulación Virtual.



4.2 Digitalización 3D.

En el Departamento de Visualización Científica de la DGSCA se usó el escáner Minolta 3D, modelo Vivid 910 de la figura 4.2.1, para la digitalización de las geometrías.



Figura 4.2.1 Escáner Vivid 910 [23]

El escáner Vivid 910 usa un LASER de triangulación con una profundidad de campo, apreciada en la figura 4.3.3, de 0.6 m. a 2.5 m. y 2 m. de ancho abarcando un área de 111mm. a 1196 mm. en x, y de 83 mm. a 897 mm. en y, con un barrido descendente tal como se observa en la figura 4.2.2.

El Departamento de Visualización usa como interfase una tarjeta compact flash que se coloca en el lector integrado del escáner o en la computadora mediante una conexión SCSI, la información es recibida por el software Polygon Tool Minolta²⁸, sin embargo, para fines del departamento de visualización se usa Geomagic Studio²⁹ para generar una malla que une la nube de puntos captada por el escáner.

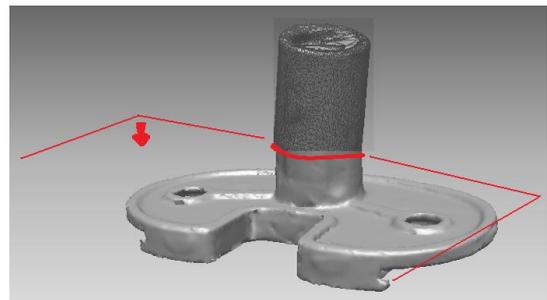


Figura 4.2.2 Orientación de escaneo

28. Software que permite exportar archivos en wavefront/Maya, Softimage, 3D Studio Max, dxf, open inventor, ASCII, vrml, Alias entre otros

29. Software que digitaliza de geometrías en 3D de un escáner para la creación de modelos similares a los originales.

El proceso mediante el cual se alinean las tomas para sus posterior unión se conoce como Registro, con el uso del software Geomagic Studio se une cada toma y así se forma la imagen en 3D, siendo posible la exportación de los datos en las siguientes extensiones: .stl, .mgf, .wrl, .hrc, .obj, dxf y asc. [24].

En caso de ser necesario el laboratorio de visualización cuenta con otro software para realizar un mejor trabajo de edición, en este caso el modelado de la prótesis demanda exactitud en su geometría de aquí que se usara un procesador de datos llamado Magics³⁰.

Proceso de digitalización: El siguiente cuadro explica el proceso realizado para la digitalización así como las tareas auxiliares realizadas.

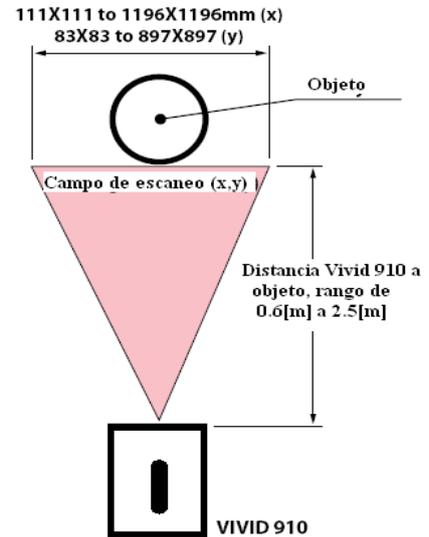


Figura 4.2.3 Campo de escaneo [24]

Proceso de digitalización	Objetivo	Tareas auxiliares
Preparación de las piezas	Preparar la superficie correcta para la aplicación de un escaneo con LASER, de modo que se evite la reflexión, refracción y difracción.	Acabado
	Identificar por medio de marcas las zonas que serán tomadas para facilitar el proceso del registro.	Perfiles
Escaneo en 3D	Montar el escáner en tripie a la distancia correcta.	Montaje
	Hacer tomas prueba para verificar que la distancia y posición seleccionadas sean las óptimas.	Prueba
	Definir en cada toma el perfil que describa la geometría cortando la información sobrante (Fig. 4.2.4).	Definir Perfiles
	Iluminar si se requiere adicionalmente el espacio por cada toma.	Iluminación
Registro	Unir las tomas para cada componente	Registro
Extracción de datos	Exportar cada registro realizado en archivos compatibles con el software destinado para la creación del modelo sólido (Fig. 4.2.5).	Exportar archivo

30. Software de prototipo rápido para la reparación y optimización de modelos en 3D, diseño de texturas, análisis de partes, entre otros.



Figura 4.2.4 Toma sin definición de perfil del componente tibial.

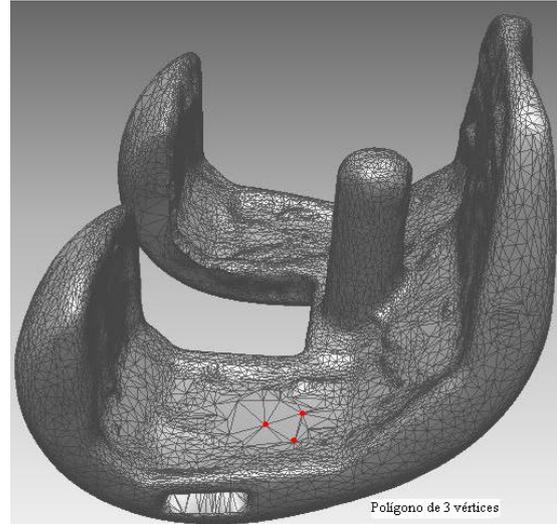


Figura 4.2.5 Malla del componente femoral

4.3 Interpretación de datos y generación de modelos sólidos.

Del apartado 4.2 Digitalización en 3D por escáner, se entiende que se obtuvo la malla de los puntos (datos en 3D) producto de la digitalización sin embargo, nuestro objetivo es la simulación y para esto es necesario obtener modelos sólidos, de aquí que se deba convertir esta malla a una geometría sólida proceso conocido como Ingeniería Inversa³¹.

Es importante precisar que la simulación se realizará en Unigraphics NX-6, pero la malla fue exportada de Geomagic Studio en DXF, formato compatible con NX. Estos archivos son reconocidos en NX como un cuerpo facetado “Faceted Body³²”, archivos que no contienen información de un sólido y por ello no pueden ser modificados.

Para generar modelos sólidos el software NX-6 cuenta con varios comandos que se complementan según la geometría del cuerpo facetado:

1. Comando “Section Analysis” Análisis de sección y creación de curvas seccionadas (fronteras) para después unir las superficies usando como unión común las curvas frontera creadas.
2. Comando “Rapid Surfacing” crea superficies suaves siguiendo la curvatura de la nube de puntos, este comando genera superficies que son limitadas por la unión de 4 líneas exportadas o dibujadas usando el mismo comando sobre el cuerpo facetado.
3. Por la unión de líneas “Spline” o puntos insertados sobre el cuerpo facetado es posible generar superficies planas usando el comando “Four Point Surface” Superficie por cuatro puntos.

Para el caso particular de esta prótesis se usó el módulo “Modeling” y se siguió el patrón de la malla (Fig. 4.2.4) generándose varias superficies, la unión de todas las superficies generadas resulta un sólido. Este proceso debe realizarse dedicada y cuidadosamente, se deben generar un número de superficies mínimo para una fácil y segura unión, en pruebas anteriores realizadas a una nube de puntos no fue posible generar el sólido por mínimas separaciones entre superficies.

31. Proceso que consiste en la obtención de datos numéricos tridimensionales de un objeto para la creación de formas geométricas en un sistema CAD y por último, la manufactura del diseño (con la ayuda de la Manufactura Asistida por Computadora -CAM) a fin de obtener una parte idéntica al original o un molde para generar el objeto original.

32. Conjunto de pequeñas curvas suaves y lisas.

En la prótesis se llevó a cabo el mismo proceso pero ahora se trazaron líneas patrón que aseguraban puntos de unión comunes entre superficies. El componente tibial, pese a que fue escaneado, por su geometría simétrica y carente de curvaturas fue modelado en CAD.

A continuación se observan los modelos sólidos de los componentes protésicos, a la izquierda en la figura 4.3.1 el modelo del componente tibial y a la derecha el del componente meniscal; en la figura 4.3.2 se observa el interior sólido del componente femoral.

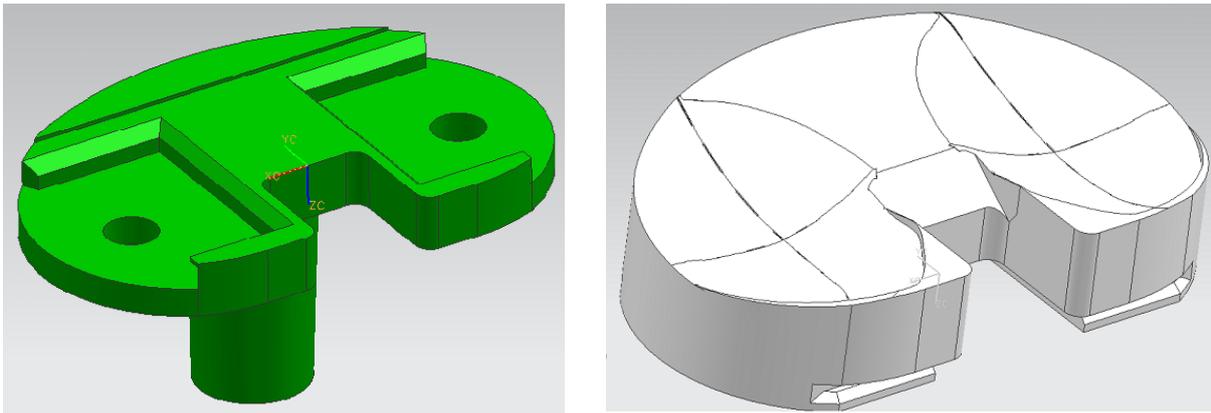


Figura 4.3.1 Modelos sólidos, a la izquierda el componente femoral y a la derecha el meniscal.

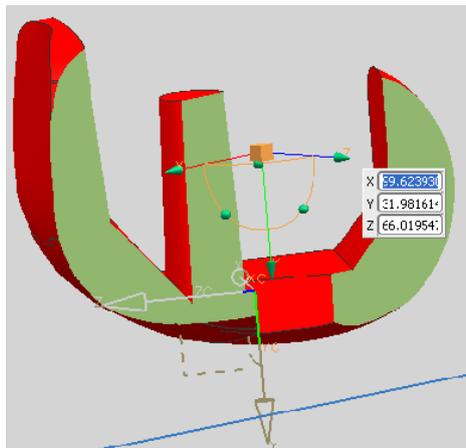


Figura 4.3.2 Sección transversal de modelo sólido del Componente femoral

4.4 Selección de juntas a utilizar.

La prótesis usada para la simulación presenta una geometría que sólo permite un grado de libertad en el plano sagital es decir, permite la flexión y extensión reportada como aceptable en un rango de flexión de 0° a 120° [19]. Para la simulación de este movimiento se seleccionó una Junta³³ de Revolución (Revolute Joint) aplicada en el eje transversal del fémur que se reporta en las hojas de especificaciones de la prótesis como el eje sobre el cual se produce la rotación que reproduce la flexo-extensión, este eje transversal es el centro del arco que sigue la geometría de los cóndilos en la prótesis.

33. En el Apéndice se explican las características de las juntas disponibles en Unigraphics NX-6.

La curva que describe la trayectoria del centro de rotación, representada en la figura 3.7.1, se conoce como poloide, suponiendo fijo el fémur la curva presenta una forma elíptica pero se decidió considerar a la tibia como el componente fijo de manera que la poloide toma una forma más plana esto nos permite aproximar una curva circular a la poloide y es justa ésta aproximación el motivo de que se use la Junta de Revolución para la simulación, como se explica en el Apéndice de este trabajo la Junta de Revolución conecta dos acoplamientos, en este caso el componente femoral y uno llamado tibial-meniscal, permitiendo un grado de libertad alrededor de cierto eje seleccionado, tal y como se muestra en la figura 4.4.1.

El movimiento de la Junta de Revolución es controlado por una función constante, armónica o alguna otra que se determine, dado que el objetivo de la Tesis es la simulación de la flexo extensión pasiva de 0° a 120° , máximo mínimo requerido para un buen componente protésico, el controlador seleccionado es una función armónica que restrinja los grados de movimiento (veáse apartado 4.5 Simulación de la prótesis).

Para la junta de revolución se requieren definir los ejes de rotación de cada acoplamiento que son colineales y paralelos, y un origen para cada acoplamiento coincidente. El origen del acoplamiento es un punto en el eje transversal que atraviesa los cóndilos y que corresponde a la circunferencia aproximada a la poloide.

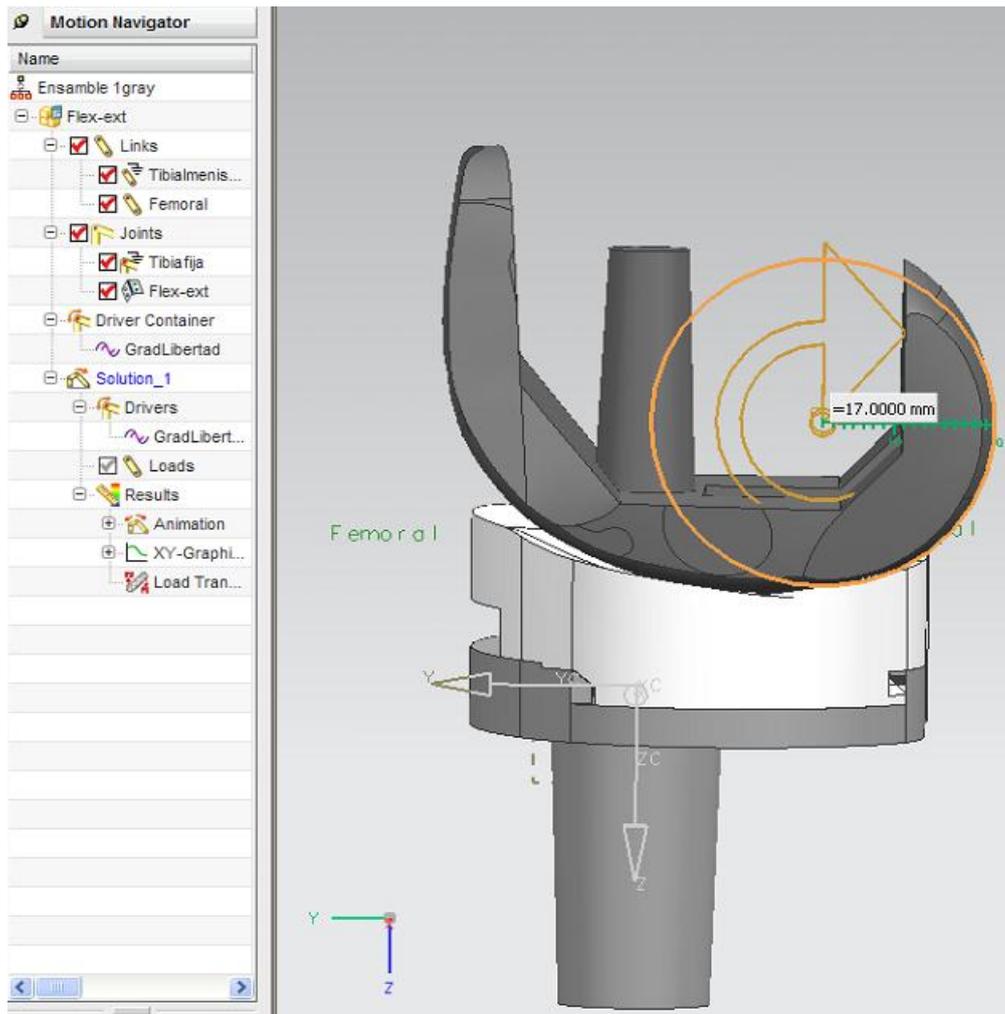


Figura 4.4.1 Especificaciones en la Junta de Revolución y circunferencia aproximada a la poloide

4.5 Simulación de la Prótesis.

En el apartado 4.4. Selección de juntas a utilizar se presenta la Junta que reproduce la flexo-extensión pasiva, la Junta de Revolución permite un grado de libertad de rotación alrededor de un eje indicado pero la función de la prótesis demanda únicamente de 0° a 120° , estos parámetros son modificables en el cuadro de diálogo de la junta donde una función armónica permite la simulación de 0° en extensión a 120° de flexión y finalmente regresa a su posición original a los 0° , tal como se aprecia en la figura 4.5.1.

La función armónica genera un movimiento senoidal suave, NX modela la función armónica simple $SHF = a \cdot \sin(\omega \cdot (x - x_0) - \phi) + b$, para determinar las características del movimiento deseado, esta función es periódica pues al aumentar t (tiempo) la función varía de $+1$ y -1 y se repite incrementando el argumento al doble. En la simulación el tiempo se fijó para 2 segundos.

$$SHF(x, x_0, a, \omega, \phi, b) = a \cdot \sin(\omega \cdot (x - x_0) - \phi) + b$$

a : Amplitud o separación máxima respecto al punto de equilibrio

Ω : Frecuencia $\omega = 1 / T$, ADAMS/Solver asume la frecuencia en radianes por unidad de la variable independiente, para la conversión a grados por unidad de variable independiente se debe añadir D después del número especificado ω .

x : La variable independiente en la función, debe ser cualquier valor para poder computar el valor deseado al usar la expresión SHS.

x_0 : Estado inicial de la variable x .

ϕ : Ángulo de desplazamiento, ADAMS/Solver asume π en radianes (usar D para grados).

B = El promedio del desplazamiento.

El controlador de la Junta de Revolución fue especificado con una amplitud de 120° y un ángulo de fase de 90° , el componente tibial y meniscal están unidos en un sólo acoplamiento y tienen una junta fija en la parte del vástago del componente tibial esto permite únicamente el libre movimiento del acoplamiento femoral (con Junta de Revolución) con respecto al acoplamiento tibial-meniscal.

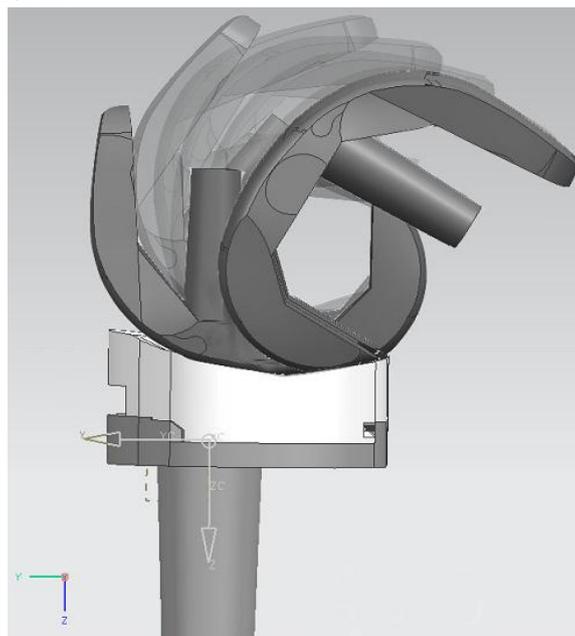


Figura 4.5.1 Simulación de Prótesis de Rodilla en Flexo-extensión pasiva (0° - 120°)

Para el objetivo de esta Tesis, simulación de la flexoextensión pasiva, el Banco de Pruebas requirió se alargaran los tubos guías del desplazamiento para permitir la flexión de 120°, el banco modificado se presenta en la figura 4.6.3, a este se le añadieron modificaciones en el controlador que son planteadas en el siguiente apartado 4.7 Simulación de la Prótesis en Banco de Pruebas Virtual.

Los componentes en movimiento del Banco de Pruebas son la corredera, el fémur y la tibia-peroné, cada uno está restringido tomando en cuenta que la libertad presente en el plano sagital, la más importante para la simulación de la prótesis de rodilla Kinemax Plus; la corredera demanda libertad de movimiento traslacional en un sólo eje para simular este movimiento se usa la junta deslizante (slider joint) y para los acoplamientos restantes, corredera-fémur (cadera), fémur- tibia-peroné (prótesis de rodilla), tibia-peroné-base (tobillo) se usan juntas de revolución (revolute joint) veáse figura 4.6.3 donde ya ha sido ensamblada la Prótesis Kinemax Plus.

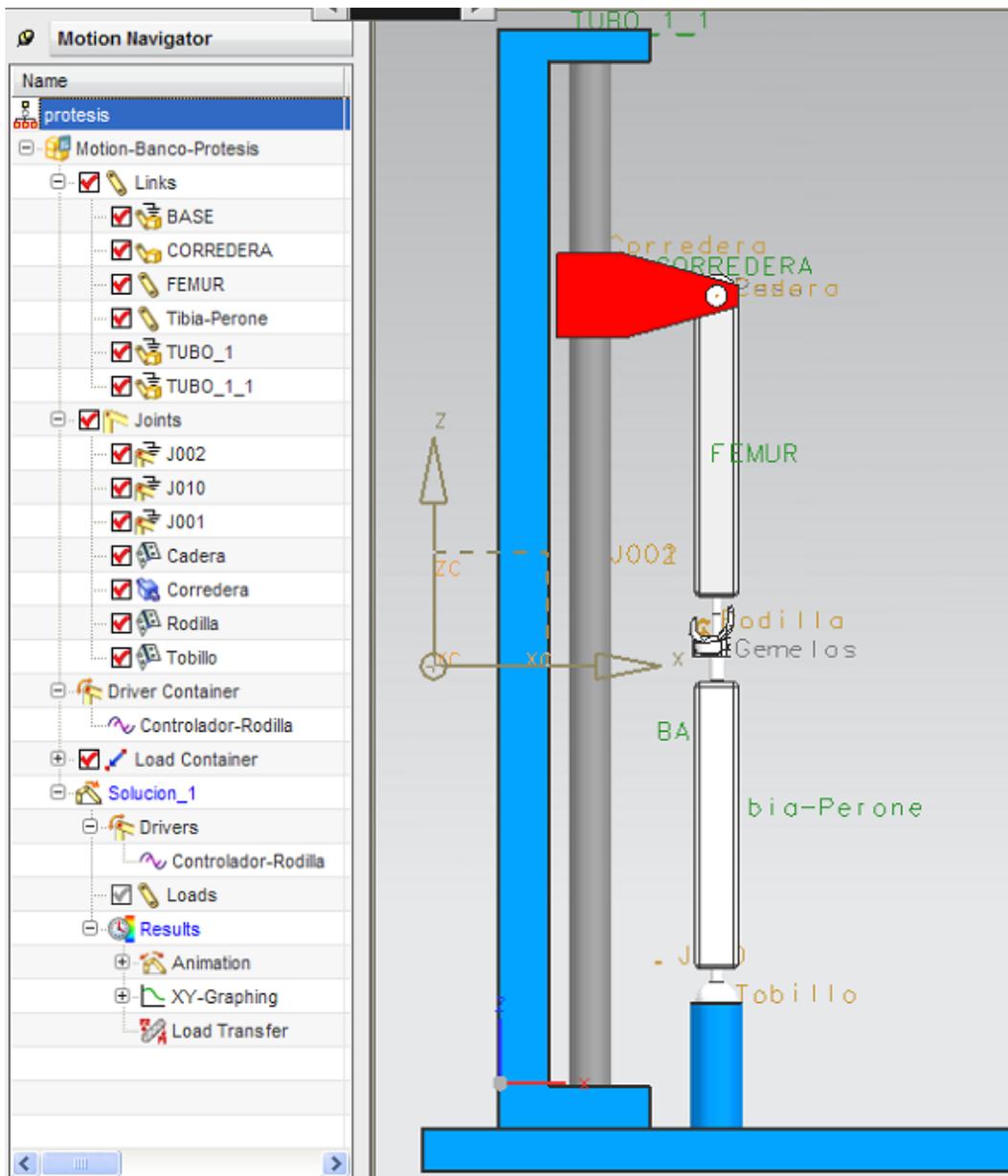


Figura 4.6.3 Banco de Pruebas modificado

4.7 Simulación de la Prótesis en Banco de Pruebas Virtual.

La simulación de la Prótesis en el Banco de Pruebas Virtual, planteada en la figura 4.7.1, sigue la siguiente cinemática secuencial, considerando que se parte de un desalineamiento en el plano frontal en valgo de 174° [1]:

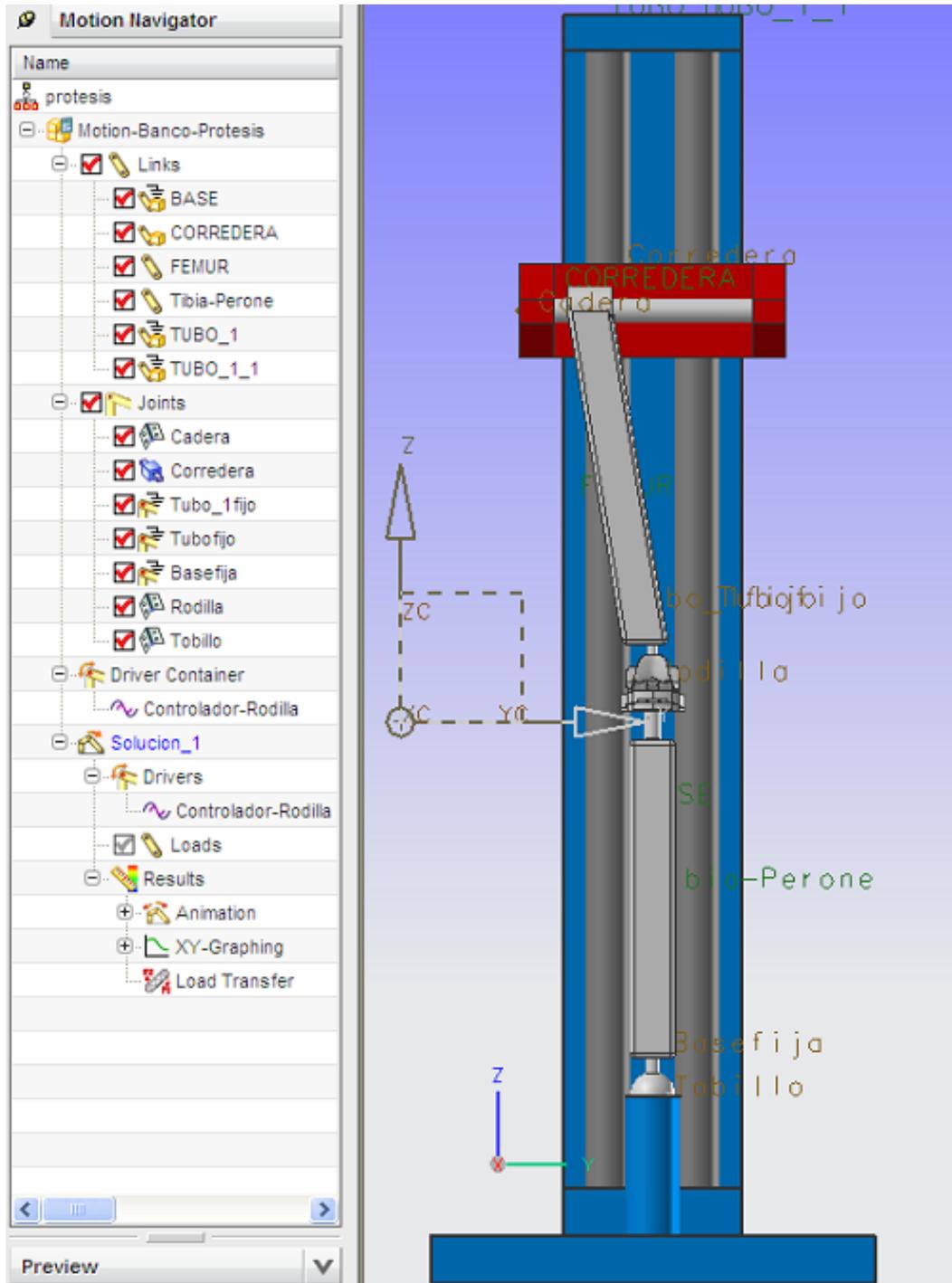


Figura 4.7.1 Banco de Pruebas Virtual, plano frontal.

Flexión a 30°:

-Plano Frontal: Alineación de los ejes anatómicos del fémur y de la tibia, presentada en la figura 1.3.1, a 180°.

Flexión a 60°:

-Plano Frontal: Alineación completa, no es visible el ángulo del valgus fisiológico FOT.

Flexión a 90°:

-Plano Frontal: Alineación completa, no es visible el ángulo FOT.

Flexión a 120°:

-Plano Frontal: Continúa la alineación completa de 180°.

El mecanismo controlador del movimiento está ubicado, al igual que para la simulación de la prótesis, en el eje de flexión obtenido de la circunferencia aproximada a la poloide formada por la geometría condilar, la función responde a 120° de flexión obteniendo una simulación cíclica para dos segundos esquematizada en la figura 4.7.2.

Para la simulación flexoextensión pasiva no es necesario realizar la simulación con carga, de aquí que se anule la fuerza de los gemelos y el peso corporal, además se considera un coeficiente de fricción de 0.05 [33].

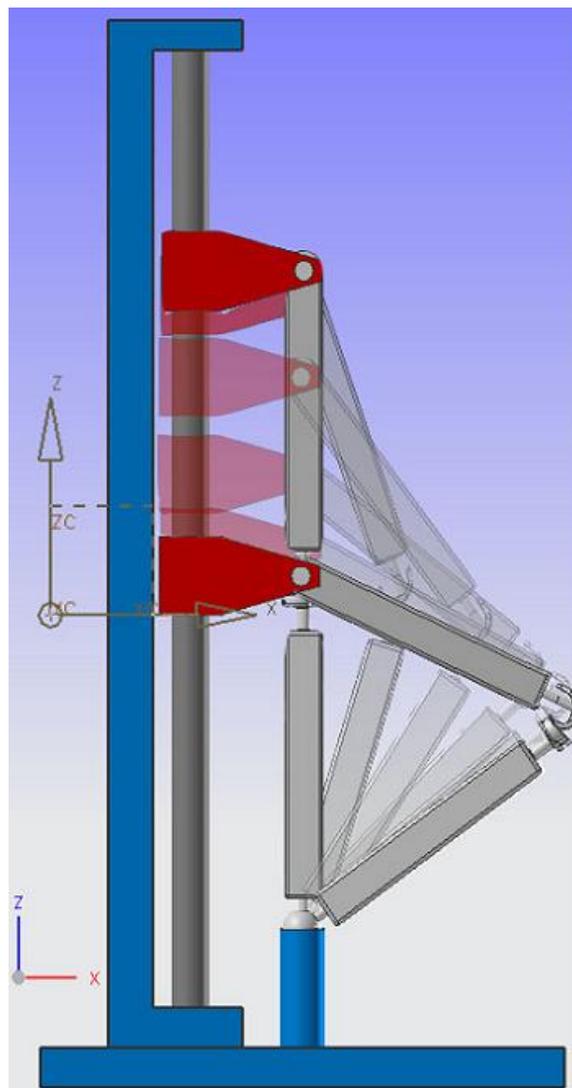


Figura 4.7.2 Simulación Banco de Pruebas Virtual, plano sagital.

4.8 Resultados.

Considerando que el análisis del movimiento de flexo-extensión pasiva se lleva a cabo en posición supina, decúbito prono o sentado, no interviene el peso del individuo en estudio ni fuerzas por músculos, ligamentos o tendones, sin embargo, está presente la fuerza de gravedad y el coeficiente de fricción establecido en 0.05 (valor tomado de la literatura para prótesis de rodilla).

En la siguiente gráfica, de la figura 4.8.1, del movimiento en la prótesis de rodilla se aprecia que no intervienen otras fuerzas pero la diferencia de fuerza existente por dos centésimas es debida a la fricción y a la gravedad.

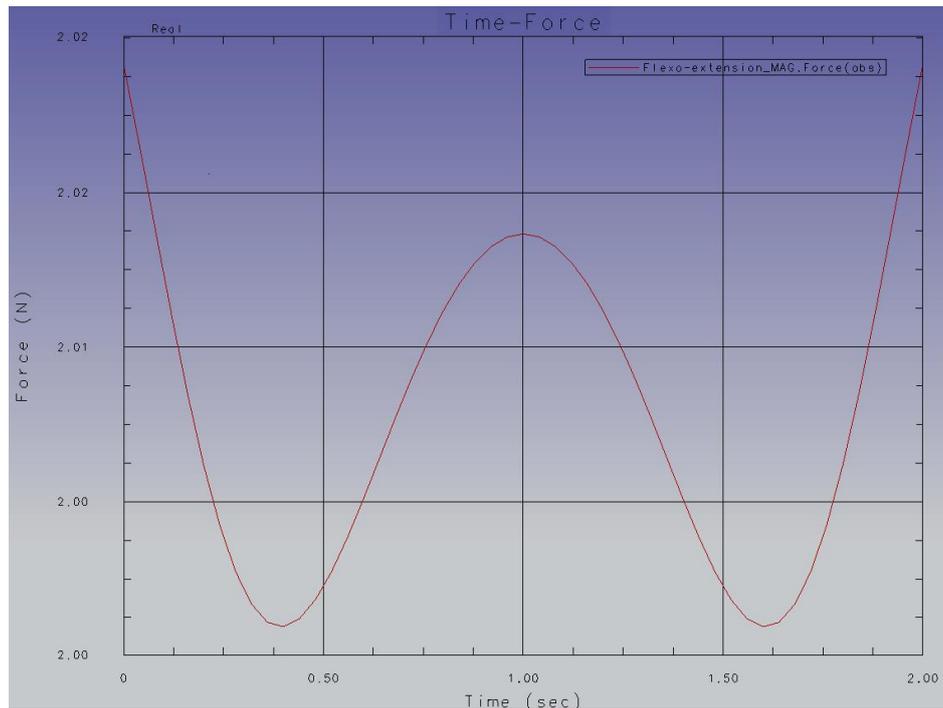


Figura 4.8.1 Gráfica Fuerza-Tiempo

La ausencia de fuerzas es visible también graficando el Torque contra el ciclo de la flexo-extensión, tal como se observa en la figura 4.8.2, Unigraphics identifica los momentos como torques, en esta gráfica se expone el momento en el eje X (eje de giro) generado por la fuerza en dirección del eje Y.

Otro resultado obtenido se aprecia de la gráfica velocidad contra tiempo de la figura 4.8.3, el tiempo resulta análogo a la longitud de zancada, variable usada para análisis de marcha, el tiempo constante indica que la velocidad y zancada con la que el individuo realiza la flexo-extensión también es constante.

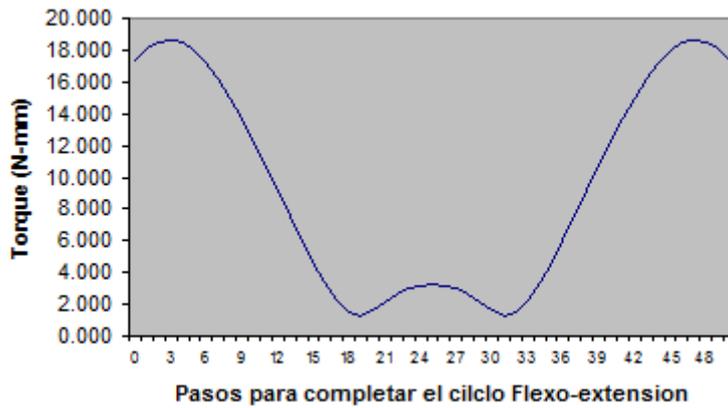


Figura 4.8.2 Gráfica Torque - Pasos del Ciclo

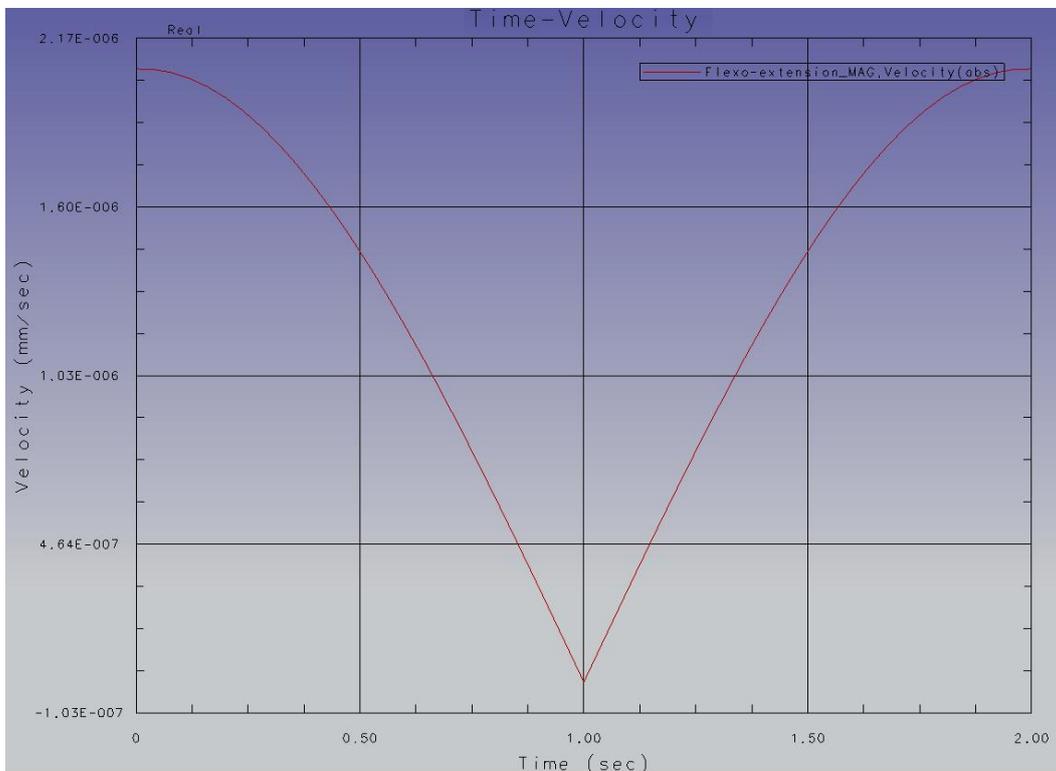


Figura 4.8.3 Gráfica Velocidad - Tiempo

4.9 Discusión.

El movimiento producido con una Junta de Revolución simula el comportamiento de la Prótesis Kinemax Plus, sin embargo, esta Prótesis muestra deficiencias al no permitir el deslizamiento anteroposterior normal de la rodilla (plano sagital), como se observa en la figura 4.5.1 a 120° de flexión, en el plano sagital, el contacto de los cóndilos (pertenecientes al componente femoral), en una vista anteroposterior, incide en la sección posterior del inserto de polietileno lo que facilita se produzca exceso de sobrecarga posterior y riesgo de que con la transmisión de carga en la interfaz hueso-implante se provoque aflojamiento.

El estudio de la marcha es una de las técnicas más empleadas en la valoración de la función en pacientes intervenidos con prótesis totales de rodilla. Los parámetros habitualmente

utilizados para este tipo de estudios incluyen medidas relacionadas con parámetros del ciclo de marcha (e.g. longitud de zancada, velocidad de marcha y cadencia entre otros), cinemáticos y cinéticos. La relación entre la longitud de zancada y velocidad de marcha, en sujetos normales, es relativamente lineal y reproducible. Estudios de marcha muestran que esta relación se aproxima a la relación normal una vez transcurridos 3 a 6 meses posteriores a la cirugía, considerando que las velocidades elegidas por los pacientes son sustancialmente menores que en sujetos normales.

La gráfica velocidad contra tiempo de la prótesis de la figura 4.9.1 permite apreciar que en una flexo extensión constante la curva se aproxima a un comportamiento lineal, el comportamiento no lineal de la gráfica revela modificaciones en la marcha con Prótesis Kinemax Plus.

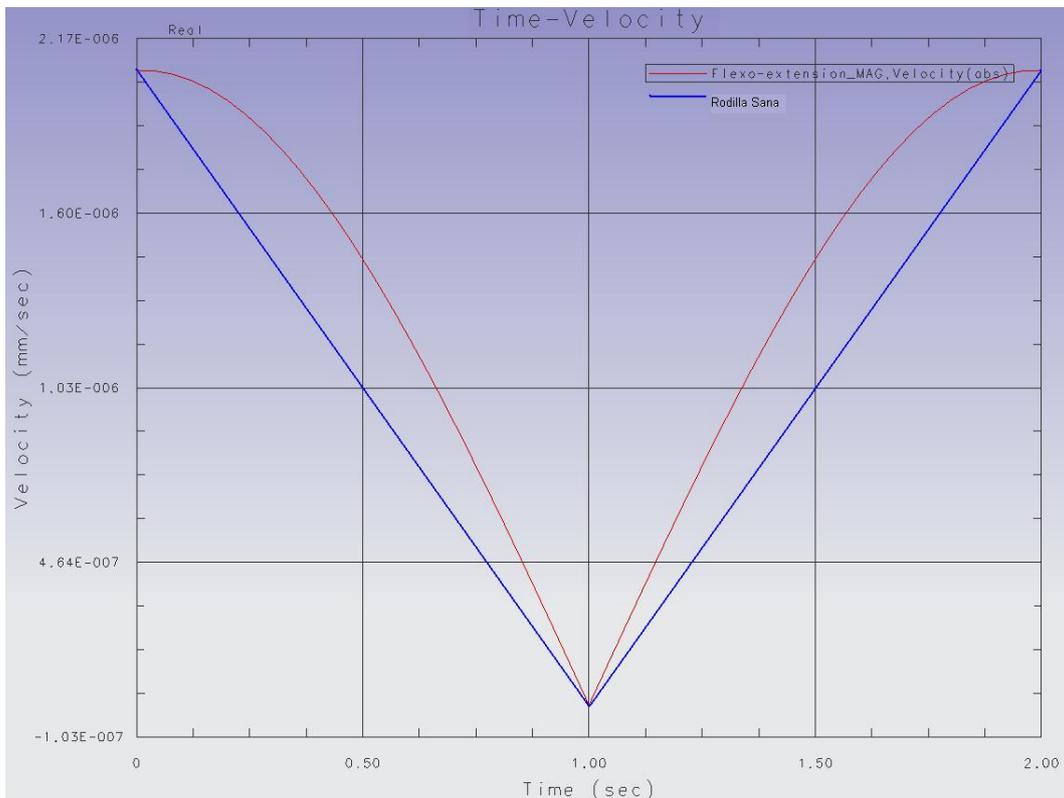


Figura 4.9.1 Comparación en gráficas Tiempo-Velocidad de Prótesis Kinemax y Rodilla Sana

La simulación virtual de la prótesis de rodilla resultó apta para ser ensamblada al Mecanismo Virtual Simulador del Movimiento de la Rodilla Humana” conocido como Banco de Pruebas Virtual [30] que permite probar el movimiento de la Prótesis junto con la tibia y el fémur.

CONCLUSIONES.

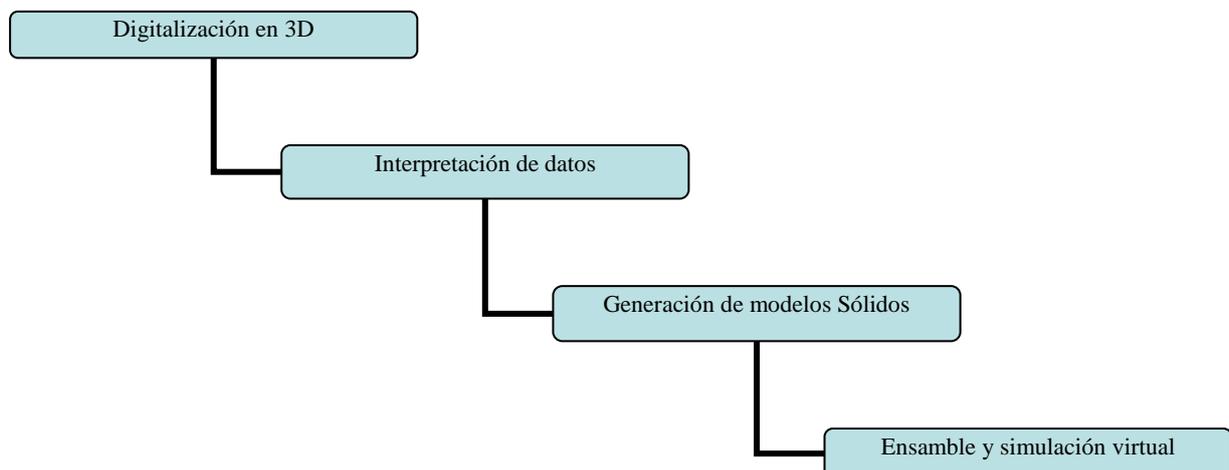
5.1 Conclusiones.

El modelo computacional en tres dimensiones permite predecir la cinemática del reemplazo total de rodilla y provee información para futuros diseños que tomarán en cuenta la función de los ligamentos y la influencia de la fricción en los movimientos de la Junta. Con la simulación virtual de la Prótesis de Rodilla y la posterior prueba de ésta en el Banco de Pruebas Virtual [30], trabajo desarrollado en paralelo al presente, se logró el objetivo en un 95% simulando el comportamiento de la Prótesis Kinemax Plus en flexo-extensión pasiva, esto se justifica primero por la existente simulación virtual de la prótesis Kinemax Plus en 3D siguiendo la trayectoria que permite el diseño asegurando la continua adaptación del componente femoral en el platillo de polietileno, partiendo de la extensión completa en 0° hasta los 120° de flexión, recomendados para este diseño. Sin embargo, y pese a que el comportamiento de la prótesis Kinemax Plus fue exitosamente simulado, al ser ensamblados los tres componentes de la prótesis se observaron mínimas diferencias entre la geometría real y la generada debidas a los datos obtenidos del escáner 3D y por el proceso de modelado en CAD, esto indica falta de precisión en estos dos procedimientos.

Es importante destacar que el proceso de digitalización 3D realizado por el Departamento de Visualización Científica de la DGSCA fue realizado por personal experimentado en digitalización 3D, lo que aseguro mayor calidad en la geometría escaneada debida a la elección correcta de las diferentes posiciones en las que debían realizarse las tomas con el fin de abarcar por completo la geometría asegurando generar un modelo altamente similar al original a esto se añade otro factor importante que es la iluminación sobre el modelo que repercute directamente en la calidad de la nube de puntos generada.

El diagrama del apartado 4.1, generalizado en el siguiente cuadro, esquematiza la metodología innovadora propuesta al desarrollarse esta tesis, los resultados obtenidos comprueban la eficacia del método. El uso del Software Unigraphics NX-6 es pieza clave en el desarrollo de la metodología, la manipulación del programa permite encontrar las juntas necesarias para lograr la simulación virtual del comportamiento de la Prótesis Kinemax Plus, el mecanismo desarrollado consta de un sólo grado de libertad (rotación en el plano sagital) y fue construido con la Junta de Revolución entre dos acoplamientos.

Metodología para obtener el modelado y simulación de prótesis haciendo uso de la digitalización 3D.



Para prótesis con mayores grados de libertad, considero especialmente importantes los movimientos de rotación externa-interna, los de aducción-abducción y aún más el desplazamiento anteroposterior; este trabajo es la base para simular la rotación en el plano sagital pero son necesarios trabajos complementarios para proveer a la simulación de sofisticadas prótesis de mayor movimiento. Estos trabajos presentarán retos interesantes como la simulación del desplazamiento anteroposterior adecuada, según estudios en rodilla sana desde la extensión completa al comenzar la flexión, el deslizamiento es mucho mayor que la rodadura, mientras que para grados de flexión elevados dicha relación es menor; generar secuencias de movimiento será un reto interesante que asumo como tal.

En trabajos futuros usando el Banco de Pruebas [30] será interesante realizar análisis de flexo-extensión con cargas, como el peso del individuo y la acción de músculos, ligamentos y tendones, para determinar con base en la carga estimada sobre las diferentes estructuras los esfuerzos mecánicos y así prevenir, diagnosticar y tratar patologías articulares.

Considero que el Software Unigraphics NX-6 tiene limitaciones para generar simulación de prótesis de rodilla con biomecánica más compleja además el módulo de modelado no cuenta con herramientas especiales para digitalización 3D, esto es sumamente importante pues la digitalización 3D es la base para el desarrollo de esta metodología que se auxilia de Ingeniería Inversa, recurso que puede ser altamente explotado en el desarrollo de tecnología en México.

Al simular el movimiento de la Prótesis de Rodilla resultó imprescindible el estudio biomecánico de la Prótesis de estudio permitiendo conocer las carencias y beneficios del diseño, esto aunado al conocimiento adquirido sobre fisiología de rodilla me brindaron un campo amplio de conocimientos con los que se podría ulteriormente trabajar en el diseño de una prótesis de rodilla basándose en estudios antropométricos para la Población Mexicana. Aplicando la Ingeniería Asistida por computadora es posible evaluar la influencia del diseño de la prótesis en la cinemática, disminuyendo el tiempo de diseño y permitiendo evaluar prototipos del diseño.
la tibia y el fémur.

APÉNDICE

Juntas disponibles en Unigraphics NX-6.

Las juntas representan restricciones de movimiento en un sistema. Las restricciones brindadas por las juntas son definidas por el tipo de conexiones físicas que hacen entre un mecanismo de cuerpo rígido (representado por los acoplamientos).

Al no existir junta el acoplamiento flota sin restricción en el espacio, con seis grados de libertad: 3 de translación y tres de rotación alrededor del eje X, Y o Z.

El programa Unigraphics maneja diferentes tipos de juntas: de revolución, deslizante, cilíndrica, de tornillo, universal, de velocidad constante, esférica, planar, fija y las primitivas (i.e. juntas en un punto, en una línea, en un plano, paralela y perpendicular).

REVOLUTION – Revolución (Fig.1).

Conecta dos acoplamientos, permitiendo un grado de libertad alrededor del eje Z.

*Características y restricciones:

El eje de rotación es el eje Z.

Los ejes de rotación de cada acoplamiento son colineales y paralelos.

El origen de cada acoplamiento es coincidente.

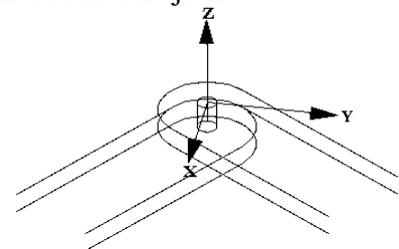


Figura 1 Junta de Revolución [34]

SLIDER – Deslizante (Fig.2).

Conecta dos acoplamientos, permitiendo un grado de libertad de translación entre ellos sin permitir rotación entre los dos acoplamientos.

*Características y restricciones:

La translación ocurre a lo largo del eje Z.

Los ejes de translación Z son colineales, y los ejes Y y X están alineados.

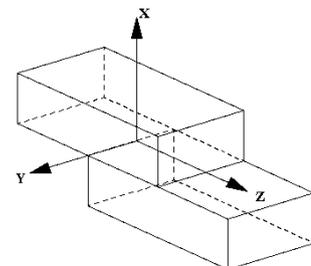


Figura 2 Junta Deslizante [34]

Para la junta de revolución y la deslizante es necesario especificar la junta límite y el conductor del movimiento.

- 1 La definición de la junta límite aplica sólo a la articulación conductora del movimiento.
- 2 Para articulaciones y animaciones es preciso usar los conductores del movimiento.

JUNTA CILÍNDRICA (Fig.3):

Una junta cilíndrica conecta dos acoplamientos, permitiendo dos grados de libertad: uno de translación y uno de rotación, alrededor del eje Z, de los acoplamientos asociados con la junta.

Con esta junta los dos acoplamientos son libres de rotar y trasladarse relativamente entre, alrededor y a lo largo del eje Z.

*Características y restricciones:

El eje de rotación y traslación es el Z.
 Los ejes de rotación (Z1 y Z2) son colineales y los ejes de traslación (Z1 y Z2) están alineados.

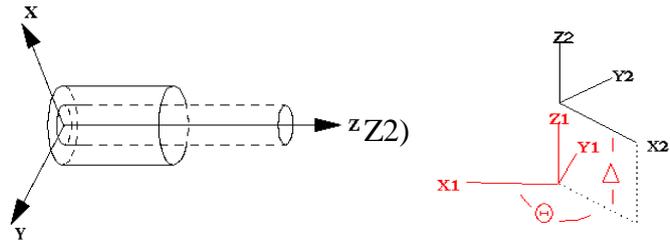


Figura 3 Junta Cilíndrica [34]

JUNTA DE TORNILLO (Fig.4):

Junta que combina la traslación provista por la junta deslizante (representación de una tuerca) con la rotación proporcionada por una junta cilíndrica (representación de un tornillo). Esta combinación provee restricciones que aseguran las juntas al eje cilíndrico o al tornillo, mismo que provee la cuerda o camino que seguirá la junta deslizante en su movimiento por la junta cilíndrica.

La junta de tornillo quita un grado de libertad al acoplar el radio Z de traslación y el Z de rotación del tornillo.

Radio del tornillo.

El parámetro de radio es equivalente a la longitud de la cuerda medida en pulgadas o milímetros. Esto define cuando el acoplamiento 1 se traslada a lo largo del acoplamiento del eje Z, relativo al acoplamiento 2, por cada rotación. Como el acoplamiento 1 rota alrededor del eje Z relativo al acoplamiento 2, de acuerdo con la regla de la mano derecha, un radio positivo causa que el acoplamiento 1 se traslade a lo largo del eje positivo Z, mientras que un radio negativo causa que el acoplamiento 1 se traslade a lo largo del eje negativo Z, relativo al acoplamiento 2.

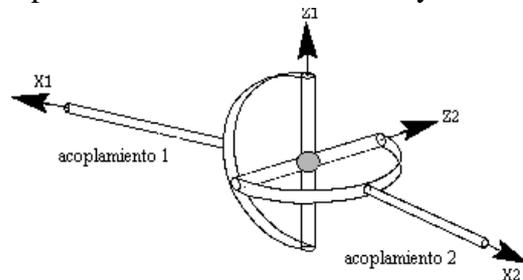


Figura 4 Junta de Tornillo [34]

*Características y restricciones:

El movimiento de rotación y traslación es alrededor del eje Z.

El diámetro de la cuerda del tornillo ha sido asociado a un parámetro que especifica el desplazamiento de traslación correspondiente a una rotación completa.

Los ejes rotacionales y traslacionales para cada acoplamiento son colineales y alineados.

El radio predeterminado (longitud de la cuerda) para el tornillo es 1.

JUNTA UNIVERSAL.

Conecta dos acoplamientos de revolución haciendo posible controlar el desalineamiento angular. Generalmente se crean con juntas flexibles que permiten dos grados de libertad de rotación.

*Características y restricciones:

Movimiento de rotación alrededor de los dos ejes perpendiculares Z.

Los ejes rotacionales son los X de la orientación de la junta en cada acoplamiento.

El origen de la junta de cada acoplamiento es coincidente.

JUNTA DE VELOCIDAD CONSTANTE (Fig. 5):

Esta junta difiere de la universal al asegurar velocidad constante a través del eje de giro de la junta.

***Características y restricciones:**

Permite dos grados de libertad de rotación alrededor de los ejes Z de los acoplamientos que componen la junta.

Acepta la rotación alrededor del segundo acoplamiento del eje Z, igual pero opuesta a la rotación alrededor del primer acoplamiento del eje Z.

Al conectar el eje Z, de cada acoplamiento, la orientación de cada eje X deberá ser dirigida hacia abajo de los ejes, es decir, fuera del centro de la junta $q_{i,j}$.

Típicamente, ya sean los ejes Z o los Y de los dos acoplamientos deben ser paralelos.

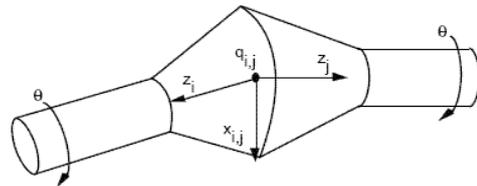


Figura 5 Junta de Velocidad Constante [34]

JUNTA ESFÉRICA. Junta de bola y de socket (Fig. 6).

Junta que conecta dos acoplamientos, permitiendo tres ejes de libertad de rotación: la rotación será alrededor de los ejes X, Y y Z de los marcadores asociados con la junta.

***Características y restricciones (Fig. 7):**

El movimiento es rotacional alrededor del eje X, Y, y/o el eje Z.

El origen de la orientación de la junta de cada acoplamiento debe ser coincidente, pero el eje Z no debe estar alineado.

Las variables son las rotaciones entre cada par de ejes marcados; X1X2, Y1Y2 y Z1Z2. No se puede aplicar movimiento a esta junta, pero es precisamente transferible al movimiento de un cuerpo rígido o de un acoplamiento a otro.

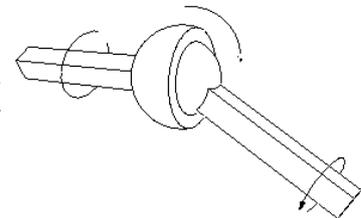


Figura 6 Junta Esférica [34]

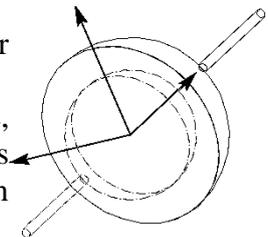


Figura 7 Movimiento Rotacional de Junta Esférica [34]

JUNTA PLANAR (Fig. 8):

Conecta dos acoplamientos, permitiendo tres grados de libertad entre ellos: dos de traslación y uno de rotación. Los dos acoplamientos están libres para deslizar y rotar relativamente entre sí mientras se resta contacto planar.

***Características y restricciones:**

Dos superficies están en contacto, pero se permite traslación y además rotación alrededor del plano normal.

Los planos XY de la junta en cada acoplamiento son paralelos.

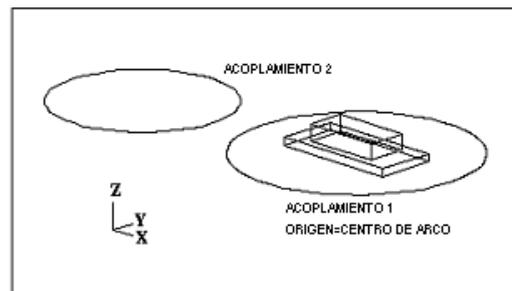
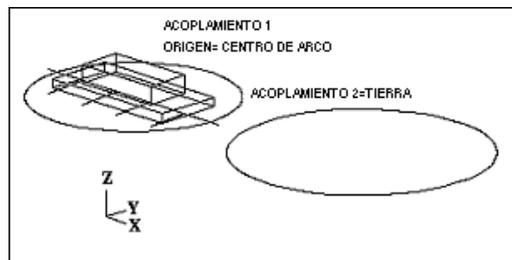


Figura 8 Junta Planar [34]

JUNTA FIJA:

Una junta fija puede conectar un acoplamiento a una posición fija (tierra) o a otra junta. La posición predeterminada es el centro de gravedad. Dos juntas que son conectadas como movimiento fijo a un cuerpo no permiten grados de libertad.

La opción de fijar el acoplamiento es seleccionada automáticamente al aceptar el acoplamiento prefijado.

*Características y restricciones:

Los ejes rotacionales y de traslación no permiten movimiento.

Los orígenes de la junta fijada son coincidentes.

JUNTAS PRIMITIVAS:

Permiten restringir el movimiento de los acoplamientos, además, ofrecen un control más preciso sobre los grados de libertad del acoplamiento, y no tienen contrapartes físicas. Se usan para una junta convencional que requiera de geometría extra o restricciones redundantes.

No es posible aplicarles controladores de movimiento.

Es posible definir una junta primitiva múltiple en el mismo acoplamiento para crear una combinación de restricciones.

AtPoint (en un punto) (Fig. 9):

Restringe los 3 grados de libertad de traslación y sólo permite rotación alrededor de un punto. Es posible seleccionar un segundo acoplamiento, el cual restringe relativamente el movimiento del primero con respecto al segundo.

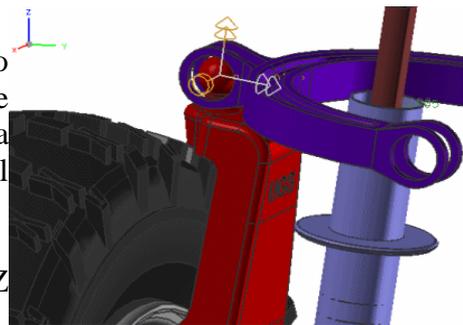


Figura 9 Junta en un Punto [34]

Es posible la rotación alrededor de los ejes X, Y, y Z pero no la traslación.

InLine (en una línea) (Fig. 10):

Restringe dos grados de libertad de traslación, permitiendo traslación sólo a lo largo del vector especificado, en rotación se permiten 3 grados de libertad. Esta junta es similar a la restricción de un punto en una curva. Mantiene los ejes Z de traslación.

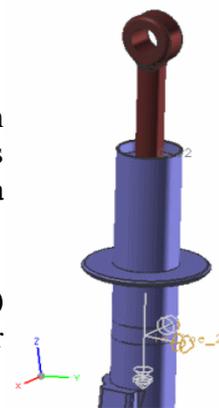


Figura 10 Junta en Línea [34]

La parte inferior del amortiguador (primer acoplamiento por definición) se traslada en la línea inferida de la parte superior del amortiguador (segundo acoplamiento).

Orientation (orientación) (Fig. 11):

Restringe tres grados de libertad de rotación, esto permite movimiento relativo de traslación de un acoplamiento a otro. Asegura que la orientación del segundo acoplamiento permanezca idéntica a la del primero.

La parte superior del amortiguador (primer acoplamiento) permanece orientada con la parte inferior (segundo acoplamiento) durante el movimiento.

Parallel (paralela) (Fig. 12)

Restringe dos ejes de libertad de rotación, de manera que, los ejes Z del primer acoplamiento permanecen paralelos a los ejes del segundo acoplamiento (o a tierra si el segundo no está especificado).

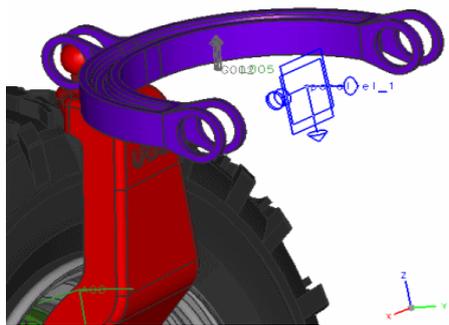


Figura 12 Junta Paralela [34]

El brazo de control superior está restringido en rotación alrededor de los ejes X, los cuales guardan paralelismo con los ejes Z del Sistema de Coordenadas Absoluto.

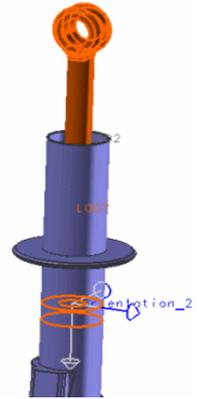


Figura 11 Junta de Orientación [34]

Perpendicular (Fig. 13):

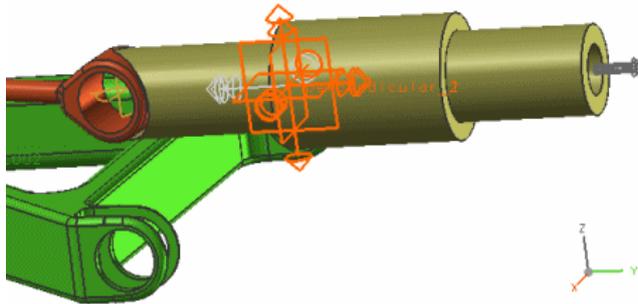


Figura 13 Junta Perpendicular [34]

Junta que asegura la perpendicularidad restringiendo un grado de libertad de rotación en el primer y segundo acoplamientos; esto permite relativa rotación alrededor de los ejes Z, pero se restringe la rotación en la dirección perpendicular a ambos ejes Z. Si el segundo acoplamiento no está especificado, los ejes Z del primer acoplamiento permanecen perpendiculares a los ejes Z del Sistema de Coordenadas Absoluto.

InPlane (en el plano) (Fig. 14):

Restringe un grado de libertad de traslación y el movimiento de traslación de un acoplamiento al plano X-Y de otro acoplamiento. Los dos acoplamientos se mueven

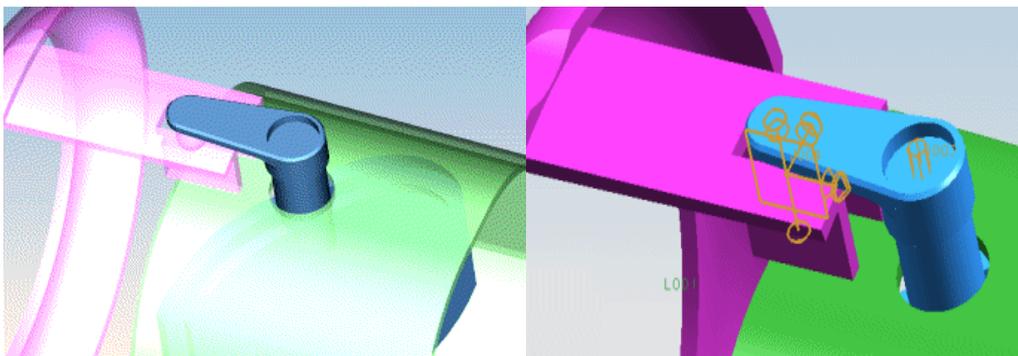


Figura 14 Junta en el Plano [34]

BIBLIOGRAFÍA

- [1] SEGAL PHILIPPE, JACOB MARCEL, La Rodilla, Masson, S.A., Barcelona, España, Primera edición-1985.
- [2] WIESEL SAM, DELAHAY JOHN, CONNELL MARC, Ortopedia, Editorial Médica Panamericana, Buenos Aires, Argentina, 1994.
- [3] TORRES MARÍA, Fisiología Articular, Editorial Médica Panamericana, Madrid, España, 2002.
- [4] Facultad, Protésica y Ortésica, Escuela Graduada de Medicina de la Universidad de Nueva York. Protésica del miembro inferior. The O & Edge. <http://www.oandp.com/news/jmcorner/library/protésica/?searchquery=protésica+del+miembro+inferior>. Consultada en el mes de Junio 2008.
- [5] MARION TREW, TONE EVERETT, SANTIAGO MADERO GARCIA, JESÚS ROJO. Fundamentos del movimiento humano. Publicado por Elsevier España
- [6] STRYKER. <http://www.nordic.stryker.com>. Consultada en el mes de Junio 2008.
- [7] Hechos sobre el reemplazamiento total de rodilla. http://www.totaljoints.info/TOTAL_KNEE_MAIN.htm, consultada en el mes de Noviembre 2007.
- [8] PISZCZATOWSKI S, PAWLIKOWSKI M, SKALSKI K. Visco-elasticity and bone adaptation effects in articular joints, International Society of Biomechanics XVIIIth Congress, July 8–13, 2001, Zurich, Switzerland.
- [9] BATHE KJ. Finite element procedures. Prentice-Hall; 1996.
- [10] COWIN SC, ARRAGON YP, LUO GM, SADEGH AM. Chaos in the discrete-time algorithm for bone-density remodeling rate equations. J Biomech 1993.
- [11] WEINANS H, HUISKES R, GROOTENBOER HJ. The behavior of Adaptive bone-remodeling simulation models. J Biomech 1992.
- [12] JOHN GOODFELLOW, JOHN O’CONNOR. The mechanics of the knee and prosthesis design. Nuffield Orthopedic Centre and the Department of Engineering Science, Oxford. <http://www.jbjs.org.uk/cgi/content/abstract/60-B/3/358>, Consultado en The journal of bone & joint surgery en el mes de Noviembre 2007.
- [13] FREDERICK WERNER, DAVID FOSTER, DAVID G. MURRAY. The Influence of Design on the Transmission of Torque across Knee Prostheses. 1978. <http://www.ejbjs.org/cgi/content/abstract/60/3/342>, consultada en The Journal of bone & joint surgery en el mes de Noviembre 2007.

-
- [14] International Organization for Standardization, Bone and joint replacements. http://www.iso.org/iso/iso_catalogue/catalogue_tc/catalogue_tc_browse.htm?commid=53110, consultada en el mes de Mayo 2008.
- [15] TOMASO VILLA, FRANCESCO MIGLIAVACCA, DARIO GASTALDI, MAURIZIO COLOMBO, ROBERTO CONTRO, RICCARDO PIETRABISSA. Computer assisted design and evaluation of a knee prosthesis. Politecnico de Milano, Italia 2003.
- [16] Life MOD. Knee sim. F:\TESIS\BANCO DE PROTESIS.htm. Consultada en el mes de Enero 2008.
- [17] COREAL SARA, PALACIO LÍA, SALAZAR ISABEL. Análisis FEA de Prótesis de Rodilla Policéntrica. UNIVERSIDAD EAFIT. Departamento de Ingeniería de Diseño de Producto, Medellín, Junio 2006.
- [18] RABAT EDUARD. <http://www.doctor-rabat.net/es/rodilla.htm>, consultada en el mes de Octubre 2008.
- [19] Ortopedia HISA S.A. de C.V. <http://ortopediahisa.com.mx/index1.html>, consultada en el mes de Junio 2008.
- [20] M. PAWLIKOWSKI, K. SKALSKI, M. HARABURDA. Process of hip joint prosthesis design including bone remodeling phenomenon. Warsaw University of Technology, Narbutta 85, 02-524 Warszawa, Poland, 2003.
- [21] MICHEL DUFOUR, MECHEL PILLU, UTE FISCHBACH SABEL, ANTONI CABOT I HERNANDEZ. Biomecánica funcional: Miembros, cabeza, tronco Publicado por Elsevier España, 2006.
- [22] RODRIGO C MIRALLES MARRERO, IRIS MIRALLES RULL, Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor Elsevier España, 2007. Vista previa del libro consultada en google mayo 2009.
- [23] MANCINELLY, C.A., BLAHA, J.D., SIMONS, W.S: The axis of rotation of the human knee.
- [24] MINOLTA VIVID 910. Folleto del equipo.
- [25] NORDIN MARGARETA, FRANKEL VICTOR. Biomecánica básica del Sistema Musculoesquelético. McGraw-Hill Interamericana, 3ª edición. España, 2001.
- [26] SANJUAN CERVERÓ R., JIMÉNEZ HONRADO P. J., GIL MONZÓ E. R., SÁNCHEZ RODRÍGUEZ R. J., FENOLLOSA GÓMEZ J. Biomecánica de las prótesis de rodilla. Valencia, 2005.
- [27] BAUER, KERSCHBAUMER, POISEL. Cirugía Ortopédica Rodilla, Marban Tomo 2. España-1999.

- [28] GODEST, SOMONIS DE CLOKE, TAYLOR, GREGSON, DEANE, STHASIVAN, WALKER. A computational model for the prediction of total knee replacement kinematics in the sagittal plane. *Journal of biomechanics* 33 (2000), 435-442 pp.
- [29] ONLINE ORTOAPEDICS. <http://www.orthopodsurgeon.com/kneereplace.html>. consulta Marzo 2009.
- [30] GABAEEL IGNACIO. Tesis para obtener el grado de Ingeniero Mecánico “Mecanismo virtual simulador del movimiento de la rodilla humana”, UNAM, Facultad de Ingeniería. Abril - 2009.
- [31] BAUER, R. JERSCHBAUMER, F. POISEL. *Cirugía Ortopédica*, Marbán. Madrid – 2004.
- [32] SANJUAN CERVERÓ R., JIMÉNEZ HONRADO P. J., GIL MONZÓ E. R., SÁNCHEZ RODRÍGUEZ R. J., FENOLLOSA GÓMEZ J. *Biomecánica de la rodilla*. Valencia, 2005.
- [33] COMIN MARIO, DEJOZ RICARDO, ATIENZA CARLOS, PRAT JAIME, PEREIS JOSÉ, VERA PEDRO, GIL ANGEL, REIG CLAUDIO. *Biomecánica articular y sustituciones protésicas*. Instituto de Biomecánica de Valencia, España, 1998.
- [34] DIARIO DE LA SALUD, Medicina Digital.
http://www.medicinadigital.com/index2.php?option=com_content&do_pdf=1&id=8168. Consultada en el mes de abril 2009.
- [34] Documentación Unigraphics NX-6.