



11245
2 ej 8
UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA
DIVISION DE ESTUDIOS SUPERIORES

INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL
HOSPITAL DE TRAUMATOLOGIA LOMAS VERDES

PROTESIS TOTAL DE RODILLA

TRABAJO DE INVESTIGACION

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE

ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA

P R E S E N T A :

DR. CAMPOS ABEL JOSE ISAIAS





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 está 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.

ARTICULACION DE LA RODILLA

Está formada por la extremidad inferior del fémur, la extremidad superior de la tibia y la cara posterior de la rótula. La articulación femorrotuliana es una trocleartrosis; la femorotibial es bicondílea.

SUPERFICIES ARTICULARES.-La extremidad inferior del fémur presenta, como superficie articular, la tróclea femoral constituida por dos superficies -- que convergen formando un surco o garganta de la tróclea; este surco está dirigido sagitalmente y -- termina en su parte más inferior al comienzo de la escotadura intercondílea, formada por la separación de los dos cóndilos. (A)

Los cóndilos se unen en la parte anterior y se separan hacia atrás, siendo su diámetro transverso más corto adelante que atrás. El cóndilo interno se halla desviado hacia adentro, y el externo hacia afuera; ambos se continúan por delante con -- la carilla articular de la tróclea. El límite en-

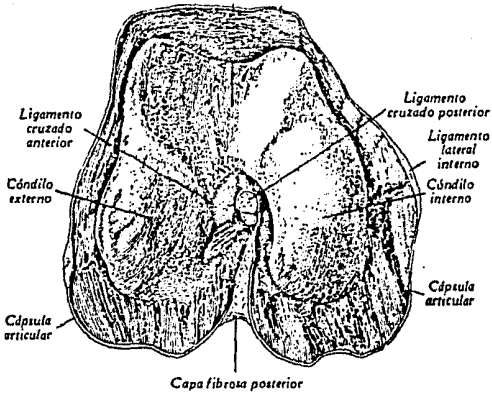
tre esta superficie troclear y las dos superficies condíleas propiamente dichas, está marcado por dos crestas romas, oblicuas hacia la escotadura - condílea. (A, G)

En estado fresco, tanto los cóndilos como la superficie troclear están cubiertos de cartilagos hialino.

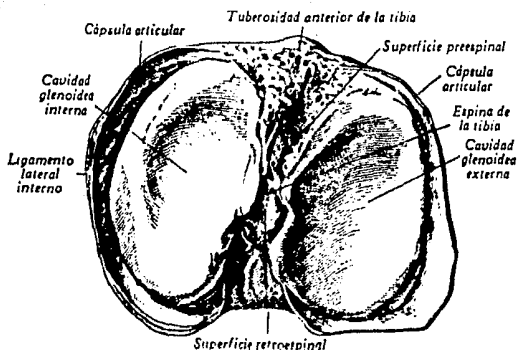
La extremidad superior de la tibia lleva, como superficies articulares, las cavidades glenoideas de las cuales la interna es más cóncava y más larga que la externa; está es casi plana de adelante atrás y cóncava trasversalmente. (C, G)

Ambas superficies están sepadas entre sí por la espina de la tibia y por dos superficies rugosas, una anterior y otra posterior, llamadas por eso - superficies preespinal y retroespinal. Las dos cavidades glenoideas se hallan cubiertas de cartilago hialino, el cual es más grueso en el centro - que en la periferia.

Tróclea Cápsula articular



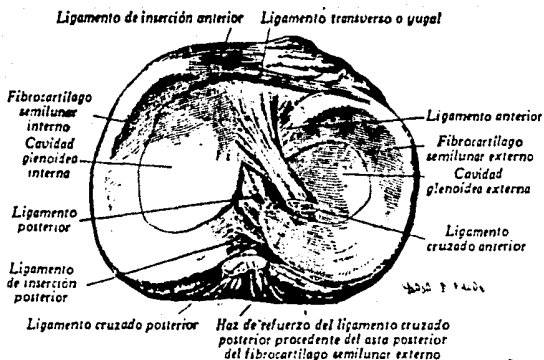
La rótula presenta en su cara posterior una superficie articular que ocupa los tres cuartos superiores de dicha cara; esa superficie se halla dividida por una cresta vertical en dos partes, de las cuales la externa es cóncava y más grande que la interna, que es casi plana; ambas están cubiertas de cartilago al estado fresco. La cresta rotuliana se corresponde con la garganta de la tróclea femoral, entanto que las superficies laterales excavadas se adaptan a las vertientes interna y externa de la misma. (A)



Los cóndilos se corresponden con las cavidades glenoideas de la tibia, y el espacio intercondíleo con el espacio interglenoideo.

MENISCOS INTERARTICULARES.— La adaptación de los cóndilos del fémur a las cavidades glenoideas de la tibia no es perfecta, ya que aquéllos son demasiado convexos en comparación con la somera concavidad que presentan las cavidades glenoideas, por lo cual en cada una de éstas existe un fibrocartilago periarticular en forma de semianillo, más grueso en la periferia que en el centro; ambas tienen una cara superior cóncava para adaptarse al cóndilo

en tanto que la inferior correspondiente a la superficie de la cavidad glenoidea, es casi plana. El borde externo de los meniscos es mucho más grueso que el interno y se confunde con la cápsula articular, a la cual se adhiere íntimamente. (A,G)



Los meniscos se llaman también cartilagos semilunares o falciformes, siendo el externo casi circular, en tanto que el interno tiene la forma de una C.

La extremidad anterior del fibrocartilago externo se inserta por delante de la espina de la tibia y en la parte externa del ligamento cruzado anterior, mientras la posterior se fija en el tubérculo interno de dicha espina. La extremidad anterior del fibrocartilago interno es una al reborde anterior de la tuberosidad de la tibia, justamente por delante del ligamento cruzado anterior, y su extremidad posterior se inserta en la superficie retroespinal. Ambos fibrocartilagos se hallan unidos por el ligamento transversal o ligamento yugal, que en forma de cinta fibrosa se extiende de la extremidad anterior del interno al borde anterior del externo, pasando por delante del ligamento cruzado anterior. Dicho ligamento transversal se halla recubierto por la masa adiposa anterior de la rodilla. (G)

MEDIOS DE UNION.—Comprenden una cápsula articular, cuatro ligamentos periféricos y dos ligamentos cruzados.

CAPSULA ARTICULAR.—Posee forma de manguito. Su inserción femoral anterior se realiza a uno o dos centímetros de la garganta de la tróclea. Después se dirige oblicuamente por el lado externo y por el

interno a lo largo de los cóndilos pasando por debajo de sus tuberosidades, se continúa luego hacia atrás, hasta la cara posterior de los cóndilos, la cual bordea para introducirse al espacio intercondíleo e insertarse en el reborde articular y en el fondo de dicho espacio. (A, E, G)

La inserción de la cápsula se hace siempre a uno o dos centímetros del reborde cartilaginoso.

La inserción tibial anterior de la cápsula se verifica en el borde anterior de la superficie preespinal; se continúa en el reborde de las cavidades glenoideas y en las líneas que circunscriben el espacio interglenoideo hasta la inserción de los ligamentos cruzados. (A)

La cápsula se halla perforada en su parte anterior por una amplia abertura que corresponde a la rótula, ya que aquella se inserta en el reborde articular de la cara posterior de este hueso. Por la parte posterior, algunos autores la consideran igualmente perforada al nivel de la escotadura intercondílea, donde deja paso a los ligamentos cruzados; otros investigadores, sin embargo, consideran

a estos como extracapsulares, continuándose la cápsula por sus lados contorneándolos totalmente; pero el hecho es que se adhieren tan íntimamente a la cápsula, que es muy difícil separarlos de ella.

La cápsula se adhiere igualmente a la circunferencia externa de los meniscos interarticulares. - Se halla constituida por fibras longitudinales que van del fémur a la tibia, del fémur a la rótula y de ésta a la tibia, entrecruzadas con fibras oblicuas de procedencias diversas. (A,G)

Ligamento anterior o rotuliano.-Es aplanado de a delante atrás y más ancho por arriba que por abajo. Se inserta superiormente en el vértice de la rótula y se confunden sus fibras con las que proceden del tendón del cuádriceps y descienden por la cara anterior de la rótula. Por abajo, se inserta en el tercio inferior de la tuberosidad anterior de la tibia. (A)

La cara anterior o cutánea de este ligamento se halla cubierta por la aponeurosis femoral y por la piel. La cara posterior está en relación, por abajo, con la bolsa serosa pretibial y por arriba con el paquete adiposo anterior de la rodilla que relle

na el espacio existente entre los cóndilos y la meseta tibial. Los bordes laterales de este ligamento están en relación con la aponeurosis femoral.

Tanto el ligamento rotuliano como la cápsula articular se hallan reforzados en su parte anterolateral por diversos elementos fibrosos. En primer lugar, por la aponeurosis femoral, que cubre superficialmente toda la extensión de la rodilla. En segundo lugar, por la expansión cuadricipital situada por debajo de la anterior y que se desprende del tendón del recto anterior y de los vastos. En tercero y último lugar, por las aletas de la rótula, que son dos láminas fibrosas situadas por debajo de la expansión cuadricipital y que se extienden de los bordes laterales de la rótula a los cóndilos -- del fémur la interna es más larga y diferenciada -- que la externa.(A,G)

LIGAMENTO POSTERIOR.—Consta de tres partes, dos laterales y una media. Las laterales, constituidas por las llamadas conchas fibrosas, se adaptan perfectamente al cóndilo correspondiente por su cara anterior y cóncava, mientras por su cara posterior y convexa están en relación con los gemelos que se insertan parcialmente sobre ellas. Es más delgada-

la concha interna que la externa.

En la constitución de la parte media del ligamento posterior intervienen fascículos verticales y oblicuos que forman dos haces. Uno de ellos se designa con el nombre de ligamento poplíteo oblicuo y no es otra cosa que el tendón recurrente del semi-membranoso, que parte del tendón principal de dicho músculo y va a terminar en la concha externa.(A)

El otro llamado ligamento poplíteo arqueado, está a su vez formado por dos haces, uno de los cuales parte de la cabeza del peroné y el otro comienza en la tuberosidad externa de la tibia; ambos convergen hacia arriba y se insertan también sobre la concha externa. Por debajo del haz peroneal del ligamento arqueado atraviesa el músculo poplíteo.(A)

b-

LIGAMENTOS LATERALES.--El ligamento lateral interno se inserta por arriba en la tuberosidad del cóndilo interno, abajo del tubérculo del tercer aductor e, inferiormente, en la parte más superior de la cara interna de la tibia. Es más ancho en su parte media, al nivel del menisco, que en sus extremidades. Su cara superficial se halla cubierta en su parte superior por la aponeurosis femoral, mien-

tras en la inferior lo está por los tendones de la pata de ganso. Su cara articular se relaciona en el cóndilo del fémur, con el fibrocartilago semilunar y con la tuberosidad correspondiente de la tibia. De sus bordes, el anterior está bien definido mientras el posterior se continúa con la concha fibrosa condílea interna. (A,C)

EL LIGAMENTO LATERAL EXTERNO.-Posee forma de cordón y se inserta por arriba en la tuberosidad del cóndilo externo y por abajo en la apófisis estiloides del peroné. De su borde anterior sale una expansión fibrosa que va al borde externo del fibrocartilago semilunar externo. Su borde posterior está en relación con la inserción del bíceps crural. Su cara superficial se halla cubierta por la aponeurosis femoral, en tanto que la parte superior de su cara profunda pasa por encima del tendón del poplíteo, del que está separado por una bolsa serosa.

LIGAMENTOS CRUZADOS.-Son considerados por algunos autores como parte integrante de los ligamentos posteriores, ya que no pueden incluirse entre los ligamentos intraarticulares puesto que están fuera de la sinovial. Son dos, uno anterior y otro posterior.

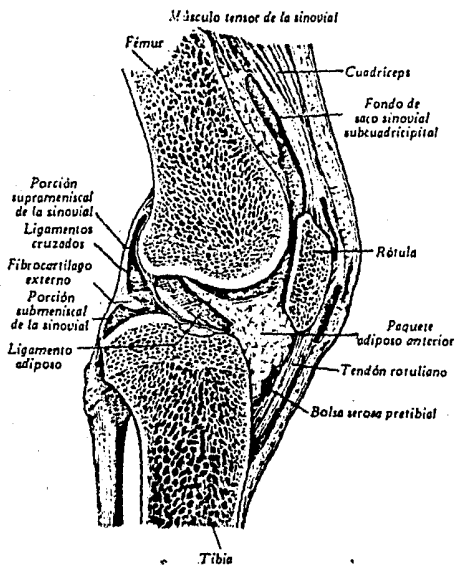
EL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR.-Se inserta por abajo en la parte anterior e interna de la espina tibial y en la superficie preespinal; por arriba lo hace en la parte más posterior de la cara interna del cóndilo externo.

EL LIGAMENTO CRUZADO POSTERIOR.-Se inserta inferiormente en la superficie retroespinal y se dirige hacia arriba, adelante y adentro, para fijarse en la parte anterior de la cara intercondílea del cóndilo interno. (A)

Por lo expuesto, se puede observar que la dirección de un ligamento es inversa a la del otro y, además, que se entrecruzan dos veces; por abajo en sentido anteroposterior y por arriba, en sentido -- transversal. Para recordar sus inserciones, se aconseja tener presente las letras A, E, P, I. Lo que quiere decir abreviadamente: anterior a cóndilo externo; posterior a cóndilo interno.

SINOVIAL.-Es la más amplia y complicada de todas por adelante comienza en el borde del cartilago troclear del fémur; asciende luego, revistiendo la cavidad supratroclear y la cara anterior del fémur -- hasta cinco o seis centímetros por encima del borde

articular; se refleja después hacia adelante para cubrir la cara posterior del cuádriceps, donde forma la bolsa subcrural o subcuadricipital. En la parte superior de esta bolsa se insertan algunas fibras musculares, las cuales por el otro lado se fijan en la cara anterior del fémur y constituye el músculo tensor de la sinovial. (A, E,)



Con frecuencia la bolsa serosa subcrural se halla separada del resto de la sinovial por un tabique completo o incompleto de dirección transversa. Cuando el tabique es completo la bolsa serosa se vuelve autónoma; sirve para facilitar los movimientos de deslizamiento del tendón del cuádriceps, ---

siendo claramente visible cuando se inyecta la art
iculación.

La sinovial alcanza a la rótula por su borde superior o base, se inserta e interrumpe en el perímetro cartilaginoso de este hueso y se separa de él - en su parte inferior; llega después a la masa adiposa anterior, a la cual cubre por su cara superior y termina por fijarse delante de la inserción tibial del ligamento cruzado anterior. Al nivel de las aletas, de la rótula. La sinovial forma repliegues flaciformes visibles cuando se flexiona fuertemente la rodilla, previamente abierta en sentido transver
sal por encima de la rótula. (A)

Una vez que la sinovial llega al lugar de inserción de los ligamentos cruzados, los envuelve por - sus caras anterior y laterales, ascondiendo hasta - su inserción condílea; en este sitio se continúa -- con la sinovial lateral externa, alcanza luego el - ligamento posterior de la rodilla, donde se refleja a derecha e izquierda, para confundirse de nuevo -- con las partes laterales de la sinovial. Los ligamentos cruzados quedan, por consiguiente, fuera de la cavidad de la serosa y accesibles por la parte - posterior de la articulación. Entre el ligamento - posterior, los ligamentos cruzados y la sinovial --

queda limitado un espacio irregular que contiene la Masa Adiposa posterior de la rodilla.

Lateralmente, la sinovial cubre a la cápsula por su cara profunda hasta su inserción condílea y desciende luego hasta los meniscos semilunares. Aquí se interrumpe, para empezar de nuevo en el reborde inferior de estos meniscos; desciende, tapizando -- siempre la cara profunda de la cápsula articular, -- hasta la inserción tibial de ésta, donde se refleja hacia arriba para terminar en el revestimiento cartilaginoso de las cavidades glenoideas. (A)

La sinovial emite otras prolongaciones, además -- de la cuadricipital ya descrita; una destinada al tendón del poplíteo y otra al gemelo interno. En ciertos casos, puede también comunicarse con la sinovial de la articulación peroneotibial superior.

Las franjas sinoviales son repliegues o apéndices que llenan los intervalos abiertos entre las su superficies articulares en ciertos movimientos. En la articulación de la rodilla son muy numerosas y muy variables en su orientación. Se hallan formadas por masas adiposas revestidas por la serosa, o-

bien por simples repliegues serosos. La más desarrollada se encuentra en la parte interoinferior de la articulación, entre la superficie precspinal de la tibia y el vértice de la rótula; es el paquete a diposo anterior, el que se continúa con una prolongación filiforme hacia atrás y arriba, y termina en la parte anterior de la escotadura intercondílea; - esta prolongación es llamada impropriamente ligamento adiposo. (A,G)

ARTERIA POPLITEA.-La prolongación de la femoral, que se extiende del anillo del tercer aductor al anillo del sóleo, recibe el nombre de poplítea. Es casi recta y corre por el hueco poplíteo de arriba-abajo, siendo en su mitad superior oblicua hacia abajo y afuera, y en su mitad inferior vertical.

RELACIONES.-Por adelante está en relación, de arriba abajo, con la cara posterior del fémur, con la cara posterior de los ligamentos poplíteo oblicuo y poplíteo arqueado y con la cara posterior del músculo poplíteo. Por atrás se relaciona con la vena poplítea, la cual se encuentra por fuera y en un plano posterior a la arteria; además, está en relación con el nervio ciático poplíteo interno, con la aponeurosis poplítea y con los dos gemelos. Por --

dentro se halla en relación con el semimembranoso, con el cóndilo interno del fémur y con el gemelo in terno. Finalmente, por fuera, con el bíceps crural con el cóndilo externo y con el gemelo externo. En el hueco poplíteo la arteria está colocada en un -- plano anterior y por atrás y afuera de ella se en-- cuentra la vena a la que está adherida íntimamente-- en una misma vaina fibrosa; a su vez, por atrás y a fuera de la vena se halla el nervio ciático poplí-- teo interno. El paquete neurovascular resultante -- va envuelto por gran cantidad de tejido celuloadipo-- so y acompañado por algunos ganglios linfáticos.(B)

COLATERALES.-Las colaterales de la arteria poplí tea son dos arterias articulares superiores, dos ar ticulares inferiores, una articular media y dos mus culares o arterias gemelas de los músculos gemelos.

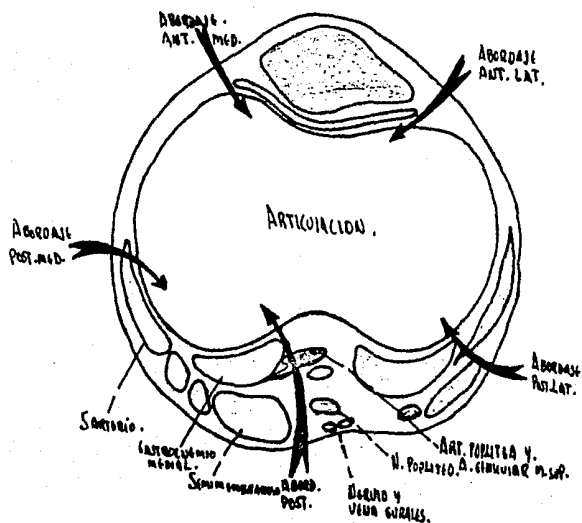
ARTERIAS ARTICULARES SUPERIORES.-Se originan en la cara anterior de la poplítea, por encima de los cóndilos del fémur. La superior interna se dirige hacia dentro, y después de atravesar la inserción inferior del aductor mayor, emite un ramo profundo que se introduce entre el fémur y el vasto interno, donde termina, y un ramo superficial que va a dis-- tribuirse por la cara lateral interna de la rodilla.

La superior externa corre hacia afuera, pasa por su delante del tendón del bíceps y origina también un ramo profundo, destinado al vasto externo y al fémur, y un ramo superficial que va a distribuirse en la cara lateral externa de la rodilla. (B)

ARTERIA ARTICULAR MEDIA.-Emana de la cara anterior de la poplítea y corre hacia delante, atraviesa los ligamentos posteriores y la cápsula articular y se ramifica en los ligamentos cruzados, en la sinovial y en el tejido adiposo intercondileo.

ARTERIAS ARTICULARES INFERIORES.-Tienen su origen en la poplítea por abajo de la línea interarticular de la rodilla. La articular inferior interna bordea la tuberosidad interna de la tibia, pasa por dentro del ligamento lateral interno y suministra ramos a la tibia, así como a los elementos fibrosos y a los tegumentos que cubren la cara interna de la rodilla; en este lugar se anastomosa con las articulaciones superiores y con la recurrente tibial anterior, contribuyendo a formar el círculo arterial perirrotuliano. La articular inferior, externa, como la anterior, rodea la tuberosidad externa de la tibia y corre por dentro del ligamento lateral externo, proporcionando ramas a la tibia; a las forma--

ciones fibrosas de la articulación y a los tegumentos de la rodilla; aquí se une con la recurrente tibial anterior, con la anastomótica mayor y a la articulación inferior, contribuyendo también a formar la red arterial perirrotuliana. (B,G)



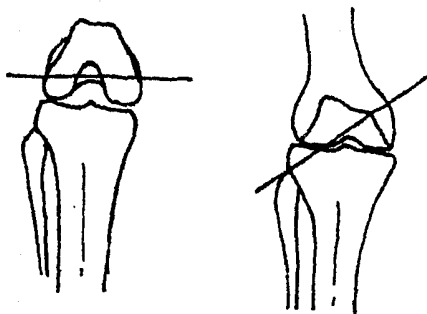
(E)

BIOMECANICA.

La Biomecánica es la ciencia de las fuerzas y-- de los movimientos aplicada a las articulaciones - de los diferentes segmentos corporales.

MOVIMIENTOS EN LA RODILLA NORMAL.-En la rodilla normal hay una interdependencia de los movimientos y de las fuerzas a menos que se encuentre solicita da a carga. Se corrobora esta situación cuando co locamos la pierna en posición de extensión o una - ligera flexión encontrando que hay un mecanismo de autobloqueo por "atornillamiento" y la movilidad - sólo se permite si hay una ligera laxitud o elasti cidad de los ligamentos anexos, así sucede que en las demás posiciones requiere de una fuerza para e fectuar determinados movimientos. Por tanto la ar ticulación de la rodilla es un mecanismo de fuerza cerrada, lo que se debe especificar cuando se ana lizan los movimientos.(4,6,C,D)

El movimiento básico en la articulación de la - rodilla está dado por la rotación sobre un eje no fijo que ocupa una posición sólo un instante (eje instantáneo).



Se mueve en el espacio trasladándose a los lados pero no ladeándose, por lo que la moción tiene lugar con respecto a planos perpendiculares al eje de movimiento, por tanto si un punto fijo en un cuerpo se mantiene estático y otro punto se mueve en el otro segmento, éste último punto se moverá perpendicularmente al eje y este describirá un segmento de círculo siempre que el movimiento sea pequeño y no desplace al eje en gran cantidad. Por lo que si buscamos el bisector de un momento X se trazarán dos puntos localizados a ambos segmentos y se trazará -

el movimiento, luego se unirán los puntos previos -- con los nuevos y a partir de ellos (líneas de unión) se trazarán dos perpendiculares que se unirán encontrándose el eje de momento y en el punto correspondiente a los puntos específicos y al momento.(6,D)

Así Helftman afirma que mientras que el eje en posición de flexión de la rodilla se encuentra casi horizontal el eje femoral en posición de bipedestación este se encuentra aproximadamente a 60 grados. Para efecto de estudio se procedió a efectuar un experimento en voluntarios a los que se les insertó pequeños pesos sobre la cresta iliaca, cóndilo femoral y cóndilo tibial, siendo colocados en otro grupo puntos luminosos y posteriormente estudiados y fotografiados mediante exposición múltiple para registrar el movimiento en tres dimensiones. Sin embargo los componentes del movimiento rotatorio contemplados en las vistas lateral y frontal no siempre son los componentes básicos de flexión, rotación y abducción debido a que el eje de movimiento no puede permanecer perpendicular más que a dos direcciones en un momento de mínimo movimiento, no así durante movimientos amplios en los que se interponen fases de marcha como son durante la bipedestación y por tanto carga y

durante la fase de balanceo en la que sólo intervienen fuerzas musculares y por lo tanto no cargada. - Durante la observación a que fueron sometidos los individuos se encontró que durante la fase de carga mostraban arcos de movilidad aproximada de 44 grados flexión, 15 grados de rotación y 3 a 5 grados de valgo vistos estos desde el lado, arriba y de frente.(6,11,19,D)

MOVIMIENTOS EN LA RODILLA Y ARTICULACIONES ALLE
DAÑAS.-Comparativamente hablando se supondría que la rodilla funciona de la manera más simple a manera de bisagra para efectuar la translación del cuerpo, sin embargo se debe contemplar el que solamente en un conjunto de movilidad y armonía en el resto de las articulaciones permite a el individuo trasladarse de una manera adecuada y con la permisibilidad de la sincronía entre las articulaciones que transmiten la carga; así la cadera con su característica de correspondencia bola-cópula, a la rodilla con movimientos de eje de momento y variables en la transmisión de la fuerza, con su correspondencia y colchón natural el que puede ser sustituido aún por el más sofisticado aparato protésico, pasando a la articulación del tobillo con su eje casi transverso y transmisión de carga prácticamente directa, finalmente el complejo subtalar con movimien

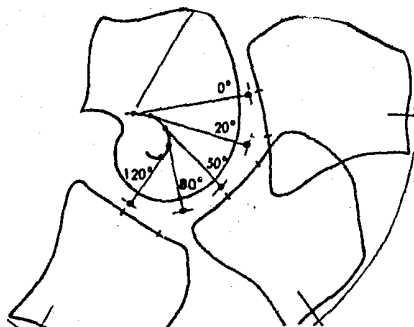
tos de balanceo, cabeceo y rotación permite el paso de la carga al 50% el antepie y 50% al retropie para compensar la fricción contra el piso, esto en condiciones ideales. (G,C,F)

Ahora tomando en cuenta que el eje instantáneo -- contribuye a localizar el centro instantáneo de la articulación de la rodilla siempre y cuando se describiera un movimiento y que se fuera localizando en el transcurso del mismo los puntos sucesivos de peso una vez unidos se les llamaría centrodo y que caracteriza la moción; esto en cierto modo y de manera aproximada ha sido descrito por varios autores de manera aproximada, tenemos como ejemplo a Denham que en rodillas de cadaver y de manera experimental colocó fijo el segmento proximal (fémur) y libre el distal (tibia) a la vez que fijo el segmento distal colocó un carbón con el cual dibujó de manera bastante aproximada sobre papel el transcurso del movimiento. Una vez contemplado esto estamos en posibilidad de decir que en una articulación de la rodilla normal la transmisión de los cargos se encuentra siempre -- tangencial a la superficie articular, mientras que en una rodilla anormal la transmisión puede ser perpendicular al eje, sin embargo, esto no es de una -- significación patológica determinante tomando en ---

cuenta la variabilidad aún contralateral por lo que se deberá tomar como una de las múltiples razones -- que intervienen en la degeneración articular por la manera de transmisión de los esfuerzos.

CONCEPTO DE MOCION.-Debido a que la superficie ar ticular en la rodilla es irregular y no contiene de manera adecuada aún con la participación de los me-- niscos que son flexibles y móviles, la moción de la articulación no puede ser controlada por estas super ficies por lo que los ligamentos contribuyen a la mo ción. Así los ligamentos colaterales contribuyen a la estabilización de movilidad lateromedial y los li gamentos cruzados contribuyen a la estabilidad anteroposterior, estos vistos lateralmente se encuentran cruzados de adelante-atrás y forman en conjunto con los cóndilos femorales y la tibia lo que se conoce -- como una CADENA DE CUATRO BARRAS CRUZADAS en donde -- el punto de moción se encontraría en sitio de decru-- zación de las barras y esta situación trasladada a un esquema de dos dimensiones nos daría un punto de translación o punto de moción que se movería en una especie de segmentos de círculo conservándose tangen cial a la superficie articular y superior a la decru-- zación de las barras pero ya que la rodilla no puede

considerarse como un sistema bidimensional, a la vez que los ligamentos pueden ser muy elásticos y/o estar elongados a la vez que por estas circunstancias responde diferente a la carga. (6,C)



Blacharsky y colaboradores efectuando experimentos en cadáveres encontraron que el eje de movimiento mostraba tanto movimiento de desplazamiento como de translación en el sentido distal de aproximadamente 5 a 15 mm., y en enteroposterior se desplazaba de 5 a 15 mm. esto en planos parasagitales.

Se plantea la cuestión del porqué de la existen-

cia de los ligamentos cruzados si la geometría de los cóndilos es compatible, y si las superficies articulares no pueden controlar la moción por sí mismas. La constatación es por que las superficies articulares incongruentes con una baja fricción podrían controlar la moción si las fuerzas se aplicaran siempre como para permanecer perpendiculares a las superficies en el punto de contacto. Si esta condición particular no se diere, las superficies articulares se deslizarían y la articulación tendría a desestabilizarse; por tanto la acción de los ligamentos cruzados tiende a estabilizar la articulación lo que no logran la cápsula y los ligamentos colaterales aún bajo condiciones de carga y sin que la fuerza permanezca perpendicular al eje. (6,7,9,27)

Movimiento en la actividad diaria.-Si bien es importante saber el tipo de movimientos específicos y bajo condiciones experimentales en rodillas sanas y en individuos de edad promedio, también es necesario tomar en cuenta las actividades que se llevan a efecto durante las labores diarias que a fin de cuenta son las que nos solicitará el paciente tomando en cuenta las actividades del vivir cotidiano: durante el período de observación a que se sometieron algunos pacientes mostró un promedio de movimientos de 410 por hora tanto con solicitaciones de -

esfuerzo como muscular únicamente.

Fuerzas transmitidas a través de una rodilla normal.-La rodilla al igual que sucede con el resto de las articulaciones del miembro inferior, transmite la fuerza debido al peso que soporta y en parte debido a los músculos que actúan a través de ella, y algunas veces debido a que alguno de los segmentos del cuerpo ha sido acelerado.

Si la fuerza muscular fuese nula en la bipedestación simétrica cada articulación tibio-femoral transmitiría la mitad del peso del cuerpo por encima de las rodillas, mientras que en la bipedestación unipodélica transmitiría la totalidad del peso corpora menos el peso del segmento de la pierna debajo de la rodilla, de hecho la fuerza muscular está presente como un complemento para lograr una mejor fuerza compresiva a través de la articulación en cuestión.

Medición de las fuerzas en articulaciones.-Las mediciones directas de las fuerzas en la articulación natural no son practicables dentro de unas limitaciones técnicas correctas. El enfoque más aproximado será la medición de las fuerzas transmiti

das a través de la prótesis articular; esto se llevó a cabo a nivel de la cadera y están en estudio unas prótesis de rodilla con la incorporación de fuerza - transductores y arreglos telemétricos pero hasta el momento no se ha publicado nada al respecto, lo que sería relevante para los individuos con prótesis articular de rodilla y sin valor para individuos normales. (6,C,G)

Transmisión de la fuerza a través de la articulación.-El mecanismo habitual de la transmisión de la fuerza a través de la articulación de la rodilla es por medio de los condilos femorales y tibiales que son solicitados en compresión y los meniscos son rechazados hacia afuera debido a su forma semicircular y forma de cuña y por ende distendidos circunferencialmente, los ligamentos pueden transmitir tensión y la cápsula solo puede hacerlo con la fuerza cizallante en alguna manera.

En las investigaciones a las que se refieren algunos autores, la fuerza calculada para ser transmitida a través de la articulación de la rodilla es normalmente la transmitida por el sistema que incluye la superficie articular, los ligamentos y la cápsula pero excluyendo cualquier músculo. Hay algunas dudas de cómo se comparte esta fuerza (compresiva), en

tre los dos componentes de la articulación debido a que los ligamentos y cápsula sólo transmiten las --- fuerzas de tensión y la fuerza principal que se transmite las fuerzas de tensión y la fuerza principal -- que se transmite como se menciona arriba es de com-- presión. (G)

ALGUNOS VALORES EN LA TRANSMISION DE LA FUERZA SOBRE
LA RODILLA.

Ligamento cruzado anterior	250 a 400 N.
Ligamento cruzado posterior	300 a 500 N.
Ligamento lateral medial	400 N.
Ligamento lateral externo	400 N.
Fuerza de transmisión tibio-femoral	1400 a 500 N.

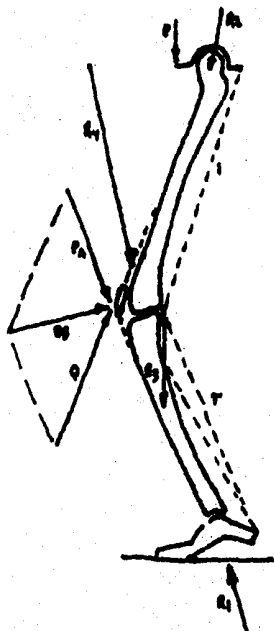
(Harrington - 1976 biomed. Eng. Pag. 176)

Con respecto a la transmisión de carga por parte de los meniscos no se tiene una idea clara debido a que por su forma son expulsados practicamente en el momento de la compresión transmitiendo una muy escasa cantidad de compresión en virtud de lo que sería mínima su participación y por ende sería imposible - en el momento actual el dar la cifra aproximada en - Niutons-fuerza de participación.(G)

Por otro lado y efectuando un análisis de la participación de los cóndilos femorales en la transmisión de más fuerza compresiva Maquet menciona que la transmisión es a la par tanto en el compartimiento lateral como en el medial mientras que otros autores como Walker menciona que el compartimiento medial -- tiene una transmisión de la fuerza compresiva superior al lateral, lo que reafirma con experimentos en cadáveres en donde demostró que en reposo el contacto lateral se mantenía por intermedio de los meniscos mientras que en el compartimiento medial había contacto óseo condilar.

Articulación Petlofemorales.-Se menciona que las diferencias en actividad del cuádriceps puede imponer componentes de fuerza internas o laterales en la rótula que pueden ser transmitidas en parte por los retináculos, las que si son transmitidas como fuerzas desiguales a la rótula llevaría de manera inevitable a pequeños cambios normales de alineación ya que la articulación no es una simple terracota (bisagra), así sería prácticamente normal que la fuerza resultante actuara sobre los tejidos y la rótula propriamente impactándole contra los cóndilos femorales y proporcionando una correspondencia adecuada sin -- que se vea afectada en gran intensidad la articula--

ción. Mathews y colaboradores efectuaron mediciones de la compresión patelofemoral mediante un método de tintado encontrando un área de contacto de aproximadamente 170 a 320 mm. de sup. y con una media de 230 mm. (19,23,C,G)



CONSIDERACIONES BIOMECAICAS EN LA SUSTITUCION DE LA RODILLA

Existen diversas opciones de manejo protésico de la articulación de la rodilla tomando en cuenta el número de superficies articulares que posee dicha articulación. Tomando en cuenta lo mencionado y dependiendo de la zona dañada podemos hechar mano del recambio protésico como opción según sean las necesidades del paciente en turno.

Así tenemos que en una amplia gama de posibilidades se puede intervenir la articulación tibio femoral de manera bicompartamental o en uno sólo de los compartimientos, así también se puede intervenir la articulación patelofemoral o bien proceder a efectuar prótesis con preservación de los ligamentos o prescindir de ellos a la vez una de las condiciones básicas y actuales de la sustitución de la rodilla y de otras articulaciones, es la de preservar en lo más posible el componente óseo para dado el caso efectuar recambios protésicos sin costo manifiesto de la longitud del miembro esto último en caso de efectuar un procedimiento último de artrodesis de la rodilla. (15, 18, 27, C)

Una consideración más de interés es la del concepto de sustitución de las superficies articulares solamente en correspondencia y las investigaciones y a los nuevos y más ventajosos diseños protésicos que tienen condiciones especiales de acuerdo con las necesidades biomecánicas; la selección de materiales se hace de igual manera que para las otras articulaciones sólo que tomando en cuenta que por las condiciones de la región y lo especial de la misma hay -- prótesis para la articulación izquierda y para la de recha con sus especificaciones paralelas e intrínsecas a cada una.

LOS OBJETIVOS DE LA ARTHROPLASTIA TOTAL DE RODILLA SON: (7,15,18,23,C,D)

- 1.- ELIMINAR EL DOLOR.
- 2.- CORREGIR DEFORMIDADES.
- 3.- CORREGIR INESTABILIDADES.
- 4.- APORTAR EL NIVEL DE MOVILIDAD NECESARIO PARA EFECTUAR LAS ACTIVIDADES COTIDIANAS ADECUADAMENTE.
- 5.- APORTAR LAS FUNCIONES MENCIONADAS ANTES POR UN TIEMPO ADECUADO Y PRUDENTE, PUDIENDO SER POR EL PERIODO DE VIDA RESTANTE.

- 6.- PROPORCIONAR AL PACIENTE UN ESTADO DE MEJORIA-
QUE LE DE POSIBILIDAD DE SORTEAR UN ACCIDENTE-
SIN LESION MAYOR.
- 7.- PERMITIR RESTITUCION DEL IMPLEMETO PROFESICO-
EN CASO NECESARIO.
- 8.- QUE EL COSTO SEA RAZONABLE TANTO EN DINERO CO-
MO EN ESTANCIA.

Ninguno de los requisitos mencionados tiene un va-
lor absoluto, y es difícil valorarlos, los principa-
les objetivos son desde luego la eliminación del do-
lor y la garantía de una vida de trabajo en lo que -
reste de la misma al paciente, pero si se consigue -
sólo una reducción del dolor o bien la presencia de-
un dolor de tipo ocasional puede considerarse el tra-
tamiento como aceptable. (18,D)

Es interesante que al irse resolviendo los proble-
mas surgiese una generación de prótesis que se pare-
cen entre ellas en muchos aspectos y verían princi-
palmente en cuanto a la geometría de las superficies
Este contraste con los modelos previos es alentador-
aunque todavía no se ha diseñado una prótesis ideal,
se están satisfaciendo ciertos criterios para alcan-
zar este ideal. Parece ser conveniente diseñar com-
ponentes que permiten una excursión de movimiento --

normal o casi normal los tres planos de movilidad de la rodilla, es decir, flexión y extensión, aducción y abducción y rotación. Deben de por ver un centro de rotación que cambia constantemente tal como sucede con la rodilla normal. Estos criterios se satisfacen mejor construyendo patines femorales convexos en dos planos, que se articulan con correderas tibiales cóncavas en dos planos, de manera que la prótesis concuerde con las curvaturas normales de los condilos de la rodilla. El diseño debe contemplar la preservación de los ligamentos normales siempre que pueda pero también se debe equilibrar la tensión de las partes blandas mediante liberaciones quirúrgicas apropiadas en caso necesario. Estudiando las prótesis fracasadas se estableció que los diseños de mayor concordancia entre los componentes femoral y tibial aportan mayor estabilidad intrínseca y tienen menos desgaste en las áreas de alta presión, en cambio estos permiten menos movimiento que los componentes menos constreñidos, que tienden a mostrar un aflojamiento del componente tibial debido a cambios en la interface entre el cemento y el hueso y entre el cemento y el implante y tienden a mostrar desgaste por las partículas de polietileno y cemento que quedan como residuo entre las superficies articulares. En cuanto a los diseños de menor concordancia-

entre los componentes femoral y tibial, tienen menor estabilidad y muestran áreas de desgaste por alta presión con la deformación del implante. Se ha llegado a un término medio con componentes femorales y tibiales que concuerdan casi pero no del todo y que muestra una vida media superior con mejoría en el pronóstico para los pacientes.(5,12,14,D)

Por ejemplo la rodilla de Herberth utiliza una articulación de componentes bola-cúpula, en donde la cúpula se encuentra en el componente femoral y el componente giratorio, en el componente tibial, el vástago que sujeta la bola pasa a través de una ranura en el componente femoral y su anchura puede ajustarse en relación al grosor del vástago para permitir la aducción o abducción y la rotación. Por ende permite movimientos complementarios durante las excursiones de la flexo-extensión con rotación, varo y valgo. En la rodilla de Sheehan que es de tipo similar se compone de un vástago que pasa a través de una ranura moldeada lo que parecía ser la solución aunque no posee una articulación esférica. Cualquier movimiento se halla plenamente controlado en este tipo de articulación esto no es de mucha importancia funcional aparentemente, peso si se toma en cuenta -

que los movimientos excepto la extensión están limi
tados en este se verá que habrá una transmisión de -
las fuerzas y que estas fuerzas no estarían presente
si no se hubiera limitaciones en la rotación, aduc-
ción y abducción, y aún más estas fuerzas no estarí-
an presentes si al menos las articulaciones fueran -
menos rígidas.

Es muy importante indicar que cuando hay rotación
abducción o aducción en la flexión normalmente se li
mitan al estar en contacto los componentes metálicos
o bien entre uno metálico y otro de polietileno aún-
así sigue siendo más rígida la relación que entre --
partes blandas y articulación normal, así las articu-
laciones de bisagra modificada reducen pero no elimi-
nan las complicaciones enunciadas arriba (5,C,D)

Prótesis de recubrimiento en la rodilla.-Los pro-
blemas inherentes a las prótesis ha llevado a la pro
ducción de muchos diseños entre ellos que los que só
lo recubren las superficies articulares cuya función
se basa en las diversas posiciones de los ligamentos
la gama de posibilidades todavía es enorme y tendrán
una característica que las distinguirá de las próte-
sis de bisagra tanto simple como modificada y que es

que las fuerzas compresivas se transmitirán a través de las superficies articulares, pero las fuerzas de tensión se transmitirán a través de tejidos blandos (ligamentos). En este tipo de prótesis se verá solicitado por fuerza en compresión en la parte anterior de la prótesis al extender la rodilla debido al choque de los componentes mientras que los ligamentos colaterales serán solicitados en tensión por otras al igual que los ligamentos cruzados los que a su vez incrementarán las fuerzas compresivas resultantes sobre la superficie articular. Por tanto las fuerzas descritas nos revelan que no están dadas exclusivamente por el módulo de Young de los componentes utilizados, ni dependen de la forma o altura sino que depende también del área utilizada y de las características de la articulación, sobre todo hay que aclarar que las aleaciones más aceptadas muestran un módulo mucho más alto que el normal superándolo hasta con 150 veces a 200.(1,4,7) (D)

Retención de ligamentos.-Es un punto de discusión ya que si se tiene en cuenta que habitualmente se trata de rodillas a tratar en pacientes artríticos los ligamentos se encuentran degenerados y por tanto su importancia funcional prácticamente es nula, pero sin embargo si se decide dejar este tejido deberá ser el que se encuentre en mejores condiciones para-

proporcionar una función adecuada y que contribuya -- sustancialmente a dar estabilidad a la rodilla. Sin embargo hay consideraciones en el sentido de que hay desavenencias en las fuerzas que se verán aumentadas y por tanto contribuirán al desgaste de la prótesis, finalmente si se decide quitar los ligamentos cruzados se está aceptando que los componentes y los ligamentos colaterales dan la estabilidad requerida en to dos sentidos. (10,15, D)

INDICACIONES PARA LA OPERACION.

Articulaciones no tratables por otros medios --
que no sean la artrodesis. (11)

C O N T R A I N D I C A C I O N E S

- 1.- Enfermedad cardiovascular, respiratoria, o renal que implique riesgo tan importante que elimine la posibilidad.
- 2.- Enfermedad vascular periférica, como ejemplo - trombosis previa.
- 3.- Presencia de infección a otro nivel.
- 4.- Articulación neuropática.
- 5.- Anquilosis. Esto debido a que si una articulación fue sometida a artrodesis es inconveniente que sea intervenida puesto que las prótesis necesitan de la acción muscular para funcionar lo que en este caso está ausente y sólo llevaría al fracaso al procedimiento y mala reputación para el cirujano.
- 6.- Infección local previa.
- 7.- Patelectomía previa debido a la falta de funcción de el mecanismo extensor de la rodilla, - falta de control sobre el cuádriceps, implica cargas inaceptables en la articulación protésica.

- 8.- Presencia de cicatrices,-debido a la fibrosis-
que impide la recuperación de la movilidad.
- 9.- Sobrepeso.
- 10.- Falta de motivación.
- 11.- Indicaciones particulares son con respecto al-
tipo de prótesis que son:
- | | | |
|---------------------------|-----------------|--------------|
| a) Peso | b) edad | c) ocupación |
| d) amplitud de movimiento | e) contractura. | |
| f) deformidad angular. | g) integridad | |
| h) grado de | ligamentaria | |
| descalcificación. | | |

(14,15,17,20,24,27,D)

CLASIFICACION DE LAS PROTESIS DE RODILLA.

Las prótesis habitualmente se clasifican según el
rango de constricción, intrínseca, mecánica que poseen;
por ello se dividen en:

NO CONSTREÑIDAS. (Prótesis de constricción mínima).

SEMICONSTREÑIDAS.

a) Sin bisagra

CONSTREÑIDAS.

b) Con bisagra

PROTESIS DE CONSTRICCIÓN MINIMA.

Las prótesis de constricción mínima son utilizadas

habitualmente para rodillas artríticas en las que no hay prácticamente deformidad angular o de lateralidad sino en las que solamente se encuentra una grave afección del cartílago articular y por tanto por su mínima resección ósea se consideran de recubierta, - sin embargo aún los cirujanos experimentados no tienen una indicación precisa de no ser las condiciones expuestas anteriormente, ya que esto conlleva a preservación articular y posibilidad de reemplazo articular unicompartimental o bien a ambos compartimientos a la vez que cambios hacia atrás protesis en caso necesario, dentro de estas prótesis se encuentran las de Marmor, BuchBolz, Gunston, Sevastano y Charnley. (15,16,C,D)

En el desarrollo de las prótesis de constricción mínima o no constreñidas también llamadas policéntricas se encuentra desde luego el primer intento de -- sustitución efectuado por Gunston el cual tomando en cuenta la función de bisagra a la vez que giro, el - deslizamiento y la rotación que comprenden la moción de la rodilla normal diseñó una prótesis cuyos componentes son unos patines femorales metálicos semicirculares sobre unos carriles tibiales de polietileno de alta densidad con unas cavidades mayores que los-

patines. Incorporó una curva anterior en los patines, pero la curva tenía un radio mucho mayor que los componentes femorales lo que llevaba a una cierta inestabilidad anteromedial que permitía sin embargo un acercamiento al auténtico centro de movimiento aunque situaba el eje de moción muy posterior, el valor de esta prótesis es que se trata del primer intento de sustitución de la articulación de la rodilla por un metal plástico de baja fricción y un intersticio en forma de bisagra. Posteriormente -- los componentes fueron modificados ligeramente para una mejor adaptabilidad haciendo los carriles tibiales fueran rectos en sentido anteroposterior y añadiendo unas cavidades de fijación, así como orificios a las prótesis femorales para potenciar la sujeción, así como orificios a las prótesis femorales para potenciar la sujeción, se han operado aproximadamente 1600 rodillas por el grupo de Bryan y Peterson para los pacientes con daño de superficies articulares, por lo que el promedio es de buenos resultados en aproximadamente el 76% de los pacientes esto considerado tanto por el cirujano como por el paciente. (15,16,18,23,C)

Una vez reconsiderados los resultados iniciales se reevaluó a los pacientes, en un grupo de 24 pacientes más con prótesis modificada y se encuentra-

que se obtuvieron buenos resultados en el 85% de --
los enfermos después de 5 años y ninguno ha tenido--
ue someterse a cirugía por dolor rotuliano. Aun--
que el problema fundamental con la rótula tuvo lu--
gar en pacientes reumatoideos, como resultado de la
progresión de la artritis en la articulación patelo
femoral, esto va acompañado frecuentemente de laxi-
tud ligamentaria el procedimiento de sustitución es
tá justificado debido a índice de resultados satis-
factorios conseguidos, en relación con la menor in-
cidencia de complicaciones.

En el caso de hemiartroplastias se encuentra que
la ausencia de una deformidad progresiva en el com-
partimiento restante demuestra la selección cuidado-
sa de los pacientes. En estas series la importan--
cia de una ligera alineación en valgo establece el
equilibrio entre la media articulación artificial -
y la media articulación relativamente normal ha si-
do establecida y probada de manera convincente y fi-
nalmente los fallos son fácilmente convertidos en -
artroplastias bicompartimentales de la rodilla.

La artroplastia total de rodilla del tipo poli-
céntrico es un procedimiento que requiere técnica y
que permite la retención de hueso y ligamentos mien-
tras corrige la alineación.

Alivia el dolor.

Aumenta la estabilidad.

La conversión a cualquier otro tipo de artroplastia se lleva a efecto con facilidad, y la artrodesia por el método de compresión es satisfactorio cuando así lo requiere la situación. (11,C,D)

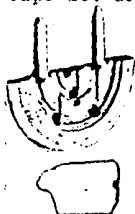
CONTRAINDICACIONES:

- 1.- Ausencia o debilidad del cruzado posterior o del ligamento colateral interno.
- 2.- Pérdida de hueso grave; especialmente en el segmento articular proximal.
- 3.- Deformidad en flexión de más de 40 grados.
- 4.- Deformidad vara o valga de más de 15 grados.
- 5.- Hiperextensión incorregible.
- 6.- Artropatía neurogena.
- 7.- Osteoporosis grave.
- 8.- Sepsis anterior.

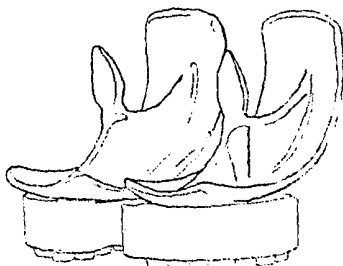
Algunos autores continúan prefiriendo este tipo de artroplastia porque los resultados a los cinco años son aceptables y porque los fallos como se ha mencionado son convertidos a otros tipos de sustitución articular por deslizamiento sin que se extirpe hueso abundante.

Marmor informó de una prótesis articular de cuatro componentes con la que había efectuado sustitución

cione, en ella los componentes femorales metálicos-
eran curvos para dar forma a los cóndilos, mientras
que los componentes tibiales de polietileno de alta
resistencia eran planos y se insertaban en las mese-
tas tibiales de polietileno de alta resistencia e--
ran planos y se insertaban en las mesetas tibiales-
dejando un borde de hueso cortical. A este tipo de
prótesis se le llamó "modular" y fue muy similar a-
la tipo St. Georg.(4,5,16,D)



P. Policéntrica



P. TIPO MÁRMOL.

Las contraindicaciones de este modelo son:

Inestabilidad vara valga.

Contractura en flexión de más de 40°

Reconvatum acentuado.

Y sintomatología femorrotuliana.

El índice de movilidad de la prótesis no varió -
en gran manera con respecto de la prótesis descrita
previamente teniendo la ventaja de no requerir de a

yuda para andar larga distancia.

El aflojamiento ha dado un grave problema en la artroplastia de rodilla modular, que en la policéntrica a pesar de la superficie no restringida, probablemente esto se debe a que quedan 6 mm. de componente tibial lo que incrementa las fuerzas laterales a medida que el área de contacto femorotibial se hace mayor y se acerca a la periferia, debido a la falta de estrechamiento de sus diseños.(11,16)

PROTESIS SEMICONSTREÑIDA.

La mayoría de las prótesis entran dentro del grupo de las semiconstreñidas, por lo que la gran parte de los pacientes que requieren de una prótesis total de rodilla puedan utilizar este tipo de manera satisfactoria si es bien elegida.

El grado de estabilidad intrínseca que aportan es muy variable y depende del tipo de diseño que se utilice, el grado de deformidad que pueda corregirse variable y depende no sólo de la forma o diseño sino de la habilidad del cirujano al momento de aplicar la sustitución. En general combinando una -

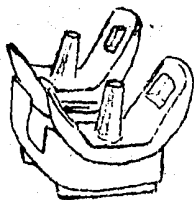
liberación de partes blandas con la correcta aplicación de la prótesis con resección de partes óseas - lleva habitualmente a corrección de deformidades angulares importantes, sin embargo la liberación de partes blandas cuando se lleva a efecto sin un criterio adecuado siendo muy extensas pueden llevar al fracaso la intervención que en otros aspectos hubiera estado bien hecha.

Los tipos de prótesis semiconstreñidas figuran los modelos geométrico, UCI, ICLH, condileo total y Anamétrico.

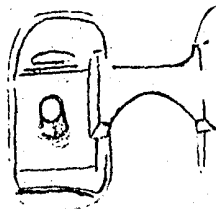
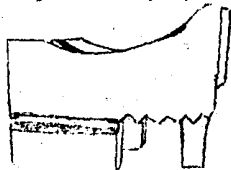
PROTESIS GEOMETRICA

Los pioneros en la aplicación y experimentación de prótesis tenían la desventaja de la falta de pruebas prácticas ya que los simuladores de rodilla -- que se utilizaban eran bastante primitivos y no mostraban las funcionalidades mecánicas de la rodilla normal por tanto no les proporcionaban ninguna ayuda siendo así que se utilizaron básicamente partiendo de observaciones clínicas.

La prótesis geométrica tipo Mark I (original) -- consistía en una unidad femoral condiles de vitaloy una unidad de meseta tibial de polietileno. La unidad femoral con dos superficies de carga con un radio de 23 mm unidas por una barra cruzada obviando la necesidad de una alineación individual, así como la presencia sobre la superficie femoral de dos vástagos ue servían de fijación y por la superficie inferior lisa que servía de sitio de carga sobre la unidad tibial. La unidad tibial tenía la característica de ser cóncava por la parte superior para acoplarse, esta también estaba unida por una barra - que la convertía en una unidad simple, la fijación del componente tibial se lograba mediante dos patines paralelos en sentido anteroposterior, uno abajo de cada superficie de carga y se reforzaban con muescas recetadas laterales a los patines (7, 19, D)



MARK I



MARK II.

Sin embargo por la presencia de aflojamiento a--
posar del cementado de la prótesis se lleva a análi-
sis encontrando defectos en la ubicación de la caja
y encontrando que había choque del ligamento cruza-
do sobre la barra a la vez que el tope anterior y -
la sobrecarga simultánea y por insistencia durante
la posición de extensión hacía que se aflojara en -
la parte de delante y viceversa durante la flexión-
ocasionaba esfuerzos en la parte anterior en donde
más frecuentemente se aflojaba, por estas razones -
se introdujeron modificaciones que se mencionan:

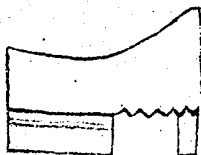
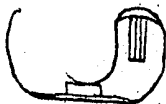
- 1.- Incorporación de una barra anterior de fija-
ción sobre el componente tibial por medio de
un machicbrado para lograr un anclaje seguro
- 2.- Se cortó el borde posterior de la barra trans-
versal de la Unidad femoral para evitar el --
choque del ligamento cruzado.
- 3.- Adhesamiento a la cortical anterior de la ti-
bia de la prolongación anterior (barra de fi-
jación) (4,7,9)

Todas estas características dieron origen a la -
prótesis de segunda generación geométrica, la Mark-
II.

Posteriormente para dar una mayor estabilidad a la prótesis se decidió verticalizar sus porciones laterales ya que de esta manera se ponía en contacto más de un tercio de la superficie de la prótesis con hueso cortical tibial subyacente que por ende la proporcionaba mayor resistencia, el alerón anterior de la prótesis fue rebajado, la razón fue que al reintervenir algunas rodillas se encontró que este chocaba contra el fémur si la rodilla se encontraba en hiperextensión, mientras tanto el labio posterior de los patines de anclaje fueron bicelados para evitar el choque contra la cortical posterior de la tibia durante la inserción dando por resultado estas modificaciones al tipo Mark III. (19,21,C,D.)



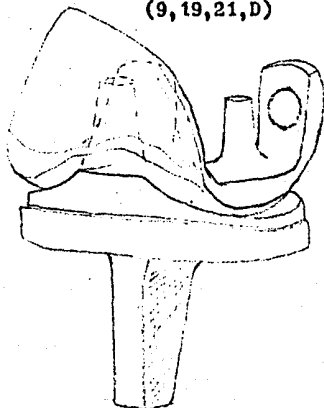
MARK III



MARK IV.

Posteriormente se procedió a efectuar modificaciones a los condilos femorales y de seis radios-- distintos que tenían se duplicaron, por lo que tuvieron que ser reproducidos y se continuó a aplanar la unidad tibial para que mostrara una concavidad mínima lo justo para simular un constreñimiento simulando la función de los meniscos, mientras que la superficie inferior de cada componente permanecía invariable, ya que lo que se intentaba era evitar la penetración en el canal medular esta prótesis fue el diseño Mark IV (anamétrica). Esto último más para connotar la forma.

Más adelante, hacia 1976 se introdujo una modificación al componente tibial por medio de un vástago intramedular dando por resultado el tipo Mark V, pero todo el componente tibial de polietileno.
(9,19,21,D)



MARK V- VI.

Finalmente se llevo a efecto el último cambio y definitivo en este tipo de prótesis que fue el elaborar una especie de charolá con vástago intrarreticular metálica y sólo cubre la superficie de contacto, se colocó una porción de polietileno que se encuentra sujeto al aditamento previo. Siendo este el diseño Mark VI. Con este tipo de prótesis se eliminó prácticamente la complicación de aflojamiento y también prácticamente desaparecía la dislocación, sin embargo, se está en espera de futuros estudios para evaluar de me jo r ma ne ra la ca li da d e l d i s e ñ o. (9,C)

INDICACIONES

Inicialmente este tipo de artroplastias sólo estaban indicadas en pacientes que mostraban una actividad limitada, que mostraban un dolor no controlable y cuya existencia se encontraba restringida a menos que optaran por efectuarse una artrodesis.

Actualmente estas indicaciones se han ampliado enormemente ya que actualmente se tiene más confianza en el procedimiento.

Las indicaciones actuales incluyen a pacientes - con artritis, la artrosis y la artritis traumática, los candidatos poco aptos son jóvenes debido a que cargan su rodilla de manera intensa o por exceso de peso, por ello las perspectivas que tenga el paciente con respecto de la actividad que va a tener deberán ser analizadas y canalizadas de manera adecuada para evitar que efectúe tensiones mayores a las de una vida tranquila y conlleven a desgaste u otras - complicaciones en tiempo breve. (9,C,D)

CONTRAINDICACIONES

Falta de control muscular, como en la ausencia - de cuádriceps.

Infección previas importantes o actuales.

Estructura capsuloligamentaria deficiente.

Pérdidas de sustancia intensa de tipo óseo.

Osteoporosis importante que impida la aplicación y fijación adecuada al hueso. (21)

RESULTADOS

Debido a que la experiencia con la artroplastia - de la rodilla es relativamente joven no se está en posibilidades de proporcionar parámetros estrictos - de funcionamiento, pero si se está en posibilidad -

en los términos más simples si la meta de la operación está ya definida, entonces el cirujano y el paciente evaluarán si los propósitos fueron cumplidos ya que el eliminar el dolor que es un parámetro subjetivo y no se puede evaluar cuantitativamente, si se puede evaluar el arco de movilidad, la fuerza -- muscular, la estabilidad así como la imagen radiológica.

COMPLICACIONES

- a).- Infección.
- b).- Dislocación y subluxación.
- c).- Aflojamiento.
- d).- Dislocación rotuliana.
- e).- Fallo de corrección angular.
- f).- Desgaste.
- g).- Reintervención.

En relación a el último punto de complicaciones-- la mayor parte de pacientes reintervenidos se debie ron fundamentalmente a patología sobre la articulación patelofemoral, en ella la razón postulada para la poca frecuencia de síntomas posterior a una intervención artroplástica es que el paciente no muestra unos requerimientos intensos para su articulación, ya que la actividad no es intensa, como sucede en una osteotomía tibial superior en la que se -

corrige una desviación axial en el que se aprecia un alargamiento del tendón en aproximadamente .5 cm, lo que puede condicionar cambios muy sutiles en la dinámica de la rodilla en relación con la posición anterior del tendón (Maquet), esto puede tener una correlación clínica con la artroplastia total de tipo geométrico en la que la relación artrítica probablemente a una discreta alteración mecánica por la realineación.(4,9,D)

Durante la artroplastia, muestra sintomatología patelofemoral, debido a lo que Upshaw decidió alterar el componente femoral de la prótesis geométrica poniendo una pestaña anterior para la articulación patelofemoral, esto sin duda permite un remodelamiento de la patela con un poco de polietileno en cuanto se haga necesario.

Así tenemos que la subluxación o dislocación de la rótula después de la artroplastia de rodilla están provocadas fundamentalmente por un error técnico por el choque de la rótula con cualquier parte del componente femoral. La artritis patelofemoral representa un dato aparte y que puede ser prevenido por la sustitución de la rótula. Sin embargo las complicaciones inherentes a la sustitución de la rótula pueden generar problemas, como son el aflojamiento -

del componente patelar, un incremento de la luxa---
ción patelar, a la vez que como en remodelaciones -
totales se encuentra que hay una mayor cantidad de
cuerpos extraños y por ende el desgaste dejará una
mayor cantidad de partículas con el consecuente ---
riesgo de contribuir a problemas de rechazo o migra
ción a la periferia de los tejidos. O quizá a efec
tos nocivos que aún no se pueden evaluar.(21,C)

PROTESIS CONSTREÑIDA

Los intentos de conseguir una prótesis funcional
sólo en un sentido de libertad (flexo-extensión) se
encuentra con serias dificultades ya que se debía a
daptar a una cierta actividad y requería de ciertas
características para que fuese ciertamente funcio--
nal y con suficiente capacidad para observar los re
querimientos de la articulación en función sustitui
da.

Por ello se tiene memoria y se recuerda que ya -
en el siglo pasado Gluck intentó colocar una próte--
sis de este tipo y con un material (marfil), sin em
bargo a pesar de recubrirse con celofán no logró su
objetivo, posteriormente se hicieron intentos entre
ellos el de los hermanos Judet los que utilizaron -

resinas para elaborar la prótesis sin que diera resultado, para posteriormente efectuarse algunas variantes las que demostraron algunas ventajas, siendo estos pioneros los que establecieron las características que debía tener y los problemas a resolver siendo estos últimos:

- 1.- Elección del material.
- 2.- El considerable índice de infección relacionado con problemas de cicatrización.
- 3.- Los resultados en lo que se refiere a la movilidad.
- 4.- La fijación de los componentes al hueso.

(c)

Las dificultades mencionadas anteriormente fueron poco a poco superadas aunque al momento actual no se logra la prótesis ideal, sí se tienen avances importantes en este sentido, así se tiene la combinación de metal (cromo, níquel, molibdeno) y polietileno de alta resistencia para el material así como otras variantes. (7,8)

Para la movilidad se sabe que deberá quedar restringida absolutamente al plano anteroposterior y en flexoextensión por el tipo de prótesis de que se trata.

Con respecto del índice de infecciones que se tenía previamente es obvio pensar que se trataba de la me nor experiencia a que se encontraban sometidos los cirujanos ortopedas y también y en gran proporción debido a la presencia de dificultades circulatorias en los pacientes por el mismo problema intrínseco - de ser artríticos y con graves disfunciones locales - y trastornos de microcirculación lo que sin embargo poco a poco se ha visto superado por una elección cuidadosa de el abordaje, un buen trato a los te jidos, una reducción e el tiempo operatorio y la mejoría en las condiciones generales de las áreas quirurgicas, lo que aunado a los antibioticos proporciona una seguridad mayor para estos pacientes.(17)

Finalmente en lo que respecta a la fijación de los componentes al hueso estos se han visto solucio nados de dos maneras.

A).- Dejando la prótesis sin cementar.

B).- Cementando la prótesis.

En ambos casos encontramos que hay ventajas y desventajas y de ellos se prefiere no cementar pues to que la dificultad para la extracción en caso nec. deja mejor probabilidad de intentar otros procedimi entos salvatorios como sería una artrodesisi sobre todo con los modelos actuales de mínima resección osea, no así cuando se cementa la prótesis para fijarla que en esta situación el daño es mayor y deja acortamientos extensos. (7,C)



INDICACIONES

Los hallazgos y experiencia han mostrado que, a pesar de que son unas prótesis antifuncionales, -- antifisiológicas y sin embargo son las que menor -- número de complican con aflojamiento, incluso en los casos revisados después de 10 años, tanto cementadas como no.

Los análisis publicados por Insall nos demuestran la calidad en el resultado que proporciona la prótesis de Guepar ya que fue comparada con los tres modelos de prótesis no constreñidas y apesar de que sus indicaciones son en casos en los que las características del paciente dan mayor dificultad esta prótesis fue la que comparativamente tuvo una puntuación superior en muchos aspectos, tuvo la proporción mas baja de fallos y fue la unica que mejoro tacitamente los movimientos.

Por lo anteriormente expuesto se encontro que tiene las siguientes ventajas:

- 1.- Es facil de incertar.
- 2.- Se puede corregir una grave deformidad e inestabilidad.
- 3.- La prótesis puede ser implantada incluso cu-

ando hay un hueso de mala calidad.

4.- El tratamiento postoperatorio es simple ya que el paciente nota de inmediato la estabilidad, por lo que facilita la rehabilitación.

Ventaja con respecto a las prótesis de Shier y Walldius.

A).-Mejor capacidad para la flexión.

B).-Menor complicación de tipo mecánico (aflojamiento).

C).-Facilidad con que se puede añadir una prótesis de pantalla. (7,8,17,D)

CONTRAINDICACIONES:

Sea la situación de que se trata las circunstancias que eliminan de aplicación de este tipo de prótesis son:

Cuando existe una historia de sepsis local.

Cuando el paciente es muy joven.

Cuando las prótesis semiconstreñidas han fracasado.

En la gonartrosis en la que es demasiado tarde para efectuar una osteotomía.

En la artritis con deformidades incorregibles.

En la enf. de Charcot. (7,17)

COMPLICACION ESPECIAL DEL PROCEDIMIENTO OPERATORIO.

Hay una complicación que hay que tener en cuenta de carácter vital durante el transcurso de la cirugía y que se trata de la concerniente a un tema que incluso ha merecido investigaciones extensas y sin embargo no ha dado luz absoluta en los criterios de manejo transoperatorio en lo que respecta a dos situaciones:

A).- Colapso y coma postoperatorio inmediato.

Colapso transop. al soltar el mango de izquemia.

B).- Embolia grasa.

En lo que se refiere al punto primero parece existir un problema básico de lo referente a la fijación del vastago a los segmentos proximal y distal ya que es frecuente que a los pocos minutos de soltar la izquemia el paciente tiene un colapso intenso y paro cardiaco inmediato irreversible, esto ha sido motivo de discusión y controversia al encontrarse signos clínicos de embolia grasa pero esto no ha sido aceptado como la causa fundamental ya que su comportamiento clínico y anatomopatológico es diferente, y si se esta mas a favor de quienes preconisan que se trata de una liberación abundante de monomero del metacrilato el cual es demasiado toxico y cuyos datos experimentales corroboran la situación clínica que prevalece en los pacientes que mostraron dicha complicación aun

que la autopsia ademas halla mostrado datos de embolia la que sin embargo no fue causa del descoso por la poca cuantia y por tanto se tomo como agregado - al problema de fondo. (7,11)

El esquema de acción del monomero es el sig.
liberación de monomero mas aire= paso a la -
circulación por medio de disolución en el li
quido en cavidades no secas-diseminación= va
sodilatación y efecto toxico central cardio-
vascular y pulmonar.- colapso- muerte.

La manera de combatir esto es con medidas --
hasta cierto punto simples:

- 1.- Comprobar el equilibrio hemodinamico.
- 2.- Soltar el torniquete poco a poco lo que permitira que el liquido circulatorio -- excedente este pletorico y bien oxigenado.
- 3.- Cementar los componentes por separado
- 4.- Colocar cemento en cavidades secas.
- 5.- Eliminar el aire exedente mediante sondas.
- 6.- Introducir el cemento cuando ya no esta en estado liquido. (no se pega a los gu antes) (7,8,17,20,C)

COMPLICACIONES ESPECIFICAS

- A).- Infeccion profunda.
- B).- Ruptura del aparato extensor
- C).- Aflojamiento aseptico.

- D).- Fracturas del hueso.
- E).- Fractura de la prótesis.
- F).- Desgaste del eje de la bisagra.
- G).- Necrosis cutánea.
- H).- Desgaste del polietileno (intercambiable).
(11,12,14,17,C)

PROTESIS SEMIESTABILIZADA.

(SEMICONSTREÑIDAS)

Llevó unos cuantos años el que se apreciara que la rodilla humana no es una simple bisagra, sino que es un mecanismo mucho más sofisticado y que por tanto el diseño de la rodilla debería ser perfecto similar al máximo a la articulación que sustituye. Sin embargo no quiere decir que debe ser igual anatómicamente hablando, en cambio se puede restaurar el movimiento de manera adecuada y una estabilidad gracias al modelo mecánico correcto al que sustancialmente tenga una configuración distinta a la anatómica.

Los primeros intentos serios de abandonar el tipo de prótesis de bisagra fueron hechos por Gunston que introdujo la modalidad policéntrica; Primer intento por simular la función de la rodilla y marcó una nueva era en su reconstrucción. Debido a los éxitos iniciales hicieron que se --

mostrara un entusiasmo con respecto a ese tipo de sustitución, sin embargo los fracasos no tardaron en aparecer con las desventajas técnicas aparejadas, un tipo como este requería de acoplar 4 componentes y los requerimientos conexos de que no -- hubiera deformidad vara-valga o pérdida o sea hicieron que se estimularan otras corrientes de pensamiento. Tendiendo a lograr:

A).- Lograr un prótesis no estabilizada y - de superficie montada.

B).- Lograr un prótesis intramedular sin una estabilidad intrínseca.

Así aparecieron las prótesis semiestabilizadas sig: Sheehan, la de Gschwend o GBS, Esferocéntrica, Attenberough.

Así teniendo como premisa las siguientes características para prótesis de sustitución total para que fuese idónea se inició la aplicación de -- las mencionadas arriba.(3,5,17,26,D)

CARACTERÍSTICAS DE PRÓTESIS IDEAL

Se toma en cuenta que la prótesis ideal no se alcanza aun pero se proporcionan las caracteristicas para prótesis de sustitución total para que -- fuese idónea según el avance actual:

1).- Una fijación adecuada aun en articulaciones destuidas.

2).- Preservación de los ligamentos laterales.

- 3).- Preservar en la posible tejido oseo.
- 4).- Permitir la accion ligamentaria en relacion a la estabilidad.
- 5).- Contar con superficies de carga de baja fricción.
- 6).- Componente de plastico intercambiable.
- 7).- Anclaje con cemento o algun metodo diferente que le mantenga fija.
- 8).- Implante que se incluya en el hueso.
- 9).- Perservación del aparato extensor.
- 10).- Que sea capaz de corregir deformidades intensas.
- 11).- Que permita algun metodo alternativo de tratamiento en caso de falla. (C)

Caracteristicas individuales de la protesis:

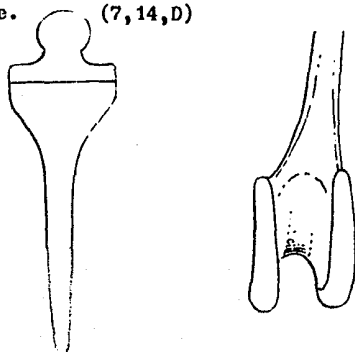
SHEEHAN.

Este tipo de protesis es capaz de simular el movimiento de la rodilla normal o sea de 5 grados a 130 de flexión. no Permitiendo la rotación en extensión e incrementandose esta con la flexión hasta alcanzar aproximadamente 20 grados al llegar a los 60 grados de flexión, mientras -- que la movilidad varo-valga tiene aproximadamente 2 grados -- en extensión aumentando a 6 en flexión. El movimiento de -- flexoextension sigue una compleja actividad de rotación -- extensión y no permite el movimiento de translación lateral y si el anteroposterior en flexión simulando la función -- de los ligamentos cruzados, los movimientos son posibles -- debido a la especial construcción de el aditamento de polie -- tileno que tiene como complemento el segmento Tibial.

El que se ancla firmemente a la plata_forma del componente-

el que ademas muestra un vástago intramedular para fijación. Los condilos femorales poseen unos carriles opuestos al del polietileno que le permiten la adaptación y el movimiento imitando la rotación automática durante la flexoextensión.

No existe en la prótesis una superficie patelar como tal pero la rótula se acerca a las superficies de carga femorales durante la flexión a los 50 grados y permanece así una hemiartroplastia patelofemoral con un punto de transición que contribuye a lograr una funcionalidad y mínimo desgaste.



Prótesis de Gschwed (GSB) 1972 fecha de diseño y aplicación a pacientes.

Se tienen menos datos con respecto de las características de esta prótesis sin embargo los rasgos fundamentales son los que se mencionan posteriormente.

La conexión entre ambos componentes se hace por intermedio de un puente central ranurado que se dirige de atrás adelante y de arriba a abajo, la ranura sirve de guía al eje que no soporta carga del componente fe--

femoral. No hay rotación pero si existe un espacio que permite un movimiento anteroposterior mínimo .

Debido a las características mencionadas el componente tibial en la flexión máxima sale del femoral sin alterar la función intrínseca de la prótesis.

La cantidad de hueso extirpada es pequeña y permite la estructura del implante articular tener una amplia superficie de contacto.

PROTESIS DE ATTENBOROUGH

El componente femoral consiste en una concha para los dos condilos femorales insertada en un vástago medular cónico de esta manera las fuerzas articulares son transmitidas al vástago y no requiere de modificaciones, teniendo una presentación del vástago. En la base del vástago existe una cavidad en la que se impacta una bola. Esta bola puede rotar libremente y si la separación entre los condilos femorales, estas curvas (de los cóndilos) son lo suficientemente largas como para permitir que la rótula se articule con la prótesis femoral y no con los condilos; El componente tibial tiene un vástago cónico y cóncavo al que se une la prolongación redondeada de el componente femoral teniendo las mismas medidas en la meseta -- que los cóndilos con un radio de 40mm. Así en la extensión ambos componentes se ensamblan y en la flexión permite la rotación y desplazamiento anteroposterior . Ultimamente se ha modificado la prótesis en el sentido de sustituir una cúpula de polioetileno para choque con la esfera de metal, esto permite simpli

ficar aun mas la tecnica de insercción sin embargo hasta el momento no se poseen resultados clinicos posteriores a la insercción de la protesis. (3)

PROTESIS ESFEROCENTRICA

Se trata de una protesis intrinsecamente estable que contiene basicamente tres superficies de carga de metal-plastico.

Una articulaci3n de bola-cupula consiste en la porci3n central de los condilos hueca metalica.

Aditamento de polietileno hueco que se coloca entre los condilos.

Vastago que termina en bola fijo a la porci3n media de la -- plataforma tibial. que entra a las cavidades previas.

Dos carriles de polietileno en los condilos tibiales y sujetos a metal intercambiables.

Condilos femorales metalicos.

Vastagos femoral corto. y tibial igual pero este macizo y -- que termina en plataforma en T. donde se adaptan los patines de polietileno.

Como se ve en el modelo de construcci3n todas las superficies son de metalplastico que permite una movilidad en flexoextensi3n, rotaci3n automatica, moderado varo-valgo en flexi3n y minimo en extensi3n, por tanto cuando muestra desgaste se pueden intercambiar las superficies plasticas. (2,6,7,11,22,D)

COMENTARIO.

La facilidad de insercci3n y la exactitud de alineaci3n de los vastagos intramedular compensa sus desventajas la poca inciden-

ESTA TESIS NO DEBE SALIR DE LA BIBLIOTECA

dencia de alojamiento asociada a la comodidad del vastago en algunas series sugiere que los muchos problemas que sucedian a la aplicación de protesis de -- visagra (rigidas) se han eliminado.

hace pensar que un mejor conocimiento anatomico de la región, el conocimiento de los musculos de tirante ar ticular, un limite adecuado de liberación de partes, - blandas, de problemas de alineación patelar, asi como correcciones de deformidades del pie y cadera llevara a un mejor pronostico y eliminación de complicaciones sin embargo hace falta una observación conciensuda - Da la ambulación clínica de los pacientes intervenidos por periodos prolongados de tiempo y bajo protocolos de estudio para poder evaluar con claridad los resultados y poder definir las cualidades finales de la -- protesis de probabilidad ideal, sin embargo para que _ esto suceda como se menciona en varias ocasiones falta tiempo;

Mientras tanto se continuar en el laboratorio ambulante paciente y el laboratorio de pruebas invitro (resistencia de materiales), se continuara con expri mentacion en bioingenieria , diseño, biomecanica, fisi ologia articular cinematica y otras ramas mas que -- apoyan la acción del cirujano. Ortopedista. (2)



RODILLA CONDILEA TOTAL.- Se trata de una rodilla protesica de composición habitual metal-plastico, cuya estructura en el componente femoral muestra una forma anatomica correcta cuando se ve en sentido lateral, debido a que el radio de curvatura es menor en la parte posterior, por consecuencia -- en la extensión existe congruencia con la superficie tibial pero a medida que progresa la flexión permite la rotación y deslizamiento anteroposterior, a mas el componente femoral tiene una escotadura que corresponde con la posición de la rotula en el caso de que sea necesaria.

Mientras que la superficie articular del componente tibial en forma de copa para recibir el componente femoral.

Por otro lado la estabilidad se concreta por la presencia de una eminencia intercondilea; Finalmente tiene un vastago que se fija contra la cortical posterior de la tibia.

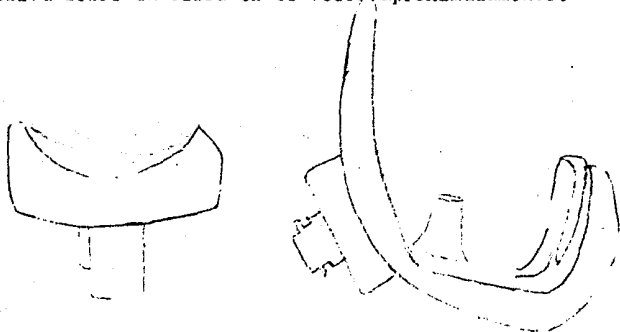


Es una protesis segura, ya que de aproximadamente 600-- casos solo se han presentado dos casos de subluxacion y ninguno de aflojamiento. (9,16,19,20,C)

RODILLA ICLH.

Con ésta prótesis de rodilla se pueden corregir deformidades de cualquier magnitud.

Se obtiene una buena función eliminando los ligamentos cruzados. Se sustituye el componente femoral distal con un aditamento bicondíleo; Pudiendo aumentar la fuerza compresiva sobre la tibia en 10 veces, aproximadamente.



En rodillas rígidas sólo aumenta la flexión al eliminar los cruzados fibroticos.

Tiene como ventaja que al insertarse es mas fácil alcortar recto sobre la tibia.

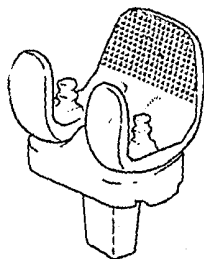
Finalmente una particularidad funcional es que se subluxa bluxa y se incorpora nuevamente a los carriles tibiales.

La capacidad mecánica es intensa, por lo que es aplicada en los pacientes tratados en Inglaterra del tipo --artrítico. (16, 19)

El componente femoral esta basic mente compuesto de la porción distal del femur (condilos) con un vastago pequeño para impactación, escotadura intercondilea para en caso necesario colocar protesis a la rotula, curvatura que imita a al normal lateralmente. Y una escotadura posterior.

El componente tivial muestra una plataforma concava -- que se adapta al componente femoral y con superficies laterales rectas, bajas que impiden el choque con los condilos

Mientras que por la parte inferior muestrandos pequeños vastagos roscados para impactacion en el hueso esponjoso y una sonda periferica que se pone en contacto con el hueso - cortical.



El componente rotural favorece el contacto con el componente femoral.

Sus indicaciones son en rodillas artitricas y en destrucciones amplias de cartilago art. a si como de regides por fibrosis siempre y cuando esta sea por adccion sinovial o de capsula no muscular.

Tiene buen pronostico puesto puesto que el alfojamiento como se ha visto en el London Hospital es de mucho menor cuantia que en otros tipos de protesis como en la policontrica que a decir verdad esta significa una variante.

(16,18).

B I B L I O G R A F I A .

..

1.- Arden G.P.

Computer aided analysis of total knee replacement in
rheumatoid arthritis.

Ann. Rheum. Dis. 1983 Aug; 42(4): 415-420. (abstract)

2.- Bigliani LV; Rosenwasser; Caulo N.

The use of pulse electromagnetics fields to archive-
arthrodesis of the knee following failed total knee-
arthroplasty.

J. Bone Joint Surg., Am. 1983 Apr; 65(4): 480-85.

3.- Boegard T.; Mattstr.

Seventy four Attenborough knee replacements for rheu-
matoid arthritis. A clinical and radiographic study.

Acta orthop. Scan; 1984 Apr; 55(2): 166-71.

4.- Cloutier J.N.

Results of total knee arthroplasty with a non-constra-
ined prosthesis.

J. Bone Joint Surg. Am.; 1983 sep; 65(7): 906-19.

5.- Efthekhar N.S.

Total knee replacement arthroplasty.

J. Bone Joint Surg. Am; 1983 Mar; 65(3): 293-09.

6.- Ewald F.C.; Jacobs M.A.; Miegel R.R.

Kinematic total knee replacement.

J. Bone Joint Surg. Am.; 1984 Sep; 66(7): 1032-40.

- 7.- Freeman M.A.; McLeod H.C.
Cementless fixation of prosthetic components in -----
total arthroplasty of the knee and hip.
Clin Orthop; 1983 Jun; (176) : 88-94.
- 8.- Grimer R.J.; Karpinsky M.R.
The long-term results of Stanmore total knee replacements. (Abstract).
J. Bone Joint Surg. 1984; Jan; 66(1): 55-62.
- 9.- Hvid I.; Nielsen S.
Condylar knee arthroplasty. Prosthetic component positioning and radiolucent lines.
Acta Orthop Scand. 1984 Apr; 55(2): 160-65.
- 10.- Jackson R.W.; Durdick W.
Unicompartmental knee arthroplasty.
Clin orthop. 1984 Nov; (190) : 182-5 (abstract).
- 11.- Knutson K.; Hovelius L.
Arthrodesis after failed knee arthroplasty. A nationwide multicenter investigation of 91 cases.
Clin Orthop. 1984 Dec; (191):202-211.
- 12.- Lettin A.W.; Kavanagh T.G.
Assessment of the survival and the clinical results of stanmore total knee replacements.
J. Bone Joint Surg. 1984 May; 66(3)355-61. Br.
- 13.- Lettin A.W.; Kavanagh TG.
the long-term results of Stanmore total knee replacements.
J. Bone Joint Surg. Br.; 1984 May; 66(3):349-54.

- 14.- Lovelock J.E.; Griffiths H.J.
Complications of the total knee replacement.
A.J.R. 1984 May; 142(5): 985-92 (abstract).
- 15.- Lewalien D.G.; Bryan R.S.
Polycentric total knee arthroplasty.
J. Bone Joint Surg. Am. 1984 Oct; 66(8):1211-18.
- 16.- Marmor L.
Lateral compartment arthroplasty of the knee.
Clin Orthop. 1984 Jun; (186): 115-21.
- 17.- Posinkovic C.B.; Orli C.D.
Prosthetic replacements of the knee in the treatment of infected and recurring giant cell tumor of the distal femur. (abstract).
Arch Orthop Trauma Surg. 1983; 102(2) 131-34.
- 18.- Pritsch M. ; Fitzgerald R.H.; Bryan R.S.
Surgical treatment of ligamentous instability after total knee arthroplasty.
Arch Orthop Trauma Surg. 1984; 102(3): 154-8.
- 19.- Ranalwald CS ; Rose HA; Bryan WJ.
Replacement of the patello-femoral joint with the total condylar knee arthroplasty.
Int. Orthop 1984; 8(1):61-5. (abstract).
- 20.- Rand JA; Bryan RS.
Reimplantation for the salvage of an infection total knee arthroplasty.
J. Bone Joint Surg. Am; 1983

- 21.- Ritter M.A.; Gioe T.J.

The posterior cruciate condylar total knee prosthesis
a five year follow up study.

Clin Orthop 1984 Apr;124(4): 264-9.

- 22.- Sarokhan A.J.; Scott R.D.

Total knee arthroplasty in juvenile rheumatoid arthri
tis.

J. Bone Joint Surg. Am; 1983 Oct; 65(8): 1071-80.

- 23.- Skinner H.B.; Barrack R.L.

Ambulatory function in total knee arthroplasty.

South Med. J. 1983; Oct; 76(10):1237-40. (abstract).

- 24.- Small M.; Steven N.M.

Total knee arthroplasty in haemophilic arthritis.

J. Bone Joint Surg; Br. 1983 Mar;65(2):163-65.

- 25.- Tibrewal S.B.; Grant K.A.

The radiolucent line beneath the tibial components -
of the oxford meniscal knee.

J. Bone Joint Surg. Br. 1984 AUG; 66(4): 523-8.

- 26.- Wade P.J.; Denham R.A.

Arthrodesis of the knee after failed knee replacement.

J. Bone Joint Surg. Br. 1984 May; 66(3):362-6.

- 27.- Yoshino S.; Fujimari J.

Bilateral joint replacement of hip and knee joints -
in patients with rheumatoid arthritis.

Arch Orthop trauma Surg 1984; 103(1):1-4.

B I B L I O G R A F I A - A N E X A
G U I A.

- A).- Anatomia Humana; Tomo I. F. Quiroz ; 11ava Ed.
Ed. Porrúa Mex. 1973; Pag. 283-90.
- B).- Anatomia Humana; Tomo II. F Quiroz ; 11ava Ed.
Porrúa Mex. 1973; pag 124-25.
- C).- Cirugia Ortopedica; Campbel. Tomo II; 6ta Ed.
Panamericana, Buenos Aires.; Pag. 2136-70.
- D).- Enfermedades de la Articulación de la Rodilla-
I.S. Smillie; 2da Ed.; JIMS Barcelon.: Pag 222
- 237.
- E).- Fracturas y Heridas Articulares; Watson Jones -
Tomo I; 3era Ed. Salvat Barcelona Esp.:Pags --
321-326.
- F).- Patologia del Pie.; J. Lelievre;4ta Ed. Toray-
Masson(Paris); Pags 72-83.
- G).- Lesiones Meniscales; Ricklin (Ed. Española --
traduccion). Ed. JIMS, Barcelona ; Pag. 2-16.