

AVANCES EN PROTESIS DE RODILLA

Dr. Carlos Clavel. Servicio de Traumatología de la R.S. Virgen de la Arrixaca. Murcia.

Desde que Glück en 1890 hiciera su primer diseño en marfil y con sistema bisagra, han sido numerosos los modelos realizados en un intento de reproducir la forma y cinemática articular de la rodilla.

En la práctica fué al iniciode los 70 cuando comenzaron a implantarse de manera habitual y a obtenerse buenos resultados.

Los diseños de Waldius en el 51 y del grupo Guepar en el 70 fueron muy distintos entre sí, el primero fué una prótesis pequeña que se aflojaba enseguida y las del grupo Guepar muy grandes, con grandes vástagos intramedulares con facilidad para que se produjeran fracturas peritrotésicas. Además tenían un solo movimiento. El de flexo-extensión.

Posteriormente aparecieron con dos componentes bien diferenciados, femoral y tibial, con una pieza intermedia que servía de articulación entre ellas. Este componente fué realizado en polietileno, al principio formaba un todo con el platillo tibial y actualmente son totalmente modulares con gran variedad de tamaños del grosor lo que permite una perfecta adaptación según la amplitud de la resección ósea.

Según la presión y movimientos entre los componentes, la articulación puede ser:

- Cosntreñida: son prótesis muy ensambladas. Los cóndilos se alojan en los platillos de polietileno en unas hendiduras cóncavas con contacto total, con lo que la carga se reparte mucho y el desgaste será menor, sin embargo la tensión se transmite a la unión con el hueso (interfaz), que tendrá más posibilidades de

aflojamiento. No permite el desplazamiento posterior condilar.

- Semicontreñidas: la zona articular del polietileno es más amplia y menos cóncava. Hay menos reparto de cargas pero permite la traslación postreior en la flexión máxima. Son las que se utilizan actualmente.
- De deslizamiento: No tenían nungún elemento interno de amsamblaje o auto estabilizador y precisaban una integridad total de las estructuras capsulo-ligamentosas. Se abandonaron pronto.

Respecto a la resección LCP también hubo polémica pues si se resecaba, la rodilla permitía la rodadura posterior condilar pero con inestabilidad y la sustitución no tenía buenos resultados.

Esto fué resuelto haciendo una modificación en ambos componentes, en la parte posterior femoral se hace una caja que recibe una elevación de polietileno que se engancha, sirve de tope, en la flexión. Son las prótesis posteroestabilizadas.

Intentando conseguir una prótesis ideal, es decir, con amplias áreas de contacto para disminuir el desgaste, que reproduzca los movimientos naturales y que minimice los micromovimientos en la interfaz, surgió la idea de las prótesis unicompartmentales fijas, después los meniscos móviles y ahora los platillos móviles.

Las prótesis unicompartmentales quedan limitadas en su uso para las artrosis de un solo compartimento, indicaciones de osteotomías u osteocondritis localizadas.

Materiales: El principal problema de las prótesis es el desgaste de los materiales que se produce por:

- Abrasión: es la erosión producida sobre una superficie por otra más dura y rugosa.
- Adherencia: de dos materiales en contacto el de menor cohesión entre sus partículas libera éstas y se adhieren al de mayor cohesión produciéndose el desgaste. Es el caso del polietileno.
- Fatiga: producida por las continuas tensiones en casos de mala colocación, sobrepeso, sobreuso de la prótesis,...
- 3º cuerpo: al liberarse partículas intraarticulares, se fagocitan por la sinovial y otras quedan sobrenadando (polietileno, óxido de CO-Cr o cemento) actuando como agente erosivo.

Este desgaste puede producirse tanto en contacto articular como en el hueso, en la interfase, por ello habrá de tener en cuenta las propiedades tribológicas (capacidad de desgaste), las posibilidades de liberación de partículas en el contacto articular y la buena osteointegración en la interfase en el momento de elegir los materiales.

Con el conocimiento de las características de los materiales se ha ido haciendo la selección. Primero se utilizó el aluminio que tenía características positivas, pero se descartó por su oxidación.

El acero inoxidable fue también descartado debido a su fragilidad.

Las aleaciones de titanio son más elásticas y biocompatibles que el Co-Cr pero resisten menos la abrasión, tienen más fatiga en la fijación al hueso y el comportamiento con el polietileno es peor por lo que la seguridad del Co-Cr ha hecho que actualmente sea el metal de elección.

Las cerámicas han sido descartadas por romperse con cierta facilidad lo que anula sus ventajas de pulido y dureza.

El polietileno de alto peso molecular se mantiene como ideal en el roce articular por su índice de fricción con el metal, es más bajo que el par metal-metal, aunque siempre con la condición de que las piezas han de tener un espesor mínimo de 11 mm.

Respecto a la fijación de los componentes en el hueso, se ha ido buscando:

- Estabilidad inicial (press-fit)
- Osteointegración.

Fijación en el femur: tiene un buen lecho óseo que permite una perfecta adaptación con el tallado ortogonal que se hace desde los primeros diseños. No precisa cemento al tener un buen press-fit. A la superficie porosa del implante se añade un recubrimiento de hidroxiapatita que no va a permitir la formación de interposición fibrosa, permite la adherencia y penetración con capacidad osteoconductora e integradora y tiene un espesor óptimo.

Fijación en tibia: todos los modelos que han ido apareciendo varían algún aspecto pues se siguen manteniendo los problemas de fijación del polietileno, roce polietileno, bandeja tibial y movilidad en interfase con masl press-fit.

Requiere por lo tanto hacer una fijación mecánica a la metafisis, ésta ha ido cambiando, se han ido utilizando tornillos, tetones, bases piramidales amplias y ahora aletas cruciformes que van a impedir los movimientos de rotación y balanceo. Además estos implantes han de ser cementados. Si no se consigue una buena base con frecuencia se produce hundimiento con variación.

Tendencia actual: Vistos los problemas de desgaste y movilización de las prótesis de rodilla actualmente se trabaja en un diseño que:

- Permita aumentar la superficie de congruencia articular del componente femoral con el polietileno tibial y aumente los movimientos de rotación al mismo tiempo que disminuya el estrés transmitido a la interfase.
- Permita utilizar el Co-Cr en el módulo tibial.
- Permita el movimiento de "roll-back" o radadura posterior de los cóndilos femorales en el momento de flexión, importantísimo para disminuir la presión y facilitar la flexión.

Con estas premisas comenzó a diseñarse la prótesis con platillos móviles. La primera fue desarrollada por un grupo de New-Yersey es la LCS,

iniciales de "bajo estrés de contacto". Comenzaron hace unos 10 años y empiezan a comunicarse resultados.

El componente tibial son dos piezas independientes, bandeja tibial y polietileno, que se engarzan por un punto permitiendo movimientos del polietileno sobre la bandeja tanto hacia delante como hacia atrás y rotaciones en la flexión-extensión, absorbiendo con esta doble articulación femur-polietileno y polietileno-bandeja tibial, los micromovimientos que llegarían a la interfase.

Ese mismo reparto de presiones disminuye el desgaste del polietileno.

En la fabricación tiene otra ventaja añadida, y es que puede realizarse por separado la pieza tibial y el polietileno con lo que puede utilizarse el Co-Cr.

Los resultados de los estudios realizados hasta hoy comparando los actuales diseños con los de

base tibial fija no han cubierto las expectativas pues ambos modelos mantienen unos resultados similares sobre la permanencia, 97-98%. Sin embargo, si ha quedado demostrado que el desgaste del polietileno es menor y que la transmisión de fuerzas a la interfase ha disminuido por lo que habrá que esperar estudios venideros a más largo plazo y múltiples parámetros para valorar las ventajas.

Por último una breve reseña a lo que pudiera ser el verdadera avance de éste milenio: la cirugía asistida por ordenador.

Los trabajos ya realizados por robot en prótesis de cadera y plástias de ligamento cruzado anterior realizando los cortes o perforaciones con exactitud milimétrica según los datos introducidos en el ordenador, permite pensar que la colocación perfecta de la prótesis (base imprescindible para el buen resultado) está cerca de conseguirse.

No será extraño que en próximos congresos se comuniquen los primeros resultados.

balneario

Termas



Victoria

HOTEL*** en el mismo BALNEARIO

Aguas hipertextuales, clorurado-sódicas, litínicas

**REUMATISMOS CRONICOS ARTICULARES, MUSCULARES,
NEURALGIAS**

RECUPERACION DE ALTERACIONES TRAUMATICAS

AFECCIONES CRONICAS DE VIAS RESPIRATORIAS

Abierto todo el año
Personal Sanitario Especializado

08140 CALDES DE MONTBUI (BARCELONA)
(a 28 kms. de Barcelona y a 200 m. sobre el nivel del mar)
Teléfono: (93) 865 01 50 - Fax: (93) 865 08 16