

Reemplazo total de rodilla. Diseños protésicos*

Dr. RICARDO SANTIAGO*

Para que un reemplazo total de rodilla resulte satisfactorio, deben ser tenidos en cuenta tres importantes puntos:

1º) Los componentes protésicos deben proveer un apropiado control del movimiento y rango articular. Dicho objetivo debe considerar la anatomía de las partes blandas periarticulares.

2º) Los elementos protésicos deben transferir la descarga del peso del cuerpo pasando por las estructuras óseas desde el fémur hacia la tibia.

3º) Los componentes del implante deben ser útiles y permanecer fijos por un largo período.

La habilidad para encontrar dichos objetivos depende de la geometría de los componentes del implante y de los materiales con los que están fabricados.

Las consideraciones geométricas incluyen cortes de superficie articular y cortes para la fijación de los componentes protésicos.

En los materiales es importante la elasticidad, fortaleza, aleaciones metálicas (cromo-cobalto y titanio) y el polietileno.

Estos tres puntos tienen relación entre sí y no pueden separarse uno de los otros.

Cinemática

En la rodilla el rango de movimiento es realizado a través de la combinación entre la geometría ósea y los ligamentos. La superficie de los cóndilos femorales y del platillo tibial son confeccionados de modo tal que el fémur se pueda trasladar posteriormente sobre la tibia cuando la flexión se incrementa (Figura 1).

La traslación protésica asegura que la superficie femoral no comprima la región posterior del platillo tibial en los ángulos de flexión. La traslación posterior es controlada primariamente por el ligamento cruzado posterior (LCP), el cual fija el fémur a la tibia y previene que el fémur se traslade anteriormente sobre el platillo tibial.

Existen tres modelos diferentes de prótesis de rodilla con respecto al LCP:

1º) Manteniendo el LCP.

2º) Sustituyendo el LCP.

3º) Sacrificando el LCP sin sustitución.

Mantener el LCP ofrece potenciales ventajas, manteniendo una normal cinemática, propiocepción y transferencia del peso corporal a través del LCP.

Pero el retener el LCP tiene desventajas, como por ejemplo: asegurar la función del LCP; la línea articular debe mantenerse cerca del nivel preoperatorio; si la línea articular no es reproducida, la cinemática se altera y la carga a través de la articulación puede aumentar y el polietileno tibial sufrir un aumento del desgaste.

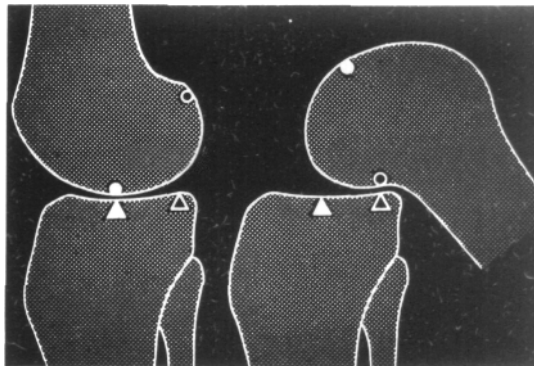


Figura 1

*Resumen de la conferencia dictada en la reunión con junta.

* J. E. Uriburu 260, 4º "8". (1027) Buenos Aires.

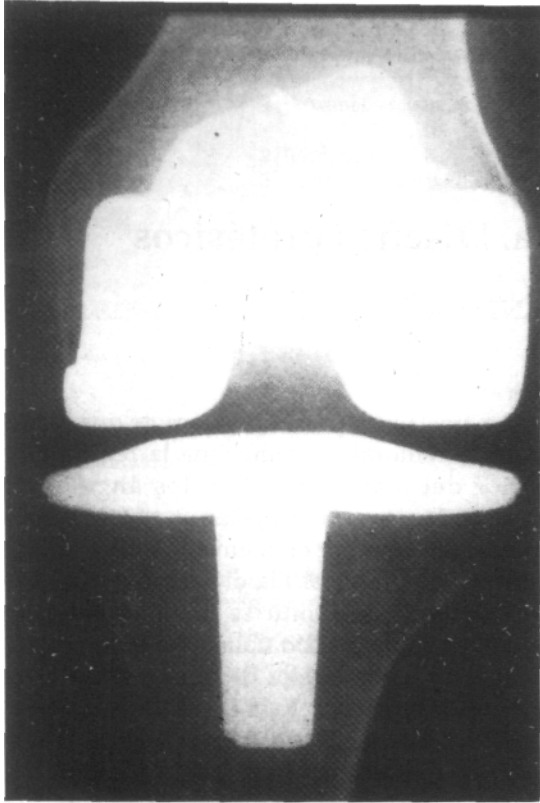


Figura 2

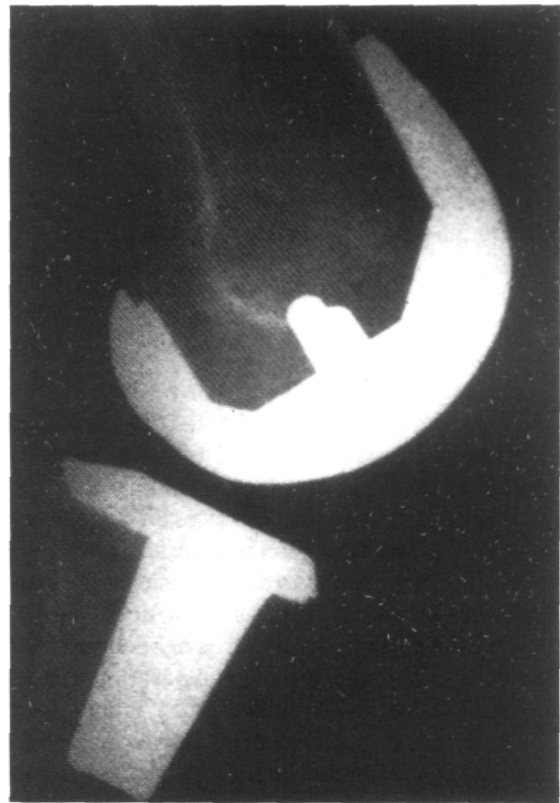


Figura 3

Un número de prótesis que mantienen el LCP emplean un componente tibial plano en el sentido anteroposterior. Las superficies

planas no impiden la traslación posterior creada por la tensión del LCP.

Dichos modelos frecuentemente tienen su-

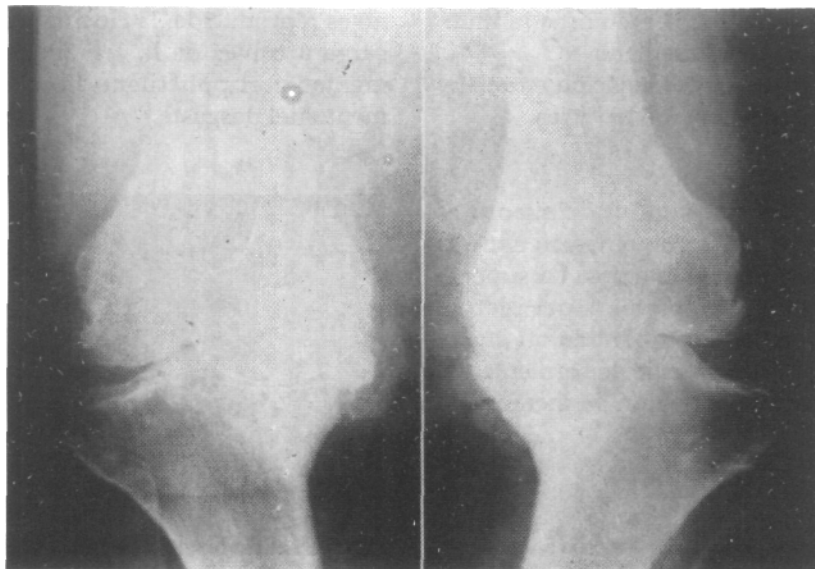


Fig. 4. Radiografías preoperatorias



Fig. 5. Genu varo artrósico bilateral (preoperatorio)



Fig. 6. Genu varo artrósico bilateral (postoperatorio)

perfiles planos en el sentido medial-lateral. Los modelos que tienen superficies articulares planas en ambas direcciones cuyas áreas de contacto pueden ser mantenidas, minimizan el estrés a nivel del polietileno tibial (Figuras 2 y 3). De dicha manera, el tercer objetivo se cumple y se logra la longevidad del implante.

Con los movimientos del varo-valgo las superficies de contacto son menores debido a la forma plana de la superficie del platillo tibial y las áreas periféricas tienen mayor desgaste.

Las prótesis que sustituyen el LCP proveen rangos de movimiento y estabilidad articular.

La zona de mayor apoyo protésico a nivel tibial se realiza en un tercio posterior del platillo tibial y está asegurado por el mecanismo intercondíleo. Presenta la desventaja de una mayor resección ósea para que dicho mecanismo pueda ser realizado.

Actualmente no es usada la sustitución sin reemplazo del LCP.

La diferencia en los resultados clínicos entre las prótesis con conservación y sustitución del LCP no es significativa.

Hay diferencia cuando el paciente sube y baja escaleras durante sus actividades cotidianas.

Transferencia de peso

En una rodilla con reemplazo total, el peso del cuerpo pasa tantas veces como pasos da el paciente a través de la prótesis y del hueso esponjoso, del extremo distal del fémur y proximal de la tibia.

Dichas cargas son transferidas satisfactoriamente sólo si los materiales que componen las estructuras son capaces de absorber las fuerzas a que están expuestas. De los materiales del sistema (aleaciones metálicas, polietileno, polimetilmetacrilato y hueso condral y esponjoso), el hueso esponjoso es el responsable del aflojamiento por estrés.

Por esta razón se decidió realizar la base de metal al polietileno en el componente tibial.

Sin embargo, estudios analíticos y experimentales muestran evidencias de eficacia comparativa en reemplazos de rodilla con y sin base metálica, no habiendo grandes diferencias y ventajas con este tipo de componente.

Se ha descrito una disociación entre el metal y el polietileno y entre el metal y el hueso.

Existen prótesis constreñidas para las desviaciones importantes en varo-valgo; las mismas poseen tallos largos endomedulares para la transferencia del peso del cuerpo.

Durabilidad protésica

La durabilidad depende de la forma y de los materiales con que se encuentran realizados los componentes protésicos. Por ejemplo,

las aleaciones de cromocobalto, titanio y los componentes de base metálica del platillo tibial. Dentro del polietileno se usa el de alto peso molecular debido a su durabilidad.

La biomecánica articular de la rodilla somete al polietileno a una sobrecarga que excede la resistencia del material. Esto forma partículas de *debris* hacia los tejidos periarticulares y esto favorece el aflojamiento protésico con imágenes osteolíticas radiográficas.

Las formas de daño en el polietileno tibial son de laminación y erosión, que producen fracturas del mismo.

Se comprobaron cambios físicos, químicos y mecánicos del polietileno que se deben a los siguientes factores:

- Tipo de resina utilizada en la fabricación.
- El diseño de los componentes.
- El método de esterilización.
- La incorporación protésica al organismo.

En nuestro Servicio, sobre 53 pacientes operados con reemplazo total de rodilla con conservación del ligamento cruzado posterior, con un seguimiento promedio de 3,5 años, hemos observado un mayor rango de movimiento articular (Figuras 4, 5 y 6).

No hemos tenido luxaciones o inestabilidad femorotibial, observando mayor seguridad en la marcha, síntoma subjetivo en los operados con prótesis estabilizadas posteriores.

En la actualidad estamos realizando un estudio comparativo entre las prótesis estabilizadas y las que conservan el LCP.