

PRÓTESIS TOTAL NO CEMENTADA DE CADERA TIPO LORD

MARIANO DE PRADO SERRANO Y

PEDRO LUIS RIPOLL PÉREZ DE LOS COBOS

INTRODUCCIÓN

La sustitución de la cadera por prótesis ocupa hoy en la práctica diaria un lugar por derecho propio. No es necesario insistir en ello, pero la dificultad para el cirujano ortopédico comienza cuando ha de seleccionar el modelo que debe utilizar.

Los numerosos problemas ocasionados por la utilización del cemento quirúrgico como medio de fijación en las artroplastias totales de la cadera —la mayoría de los cuales no han sido aún solucionados—, propició la tendencia actual a utilizar modelos de prótesis que no precisan de ningún medio de unión entre la misma y el hueso, eliminando de este modo el cemento acrílico, principal factor de fracaso a medio y largo plazo en los resultados obtenidos en este tipo de intervenciones.

El porvenir de las prótesis no cementadas estará en función del respeto que se dé a los siguientes principios fundamentales:

A. Utilización de materiales *biocompatibles y resistentes a la corrosión* con el fin de asegurar la tolerancia y el mantenimiento de sus características metalúrgicas a lo largo del tiempo.

B. Asegurar con su diseño un ajuste al hueso receptor lo más exacto posible, ya que la estabilidad de la prótesis en los primeros meses, al no existir cemento quirúrgico, dependerá del perfecto acoplamiento entre ésta y el hueso. Por otra parte, también se debe asegurar un reparto de las solicitudes mecánicas que soportará el fémur una vez que haya sido implantada la prótesis.

C. El anclaje se realizará mediante una superficie amplia de contacto entre metal y hueso para así disminuir la carga soportada por unidad de superficie, y deberá asegurarse la vitalidad del tejido óseo circundante a la prótesis, con lo que se obtendrá una fijación sólida y duradera.

Lord y colaboradores dan una respuesta brillante y eficaz a este reto y proponen la utilización de su prótesis en las sustituciones totales de la cadera.

Analicemos estas características de *material, diseño y anclaje* en la prótesis de Lord.

MATERIAL PROTÉSICO

El material utilizado es una aleación formada por los materiales siguientes:

— Cobalto	62,5 %
— Cromo	27,3%
— Molibdeno	5,8%
— Níquel	2,2 %
— Otros	2,2%

Se denomina «Francobal», y presenta unas excelentes condiciones de biocompatibilidad así como resistencia a la corrosión.

Trabajos experimentales realizados por Lord y colaboradores, en los que se hacía un estudio espectrográfico a los rayos X del hueso vecino al implante, demostraron la ausencia de cromo y cobalto, evidenciándose una estructura ósea o fibrosa en la interfase totalmente normal.

Del mismo modo fueron estudiados:

- Potencial de disolución.
- Curvas de polarización.
- Análisis de absorción atómica.

Éstos son los parámetros que miden la resistencia a la corrosión de los metales, demostrando las excelentes condiciones metalúrgicas de esta aleación.

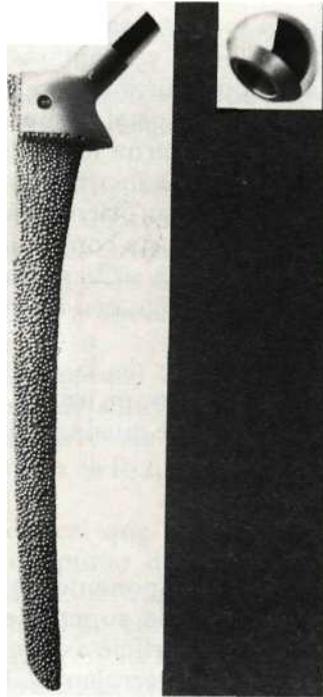
Los estudios se repitieron con el Francobal, presentando una superficie lisa y madrepórica, evidenciándose que la superficie madrepórica, a pesar de tener aumentada considerablemente la superficie de contacto entre hueso y metal, no lleva consigo un aumento de las posibilidades de corrosión del metal.

DISEÑO DE LA PRÓTESIS

La prótesis está diseñada basándose en la existencia de dos componentes:

1. *Componentes de anclaje:* Son fijos, están en contacto directo con el hueso y sobre su superficie no se realizará movilidad.

FIG. 11-1.



2. *Componentes de movilidad:* Son recambiables, quedan bloqueados sobre los anteriores y sobre ellos se realizarán los movimientos de la prótesis.

Estos componentes estarán presentes tanto en los elementos femorales (Fig. 11-1) como en los cotiloideos (Fig. 11-2).

Elementos femorales

Vástago del cuello. Presenta una superficie rugosa (madrepórica), excepto en su extremo superior. El tallo es recto, su extremo distal es tron-

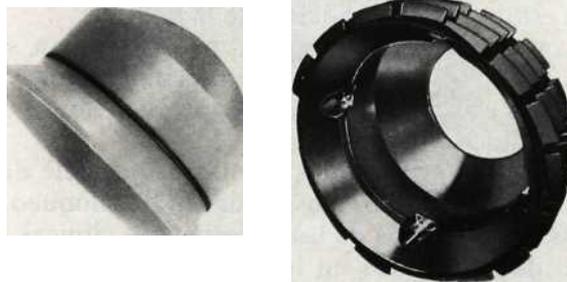


FIG. 11-2.

cocónico y su diámetro mayor está en la zona metafisaria, lo que le permite una perfecta estabilidad y adaptarse de un modo anatómico a su lecho femoral, de este modo durante el período de tiempo necesario para que se inicie la osificación endostal (2 meses) la estabilidad de la prótesis está asegurada. En la cara externa de su extremo superior presenta una cresta antirrotatoria que queda incrustada en la superficie esponjosa del trocánter mayor, asegurando su orientación. También del extremo superior, pero en la cara medial, parte con un ángulo de 130 grados el cuello, de sección troncocónica, que en su base posee la superficie de apoyo diafisario que forma un ángulo recto con el apoyo trocánterico.

Cabeza. Es el componente de la movilidad, metálica, de superficie lisa; en su espesor está labrado un tronco de cono que permite la introducción del cuello, sobre el que quedará bloqueada.

Elementos cotiloideos

Anillo metálico. Es el componente de anclaje, metálico (Francobal), de sección troncocónica, con la superficie interna lisa para albergar el núcleo de polietileno, y la superficie externa está formada por un paso de rosca de cuatro entradas autoterrajantes. Este anillo se adapta perfectamente al lecho que el cirujano labra en la cavidad cotiloidea y por ello disfruta de una estabilidad absoluta desde el mismo instante de su colocación. En el borde de mayor diámetro presenta un diente metálico sobre el que se bloquea el núcleo de polietileno.

Núcleo de polietileno. Es el componente de la movilidad, que se articula con la cabeza femoral y se encastra en el anillo metálico quedando bloqueado. Este material mejora los índices de fricción con la cabeza metálica, aumentando su duración y disminuyendo los detritos secundarios a la movilidad.

SUPERFICIE DE CONTACTO Y REPARTO DE FUERZAS

La utilización de una superficie madreporica comporta numerosas ventajas para la estabilidad y el anclaje de la prótesis.

Las esferas son de un diámetro aproximado de 1 mm, separadas entre sí 0,5 mm, asegurándose de este modo el crecimiento endostal del hueso, quedando ocupados estos espacios libres por mamelones óseos muy bien vascularizados y sólidos.

Desde un punto de vista teórico, como la superficie de las esferas es tangencial, se ofrecerían menos posibilidades de bloqueo que con otras superficies rugosas. El análisis de las experiencias clínicas ha demostrado que éste es uno de los puntos en los que no se cumple la teoría, quedando la prótesis anclada y siendo muy dificultosa su extracción cuando la superficie ósea está en buenas condiciones. Esto ha llevado a Lord a

realizar algunos cambios en el diseño de su prótesis, que en la actualidad presenta una superficie estriada con el fin de facilitar su extracción, siendo una vez más la experiencia clínica la que nos dirá si esa evidente ventaja en la extracción no llevará consigo una pérdida de estabilidad de la prótesis.

El apoyo trocantéreo-diafisario (Fig. 11 -3) exige el sacrificio inicial de casi todo el cuello femoral y parte del trocánter mayor, suponiendo esto un factor de rechazo por parte del cirujano ortopédico habituado a las prótesis en las que se respeta casi todo el cuello femoral, limitando por ello la utilización de esta prótesis a aquellos casos en los que es necesario hacer un rescate de otras prótesis.

Si analizamos de un modo racional este hecho y ante las enormes ventajas de estabilidad y reparto de solicitudes mecánicas que comporta el apoyo trocantéreo-diafisario, podemos asegurar que con el mayor sacrificio de estructuras óseas «poco es lo que se pierde y mucho lo que se gana».

El apoyo oblicuo y transcervical que presenta la mayor parte de las prótesis no realiza un reparto óptimo de las solicitudes mecánicas en varo a las que se ven sometidas, sobre todo aquellas que presentan un vástago corto. Esta pieza femoral se comportaría como un pivote que bascula, transmitiendo las fuerzas en su mayor parte a la punta del vástago, que se apoya sobre la cortical externa, por ello el hueso esponjoso



FIG. 11-3.

metafisario comienza a reabsorberse y se favorece a nivel del calcar la fractura del cemento, si el que se utilizó en la prótesis o bien reabsorción ósea que nos conducirá a la movilización de la misma y por ello a su fracaso.

Debido a estas circunstancias, Lord recoge las teorías expuestas por Gosset en 1949, introduciendo en el diseño de su prótesis el apoyo trocántereo-diafisario, que se verá sometido a las mismas solicitudes en varo que el resto, pero debido a su apoyo perpendicular al eje diafisario femoral y su asiento en ángulo diedro sobre las superficies óseas del trocánter y diáfisis, se minimizan estas fuerzas y no alteran excesivamente el reparto de las cargas a lo largo del fémur.

A este factor de apoyo se une la suficiente longitud del vástago femoral, lo que produce un íntimo y extenso contacto de la prótesis y el hueso a lo largo de la diáfisis, distribuyendo las solicitudes mecánicas a este nivel, lo que favorece la ausencia de reabsorción ósea metafisaria, que a su vez asegura la osificación endostal y la estabilidad de la prótesis.

Esto, que como vemos es un factor positivo de la prótesis, puede por errores de técnica en el implante convertirse en un factor muy negativo, dando origen a una de las complicaciones más temibles. Si no se ha realizado un fresado suficiente del canal medular, de tal modo que la extremidad distal de la prótesis quede fija a la diáfisis femoral sin haber llegado a ser efectivo el apoyo perpendicular a nivel del calcar, con el paso del tiempo se producirá una reabsorción ósea metafisaria, ya que sobre esta zona no se ejercen solicitudes mecánicas, la prótesis se moviliza, y el resultado posterior será el fracaso.

PRESENTACIÓN DE LA PRÓTESIS

El vástago se presenta en distintos tamaños para poder asegurar la utilización de esta prótesis sean cuales sean las condiciones anatómicas del paciente.

El grosor estándar del vástago es de 13 y 15 mm, con los que podrán ser solucionados la mayor parte de los casos, pero para aquellos en los que encontramos un fémur displásico existe un grosor de 11 mm, y para un fémur más grueso y fundamentalmente en rescates de otras prótesis existe también un vástago de 18 mm.

La longitud del vástago es de 180 mm para los grosores de 15 y 18 mm, y de 150 mm para los de 11 y 13 mm.

La longitud del cuello será corta o larga, con variaciones de 0,5 cm, pudiendo aumentar o disminuir la longitud del mismo al colocar la cabeza hasta conseguir, según el nivel al que hemos realizado la osteotomía, una simetría de los miembros inferiores.

La cabeza presenta un diámetro de 22,2 mm para el vástago de 11 mm, y de 32 mm para el resto de medidas del vástago.

El anillo metálico se presenta en diámetros de 42, 46, 50, 58 y 62 mm, siendo el de 50 mm el más utilizado.

Los núcleos de polietileno presentan cuatro medidas, la menor para los anillos de 42 y 46 mm, una específica para el de 50 mm, otras para los de 54 y 58 mm y la mayor para el de 56 mm.

Con esta variedad de tamaños en sus componentes podemos tener unos márgenes de seguridad muy altos a la hora de tener que ajustamos a las condiciones anatómicas del paciente, pudiendo afrontar cualquier incidencia aparecida en el acto quirúrgico.

INDICACIONES

En nuestro Servicio es ésta la prótesis de elección en todos aquellos casos en los que es necesaria una sustitución protésica de la cadera, bien sea como indicación primaria o cirugía de rescate de otras prótesis (figura 11-4).

Sólo encontramos una situación en la que estaría contraindicada: cuando la capacidad osteogénica del paciente estuviera abolida o seriamente alterada, como sucede en los tumores óseos, alteraciones metabólicas del calcio, enfermedades reumáticas tratadas con corticoides durante largo tiempo, etc.

Por el contrario, la osteoporosis secundaria a inmovilización prolongada no sería para nosotros nunca contraindicación a colocar una prótesis de Lord, ya que una vez solucionado con el implante la estabilidad de la prótesis, hemos podido observar en nuestros casos una rápida osteogénesis, de tal manera que no hemos tenido problemas posteriores de desplazamiento del implante.

TÉCNICA

Copiamos literalmente de Vaquero González y Vaquero Martín:

En los 80 casos sobre los cuales trata este trabajo se utilizó siempre la misma técnica quirúrgica, siguiendo fielmente la descrita por el autor. Las 80 operaciones fueron realizadas por diferentes cirujanos, pero siempre pertenecientes a un mismo equipo y en los mismos quirófanos.

Salvo en un caso, en que fue necesario cementar un cotilo de polietileno, ya que el cotilo original no hacía buena presa, en los casos restantes se utilizó el modelo de prótesis madreporica con anillo roscado.

— Se realiza la operación por vía posteroexterna (Gibson) y es imprescindible que el paciente esté colocado en decúbito lateral estricto, con apoyos a nivel del pubis y del sacro que lo mantengan firmemente, ya que ello nos va a permitir una correcta orientación en el momento de colocar los componentes protésicos.

— Después de incidir la piel y la fascia lata, se identifica el glúteo mayor, que se secciona para facilitar las maniobras preoperatorias. Durante esta maniobra hay que estar atentos a la hemorragia, alguna vez importante, que provoca la sección de la primera arteria perforante.

— Con bisturí eléctrico se seccionan en un solo plano los rotadores externos, así como la cápsula articular, y se luxa por detrás la cadera, for-

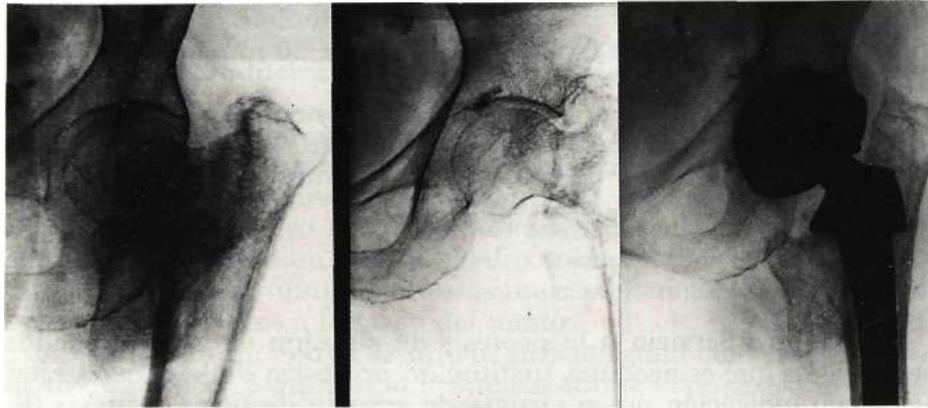


FIG. 11-4.

zando la rotación interna. Una correcta exposición del trocánter menor requiere una sección amplia del cuadrado crural. A este nivel se secciona la arteria circunfleja posterior, que se pinza y se cauteriza. Lord prefiere ligar previamente la arteria disecando por planos el cuadrado crural, pero este tiempo operatorio no siempre permite la localización correcta de la arteria y muchas veces hay que ligarla en masa con las fibras profundas del músculo cuadrado.

— Se llega al momento más delicado de la intervención: la resección de la cabeza y el cuello, la cual debe ser extremadamente precisa. Esta resección se hará en ángulo diedro. Para conocer la localización del corte, preoperatoriamente y mediante una plantilla que nosotros hemos ideado (Ferrer Blanco) del cuello protésico, así como la altura del corte horizontal, que permitan igualar al máximo ambas extremidades inferiores y dar una correcta tensión a los músculos de la cadera. Intraoperatoriamente se puede además utilizar un compás que, colocado a 130 grados con el eje de la diáfisis femoral y con la abertura correspondiente a la longitud del cuello elegido, nos señale dónde se va a localizar el corte del ángulo diedro.

— Se flexiona la rodilla a 90 grados y se colocan los cóndilos paralelos al eje de la mesa. Se realiza el corte horizontal por encima del trocánter menor, perpendicular al eje diafisario, y el corte vertical siguiendo el borde trocántereo, y con una inclinación de la sierra oscilante de 15-20 grados con respecto a la vertical para conseguir esta misma anteversión de la prótesis. Es necesario asegurarse de la exactitud de estos cortes, ya que de ello va a depender la correcta orientación de la pieza femoral.

La resección practicada permite obtener un amplio campo sobre el cotilo.

— Se limpia el reborde cotiloideo de los restos de cápsula o de los osteofitos marginales que pudieran existir y se evalúa su tamaño mediante una de las terrajas que debe introducirse como máximo una espira. Se efectúa el fresado con fresas de Müller para excavar el cotilo y despojarlo

del cartílago articular, y se pasa posteriormente a la fresa troncocónica de Lord, adecuada al tamaño del cotilo. La profundidad necesaria será igual a la altura de esta fresa, que deberá orientarse a 45 grados de inclinación y 10 o 15 grados de anteversión para la correcta colocación del anillo.

— Mediante la terraja se comienza a preparar la rosca, que se terminará con el propio anillo autoterrajante, que deberá hundirse hasta el fondo de la cavidad excavada, comprobando la correcta solidez del anclaje, que habitualmente hace una presa extraordinariamente fuerte.

— Se coloca el anillo de polietileno, que es autoestable, una vez encajado, y que posee una pestaña antirrotatoria.

— Se pasa posteriormente al tiempo femoral. Después de identificar la cavidad medular del fémur, mediante las raspas de los diferentes tamaños se calcula su calibre.

— Si la raspa entra, pero hay dificultad para empujarla a partir de la mitad de su longitud, es recomendable el fresado del canal medular, lo cual, por otro lado, favorece la osteogénesis y la fijación de la prótesis. Este fresado puede hacerse con las fresas flexibles de Küntscher o, aún mejor, con fresas rígidas, y en ambos casos del mismo diámetro del tallo de la prótesis. Se introduce posteriormente la prótesis, que deberá entrar a fricción. En ningún caso es aceptable la colocación de una pieza femoral que quede holgada en la cavidad medular.

— Hay que asegurarse del correcto apoyo de la prótesis en el ángulo diedro, y eventualmente esto puede requerir pequeños retoques de los cortes previamente tallados.

— Se coloca la cabeza de 32 mm y se reduce la cadera, comprobándose la correcta tensión del abanico glúteo. De no ser así, se puede colocar una cabeza de más o menos 0,50 cm, para aumentar o disminuir la longitud del cuello.

— Se cierra por planos, pero solamente la fascia lata, el celular y la piel, y se dejan dos drenajes aspirativos de Jost-Redon.

CASUÍSTICA

De 1980 a 1985 han sido intervenidos, en el Policlínico «San Carlos» de Murcia, 79 pacientes afectos de patología de la cadera con prótesis total no cementada tipo Lord, 8 de los cuales lo fueron bilateralmente, lo que hace un total de 87 prótesis.

Edad. La edad media de nuestra casuística es de 58 años, teniendo la máxima un paciente con 81 años y la mínima 21 años. Puede sorprender la indicación de una prótesis total de cadera a los 21 años, pero este paciente fue intervenido por nosotros como rescate a una prótesis total de cadera cementada que se encontraba luxada (Fig. 11 -5), colocada en otro Servicio, por secuelas de una epifisiolisis de la extremidad superior del fémur.

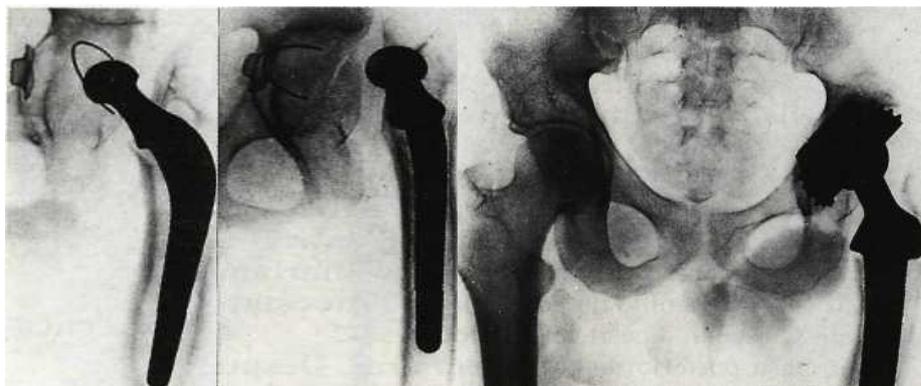


FIG. 11-5.

Lado y sexo. Desde el punto de vista estadístico no existe diferencia significativa en cuanto al lado intervenido, el 49,3 % fue el lado derecho, 40,5 % el izquierdo y 10,2 % bilaterales.

Con respecto al sexo, sí que existe una ligera mayor incidencia en la mujer, con el 60,7 % frente al 39,3 % de los varones.

«*Follow-up*». Éste varía de un máximo de 5 años a un mínimo de 1 año con un tiempo medio de evolución de 2 años y 9 meses.

Etiología. Las causas que nos llevaron a la necesidad de realizar una sustitución total de la cadera en nuestra casuística están claramente dominadas por la coxartrosis primitiva con el 58,6 % de los casos, rescate de otras prótesis en el 13,8 % y osteonecrosis primitiva de la cabeza del fémur en el 12,6 %, el resto son causas excepcionales que se pueden ver en la tabla 11-1.

Componentes de la prótesis. Los componentes de la prótesis que se han utilizado en estas series son los siguientes:

<i>Vástago:</i>	13 mm:	47 casos
	15 mm:	35 casos
	18 mm:	10 casos
<i>Cuello:</i>	largo:	54 casos
	corto:	33 casos
<i>Cotilo:</i>	50 mm:	51 casos
	54 mm:	28 casos
	58 mm:	7 casos
	cementado:	1 caso

Destacamos que las medidas más utilizadas son: los cotilos de 50 mm, los vástagos de 13 mm y los cuellos largos.

TABLA 11-1. Prótesis de Lord. Etiología

1. Coxartrosis primitiva.....	51 casos
2. Rescate de otras prótesis	12 casos
3. Osteonecrosis primitiva cabeza de fémur.....	11 casos
4. Secuelas de traumatismo coxofemoral.....	5 casos
5. Coxartrosis protrusiva	4 casos
6. Subluxación de cadera	2 casos
7. Sinovitis velloso-nodular.....	1 caso
8. Enfermedad de Paget.....	1 caso

Complicaciones. Tres son los elementos determinantes en la aparición de las complicaciones: el paciente, la prótesis y el cirujano.

a) *El paciente:* Unas buenas condiciones generales, con estado cardiorrespiratorio adecuado, circulación vascular periférica óptima, buen estado anatomofuncional de las articulaciones vecinas a la cadera, etc., disminuirán de manera significativa las posibilidades de complicaciones, pero esto no es lo normal, y por ello debemos realizar un estudio preoperatorio profundo que nos permita conocer todas aquellas alteraciones que presente el enfermo y que favorezcan la aparición de temibles complicaciones generales o locales, para de este modo instaurar el tratamiento profiláctico de las mismas.

b) *La prótesis:* Las modificaciones biomecánicas que aparecen en el fémur proximal y en el cotilo, las relaciones entre el hueso receptor y el material protésico, etc., son factores que contribuyen a la posible aparición de complicaciones. Por ello será necesario un acoplamiento óptimo de la prótesis que tienda a evitar su posible aparición por este motivo.

c) *El cirujano:* Si en toda la cirugía protésica de la cadera es necesario un cirujano experto, para la colocación de una prótesis no cementada esta condición está especialmente exigida. La ausencia del cemento quirúrgico, que es capaz de rellenar y por tanto compensar los posibles defectos de técnica, hace más dificultosa la estabilización de los elementos protésicos en su lecho, así como las modificaciones intraoperatorias en la orientación de los mismos, por lo que la posibilidad de complicaciones en este punto se verá aumentada.

En la tabla 11-2 se pueden ver resumidas las complicaciones de nuestra casuística.

Complicaciones preoperatorias

La no utilización del cemento quirúrgico ha eliminado un factor importante en la aparición de las complicaciones generales durante la intervención, y de todos son conocidas las posibilidades de alteraciones car-

TABLA 11-2. Prótesis de Lord. Complicaciones

1. Fisura-fractura del trocánter	12 casos
2. Calcificaciones periarticulares.....	9 casos
3. Tromboflebitis	4 casos
4. Fractura de fémur	3 casos
5. Luxación de prótesis	2 casos
6. Infecciones	2 casos

diorrespiratorias en el momento de la aplicación del cemento, que en ocasiones puede llegar al colapso. De este modo las complicaciones generales, en el momento de la intervención, quedan limitadas a las que se deriven de las características personales del paciente.

En nuestra casuística no hemos tenido, durante el acto quirúrgico, la aparición de ningún tipo de complicaciones generales, las que han aparecido han sido locales y casi todas ellas como producto de errores de técnica, por lo que su número ha disminuido de un modo significativo en los últimos casos intervenidos.

Las complicaciones aparecidas fueron las siguientes:

Fractura-fisura del trocánter mayor. Complicación frecuente, sobre todo en los casos iniciales, en los que por falta de hábito quirúrgico con esta técnica, se tiende a realizar una osteotomía del trocánter muy económica, pudiendo ocurrir que al ser introducida la prótesis se empuje el trocánter produciendo una fractura desplazada del mismo (Fig. 11-6), pero si por el contrario la cortical interna se mantiene respetada se produce una fisura (Fig. 11 -7). En ninguno de los dos casos hemos realizado tratamiento, sólo en aquellos con desplazamiento mayor se ha retrasado a 21 días el inicio de la carga con el objeto de dar tiempo a la formación de un callo fibroso que implica mayores desplazamientos por la acción del glúteo mediano. Esta fractura-fisura del trocánter la encontramos en 12 casos, lo que hace un 13,5 % de los intervenidos.

Falta de solidez del cotilo. En sólo una ocasión nos vimos obligados a la utilización de un cotilo cementado ante la imposibilidad de poder estabilizar de un modo sólido el anillo roscado. En numerosas ocasiones, sobre todo en los casos iniciales, fue necesario utilizar un cotilo de mayor tamaño al programado preoperatoriamente al comprobar que no era sólida la fijación del mismo tras el fresado.

No profundización del cotilo. Desde un punto de vista estricto de la técnica, el cotilo debe quedar totalmente incluido en su lecho cotiloideo, pero desde el punto de vista práctico son numerosas las ocasiones en las que al colocar el anillo roscado se evidencia una solidez óptima, quedando una o dos espigas del anillo sin cubrir por el techo cotiloideo, planteándonos la siguiente disyuntiva: ¿extraer el cotilo, profundizar nue-

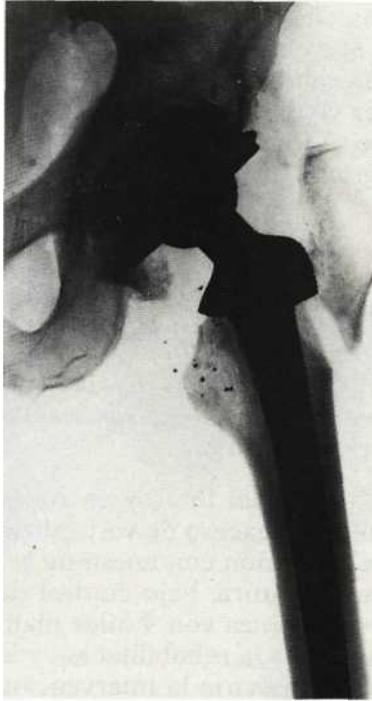


FIG. 11-6.



FIG. 11-7.

vamente con la fresa y volverlo a colocar?, o ¿dar por buena esta situación?

Nosotros, dada la solidez con la que había quedado el cotilo, nos decidimos por no modificar su profundidad, esto ocurrió en el 32 % de los casos, y tras haber realizado un seguimiento de los mismos se ha podido constatar la ausencia de complicaciones, obteniendo estos pacientes un resultado perfectamente superponible a aquellos en los que habíamos conseguido una profundización exacta del cotilo.

Fracturas del fémur. En tres ocasiones hemos tenido fracturas del fémur; 3,5 % de los pacientes.

Dos de estas fracturas eran espiroideas y estaban localizadas en la unión del tercio medio con el tercio distal, producidas en pacientes con moderada osteoporosis en la maniobra de luxación de la cabeza femoral. Siempre fueron tratadas con métodos ortopédicos de tracción transesquelética, habiendo evolucionado de un modo satisfactorio.

En un caso la fractura fue longitudinal (estallido de la diáfisis) en el momento de introducir la prótesis; también fue tratado con tracción y retraso de la carga durante 40 días, tras los cuales comenzó su proceso de recuperación similar al resto de los pacientes.

Falsa vía. En un caso se realizó una falsa vía. Se trataba de una paciente portadora de una prótesis cementada, que en el momento de la extracción del cemento con fresas y ante la mala calidad del tejido óseo circundante se produjo la falsa vía, pero una vez colocada la prótesis nueva en el interior de la cavidad medular, no precisó de ningún tipo de tratamiento específico, pudiendo seguir el programa de rehabilitación del resto de los pacientes libres de complicaciones.

Complicaciones postoperatorias

Inmediatas

Consideramos dentro de este apartado las complicaciones aparecidas dentro de los 10 días siguientes a la intervención quirúrgica.

Luxación. Se presentó en dos casos, un 2,3 % del total, y en todos ellos se debió a una mala orientación del cotilo con exceso de verticalización (Fig. 11-8). Su tratamiento consistió en la reducción con anestesia general para conseguir una relajación de la musculatura, bajo control de rayos X, colocando posteriormente tracción percutánea con 4 kilos mantenida durante tres semanas, tras las cuales se inicia la rehabilitación y la incorporación a la marcha. En ningún caso fue necesaria la intervención quirúrgica para reorientar el cotilo, ni se produjeron nuevos episodios de luxación de los componentes protésicos.

Tromboflebitis. Apareció en 4 casos, evolucionando todos ellos de un modo satisfactorio al tratamiento con anticoagulantes.

Neumonía. En un caso, el paciente sufrió una neumonía basal izquierda con evolución favorable al tratamiento instaurado.

Tardías

Calcificaciones periarticulares. Es la segunda complicación en frecuencia (10%) de todos los casos operados. En ningún caso llegaron a bloquear los movimientos de la articulación de la cadera, y de modo significativo las podemos considerar más como una complicación radiológica que funcional. Se ha encontrado una evidente relación de mayor aparición de las mismas en una fase de nuestra experiencia, en la que hacíamos de modo sistemático el fresado de la cavidad medular previo a la utilización de la raspa, por ello pensamos que a pesar del lavado sistemático y repetido del campo quirúrgico con suero fisiológico algunos detritos óseos quedarían en las estructuras periarticulares, lo que favorecería su posterior calcificación. El seguimiento de las mismas ha permitido comprobar cómo transcurridos unos meses de su aparición se estabilizan, no evolucionando hacia la anquilosis de la articulación en ninguno de los casos de nuestra serie.

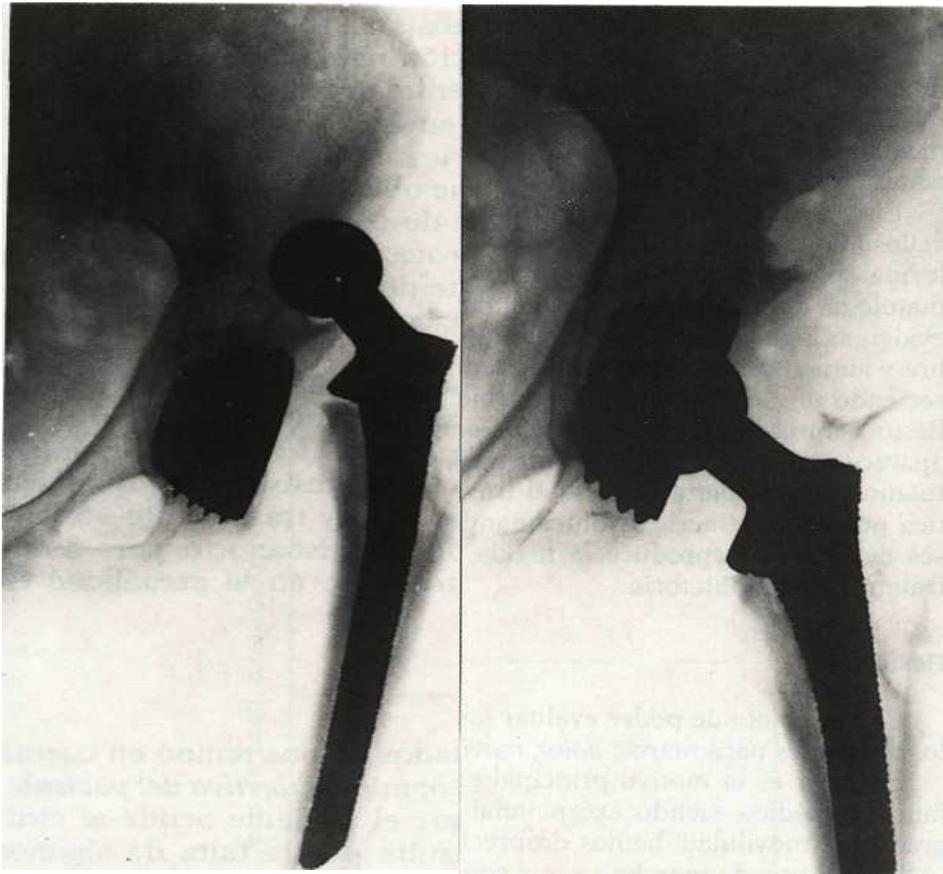


FIG. 11-8.

Dolor en el tercio medio del muslo. El diseño de la prótesis que da una perfecta estabilidad, así como una distribución de las fuerzas muy semejante a las fisiológicas, no sigue la curvatura de la diáfisis femoral, por ello sobre la cortical anterior la punta del vástago produce una evidente tensión que puede traducirse en dolor en el tercio medio del fémur; se presenta con relativa frecuencia, alcanzando en nuestra casuística el 25%. En un plazo aproximado de 8 a 14 meses desaparecieron estos dolores sin haber realizado ningún tipo de tratamiento. El resultado global de estos pacientes fue estadísticamente similar a los que no lo sufrieron.

Infección. Los dos casos de infección que se han presentado en nuestra casuística lo fueron de presentación tardía.

El primer caso apareció a los seis meses de ser intervenido, habiéndose obtenido hasta ese momento un resultado aceptable. Presentó, de un modo brusco, dolor, impotencia funcional y aumento de la velocidad

de sedimentación globular con leve leucocitosis. Al revisar la hoja operatoria se puso de manifiesto que la intervención había tenido importantes dificultades técnicas (se trataba de un paciente afecto de enfermedad de Paget), prolongándose el tiempo quirúrgico en gran medida, así como aumentando la manipulación de los tejidos e instrumental, factores que condujeron a la infección de la prótesis y que obligó a su extracción.

El segundo caso de infección se trataba de un paciente con sinovitis vellosnodular al que le fue colocada una prótesis que evolucionó de una forma óptima durante 2 años. Al cabo de este tiempo, sin presentar sintomatología dolorosa, ni pérdida de movilidad, con una marcha correcta, se evidenció una tumoración fluctuante en la cara posterior del muslo, fiebre y aumento de la velocidad de sedimentación globular. Se evacuó apareciendo un contenido líquido turbio que tras su cultivo pone de manifiesto la presencia de un *Pseudomonas aeruginosa*. Tras la fistulografía aparece conexión con el trocánter menor y la prótesis, por lo que efectuamos una limpieza de todo el trayecto fistuloso y tratamiento antibiótico por vía parenteral, evolucionando de modo satisfactorio, pero 8 meses después se reproduce la fístula, encontrándose en la actualidad en tratamiento ambulatorio.

Resultados

Con el objeto de poder evaluar los resultados hemos tenido en cuenta los siguientes parámetros: *dolor, movilidad y opinión subjetiva del paciente*.

El dolor es el motivo principal por el que el paciente acude al cirujano ortopédico, siendo excepcional la consulta por la falta de algunos grados de movilidad; hemos despreciado de un modo voluntario la valoración del tipo de marcha ya que consideramos que son pacientes con un grado de afectación preoperatoria importante, y el hecho de mantener tras la intervención una ligera claudicación, la utilización de un bastón, etcétera, al ser tenidos en cuenta pueden favorecer una falsa interpretación de los resultados.

Con respecto al *dolor* clasificamos a los pacientes en tres grupos:

- I. Dolor severo.
- II. Dolor moderado.
- III. Dolor nulo.

Hemos comparado el número de pacientes que se encuentran en uno u otro grupo antes y después de la intervención, evidenciándose un trasvase significativo de pacientes de los grupos I y II al III, como podemos ver en el diagrama de la tabla 11-3.

Para evaluar los resultados con respecto a la *movilidad*, encuadramos a los pacientes en tres grupos:

- I. Rigidez de cadera y actitud viciosa.
- II. Flexión de 40 a 80 grados y abducción de 20 grados.
- III. Flexión de 80 a 110 grados y abducción de 20 a 40.

TABLA 11-3. Prótesis de Lord. Resultados: dolor

PREOPERATORIO		POSTOPERATORIO
SEVERO	65	2
MODERADO	14	17
NULO	0	60

Los resultados no son tan espectaculares como los obtenidos con el dolor, pese a evidenciar una clara mejoría que se puede comprobar en el diagrama de la tabla 11 -4.

Si a los resultados obtenidos con respecto al dolor y a la movilidad unimos la *opinión subjetiva del paciente* obtenemos los siguientes resultados globales:

Muy bueno:	56 casos (64,4 %)
Bueno:	21 casos (24,2 %)
Discreto:	8 casos (9,1 %)
Malo:	2 casos (2,3 %)

Sumando los resultados considerados buenos y muy buenos nos darán unos resultados favorables de la utilización de esta prótesis de un 88,6 % del total.

EXTRACCIÓN DE LA PRÓTESIS DE LORD

Cuando en el año 1978 el profesor G. Lord presenta en España su modelo de prótesis en una reunión organizada por el profesor Vaquero González, son numerosos los cirujanos ortopédicos que encuentran en este camino la solución a muchos de los problemas que se planteaban con la utilización de las prótesis cementadas. Pero no es menos cierto que existen unos aspectos de esta prótesis que suponían un factor de rechazo para algunos, a la hora de decidirse por su utilización como prótesis de elección en la cirugía sustitutiva de la cadera. Estos factores son:

1. Dificultad de orientación.
2. Amplia resección cervicotrocantérica.
3. Dificultad de extracción.

Dificultad de orientación. Es en realidad un inconveniente común a todas las prótesis de cadera no cementada, ya que al no existir el cemento quirúrgico, que nos permite compensar los errores de técnica en la implantación y orientación de los elementos protésicos, debemos ser mucho más cuidadosos y exactos en la realización de osteotomía, fresados, etc.

La experiencia quirúrgica y los numerosos instrumentos aparecidos que facilitan la orientación y colocación de la prótesis hacen que este apartado ya no sea hoy día un problema.

Amplia resección cervicotrocantérica. La aparente amplitud de la cantidad de hueso sacrificado para la colocación de esta prótesis llevó a numerosos cirujanos a reservarla como prótesis de elección en las reartroplastias de la cadera, no utilizándola como prótesis inicial.

Desde nuestro punto de vista, y como decíamos en otro apartado de este capítulo, «poco es lo que se pierde y mucho lo que se gana»; es decir,

TABLA 11-4. Prótesis de Lord. Resultados: movilidad

	PREOPERATORIO	POSTOPERATORIO
RIGIDEZ ACTITUD VICIOSA	42	3
FLEXIÓN 40°-80° ABDUCCIÓN 20°	29	52
FLEXIÓN 110° ABDUCCIÓN 40°	8	45

a pesar de que la osteotomía necesaria para colocar esta prótesis sacrifica mayor cantidad del tejido óseo de la extremidad superior del fémur, las ventajas que se obtienen desde el punto de vista biomecánico son tales que la hacen recomendable, según nuestro criterio, incluso como método sustitutivo inicial.

Dificultad de extracción. Es sin duda el mayor inconveniente que presenta esta prótesis. El haber conseguido de un modo tan brillante dar solución a la estabilidad de la prótesis se ha convertido para Lord en un importante inconveniente.

Como consecuencia de estas dificultades Lord ha evolucionado en sus conceptos, y en la actualidad propone la utilización de su prótesis polarizada, en la que modifica la superficie madreporica por una superficie estriada, con el objeto de conseguir una extracción mucho más sencilla sin pérdida de la estabilidad del implante.

Las revisiones clínicas a lo largo del tiempo nos demostrarán si efectivamente esta nueva prótesis mantiene las condiciones de estabilidad tan óptimas de su predecesora.

De todos modos, debemos afrontar el problema de la extracción, que para nosotros no supone una renuncia absoluta a la utilización de esta prótesis madreporica.

Encontramos dos situaciones bien diferenciadas a la hora de la extracción de este tipo de prótesis (tabla 11-5):

TABLA 11-5. Extracción de la prótesis de Lord

1. Prótesis movilizada		→	Extracción simple
2. Infección aguda			
3. Infección tardía		→	Extracción dificultosa
4. ¿Prótesis tardía?			

a) *Anclaje insuficiente:* Si el hueso circundante a la prótesis no ha sido capaz de estabilizarla, sea cual sea el motivo, nos encontramos con una prótesis movilizada, y por ello de extracción sencilla. Utilizaremos el impactor-extractor del instrumental de Lord, por la vía habitual y procediendo a la extracción desde la extremidad superior del fémur.

b) *Anclaje sólido:* Si por el contrario la osteogénesis endostal ha sido capaz de estabilizar bien la prótesis, pero nos vemos obligados a extraerla por la aparición de una infección tardía, prótesis dolorosa, etc., nos encontraremos ante una situación verdaderamente dificultosa si pretendemos extraer la prótesis del mismo modo que fue colocada.

Nosotros proponemos que esta intervención sea planteada de un modo diferente (tabla 11 -6), con una estrategia quirúrgica propia para evitar la improvisación ante las dificultades aparecidas en cada mo-

TABLA 11-6. Extracción de la prótesis de Lord

1. Estrategia quirúrgica propia.
2. Vía de abordaje amplia.
3. Respeto anatómico.

mento, con riesgo de lesionar estructuras anatómicas vecinas y favorecer posibles complicaciones. La técnica que proponemos puede parecer una intervención muy agresiva, pero si la realizamos de un modo ordenado y respetando las estructuras anatómicas, nos permitirá la extracción sencilla de la prótesis y una perfecta reconstrucción anatómica de la extremidad superior del fémur.

Técnicas de extracción

Paciente en decúbito lateral, con apoyo sólido púbico y sacro.

Incisión posterolateral de la cadera ampliada distalmente hasta aproximadamente el tercio medio del muslo. Abertura de la fascia lata y visualización del glúteo mediano, que se protege con un separador de Müller apoyado en el cuello de la prótesis. Respetando la inserción del vasto externo, el resto del mismo se desinserta de la metáfisis y diáfisis femoral, dejando expuesto un tercio proximal del fémur (Fig. 11-9).

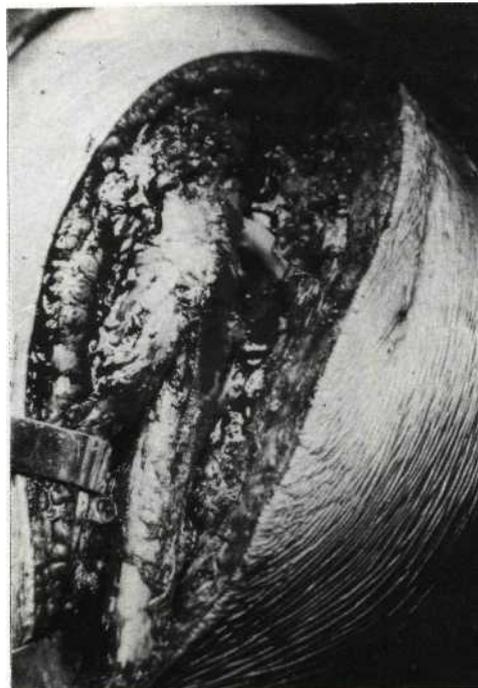
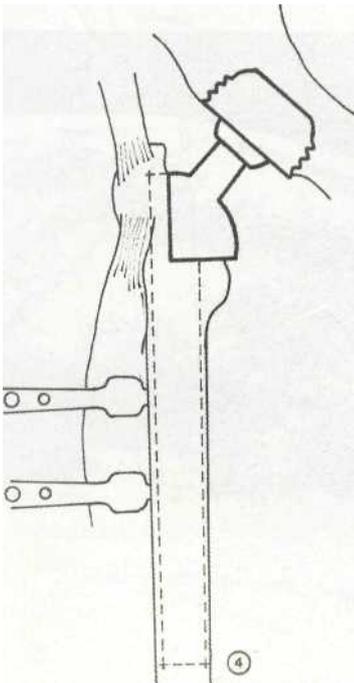


FIG. 11-9.

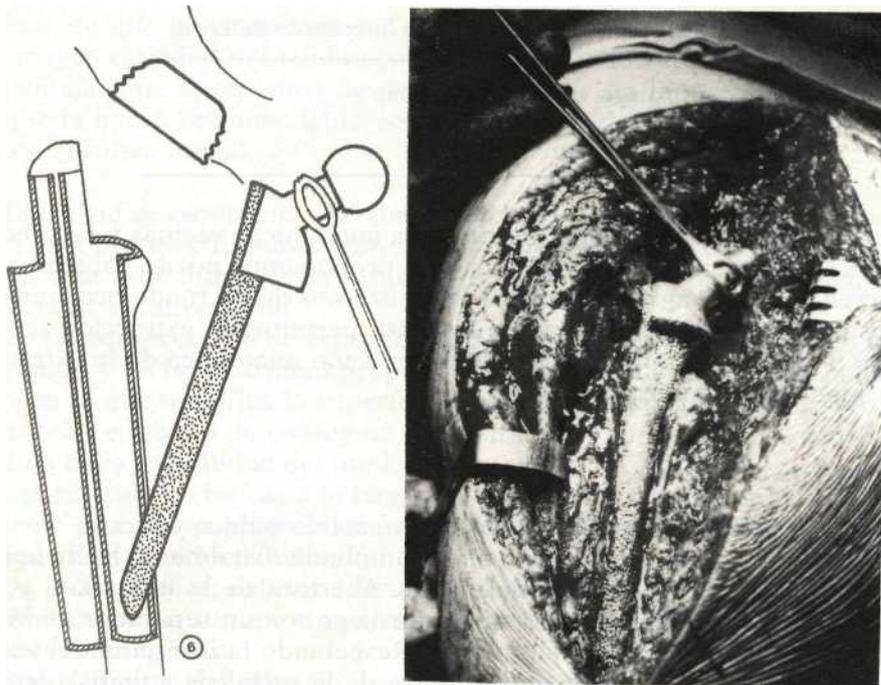


FIG. 11-10.



FIG. 11-11.

A continuación se labra una ventana que se extiende desde la línea de osteotomía del apoyo diafisario de la prótesis hasta la extremidad distal de la misma, es decir, de la misma longitud de la prótesis y de su misma anchura, de este modo al levantar esta ventana podremos extraerla sin ninguna dificultad (Fig. 11-10). Colocamos la ventana de nuevo en su lecho estabilizándola con dos tornillos a compresión (Fig. 11-11), si dejamos una resección a lo Girdlestone, o bien con un doble cerclaje si pretendemos colocar una nueva prótesis.

La extracción del cotilo no suele ofrecer problemas, y tras la liberación de los osteofitos que lo cubren, el anillo roscado puede ser extraído.

Cierre por planos, colocación de dos redones aspirativos y mantenimiento en tracción percutánea con 4 kilos durante 30 días, autorizando la carga parcial a partir de las seis semanas y total a los dos meses, siendo preciso llevar una alza de 4 a 6 cm para compensar el acortamiento producido (Fig. 11-12).

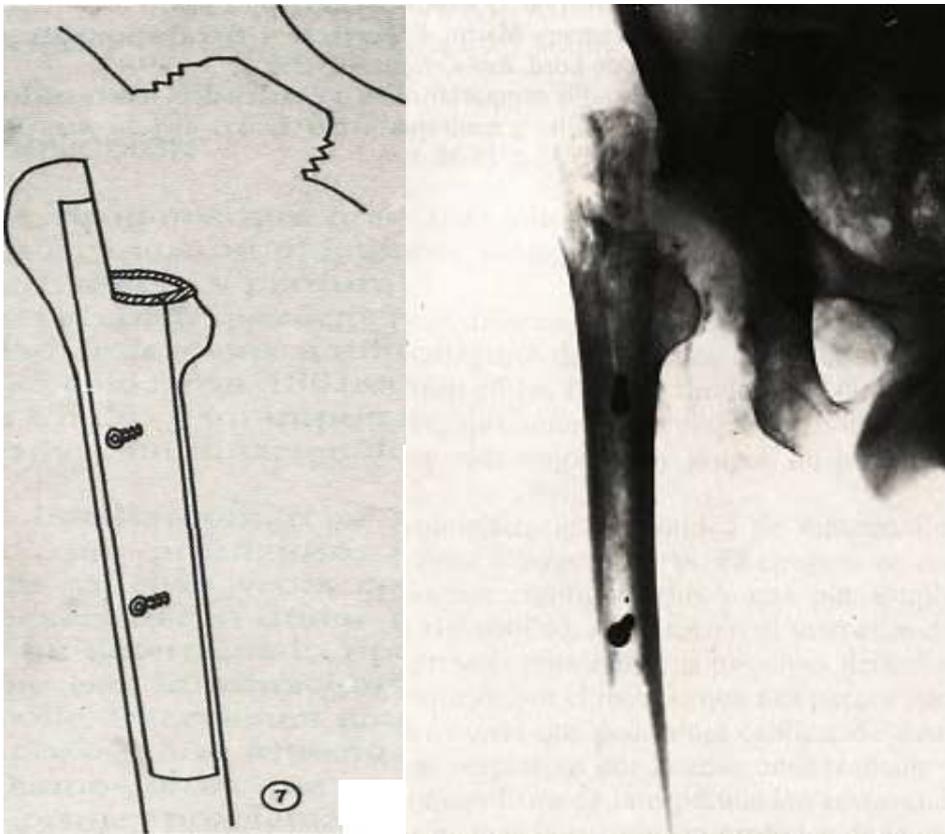


FIG. 11-12.

BIBLIOGRAFÍA

1. Lord, G.; Marotte, J. H.; Blanchard, J. P.; Guillamon, J. L., y Gory, M.: Pour un ancrage biologique sans ciment des arthroplasties totales de hanche. Premier bilan sur 200 prothèses madrèporiques. *Rev. Chir. Orthop., Supl. II*: 5-13, 1978.
2. Lord, G.; Marotte, J. H.; Blanchard, J. P.; Guillamon, J. L., y Gory, M. P.: Étude expérimentale de l'ancrage des arthroplasties totales madrèporiques de hanche. *Rev. Chir. Orthop.*, 64: 459-470, 1978.
3. Lord, G.; Hardy, J. R., y Kummer, F. J.: An uncemented total hip replacement. Experimental study and review of 300 madreporique arthroplasties. *Clin. Orthop.*, 141: 2-16, 1979.
4. Lord, G.; Bancel, M., y Bancel, Ph.: Risque de corrosion dans les prothèses métalliques. Comparation entre les prothèses lises et madrèporiques. *Rev. Chir. Orthop.*, 65, 3: 317-326, 1979.
5. Lord, G.; Marotte, J. H.; Blanchard, J. P.; Guillamon, J. L., y Bancel, Ph.: Valeur de l'assise horizontale et de l'appui diaphysaire dans la répartition de contraintes du fémur prothésé (étude comparative des contraintes exercées en charge sur le fémur normal porteur d'une prothèse a appui trochantéro-diaphysaire madrèporique). *Rev. Chir. Orthop.*, 66, 3: 141-156, 1980.
6. Vaquero González, F., y Vaquero Martín, F. J.: Técnica y fundamentos de las prótesis no cementadas tipo Lord. *Rev. Ortop. Traum.*, 27, 1: 1, 1983.
7. Vaquero Martín, F. J.: Estudio comparativo de los resultados obtenidos con prótesis cementadas tipo Müller y madreporicas tipo Lord en la sustitución de cadera. *Rev. Ortop. Traum.*, 27, 1: 15-30, 1983.