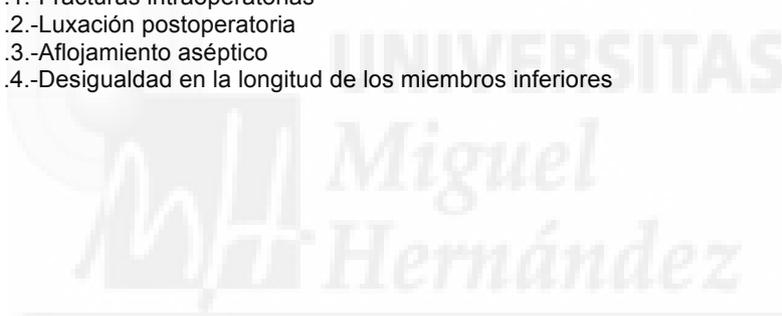


Capítulo 1.-Introducción

- 1.-Antecedentes y estado actual del tema
 - 1.1.-Aspectos básicos
 - 1.1.1.-Introducción histórica
 - 1.1.2.-Epidemiología
 - 1.1.3.-Biomecánica
 - 1.1.4.-Anatomía radiológica aplicada
 - 1.1.4.1.-Sesgos radiológicos
 - 1.1.4.1.1.-Calidad y ajuste de la imagen
 - 1.1.4.1.2.-Efecto de la posición en la apariencia radiográfica
 - 1.1.4.1.3.-Ampliación de las imágenes radiográficas
 - 1.2.-Revisión de los métodos de Planificación de Prótesis Totales de Cadera
 - 1.2.1.-Cálculo del centro de rotación de la cadera e implicaciones
 - 1.2.2.-Ángulo cérvico-diafisario
 - 1.2.3.-Desplazamiento vertical y horizontal del fémur
 - 1.2.4.-Planificación del componente acetabular
 - 1.2.5.-Planificación del componente femoral
 - 1.2.6.-Cálculo de la longitud del cuello protésico
 - 1.2.7.-Planificación preoperatoria en problemas específicos
 - 1.2.7.1.-Defectos óseos del acetábulo y del fémur
 - 1.2.7.2.-Osteofitos pericefálicos y periacetabulares
 - 1.2.7.3.- Protusión acetabular
 - 1.2.7.4.-Displasia de cadera
 - 1.2.7.5.-Reintervenciones sobre la cadera
- 2.-Justificación del estudio
 - 2.1.-Aspectos mejorables con una planificación idónea
 - 2.1.1.-Fracturas intraoperatorias
 - 2.1.2.-Luxación postoperatoria
 - 2.1.3.-Aflojamiento aséptico
 - 2.1.4.-Desigualdad en la longitud de los miembros inferiores



1.-Antecedentes y estado actual del tema

1.1.-Aspectos básicos

1.1.1.-Introducción histórica

La documentación antropológica sobre enfermedad articular llega hasta el hombre prehistórico. El tratamiento inicial para una articulación dolorosa fue reposo, analgésicos y antiinflamatorios tanto sistémicos como locales, medidas que se siguen utilizando hoy en día. En una segunda fase ya quirúrgica se realizaba el desbridamiento articular, es decir, la limpieza de osteofitos, cuerpos libres intraarticulares anómalos, sinovial hipertrofiada, etc. Este desbridamiento articular fue popularizado por Magnuson, citado por Coventry (Coventry, 1994b). En algunos casos en que fracasaba esta limpieza articular se practicaba la artrodesis. Desde principios del siglo XIX se comunicaron artroplastias de resección de cadera para tratamiento de las artritis séptica o tuberculosa, más tarde fue Girdlestone, entre 1921 y 1945, quien depuró las indicaciones y las técnicas para la artroplastia de resección. Posteriormente se abordaron aspectos biomecánicos para el tratamiento de articulaciones dolorosas como la osteotomía alrededor de la cadera, basada en los trabajos de Pauwels y otros autores para aumentar la superficie de carga y así eliminar sobrecargas focales. En el período siguiente, algunos pacientes con artrosis se trataron mediante artroplastia que inicialmente se hacía con fascia lata, vejiga de cerdo cromado o piel de espesor parcial. Pero las sustituciones articulares con materiales metálicos y plásticos no dieron comienzo de forma habitual hasta que, por los años 50, Sir John Charnley y otros pioneros lo llevaran a cabo. Desde entonces, esta artroplastia ha evolucionado, hasta usarse prácticamente en todas las articulaciones del cuerpo. El último período del desarrollo de los tratamientos de articulaciones artrósicas todavía es experimental y se orienta hacia la célula cartilaginosa y su capacidad para diferenciarse o regenerarse a partir de una célula precursora, y así tratar de restaurar la función de la articulación enferma (Coventry, 1994a; Coventry, 1994b; Steinberg, 1993).

La idea de que las articulaciones podían ser reemplazadas por un material *no vivo* tras resección de las superficies articulares degeneradas, se originó durante la primera mitad del siglo pasado. La evolución de este concepto ha sido gradual pero inexorable en el mundo occidental. La lenta evolución fue debida, no sólo a problemas de la técnica quirúrgica, sino mas bien a las dificultades encontradas en el desarrollo de materiales biológicamente compatibles para la fabricación de implantes (Warren, 1990).

Smith-Petersen introdujo un nuevo concepto de cobertura de la cabeza femoral con

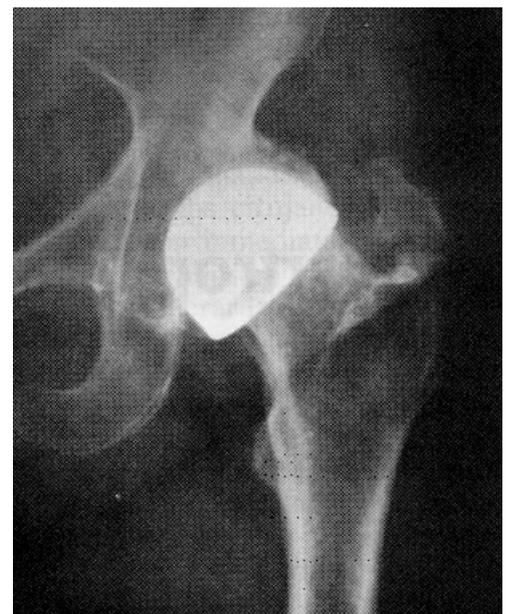


Figura 1-1. Copa de vitalio de Smith-Petersen

una prótesis de copa ahuecada. La técnica original, descrita en 1923, utilizaba una copa de cristal que con frecuencia se fragmentaba (Pyrex y Bakelita) y más adelante se usó el vitalio, aleación de cromo-cobalto-molibdeno que es enormemente inerte en contacto con tejido humano (Figura 1-1). El reconocimiento de las propiedades biológicas favorables de esta aleación en los años 30 representó un avance importante en la ciencia del reemplazamiento articular. A pesar de todo, su potencial como material implantable no fue aceptado universalmente (Warren, 1990).

En 1940, Austin T. Moore de Columbia, Carolina del Sur, realizó una sustitución de todo el tercio proximal del fémur en un paciente con un tumor de células gigantes. Esta prótesis fue diseñada por H.R. Bohlman, e introdujo el concepto de vástago femoral intramedular largo (Moore y Bohlman, 1943).

Por los años 50 se generó un gran entusiasmo por las sustituciones de cadera y se desarrollaron más de 30 prototipos de implantes en un corto período de tiempo. Aunque una minoría empleaba la fijación con tornillos a la cortical, la mayoría optó por la fijación intramedular. Pronto, las prótesis de vástago largo demostraron ventajas frente a las de vástago corto. En 1952, Austin Moore y F. Thompson de New York independientemente describieron el uso de prótesis de vástago largo para su uso como hemiartroplastias. La prótesis de Moore (Figura 1-2), descrita como autobloqueante presentaba unas fenestraciones en el vástago para ser puenteadas por el hueso y así lograr un anclaje firme (Moore, 1952). La prótesis de Thompson, en cambio, se fijaba con un fresado preciso (Thompson, 1952; Warren, 1990).

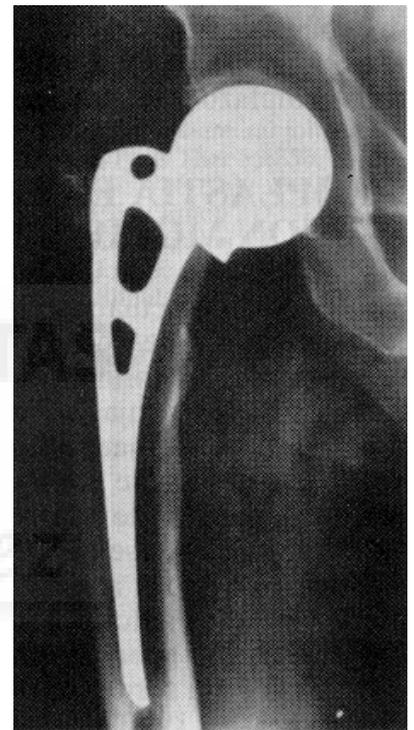


Figura 1-2. Endoprótesis de Moore

En 1953, Haboush, también de Nueva York, sugirió el uso del cemento dental metilmetacrilato, como mecanismo para la fijación de la prótesis al hueso. Siguiendo a estos avances realizados en Estados Unidos, el recambio de cadera se incrementó en el Reino Unido, inicialmente por McKee y más tarde por Charnley. La prótesis inicial de McKee era completamente de metal. La cadera de Charnley, por el contrario, combinaba un componente femoral metálico y una copa acetabular de polietileno de alto peso molecular y de baja fricción. Ambos sistemas se fijaban con cemento, un método que fue vigorosamente defendido por Charnley tras 1960. Aunque la cementación de la prótesis es una práctica ampliamente utilizada, siempre ha habido cirujanos que cuestionaron su ventaja. Peter Ring, de UK, fue uno de los primeros en describir la artroplastia total de cadera no cementada en 1968. Su diseño original incorporaba un componente de Austin Moore para el fémur y una copa acetabular con un tornillo roscado en el hueso pélvico (Warren, 1990).

Ninguna prótesis ha superado la cementada de Charnley en términos de tiempo de servicio y universalidad de uso. Así pues, los resultados de las prótesis cementadas de

Charnley representan el estándar contra el cual todas las prótesis deben ser comparadas (Finerman *et al.*, 1998).

Simultáneamente al advenimiento del reemplazo articular se produjo un refinamiento de la bioingeniería para complementar a la cirugía ortopédica. Se tornaron esenciales las pruebas de laboratorio sobre las fuerzas que actúan en las articulaciones y lo que podía esperarse de un reemplazo articular en determinadas situaciones de estrés.

A partir de la década de los 60 la bioingeniería se convirtió en una especialidad y los bioingenieros comenzaron a desempeñar un papel esencial en el desarrollo del reemplazo total de la cadera. Frederick Pauwels, fue el primero en describir los principios mecánicos básicos que rigen la función de la cadera, y abrió el camino para la investigación de las diversas fuerzas de tensión, compresión, cizallamiento y rotación que actúan sobre la cadera. También se estudió la resistencia, elasticidad y desgaste de los diferentes metales disponibles, del metilmetacrilato y del polietileno, y se investigó con diversos diseños de cada implante.

Las mejoras en la tecnología de fabricación marcharon al unísono con los avances en conocimientos clínicos y biomecánicos. El reemplazo articular es hoy en día un proyecto multidisciplinario donde colaboran cirujanos ortopédicos, bioingenieros, diseñadores de prótesis, estadísticos e informáticos. La informática juega hoy en día un rol importante en el diseño, análisis y fabricación de implantes ortopédicos. Su uso hace posible la creación de componentes complejos y ha permitido el desarrollo de prótesis con una gran precisión (Crowninshield, 1990; Reuben *et al.*, 1992; Tummler *et al.*, 1990; Moretton *et al.*, 1986; Garg *et al.*, 1985).

La planificación preoperatoria de la artroplastia de cadera se ha realizado tradicionalmente en función de los criterios establecidos por las casas comerciales sobre la base de unos patrones transparentes. Estas plantillas simulan el contorno del modelo protésico en venta y, en general, no se cuestiona la idoneidad del método que los comerciantes proponen.

1.1.2.-Epidemiología

La artroplastia de cadera es el procedimiento reconstructivo más comúnmente realizado hoy en día en cirugía ortopédica, más de 500.000 operaciones se realizan anualmente en todo el mundo (Finerman, 1998; De Anta, 1997). Entre cadera y rodilla se realizan del orden de 1.000.000 operaciones de sustitución de dichas articulaciones al año en el mundo (Proubasta, 1997). Actualmente estamos entrando en la cuarta década de la moderna artroplastia total de cadera, muchos diseños nuevos y biomateriales se han introducido para solventar los problemas de la fijación y el desgaste que llevaban al fracaso (Finerman, 1998). En Estados Unidos se realizan más de 123.000 artroplastias totales de cadera anuales, con un coste total calculado superior a 2.500 millones de dólares. Puesto que alrededor de dos terceras partes de estas intervenciones se hacen en personas mayores de 65 años, el progresivo envejecimiento de la población hará que estas prótesis se utilicen cada vez más en el futuro. Las tasas de incidencia específicas por edades alcanzan su máximo valor a 306 PTC por 100.000 varones de 65 a 74 años y 421 por 100.000 mujeres de 75 a 84 años (DiMaio *et al.*, 1997).

1.1.3.-Biomecánica

En los movimientos de la articulación coxo-femoral hay un centro de rotación común que corresponde al centro geométrico de la cabeza femoral. A través de este centro se producen los momentos de deslizamiento en los tres planos del espacio. La movilidad promedio de la cadera muestra amplias variaciones en relación con diferencias individuales vinculadas con la contextura física y los grupos etarios.

Fuerza y momento resultan de la interacción de dos cuerpos. La fuerza aplicada puede generar un momento alrededor de un punto dado. En general puede decirse que una fuerza genera aceleración lineal y el momento causa una aceleración angular o rotatoria. Por lo tanto, el momento representa el efecto de torsión o de giro de una fuerza. Matemáticamente el momento se define como el producto de la fuerza por el brazo de palanca (distancia medida por la perpendicular que va desde la línea de acción de la fuerza hasta el centro de rotación del objeto). El brazo de palanca de un músculo es la distancia perpendicular desde la línea de acción de la fuerza muscular hasta el punto o eje de rotación articular. Las alteraciones en la anatomía de la cadera, ya sean por enfermedad o por intervenciones quirúrgicas, pueden cambiar los brazos de palanca de los músculos, lo que a su vez modifica la tensión y presión del contacto articular. La magnitud del momento generado por un músculo es igual a la fuerza transmitida por él multiplicada por la longitud del brazo de palanca. La fuerza o tensión capaz de generar un músculo determinado en forma activa es proporcional a la sección transversal fisiológica, que se obtiene dividiendo el volumen del músculo por la longitud verdadera de sus fibras (Morrey, 1994). El concepto de momento tiene fundamental importancia para la comprensión práctica de las fuerzas que actúan sobre una articulación que se ha reemplazado. Tanto el diseño como la técnica de las artroplastias tratan de reducir la fuerza transmitida

Cuando el sistema musculoesquelético articular de la extremidad inferior está ocupado en la función de la marcha, son tres las fuerzas que resultan involucradas:

- Fuerzas musculotendinosas
- Fuerzas de contacto articular, cizallamiento o constricción y
- Fuerzas capsuloligamentosas.

Las cargas articulares sobre la cabeza femoral han sido establecidas por diversos investigadores y pueden ser expresadas en términos de peso corporal. Un modelo conceptual simple de la cadera suele ser utilizado para estimar la carga articular cuando, por ejemplo, el paciente apoya sobre un solo pie o camina sostenido por un bastón. En el otro extremo de este modelo estático y rígido se encuentran los modelos matemáticos complejos que incorporan gran parte de la musculatura e intentan resolver las fuerzas articulares y musculares mediante el uso de diversos esquemas de optimización, destinados a manejar las numerosas fuerzas musculares desconocidas y el resultado obtenido en un sistema no determinado (Delp *et al.*, 1994).

Para la postura sobre un solo miembro, puede concebirse un modelo bidimensional que explique los mecanismos estáticos de la cadera considerando la articulación como un fulcro localizado en el centro de rotación de la articulación y que soporta el cuerpo, que

presenta dos fuerzas interactivas que actúan sobre ese cuerpo rígido que deben ser conocidas para poder determinar la fuerza articular (Figura 1-3).

- Una fuerza es el peso corporal menos el del miembro cuya articulación se analiza ($5/6W$)
- Otra fuerza es la de tracción de los músculos abductores de la cadera (M).

En este simple modelo bidimensional plano utilizado cuando el cuerpo apoya sobre una pierna, la aplicación de la ecuación estática del cuerpo rígido proporciona unas ecuaciones de equilibrio:

- La suma de las fuerzas en dos direcciones perpendiculares en el plano se considera igual a cero
- La suma de los momentos de la fuerza sobre el fulcro también es llevada a cero.

Basándonos en estas ecuaciones podemos estimar algunos parámetros. Si se puede medir la dirección del músculo abductor en una radiografía, esa medida permite conocer la magnitud de la fuerza muscular (M), así como la dirección y la magnitud de la fuerza aplicada sobre la cabeza femoral. Una forma simple de manejar el análisis plano de fuerzas consiste en dibujar una línea que va desde el centro de rotación de la articulación, perpendicular a la línea de acción del músculo

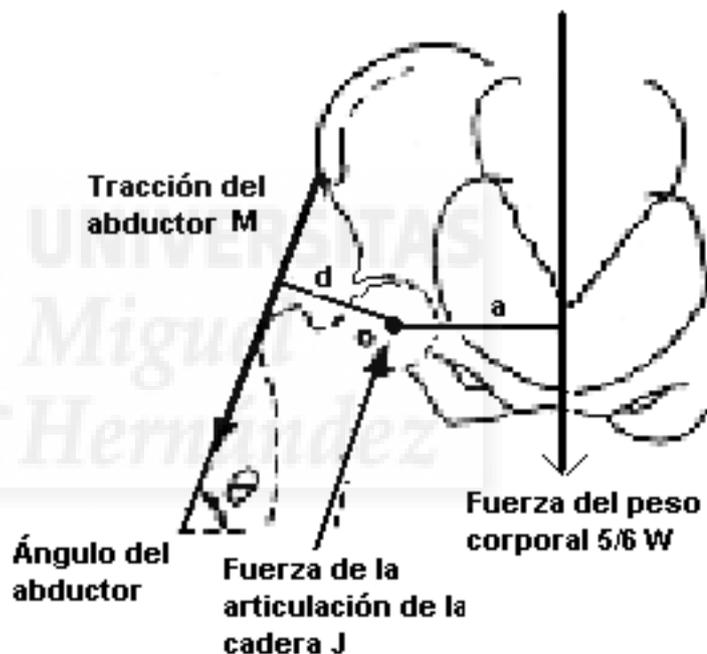


Figura 1-3. Fuerza de reacción articular que actúa sobre la cadera durante la posición de apoyo monopodal en el plano frontal

abductor, para luego medir la distancia del brazo de palanca del abductor (d). El producto de la fuerza del abductor (M) por su brazo de palanca (d) representa el momento de la fuerza abductor ($M \times d$). En oposición a él se encuentra el momento del peso corporal. El brazo de palanca del peso corporal es la distancia horizontal que va desde el centro de la cabeza femoral hasta la línea de acción del peso corporal (a). El momento del peso corporal se obtiene multiplicando el brazo de palanca de esta fuerza (a) por el peso corporal (W) al que se le ha restado el peso del miembro que se estudia, que es

aproximadamente un sexto del peso corporal ($1/6W$), por tanto a se multiplica por $5/6W$ ($a \times 5/6W$).

Las fuerzas articulares de la cadera, durante muchas actividades de la vida diaria, son mucho mayores que las fuerzas que se producen entre el pie y el suelo. Mediante plataformas de marcha y electrogoniometría, se ha determinado en una serie de sujetos sanos las fuerzas articulares y su correlación con la actividad muscular específica. Se ha realizado una medición directa in vivo de las cargas máximas que sufre la cadera protésica durante diversas actividades (Bergmann *et al.*, 1993; Graichen y Bergmann, 1991; Hodge *et al.*, 1989). La magnitud de las fuerzas de la articulación de la cadera que se producen durante la deambulación, según la determinación de Paul (Paul, 1967; Greenwald, 1993), constituye un ejemplo de método de aproximación indirecto. Las fuerzas pico que tienen lugar tras la fase de apoyo media son de cuatro veces el peso corporal y se producen en un ambiente de severas y rápidas variaciones de la carga, durante la fases de apoyo y oscilación del ciclo (Figura 1-4) (Greenwald, 1993). Durante la marcha se produce el cambio del ángulo existente entre la línea de acción de la fuerza articular (J) y el eje de carga femoral, eje tomado sobre la línea que va desde el centro de la cabeza femoral hasta el medio de los cóndilos femorales. De ahí que, cuando la fuerza articular de la cadera no sigue el eje de carga femoral se genera una fuerza de torsión en el fémur. Para la posición sobre una sola pierna el ángulo cambia si la pelvis se inclina. El trasplante quirúrgico del trocánter mayor también modifica ese ángulo. El cambio en el ángulo de la fuerza del abductor afecta el ángulo de la fuerza articular y también cambia el momento de la fuerza de torsión ejercida sobre el fémur. En general, la fuerza de contacto articular de la cabeza protésica se localiza en la región anterosuperior. A medida que aumenta la velocidad de la marcha, igual modificación sufren las fuerzas articulares (Williams, 1993).

A medida que aumenta la relación entre el momento gravitacional y el momento del abductor (a/d), aumenta también la fuerza articular. Los pacientes con dolor articular tienen tendencia a rotar la pelvis desplazando en forma lateral el peso del cuerpo con el fin de reducir el brazo de palanca de la fuerza del peso corporal y disminuir así la carga articular.

Para reducir la carga sobre la articulación de la

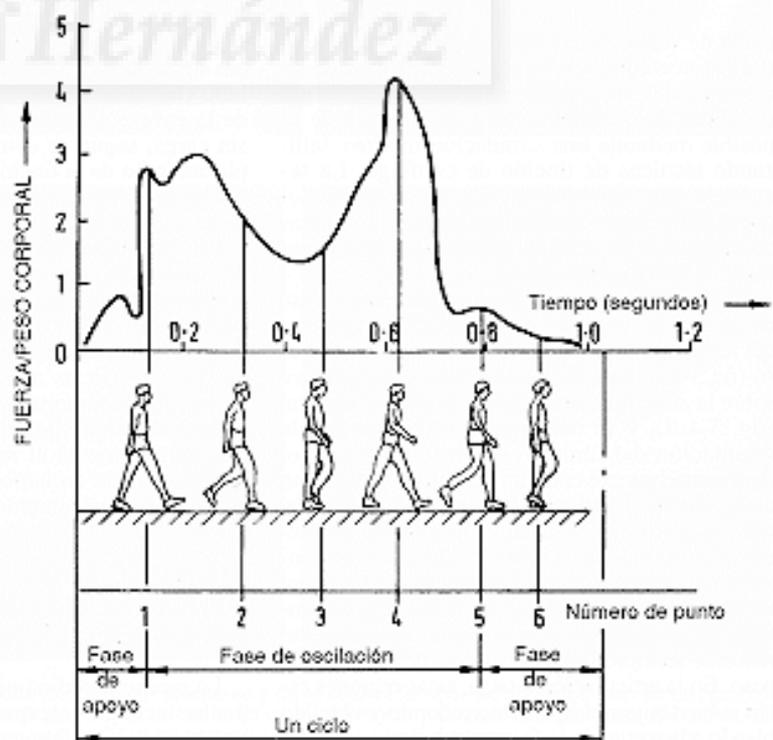


Figura 1-4. Fuerza que se generan sobre la cadera en las distintas fases de la marcha.

cadera, existen básicamente dos mecanismos: 1) disminuir el peso, con lo que 1 Kg. de menos en el cuerpo equivale a disminuir 3 Kg. sobre la cadera, y 2) variar el centro de gravedad, disminuyendo el brazo de palanca sobre la cadera, con lo que se minimiza el esfuerzo que han de efectuar los músculos abductores (Williams, 1993) El uso de una ayuda para caminar, como es el bastón, disminuye también el peso sobre la cadera. El efecto del bastón sobre la cadera cuando se lleva en el brazo opuesto a la parte interesada, es la de actuar como brazo de palanca. De esta manera, se llega a reducir en 1/6 la fuerza que actúa sobre la cadera (Proubasta, 1997).

Puede ser difícil de justificar la profundización del acetábulo con el único objeto de reducir la fuerza articular ya que ello puede llevar a la verticalización de la fuerza del abductor y de la articulación, en especial si se utiliza un componente femoral de diseño corto. Desde el punto de vista mecánico, no parece lógico extirpar la placa de hueso subcondral con el objeto de reducir el momento del brazo de palanca de la gravedad y por lo tanto reducir el pico de fuerza articular (Williams, 1993).

En vista de la magnitud de las fuerzas que se aplican sobre la cadera durante las actividades diarias, las maniobras quirúrgicas que se han propuesto para reducir la carga articular, basadas en cambios en los momentos de las palancas, parecerían ser relativamente ineficaces si se las compara con los cambios introducidos en la forma de vida del paciente destinados a reducir o eliminar aquellas actividades en las que la cadera es sujeta a intensas cargas.

1.1.4.-Anatomía radiológica aplicada.

El principio del radiodiagnóstico consisten en las diferencias de atenuación de los rayos X que provocan los distintos tejidos. Por esta razón, las estructuras anatómicas tienen distintas opacidades radiológicas que producen contrastes radiológicos. El contraste se debe a diferencias de densidad media de los diferentes tejidos (Dutreix *et al.*, 1980).

En una radiografía AP de pelvis centrada en la sínfisis púbica podremos observar las siguientes estructuras anatómicas:

- En el anillo pélvico distinguimos:
 - la cavidad cotiloidea con su ceja cotiloidea y su trasfondo cotiloideo;
 - el agujero pélvico bordeado por detrás por el sacro y las articulaciones sacroilíacas, por los lados por los huesos iliacos y por delante por el pubis;
 - los agujeros obturadores formados por las ramas iliopubiana, isquípública e ilioisquiática.
 - Imagen en lágrima. Son dos imágenes que ofrece la radiografía anteroposterior de pelvis llamadas así por su forma. La lágrima se encuentra en el nivel del orificio obturador y consta de dos caras una interna y otra externa. La imagen en lágrima representa el borde inferior de la pared acetabular, su cara externa es la que se corresponde con el trasfondo del acetábulo, es decir la zona más profunda e inferior del acetábulo. La cara interna se corresponde con la porción interna del muro acetabular (Goodman *et al.*, 1988). La pared acetabular a este nivel suele ser muy fina, por ello no debe sobrepasarse nunca durante el fresado de la cavidad cotiloidea en la artroplastia y, al contrario, debe utilizarse como límite máximo para

asegurarnos que no penetramos la pelvis. Si el acetábulo protésico sobrepasa este nivel se introducirá en la pelvis y el apoyo y la estabilidad serán débiles. Este reparo anatómico es excelente para establecer la posición del acetábulo y para la medición de su protrusión. En el período postoperatorio la referencia de la lágrima puede utilizarse para el control de la migración del cotilo (Morrey, 1994).

En la Figura 1-5 observamos los reparos anatómicos que pueden observarse en una radiografía AP de pelvis y cadera.

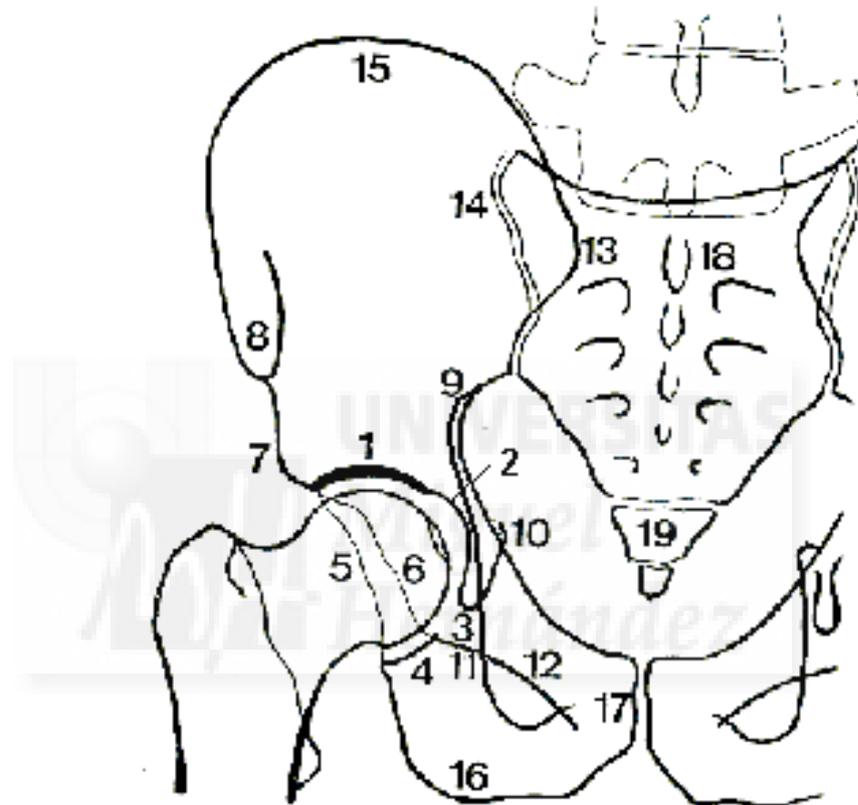


Figura 1-5. 1-Techo acetabular. 2-Trasfondo de la cavidad acetabular. 3-Imagen en lágrima o en "U". 4-Borde anterior del cuerno posterior de la fascias lunata. 5-Borde posterior del acetábulo. 6-Borde anterior del acetábulo. 7-Espina ilíaca antero inferior. 8-Espina ilíaca antero superior. 9-Línea innominada o línea iliopectínea que representa la columna anterior del acetábulo. 10-Espina ciática. 11-Borde externo agujero obturador, que se continúa con la línea ilioisquiática o columna posterior del acetábulo. 12-Marco superior del agujero obturador. 13-Espina ilíaca postero superior. 14-Articulación sacroilíaca. 15-Cresta ilíaca. 16-Tuberosidad isquiática. 17-Sínfisis púbica. 18-Sacro. 19-Cóccix.

En la Figura 1-6 y 1-7 se esquematizan ciertas líneas importantes a trazar en la Rx durante la planificación de prótesis totales de cadera como son:

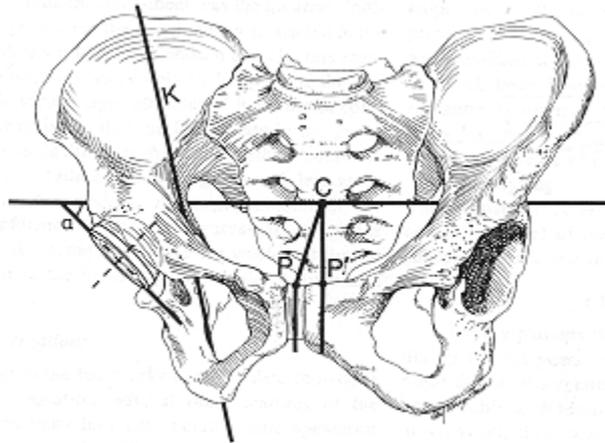


Figura 1-6. Dibujo del anillo pélvico donde se han trazado unas líneas de referencia pélvicas. La línea de Köhler (K), una línea por debajo de las articulaciones sacroiliacas (marca la oblicuidad de la pelvis y la línea que marca la oblicuidad del cotilo.

- la oblicuidad pélvica (para marcarla pueden utilizarse el borde inferior de las lágrimas, la línea tangente al borde superior de los dos agujeros obturadores, la línea entre las dos tuberosidades isquiáticas o la línea entre los bordes inferiores de las articulaciones sacroiliacas, como en la figura 1-6.
- Línea ilioisquiática o de Köhler. Se extiende desde el borde pelviano de la escotadura ciática hasta el borde lateral del agujero obturador. Discurre pegada a la cara interna de la lágrima, la parte superior de esta línea se corresponde con la superficie cortical de la escotadura ciática, posterior al acetábulo; la parte inferior de la línea sigue la superficie cortical del ísquion anterior que representa el borde lateral del agujero obturador. Por tanto la línea ilio-

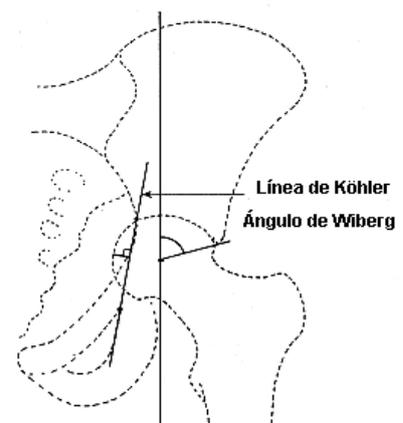


Figura 1-7. Esquema de la hemipelvis y cadera con representación de la línea de ilioisquiática o de Köhler y el ángulo de Wiberg.

isquiática está localizada a cierta distancia del muro acetabular medial y se superpone en la radiografía AP bidimensional (Goodman *et al.*, 1988).

- Línea que marca la oblicuidad o inclinación del acetábulo (línea a de la Figura 1-6). Es la línea que va desde el borde inferior de la lágrima al borde superoexterno del acetábulo. Esta línea es útil para determinar si la cobertura superior de la cabeza femoral por el acetábulo es aceptable. La oblicuidad acetabular que tiene un valor normal de unos 35° y el rango de normalidad se extiende entre 25° y 45°.
- Ángulo de Wiberg representa el sector de cabeza cubierta por el acetábulo. Útil para valorar la cobertura cefálica en displasias de cadera o el desplazamiento de la cabeza en las protrusiones acetabulares.

1.1.4.1.-Sesgos radiológicos.

Para la realización de una correcta planificación preoperatoria de prótesis totales de cadera (PTC) es necesario conocer una serie de errores derivados del estudio radiológico para minimizarlos en la medida de lo posible.

1.1.4.1.1.-Calidad y ajuste de la imagen.

La calidad de la radiografía para realizar una planificación preoperatoria de una artroplastia de cadera debe ser adecuada. Los rayos X emitidos deben producir una buena penetración del hueso para poder apreciar cada uno de los accidentes anatómicos que se han detallado anteriormente (Capello, 1986), y para apreciar con fidelidad la calidad ósea y así tomar la decisión sobre el método de fijación de los implantes.

Cuando trabajamos sobre una Rx AP de pelvis y caderas disponemos únicamente de una información bidimensional anteroposterior. Por ello es conveniente disponer de una proyección lateral, que complementará la información. En una imagen anteroposterior, con respecto al fémur no consideramos la anteversión o curvatura anterior que sufre la diáfisis en su tercio proximal, ni su retroversión en la zona trocantérica, que deben de valorarse en la proyección lateral. La Rx AP standard muestra sólo el diámetro vertical del acetábulo, mientras que el diámetro sagital puede variar, sobre todo en ciertas enfermedades que debemos sospechar, así por ejemplo, en la displasia acetabular el diámetro sagital del acetábulo está muy disminuído. En estos casos, el estudio deberá complementarse con radiografías oblicuas (alar y obturatriz) de la pelvis o con tomografías computerizadas.

Uno de los defectos que con más frecuencia se observan en el estudio radiográfico preoperatorio de prótesis de cadera se relaciona con el mal centrado de la imagen. Con frecuencia se realiza una Rx AP de pelvis que incluye ambas caderas pero en la que no se aprecia la suficiente cantidad de fémur proximal para una correcta planificación preoperatoria. De esta manera resulta imposible planificar el tipo de fijación deseado, el diseño y el tamaño del vástago a implantar. Por tanto, es un requisito indispensable el disponer de una Rx AP de pelvis que incluya las caderas así como suficiente cantidad de fémur proximal para permitir la superposición correcta de las plantillas (Capello, 1986). Otro defecto común es la incorrecta colocación del paciente ya que realizan Rx con diferentes posiciones de las articulaciones de los miembros inferiores. Dicha colocación

genera una imprecisión importante de las mediciones comparativas realizadas entre un lado y otro, y puede generar unos resultados desfavorable de la intervención quirúrgica.

Es esencial que las radiografías simples de la pelvis y de la cadera estén estandarizadas en forma reproducible (Morrey, 1994). Las radiografías standard de la zona distal del fémur ofrecen una imagen aceptable para la comprobación preoperatoria de un determinado vástago protésico. Sin embargo, las proyecciones del fémur proximal deben ser mucho más precisas para que puedan ser útiles. La imprecisión se incrementa en la práctica clínica por otros factores, la posición correcta del paciente puede ser difícil por el dolor o las contracturas, las variaciones en la rotación alteran significativamente las dimensiones, tanto del ángulo cérvico-diafisario, como la curvatura del calcar y la anchura del istmo (Fessy *et al.*, 1997).

1.1.4.1.2.-Efecto de la posición en la apariencia radiográfica

Debido a la anteversión fisiológica del cuello femoral, para obtener una imagen AP pura de la cadera y del fémur se debe realizar una rotación interna de los miembros inferiores, en general se aconseja realizar una rotación interna de 15°. En algunos sujetos, debido a la propia enfermedad de la cadera que genera contracturas articulares, no puede lograrse la rotación interna, en estos casos es posible ajustar la posición del paciente y obtener un resultado similar mediante la rotación pélvica (Gorski y Schwartz, 1986). Por tanto otra fuente de error en el análisis preoperatorio de las radiografías puede originarse si el rayo no es perpendicular al fémur o si el fémur no es paralelo a la placa (Morrey, 1994). A menudo es difícil predecir la prótesis no cementada que ofrece una mejor fijación en el fémur basándose en las radiografías estándar, principalmente porque en la proyección obtenida, el fémur suele estar algo girado con respecto al plano de los patrones radiográficos de la prótesis.

Capello (Capello, 1986) hace mucho hincapié en la rotación adecuada del fémur en la Rx. El uso apropiado de las plantillas requiere una verdadera proyección AP y L del fémur proximal. Para la imagen AP, si el paciente se coloca con las rodillas en extensión y al cenit, el fémur proximal se encuentra rotado en anteversión. Una radiografía tomada en esta posición ofrece una proyección oblicua de la cabeza, cuello y fémur proximal, y no una verdadera proyección AP. Por tanto, aconseja una rotación interna de la cadera hasta que la cabeza y cuello queden paralelos al cassette para obtener una proyección pura AP del fémur. En los casos en que la rotación interna sea imposible por la enfermedad de la cadera, establecen una correlación entre el error de tamaño que se produce en la imagen y el déficit de rotación interna. La pelvis se puede girar para compensar la falta de rotación interna o bien se puede medir el error angular introducido (asumiendo una anteversión de 15°) en la correlación establecida.

La rotación influye de manera similar en las radiografías laterales. Cuando no puede obtenerse la Rx por incapacidad del paciente para la rotación externa de las caderas, entonces puede realizarse la proyección de Lowenstein (Knight y Atwater, 1992).

Noble *et al* (Noble *et al.*, 1988) demostraron que el índice más correcto del tamaño del canal medular era la anchura medio-lateral, 20 mm distal al trocánter menor. Por ello, Eckrich *et al* (Eckrich *et al.*, 1994) utilizan esta medida para comprobar el efecto

de la rotación en la apariencia radiográfica del canal femoral. Demuestran que la rotación tiene un efecto altamente variable en las dimensiones radiográficas del canal. Esta variabilidad es mayor en el fémur proximal. A 20 mm proximal a trocánter menor, una rotación interna de 10° en la Rx AP causaba una reducción de la anchura del canal de 0.9 +/-0.4 mm, mientras que la rotación externa mayor de 15° no afectaba la anchura del canal. A nivel del istmo, en cambio, no se producían cambios significativos en la anchura del canal con las rotaciones interna o externa. La anchura media en el istmo fue mayor en la proyección lateral que en la antero-posterior. Debido a la variabilidad anatómica del canal con la rotación la planificación preoperatoria debe ser sólo una guía para la selección del componente femoral.

Algunos autores consideran suficiente la imagen radiográfica de los fémures con la cadera en rotación neutra, con los pies unidos y no estiman necesaria la rotación interna de las caderas para la planificación preoperatoria (Knight y Atwater, 1992).

Las radiografías correctas juegan un papel fundamental en la planificación preoperatorias de artroplastias totales de cadera. Se precisa de proyecciones radiográficas estandarizadas de la cadera para una selección apropiada de los componentes protésicos. En componentes femorales cementados se acepta un ajuste insuficiente entre el componente y el canal ya que el cemento procurará rellenar el espacio entre la prótesis y la cortical endomedular. Sin embargo, en componentes femorales no cementados esto no se permite pues la fijación estable de éstos depende de la firmeza existente entre la prótesis y la superficie endostal del canal femoral (Eckrich *et al.*, 1994).

Las contracturas provocadas por la enfermedad imposibilitan la colocación en una posición adecuada para la planificación. La **contractura en flexión de la cadera** distorsiona la radiografía AP de pelvis asemejándose a la proyección radiológica *inlet* de la pelvis, en la que ésta se proyecta inclinada inferiormente, proyección generalmente utilizada por los obstetras. En estos casos, para conseguir que el fémur quede paralelo al chasis, se flexionan las caderas ligeramente semisentando al paciente, aunque en este caso quedará distorsionada la imagen de la pelvis (Moreland, 1993). Una imagen opuesta ocurre en pacientes con una contractura en flexión de la columna lumbar, como en la espondilitis anquilopoyética con pérdida de la lordosis lumbar. En estos casos la pelvis está basculada hacia arriba. Para obtener una imagen antero-posterior pura de la pelvis, el paciente debería sentarse parcialmente. Sin embargo, si no hay limitaciones en la movilidad de las caderas, la imagen de los fémures proyectada será AP pura si se realiza una ligera rotación interna. Es frecuente en pacientes con coxartrosis encontrar contracturas en rotación externa de la cadera. En estos sujetos la proyección del fémur en un plano AP puro resulta difícil dada la incapacidad para colocar el fémur paralelo a la placa radiográfica. En estos casos debe modificarse el plano de proyección radiográfica en función de la deformidad encontrada, si se pretende obtener una imagen AP del fémur correcta. En la **contractura en rotación interna de la cadera** debe girarse el plano del rayo para obtener una imagen adecuada para la planificación de prótesis de cadera.

1.1.4.1.3.-Ampliación de las imágenes radiográficas.

De un estudio radiográfico simple obtenemos datos fundamentalmente cualitativos. Una radiografía consiste en una fotografía con rayos X que puede obtenerse en distintos planos según la colocación del objeto y del haz de rayos. El tamaño de las imágenes radiográficas depende de la distancia del emisor de rayos al objeto (en este caso al hueso) y de la distancia del objeto a la placa de impresión. La ampliación de un objeto depende de la distancia entre el objeto y la fuente de rayos X y la existente entre el objeto y la placa de impresión tal como podemos ver en la Figura 1-8 (Dutreix *et al.*, 1980). Sin embargo, en la práctica clínica la ampliación no tiene un valor constante, pudiendo variar en dos radiografías seriadas de un mismo paciente

tomadas con un tubo de rayos-X a una altura fija determinada, influye la postura del paciente, la ubicación de la placa, si está directamente debajo del paciente o en la ranura de la camilla de radiografías ya que esto también participa sobre el tamaño y la forma de la imagen obtenida. Es importante controlar el máximo de variables posibles. La ampliación de las imágenes obtenidas depende de estas distancia descritas, influidas directamente por el tamaño del sujeto, en un paciente obeso la imagen estará más ampliada que en uno delgado, pues el hueso se halla más lejos de la placa de impresión y más cerca de la fuente emisora de rayos. Son muchos los factores que pueden influir sobre la ampliación de las imágenes, como ya hemos señalado un sujeto delgado genera una menor amplificación de las imágenes óseas que uno obeso; la elevación de la cadera secundaria a dolor, contracturas en flexión, etc, modifican la distancia desde la fuente de rayos-X al sujeto y a la placa y también alteran las dimensiones y la silueta de las imágenes óseas.

Cada radiografía tiene un error de ampliación inherente que suele ser desconocido, y aunque puede minimizarse mediante el uso de reglas o marcas radiográficas comercializadas, nunca logra ser eliminado por completo. Estas reglas radiográficas están disponibles para predecir la ampliación sufrida por una radiografía individual, pero su uso inapropiado lleva a error. Algunas de estas marcas no son lo suficientemente radioopacas para su uso en la cadera, donde se precisan técnicas de alto kilovoltage para su correcta penetración (Gorski y Schwartz, 1986).

La PTC no cementada requiere una planificación preoperatoria meticulosa utilizando radiografías y patrones de implantes con el fin de determinar el tamaño óptimo para conseguir una fijación a presión adecuada (press-fit). Por ello es esencial una correcta medición de la ampliación de la radiografía (Gorski y Schwartz, 1986). La planificación de prótesis de cadera convencional asume una ampliación fija que no es la correcta. Es frecuente que no se mida la ampliación radiográfica de forma sistemática y la planificación se realice en función de los criterios indicados por las casas comerciales. Las

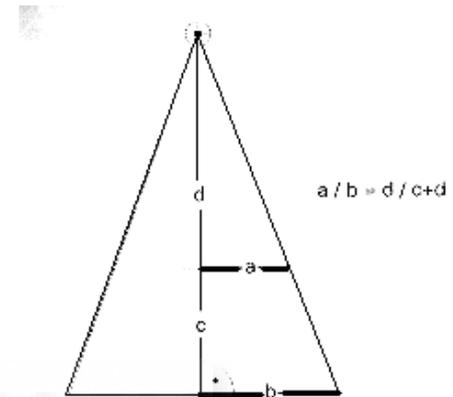


Figura 1-8. La ampliación (b) de un objeto (a) depende de la distancia entre el objeto y la fuente de rayos (d) y de la distancia entre el objeto y la placa de impresión (c)

plantillas o patrones transparentes de las prótesis comercializadas se presentan con una ampliación fija que puede variar entre un 12% y un 25%. Si la ampliación radiológica es mayor que la de los patrones puede elegirse un implante demasiado grande en el preoperatorio pudiendo ocasionar serias complicaciones intraoperatorias como fracturas. Si la ampliación radiológica es menor que la de las plantillas puede elegirse un implante demasiado pequeño disminuyendo así la fijación de la prótesis y no permitiendo una fijación a presión adecuada. Un 5% de diferencia entre la ampliación de la plantilla y la de la radiografía puede influir en la elección entre una medida de prótesis y la siguiente haciendo el gesto de la planificación inútil (Gorski y Schwartz, 1986). Para evitar estos errores algunos autores aconsejan la utilización de alguna marca en la radiografía para la determinación precisa del factor de ampliación (Capello, 1986; Gorski y Schwartz, 1986; Sutherland *et al.*, 1982; Knight y Atwater, 1992; Tjernstrom *et al.*, 1996; Zohman *et al.*, 1993; Pagnano *et al.*, 1996)

En la mayoría de los centros no se controla el factor de ampliación y se supone que, al realizar las radiografías de manera estándar, con una distancia fija y constante desde el emisor de rayos X al chasis radiográfico, se obtiene a su vez, una ampliación fija de la imagen, lo que no es cierto.

1.2.-Revisión de los métodos actuales de planificación de prótesis totales de cadera

El valor de la planificación preoperatoria de las PTC se ha reconocido desde hace muchos años, Deyerle (Deyerle, 1967) publicó un artículo en 1967 sobre la planificación de prótesis unipolares. Müller, en 1977, incluyó la planificación preoperatoria como un ejercicio en su curso sobre artroplastia total de cadera (Capello, 1986).

En un principio, la determinación preoperatoria de la forma y del tamaño de la prótesis a implantar no era muy satisfactoria para el cirujano ya que consumía tiempo y no se disponía de suficientes diseños y tamaños que se adaptaran a cada uno de los pacientes, y con frecuencia no podía reproducirse lo planeado. Sin embargo, se ha puesto mucho empeño para conseguir implantes que se adapten a la anatomía de la mayoría de los pacientes. Hoy en día, con los sistemas modulares y la gran variedad de diseños de PTC, es posible colocar implantes que reproduzcan con bastante aproximación lo planificado, por ello es importante realizar una correcta y completa planificación de las artroplastias. Las prótesis modulares pueden adaptarse perfectamente a la anatomía y biomecánica particular de la cadera de la mayoría de los pacientes, aunque en otros, los modelos disponibles no son suficientes para una reconstrucción ideal.

La mayoría de las descripciones sobre los métodos para la planificación de PTC las podemos encontrar en las separatas que ofrecen los laboratorios comerciales y en algunos libros de texto (Morrey, 1994; Moreland, 1993; Capello, 1986).

La planificación preoperatoria familiariza al cirujano con la anatomía del paciente previo al procedimiento quirúrgico. *Durante la planificación los cirujanos integran los principios generales de la cirugía protésica con la anatomía particular del paciente.* Algunos de los principios de la cirugía protésica de cadera incluyen conservación del stock óseo, posición y fijación óptima de los implantes, equilibrado de la longitud de los miembros inferiores, restauración de la anatomía y biomecánica particular de la cadera del

paciente así como prever y evitar complicaciones. La planificación preoperatoria favorece que esos principios puedan ser llevados a cabo. Además debe realizarse para anticipar las dificultades y los instrumentos (herramientas) necesarios durante la cirugía (Knight y Atwater, 1992).

El proceso de planificar la intervención completa la curva de aprendizaje del cirujano al ponerlo en contacto con los implantes y con la anatomía particular del paciente. Cuando se utilizan sistemas de implantes nuevos es necesario este conocimiento previo a la intervención quirúrgica.

Basándose en la cantidad y calidad del hueso acetabular y femoral, así como a otros parámetros clínicos como edad, sexo, etc, debe determinarse el sistema de fijación de la prótesis a implantar para asegurar un anclaje primario firme. La planificación ayuda a una selección apropiada del tamaño de los implantes (acetabular, femoral y cervical). Las prótesis articulares son manufacturadas en tamaños estándares y el cirujano debe determinar cuál es el más apropiado para cada paciente antes de la cirugía. Esta decisión preoperatoria es crítica. Una elección inadecuada puede llevar a complicaciones intra y postoperatorias. Si los implantes son demasiado pequeños, habrá movilidad entre el implante y el hueso, lo que acelerará el aflojamiento de la prótesis. Contrariamente, una prótesis demasiado grande puede acabar en una fractura ósea.

El conocimiento previo de posibles discrepancias de longitud de los miembros inferiores (dismetrías) dependientes de la cadera favorece su corrección adecuada durante el acto quirúrgico. Además una correcta planificación evita la producción iatrogénica de disimetrías. La comprensión de las alteraciones anatómicas y biomecánicas que se producen en la cadera enferma particular de cada paciente, previo al procedimiento quirúrgico, permite elaborar estrategias quirúrgicas que procuren la restauración de la normalidad funcional de dicha cadera. Además durante este proceso preoperatorio podrán trazarse planes alternativos en caso de que el procedimiento elegido no pueda ser llevado a cabo, minimizando la necesidad de elaborar conjeturas intraoperatorias. Este proceso previo permite identificar la necesidad de equipos especiales, tales como prótesis a medida, instrumentos de osteosíntesis, fresas de alta velocidad, auto o aloinjertos, etc. Permite una mejor preparación del instrumentista así como del material necesario y del equipo adicional requerido.

Todo lo dicho anteriormente contribuirá a reducir el tiempo quirúrgico, y consecuentemente el sangrado quirúrgico y el riesgo de infección. Una planificación quirúrgica correcta disminuirá las complicaciones intra y postoperatorias a la vez que generará mejores resultados clínicos de la cirugía protésica.

Poco hay descrito sobre la realización de una adecuada planificación. El conocimiento sobre su exactitud y sus limitaciones contribuirían a la mejor ejecución de la artroplastia total de cadera e indirectamente a mejorar sus resultados.

La planificación preoperatoria actual se realiza con ayuda de radiografías estándares y actualizadas de la pelvis y caderas y de las plantillas de los implantes. Para la realización de una correcta planificación preoperatoria es necesario disponer de una Rx AP de ambas caderas que incluya suficiente cantidad de fémur proximal para permitir la superposición completa de las plantillas del componente femoral, que sea de buena

calidad y que disponga de una marca para el cálculo de la ampliación de la radiografía. Además se precisa de los patrones transparentes de las diferentes prótesis de que disponemos para su implantación. Se aconseja disponer de lápices de colores, goniómetro y papel transparente para realizar la planificación.

A continuación vamos a describir algunos *parámetros importantes a tener en cuenta durante la planificación preoperatoria de prótesis totales de cadera*.

1.2.1.-Centro de rotación de la cadera e implicaciones.

Uno de los principios de la artroplastia es la restauración del centro de rotación de la cadera para evitar presiones puntuales elevadas y un predecible mayor porcentaje de fallo mecánico de la prótesis (D'Antonio *et al.*, 1989). Una radiografía AP de pelvis donde la cadera opuesta sea normal puede ayudar a determinar el centro de rotación normal definido por la imagen especular de la cadera contralateral sana (Moreland, 1993). Por tanto, si la cadera contralateral es normal, la reconstrucción de la cadera afectada por duplicación de la anatomía y la cinemática de la cadera normal es lo indicado. El centro de rotación premórbido suele ser su posición óptima para la correcta función de la musculatura de la cadera. Intentar reconstruir la articulación de tal forma que el centro de rotación de la prótesis esté en la misma posición que antes del comienzo del proceso patológico es el objetivo (D'Antonio *et al.*, 1989). La restauración de la posición original del centro de la cabeza femoral asegura el mantenimiento de la longitud y el restablecimiento del balance original de los abductores y las fuerzas de reacción articulares (Noble *et al.*, 1988). Delp *et al* (Delp *et al.*, 1994) calculan, a partir de un modelo tridimensional, el efecto que produce un desplazamiento superior del centro de giro de 2 cm sobre los músculos que cruzan la cadera (flexores, extensores, abductores y adductores) y observan que disminuye su fuerza, pero si esto se compensa con un incremento del cuello de 2 cm la fuerza muscular se recupera.

La longevidad de las prótesis puede incrementarse si se reduce el estrés entre los componentes. Se ha observado que, el desplazamiento acetabular medial, que implica una medialización del centro de giro, disminuye el estrés sobre la cadera (Morrey, 1994). Johnston *et al* (Johnston *et al.*, 1979) desarrollaron un modelo matemático de la cadera para evaluar el efecto de las alteraciones mecánicas producidas por la situación del acetábulo y su centro de giro. Las fuerzas de carga sobre la cadera se disminuían significativamente tras situar el centro del acetábulo tan medial, inferior y anterior como fuera posible anatómicamente.

Yoder *et al* (Yoder *et al.*, 1988), realizan un estudio estadístico sobre la importancia de ciertos factores de riesgo para el aflojamiento de los implantes de cadera y observan un *aumento significativo de aflojamientos del componente femoral en las prótesis en las que el centro de rotación de la cadera se sitúa mas superior y más lateral que el anatómico*. Este dato clínico apoya la hipótesis de Johnston (Johnston *et al.*, 1979) ya que se crea un aumento del estrés biomecánico que lleva a un aflojamiento anticipado.

Uno de los puntos de referencia para determinar la altura del implante es la punta del trocánter mayor que, según algunos autores, debe coincidir con el centro de giro de la cadera (D'Antonio *et al.*, 1989), es lo que se ha denominado efecto Voss neutro.

Clásicamente se ha considerado al efecto Voss neutro un parámetro fundamental para la buena colocación de la artroplastia de cadera.

Levy, en 1982 (Levy, 1982) describió un método intraoperatorio para asegurar que el centro de rotación de la cadera protésica se colocara correctamente. Una vez luxada la cadera colocaba una regla de forma transversal desde la punta del trocánter mayor y que cruzara la cabeza femoral. Marcaba el centro de giro idóneo y colocaba la prótesis de prueba sobre el fémur desplazándola hacia arriba o abajo para hacer coincidir dicho centro con el centro de la cabeza protésica. Una vez hecho esto marcaba el lugar de la osteotomía del cuello. Con este método aseguraba un efecto Voss neutro.

Los estudios mecánicos de los cotilos colocados en posición no anatómica con el centro lateral (20 mm), proximal (20 mm) o posterior (10 mm) indican que están sometidos a tensiones considerablemente mayores, lo que tiene implicaciones para la longevidad de la fijación (DiMaio *et al.*, 1997).

Existen casos en los que la alteración anatómica bilateral de las caderas dificulta la localización del centro de giro premórbido y ninguna de ellas puede utilizarse como referencia. Casos como luxación congénita de cadera bilateral, protrusión acetabular bilateral, algunos trastornos postraumáticos bilaterales, etc. Son casos en los que la planificación protésica resulta dificultosa por una falta de referencias respecto de la situación idónea del centro de giro. Se han descrito dos métodos que ayudan a determinar el centro de rotación premórbido cuando la afectación es bilateral, el método de Ranawat *et al* (Ranawat *et al.*, 1980) y el descrito por Pierchon *et al* (Pierchon *et al.*, 1993).

1.2.2.-Ángulo cérvico-diafisario (ACD)

El ACD del fémur es un parámetro fundamental en la biomecánica de la cadera. Su conocimiento prequirúrgico es crucial para conocer la necesidad de su corrección y para la elección del implante adecuado. Noble *et al* (Noble *et al.*, 1988), en un estudio anatómico, analizaron 200 fémures relacionando diversos parámetros que afectaban la restauración de la anatomía de la cadera. Observaron una variabilidad importante en el ángulo de inclinación cérvico-diafisario (rango de 117 a 141°), lo cual provocaba una gran variabilidad en la posición de la diáfisis femoral con respecto al centro de rotación de la cabeza, tanto en su relación vertical (altura) como horizontal (*offset*). Para reproducir estrictamente las relaciones entre el centro de la cabeza y la diáfisis con una prótesis existen dos estrategias alternativas. Si un implante puede restaurar el mismo ACD del fémur a sustituir, se necesitaría una variabilidad en la longitud de los cuellos de un rango de 11 mm (entre 30 y 41 mm). Alternativamente manteniendo un ACD protésico constante debería haber una disponibilidad de cuellos que abarcaran un rango de 25mm (25 a 50 mm) para restaurar la longitud de la pierna pero no el desplazamiento horizontal (*offset*) verdadero. Se deduce que es importante valorar el ángulo de inclinación en la proyección AP pura del fémur y, entre los implantes disponibles, elegir aquel que mejor reproduzca la anatomía particular del paciente en cuestión. La reproducción de la anatomía normal provocará una biomecánica idónea y por tanto una transmisión fisiológica de las cargas, lo que aumentará la durabilidad del implante protésico.

Milis *et al* (Mills *et al.*, 1993), observan que cuando hay un aumento del ACD también aumenta la altura de la cabeza femoral y disminuye el *offset* de la cadera pudiendo haber un aumento de la carga articular superior y provocar cambios degenerativos precoces. Por extrapolación, cuando se dan estas circunstancias en una PTC también podemos esperar un fracaso prematuro por aflojamiento. Se sugiere que en pacientes con una osteoartritis supero-externa o superior, según la clasificación de Cameron y McNab, podrían beneficiarse de una artroplastia en la que se disminuyera el ACD y se aumentara el *offset* para así disminuir la tensión articular y probablemente el riesgo de un fallo mecánico de la prótesis.

1.2.3.-Desplazamiento vertical y horizontal del fémur

Un paso esencial de la planificación preoperatoria de PTC es la determinación de la desigualdad en la longitud de los miembros inferiores, para poder planificar su corrección. Una de las quejas más habituales en pacientes protetizados de cadera es la disimetría lo cual provoca una insatisfacción del paciente y es cada vez más frecuente causa de querrela judicial. (Turula *et al.*, 1986) (White y

Commitee on professional liability, 1994). El alargamiento homolateral que sigue a la artroplastia total de cadera puede alterar la distribución de las fuerzas de forma suficiente como para promover una sobrecarga y un aflojamiento mecánico prematuro (Bierbaum *et al.*, 1993; Turula *et al.*, 1986). Además, la desigualdad de los miembros secundaria al alargamiento del miembro operado suele ser sintomática, precisa de alzas para una deambulaci3n sin cojera y puede provocar lumbalgia (Giles y Taylor, 1981; Williamson y Reckling, 1978). Cuando se genera un alargamiento superior a los 2.5 cm puede haber un

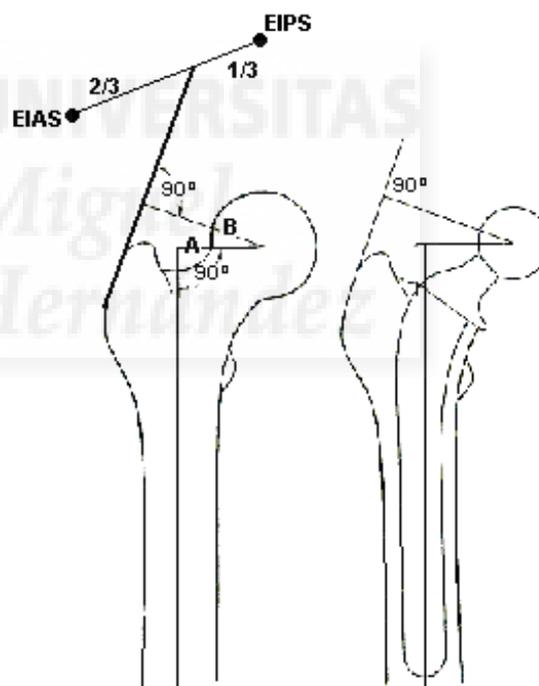


Figura 1-9. La imagen de la izquierda representa el cálculo del brazo de palanca abductor (B = distancia perpendicular entre el centro de la cabeza femoral y una línea tangencial, que va desde el trocánter mayor hasta un punto ubicado entre los dos tercios anteriores y el tercio posterior de una línea trazada entre la espina ilíaca anterosuperior -EIAS- y la posterosuperior -EIPS-) y el *offset* de la cadera (A = longitud de la línea perpendicular al eje diafisario que une dicho eje con el centro de rotación de la cabeza femoral). A la derecha los mismos parámetros sobre una artroplastia.

grave problema de parálisis del nervio ciático

Algunos autores han aconsejado técnicas intraoperatorias para restaurar o mantener la longitud de los miembros inferiores en condiciones de igualdad (Huddleston, 1997; Bierbaum *et al.*, 1993; Woolson y Harris, 1985; Schutzer y Harris, 1993; McGee y Scott, 1985).

La longitud de una extremidad tras artroplastia depende de la situación proximo-distal del componente acetabular, de la situación proximo-distal del componente femoral dentro del canal, de la longitud del cuello protésico, del ángulo de inclinación protésico y el lugar de osteotomía cervical. El cirujano puede jugar con todos estos factores para generar la longitud deseada (Moreland, 1993).

Además de la longitud de los miembros, debe considerarse la posición mediolateral relativa del fémur y la pelvis y así planificar su corrección. Si el fémur está situado demasiado lejos lateral o medialmente, puede haber problemas cinemáticos (Moreland, 1993).

Una apropiada reconstrucción total de la cadera restaura la situación medio-lateral de la cadera, denominada habitualmente como el *offset* (Moreland, 1993) y el brazo de palanca del abductor, directamente relacionado con el *offset* (Figura 1-10) (DeOrio y Blasser K.E., 1994; Morrey, 1994).

La situación mediolateral del fémur protetizado con respecto a la pelvis está en función de varios factores: la situación medio-lateral del componente acetabular, la posición del vástago femoral dentro del canal, y la longitud del cuello y el ángulo de inclinación (ACD) del componente elegido. La situación del componente femoral en valgo dentro del canal desplaza el fémur hacia el centro de la pelvis. La situación del componente femoral en varo con respecto al canal femoral mueve el fémur lateralmente con respecto al centro de la pelvis. Las modificaciones mediolaterales que sufre el fémur durante la artroplastia total de cadera van a afectar a la potencia de la musculatura circundante fundamentalmente a la potencia abductora de los músculos trocánteros. Esto puede aumentar las tensiones de flexión sobre el tallo del implante si las cargas sobre la cabeza femoral siguen siendo las mismas. La disminución del ACD también puede aumentar el *offset*. Por el contrario la disminución de la longitud del cuello y el aumento del ACD reducen el *offset* y a su vez reducen las tensiones de flexión sobre el tallo. Sin embargo si se reduce el *offset*, se acorta el brazo de palanca de la fuerza del músculo abductor y se produce un aumento de la magnitud de la fuerza articular y también una orientación más vertical de esa misma fuerza.

La mayoría de los sistemas protésicos son manufacturados con un ángulo cervico-diafisario fijo. Así pues, un cuello femoral más largo, aumenta el *offset* además de alargar el miembro (Eggl *et al.*, 1998). En algunos sistemas protésicos, hay dos series de prótesis con 2 diferentes *offsets*. Estos sistemas ofrecen versatilidad para optimar la longitud y el *offset*, pero tienen la desventaja de que requieren un mayor inventario de implantes (Moreland, 1993).

1.2.4.-Planificación del componente acetabular.

Los análisis de elementos finitos de las prótesis acetabulares han mostrado que las fuerzas aplicadas sobre el hueso esponjoso y el cemento son menores si se conserva la placa subcondral, y que cuando esa placa es removida, las fuerzas máximas sobre el hueso y el cemento pueden reducirse a niveles relativamente bajos si se utilizan prótesis con cubierta metálica, lo cuál aumenta la rigidez del implante (Williams, 1993). En conclusión, se obtiene una distribución más fisiológica de las fuerzas cuando se conserva la capa de hueso subcondral y se utilizan componentes acetabulares rígidos con cubierta metálica (Schutzer y Harris, 1993).

Los componentes de polietileno de pared gruesa son capaces de reducir las fuerzas máximas sobre el cemento y el hueso en relación con componentes de paredes delgadas (Williams, 1993). Bartel *et al* estudiaron el efecto del tamaño de la cabeza femoral protésica (28 mm y 22 mm) sobre el daño superficial del polietileno del implante acetabular y concluyeron que las de 28mm generaban menor penetración que las de 22 mm (Bartel *et al.*, 1986). Si se aumenta el tamaño de la cabeza se reduce el espesor del polietileno, y aunque se reduzcan las fuerzas la reducción del espesor del polietileno las aumenta. En teoría, el índice de penetración del polietileno es inversamente proporcional al diámetro de la cabeza, y el desgaste volumétrico es directamente proporcional a ese diámetro. Quizás el tamaño de 28 mm represente un balance entre esos dos efectos competitivos (Williams, 1993; Bartel *et al.*, 1985).

La planificación del tamaño y de la colocación del componente acetabular se realiza utilizando las plantillas transparentes ofrecidas por la correspondiente casa comercial. Estas plantillas que conllevan una amplificación fija, se colocan en una posición tal que el centro de rotación idóneo de la cadera quede cubierto por el centro de la prótesis acetabular. La selección del tamaño adecuado debe permitir una cobertura ósea completa del componente sin afectar la pared interna o trasfondo acetabular, que como se apuntó en el apartado de anatomía, es una pared muy fina. El hueso acetabular subcondral se utiliza para medir el tamaño del componente mediante los cartabones secuenciales superpuestos. Se selecciona la prótesis que hace contacto con la mayor cantidad posible de hueso, sin extirpar hueso subcondral. Es importante seleccionar un acetábulo cuyo tamaño conserve la mayor cantidad de hueso posible. La posición apropiada del componente acetabular deja su borde inferior en el nivel del agujero obturador, que corresponde con la parte más baja de la imagen en lágrima. La posición interna se encuentra justo por fuera de la imagen en lágrima. La oblicuidad del acetábulo debe ser menor de 45°. La mayoría de los autores parecen coincidir en que el acetábulo debe ser colocado en cerca de 45° de abducción sobre el plano horizontal y en no mas de 50° (Williams, 1993). La línea esclerótica subcondral sirve de referencia para el cálculo del diámetro del cotilo, debe asegurarse que el implante tenga el máximo contacto posible con el hueso subcondral. Durante la operación el cotilo se debe colocar con una anteversión de 10°-15° (Morrey, 1994). Excentricidades importantes del acetábulo pueden manejarse con injerto óseo si se utiliza fijación no cementada, o con capas de cemento excéntricas cuando la fijación es cementada. Se debe marcar el área de hueso acetabular que debe

fresarse según el plan (Knight y Atwater, 1992; Capello, 1986; Spotorno y Romagnoli, 1999).

Posteriormente conviene planificar la forma de tratar los posibles defectos óseos acetabulares (D'Antonio *et al.*, 1989), fundamentalmente los localizados en el labio superior (Moreland, 1993).

1.2.5.- Planificación del componente femoral

Existe una considerable variación en la anatomía del canal endóstico de la extremidad proximal del fémur. Esta variación anatómica puede influenciar los resultados de la artroplastia total de cadera cuando se utilizan vástagos no cementados (Fessy *et al.*, 1997). Además existe una fuerte correlación entre la anchura del canal y la edad del fémur. Esto puede tener importantes consecuencias con respecto a la función a largo plazo de prótesis totales de cadera no cementadas, especialmente en pacientes jóvenes. La estabilidad del componente femoral depende del balance entre la transferencia de cargas proximal y distal desde el implante al fémur, y ello depende principalmente de la fijación de la prótesis al hueso. Un vástago intramedular estable, que rellene el canal, disminuye el estrés en la interfase hueso-implante proximal. Pero si el canal se expande con el aumento de la edad, puede ocurrir una migración de la prótesis con aflojamiento mecánico y hundimiento del implante (Fessy *et al.*, 1997).

Si la fijación secundaria de un implante es dependiente de muchos parámetros, quizá el más importante sea lograr una adecuada estabilidad primaria y para ello debe alcanzarse el máximo relleno de la cavidad medular (Fessy *et al.*, 1997). Laine *et al.* (Laine *et al.*, 1997) incluso aconsejan la utilización de una reconstrucción tridimensional para el estudio de la anatomía endostal del fémur antes de la selección del componente femoral.

En el caso de las prótesis no cementadas parece evidente que un tamaño de vástago que garantice el máximo contacto con las superficies del hueso es una de las condiciones indispensables que deben cumplirse. De hecho, la mayoría de los modelos están basados en este importante principio: tallo más ancho y más largo, y parte proximal del mismo ensanchada, por lo menos en su plano frontal, a fin de adaptarse a la forma triangular de la cavidad metafisaria (Bastos Mora, 1988). El vástago debe estar diseñado en forma tal que ofrezca un contacto lo más amplio y firme que sea posible con las paredes de la cavidad ósea que debe albergarlo, contribuyendo de esta forma a una fijación inmediata del implante, evitando movimientos perjudiciales. Por otro lado, debe poderse introducir con relativa facilidad sin amenazar la integridad de las paredes óseas, evitando el estallido de la cortical, fracturas del trocánter mayor, etc. (Bastos Mora, 1988).

En este punto se establece el tamaño de componente femoral que puede rellenar al máximo la metafisis y la diáfisis. En la zona proximal, la cara interna del componente debe ser paralela al contorno del calcar interno. Es conveniente reconocer cualquier curvatura anormal o rectificación exagerada del fémur que puedan requerir el uso de una prótesis con tallo recto o curvado. Es necesario establecer la relación del componente proximal con el cuello femoral. Cuando existe una marcada anteversión del fémur, puede anticiparse la necesidad de resear hueso de la parte posterior del cuello, con el fin de corregir dicha

anteversión. También, para alcanzar la mejor acomodación puede ser necesario efectuar algún escarpado preferencial para lograr una mejor acomodación del implante (Morrey, 1994).

La plantilla elegida para el reemplazo femoral es además importante porque afecta al desplazamiento vertical y horizontal (*offset*) que puede sufrir el fémur (Moreland, 1993).

El tamaño del componente femoral, debe ser aquel que mejor encaje en el fémur proximal. Las plantillas femorales se superponen a la radiografía AP del fémur hasta que se alcanza un buen contacto con la cortical ósea (Knight y Atwater, 1992; Capello, 1986; Egli *et al.*, 1998). Un relleno completo del canal medular impide una colocación incorrecta en varo o en valgo del tallo femoral permitiendo una transmisión de cargas más uniforme. De este modo se evita la concentración de cargas en ciertos puntos del fémur adyacente y por tanto, se pretende un aumento de la longevidad del implante. La mayoría de las publicaciones referidas a las fracturas del tallo femoral han notado una elevada incidencia de la orientación en varo de los tallos fracturados. Algunos estudios han demostrado que sobre el tallo femoral se aplican fuerzas importantes de torsión así como del tipo anteroposterior y en varo o valgo. Para reducir la fuerza aplicada sobre el tallo femoral la planificación y la técnica quirúrgica del implante debe considerar la orientación apropiada de la prótesis dentro del conducto femoral (Wroblewski, 1982), de esta forma disminuye el riesgo de fractura del vástago.

Algunos autores llaman la atención sobre el tipo de endomedular para obtener un anclaje óptimo del vástago. Si tiene forma de trompeta observan que debe elegirse el tamaño de implante que deje 1 mm entre el vástago y la cortical con un intersticio de esponjosa mecánicamente comprimida. Este es el anclaje ideal del vástago CLS. Si el fémur es displásico o cilíndrico el contacto debe realizarse en el tercio central (Spotorno y Romagnoli, 1999).

Noble *et al* (Noble *et al.*, 1988) han relacionado el diámetro endomedular anteroposterior con el látero-medial y han observado una variación $\pm 5\text{mm}$, lo que significa que el contacto entre el implante y la superficie endostal del hueso sólo se puede conseguir en áreas discretas y no en la mayor parte de la interfase, lo que podría dar lugar a una micromovilidad excesiva. Esto podría justificar la falta de contacto aparente en la radiografía de componentes, que por otro lado, se han colocado a presión.

En la vista lateral, el fémur presenta una curva anterior diafisaria y una curva compensatoria posterior en la metáfisis. Esto hace que el eje femoral diafisario pase por unos 8 mm posterior al centro geométrico, por ello cuando se coloca el vástago suele estar más pegado a la cortical posterior, quedando hueso esponjoso interpuesto anteriormente.

La determinación del tamaño del vástago femoral en la Rx L, se realiza de forma similar. Ocasionalmente encontraremos una discrepancia entre el tamaño medido en la Rx AP y en la Rx L porque algunos fémures tienen una forma ovalada proximalmente. El cirujano es el que decide si el fémur podrá ser fresado para acomodar el tamaño grande o por el contrario es más prudente utilizar el pequeño.

Harris *et al* (Harris *et al.*, 1991), describen una llave dinamométrica que calcula la estabilidad rotacional de la raspa femoral una vez introducida en el canal, e indirectamente

la firmeza del componente femoral. La sensación subjetiva intraoperatoria, sobre la fijación de los componentes también es muy importante.

En un análisis de resultados de artroplastias primarias de cadera se halló dolor de muslo en el 14% de los pacientes, este hallazgo mostró correlación con errores en la elección del tamaño del implante y descendió al 1.2% al mejorar la adaptación del vástago al conducto femoral, cuando pudo disponerse de un mayor número de tamaños de implante. El dolor del muslo tras la inserción de un componente femoral con revestimiento poroso puede deberse a varios procesos distintos: como una concentración de tensiones en la punta del vástago, un tamaño insuficiente de éste, la movilidad del mismo (aflojamiento), la osteólisis progresiva sin aflojamiento y la infección, o bien ser de origen muscular (DiMaio *et al.*, 1997).

Una vez se ha determinado el tamaño y la colocación óptimos del componente femoral, debe elegirse el tamaño del cuello en función del desplazamiento horizontal y vertical del fémur que debamos corregir.

1.2.6.-Cálculo de la longitud del cuello protésico

Una vez que el tamaño de vástago femoral se ha determinado, se eligen el segmento de cabeza y cuello correspondientes que se adapten a la discrepancia existente en la longitud de los miembros. Si no existiera discrepancia, el centro de rotación de la cabeza de la prótesis se superpone con el centro del componente acetabular marcando el nivel de la osteotomía del cuello femoral que debe realizarse para reproducir la longitud del miembro. En general, el cuello de la prótesis se debe colocar sobre la parte media de éste. Se debe medir la altura de la osteotomía del cuello respecto al trocánter menor en la parte interna y al trocánter mayor en la parte externa. Estas medidas deben corregirse según la ampliación radiográfica sufrida por la imagen, para luego utilizarlas como referencias reales durante la intervención quirúrgica (Morrey, 1994). Si existen dimetrías, entonces la distancia del centro acetabular al centro femoral debería ser igual a la dimetría medida. Una vez se ha hecho esta determinación, la plantilla indicará el nivel de resección del cuello. Esto es fácilmente medido desde el aspecto proximal del trocánter menor y puede reproducirse durante la cirugía por exposición del trocánter menor. Un método alternativo es anotar la relación del trocánter mayor con la cabeza femoral protésica, esta relación se medirá durante la cirugía utilizando la prótesis de prueba y la osteotomía cervical en concordancia (Spotorno y Romagnoli, 1999)

1.2.7.-Planificación preoperatoria en problemas específicos

Otra parte importante de la planificación preoperatoria es la anticipación de problemas y la prevención de los mismos o la planificación de su resolución. En general se suelen relacionar con las variantes anatómicas. Según Knight y Atwater (Knight y Atwater, 1992), suele ser más frecuente anticipar problemas relacionados con el acetábulo que con el fémur. En este apartado sólo vamos a describir algunos trastornos articulares que provocan alteraciones anatómicas importantes a considerar cuando se planifica una PTC como tratamiento.

1.2.7.1.-Defectos óseos del acetábulo y del fémur

Muchas son las clasificaciones publicadas de los defectos óseos tanto a nivel femoral como acetabular (D'Antonio *et al.*, 1989; D'Antonio *et al.*, 1993; D'Antonio, 1992; Paprosky *et al.*, 1994; Palacios-Carvajal, 1998; De _Anta, 1997).

Acetábulo. Para medir la disponibilidad del stock óseo para la reconstrucción acetabular desde las radiografías debe determinarse si el hueso del labio superior del acetábulo es adecuado (Moreland, 1993). La presencia de quistes o geodas en el cotilo es la alteración más frecuente que suele encontrarse. Su detección preoperatoria es importante para planificar su relleno y así evitar una mala estabilización biológica del componente acetabular. En general se suele rellenar de injerto óseo extraído de la propia cabeza femoral o del cuello (Knight y Atwater, 1992).

El Comité de la Cadera de la AAOS propuso una clasificación de los déficits óseos acetabulares cuyo objetivo fundamental era el reconocimiento preciso del defecto óseo para lograr una correcta planificación y resolución quirúrgica.

Fémur. Por iniciativa del Comité de cadera de la AAOS, D'Antonio *et al* (D'Antonio *et al.*, 1993) elaboraron un sistema de clasificación para los defectos óseos femorales y utilizaron una nomenclatura similar a la utilizada para los defectos acetabulares.

En el Congreso Nacional de la SECOT de 1998, se presentó una clasificación de los defectos óseos femorales enfocada hacia su resolución quirúrgica (Palacios-Carvajal, 1998).

En general estas clasificaciones son más útiles ante cirugías de recambio protésico que en casos de cirugía primaria.

1.2.7.2.-Osteofitos pericéfálicos y periacetabulares

Se identifican los osteofitos existentes para considerar la necesidad de su extirpación intraoperatoria (Morrey, 1994). Dichos osteofitos pueden dificultar la luxación de la cadera durante la intervención obligando a la osteotomía cervical previa a la luxación. Cuando los osteofitos están muy hipertrofiados puede ser necesaria su resección para un buen apoyo del componente acetabular sobre hueso sano y no sobre osteofitos débiles. La identificación preoperatoria de dichos osteofitos puede ser muy útil, y puede evitar complicaciones o demoras quirúrgicas.

1.2.7.3.- Protrusión acetabular.

Es el trastorno de la cadera en el cual la cabeza femoral y el acetábulo protruyen o se proyectan en la pelvis. La protrusión acetabular fue descrita por Otto en 1924 como la penetración intrapélvica de la cabeza femoral en una mujer adulta afectada de gota. La protrusión acetabular primaria es extremadamente rara, no así la secundaria a otras enfermedades como artritis reumatoidea, espondilitis anquilosante, osteomalacia, raquitismo, osteoporosis, Paget, postraumáticas y tras procedimientos quirúrgicos. Puede ocurrir migración medial de la cabeza o copa protésica como resultado de la presión, sepsis, fresado excesivo, fractura del muro medial o aflojamiento mecánico (McCollum *et al.*, 1980).

Radiográficamente se controla midiendo el desplazamiento de la cabeza femoral a la línea de Köhler o línea ilio-isquiática (Ebert *et al.*, 1992; Morrey, 1994) o bien midiendo el ángulo de Wiberg (McCollum *et al.*, 1980) (Figura 1-7). Otros autores lo valoran en función a la relación con la imagen en lágrima de la pelvis.

Armbuster y cols. (Armbuster *et al.*, 1978), a partir de 300 radiografías normales de la pelvis de frente en el adulto, precisaron la altura de la interlínea superior de la cadera, que en promedio es de 4 mm, y han propuesto una definición radiológica de las protrusiones acetabulares basada en la distancia entre el fondo del cotilo y la línea ilioisquiática o de Köhler. El fondo del cotilo permanece habitualmente por fuera de la línea ilioisquiática, pero puede tocarla e incluso sobrepasarla: es necesario que el desbordamiento interno sea de 3 mm en los varones para confirmar una protrusión franca. En la mujer, es frecuente que el fondo del cotilo esté en contacto con la línea ilioisquiática, incluso que la cruce (71%), pero el desbordamiento interno es francamente anormal cuando es igual o superior a 6 mm. Se puede entonces hablar de protrusión acetabular. Cuando el desbordamiento es leve, se habla de **coxa profunda** y de **cotilo profundizado**, pero sin poder afirmar que estas anomalías límites sean artrógenas. La **protrusión idiopática** es esencialmente femenina y bilateral, incluso simétrica. Se desarrolla lentamente, y a veces este crecimiento sólo se aprecia tras diez años de intervalo, ocasionando una artrosis con pinzamiento central (la cabeza alcanza y después sobrepasa hacia adentro la línea ilioisquiática) y una osteofitosis foveal, pericapital y cotiloidea. El movimiento que se limita más precozmente es la abducción. La enfermedad puede permanecer estable durante varios decenios, pero puede agravarse rápidamente al cabo de algunos años de evolución tranquila, desarrollando incluso una osteonecrosis secundaria.

Algunos autores critican el uso de la línea ilio-isquiática para el control de la protrusión acetabular y de la migración de los cotilos ya que sus relaciones con el acetábulo parecen modificarse con cambios menores en la rotación pélvica. Además esta línea está representada por unos reparos anatómicos que quedan posteriores al acetábulo. Sin embargo, la imagen en lágrima ha demostrado ser más estable y menos dependiente de la rotación pélvica. (Goodman *et al.*, 1988).

McCollum *et al* (McCollum *et al.*, 1980) presentan una revisión de 32 casos de protrusión acetabular tratados mediante la colocación de un injerto en el transfondo del cotilo y llegan a la conclusión de que, dicho injerto, tras su integración, frena la progresión de la protrusión intrapélvica, ofreciendo un contrafuerte biológico que proporciona soporte a largo plazo.

En los casos de protrusión del acetábulo debe utilizarse alguna técnica para reforzar la parte interna de la pared acetabular, ya que la colocación interna del componente acetabular incrementa las fuerzas sobre el hueso cortical del lado interno, mientras que su colocación normal las reduce. La colocación interna provoca la migración interna del componente acetabular, mientras que la ubicación más externa con el uso de un injerto en el fondo y un componente de dorso metálico puede evitar el desplazamiento del implante (Williams, 1993).

1.2.7.4.-Displasia de cadera.

La displasia de cadera viene definida por la inclinación del acetábulo mayor de 45° (Morrey, 1994). Para determinar si la cobertura acetabular superior es aceptable, la línea que marca la oblicuidad acetabular debe formar un ángulo menor de 45 grados sobre la horizontal (Moreland, 1993). Además puede estimarse el grado de anterversión acetabular comparando la superposición de los bordes anterior y posterior del acetábulo, en esta proyección antero posterior, y el ángulo de Wiberg. En casos de displasia de cadera debe tenerse en cuenta el déficit óseo del techo acetabular así como la modificación del ángulo de versión y de inclinación femoral. Deberán planificarse soluciones a la falta de cobertura ósea acetabular mediante injertos óseos en el techo (tectoplastias) si fuera preciso. La planificación preoperatoria servirá de ayuda para decidir si es preciso reforzar el asiento del implante con injerto óseo en el techo acetabular. El centro rotacional de la articulación artificial debe acercarse lo máximo posible a las condiciones fisiológicas (D'Antonio *et al.*, 1989).

La necesidad de efectuar la osteotomía trocantérea de rutina durante una artroplastia común de cadera ha sido muy cuestionada. Sin embargo, en luxaciones congénitas de cadera, donde es necesario acortar el fémur, se aconseja la realización de un trasplante trocantéreo para disminuir el riesgo de luxación por una laxitud de la musculatura pelvi-trocantérea.

1.2.7.5.-Reintervenciones sobre la cadera

Es importante hacer hincapié en que las reintervenciones deben realizarse, si es posible, a través del mismo abordaje que provocó la o las operaciones previas para evitar sufrimiento de los tejidos por alteración vascular. Además se debe tener un respeto especial a la cirugía no primaria ya que los tejidos son menos flexibles, más fibrosos y con frecuencia se producen desgarros tendinosos, arrancamientos óseos etc. Si durante la cirugía se produce un arrancamiento del trocánter mayor debemos tener planificado sistemas de anclaje del mismo y osteosíntesis estable para evitar una insuficiencia abductora con marcha en Trendelenburg, cojera importante y dolor que podrían convertir esta cirugía reparadora en un fracaso. En casos que tengan material implantado en previas intervenciones sobre el acetábulo o sobre el fémur deberá planificarse su extracción.

2.-Justificación del estudio

Un factor importante en la difusión cada vez mayor del uso de artroplastia total de cadera deriva del enorme beneficio que los pacientes obtienen con ellas. Dimairo *et al* (DiMaio *et al.*, 1997) cuantificó este beneficio mediante parámetros de años de vida ajustado a la calidad. Los efectos beneficiosos eran evidentes a los 3 meses de la intervención y consistían en una mejoría de la función física, de la interacción social y de la salud general.

El reemplazo protésico de cadera constituye una de las intervenciones ortopédicas más frecuentes. Su aplicación viene avalada por una experiencia de más de 25 años. Durante este tiempo se ha experimentado una evolución constante tanto en los materiales

como en los diseños de las prótesis y en las técnicas quirúrgicas correspondientes. Igualmente se ha producido una ampliación en el espectro de los potenciales receptores. Desde este punto de vista empezó constituyendo una terapéutica de reemplazo orientada a pacientes de edades frecuentemente avanzadas con limitaciones muy invalidantes para la bipedestación y la marcha de la que se esperaba una restauración relativa de la función. Las demandas en la población provocan un impacto sobre el futuro de los reemplazos totales de cadera. La población añosa aumenta y con ello aumenta la demanda para el reemplazo total de cadera. Además, se espera un aumento en la incidencia de traumatismos, con el consiguiente incremento en el número de pacientes más jóvenes que requerirán la reconstrucción de la cadera. Ello obliga a todos aquellos vinculados con el reemplazo total de cadera –ortopedas, fabricantes, oficinas del gobierno, hospitales y pacientes- a cooperar para asegurar que las tendencias hacia la investigación y el desarrollo mantengan una estrecha relación con el aumento de las demandas. El objetivo es mejorar la calidad de vida mediante procedimientos relativamente económicos, que permitan aliviar el dolor, reducir la discapacidad y restaurar la función de forma permanente. El progreso de la tecnología y de la cirugía han desembocado en unos buenos resultados que permiten su indicación en sujetos con limitaciones no demasiado invalidantes, pero con evoluciones pronosticablemente malas. El resultado de todos estos factores es que la horquilla de edades de los receptores se ha ampliado considerablemente, así como las expectativas en torno al nivel de recuperación funcional. *En este orden de cosas es evidente la relevancia de los procedimientos que puedan contribuir a evitar los resultados deficientes como la disimetría de los miembros inferiores, la insuficiencia de la musculatura periprotésica, la falta de la restauración del centro de giro en el lugar premórbido con la consecuente alteración de la distribución de la carga, la insuficiente fijación de los componentes protésicos, o la orientación inadecuada de los mismos provocando un mayor riesgo de luxaciones, sobrecargas puntuales y de rotura de los implantes. En definitiva todo aquello que genere alteraciones de la biomecánica fisiológica de la cadera y que contribuye a un resultado insuficiente pudiendo favorecer el aflojamiento precoz de los implantes y la necesidad de realizar recambios protésicos. Parece evidente que el factor fundamental a considerar es la aplicación de la prótesis apropiada con el fin de obtener una fijación primaria estable de los componentes, con una disposición adecuada y sobre un lecho óseo preparado de forma óptima para lograr la restauración de la biomecánica de la cadera. Para ello hay que realizar la correspondiente planificación preoperatoria que teóricamente proporcionará los parámetros de referencia necesarios durante la intervención quirúrgica.* Esto que parece obvio no suele ser lo cotidiano. En la práctica es común que la planificación preoperatoria no se realice de forma rutinaria y que la decisión sobre la prótesis a aplicar y la colocación de la misma se tome de forma empírica en el quirófano. Varias razones pueden explicar este proceder. La explicación más probable es la falta de confianza del cirujano en la utilidad de la planificación derivada, en última instancia, de la necesidad práctica de comprobar peroperatoriamente los componentes a implantar. Si esta hipótesis fuera cierta, llevaría asociada que la planificación no implicaría de forma segura la determinación de los componentes reales de la prótesis, o, en otras palabras, que los procedimientos usuales

de planificación son limitados en su capacidad de predecir la prótesis a usar. Sin embargo, *la planificación de una prótesis total de cadera no cementada, no sólo es importante para predecir el máximo tamaño de vástago que cabe en el canal medular del fémur o el diámetro idóneo del componente acetabular, además debe ayudarnos a reconocer y cuantificar las alteraciones anatómicas de la cadera en cuestión y a elaborar las estrategias para la restauración de una mecánica lo más fisiológica posible con las herramientas disponibles.* Aceptar la hipótesis de que la planificación preoperatoria no predice el tamaño idóneo de los componentes no invalida la necesidad de planificar preoperatoriamente dado el beneficio que se puede obtener, no sólo de aplicar una prótesis óptima, sino de detectar defectos, programar soluciones, predecir posibles complicaciones etc., todo lo cual llevará a una reducción del tiempo quirúrgico y a unos mejores resultados a corto y largo plazo, cuestiones que son difícilmente decidibles por el puro criterio del tanteo. Mas bien se suscita la necesidad de detectar las deficiencias en los métodos de planificación preoperatoria y elaborar otros que superen sus limitaciones. Como en cualquier otro aspecto relacionado con la sanidad estos objetivos pueden parecer de difícil alcance por cuanto la demanda del enfermo y la ambición del médico van sistemáticamente por delante de los recursos pecuniarios y tecnológicos disponibles. Sin embargo es genuino intentar perfeccionar el método de planificación para tratar de mejorar los resultados quirúrgicos. Para ello hay que establecer una estrategia consistente en:

- a) obtener los parámetros usualmente medidos con las distintas planificaciones convencionales,
- b) detectar las insuficiencias y errores implícitos en los procedimientos convencionales,
- c) obtener los parámetros que no son contemplados y determinar si algunos de estos parámetros deberían ser analizados en la planificación cotidiana,
- d) evaluar comparativamente las modalidades de prótesis que se aplicarían basándose en la planificación convencional y si se introdujera parámetros adicionales y,
- e) proponer un procedimiento de planificación de síntesis que incorpore los parámetros considerados de utilidad y que excluya aquellos innecesarios y que únicamente puedan contribuir a dificultar la planificación.

Este procedimiento deberá incorporar la corrección de errores e inexactitudes detectados en los convencionales. Es previsible la futura automatización informatizada del proceso de planificación preoperatoria. De hecho diversos grupos han realizado aproximaciones al menos preliminares. Pero es necesario resaltar que cualquier implementación asistida por ordenador sólo se podrá desarrollar sobre procedimientos bien definidos y, por tanto, con márgenes de error muy minimizados, objetivos que constituyen la razón de ser central de este trabajo de Tesis Doctoral.

Se ha mostrado una correlación estrecha entre los resultados de las prótesis totales de cadera no cementada y la precisión de las estimaciones preoperatorias del stock óseo (Mackel y Dorr, 1988). Se ha documentado que la imprecisión de la fijación del fémur, con brechas de más de algunos milímetros, no son bien toleradas sobre todo si se utiliza un componente femoral no cementado. Estas deficiencias no solo afectan la estabilidad inicial

del implante sino que también producen una transferencia desigual de las fuerzas y una reducción del crecimiento óseo. Es la aparición de estas brechas lo que podría determinar el dolor postoperatorio del muslo y con frecuencia el fracaso del implante. *Por tanto, la fijación biológica de las prótesis no cementadas exige una estabilidad primaria óptima para una fijación duradera de los implantes* (Fessy *et al.*, 1997; DiMaio *et al.*, 1997).

A continuación vamos a revisar algunas de las consecuencias desagradables que pueden minimizarse con una correcta planificación preoperatoria de PTC.

2.1.-Aspectos mejorables con una planificación idónea

La planificación preoperatoria incorrecta o la falta de planificación puede llevar a un aumento del riesgo de ciertas complicaciones per y postoperatorias como vamos a ver a continuación.

2.1.1.-Fracturas intraoperatorias

La fractura intraoperatoria del fémur es una complicación bien descrita en la artroplastia total de cadera cementada. La incidencia documentada oscila entre el 0.1 y el 3.2% (Schwartz, Jr. *et al.*, 1989). En contraste, la incidencia de esta complicación en artroplastias no cementadas es mucho mayor, entre un 4.1 y un 27.8%. Schwartz *et al* publican una incidencia del 3% tanto para los procedimientos primarios como secundarios. Es más frecuente en mujeres, pero no parecía afectarse por la edad, el diagnóstico, el peso ni el índice cortical. Las fracturas ocurren durante la preparación del canal femoral o durante la impactación del implante. En 1985 comienzan a utilizar plantillas para la planificación preoperatoria, y modifican la instrumentación y las técnicas quirúrgicas. Realizan un orificio de entrada en fémur mucho mayor para evitar el fresado excéntrico y procuran que el vástago rellene por completo el canal femora (Schwartz, Jr. *et al.*, 1989).

Las fracturas intraoperatorias presentan dos localizaciones preferentes: proximal y distal, cerca de la punta del vástago según los criterios de Schwartz (Schwartz, Jr. *et al.*, 1989). La incidencia de fracturas está afectada por el diseño del implante, por una planificación preoperatoria meticulosa y por la técnica quirúrgica. Formas distintas de implantes se relacionan con patrones diferentes de fracturas. La prótesis de enclavado medular anatómico tiene un vástago cilíndrico y una sección proximal rectangular pequeña que tiene forma de cono sólo en el lado medial. La estabilidad intraoperatoria depende de un estrecho ajuste distal, por lo que es esperable una alta incidencia de fracturas distales si la técnica no es correcta. En la serie presentada por Schwartz *et al* (Schwartz, Jr. *et al.*, 1989), la mayoría de las fracturas ocurren cerca de la punta del vástago. Los diseños no cementados que tienen mayor volumen, segmento proximal piramidal y vástago en forma de cono y que dependen de un ajuste proximal estrecho se pueden asociar con una mayor incidencia de fracturas proximales. Contrariamente, los implantes que reproducen la curva del fémur proximal o que son más cortos pueden asociarse con una disminución de la incidencia de fracturas en la punta del vástago.

Existe una infravaloración de las fracturas del fémur ocurridas durante la intervención quirúrgica. Con frecuencia pasan desapercibidas quedando sin diagnosticar, sobre todo algunas fracturas incompletas ocurridas durante la introducción del vástago

definitivo y que son inapreciables en la radiografía postoperatoria. Jensen y Retpen (Jensen y Retpen, 1987) que no realizaban planificación preoperatoria con plantillas para medir el tamaño adecuado de la prótesis tenían una incidencia de 28% de fracturas intraoperatorias utilizando una prótesis de Judet que tiene 2 mm más que el diámetro de fémur preparado.

Las prótesis de fijación biológica precisan de técnicas quirúrgicas e instrumentación que aseguren el contacto íntimo entre la prótesis y el hueso. La instrumentación usada para alcanzar un ajuste íntimo entre hueso y prótesis es generalmente de menor tamaño que la prótesis real para crear una fijación a presión (press fit). Esto puede dar lugar a fracturas al introducir el vástago. Fitzgerald (Fitzgerald, Jr. *et al.*, 1988) documenta una frecuencia de 6.3% de fracturas durante el procedimiento quirúrgico de artroplastia de cadera primaria (17 fracturas de 829 PTC, 2%) y de revisión (23 fracturas de 319 revisiones, 7.2%).

Uno de los motivos fundamentales de fracturas periprotésicas es la falta de precisión de la planificación preoperatoria ya que generalmente se realiza sobre radiografías de ampliación desconocida (Fitzgerald, Jr. *et al.*, 1988). *Una planificación más rigurosa podría disminuir el riesgo de fracturas intraoperatorias* (Knight y Atwater, 1992).

2.1.2.-Luxación postoperatoria

La luxación de cadera tras artroplastia ocurre con una incidencia aproximada del 2 al 3% y genera unas implicaciones respecto al coste y a la morbilidad importantes (Morrey, 1997). Las luxaciones se clasifican en tempranas o tardías en función del intervalo desde la cirugía primaria, aunque el límite de la transición entre una y otra no está bien establecido, la mayoría de autores lo establecen entre las 4 y 5 semanas (Bierbaum *et al.*, 1993; Williams *et al.*, 1982).

Existen ciertos factores de riesgo para la luxación de cadera. Aquellos relacionados con la enfermedad de base son: displasia del desarrollo de la cadera, fractura previa, anquilosis, reintervenciones de cadera, particularmente artroplastias, y sépsis. Entre los factores relacionados con las características del paciente, ser mujeres y ancianos con disfunciones neurológicas, como crisis convulsivas o enfermedad de Parkinson y el alcoholismo aumentan el riesgo de luxación. Otras características como la talla y el peso no han probado ser relevantes respecto al riesgo de luxación. La incidencia de inestabilidad tras cirugía de revisión puede exceder el 10%.

Varios son los factores bajo el control del cirujano en el momento del procedimiento:

- la selección del abordaje quirúrgico es uno de los más importantes y relevantes. En general, la vía de abordaje genera una inestabilidad en la dirección de dicho abordaje. El abordaje posterior limita la exposición anterior y puede causar una tendencia a colocar los componentes acetabular y femoral en posiciones menos anteveras que las debidas.
- La orientación de la copa acetabular es también una variable crítica. Una colocación en retroversión predispone a la luxación posterior, éste es quizás el problema que con

más frecuencia se identifica en las prótesis luxadas durante la reintervención y cuya reorientación genera un 70% de éxitos según Bierbaum *et al* (Bierbaum *et al.*, 1993). El componente rotacional del acetábulo protésico es más difícil de controlar en el proceso de una planificación sobre radiografías ya que se trabaja sobre imágenes bidimensionales de proyecciones antero-posteriores de pelvis y caderas. En cambio, la inclinación del acetábulo si puede precisarse durante el estudio preoperatorio. Williams *et al.* (Williams *et al.*, 1982) publican una tasa de luxación en artroplastias primarias del 0.6% (7 casos de 1030 prótesis primarias). En el 90% de los casos se debió a una colocación en excesiva abducción del componente acetabular. Cuando se trataba de cirugía de revisión observaron un 20% de luxaciones pero sólo en un 35% la abducción del componente acetabular era excesiva, parecía mas bien causado por una insuficiencia de la musculatura abductora (Williams *et al.*, 1982).

- La posición rotacional del componente femoral también puede determinar una tendencia a la luxación. Fackler y Poss (Fackler y Poss, 1980), observaron, entre sus casos complicados con luxación postoperatoria, que la retroversión del componente femoral era el factor causal más frecuente. Una excesiva anteversión favorece la luxación anterior, aunque el riesgo es menor que en el caso de luxación posterior por colocación del cotilo en retroversión. El cirujano debe considerar la posición del fémur con respecto a la pelvis. Este es un aspecto de la artroplastia total de cadera que ha recibido poca atención. La posición AP del fémur está afectada por la posición rotacional del componente femoral en el canal. Si el componente está situado en anteversión con respecto al eje transcondíleo de la rodilla, el fémur estará desplazado hacia posterior con respecto a la pelvis tras la reducción de la cadera. Si se coloca en retroversión, quedará el fémur en una posición anterior respecto a la pelvis (Moreland, 1993). Cuando un fémur presenta una anteversión excesiva y una situación posterior con respecto a la pelvis, los músculos abductores que normalmente son anteriores, limitan su capacidad abductora y fuerzan la cadera en rotación interna. Además queda limitada la rotación externa. Esta situación, sin embargo es estable ya que se necesita una rotación interna excesiva para luxar la cadera posteriormente y los abductores no permiten suficiente rotación externa para la luxación anterior. Por tanto la colocación del componente femoral en excesiva anteversión no lleva a un problema de luxación pero limita la rotación externa del paciente. Una retroversión excesiva, sin embargo, tiende a producir una luxación posterior. Debido a que la cadera necesita sólo una ligera rotación interna para luxarla posteriormente, influenciado además porque la mayoría de los abordajes son posteriores con sección de los rotadores cortos, una retroversión excesiva sí predispone a una luxación posterior. Dejar un componente femoral en retroversión con respecto al plano de flexión de la rodilla está particularmente contraindicado por la fuerte tendencia a la luxación posterior en esta posición. Existen diseños de vástagos femorales con anteversión inherente (llamados anatómicos) y éstos deben colocarse en rotación neutra para evitar una excesiva anteversión.
- Otros factores son: la insuficiencia de los abductores, que se ve incrementada si se realiza una osteotomía del trocánter mayor y en cirugía de revisión (Fackler y Poss,

1980). Cuando la artroplastia disminuye el *offset* aumenta el riesgo de luxación. La longitud resultante del miembro se considera un factor menor sobre el riesgo de luxación de cadera, aunque parece lógico pensar que un aumento en la tensión de las plantas blandas periprotésicas, por un alargamiento del miembro, proteja contra la luxación más que una laxitud de las mismas por un acortamiento. El compromiso de las envolturas blandas que rodean la cadera puede contribuir a la inestabilidad. La tensión miofascial inadecuada puede ser consecuencia de una inapropiada longitud del cuello protésico. La planificación preoperatoria adecuada y la correcta colocación de los componentes bajo una tensión miofascial apropiada pueden minimizar la mayor parte de los factores técnicos que contribuyen a la inestabilidad (Morrey, 1997; Bierbaum *et al.*, 1993).

Uno de los motivos por los que los componentes se colocan con una orientación inapropiada es por la desorientación del cirujano respecto de la posición exacta de la pelvis y el fémur durante la cirugía. Esto es resultado de una colocación en la mesa operatoria inapropiada o de una estabilización poco firme del paciente. Sin embargo, una planificación preoperatoria precisa facilitaría la correcta colocación de los implantes.

De entre los factores relacionados con el diseño encontramos cómo la aplicación de una ceja en el componente de polietileno provoca un aumento de la cobertura cefálica y de la estabilidad de la prótesis, sobre todo en cirugía de revisión. En contra de este diseño observamos que provoca un momento dos veces mayor que un diseño hemisférico con un mayor desgaste del polietileno.

Chandler *et al* (Chandler *et al.*, 1984), describen un modelo de componente acetabular de polietileno que contiene un anillo alámbrico incompleto de 270° y sitúan la zona ausente de alambre de las 12 a las 3. De esta forma son capaces de medir la ante o retroversión de la copa en las Rx AP centradas en la cadera. Con ello consiguen predecir aquellas artroplastias que tienen más probabilidad de luxación.

Las aplicaciones de la TAC en clínica ortopédica se incrementan constantemente y su disponibilidad hoy en día es muy amplia en los hospitales, por los que es accesible su utilización. Mediciones correctas de grosor óseo, ángulos y densidad pueden realizarse, y la dosis de radiación puede reducirse obteniendo sólo tomografías de los niveles relevantes (Barmeir *et al.*, 1982). A pesar de los artefactos producidos por los implantes metálicos se pueden obtener datos importantes, y los scanners de última generación utilizan un algoritmo especial que elimina los artefactos y mejora la calidad de la imagen (Mian *et al.*, 1992) (Pierchon *et al.*, 1994).

De 100 prótesis primarias intervenidas de forma consecutiva para valorar la validez de la planificación preoperatoria, observaron un cotilo colocado a 61° de abducción que se luxó durante las primeras 6 semanas y dos componente acetabulares se movilizaron durante la cirugía cuando se luxaba la reducción de prueba, tratándose lo mismo mediante alargamiento del cuello (Knight y Atwater, 1992).

La elección preoperatoria del diseño de implante y de la orientación más adecuada para la anatomía particular de cada paciente disminuye el riesgo de luxación.

2.1.3.-Aflojamiento aséptico

El resultado clínico a corto y largo plazo de una sustitución articular total depende del ambiente mecánico postoperatorio del implante, el cuál depende de múltiples factores. Multitud de parámetros tienen un efecto profundo sobre la biomecánica postoperatoria y, como consecuencia, sobre el resultado del implante (Hierton *et al.*, 1983; Yoder *et al.*, 1988; Delagoutte *et al.*, 1991; Havelin *et al.*, 1995; De _Anta, 1997). Algunos de ellos son: la geometría ósea, las propiedades mecánicas del hueso, la actividad del sujeto, la edad, el peso, el sexo, la enfermedad de base, el diseño del implante, el sistema de corte, la colocación de los implantes, el sistema de fijación, el relleno del canal, la micromovilidad, y el ambiente biomecánico de la cadera.

El aflojamiento aséptico de uno o ambos componentes protésicos se ha convertido en la causa de mayor prevalencia del fracaso en la artroplastia total de cadera. Los determinantes de la duración del reemplazo total de cadera son multifactoriales. El sexo y la edad del paciente, la enfermedad de base y el nivel de actividad, son consideraciones importantes que deben tenerse en cuenta cuando se estima la durabilidad del implante. Un varón, joven, activo y con necrosis avascular tendrá un pronóstico menos favorable ya que estas características se asocian intrínsecamente con una mayor incidencia de aflojamientos (Bierbaum *et al.*, 1993). Estos parámetros dependen directamente de cada paciente y no podemos influir sobre ellos, sin embargo, otros como la elección del diseño más conveniente para cada paciente particular, la colocación en la posición más apropiada de cada implante, el sistema de fijación, la corrección de deformidades para conseguir una biomecánica más fisiológica, etc., son parámetros que dependen directamente de una correcta planificación preoperatoria y de una técnica quirúrgica impecable.

Las complicaciones a largo plazo de las prótesis totales de cadera cementadas, particularmente el aflojamiento aséptico ha llevado al desarrollo de implantes con una fijación biológica (Engh *et al.*, 1987). En dichos implantes, la fijación primaria estable de los componentes es esencial para alcanzar el crecimiento óseo y una estabilidad secundaria a largo plazo. El relleno óptimo de la metáfisis proximal por el implante, es el camino para asegurar la fijación estable primaria y permitir una transferencia de cargas más fisiológica (Walker y Robertson, 1988; Fessy *et al.*, 1997).

Se ha demostrado que las fallas mecánicas resultan de la excesiva sobrecarga, ya sea en picos, ya sea cíclica, que se produce al nivel de las interfases. El factor más importante aunque menos conocido en la estabilidad de la prótesis a corto plazo es el tamaño adecuado, y a largo plazo es la respuesta biológica del huésped en relación con el biomaterial. A pesar de los estudios realizados todavía somos incapaces de predecir qué paciente evolucionará bien con determinado sistema de fijación y cuál no lo hará. Se sabe, sin embargo, que el aflojamiento aséptico depende de la interrelación compleja y cronodependiente entre variables propias del paciente y variables quirúrgicas (Bierbaum *et al.*, 1993).

La localización del componente acetabular en su lugar fisiológico durante la artroplastia total de cadera, teóricamente debe reducir la prevalencia de aflojamientos asépticos de los componentes. Pagnano, en 1996 (Pagnano *et al.*, 1996) publicó, tras analizar 145 prótesis primarias en pacientes con displasia congénita tipo II de Crowe que,

la colocación del componente acetabular más superior al lugar correspondiente a su centro de giro idóneo conlleva un mayor riesgo de aflojamiento y de revisión, no sólo del componente acetabular sino también del femoral. También Yoder *et al* (Yoder *et al.*, 1988), observan un mayor porcentaje de aflojamiento en los componentes acetabulares colocados en una posición más superior y más lateral que el anatómico.

Si la fuerza resultante a través de la cadera juega un papel en el desarrollo de la artrosis, no es absurdo sugerir que las mismas fuerzas juegan un papel en el fracaso de una artroplastia total de cadera. Mills *et al* (Mills *et al.*, 1993), observan que los pacientes con una artrosis con desplazamiento proximal y externo tienen un ángulo cérico-diafisario mayor y un *offset* más pequeño que el resto de tipos de artrosis. Su trabajo sugiere que una disminución del ángulo cérico-diafisario y un incremento del *offset*, podrían disminuir las fuerzas a través de la articulación y disminuir el riesgo de fracaso mecánico de la prótesis.

En las diferentes fuentes consultadas no está claramente definido el término aflojamiento aséptico. Existe una incongruencia entre los hallazgos clínicos y los radiológicos (Delagoutte *et al.*, 1991). La experiencia clínica ha demostrado que algunos pacientes con implantes aflojados funcionan bien y no presentan síntomas clínicos. Esta paradoja crea confusión cuando se intenta interpretar la importancia de los índices de aflojamiento descritos. Estudios *in vitro* e *in vivo* (Hierton *et al.*, 1983; Jones *et al.*, 1992; Yoder *et al.*, 1988; Maloney *et al.*, 1992; Phillips *et al.*, 1991; Snorrason y Karrholm, 1990; Li *et al.*, 1995) han demostrado que, aún en los implantes bien fijados, la aplicación de una carga produce micromovimientos entre la prótesis y el hueso. Cuando su amplitud no es excesiva con la aplicación de cargas sucesivas y el hueso no se afecta, son bien tolerados. Esta condición de fijación se la considera estable. Este concepto es interesante ya que asocia la estabilidad de la fijación frente a la carga aplicada y expresa la respuesta cronodependiente del huésped en relación con el implante. Cuando la carga que ha de soportar la interfase no es excesiva se puede producir la remodelación normal del hueso. La micromovilidad de esta interfase puede causar microfracturas en el hueso trabecular. Esto puede estimular la remodelación del hueso y la fijación puede ser recuperada. Se ha demostrado la reorientación de las trabéculas en esta interfase. Si la reiteración de las cargas ocasiona un aumento en la amplitud de la micromovilidad pueden provocarse picos de tensión sobre el hueso, la prótesis o en la interfase entre el hueso y la prótesis. Las fallas mecánicas pueden seguir a la pérdida de fijación. Si las cargas luego son reducidas o el implante adopta un nuevo nivel de estabilidad la fijación puede volver a ser estable. Desde el punto de vista mecánico, la pérdida de fijación aparece cuando las cargas aplicadas a la fijación exceden su resistencia. La resistencia de la fijación no cementada depende, en forma especial, de la resistencia del hueso involucrado en la unión y de la extensión y disposición de la superficie de unión, ya que ellas son factores críticos en la resistencia frente a las cargas aplicadas.

La integridad de la envoltura ósea que existe alrededor del implante es fundamental para asegurar la durabilidad de éste. La presencia de la prótesis no debe interrumpir la renovación esquelética. Sin embargo, los mecanismos biológicos de reparación pueden alterarse por las nuevas condiciones ambientales impuestas por la presencia del implante.

Se ha observado que alrededor del implante aparece una zona necrótica, en parte debida al raspado intramedular que desvasculariza la zona profunda del hueso cortical. En función de las condiciones mecánicas, el hueso necrótico que aparece alrededor del implante puede ser reemplazado por hueso viable. La velocidad, la extensión y los mecanismos de reparación del hueso esponjoso y cortical son muy diferentes. La extensión en la que el hueso necrótico es reemplazado por hueso viable depende de la resistencia mecánica del mismo. La falla mecánica del hueso muerto puede aparecer si la carga excede su resistencia estática. Los niveles de carga aplicada sobre el hueso muerto pueden relacionarse con la naturaleza y la extensión de la unión y con la actividad física y el peso corporal del paciente. Albrektsson ha demostrado que para que exista una verdadera osteointegración el implante debe ser descargado de forma completa hasta que el hueso muerto haya sido totalmente remodelado (Albrektsson *et al.*, 1981).

Tras un período inicial de reparación y remodelado la interfase se conforma con diferentes proporciones de hueso, fibrocartilago y tejido fibroso. Se han propuesto múltiples factores como elementos que pueden influir sobre el tipo de tejido de unión que se forma, entre los que se citan:

- la magnitud y la forma de las cargas aplicadas en la interfase,
- la presencia de huecos entre el implante y el hueso en el momento de la colocación de la prótesis,
- la interrupción de la irrigación sanguínea,
- la infección y
- los efectos tóxicos locales producidos por los residuos libres del monómero de metilmetacrilato en los implantes cementados, de partículas de polietileno o metálicas.

La estabilidad de la fijación del implante a largo plazo se ve influenciada por procesos que inhiban la remodelación del hueso o eliminen hueso en la interfase. Ello puede llevar a la falla mecánica, y si las cargas aplicadas no se reducen se producirá un aflojamiento. No está claro si el aumento del diámetro del conducto medular que contiene un tallo femoral está relacionado de forma especial con los fenómenos de pérdida de hueso vinculados con la edad o si se trata sólo de efectos mecánicos. Por otra parte, es posible que la transmisión de las cargas desde un componente femoral estable hacia la superficie endóstica del fémur, pueda modificar o incluso evitar el aumento en el diámetro del conducto medular.

La membrana fibrosa, que se observa en la interfase durante las revisiones por aflojamientos asépticos sintomáticos ha demostrado la presencia de restos de polietileno y de metilmetacrilato, sin embargo, el papel preciso de estos detritus en el fracaso de reemplazos totales de cadera no está dilucidado por completo. Se ha propuesto una causa bifásica para el aflojamiento aséptico. Al principio se produce una falla mecánica en la interfase. Esta falla mecánica crea detritos de cemento que luego desencadenan la fase biológica. Se activan los histiocitos por las partículas de desgaste que producen liberación de prostaglandinas y colagenasas, que son mediadoras de la osteólisis. Los macrófagos también participan en la resorción ósea. En el caso de prótesis no cementadas las partículas de desgaste son de polietileno o bien metálicas, y pueden igualmente estimular una reacción osteolítica en la interfase entre la prótesis y el hueso llevando a un

aflojamiento tardío de una artroplastia total de cadera (Cooper *et al.*, 1992; Goldring *et al.*, 1986; Takagi *et al.*, 1994).

Las artroplastias metal-polietileno generan detritus por parte del polietileno, y el volumen de restos está en función del tiempo implantado, del peso molecular del polietileno, de la distribución del mismo y de la presencia de abrasivos como restos de cemento en la articulación.

La correlación clínica es de gran valor para interpretar la significación real del aflojamiento documentado con las radiografías. Es difícil saber con precisión el verdadero significado de los cambios radiográficos asintomáticos, y para poder establecer una apropiada interpretación sería necesario disponer de estudios clínicos sobre un importante número de pacientes y un largo período de tiempo (Bierbaum *et al.*, 1993). Ha habido un intento por diagnosticar el aflojamiento aséptico de los implantes mediante vibraciones, pero hasta ahora, esta técnica no ha superado las actuales de radiografías y gammagrafía (Li *et al.*, 1995).

La interpretación radiográfica de aflojamiento aséptico de un implante protésico no es fácil. En primer lugar, la identificación de radiolucencias en la interfase prótesis-hueso se presta a variaciones relacionadas con el observador. Las observaciones de un investigador experimentado pueden ser más fiables pero siempre puede introducirse un error personal. El efecto Mach –presencia de una radiotransparencia aparente pero no real a nivel de la interfase de materiales de diferente radiodensidad- puede aumentar el índice de lecturas positivas falsas (Daffner, 1980). En segundo lugar, los cambios de posición pueden llevar a problemas de interpretación. Variaciones de menos de 3 ó 4 mm o inferiores a 3 ó 4 grados no pueden ser determinados en forma confiable mediante las radiografías simples. Además, la interpretación radiográfica suele excluir criterios clínicos. Sin embargo, si se incluyeran factores clínicos tales como el dolor, podrían ser de valor sólo si se pudiera garantizar que el origen del dolor se encuentra en los hallazgos radiográficos.

Es obvio que los criterios utilizados para definir el aflojamiento afectan sus índices. El hecho de que no exista una definición de aflojamiento que sea universalmente aceptada tiene un efecto significativo sobre las incidencias informadas. Brand *et al.* (Brand *et al.*, 1985) estudiaron la prevalencia del aflojamiento en prótesis totales de cadera utilizando la definición de diferentes fuentes. Según la definición utilizada la incidencia del aflojamiento femoral varió entre el 21 y el 51% y a nivel acetabular varió entre el 28 y el 56%. La falta de definición tiene grandes implicaciones: los factores de riesgo son difíciles de establecer; el valor de los cambios dependientes de la técnica quirúrgica o del diseño del implante son difíciles de determinar; los pacientes con riesgo para el aflojamiento pero sin síntomas no son fáciles de identificar, por lo que no pueden recibir un apropiado seguimiento o un tratamiento específico; las indicaciones para la revisión son difíciles de establecer. A pesar de todo, la mayoría de los ortopedas consideran que las radiolucencias y los cambios de posición de los componentes tienen valor pronóstico, y casi todas las series clínicas utilizan uno o ambos criterios (Bierbaum *et al.*, 1993).

Cuando los índices de aflojamientos se basan en los índices de reintervenciones suelen subestimarse debido a los diferentes criterios utilizados para una reintervención, y a

los múltiples factores que afectan la indicación de revisiones quirúrgicas. Por ejemplo, el estado general del paciente puede alterar la relación riesgo-beneficio de una operación necesaria a favor de un tratamiento no quirúrgico con ayuda para la marcha y tratamiento médico. Las indicaciones para la cirugía de revisión varía entre los diferentes cirujanos. Las demandas de los pacientes también influyen sobre la decisión del cirujano.

Existe un hecho, aceptado por todos, de que la prevalencia del aflojamiento aumenta con el tiempo. En este sentido, muchos trabajos observan un aumento de la prevalencia de aflojamiento con el paso de los años. A los 10 años de un reemplazo total de cadera la evidencia radiográfica de fallas en la fijación del componente femoral es por lo menos del 30%, y en algunas series llega al 70%.

Gruen *et al* (Gruen *et al.*, 1979) realizaron un detallado estudio retrospectivo radiográfico zonal de 289 PTC, y establecieron la distribución zonal del fémur utilizada universalmente hoy en día.

La reconstrucción óptima del acetábulo comienza con la colocación del centro de rotación del componente acetabular, tan anatómicamente como resulte posible. La estabilidad mecánica de un acetábulo se refuerza cuando el componente queda totalmente cubierto por hueso.

Keaveny y Bartel (Keaveny y Bartel, 1995), en un análisis detallado sobre elementos finitos para establecer una dependencia entre las cargas proximales del hueso y el máximo estrés producido en el vástago, observaron que la integración biológica típica del vástago reducía de forma sustancial las cargas en el hueso proximal. Una falta de osteointegración producía un aumento de las cargas axiales y torsionales.

Las prótesis ortopédicas están sometidas a una carga mecánica y a unas condiciones ambientales que llevan a la fractura, desgaste y corrosión de los materiales de fabricación. A pesar de este proceso continuo de fallo del material, la mayoría de los sistemas protésicos son capaces de funcionar adecuadamente por un período de 10 a 20 años. Los estudios publicados durante los pasados años indican que la respuesta del huésped hacia las partículas de desgaste es la causa primaria que limita la longevidad de las prótesis totales de reemplazo articular. La reacción biológica a las partículas de desgaste ocasiona la resorción del hueso que rodea a la prótesis que a su vez lleva al aflojamiento y al dolor. Un componente de tamaño inferior al adecuado y un nivel de actividad alto en pacientes jóvenes se ha relacionado con el aflojamiento aséptico (Kim *et al.*, 1995). Linde y Jensen (Linde y Jensen, 1988) revisaron diversos factores considerados como predictores del aflojamiento del acetábulo en 123 artroplastias de Charnley realizadas para el tratamiento de luxación congénita de cadera, en las que se colocó el acetábulo lo más bajo posible y se agregó una osteotomía trocantérea. El tamaño del acetábulo y su inclinación no parecieron relacionarse con el aflojamiento en contra de lo que obsevaron Kim *et al* (Kim *et al.*, 1995) . Por otra parte, la ausencia de soporte óseo externo para el acetábulo, fue el factor más importante relacionado con el aflojamiento del componente acetabular. Factor claramente controlable por una planificación precisa.

Por todo lo anteriormente expuesto, destacamos la importancia de la colocación de la prótesis adecuada, en el lugar y con la orientación apropiados.

2.1.4.-Desigualdad en la longitud de los miembros inferiores.

Una discrepancia en la longitud de los miembros postoperatoria es un fallo técnico desafortunado, que a menudo compromete los esfuerzos del más experto cirujano y lleva a la decepción del paciente y a la insatisfacción del cirujano. Una disparidad en la longitud de los miembros significativa afecta los resultados clínicos. Además de la frustración del paciente, tiene implicaciones funcionales negativas y efectos adversos teóricos sobre la longevidad de la prótesis. Las implicaciones funcionales de un alargamiento o un acortamiento del miembro postoperatorio varían entre la población con artroplastia de cadera. El efecto más negativo de un alargamiento del miembro es la parálisis del nervio ciático, que ocurre en el 2.5% de algunas series, pero dicho porcentaje se incrementa con un alargamiento mayor de 2.5 cm. El dolor de espalda también se ha relacionado con la discrepancia de longitud de los miembros postoperatorio (Abraham y Dimon, 1992). Un acortamiento del miembro provoca una insuficiencia de los abductores y un potencial incremento de luxación (Morrey, 1997). La relación de esta discrepancia con los efectos a largo plazo están peor definidos. Algunos investigadores han sugerido que la alteración de la longitud puede llevar a un fracaso mecánico (Frieberg, 1983, Bierbaum *et al.*, 1993, Turula *et al.*, 1986). Cuando se alarga un miembro se produce un aumento del estrés superolateral de la cadera. Como Abraham y Dimon (Abraham y Dimon, 1992) apuntan, es aconsejable disponer de técnicas de medición clínicas y radiológicas para una correcta evaluación preoperatoria, y disponer de medios para la corrección de la longitud intraoperatoria para así minimizar el error y las consecuencias de una disimetría postoperatoria.

La disimetría como causa de aflojamiento aséptico y de dolor justificaría una investigación de los pacientes con artroplastia de cadera.

La más adecuada equiparación de la longitud de los miembros, si se la considera de forma sistemática, puede ser obtenida en la mayor parte de los pacientes sometidos a una artroplastia total de cadera. El primer paso que debe respetarse es una cuidadosa evaluación preoperatoria, que debe descubrir las menores discrepancias.

La disimetría tras una artroplastia total de cadera es cada vez más frecuente una causa de querrela judicial. (Turula *et al.*, 1986) (Spotorno y Romagnoli, 1999). *Una adecuada planificación preoperatoria puede corregir esta desafortunada complicación.*