

Capítulo 5.-Discusión

1.-Discusión de los métodos utilizados

1.1.-Método utilizado para el estudio radiográfico

1.1.1.-Método utilizado para medir la ampliación de las imágenes radiográficas

1.2.-Métodos empleados para la planificación preoperatoria de PTC no cementadas

1.2.1.-Método utilizado para determinar la oblicuidad pélvica

1.2.2.-Método utilizado para calcular el centro de rotación de la cs y resultados de la estabilidad de los parámetros de referencia (Xcs, Ycs, Ocs y Zcs).

1.2.3.-Método utilizado para corregir las asimetrías entre las caderas determinadas respecto del centro de giro

1.2.4.-Método para calcular las asimetrías entre las caderas obviando el centro de giro y discusión de la estabilidad de las longitudes (vertical y horizontal) de la cadera sana (Ytcs y Xtcs) obviando el centro de giro

1.2.4.1.-Asimetría vertical de las caderas (Ytce – Ytcs) obviando el centro de giro y discusión de la estabilidad vertical de la cadera sana (Ytcs)

1.2.4.2.-Asimetría horizontal de las cadera (Xtce – Xtcs) obviando el centro de giro y discusión de la estabilidad horizontal de la cadera sana (Xtcs)

1.2.5.-Método para determinar el ángulo cervico-diafisario (ACD) y análisis de sus resultados

1.2.6.-Método para determinar el ángulo de versión del cuello femoral y análisis de sus resultados

1.2.7.-Método de planificación acetabular

2.-Discusión de los resultados

2.1-Ampliación radiográfica

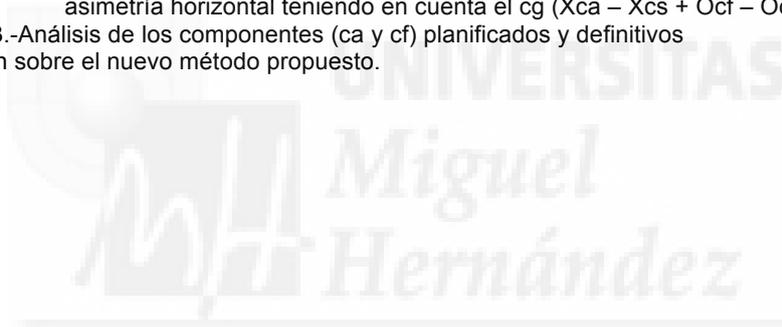
2.2.-Asimetría entre las caderas

2.2.1.-Asimetría vertical de las caderas (Ytce – Ytcs) obviando el centro de giro y comparación con la asimetría vertical teniendo en cuenta el cg (Ycs – Yca + Zcf – Zcs)

2.2.2.-Asimetría horizontal de las caderas (Xtce – Xtcs) obviando el cg y comparación con la asimetría horizontal teniendo en cuenta el cg (Xca – Xcs + Ocf – Ocs)

2.3.-Análisis de los componentes (ca y cf) planificados y definitivos

3.-Discusión sobre el nuevo método propuesto.



Este capítulo de discusión lo hemos dividido en tres apartados, discusión de los métodos utilizados para la planificación preoperatoria de PTC, discusión de los resultados propiamente dichos y una breve discusión general sobre el nuevo método de planificación preoperatoria propuesto. Debido a que nuestro objetivo principal era la elaboración de un método de planificación preoperatorio, ya que no hemos encontrado unanimidad de criterios entre los diferentes modos de calcular algunos parámetros que deben de establecerse en este espacio, hemos creído conveniente justificar algunos de ellos inicialmente. En determinados subapartados sobre la discusión de los métodos, hemos incluido también la discusión de sus resultados, ya que el objetivo que se perseguía de su análisis era la demostración de su validez como parámetro de referencia.

1.-Discusión de los métodos utilizados

1.1.-Método utilizado para el estudio radiográfico

La obtención de un correcto estudio radiográfico es quizá el determinante más importante para poder llevar a cabo una planificación preoperatoria precisa, independientemente del método utilizado. Sin una correcta proyección radiográfica las asimetrías medidas entre un lado y otro no son fiables. Por ejemplo, el *offset* de una cadera, medido en una Rx AP de pelvis, varía mucho en función de la situación rotacional de la misma. Cuando la proyección del fémur no es AP pura, el *offset* disminuye y la comparación con el lado contralateral no es adecuada, por tanto, planificar su corrección preoperatoria sería un error, y más aún corregirlo quirúrgicamente. Asimismo, si una cadera está más en rotación interna que la contralateral, su trocánter mayor estará más separado del chasis radiográfico y por tanto más magnificado, el trocánter menor estará más cerca de la placa y menos ampliado. Todo ello genera diferentes medidas comparativas entre ambos lados, influidas también por los puntos de referencia que tomemos. Igualmente, si una hemipelvis se encuentra más elevada que la contralateral (más separada del chasis radiográfico), estará más magnificada. Será pues conveniente, exigir una proyección simétrica de las caderas para realizar la planificación con el fin de evitar sesgos procedentes de la mala posición del paciente. A través de nuestro estudio hemos observado que cuando la proyección no logra ser simétrica algunos parámetros son muy variables.

En la artrosis de cadera es muy frecuente la deformidad en flexión y en rotación externa, en estos casos, lograr una proyección simétrica implica la colocación del miembro contralateral sano en la misma posición que el enfermo, si queremos medir las desigualdades a ambos lados para su correcta reconstrucción. Por otro lado, esta proyección, con las caderas en una posición no estándar, genera otras dificultades durante la planificación, la proyección del fémur no es adecuada para la superposición de las plantillas de los vástagos para el cálculo del tamaño del implante femoral. Es por este motivo, por el que creemos necesario, una proyección simétrica de ambas caderas y otra proyección AP pura del fémur a intervenir en los casos en los que no se ha logrado una colocación estándar del paciente. En algunos casos de deformidades crónicas existe una gran dificultad para obtener una proyección simétrica de las caderas. Uno de los pacientes analizados presentaba un acortamiento de miembro izquierdo contralateral de 3 cm por

una artrodesis de rodilla de 35 años de evolución que había generado unas deformidades irreductibles, oblicuidad pélvica fija, cadera izquierda en abducción y derecha en aducción. La obtención de una proyección en una posición simétrica de las caderas fue muy dificultosa. La discrepancia de longitud de los miembros inclina la pelvis hacia el miembro más corto, y como consecuencia altera la orientación de los acetábulos de ambas caderas, y por tanto la distribución de la carga genera fuerzas anormales a ambos lados (Bombelli, 1985; Bierbaum *et al.*, 1993; Friberg, 1983), esta quizá fuera la causa de la coxartrosis.

Uno de los problemas más difíciles de resolver, cuando se realiza un estudio radiográfico en pacientes con una coxopatía, es la posición de los miembros inferiores. Con frecuencia la deformidad impide la colocación en una postura determinada estándar, y por supuesto, la comparación entre dos radiografías, una preoperatoria con una posición forzada por la deformidad y otra postoperatoria con una posición estándar puede afectar las mediciones realizadas. En la discusión de los resultados observaremos cómo esta circunstancia afecta a los diferentes parámetros analizados. La mayoría de los métodos descritos de planificación preoperatoria de prótesis de cadera resultan imposibles de desarrollar sin una correcta y simétrica proyección radiográfica, tal es el caso del método de Egli *et al* (Eggl *et al.*, 1998), o del de Capello (Capello, 1986) y otros (Knight y Atwater, 1992; DeOrio y Blasser K.E., 1994). Sin embargo, la descripción del método para la realización de las radiografías no se detalla con precisión. Es por esto que hemos creído conveniente resaltar la correcta técnica del método radiográfico.

1.1.1.-Método utilizado para medir la ampliación de las imágenes radiográficas

Es común que se aconseje la inclusión de un marcador de la ampliación radiográfica para minimizar los errores procedentes de las mediciones con reglas convencionales. Capello (Capello, 1986) propone el uso de barras de plexiglas con esferas separadas exactamente 100 mm embebidas en su interior. Si la barra se sitúa al nivel del fémur proximal y paralela a la Rx, la distancia entre las esferas puede ser medida en la radiografía y la ampliación calculada. Gorski y Schwartz (Gorski y Schwartz, 1986) desarrollaron un instrumento complicado consistente en una plataforma escalonada de aluminio de altura regulable. Knight y Atwater (Knight y Atwater, 1992) cuantifican la ampliación radiológica preoperatoria colocando una regla de 40 mm a la altura del trocánter mayor en la radiografía AP de pelvis y situando la fuente de rayos-X a una distancia fija. Otros autores (Tjernstrom *et al.*, 1996) utilizan una regla radioopaca puesta a la altura del hueso para valorar el grado de ampliación de las radiografías. Ninguno de los marcadores radiográficos desarrollados para el estudio preoperatorio de PTC se ha popularizado para su uso en la práctica clínica diaria. Nosotros hemos diseñado un marcador de la ampliación radiográfica consistente en una esfera de acero inoxidable de altura regulable (Figura 3-1). La elección de una esfera fue para evitar errores procedentes de la colocación en el plano horizontal. Cuando se utilizan marcadores planos (reglas, triángulos, plataformas, etc) la posibilidad de colocarlos divergentes con respecto al plano del chasis radiográfico es grande mientras que con una esfera este problema se subsana.

Durante la realización de los primeros ensayos radiográficos, observamos que, en este tipo de pacientes, que con frecuencia sufren deformidades importantes en la cadera

con imposibilidad para la colocación en la posición estándar predeterminada, el trocánter mayor no era un buen referente para la colocación del marcador radiográfico. Como sabemos por anatomía cuando la cadera está en rotación externa, frecuente deformidad en artrósicos, el trocánter mayor se localiza posterior y con el paciente en decúbito supino se coloca, por tanto, más cerca del chasis radiográfico que el centro de la cadera. De ahí que nos planteáramos un método alternativo para intuir la correcta colocación del marcador radiográfico. El símil trigonométrico utilizado es correcto, ya que la ampliación radiográfica obtenida en el estudio preoperatorio no presenta diferencias significativas con la derivada del estudio postoperatorio (calculada a partir de la ampliación sufrida por la cabeza femoral protésica implantada). Sin embargo, en la práctica, la tabla derivada de este símil trigonométrico, nos hemos visto obligados a adecuarla al tamaño del paciente. En un ensayo preliminar realizado utilizando el marcador de la esfera en pacientes intervenidos de PTC, y comparando las ampliaciones de la esfera metálica externa con las ampliaciones de la cabeza femoral protésica, observamos que para sujetos de baja estatura (inferior a 160 cm) la elevación de la esfera era excesiva según los datos derivados de la tabla. Por este motivo, cuando la estatura era inferior a 160 cm hemos reducido la elevación de la esfera entre 5 y 10 mm (en función de la estatura), respecto a lo que la tabla aconsejaba, como ya describimos en el capítulo de material y métodos. En cambio, en pacientes más altos la tabla se adaptaba perfectamente. Quizás esto sea motivado porque los datos se han obtenido a partir de un valor medio de *offset* de 43.0, según un estudio realizado por Noble *et al.* (Noble *et al.*, 1988) sobre 200 fémures de cadáveres adultos en Houston, y la media de la estatura de los estadounidenses sea superior a la media de la estatura de los españoles, al menos en el rango de edad a la que nos estamos refiriendo.

1.2.-Métodos empleados para la planificación preoperatoria de PTC no cementadas

A continuación se van a discutir y justificar algunos de los referentes elegidos para la planificación preoperatoria aportada, ya que no están bien definidos entre los métodos descritos o bien hay diferentes opciones según el sistema de planificación que apliquemos.

1.2.1.-Método utilizado para determinar la oblicuidad pélvica

Generalmente, el primer paso de la planificación preoperatoria de PTC suele ser rotular la oblicuidad de la pelvis. Cuando la radiografía de pelvis está bien centrada, y no existe ninguna patología ósea que provoque una clara asimetría entre un coxal y otro, como una poliomielitis o una parálisis cerebral infantil, etc., entonces podremos trazar una línea que marque la oblicuidad de la pelvis. Para ello se toma como referencia una misma imagen radiológica o reparo anatómico a ambos lados de la pelvis. La mayoría de los autores toman como punto referencial el borde más inferior de la lágrima a cada lado (Eggl *et al.*, 1998; Sutherland y Bresina, 1992; Goodman *et al.*, 1988). Otros utilizan diferentes puntos para marcar la oblicuidad de la pelvis, o bien lo hacen cuando las imágenes en lágrima no son visibles o no se reconocen con nitidez. En estos casos emplean el margen superior de los agujeros obturadores, o las tuberosidades isquiáticas o los bordes inferiores de las articulaciones sacroilíacas (Capello, 1986; Sutherland *et al.*,

1982), aunque no faltan aquellos que utilizan una *línea horizontal* sin más aclaraciones (Moreland, 1993) . Nosotros hemos elegido la línea entre las dos lágrimas debido a que , como se ha demostrado en diferentes estudios, es el reparo anatómico más estable y preciso en relación al hueso acetabular además de ser el más utilizado (Morrey, 1994; Eggli *et al.*, 1998; Sutherland y Bresina, 1992; Goodman *et al.*, 1988).

Anda *et al* (Anda *et al.*, 1990) publicaron en 1990, que la inclinación pélvica medida en la radiografía era la misma en posición supina y en bipedestación cuando se relacionaba con los planos horizontal y frontal, de lo que deducimos que la coxometría acetabular es también independiente de este factor. A veces, los márgenes inferiores de las imágenes en lágrima no se aprecian con nitidez y la colocación de la línea interlagrimal puede variar ligeramente en el plano coronal, es decir, puede trazarse más proximal o más distal. En estos casos es importante que los entes anatómicos determinados sean los mismos a ambos lados, así conseguiremos una línea que represente con bastante precisión la oblicuidad pélvica.

1.2.2.-Método utilizado para calcular el centro de rotación de la cs y resultados de la estabilidad de los parámetros de referencia (Xcs, Ycs, Ocs y Zcs).

Para calcular el centro de giro en la cadera sana hemos utilizado una plantilla de círculos elaborada por nosotros (Figura 3-2) y no se ha empleado la plantilla de círculos concéntricos de Möse (Mose, 1980), pues la visualización del margen óseo de la cabeza era dificultosa por lo abigarrado de los círculos.

Las referencias tanto vertical como horizontal entre dicho centro y los huesos coxal y fémur, se han elegido ya que consideramos que no sólo es importante la reproducción de la longitud de la cadera, sino que además sus relaciones con los huesos adyacentes es también esencial para reproducir una biomecánica adecuada. Como apuntan Delp *et al* (Delp *et al.*, 1994) la capacidad idónea de los músculos se reproduce cuando la colocación del centro de giro es la adecuada, mientras que un desplazamiento superior de 2 cm la disminuye.

No existe unanimidad de criterios para referenciar el centro de giro respecto al hueso coxal. Eggli *et al* (Eggli *et al.*, 1998) utilizan como referencia horizontal la línea interlagrimal, y como referencia vertical una línea perpendicular a la anterior desde el borde inferior de la lágrima. Nosotros, hemos utilizado la misma referencia horizontal que estos autores (Figura 5-1), pero para la referencia vertical, hemos utilizado la

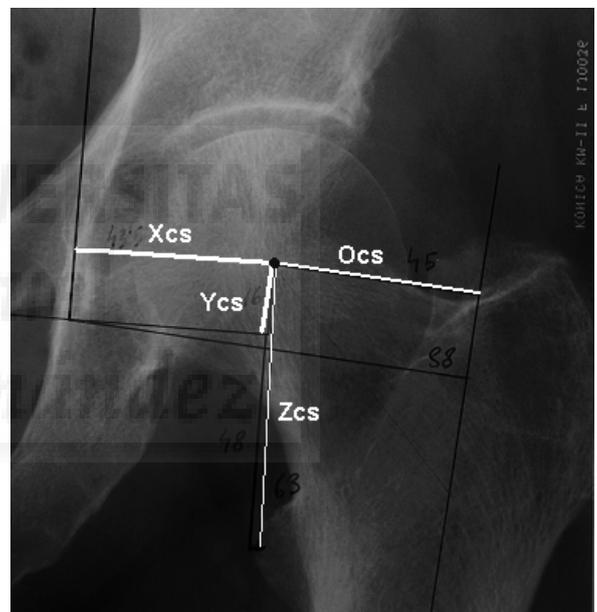


Figura 5-1. Rx AP de cadera donde se observan las referencias del centro de giro de la cadera sana respecto del hueso coxal (Xcs e Ycs) y respecto del fémur (Ocs y Zcs).

perpendicular a la línea interlagrimal en la vertiente externa de la línea ilioisquiática, ya que en nuestra experiencia, localizar el borde inferior de la lágrima como punto de partida de la referencia vertical era poco preciso pues no se trata de un punto fijo, sino de una zona de una anchura de aproximadamente 5 mm, y su simetría a ambos lados, con mucha frecuencia, era dudosa. Knight y Atwater (Knight y Atwater, 1992) utilizan la propia línea ilioisquiática, sin embargo, también nos parece inapropiada ya que estas líneas, con frecuencia, son asimétricas a ambos lados.

Menos claras están las referencias del centro de giro con respecto al fémur. Hemos utilizado el *offset* (distancia perpendicular desde el centro de giro al eje diafisario femoral) como referencia horizontal, y la distancia entre el centro de giro y el punto centrado en el trocánter menor como referencia vertical (Figura 5-2). Estas dos distancias no se ven modificadas por la posición de la cadera en el plano coronal (movimientos de abducción/aducción). En la Figura 5-2 observamos los desplazamientos que sufrirían estas distancias respecto al centro de giro. Gracias a que la cadera es una enartrosis, podemos comprobar que dichos valores no se modifican por los movimientos de abducción o de aducción.

Algunos autores refieren la localización del centro de giro de la cadera *enferma* pero no explican el método (Capello, 1986). En las artrosis el centro de giro no suele coincidir con el centro anatómico ideal ya que la cabeza está desplazada por el pinzamiento de la interlínea articular y ha perdido su esfericidad fisiológica. Generalmente asocian un núcleo excéntrico y una incongruencia articular no coincidiendo con el centro del acetábulo.

Como ya se aclaró en el capítulo de introducción uno de los principios de la artroplastia de cadera es la restauración del centro de rotación (D'Antonio *et al.*, 1989). Cuando la enfermedad es unilateral la cadera sana ayuda a determinar el centro de rotación normal (Moreland, 1993). Para la traslación de dicho centro a la cadera enferma necesitamos unas referencias, y este es el punto que no está aclarado entre los métodos consultados. No encontramos unanimidad de criterios entre los métodos descritos para la definición del centro de giro en base a unas coordenadas definidas. Son muchos los condicionantes que pueden modificar los parámetros de referencia del centro de giro en una radiografía, pues las imágenes proyectadas, con frecuencia, se modifican por cambios en la posición de los miembros inferiores, de ahí que hayamos creído importante demostrar que estos referentes son estables en las condiciones técnicas utilizadas. El análisis comparativo de los parámetros de referencia del centro de giro respecto al hueso

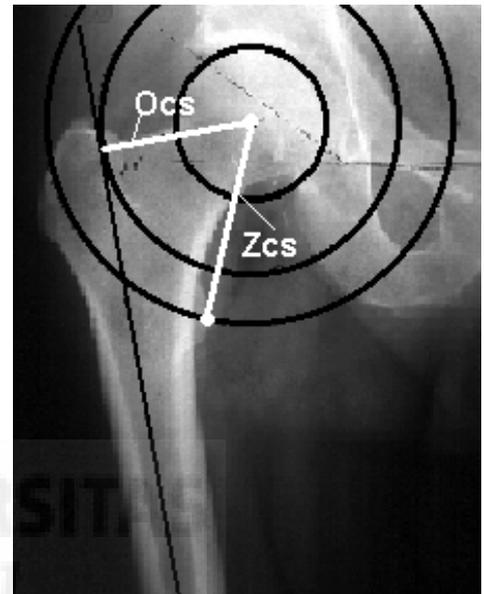


Figura 5-2. Rx AP de cadera donde se observan las modificaciones que sufrirían las logitudes vertical y horizontal (referencias del cg de la cs respecto del fémur – Ocs y Zcs-) con los movimientos de abducción y aducción.

coxal (X_{cs} e Y_{cs}), entre el estudio radiográfico preoperatorio y postoperatorio, nos indican que son iguales. Por tanto, podemos decir, que si se cumplen las condiciones técnicas utilizadas, estos parámetros son útiles para definir el centro de giro. Este dato, que a simple vista parece obvio, es importante ya que nos va a permitir la traslación del centro de giro a la cadera enferma por sus referentes respecto al hueso coxal, que es el que finalmente va a definir la colocación final del cg. Con respecto a los referentes del cg respecto del fémur (O_{cs} y Z_{cs}) debemos observar que mientras O_{cs} (referencia horizontal) sí permanece estable, Z_{cs} (distancia vertical entre el cg y el centro del Tm) presenta diferencias significativas entre el estudio pre y el postoperatorio de la cadera sana. Esta falta de reproducibilidad de la longitud vertical del cg respecto al fémur, lo interpretamos como debido a una desigualdad en la colocación de los miembros inferiores al hacer la Rx pre y postoperatoria ya que es la única variable que se modifica entre un estudio y otro en la cs. Coincide además, que los pacientes que muestran más variabilidad en el parámetro Z_{cs} , son aquellos en los que no se consiguió una colocación estándar del paciente al hacer el estudio radiográfico preoperatorio por una deformidad importante de la cadera.

La localización idónea del centro de giro de una artroplastia total de cadera es aquella que reproduce la biomecánica de la cadera sana, intentando duplicar las distancias entre este centro y el hueso coxal y el fémur. En la planificación aportada, se aspira a conseguir el lugar anatómico del centro de giro, y gracias a la reproducibilidad de este centro en la cadera enferma, por sus referentes con el coxal, hemos elaborado el método. Inicialmente, colocamos el centro según los parámetros de referencia respecto del hueso coxal ($X_{cs'}$ e $Y_{cs'}$) y planificamos el componente acetabular intentando que el centro del hemicírculo coincida con el punto determinado ($X_{ca} = X_{cs'}$ e $Y_{ca} = Y_{cs'}$) (Figura 5-3). Posteriormente, planificamos el componente femoral e igualmente intentamos que las distancias entre el centro y los puntos referenciales del fémur se reproduzcan ($O_{cs'} = O_{cf}$ y $Z_{cs'} = Z_{cf}$). El centro de giro de la prótesis va a venir determinado irremisiblemente por el componente acetabular. Sin embargo, las relaciones con el fémur, tanto en sentido vertical (altura), como en sentido horizontal (*offset*), sí pueden modificarse en función de la longitud final del cuello, es decir, del lugar de la osteotomía cervical y la longitud del cuello protésico determinada. Es por ello, que hemos optado por

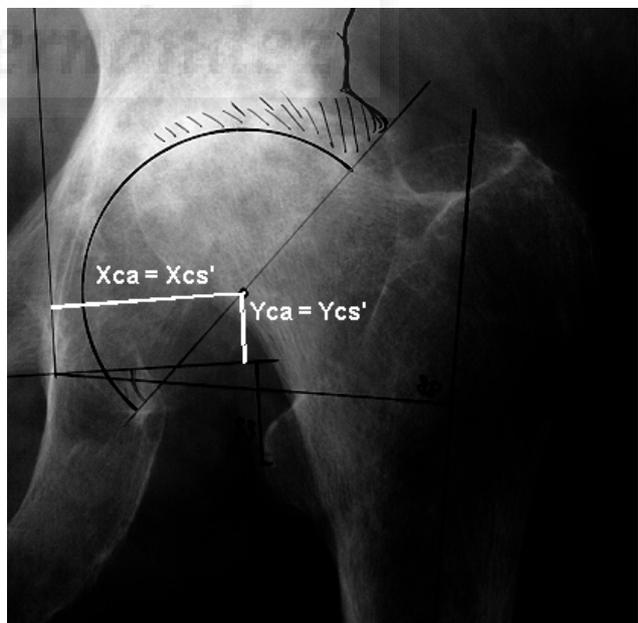


Figura 5-3. Método de planificación de ca para lograr que el centro de giro coincida con el determinado por simetría con la cadera sana. Para lograr $Y_{ca} = Y_{cs}$ y $X_{ca} = X_{cs}$ se ha optado por la planificación de un injerto en el techo acetabular.

la medición de las distancias entre el centro de giro, determinado por el componente acetabular y las referencias en el fémur. Con el método propuesto no es necesario medir las asimetrías entre un lado y otro previamente, aunque se aconseja para conocer las desigualdades y comprender las alteraciones anatómicas producidas por la enfermedad, pero no se utilizarán en el desarrollo de la planificación.

Existen circunstancias en las que los modelos protésicos utilizados no son capaces de reproducir la biomecánica de la cadera ni de corregir las asimetrías con respecto a la cadera sana. No es raro el caso en el que, tras haber planificado el centro de giro en el lugar idóneo, la planificación del componente femoral no resulta satisfactoria. A pesar de modificar el lugar de osteotomía colocándolo en un lugar límite, y de utilizar el cuello que mejor traduzca las distancias en vertical y en horizontal, la planificación no es capaz de corregir las deformidades. Pese a la modularidad de los implantes y a las diferentes combinaciones de sus componentes, su versatilidad no es suficiente para lograr la corrección completa de las alteraciones anatómicas en algunos casos. Una opción que podría aumentar la versatilidad de las prótesis y ampliaría las posibilidades de colocación del centro de giro en su lugar idóneo, podría ser la fabricación de polietilenos excéntricos para artroplastias primarias, siempre que se respetase el grosor mínimo aconsejado en toda su superficie.

Un problema añadido lo encontramos cuando la enfermedad es bilateral y no disponemos de la referencia del centro de giro de la cadera sana. En un intento por aportar un método completo capaz de solucionar la mayoría de las alteraciones anatómicas con las que los cirujanos ortopedas nos podemos enfrentar, hemos comparado los dos métodos descritos en la bibliografía consultada para la determinación del centro de giro cuando la patología es bilateral. Ranawat *et al* (Ranawat *et al.*, 1980) en 1980, definieron un método, que es el más popularizado, para localizar la posición correcta del acetábulo en caderas deformadas bilaterales (Figura 3-30). Pierchon *et al* (Pierchon *et al.*, 1993), en 1993, analizan 98 caderas normales para definir el centro teórico de giro utilizando como referencia su relación con la imagen radiográfica de lágrima en U y definiendo unos índices (Figura 3-31). Estos métodos tienen la ventaja de ser independientes de la ampliación de las imágenes radiográficas, ya que se extraen de la pelvis total proyectada. En los casos en que la afectación sea bilateral se podrá aplicar uno de los dos métodos para localizar el centro de giro y colocarlo lo más anatómico posible. Tras el análisis comparativo que hemos realizado se observa que la localización del cg según el método de Ranawat tiene una tendencia clara a situarlo más proximal y más profundo que el centro anatómico. Quizá se deba a que lo definieron para el tratamiento de protrusiones acetabulares en las que la cadera sufre un desplazamiento interno y proximal. Según nuestros datos el método que se aproxima más al verdadero centro de giro es el de Pierchon *et al* (Pierchon *et al.*, 1993), y es el que aconsejamos para su aplicación en la práctica clínica.

1.2.3.-Método utilizado para corregir las asimetrías entre las caderas determinadas respecto del centro de giro

Es habitual en la descripción de los métodos de planificación de PTC, que se calcule la asimetría vertical entre las caderas y que posteriormente se indique la conveniencia de su corrección pero sin especificar el modo. Eggli, Pisan y Müller (Eggli *et al.*, 1998) sí tienen en cuenta este punto, y proponen, la corrección de la discrepancia en la longitud de los miembros inferiores por comparación de las distancias entre el centro de rotación protésico y los trocánteres mayor y menor, utilizando la cadera sana como referencia. De esta manera evitan el error debido a la rotación en el plano frontal (abducción/adducción) con respecto al fémur, en cambio, no tienen en cuenta la posición del centro de giro con respecto al hueso coxal, ya que lo planifican en la cadera enferma sin previa transposición de sus referentes con respecto a la pelvis. Estos autores proponen un método muy rígido cuya aplicación a otros modelos protésicos es imposible sin modificaciones de la plantilla.

Como hemos podido observar en el apartado anterior, gracias a la posibilidad de trasladar el centro de giro de la cadera sana a la enferma por sus relaciones con el coxal, hemos propuesto un método para corregir las asimetrías con el lado contralateral sano. Tras la colocación del centro de giro idóneo en la cadera enferma, hemos planificado el componente acetabular intentando hacer coincidir su centro de giro con el del hemicírculo acetabular (Figura 5-3). Cuando ello ha sido posible, la planificación del componente femoral se ha realizado intentando hacer coincidir igualmente los referentes del fémur con el centro de giro. De esta forma, nos aseguramos de que el centro quede en su sitio y de que se corrijan las asimetrías verticales y horizontales. En los casos en que el componente acetabular no coincidía con el centro de giro idóneo, se ha intentado compensar con los referentes del fémur. Sin embargo, estas correcciones no restauraban la localización del centro de giro, ya que éste venía determinado por el componente acetabular. Es importante tener en cuenta las discrepancias establecidas con el componente acetabular para la posterior planificación del componente femoral. Algunos estudios biomecánicos apoyan este concepto, Help *et al* (Delp *et al.*, 1994) demostraron que el desplazamiento proximal del centro de giro disminuye la potencia muscular periprotésica, y una compensación por alargamiento del cuello puede recuperarla siempre que no supere los 2 cm. Con el método aportado, se trata de calcular las asimetrías entre las caderas en el sentido vertical y horizontal, pero determinando la responsabilidad de cada uno de los huesos adyacentes implicados. Esta es una forma innovadora de corregir las discrepancias entre las caderas, y lo consideramos más preciso ya que determina las desigualdades verticales y horizontales entre las caderas, y además determina cuánta asimetría es dependiente del hueso coxal y cuánta del fémur, también nos indica la localización del centro de giro protésico y su distanciamiento con respecto al lugar idóneo.

1.2.4.-Método para calcular las asimetrías entre las caderas obviando el centro de giro y discusión de la estabilidad de las longitudes (vertical y horizontal) de la cadera sana (Ytcs y Xtcs) obviando el centro de giro.

Ante una coxartrosis unilateral deben medirse las desigualdades, entre la cadera sana y la enferma, para conocer las alteraciones anatómicas producidas, así como para planificar su corrección. Inicialmente quisimos hacer una valoración de los métodos clásicos de medición de asimetrías para completar el análisis. Sin embargo, nos encontramos con que en las distintas fuentes consultadas, sólo se tenía en cuenta la asimetría vertical (dismetría) y se omitía la asimetría horizontal, aunque todas las publicaciones reconocen la importancia del *offset* de la cadera. Por este motivo definimos unos parámetros para su evaluación.

La medición de las asimetrías sin tener en cuenta el centro de giro, creemos que deben valorarse para disponer de un conocimiento completo de las alteraciones anatómicas producidas por la enfermedad, en el estudio preoperatorio, sin embargo no creemos que sea el método idóneo para precisar la corrección ya que estas mediciones están sujetas a variaciones en función del movimiento en el plano coronal. Como podemos apreciar en la Figura 5-2, cuando la cadera genera un movimiento en abducción o en aducción, la distancia entre el trocánter menor y la línea interlagrimal se modifica, a diferencia de lo que ocurre de la distancia con el centro de giro. En el método propuesto de planificación, no se incluye la medición de asimetrías obviando el centro de giro, ya que el desarrollo del método las corrige.

1.2.4.1.-Asimetría vertical de las caderas (Ytce – Ytcs) obviando el centro de giro y discusión de la estabilidad vertical de la cadera sana (Ytcs)

En una Rx AP de pelvis y caderas se puede comparar la relación entre la pelvis y los fémures a cada lado, estimando las posibles asimetrías existentes. Así se evalúa la desigualdad en la longitud vertical de los miembros inferiores (dismetrias) dependiente de la cadera, durante el análisis radiográfico preoperatorio de la cadera subsidiaria de corrección, durante la intervención quirúrgica. Esta medición se realiza tomando dos reparos anatómicos, uno en el anillo pélvico y otro en el fémur a cada lado. Habitualmente se toman dos puntos simétricos en el anillo pélvico y se traza la línea que marca la oblicuidad de la pelvis como antes describimos (línea interlagrimal). En las distintas fuentes consultadas se definen métodos diferentes para medir la discrepancia en la longitud de los miembros inferiores. Williamson y Reckling (Williamson y Reckling, 1978) utilizaron la línea tangente a las tuberosidades isquiáticas como referencia en la pelvis, y la distancia al centro del trocánter menor de cada lado para medir la dismetria existente entre ambos lados. Capello (Capello, 1986) utiliza las mismas referencias pero corrige el valor obtenido con el factor de ampliación radiográfico hallado en cada imagen. Otros autores utilizan estas mismas referencias para determinar la discrepancia de la longitud de los miembros (DeOrio y Blasser K.E., 1994). L.Spotorno y S. Romagnoli (Spotorno y Romagnoli, 1999) describen un método para determinar la desigualdad en la longitud de los miembros inferiores según la separación entre tres líneas dibujadas en una Rx AP de

pelvis (Figura 5-4), la línea interisquiática, la línea que une ambos techos acetabulares y la que pasa entre los trocánteres menores.

Gustilo, Campbel y Pujalte en el pasado Congreso de la AAOS de San Francisco (1996) (Gustilo *et al.*, 1996), presentaron un método de planificación preoperatorio para igualar la longitud de los miembros inferiores tras PTC (Gustilo *et al.*, 1996). Inicialmente medían la discrepancia de longitud entre los miembros por la diferencia entre las medidas a ambos lados desde la línea interisquiática y el trocánter mayor, el menor o el centro de giro. A continuación calculaban el tamaño del componente femoral con un cuello neutro, marcaban su centro de giro y el tamaño del componente acetabular con su centro de giro. La distancia vertical que separaba los centros de ambos componentes era la que se corregiría una vez reducidos. En base a la comparación entre la disimetría medida inicialmente y la corregida con los componentes reducidos, se modificaba la línea de osteotomía femoral y la longitud del cuello protésico. Este sistema lo único que tiene en cuenta es la disimetría, y descuida partes de la planificación que son fundamentales para la correcta biomecánica de la cadera, como son la colocación del centro de giro en el lugar idóneo y el *offset* resultante.

Knight y Atwater (Knight y Atwater, 1992), para calcular la disimetría, utilizan la discrepancia en la medida entre el centro del trocánter menor y la línea entre las lágrimas a ambos lados. Nosotros hemos utilizado estas mismas referencias para medir la disimetría entre los MMII dependiente de las caderas (Figura 5-5), porque la línea interlagrimal es una de las referencias más estables en las radiografías por su estrecha relación con el acetábulo.

Del estudio comparativo de la distancia Ytcs (longitud vertical de la cadera sana) entre la Rx pre y la postoperatoria observamos que no existen diferencias significativas entre los valores ($P = 0.379$) (tabla 4-2 del capítulo de resultados), de lo que deducimos que este parámetro es apropiado para el cálculo de la longitud vertical de la cadera, y por tanto adecuado para calcular las asimetrías verticales (disimetrías) entre la cadera sana y la enferma en las condiciones técnicas predefinidas para realizar el estudio.

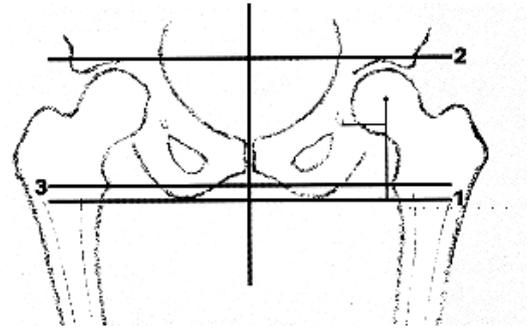


Figura 5-4. Líneas de referencia en la pelvis utilizadas para calcular la disimetría (línea interisquiática (1), la línea que une ambos techos acetabulares (2) y la que pasa entre los trocánteres menores (3), según el método de Spotorno y Romagnoli

1.2.4.2.-Asimetría horizontal de las caderas ($Xtce - Xtcs$) obviando el centro de giro y discusión de la estabilidad horizontal total de la cadera sana ($Xtcs$)

Existen descritos varios métodos para calcular las desigualdades verticales entre las caderas, en cambio, para calcular las asimetrías horizontales no hay referentes descritos excepto los que tienen en cuenta el centro de rotación, como el *offset*. En una cadera enferma la alteración anatómica impide la determinación del centro de giro.

El concepto de desplazamiento lateral del fémur u *offset* alude a la potencia de la musculatura abductora. Los músculos abductores saltan la articulación de la cadera para poder generar movimiento en ella. Nos encontramos con la paradoja de que la medida que define la potencia abductora no viene representada por un valor deducido entre un punto de referencia en la pelvis y otro en el fémur. Por el contrario, viene definido por la distancia entre dos puntos referenciales situados

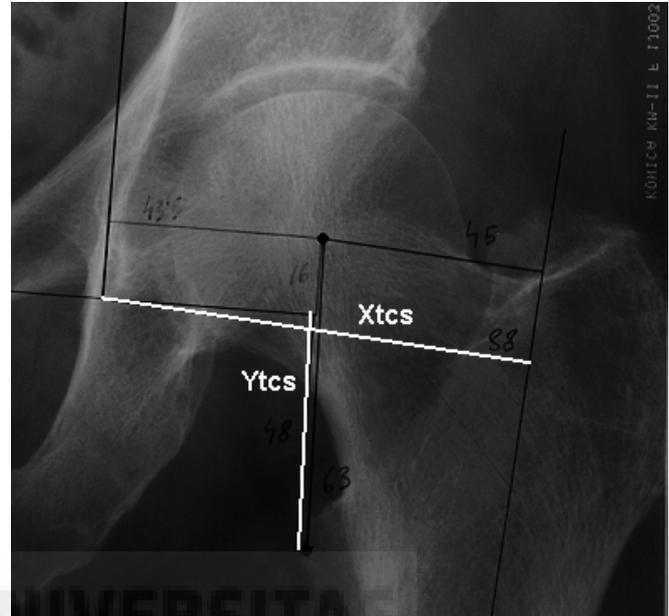


Figura 5-5. Cálculo de las longitudes vertical ($Ytcs$) y horizontal ($Xtcs$) en la cadera para valorar las asimetrías con respecto a las mismas mediciones en el lado contralateral.

ambos dos en el fémur. En condiciones normales, en las que no exista alteración estructural en la cadera, esto no es relevante, ya que el centro de giro de la cabeza femoral es también centro de giro del acetábulo y está equidistante al hueso pélvico en ambos lados sanos. Sin embargo, en situaciones patológicas con alteración de la anatomía de la cabeza femoral y del acetábulo, en las que es imposible determinar el centro de giro para referenciar esta longitud, creemos importante tomar como referencia un punto distinto. Para calcular la discrepancia horizontal entre el fémur y la pelvis a cada lado, hemos definido dos puntos referenciales, uno en la pelvis y otro en el fémur diferentes del centro de giro y fácilmente reconocibles en una Rx AP. La determinación preoperatoria de esta discrepancia, nos permitirá un mejor conocimiento de la patología y habrá que tenerlo en cuenta para su corrección quirúrgica, y lograr así una correcta biomecánica de la cadera y una función idónea de la musculatura pelvitrocantérea. Por ello hemos definido la longitud horizontal de la cadera como la distancia perpendicular entre la intersección de la línea ilio-isquiática y la línea interlagrimal, y el eje diafisario del fémur, $Xtcs$ para la cadera sana y $Xtce$ para la enferma (Figura 5-5).

En base a los resultados obtenidos de la comparación de $Xtcs$ entre el estudio pre y postoperatorio, podemos afirmar, que este parámetro es estable y por tanto útil para el cálculo de las asimetrías longitudinales entre la cs y la ce en las condiciones empleadas.

Las herramientas de que disponemos para corregir la distancia horizontal de la cadera enferma son la longitud de cuello protésico, el lugar de osteotomía cervical y el ángulo cérvico diafisario del componente femoral.

1.2.5.-Método para determinar el ángulo cérvico-diafisario (ACD) y análisis de sus resultados

Hemos observado que este ángulo puede variar de forma considerable en función del método utilizado para calcular los ejes que lo determinan. El eje cervical es difícil de trazar de manera objetiva por su cortedad. Una forma de dibujarlo es unir el centro de giro de la cabeza femoral con el centro de la parte más estrecha del cuello, sin embargo, este método es complicado de aplicar en caderas que han perdido su esfericidad. Otro sistema consiste en unir los centros de las líneas de la base de la cabeza y del cuello, no obstante, con frecuencia la cabeza no asienta simétricamente sobre el cuello, por lo que algunos autores prefieren trazar el eje cervical a partir de la unión de los puntos medios de diferentes diámetros del cuello (Ruiz Fernández, 1992). Este último es el método que hemos elegido en nuestro estudio. En cambio, el cálculo del eje diafisario es más fácil de hallar, y está sujeto a menos errores de medida ya que su longitud es mayor. No obstante, hemos apreciado que el método más apropiado y sencillo para su determinación, ha sido el que utiliza una plantilla de vástago femoral recto, que superpuesta a la medular femoral proximal facilita su trazado, pues con frecuencia existen irregularidades en la vertiente interna de la cortical ósea o deformidades axiales que dificultan su trazado por la unión de los puntos medios de la medular.

El ACD en una proyección de la cadera es muy complicado que se ajuste perfectamente al ACD real, ya que para ello la proyección del fémur debe ser AP pura. Nosotros hemos analizado dicho ángulo en pacientes que presentaban una imposibilidad para la colocación del fémur en posición AP pura, generalmente porque la coxartrosis provocaba una deformidad en rotación externa. En la proyección AP de pelvis y caderas obtenidas, hemos deducido el ACD real a partir el ACD proyectado, mediante la fórmula deducida a través del teorema del coseno (desarrollado en el capítulo 3 de material y métodos). Teóricamente sabemos que el ACD proyectado en la radiografía puede variar en función del grado de rotación de la cadera y del ángulo de versión del cuello femoral.

Se ha elaborado un modelo matemático para deducir el ACD real, a partir del ACD proyectado y al conocimiento de la dificultad que presenta el paciente para colocar el



Figura 5-6. Ángulo cérvico diafisario proyectado en una radiografía proximal de fémur tomada a 30° de rotación externa por deformidad de la cadera.

fémur en una posición AP pura (considerando una anteversión cervical de 15°). Se ha comparado el ACD deducido con el ACD obtenido de una Rx AP pura realizada con inclinación de la hemipelvis correspondiente. En este análisis preoperatorio, observamos, que en algunos casos no existe una clara correspondencia. Quizá se deba a varios motivos, el que tras nuestra experiencia nos parece más relevante es la dificultad para obtener una Rx AP pura. Es muy difícil calcular con precisión el grado de déficit del paciente para colocar su fémur en posición AP pura con respecto a la placa de impresión. Para la colocación de las caderas en una rotación determinada podemos fijarnos en la posición del pie y de la rótula, y éstas son unas referencias anatómicas cuya orientación exacta no está exenta de error. Por otro lado se suman errores de medida por la dificultad de trazar los ejes, fundamentalmente el cervical. Todo ello hace que en algunos de los casos analizados no se correspondan ambos ángulos.

En la Figura 5-6 se observa la Rx de una cadera afecta de coxartrosis que generaba una deformidad de la cadera en rotación externa de 30° (medición clínica). Por este motivo la radiografía inicial tomada de ambas caderas se hizo a 30° de rotación externa. El ACD proyectado del fémur y medido en la Rx era de 131°, sin embargo, sabemos que el ACD real es menor ya que la posición del fémur no es AP pura. En este mismo paciente se midió el ángulo de versión cervical en la Rx L del fémur que resultó ser de 13° de anteversión. Por tanto, podemos deducir que los grados de rotación deficiente para lograr una Rx AP pura del fémur son 30° + 13°, o sea 43°. Según la fórmula deducida en el apartado de material y métodos ($\cos \alpha_r = [a^2 \cdot \text{sen}^2 \theta + b^2 \cdot \text{sen}^2 \theta + 2 \cdot a \cdot b \cdot \cos^2 \theta \cdot \cos \alpha] / 2 \cdot a \cdot b$) para el cálculo del ACD real (α_r) a partir del ACD proyectado (α) y conociendo los grados de incapacidad para la colocación del fémur en la posición AP pura (θ) obtenemos un ACD real de 111°. Sin embargo, cuando realizamos la proyección del fémur AP pura (Figura 5-7), levantando la

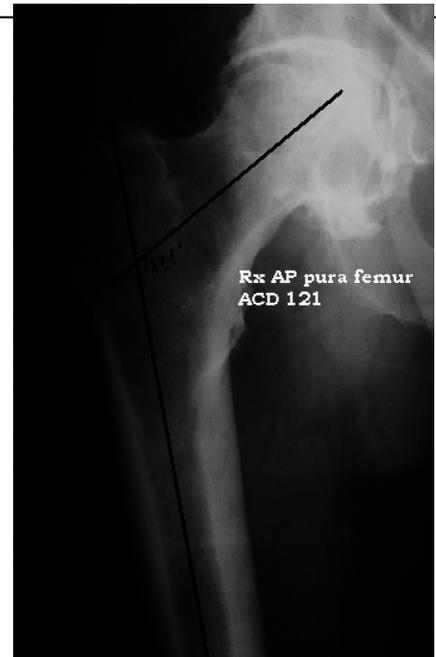


Figura 5-7. Ángulo cervico diafisario proyectado en una radiografía proximal de fémur tomada en posición AP pura por elevación de la hemipelvis.

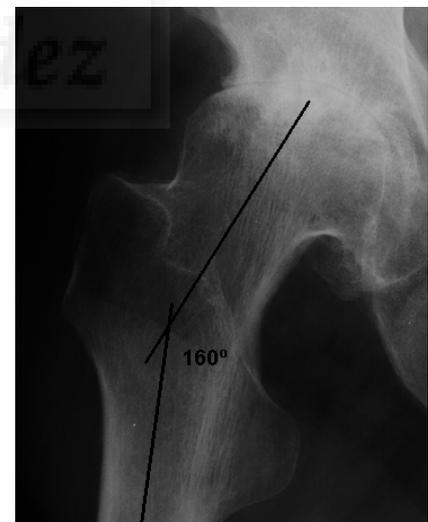


Figura 5-8. Ángulo cervico diafisario proyectado en una radiografía proximal de fémur tomada en posición "AP pura" por elevación de la hemipelvis. El intento por conseguir la proyección AP ha sido ineficaz.

hemipelvis afecta, es decir, provocando una falsa rotación interna del miembro inferior derecho con respecto al chasis radiográfico, el ACD proyectado y medido es de 121° . Existe cierta disparidad entre el deducido según la fórmula (111°) y el calculado a partir de la Rx AP pura (121°), por lo que pensamos que son necesarias futuras validaciones del método para futuras aplicaciones.

En la Figura 5-8 observamos la proyección AP pura del fémur que logramos obtener de un paciente con una deformidad en rotación externa de 30° . Con frecuencia el método para la realización radiográfica resulta deficiente para lograr una imagen AP pura, como resulta evidente en esta figura 5-8, en donde no hemos logrado la proyección deseada a pesar de elevar la hemipelvis.

No obstante, la verificación del método para deducir el ACD real realizada en las Rx postoperatorias a partir del ACD conocido de los componentes femorales y del ángulo de versión del vástago implantado, nos confirma que el método es correcto, ya que es capaz de predecir el ACD de la prótesis, mientras que el ACD proyectado presenta unas diferencias altamente significativas con respecto al verdadero ACD. Debido a la discrepancia encontrada entre los datos preoperatorios y a la verificación del método en los postoperatorios, se suscita la necesidad de nuevos estudios que expliquen la falta de correlación preoperatoria.

Esta deducción correcta tiene grandes implicaciones ya que, en el estudio radiográfico postoperatorio de PTC, se podría deducir el ángulo de versión del vástago protésico haciendo la deducción inversa. Es decir, como conocemos el ACD real protésico (α_r) y el ACD protésico proyectado (α), podríamos extraer de la fórmula el ángulo (θ) que se correspondería con el ángulo de versión del vástago, siempre que la radiografía se realice en una posición con rotación neutra de la cadera, tal como la hemos realizado en el estudio radiográfico postoperatorio. Esto podría resultar muy interesante ya que su conocimiento mediante TAC resulta muy costoso o limitado por los artefactos generados por los implantes, aunque escáners de última generación pueden ir implementados con sistemas software complejos y son capaces de manipular las imágenes y eliminar los artefactos (Mian *et al.*, 1992; Pierchon *et al.*, 1994).

1.2.6.-Método para determinar el ángulo de versión del cuello femoral y análisis de sus resultados

La única forma fiable de medir el ángulo de versión del cuello femoral es con un estudio TAC para poder, mediante cortes en el fémur distal y en el cuello, trazar el eje transcondíleo de la rodilla y el eje cervical. Sin embargo, no es una técnica indicada en el estudio preoperatorio de rutina de una PTC convencional y menos en el estudio postoperatorio, donde está con frecuencia contraindicada por los artefactos que producirían los implantes.

La medición del ángulo de versión del cuello femoral a partir de una radiografía lateral pura del fémur proximal está sujeto a un error experimental importante. La proyección lateral del fémur nos muestra varios ángulos. Por un lado encontramos la diáfisis con una curva de convexidad anterior que genera una dificultad para la determinación del eje longitudinal diafisario. No obstante, lo hemos resuelto determinando

únicamente el eje longitudinal de la porción más proximal del fémur. Esta forma de trazarlo provoca una inclinación del eje diafisario, en dirección proximal hacia posterior con respecto al real, que se traduce en un aumento de la anteversión (Figura 5-7). Por otro lado, el cuello femoral se superpone en esta proyección a la región del trocánter mayor y, aunque no es difícil localizar el punto medio entre las dos corticales anterior y posterior del cuello, sí que resulta incierto trazar su eje. Además la desestructuración anatómica de la cabeza femoral nos impide localizar el centro de giro de la cabeza, punto por el cual pasaría el eje cervical y podría constituir un segundo referente para guiarnos.

Las radiografías laterales de presente estudio se realizaron con la técnica de Lowenstein de placa con mesa abajo que, a nuestro parecer, es la que asegura una proyección lateral pura ya que coloca todo el miembro inferior en posición lateral respecto a la mesa con flexión de la rodilla (Figura 3-3). Como inconveniente presenta, que la cadera, en sujetos obesos y con poca movilidad no se aprecia con nitidez, ya que se superponen muchas partes blandas. Mediante la Rx L que proponemos para el estudio pre y postoperatorio podemos trazar el eje cervical y el eje longitudinal diafisario con cierto margen de error, pero somos capaces de discernir si el ángulo es de ante o de retroversión, algo muy importante para el análisis postoperatorio de las PTC ya que, como hemos apuntado una retroversión del cuello conlleva un riesgo añadido de luxación. Esta capacidad para determinar la orientación del cuello, hacia dorsal o hacia ventral, complementada con la capacidad para deducir los grados de versión cervical, gracias la fórmula deducida del teorema del coseno, puede llevarnos a un conocimiento muy preciso sobre la orientación del vástago en el plano transversal. Sin embargo esto será objeto de un análisis más profundo en el futuro.

Delp *et al* (Delp *et al.*, 1994) observaron que un cambio en el ángulo de anteversión de 0 a 40° tenía un efecto relativamente pequeño sobre la fuerza de los músculos periprotésicos.

Fackler y Poss (Fackler y Poss, 1980) utilizan una técnica fluoroscópica para comprobar el grado de versión de los componentes femorales implantados. Mientras realizan rotación de la cadera operada observan por escopia la longitud del cuello protésico, cuando alcanza su longitud máxima se mide el grado de rotación del miembro

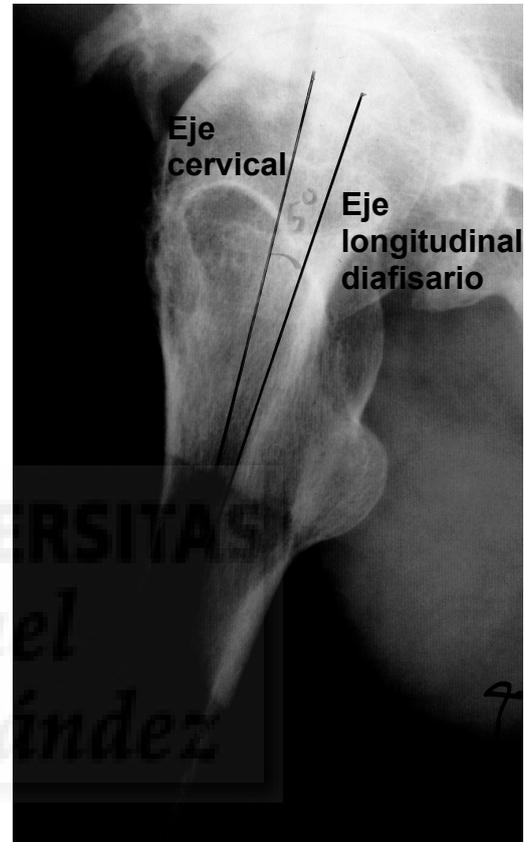


Figura 5-9. Ángulo de versión cervical. Podemos apreciar como el eje diafisario del fémur se proyecta hacia atrás debido a la convexidad anterior de la diáfisis.

con respecto a la vertical (si RI se corresponde con anteversión; si RE con retroversión). Aunque consideramos el método correcto, creemos que irradia mucho y que precisa de personal especializado para llevarlo a cabo.

A pesar de todas las dificultades expuestas anteriormente para calcular el ángulo de versión femoral, que creemos pueden generar una variabilidad importante en los resultados, el ángulo de versión medido en el análisis preoperatorio siempre ha sido de anteversión con una media 11.67 ± 5.89 (M \pm DT), datos concordantes con los grados de anteversión publicados por otros autores (Guenther *et al.*, 1995; Terjesen y Anda, 1990; Ogata y Goldsand, 1979). En el análisis postoperatorio 8 vástagos se habían colocado en retroversión, sin observarse relación con el abordaje quirúrgico realizado.

1.2.7.-Método de planificación acetabular

Existen varios parámetros a considerar a la hora de planificar un componente acetabular, entre ellos lograr una óptima adaptación y cobertura ósea del implante, una inclinación adecuada (no superior a 45°), mantener íntegra las paredes acetabulares, hacer coincidir el centro de giro del componente acetabular con el idóneo calculado por simetría con el lado sano, etc. El fresado acetabular debe evitar un desplazamiento del centro de giro en sentido proximal y lateral, ya que, como algunos autores han apuntado, puede aumentar la sobrecarga y acelerar el aflojamiento de los implantes tanto femoral (Yoder *et al.*, 1988) como acetabular (Callaghan *et al.*, 1985). Sin embargo, lo que va a determinar la colocación final del implante durante la intervención y, por tanto el centro de giro definitivo, va a ser un apropiado contacto hueso-implante. Durante la planificación preoperatoria, intentar hacer coincidir el centro del componente planificado con el centro de giro idóneo por simetría con el lado opuesto, no siempre es posible sin prescindir de otros requisitos. Por ello hemos valorado el desplazamiento que sufría dicho centro con respecto al calculado por simetría con el lado opuesto durante la planificación, observando que el desplazamiento era mínimo en el preoperatorio tanto para el parámetro horizontal ($X_{ca} - X_{cs} = 1.58 \pm 3.66$ (M \pm DT)) como para el vertical ($Y_{cs} - Y_{ca} = -1.10 \pm 2.82$ (M \pm DT)). En el estudio postoperatorio las subtracciones halladas son igualmente mínimas tanto para la diferencia horizontal (3.08 ± 4.55 (M \pm DT)) como para la vertical (-1.70 ± 5.06 (M \pm DT)), sin existir diferencias significativas entre ambos cálculos

Una planificación preoperatoria del tamaño y de la colocación del componente acetabular contribuye a una mejor fijación inicial del implante, con un press-fit adecuado, evitando la utilización de tornillos de fijación que son fuente de partículas de desgaste de los componentes modulares como demostraron Salvati *et al* (Salvati *et al.*, 1995). La tendencia actual es a obtener una fijación inicial sin tornillos para evitar fuentes de generación de partículas de desgaste, así como para obtener una distribución de la carga más uniforme sobre la superficie del implante evitando el estrés provocado por la fijación de los tornillos.

Clásicamente, lo que define el **ángulo de inclinación acetabular**, es la línea que parte desde el borde inferior de la lágrima y llega al borde súpero-externo acetabular en relación a la línea de interlagrimal o a cualquier otra línea de referencia horizontal de la oblicuidad pélvica. En algunas proyecciones radiográficas el borde inferior de la lágrima no se aprecia con nitidez, lo que lleva a una dificultad en el trazado del ángulo de inclinación acetabular. La colocación de esta línea por el borde inferior de las imágenes en lágrima puede variar en función de la calidad de la proyección. Una colocación proximal de este borde inferior genera un menor ángulo de inclinación acetabular, mientras que una colocación distal provoca una abertura del ángulo (Figura 5-10). Esto nos podría llevar a sospechar una displasia de acetábulo donde no la hay.

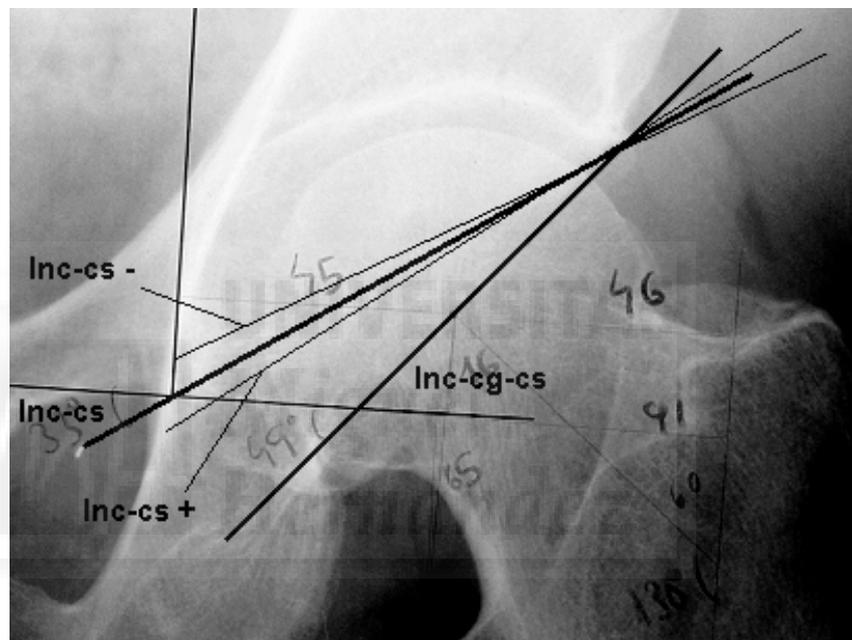


Figura 5-10. Radiografía de cadera donde se muestran las desviaciones que sufriría el ángulo de inclinación acetabular (Inc-cs) si el borde inferior de la lágrima se colocara más proximal (Inc-cs -) o más distal (Inc-cs +) por una falta de nitidez de la imagen en lágrima. El ángulo de inclinación del acetábulo que pasa por el centro de giro (Inc-cg-cs) se acerca más al reborde inferior del acetábulo.

Las relaciones angulares de la cadera en el niño están bien definidas, en cambio en el adulto no existe una definición tan precisa para la valoración de las alteraciones anatómicas. Así, la definición de la displasia en el adulto es consecuencia de una alteración anatómica, evidente a simple vista o bien porque los trastornos degenerativos de la cadera típicos de la displasia se han iniciado. No existe una definición clara de la displasia de cadera según los parámetros coxométricos. En líneas generales se define que si el ángulo de inclinación es mayor de 45°; probablemente exista una displasia acetabular que requiera la planificación de algún gesto quirúrgico adicional. Sin embargo, existen casos en los que una falta de cobertura cefálica por displasia acetabular, no se traduce en un ángulo de inclinación superior a 45°, dos de los casos analizados sufrían una coxartrosis típica por falta de cobertura cefálica, sin embargo, los ángulos de inclinación acetabular medidos en la Rx, tomando como referente el borde inferior de la lágrima, eran de 37° y de 45° en la ce de cada uno de ellos.

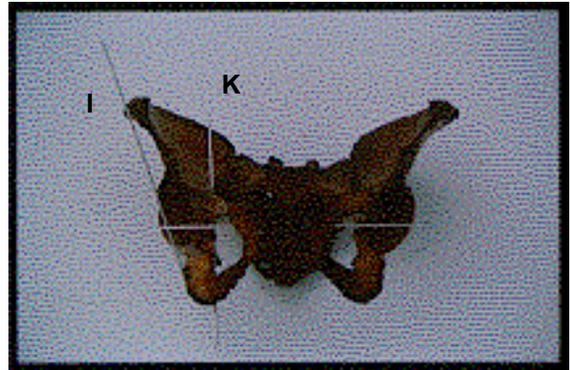


Figura 5-11. Fotografía de una pelvis ósea de cadáver donde se han colocado unas varillas referenciales por el borde inferior y superior del acetábulo (I) por el borde superior de los agujeros obturadores y por el borde lateral de el agujero pélvico y el agujero obturador (K).

De un estudio preliminar realizado por nosotros (datos no publicados) sobre pelvis óseas sanas de cadáveres adultos, observamos que la inclinación acetabular medida directamente sobre los rebordes superior e inferior del acetábulo con respecto a una línea horizontal que marcaba la oblicuidad

pélvica (Figura 5- 11) era de 64.43 ± 5.21 (M \pm DT) (n = 14). La radiografía realizada a estas pelvis óseas para comprobar la correlación radiológica de los parámetros de referencia escogidos (Figura 5-12), nos mostró que cuando trazamos la línea entre el borde inferior de la lágrima y el borde súper-externo del acetábulo no estamos midiendo exactamente la inclinación de la cavidad acetabular, sino unos referentes relacionados seguramente con dicha inclinación. El verdadero reborde acetabular se encuentra en la figura 5-11

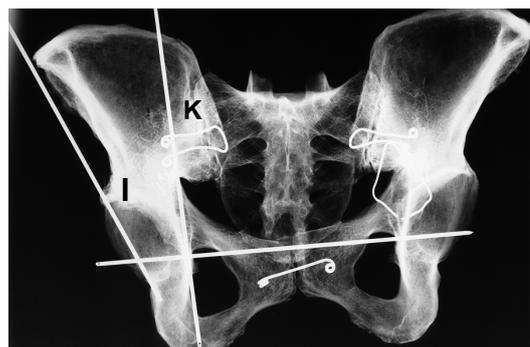


Figura 5-12. Radiografía de la pelvis ósea de cadáver de la figura 5-11. Varillas referenciales por el borde inferior y superior del acetábulo (I), por el borde superior de los agujeros obturadores y por el borde lateral de el agujero pélvico y el agujero obturador (K).

y 5-12 delimitado por la línea I. El motivo de esta discordancia quizás se deba a que, en la Rx de pelvis, es muy difícil ver el borde inferior del acetábulo y debemos elegir un reparo anatómico más visible. Esto también justificaría la discrepancia entre la inclinación

acetabular calculada en el preoperatorio (Inc-ce) (37.97 ± 5.03 (M \pm DT)) con la inclinación postoperatoria del ca implantado, medida por la línea base del ca (46.08 ± 7.26 (M \pm DT)).

La inclinación de cotilo medida entre la lágrima y el ángulo súpero-externo acetabular, con frecuencia es inferior a 45° (35.13 ± 3.22 (M \pm DT) en el estudio preoperatorio de la cs).

Si el cotilo representa una figura hemiesférica, debería de cortar el centro de giro de la cadera, por ello hemos definido el ángulo entre la línea interlagrimal y una línea que pase por el centro de giro y el borde súpero-externo del acetábulo (Inc-cg). Este ángulo representa con más aproximación la verdadera oblicuidad del acetábulo como se observa en la figura 5-10, y no es más que un complementario al ángulo de Wiberg. El resultado obtenido de la comparación entre estos ángulos (Inc-cs e Inc-cg-cs), entre el estudio pre y postoperatorio, no ha mostrado diferencias significativas, por lo que podemos decir que ambos son igualmente útiles para definir la oblicuidad acetabular. Sin embargo debemos saber que el Inc-cs es una referencia de la oblicuidad y no la oblicuidad anatómica real.

El método promulgado por Eggli *et al* (Eggli *et al.*, 1998) planea la colocación del componente acetabular siempre a 40° . Este método es imprescindible aplicarlo con las plantillas del modelo protésico de Müller, ya que en ellas vienen representados ambos componentes acoplados (ca y cf) para generar una inclinación exacta de 40° , sin embargo este sistema no es aplicable cuando se utilizan otros modelos protésicos donde los patrones de cada componente vienen por separado. Además, la inclinación de 40° no siempre es la idónea, existen casos en los que la inclinación del cotilo es inferior a 40° y durante la planificación no es necesario verticalizarlo, siempre y cuando no provoque una limitación de la movilidad de la cadera. Otras veces, en cambio, se precisa una verticalización del implante acetabular hasta 45° como mínimo para obtener una cobertura ósea adecuada. Consideramos el método de Eggli *et al* (Eggli *et al.*, 1998) demasiado rígido para su aplicación a los diferentes casos clínicos y a los distintos modelos protésicos empleados.

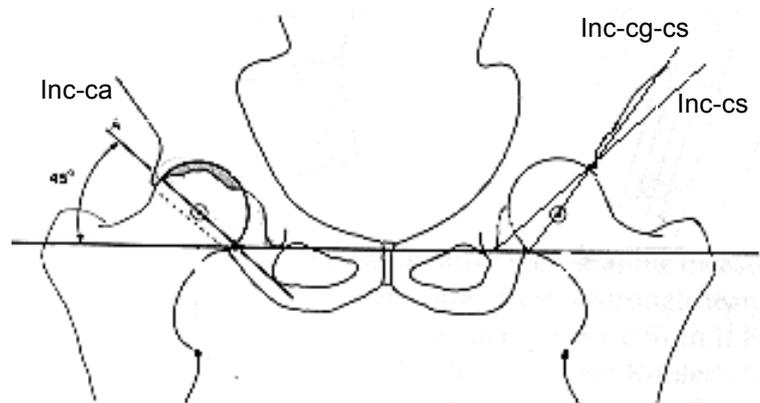


Figura 5-13. Dibujo de la pelvis donde se representan el ángulo de inclinación acetabular definido respecto al borde inferior de la lágrima (Inc-cs) y el ángulo de inclinación acetabular definido respecto al centro de giro (Inc-cg-cs). En la cadera contralateral se aprecia el ángulo de inclinación del componente acetabular (45°).

El método propuesto para la planificación del componente acetabular en la práctica se acopla a cualquier modelo del mercado de diseño esférico, que son la mayoría.

2.-Discusión de los resultados

2.1-Ampliación radiográfica

A partir del análisis de la ampliación radiográfica determinada en el presente trabajo, se observa una tendencia significativa a infraestimar las ampliación de las radiografías por parte de los métodos convencionales de planificación de PTC. Igualmente Eggli, Pisan y Müller (Eggli *et al.*, 1998) observan un promedio de ampliación radiográfica de 1.18 ± 0.02 , lo cuál es algo más elevado que el factor de ampliación incluido en los patrones transparentes de los implantes. Estos datos están de acuerdo con los hallados por otros autores (Linclau *et al.*, 1993; Knight y Atwater, 1992; Sutherland *et al.*, 1982).

Capello (Capello, 1989) ha trabajado para desarrollar una forma de realizar las radiografías con la ampliación conocida. Este método es satisfactorio pero no está libre de error. Existe una discrepancia del 5 al 8% entre el implante definitivo y el planificado preoperatoriamente. Esto es un error tolerable cuando se está tratando de implantes modulares, pero es totalmente inaceptable en diseños a medida. El autor considera que el uso rutinario de Rx AP y L en un marco clínico es inadecuado, y lleva a error en el conocimiento de la configuración interna del fémur. Según Eggli *et al* (Eggli *et al.*, 1998), el error de ampliación es más significativo a medida que se incrementa la distancia medida. Un error del 6% es suficiente para equivocarse en un paso el tamaño del componente acetabular. Sin embargo, observan que para cometer un error en la determinación preoperatoria del componente femoral, el error de ampliación debe ser de al menos el 30%. Knight y Atwater (Knight y Atwater, 1992) establecieron que la ampliación era un factor significativo para la predicción del tamaño del componente femoral.

Es frecuente que se aconsejen la medición de la ampliación radiográfica en las radiografías (Knight y Atwater, 1992; Eggli *et al.*, 1998), sin embargo, no es raro que no se utilice durante el proceso de planificación ya que las plantillas con las que se planifican llevan una ampliación fija generalmente del 15% aunque también de 10, 12, 20 o 25% según las casas comerciales y la nacionalidad de los receptores. En general, se asume que el promedio de ampliación para las imágenes óseas de los españoles es del 15%, sin embargo, según nuestros resultados el centro de la cadera sufre una ampliación radiográfica del 22.5%.

Algunos trabajos (Sutherland *et al.*, 1982; Zohman *et al.*, 1993; Pagnano *et al.*, 1996) han calculado el error de ampliación en las radiografías de pelvis postoperatorias, de pacientes intervenidos de artroplastia de cadera, basándose en el conocimiento del tamaño real de la cabeza femoral protésica. Sutherland *et al* (Sutherland *et al.*, 1982) obtienen una media de ampliación del 18.75% con un error de medida de ± 0.25 mm. En nuestro estudio hemos utilizado esta medición para calcular el promedio de ampliación de las imágenes y para control de la validez del método utilizado en el preoperatorio. El promedio obtenido en el postoperatorio ha sido de 122.5 ± 1.67 (M \pm DT) lo cual nos indica que el método utilizado en el preoperatorio, donde hemos obtenido una ampliación media

de 122.5 ± 2.31 , ha sido correcto. Sin embargo, durante la realización del estudio hemos comprobado que no todas las imágenes óseas proyectadas en la Rx sufren la misma ampliación, y por tanto, el marcador es sólo una referencia de la ampliación sufrida por las imágenes que se hallen a la altura de la cadera, pero no de aquellas situadas por arriba como puede ser el pubis, o por abajo como puede ser el sacro. Así pues, podemos decir, que la cadera sufre una ampliación determinada y controlable por el método aportado, pero el resto de imágenes óseas, si no están a la misma altura que la cadera, la ampliación puede ser distinta. Esto puede introducir sesgos durante la planificación.

2.2.-Asimetría entre las caderas

2.2.1.-Asimetría vertical de las caderas ($Y_{tce} - Y_{tcs}$) obviando el cg y comparación con la asimetría vertical teniendo en cuenta el cg ($Y_{cs} - Y_{ca} + Z_{cf} - Z_{cs}$)

La asimetría vertical entre las caderas medida por la diferencia entre las distancias entre el centro del trocánter menor y la línea interlagrimal ($Y_{tce} - Y_{tcs}$) nos muestra en el preoperatorio que la coxartrosis genera un acortamiento respecto al lado sano (-5.42 ± 5.98), mientras que la artroplastia provoca un ligero alargamiento (2.83 ± 8.37) (Tabla 4-IV del capítulo 4 de resultados). La comparación entre los datos pre y los postoperatorios nos indica unas diferencias altamente significativas, lo que nos permite afirmar que la artroplastia modifica la longitud vertical de la cadera. En 6 de los 30 casos analizados la discrepancia postoperatoria era superior a 10 mm y en 5 de ellos se debía a un alargamiento del miembro operado, sólo en uno el acortamiento fue superior a 1 cm. La comparación postoperatoria entre la asimetría vertical calculada, obviando el cg en relación a las calculadas teniendo en cuenta dicho cg, no muestran diferencias, lo cual se interpreta como una concordancia entre las dos formas de medición y en las condiciones predeterminadas para la realización del estudio radiográfico.

Es interesante notar como existe una tendencia a alargar el miembro con la artroplastia de cadera, cosa que debemos tener en cuenta ya que la dismetría genera una distribución anómala de la carga, como ya manifestó Bombelli (Bombelli, 1985) y han confirmado otros autores posteriormente (Bierbaum *et al.*, 1993). Una de las quejas más habituales en pacientes protetizados de cadera es la dismetría, lo cual provoca una insatisfacción del paciente y es cada vez más frecuente causa de querrela judicial. (Turula *et al.*, 1986) (White y Committee on professional liability, 1994). (Williamson y Reckling, 1978).

En una revisión de 150 artroplastias de cadera, Williamson y Reckling (Williamson y Reckling, 1978) observaron un alargamiento medio de 15.9 mm en 144 miembros, y en el 3.3% observaron una parálisis incompleta del nervio ciático no justificada más que por el propio alargamiento. En el 27% de los pacientes fue necesaria la utilización de plantilla-alza, para elevar el talón en el lado no operado, a fin de recuperar un patrón de marcha satisfactorio tras una artroplastia de cadera asociada con un alargamiento. Cuando se planifica un alargamiento de más de 3 cm se debe efectuar la evaluación intraoperatoria del nervio ciático, mediante potenciales evocados si se dispone de medios, para evitar su tensión excesiva y las secuelas neurológicas (Bierbaum *et al.*, 1993).

Aunque el objetivo primordial de la artroplastia total de cadera no sea el de igualar la longitud de los miembros inferiores, debe ser abordado como una oportunidad para preservar y obtener miembros de igual longitud con el fin de asegurar el máximo beneficio funcional de la operación. Jasty *et al* (Jasty *et al.*, 1996) demostraron que tras una medición precisa preoperatoria, se lograban unos resultados satisfactorios respecto a la corrección de la longitud de los miembros inferiores tras artroplastia. De un 50 % de disimetrías (43 de 85 pacientes), entre 0.5 y 7.25 cm., calculadas en el preoperatorio, sólo 14 presentaban desigualdad de longitud postoperatoria, once de las cuales fueron un alargamiento menor de un centímetro. El método que describieron consiste en jugar con el nivel de la osteotomía cervical y con los tamaños de cuellos disponibles, para corregir la disimetría medida en la radiografía preoperatoria. La corrección intraoperatoria la obtienen mediante unas referencias colocadas en la cresta ilíaca y en el fémur, antes de la luxación de la cadera y tras la colocación de la prótesis de prueba. Turula *et al* (Turula *et al.*, 1986), detectan una desigualdad media de la longitud de los miembros tras reemplazo unilateral de cadera de 8.7 mm con un rango entre +20 mm y -16 mm, y de 11.6 en los casos bilaterales.

Estos datos son preocupantes ya que demuestran que no se determina con precisión la disimetría resultante. Quizá debamos plantearnos la utilización de métodos intraoperatorios que nos aseguren la corrección de la disimetría. Algunos autores han aconsejado técnicas intraoperatorias para restaurar la longitud de los miembros inferiores ante disimetrías o para mantener la longitud en condiciones de igualdad (Huddleston, 1997; Bierbaum *et al.*, 1993; Woolson y Harris, 1985; Schutzer y Harris, 1993; McGee y Scott, 1985). Charnley recomendó el alineamiento de las espinas ilíacas anterosuperiores para luego comparar la longitud de los miembros en el momento del ensayo de la reducción, mediante la palpación de los maléolos internos. Sin embargo, este método está sujeto a muchos errores, no solo por ser una medición clínica, que ya implica un error de medida, sino también debido a la colocación del paciente durante la cirugía y a la posible modificación de esta postura durante la intervención. La prueba consistente en movilizar la cadera luego de la colocación final de los componentes ("*shuck test*"), es también un método tradicional para estimar la colocación final de los componentes, pero es poco confiable y no reproducible, y está relacionada con el nivel de relajación muscular existente, la fuerza aplicada durante la movilización y la magnitud de la liberación de los tejidos blandos efectuada durante la operación. Müller apuntó que el centro de la cabeza femoral debe estar algo por encima del nivel del borde superior del trocánter mayor. Sin embargo, esto también puede estar sujeto a error, por la colocación de paciente, una cadera en adducción puede dar una falsa impresión de cuello largo y de aumento de la longitud del miembro operado. Algunos autores (Amstutz *et al.*, 1986) (Bierbaum *et al.*, 1993) han utilizado la técnica del clavo gemelo, que determina una distancia fija como punto de referencia antes y después de la colocación del componente. Woolson y Harris (Woolson y Harris, 1985; Schutzer y Harris, 1993) han publicado buenos resultados utilizando un equipo de referencia ilíaca con un calibrador de longitud de la pierna. McGee y Scott (McGee y Scott, 1985) utilizan un método todavía más simple que el anterior para la corrección de disimetrías durante la prótesis de cadera, con una aguja de Kirschner en

esquina ilíaca antero-superior se dobla 90° dirigiendo la punta distal al trocánter mayor. Se gira proximalmente durante la intervención y previo a la luxación de la cadera se gira distalmente y se referencia el músculo en la punta. Una vez reducida la prótesis se vuelve a medir calculando la variación de la longitud provocada. Con el mismo criterio que los anteriores, Huddleston (Huddleston, 1997) utiliza un Pin Iso-Trocantérico rígido en los dos extremos y flexible en la parte intermedia para poder moldearlo durante la intervención. Uno de los dos extremos rígidos se enrosca al trocánter mayor, posteriormente se dobla por la zona flexible 90° y de nuevo 90° para fijar el extremo rígido proximal al iliaco, formando una “U” invertida. Además una almohadilla hinchable estabiliza el miembro a intervenir en extensión, permitiendo la flexión. De esta forma se obtiene la referencia para, una vez colocada y reducida la prótesis de prueba, hacer las modificaciones que se crean convenientes respecto al desplazamiento vertical generado (la longitud del miembro), el desplazamiento lateral (*offset*) e incluso la rotación del miembro.

A pesar de que la utilidad de todos estos métodos es clara, siempre deben ir acompañados de una medición precisa preoperatoria para que su aplicación sea correcta, y así procurar que el error dependiente de otros factores sea mínimo.

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

En la actualidad, se dispone de escasa información respecto de la incidencia de efectos deletéreos, a largo plazo, de la desigualdad de la longitud de los miembros inferiores tras artroplastia total de cadera. Los exámenes efectuados en el seguimiento de rutina no suelen incluir el estudio de la longitud de los miembros inferiores, medida que suele ser difícil de obtener de forma precisa en exámenes seriados. Sin embargo, con frecuencia leves desigualdades en la longitud de los miembros inferiores pueden ser mal toleradas por los pacientes. Grados leves de asimetría en la longitud de los miembros inferiores son muy comunes en la población general. La magnitud de la discrepancia debe ser establecida mediante estudios preoperatorios cuidadosos. Este análisis prequirúrgico preciso puede establecer la presencia y la magnitud de cualquier discrepancia, y la necesidad de utilizar alguna técnica específica para lograr su corrección. Friberg (Friberg, 1983) analizó 254 pacientes con dolor de cadera unilateral crónico y encontró que el 89% presentaban una coxartrosis superolateral en el miembro más largo. Esto sugiere que 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, puede precisar alza para una deambulación sin cojera y puede provocar lumbalgia (Giles y Taylor, 1981; Williamson y Reckling, 1978); aunque no se ha determinado la influencia de la disimetría de los miembros sobre la duración a largo plazo de la artroplastia total de cadera. Un acortamiento del miembro provoca una insuficiencia de los abductores y un potencial incremento de luxación. Sin embargo Morrey (Morrey,

1997), no ha hallado que la discrepancia en la longitud de los miembros tenga un valor predictivo de luxación postoperatoria.

La simetría de la longitud de los miembros inferiores tras la artroplastia total de cadera puede obtenerse si se traza un cuidadoso plan preoperatorio y se la combina con una prolija técnica quirúrgica. La igualación de la longitud de los miembros proporciona una mecánica óptima de la cadera y la satisfacción del paciente. La disimetría, como un posible factor etiológico de aflojamiento, justifica su exacta medición y adecuada rectificación.

2.2.2.-Asimetría horizontal de las caderas obviando el cg ($X_{tce} - X_{tcs}$) y comparación con la asimetría vertical teniendo en cuenta el cg ($X_{ca} - X_{cs} + O_{cf} - O_{cs}$)

Maquet (Maquet, 1990) publicó un artículo donde analizaba la importancia de la posición del trocánter mayor. Éste influye sobre el estrés mecánico de la cadera, sobre la fuerza de contracción del glúteo medio y menor, y también sobre el estrés mecánico en el cuello femoral. Un ángulo cérvico-diafisario normal genera un brazo de palanca abductor máximo y una máxima posibilidad de contracción. Para una longitud de cuello determinada, una coxa vara genera una presión articular menor y un mayor estrés en el cuello, en cambio, en una cadera valga la presión articular es mayor y el estrés del cuello es menor. Ante una anteversión exagerada del cuello la presión articular es mayor que la normal, aunque poco afecta sobre la fuerza muscular. Una posición muy alta del trocánter mayor puede acortar el brazo de palanca abductor y disminuir su capacidad de contracción (Delp *et al.*, 1994) (Maquet, 1990). Un desplazamiento demasiado distal del trocánter mayor incrementa la presión articular, en cambio, el desplazamiento lateral disminuye la presión articular.

Una forma de disminuir las fuerzas articulares de una artroplastia de cadera es disminuir el momento generado en la cadera mediante un desplazamiento femoral medial, es decir, generando una disminución del brazo de palanca de la carga del peso corporal y del *offset* (Morrey, 1994). En un intento por justificar esta teoría, Rothman *et al* (Rothman *et al.*, 1996) mostraron un aumento del aflojamiento del componente femoral relacionado con un aumento del *offset*. Esto debe ser valorado con precaución ya que sólo había cinco vástagos aflojados del total en el estudio sobre 146 pacientes, y la relación causa efecto puede ser dudosa.

Clásicamente, se ha considerado que un incremento del *offset* generaría un aumento del rango de movilidad, una mejor mecánica de los músculos abductores y una disminución de la inestabilidad debido a una mayor tensión de los tejidos blandos. La relación entre el incremento del *offset* y la estabilidad de la cadera fue demostrada por Fackler y Poss en 1980 (Fackler y Poss, 1980). El aumento de la abducción de la cadera al aumentar el *offset* ha sido documentado por McGrory *et al* (McGrory *et al.*, 1995), aunque no pudieron demostrar un aumento en otros planos del espacio. Charnley consideraba que el método más efectivo para mejorar el brazo de palanca abductor, y así la biomecánica de la cadera, era incrementando el *offset*. Esto debía disminuir la fuerza abductora requerida para la deambulacion, y por tanto, la energía invertida en la marcha y

la fuerza reactiva articular total. McGrory *et al* (McGrory *et al.*, 1995) han sugerido una relación directamente proporcional entre la fuerza abductora tras prótesis totales de cadera, la longitud del brazo de palanca abductora y el *offset* femoral. Un análisis detallado de los resultados de McGrory realizado por Spalding (Spalding, 1996) observa que es muy pequeña la influencia del *offset* sobre la fuerza abductora. Al parecer el género, el peso y el rango de flexión son variables más significativas en predecir la fuerza muscular. Por ejemplo, comenta Spalding, un varón alto probablemente tenga una pelvis más grande con un componente femoral mayor y un mayor *offset*. Este sujeto asociará una mayor fuerza abductora. El *offset* se correlaciona con la fuerza de la musculatura pero esta relación no presenta un vínculo casual.

En el análisis realizado de Xtce – Xtcs preoperatorio, observamos como la asimetría horizontal que provoca la enfermedad (-1.0 ± 6.514 (M \pm DT)) (tabla 4-5 del capítulo 4 de resultados), es de menor importancia que la vertical. Entre los casos analizados, sólo en dos la asimetría horizontal preoperatoria superaba los 10 mm y en los dos la coxartrosis era postraumática. Dato interesante que nos induce a pensar que la coxartrosis tiene una mayor influencia sobre la alteración del parámetro vertical que sobre el horizontal. El resultado de esta discrepancia horizontal postoperatorio (1.72 ± 8.79 (M \pm DT)) nos indica que la artroplastia no genera grandes alteraciones sobre esta distancia. Además la comparación entre los datos pre y postoperatorios no muestra diferencias significativas, es decir, que la artroplastia no provoca una alteración importante de la longitud horizontal de la cadera.

La comparación de la asimetría horizontal calculada obviando el cg (Xtce – Xtcs) en relación a la calculada teniendo en cuenta dicho cg ($Xca - Xcs + Ocf - Ocs = 2.75 \pm 8.08$ (M \pm DT)), en el estudio postoperatorio, no muestran diferencias estadísticas, lo cual se interpreta como una concordancia entre las dos formas de medición y en las condiciones predeterminadas para la realización del estudio radiográfico.

2.3.-Análisis de los componentes (ca y cf) planificados y definitivos

La capacidad para predecir el tamaño del ca es superior cuando se controla la ampliación de las imágenes radiográficas que cuando se asume una ampliación fija, como demuestran los resultados de la tabla 4-VIII, donde se observa una menor discrepancia entre nuestra estimación del acetábulo (ca-fa) y el ca definitivo (ca-def). También apreciamos una aproximación entre los parámetros de referencia del ca planificado (Xca e Yca planificados), según el método aportado, y los referentes del ca definitivo (Xca e Yca postoperatorio), lo que nos indica que podemos planificar con bastante precisión la colocación idónea del centro de giro (tabla 4-IX de resultados).

De la misma forma, el cálculo del vástago con las plantillas adaptadas a la ampliación radiográfica obtenida (cf-fa) presenta una mayor aproximación al vástago definitivo implantado (cf-def), que cuando se utilizan las plantillas con la ampliación fija de 115% (cf-115), según el análisis comparativo por pares de grupos mediante la t de Student.

La planificación es capaz de predecir la cobertura ósea del ca implantado como hemos podido observar en los casos analizados. La planificación predijo una falta de

cobertura ósea en 8 de los 13 casos que la presentaban, y en 15 de los 17 casos cuya cobertura fue completa. Por supuesto, son muchas las variables que entran en juego sobre esta variable planeada, como la inclinación acetabular planificada y finalmente realizada, la cantidad de fresado planeado y realizado, la adaptación del implante al lecho óseo, la calidad ósea, la patología de base, la predilección del cirujano, etc. Sin embargo, el control del máximo número de variables nos permitirá predecir un resultado óptimo, objetivo principal del método propuesto.

Eggl, Pisan y Müller (Eggl *et al.*, 1998), publican una concordancia entre el tipo de prótesis determinado preoperatoriamente y el implantado del 98%; respecto al tamaño fue correctamente planeado en el 92% de los casos para el ca y en el 90% para el cf. Nosotros hemos valorado el nivel de aproximación de la planificación y no el nivel de aciertos, ya que nos parece más importante tener un cálculo aproximado sobre el tamaño idóneo y sobre la ubicación del cg que un valor exacto del tamaño de los componentes. El nivel de aciertos, en valores absolutos, entre el ca planificado y el ca definitivo, cuando se calculaba con la ampliación derivada del marcador radiográfico (ca-fa), fue de 11 sobre 30, y cuando se suponía una ampliación fija del 115 (ca-115) fue de 4 sobre 30, por supuesto sólo hemos contabilizado los aciertos completos y no las aproximaciones. Para el caso del cf, se planificó exactamente el colocado según nuestra aproximación con la corrección del fa (cf-fa) en 13 casos de los 30, y cuando se utilizaban las plantillas de ampliación fija el nivel de aciertos fue también de 13 sobre 30. Contrasta mucho con los resultados de Eggl *et al.*, quizá, en el alto nivel de aciertos publicado por estos autores han influido factores como la homogeneidad de la muestra y la fijación cementada del cf en más del 90% de los casos pues, como ya sabemos, la cementación permite que la planificación sea más fácil de llevar a cabo, llevando a un mayor nivel de concordancia entre lo planeado y lo implantado (Eggl *et al.*, 1998; Linclau *et al.*, 1993). Además la planificación y la intervención quirúrgica fueron realizadas por el mismo cirujano. Estos autores (Eggl *et al.*, 1998) utilizan patrones transparentes en los que todos los tamaños de prótesis vienen representados en una única figura, es decir, unos dentro de otros. Durante el ensayo preliminar realizado, llevando a la práctica los distintos métodos de planificación en busca de las ventajas e inconvenientes de cada uno de ellos, al utilizar las plantillas de la prótesis de Müller, observamos una gran dificultad para ver correctamente el tamaño apropiado para el canal femoral, ya que debido a lo cercanas que están unas líneas de otras, hace que al superponerlo sobre la radiografía impida ver el contorno de las corticales con precisión. En algunos modelos, en las plantillas se representa en una misma figura un tamaño de vástago determinado para su implante no cementado y otra línea externa para los casos de fijación cementados, esto también enmascara el borde óseo, no dejándonos valorar correctamente el tamaño exacto. Por ello, nosotros aconsejamos que los diferentes tamaños de implantes estén representados en figuras separadas, incluso los tamaños cementados y no cementados de un mismo número, y que la figura del contorno protésico se perfile con un trazo fino que facilite la visualización de los bordes de la cortical interna del fémur.

Clarke, en 1992 (Clarke *et al.*, 1992) publica unos resultados sobre el relleno y la fijación de tres diferentes vástagos femorales comercializados, analizando estos

parámetros en la radiografía preoperatoria con las plantillas de la prótesis. En su estudio concluye que los modelos analizados muestran un porcentaje de fijación y relleno, similar y satisfactorio, y que los casos en que no obtiene una fijación o relleno adecuados no es mejorado por otros modelos. En el trabajo no se comprueba la fiabilidad del método utilizado y se asume que el relleno del vástago por el patrón transparente es idéntico al propio implante colocado. Quizá hubiera sido conveniente un análisis radiográfico postoperatorio para comprobar el relleno real con el tamaño y modelo determinado.

Con frecuencia se aconseja, en los métodos de planificación descritos, calcular el tamaño del vástago en el fémur contralateral sano (Eggl *et al.*, 1998). Es frecuente que el diámetro endomedular del fémur a intervenir no sea el mismo, quizá porque sufre una atrofia por desuso y se amplía el canal. Por este motivo creemos que la planificación del vástago debe realizarse en el fémur a intervenir.

La sensación subjetiva del cirujano, en todos los casos de nuestro estudio, fue de una fijación tanto del acetábulo como del vástago excelente. El análisis de las radiografías postoperatorias ofrecía una fijación excelente o buena en todos los casos para el vástago, y excelente en todos los casos del ca, según nuestros criterios particulares. Debemos recordar la limitación que supone el análisis bidimensional de las radiografías. Ciertos modelos de implantes femorales utilizados en el estudio presentan una falta de relleno del canal medular en la proyección lateral del fémur, este hecho se debe a que son vástagos muy finos en sentido antero-posterior en la zona distal, diseñados para un anclaje primario medio-lateral y metafisario (Figura 5-14). Por supuesto, con el análisis realizado, no podemos deducir las implicaciones que ello conlleva, para comprobar su influencia en el riesgo de aflojamiento sería necesario realizar un estudio más amplio y a más largo plazo, que no es objeto de este trabajo.

En un estudio sobre 100 prótesis implantadas se analizan las ventajas de la planificación preoperatoria. Entre las complicaciones intraoperatorias ocurridas durante la colocación de los componentes femorales no cementados se hallaron 2 fracturas no desplazadas de la punta del trocánter mayor ocurridas durante el abordaje y 3 fracturas proximales del calcar menores de 2 cm de longitud tratadas con cerclaje alámbrico (Knight y Atwater, 1992). Entre los pacientes incluidos en el presente estudio hemos observado 4 fracturas del fémur proximal sin desplazar, que no precisaron tratamiento, y un estallido de la diáfisis femoral, durante la introducción del vástago definitivo que se trató con dos cerclajes alámbricos. Este alto promedio de fracturas proximales quizá se deba a la utilización de vástagos de fijación metafisaria proximal (Figura 5.14), no obstante es demasiado alto y deberá tenerse en cuenta.

Uno de los objetivos primordiales de la planificación es corregir los desplazamientos ocurridos por la coxopatía, y así restaurar la biomecánica normal premórbida, pero no es una tarea fácil. Tanto el *offset* como la longitud final de la cadera protésica van a depender de múltiples factores:

- en primer lugar de la colocación del centro de giro protésico que va a venir condicionado por el componente acetabular. Éste puede modificarse con respecto al centro de giro de la cadera sana, y debemos tenerlo en cuenta al evaluar tanto la disimetría como el *offset*. Aunque no sea imprescindible para calcular el *offset* conocer

las modificaciones de dicho centro de giro, nosotros si lo consideramos fundamental, ya que la potencia abductora de la cadera, que es al fin y al cabo lo realmente significativo del *offset*, va a estar influenciado por la colocación de este centro.

- del lugar de osteotomía cervical
- del modelo de vástago elegido. Cada diseño protésico tiene unas características determinadas con un determinado ACD el cual va a condicionar estos dos parámetros. Por otro lado, hay modelos cuyo ACD varía en función del tamaño elegido y otros modelos dan dos opciones de ACD para todos los tamaños del implante ofrecido.
- del tamaño de vástago elegido. Si se elige un tamaño de vástago distinto al planificado debemos tener en cuenta que generalmente varía sus dimensiones en sentido próximo-distal y medio-lateral, y ello va a variar la longitud y el *offset* de la cadera protésica.
- de la estabilidad de los componentes reducidos durante el acto quirúrgico. Con frecuencia el cirujano se ve obligado a variar la longitud del cuello para lograr una mayor estabilidad postreducción, aunque con ello esté modificando la longitud del miembro o el *offset*.

El método expuesto por Eggli, Pisan y Müller (Eggli *et al.*, 1998) sólo da la opción de planificar el cuello medio ya que es el que va representado con los dos componentes (ca y cf) que se encuentran acoplados en un mismo patrón transparente. Para la planificación de otro cuello no son adecuadas estas plantillas. Por ejemplo, en los casos en que se prefiera conservar más stock óseo realizando una osteotomía cervical más proximal, la planificación no es posible con estas plantillas. Como ya hemos mencionado en otros puntos de esta discusión Eggli *et al* describen un método demasiado rígido para su aplicación en la práctica.

3.-Discusión sobre el nuevo método propuesto.

En la mayoría de los métodos de planificación de PTC descritos existen muchas lagunas. Es típico que se describa el procedimiento utilizando un ejemplo en forma de dibujo donde no haya discrepancias verticales ni horizontales y donde la simetría entre las dos caderas sea completa, cosa rara de encontrar en la práctica cotidiana. Por todo ello nos propusimos elaborar un método universal que dependiera de la valoración de las alteraciones anatómicas y biomecánicas concretas para lograr su reconstrucción adecuada. Es un sistema completo y universal que se puede aplicar a diferentes patologías y alteraciones severas de la estructura de la cadera.

Las limitaciones de la radiología standard son más evidentes durante la planificación preoperatoria de prótesis no cementadas o de prótesis a medida. Las radiografías pueden ofrecer sólo una aproximación al tamaño y forma real del componente femoral. Probablemente la determinación final del componente apropiado, deba ser hecha durante el procedimiento quirúrgico. Rubin *et al* (Rubin *et al.*, 1992), han estudiado en fémures de cadáveres, la correlación entre la morfología proximal del fémur y su proyección radiológica, y han observado una variación entre las dimensiones endomedulares radiológicas y las reales. Concluyen que los análisis radiográficos preoperatorios permiten una apreciación del tamaño del vástago con una variación de tres

tamaños. Sin embargo, es indispensable un protocolo radiográfico preciso, de lo contrario no podrían realizarse mediciones radiográficas correctas que permitieran una elección aproximada del tamaño y diseño del implante (Fessy *et al.*, 1997), así como una preparación adecuada de la corrección de las asimetrías existentes.

Según el método propuesto, respecto a la planificación del componente acetabular, podemos aproximar con bastante fiabilidad el resultado postoperatorio si seguimos el plan predeterminado, además de predecir con suficiente atino el lugar del centro de giro. Respecto al componente femoral, el método propuesto se aproxima con más fiabilidad que los métodos convencionales. Múltiples son las variables a examinar y para finalizar quisiéramos exponer algunas que consideramos más relevantes:

- posición de las caderas al hacer la radiografía tanto pre como postoperatoria. Aún teniendo la precaución de realizar la radiografía con la misma posición de ambas caderas, se comete un error difícil de corregir. En nuestro estudio la colocación de los pacientes se realizó, en todos los casos, por el autor y procurando una colocación simétrica precisa de ambos miembros inferiores.
- Deformidades anatómicas asimétricas. Si el fémur de un lado presenta un diferente ACD y un diferente ángulo de versión cervical con respecto al contralateral, la radiografía en una misma posición de ambas caderas nos ofrecerá una proyección distinta de los fémures. Esto influye en los resultados de la medición de todos los parámetros calculados desde el centro de giro, y en las distancias desde la osteotomía al pico del trocánter mayor y al centro del trocánter menor.
- ángulo de versión del cuello femoral preoperatorio
- ángulo de versión del implante femoral. Si un cf es colocado con un ángulo de versión diferente al de la cadera contralateral, la posición simétrica de las caderas, al realizar la radiografía, no nos ofrecerá la misma proyección radiográfica de los fémures, esto generará una discrepancia en la medición de los parámetros.
- La distancia desde el objeto a la placa radiográfica es la responsable de la ampliación radiográfica siempre que se mantenga constante la altura del emisor de rayos-X. Si un fémur no presenta el mismo grado de rotación que el contralateral, la separación de las referencias femorales determinadas se encuentran a una distancia distinta de las mismas referencias del lado contrario, y sufrirá una ampliación diferente.

Para el seguimiento radiológico de las artroplastias se plantea un problema similar al del preoperatorio. A pesar de la amplia popularidad de los reemplazamientos totales de cadera, y de los numerosos avances que caracterizan las prótesis más modernas, no se ha popularizado ningún método que permita la obtención de radiografías estándar para comparar el seguimiento postoperatorio de los pacientes, así como entre ellos (Amstutz *et al.*, 1986).

Se recomienda la realización de radiografías en posiciones estándar para el seguimiento de las PTC, ya que rotaciones de 20° pueden llevar a mal interpretaciones de aflojamientos (Goodman *et al.*, 1987). Kirkpatrick *et al* (Kirkpatrick *et al.*, 1983) y Clarke *et al* (Clarke *et al.*, 1976) describieron un método que por su complejidad no se ha divulgado. Baldursson *et al*, publicaron un método muy preciso pero que requería la implantación

quirúrgica de metales y una computación compleja para determinar cualquier cambio en la posición de los componentes. Amstutz *et al.*, describen un método simple que consiste en colocar una rejilla centrada en el pubis (Amstutz *et al.*, 1986), pero tampoco se ha popularizado.

Son diversos los sistemas descritos para la evaluación radiográfica de las prótesis de cadera (Johnston *et al.*, 1990; Murray, 1996; Pospula y Gregorczyk, 1990). Sin embargo, todos ellos están enfocados hacia una valoración a largo plazo de las mismas, es decir, hacen más hincapié en las modificaciones que pueden sufrir los componentes en el tiempo que en el resultado radiológico inmediato. Pospula (Pospula y Gregorczyk, 1990) estableció una relación entre el tamaño de la zona esclerótica supraacetabular aparecida durante el seguimiento de la prótesis total de cadera, y la inclinación del cotilo y su fijación. La Sociedad Americana de Cadera también estableció unos criterios sobre la fijación de implantes no cementados. Kobayashi *et al.* (Kobayashi *et al.*, 1997) tras el estudio prospectivo de 527 pacientes intervenidos de prótesis de cadera con el mismo diseño de vástago pero con 4 técnicas de fijación distintas (dos press-fit, una con recubrimiento de Hidroxiapatita y otra cementada), establecieron unos signos radiológicos cuya aparición, tras 2 años de evolución, podían predecir la supervivencia a largo plazo de los implantes, estos eran: migración mayor o igual a 2 mm, líneas radiolúcidas de 2 mm en un tercio de cualquiera de las zonas de Gruen y neoformación ósea subperióstica en la punta del vástago. Estos autores no establecen criterios para la evaluación postoperatoria inmediata.

Existe unos criterios intraoperatorios claros y generales sobre la colocación idónea de los implantes no cementados, algunos se han definido en apartados anteriores. La obtención de una fijación primaria estable para evitar movilizaciones, y por consiguiente aflojamientos precoces, es quizá el más aceptado. Sin embargo, sólo disponemos de la subjetividad del cirujano para conocer la estabilidad del implante ya que la definición postoperatoria sobre si un implante es estable es muy compleja y, con frecuencia, depende de la "filosofía" de cada diseño en particular. Por ejemplo, existen vástagos diseñados con una estrechez antero-posterior distal, en un intento por disminuir el peso y el volumen del mismo, para alcanzar un coeficiente de elasticidad más parecido al del hueso. Con este tipo de vástagos se consigue una estabilización primaria metafisaria pero en la Rx L distalmente aparenta una falta de fijación antero-posterior (Figura 5-14). El estudio radiográfico postoperatorio demostrará por tanto, una falta de fijación en la proyección lateral del fémur, y quizá no sea apropiado decir que el vástago presenta una pobre fijación ya que está diseñado con esta forma determinada. Por este motivo, y aunque existan ciertos criterios comunes a todos los modelos, creemos que el cirujano debe conocer el diseño que utiliza para poder evaluar la correcta colocación de los implantes, y no conformarse con la sensación subjetiva intraoperatoria. Por lo tanto, debemos documentarnos correctamente sobre el tipo de fijación primaria de cada implante que utilicemos antes de su aplicación en la práctica clínica.

Callaghan (Callaghan *et al.*, 1988) estableció unos criterios sobre la fijación inmediata no cementada del vástago del componente femoral en el canal. Definió tres niveles de fijación, excelente, buena y pobre, en función de la adaptación entre el vástago y la cortical interna diafisaria vista en la proyección AP y L. Sin embargo, estos criterios

son aplicables al modelo para el que fueron definidos, un vástago anatómico con una zona metafisaria porosa y una zona diafisaria lisa (PCA, Howmedica; Rutherford, New Jersey), y su extensión a cualquier diseño de vástago puede ser un error.

Nosotros, que no estamos evaluando el resultado a largo plazo de las prótesis, hemos adaptado algunos de los criterios utilizados por estos sistemas de evaluación y hemos añadido parámetros que influyen sobre la biomecánica de la cadera protésica. Hemos tenido en cuenta datos como la colocación del centro de giro; las desigualdades (vertical y horizontal) con respecto al centro de giro idóneo, determinando el implante responsable de la asimetría, el componente femoral o el componente acetabular; la inclinación del implante acetabular, su adaptación al lecho óseo acetabular y la cobertura ósea del mismo, teniendo en cuenta el diseño del implante, y además se ha evaluado la

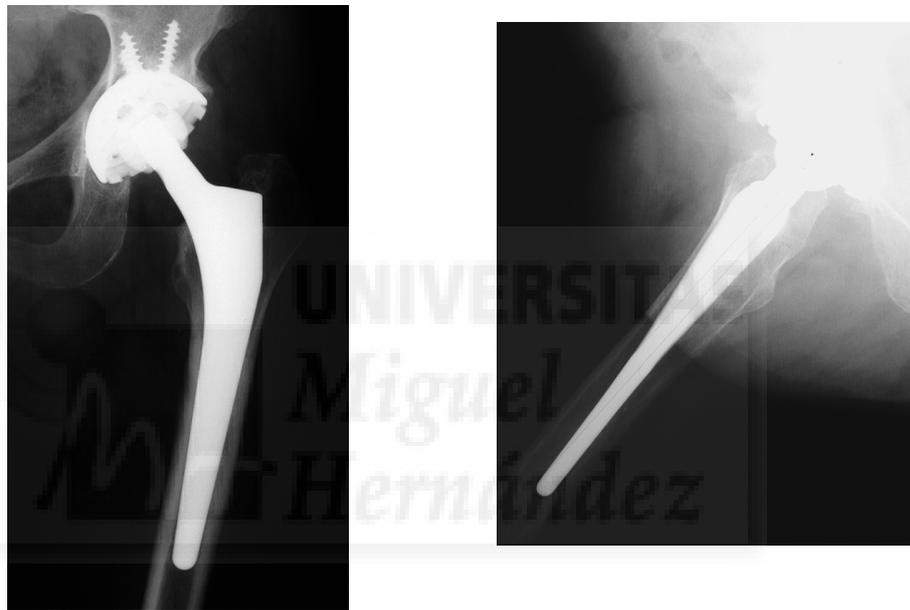


Figura 5-14. Rx AP y L postoperatoria de una prótesis de ca hemiesférico y cf de fijación metafisaria, estrecho en el sentido AP

inclinación del vástago femoral y su adaptación al lecho óseo femoral, en función del implante utilizado y la fijación para la que está diseñado. Todos ellos, parámetros que han demostrado su influencia sobre la durabilidad de los implantes. El problema es, que con frecuencia, son parámetros analizados en situaciones experimentales, para poder demostrar directamente su responsabilidad para tal efecto y, su extrapolación a la práctica clínica es problemática. Sin embargo, el conocimiento de los mismos y su aplicación creemos que debe llevarse a cabo para tener un control más exhaustivo sobre las alteraciones biomecánicas que generamos al realizar una artroplastia, y así poder establecer la ajustada responsabilidad en relación con el aflojamiento.

En los estudios de revisión, generalmente, se engloban todos los aflojamientos asépticos de los implantes en un mismo grupo, independientemente del tiempo de evolución desde su colocación. ¿Cómo es posible que se atribuya el mismo motivo de fracaso a vástagos aflojados en un corto período de evolución y a otros aflojados tras años de buen funcionamiento, en una población homogénea?. Nosotros mantenemos la hipótesis de que el aflojamiento precoz tiene una importante relación con la incorrecta reproducción de la biomecánica y con la falta de una fijación inicial de los componentes. En cambio, el aflojamiento tardío dependería más de las partículas de desgaste y de la reacción hística correspondiente.

La simulación computarizada preoperatoria puede resultar en el futuro una técnica muy apropiada para las artroplastias. La estandarización previa del método, con los parámetros expuestos, es imprescindible para lograr una aplicación informática.

No hay una tecnología ortopédica utilizada en la actualidad que sea más costosa que la relacionada con el reemplazo total articular. Llegados a este punto, no quisiera reprimir el deseo de expresar una reflexión: La cantidad de implantes que se venden a muy altos precios necesita ser cuestionado. Los cambios frecuentes realizados por los fabricantes, sin una investigación bien comprobada, no presentan beneficios significativos para el paciente, pero son más costosos. La medicina y la industria deben comprender que tenemos todos la responsabilidad de participar en la solución de los problemas actuales relacionados con el aumento creciente del desarrollo científico y técnico. Los cirujanos ortopedas que intentan contribuir al avance de procedimientos quirúrgicos a través de su participación en el diseño de nuevos implantes, deben conservar el profesionalismo y evitar convertirse en comerciantes que hagan prevalecer sus propios intereses personales por encima de sus responsabilidades como médicos. La competencia entre las compañías fabricantes que hay en el mercado crea una procesión constante de diferentes diseños protésicos, cada una reclamando su superioridad sobre la otra. Para los ortopedas es muy difícil optar entre los múltiples implantes disponibles y no es raro encontrar cirujanos pasando de un implante a otro en un corto período. Esta circunstancia genera cierta confusión entre los cirujanos a la hora de aplicar criterios adecuados para la planificación, técnica quirúrgica y seguimiento de la PTC, que sean idóneos, para cada paciente en particular. La introducción de nuevas prótesis modulares debería tener en cuenta los parámetros anatómicos y biomecánicos que hemos justificado para lograr una reconstrucción individualizada, lo que en definitiva nos llevará a una mejora de la calidad técnica del implante, a una mayor funcionalidad, a una mayor satisfacción del paciente, nuestra razón de ser como médicos.