

## Capítulo 3.-Material y métodos

### 1.- Material

- 1.1.-Pacientes
- 1.2.-Material necesario para el estudio clínico
- 1.3.-Material necesario para el estudio radiográfico
- 1.4.-Material necesario para el análisis del estudio radiográfico

### 2.-Método

- 2.1.-Estudio clínico
- 2.2.-Estudio radiográfico
  - 2.2.1.-Colocación estándar del paciente
  - 2.2.2.-Colocación del paciente con deformidad de cadera que impedía la colocación estándar
- 2.3.-Planificación preoperatoria de prótesis total de cadera sobre el estudio radiográfico
  - 2.3.1.-Cálculo de la ampliación de la imagen radiográfica
  - 2.3.2.-Marcaje de puntos y líneas de referencia en la pelvis y en los fémures
  - 2.3.3.-Cálculo del ángulo céntrico diafisario real cuando la proyección del fémur no era AP pura
  - 2.3.4.-Cálculo del centro de giro de la cadera sana respecto al hueso coxal y respecto al fémur
  - 2.3.5.-Cálculo de la asimetría entre las caderas obviando el centro de giro
  - 2.3.6.-Selección del componente acetabular
  - 2.3.7.-Selección del componente femoral
  - 2.3.8.-Selección del cuello protésico y del nivel de osteotomía idóneo
  - 2.3.9.-Cálculo del ángulo de anteversión del cuello femoral en la proyección lateral del fémur
- 2.4.-Análisis de las radiografías postoperatorias
  - 2.4.1.-Cálculo de la ampliación de la imagen radiográfica
  - 2.4.2.-Marcaje de puntos y líneas de referencia en la pelvis y en los fémures
  - 2.4.3.-Ángulo céntrico diafisario
  - 2.4.4.-Cálculo del centro de giro de la cadera sana y de la cadera protetizada respecto al hueso coxal y respecto al fémur
  - 2.4.5.-Cálculo de la asimetría entre las caderas obviando el centro de giro
  - 2.4.6.-Análisis del componente acetabular
  - 2.4.7.-Cálculo de la asimetría entre el centro de giro de la cadera protésica y el de la cadera sana respecto a la pelvis y al fémur
  - 2.4.8.-Comparación entre las asimetrías calculadas respecto del centro de giro y obviando el mismo
  - 2.4.9.-Relación entre el lugar de la osteotomía cervical y los puntos referenciales del fémur
  - 2.4.10.-Fijación del vástago implantado
  - 2.4.11.-Cálculo del ángulo de versión del cuello femoral protésico en la Rx L
  - 2.4.12.-Cálculo de la versión del componente acetabular
- 2.5.-Comparación entre los métodos de Ranawat y de Pierchon para la localización del centro de giro ante patología bilateral
- 2.6.-Análisis estadístico de los resultados
- 2.7.-Protocolo aplicado

## 1.- Material

### 1.1.-Pacientes

Se han seleccionado 30 pacientes vistos en la Consulta Externa del Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica del Hospital de San Juan entre Enero de 1998 y Enero de 1999, programados para prótesis totales de cadera por coxartrosis unilateral de diferente etiología (coxartrosis esencial 20, necrosis 4, necrosis postraumática 1, coxartrosis postraumática 2, displasia 2 y protrusión acetabular 1), 11 eran hombres y 19 mujeres, la cadera derecha estaba afectada en 15 casos y la izquierda en los otros 15. La edad media fue de 66.93 con un rango comprendido entre 34 y 75. La relación peso/talla de los pacientes calculado según el índice de Quetelet ( $\text{Peso/Talla}^2$ ) fue de  $27.39 \pm 3.55$  ( $M \pm DT$ ). Fueron eliminados del estudio 23 pacientes vistos durante el mismo período ya que sufrían una coxartrosis bilateral o habían sido intervenidos de la cadera contralateral de prótesis o de cualquier otra intervención, pues estas circunstancias impedían la correcta validación del método aportado. También se eliminaron aquellos pacientes que se negaron a participar en el estudio (4).

### 1.2.-Material necesario para el estudio clínico

Para el estudio clínico de los pacientes se utilizaron las Consultas Externas de Traumatología del Hospital donde se aplicaron los protocolos de puntuación de Harris para la evaluación preoperatoria y postoperatoria, a través de una entrevista y un reconocimiento médico. Se realizó una exploración general del paciente y específica de las caderas valorando la movilidad. Se disponía de:

- Camilla exploratoria
- Peso
- Tallímetro
- Goniómetro
- Una cinta métrica de sastre
- Alzas de 5 mm de altura.

### 1.3.-Material necesario para el estudio radiográfico

- Se ha utilizado la infraestructura del Servicio de Radiología del Hospital para la realización de placas simples de Rayos-X:
  - Aparato de Rayos X Philips 12V~100W, 50-60Hz, (24V-4.8W).
  - Rayos X Tube Housing
  - Reveladora Konica DayStar-Syystem DS-7
  - Placas Konica DayStar-System DS-Cassette (30 x 40)
- Marcador de la ampliación radiográfica (Figura 3-1). Se ha diseñado y creado un dispositivo para control de la ampliación que sufren las imágenes óseas en las radiografías. El instrumento está formado por una esfera

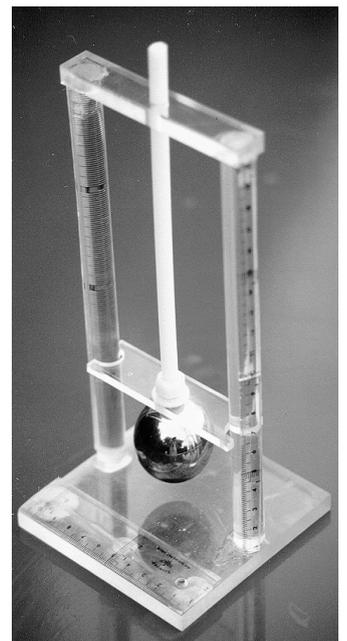


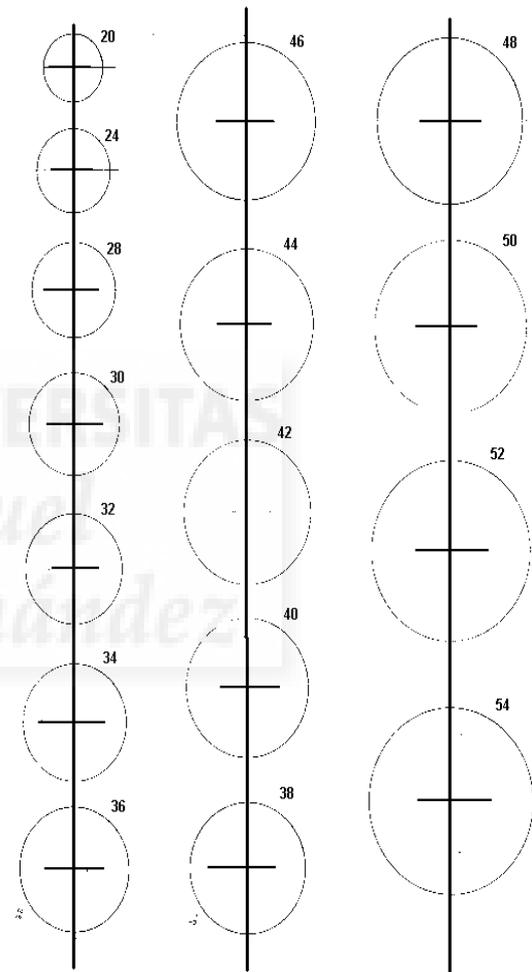
Figura 3-1. Marcador de la ampliación radiográfica

metálica de acero inoxidable cuya altura puede regularse, con el fin de colocarla a la misma altura que la imagen ósea deseada. La esfera es de 40 mm de diámetro y está sujeta por un eje roscado de plástico que va atornillado a un marco. La finalidad del eje roscado es poder subir y bajar la esfera metálica al objeto de colocarla a la altura que deseemos. El marco va calibrado por reglas milimetradas y es de metilmetacrilato.

#### 1.4.-Material necesario para el análisis del estudio radiográfico

Para llevar a cabo el análisis radiográfico, tanto pre como postoperatorio, se utilizaron:

- Imágenes radiográficas de pelvis y caderas de los pacientes
- Plantilla de círculos de diferentes diámetros, desde 20mm hasta 76mm, con 2 mm de diferencia entre cada uno de ellos, diseñada para este estudio. En la Figura 3-2 vemos la plantilla 1 con círculos desde 20 hasta 54mm de diámetro.
- Las plantillas del componente femoral y del componente acetabular de cada implante utilizado que proporciona la casa comercial y que, en los modelos utilizados por nosotros, se correspondían con una ampliación fija del 15%.
- Plantillas del componente femoral de las prótesis utilizadas sin ampliación (0%) y con diferentes ampliaciones (15%, 20%, 25% y 30%) en función de la ampliación radiográfica resultante. Se realizaron con una fotocopidora con capacidad para ampliar y reducir las imágenes y comprobando posteriormente, con la regla incluida en las plantillas, que el tamaño era el correcto.
- Compás, goniómetro, escuadra y reglas milimetradas



**Figura 3-2.** Plantilla 1 de círculos de diferentes diámetros

## 2.-Método

### 2.1.-Estudio clínico

Antes de indicar una artroplastia de cadera se realizó una valoración clínica. Aunque el objetivo de este trabajo de tesis doctoral no ha sido la evaluación clínica de los

pacientes intervenidos de prótesis de cadera, hemos recogido esta valoración para disponer de un estudio completo y, para poder realizar un seguimiento protocolizado ulterior. No obstante, no se sacarán conclusiones de este análisis clínico dada la brevedad del seguimiento. Aplicamos el protocolo de Harris (valoración clínica universal sobre el estado clínico de los pacientes) modificado (Treacy, 1997). Se recogen datos sobre el peso y la talla de cada paciente. Además se realiza una medición clínica de la anteversión femoral y de la disimetría

**Medición clínica de la anteversión femoral.** Esta medición se llevó a cabo con el paciente en decúbito supino o en decúbito prono, en función de la capacidad del paciente para estas posturas. En decúbito prono, las rodillas se doblaban 90°, elevando los pies unidos y se giraban las caderas en rotación interna mediante la separación de los pies y en el momento de mayor protuberancia del trocánter mayor en la parte externa del muslo se obtenía el grado de anteversión, que estaba formado por la pierna y una línea perpendicular al suelo. Debía tenerse la precaución de no elevar la pelvis.

Cuando existía una deformidad articular de la cadera en rotación externa que provocaba una incapacidad para la flexión de las rodillas con los pies unidos, éstas sólo podían flexionarse si se separaban. En estos casos, la evaluación la realizábamos en decúbito supino ya que era menos laborioso para el paciente. En esta postura se flexionaba la cadera y la rodilla 90°-90° a ser posible e igualmente se palpaba la región externa y proximal del muslo. Se iba realizando la rotación interna de la cadera y cuando se palpaba la protuberancia mayor sobre la vertiente externa del muslo entonces, se medía la rotación interna generada y se hacía corresponder con la anteversión femoral calculada. Con frecuencia la medición clínica de la anteversión femoral no era posible con estos métodos debido a una limitación de la movilidad de la cadera enferma y, en estos casos, se medía en la cadera sana contralateral y asumía dicha anteversión en la enferma.

#### **Medición clínica de la disimetría**

En decúbito supino con los miembros inferiores en extensión y en la misma posición rotacional, se midió la distancia entre la espina ilíaca antero superior y el maléolo medial a ambos lados, la diferencia se correspondía con la diferencia de longitud de los miembros inferiores.

En bipedestación y con el paciente de espaldas y descalzo se observaba el equilibrio de las crestas ilíacas posteriores, se iban añadiendo alzas de 5 mm hasta que se nivelaran las crestas.

## **2.2.-Estudio radiográfico**

El estudio radiográfico preoperatorio se realizó durante la semana antes de la intervención quirúrgica, mientras que las Rx postoperatorias se obtuvieron a los 3 meses de la cirugía. Las Rx se realizaron siempre con el emisor de rayos situado a la distancia constante de 1 metro. Se realizaron las siguientes proyecciones:

- Rx Antero-Posterior (AP) de pelvis
- Rx AP de ambas caderas y fémures proximales en posición estándar del paciente (ver más adelante). La radiografía AP ambas caderas y fémures se centraba sobre la sínfisis del pubis. Se utilizaban placas de 30 x 40 para tener la seguridad de incluir la

suficiente cantidad de fémur proximal que nos permitiese realizar la planificación del componente femoral de la prótesis. En el postoperatorio esta proyección se realizaba en rotación neutra de las caderas.

- Rx AP de fémur y cadera del lado enfermo. Esta proyección sólo la hemos realizado en los casos con alguna deformidad que impedía la colocación estándar del paciente y en todos los casos en el postoperatorio.
- Proyección lateral (L) del fémur proximal del lado a intervenir según la técnica de placa con mesa abajo. El paciente era girado hacia el lado enfermo hasta casi la posición lateral, se flexionaba la rodilla 90° y la cadera unos 40°, y después se inclinaba la hemipelvis para evitar superposición de los huesos de la cadera contralateral (Figura 3-3). El rayo se dirigía en forma perpendicular al fémur y a la mesa.
- Cuando la disimetría, medida clínicamente, era mayor de un centímetro y no se justificaba completamente con la patología de la cadera observada, entonces se realizaba una telemetría antero-posterior de ambos MMII en bipedestación en un intento de buscar otras causas que justificaran esta desigualdad.

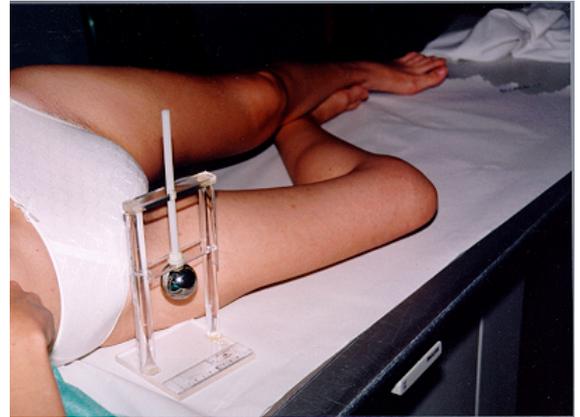


Figura 3-3. Posición del paciente para la Rx L.

### 2.2.1.-Colocación estándar del paciente.

Sobre la camilla del aparato de rayos X en decúbito supino, las rodillas en extensión completa, los pies en separados unos 20 cm aproximadamente y rotados a interno tanto como la anteversión calculada clínicamente (Figura 3-4). Esta postura se utilizaba siempre y cuando no existiera alguna limitación de la movilidad que la impidiese. En esta posición, se palpaba la punta del trocánter mayor y se colocaba la esfera metálica a dicha altura respecto al plano de la camilla de rayos X. La esfera se introducía entre los muslos del paciente, lo más proximal posible.



Figura 3-4. Posición estándar del paciente.

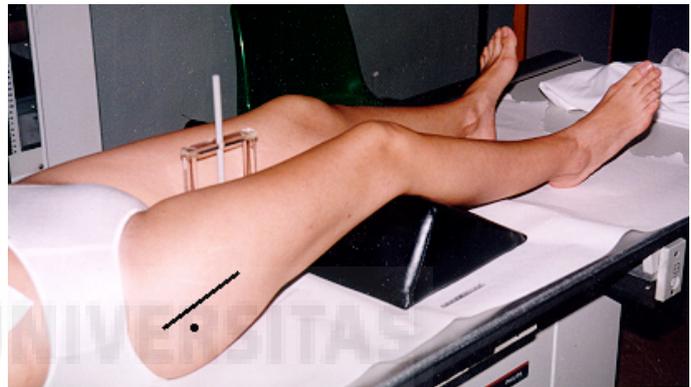
Tras realizar la radiografía se comprobaba la proyección simétrica de ambos lados, basándonos en la simetría entre los agujeros obturadores para la pelvis y en la simetría de los trocánteres menores proyectados para los fémures. Cuando dichas

referencias en pelvis y en fémures no eran similares se repetía la radiografía corrigiendo la posición del paciente.

Cuando la colocación estándar del paciente era posible en el estudio preoperatorio, no se realizaba la Rx AP de fémur y cadera aislada ya que era suficiente con la Rx AP ambas caderas y fémures para el estudio propuesto.

### 2.2.2.-Colocación del paciente con deformidad de cadera que impedía la colocación estándar.

Cuando el paciente presentaba una *incapacidad para la posición estándar* de los miembros, se realizaba una Rx AP ambas caderas con el mismo grado de deformidad en ambos lados, que venía marcado por el grado de rigidez (Figura 3-5). El objetivo de esta colocación era la obtención de una proyección en la que la posición de las caderas fuera simétrica. Cuando la deformidad era rotatoria, en la radiografía obtenida no lográbamos una imagen AP pura de los fémures, ya que no se había corregido la anteversión femoral. El cálculo de la ampliación radiográfica se realizaba igualmente con la referencia de la esfera metálica colocada a la altura de la



**Figura3-5.** Posición simétrica de los miembros inferiores en pacientes con deformidad de cadera que impide la colocación estándar. El punto representa el lugar donde se palpa la punta del trocánter mayor y la línea la altura de la cadera.

cadera, sólo que en este caso no coincidía con la altura del trocánter mayor. La posición idónea de la esfera se dedujo de un símil trigonométrico del que se extrajo una tabla de ayuda para la colocación de la esfera como se verá más adelante.

A continuación realizábamos una radiografía del fémur proximal del lado que fuera a protetizarse pero de forma individual, es decir, sin proyectar en la imagen el lado contralateral. Ésta se realizaba procurando que el fémur quedara en una posición AP pura, girando el resto del cuerpo hacia el lado correspondiente, y con el marcador radiográfico a la altura del trocánter mayor.

Vamos a poner un ejemplo para entender mejor el procedimiento. Si pretendíamos planificar una prótesis de cadera derecha y existía una incapacidad para la rotación interna por una deformidad de la cadera derecha en rotación externa de 30° irreductible. En esta situación, la radiografía AP ambas caderas se realizaba con la extensión completa de los miembros inferiores (caderas y rodillas) y con ambos pies girados hacia afuera tanto como marcaba la máxima deformidad de la cadera derecha (30°), de tal forma que la posición fuera simétrica a ambos lados. Esta imagen nos proyectaba los fémures en rotación externa dando una falsa imagen de coxa valga en muchos casos y no permitiendo una

superposición fiable de las plantillas del componente femoral de las prótesis. No obstante, esta radiografía fue útil para la planificación del componente acetabular así como para la medición de las asimetrías entre un lado y otro. Seguidamente realizábamos una radiografía del fémur proximal intentando proyectarlo en su imagen AP pura. Para ello se elevaba la hemipelvis afecta generando así una falsa rotación interna de la cadera y una proyección AP del fémur. En esta posición se localizaba el trocánter mayor y se colocaba la esfera metálica a la misma altura para calcular la ampliación de dicha imagen. La radiografía AP del fémur proximal individual se utilizó para la planificación del componente femoral protésico.

Cuando, por el contrario, existía una *rigidez de la cadera en rotación interna*, que provocaba incapacidad para la rotación interna de sólo 15°, se realizaba una radiografía AP de ambas caderas con ambas caderas en la rotación interna que marcara la deformidad. La colocación de la esfera era entonces calculada según el método expuesto más adelante. Para la radiografía AP del fémur y cadera afectos se elevaba la hemipelvis contralateral hasta alcanzar una posición del fémur paralela al chasis radiográfico. Cuando el cálculo de la anteversión cervical del fémur enfermo no había sido posible, se traspolaban los grados de anteversión femoral contralateral. En ese momento, se realizaba la radiografía del fémur proximal individual con la esfera metálica a la altura del trocánter mayor.

Cuando existía una *incapacidad para la extensión completa* de la cadera, se realizaba igualmente la radiografía AP de ambas caderas en decúbito supino con ambas caderas semiflexionadas al mismo grado, marcado por la deformidad y con la rotación interna que marcaba la anteversión femoral. Posteriormente practicábamos otra radiografía del fémur proximal individual. Para esta última elevábamos el tronco del paciente de la camilla hasta que el muslo afecto estuviera aplicado sobre la camilla, que se correspondía con los grados de rigidez en flexión que tenía. Además se generaba tanta rotación interna de la cadera como anteversión se había calculado. De esta forma obteníamos una imagen AP pura del fémur proximal y no una imagen engañosa. La esfera metálica se colocaba a la altura del trocánter mayor.

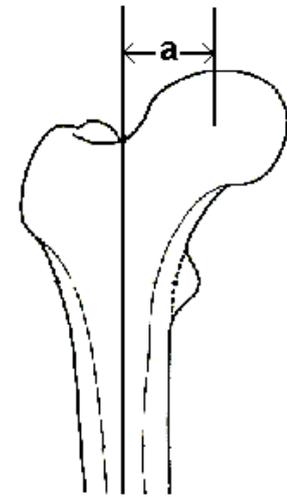
Cuando estábamos ante un caso de *rigidez en flexión y rotación externa* (Figura 3-5), muy frecuente entre pacientes artrósicos, realizábamos una Rx AP de ambas caderas con las caderas en la posición simétrica que marcaba la deformidad de la cadera afecta. La altura de la esfera se calculaba según el método descrito más adelante. A continuación realizábamos una Rx AP pura del fémur afecto corrigiendo la anteversión mediante inclinación de la hemipelvis correspondiente e incorporando el cuerpo del paciente lo mismo que la rigidez en flexión determinaba. En esta posición, se palpaba la altura del trocánter mayor y se colocaba la esfera metálica a dicha altura.

### **Cálculo de la altura de la esfera metálica en casos con incapacidad para la colocación estándar por limitación de movilidad.**

Cuando existe una limitación para la rotación interna apropiada de la cadera y no puede colocarse el fémur en una posición AP pura con respecto a la placa radiográfica, el trocánter mayor no se encuentra a la altura del centro de la cadera sino más cercano a la

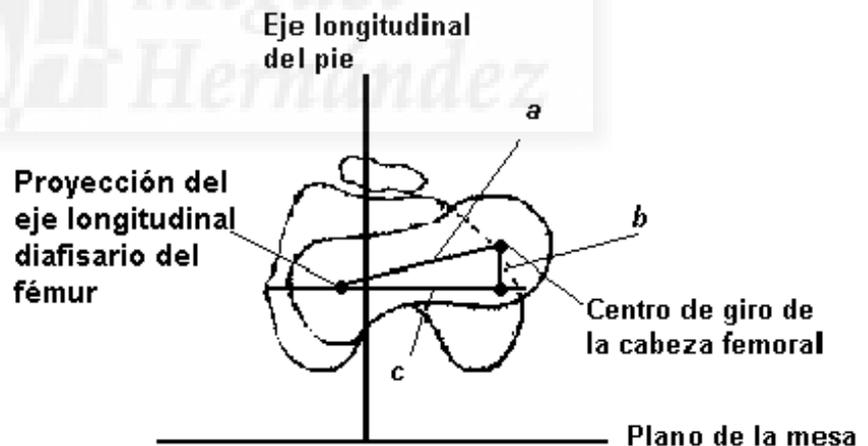
mesa, por tanto, no nos puede servir como referencia para colocar la esfera metálica ya que ésta debe de situarse a la misma altura que la cadera.

Para la colocación de la esfera metálica a la altura apropiada en un paciente que presenta una limitación de la rotación interna apropiada hemos elaborado un símil trigonométrico. En la Figura 3-6 se ve representada la imagen AP del fémur y se indica la distancia perpendicular al eje longitudinal de la diáfisis femoral que lo separa del centro de giro de la cabeza femoral, esta distancia se ha llamado **a**, que en realidad es lo que se conoce como el *offset* o desplazamiento horizontal del fémur. Gracias al trabajo que Noble *et al* (Noble *et al.*, 1988) realizaron sobre 200 fémures de cadáveres adultos, sabemos que la longitud promedio de **a** de los fémures adultos es de 43.0 mm ± 6.8 mm. En consecuencia, vamos a relacionar **a** con 43 mm.



**Figura 3-6.** *Offset* de la cadera (a). Distancia perpendicular desde el eje diafisario al centro de giro

En la Figura 3-7 se representa un paciente en decúbito supino visto desde los pies. Vemos proyectado el miembro con los pies en rotación neutra, el eje longitudinal del pie es perpendicular al plano de la mesa, el eje entre los dos cóndilos de la rodilla es paralelo a la mesa y el eje del cuello está en anteversión con respecto al eje intercondíleo. Con estos elementos se puede elaborar un triángulo rectángulo en el que la hipotenusa sea la distancia entre la proyección del eje longitudinal de la diáfisis femoral y el centro de giro de la cabeza femoral (**a**).



**Figura 3-7.** Esquema de los ejes longitudinal del pie, intercondíleo y cervical del fémur en rotación neutra visto desde los pies.

Esta longitud se corresponde con la distancia **a** vista en la imagen antero-posterior del fémur de la figura 3-4. Uno de los catetos del triángulo rectángulo que queremos representar se correspondería con la distancia vertical desde el centro de giro al plano del eje diafisario (**b**) y el otro cateto sería el que cerraría el triángulo rectángulo desde la proyección del eje diafisario al otro cateto (**c**). Entre estos dos catetos existe un ángulo de 90°. Vamos a elaborar un esquema más simple del triángulo rectángulo extraído del sujeto

en esta posición (Figura 3-8). En este triángulo **a** representa la hipotenusa y se corresponde con el *offset* del fémur; **b** representa uno de los catetos y se corresponde con la distancia en altura entre el centro de giro y el plano del eje diafisario del fémur y **c** representa el otro cateto y se corresponde con la distancia horizontal entre el centro de giro y el eje diafisario del fémur. El ángulo entre los dos catetos (**A**) es recto (90°); el ángulo **B**, cuando el pie está en posición neutra, se corresponde con el ángulo de anteversión del cuello femoral. Por trigonometría sabemos que, en todo triángulo rectángulo, un cateto es igual al producto de la hipotenusa por el seno del ángulo opuesto, o por el coseno de ángulo adyacente a este cateto.

$b = a \cdot \text{sen } B$
$b = a \cdot \text{cos } C$

Cuando generamos una rotación interna de la cadera igual a la anteversión femoral calculada (en este caso vamos a igualarla a 15°), mediante la rotación del pie, estamos colocando el centro de giro a la misma altura, tanto vertical como horizontal, que el eje diafisario del fémur, por tanto **b** se minimiza y el triángulo desaparece, convirtiéndose en una línea que se corresponde con **a**. En esta circunstancia la altura del trocánter mayor se corresponde con el centro de giro de la cadera, y por tanto, la colocación de la esfera a este mismo nivel producirá una ampliación de la misma, en su proyección radiográfica, igual a la que se produce en los huesos a la altura de la cadera.

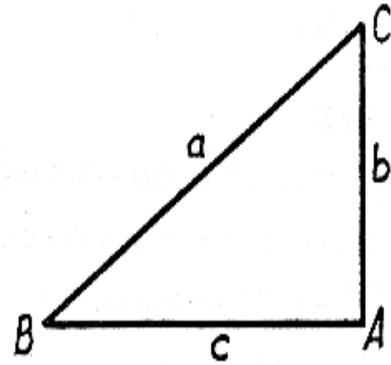


Figura 3-8. Triángulo rectángulo donde **a** representa el *offset* de la cadera, **b** la distancia vertical desde el centro de giro al plano del eje diafisario y **c** la distancia horizontal entre el centro de giro y el eje diafisario

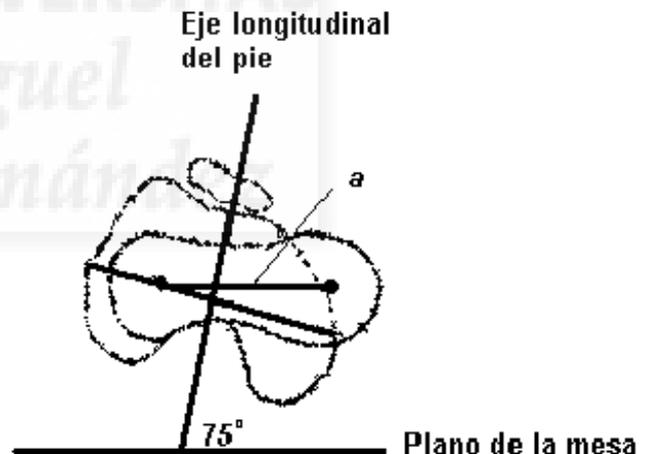


Figura 3-9. Esquema de los ejes longitudinal del pie, intercondíleo y cervical del fémur en rotación interna de 15° visto desde los pies.

Cuando estamos ante una limitación de la rotación de cadera, como en el ejemplo siguiente (Figura 3-10), donde se observa una rotación externa de 30°, el ángulo **B** aumenta siendo la suma de la anteversión femoral (15° de promedio) más la rotación externa irreductible (30° en este caso). Por tanto, **B** sería de 45°, **A** seguiría siendo de 90° ya que estamos ante un triángulo rectángulo y, como conocemos la distancia promedio de **a**, podemos deducir el cateto **b**.

$b = 43\text{mm. sen } 45^\circ = 30.4\text{mm}$
--

De esta manera podemos calcular la altura que debería alcanzar el trocánter mayor, si no presentara esa limitación de la movilidad. En este caso se debería elevar la esfera metálica 30.4 mm respecto al punto del trocánter mayor palpado.

Hemos elaborado una tabla para simplificar la colocación de la esfera, relacionando los grados de limitación de la rotación de la cadera con la distancia a la que debe elevarse la esfera respecto al trocánter mayor palpado (Tabla 3-1). Para la elaboración de esta tabla, la anteversión femoral la hemos equiparado a 15°. La tabla se ha aplicado en todos aquellos casos en que no se podía calcular la altura correcta del marcador de la ampliación radiográfica por la deformidad de la cadera existente. En un ensayo preliminar realizado se ha observado que para sujetos de estatura baja (inferior a 160 cm) la elevación de la esfera era excesiva según la tabla, por lo que, cuando la estatura era inferior a 160 cm se ha reducido la elevación de la esfera entre 5 y 10 mm según la estatura a lo que la tabla aconsejaba.

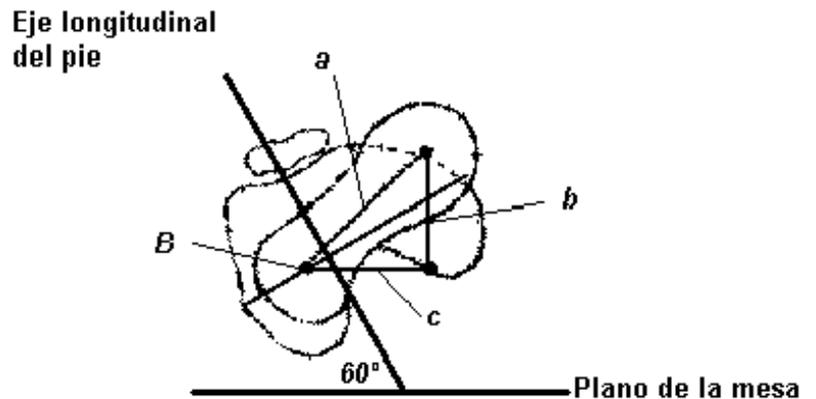


Figura 3-10. Esquema de los ejes longitudinal del pie, intercondíleo y cervical del fémur en rotación externa de 30° visto desde los pies.

Tabla 3-1. Relación entre la máxima rotación interna de la cadera y la elevación que debemos adicionar al marcador radiográfico respecto al trocánter mayor para su colocación a la altura de la cadera

Máxima rotación interna conseguida (grados)	Elevación de la esfera respecto al trocánter Mayor palpado (mm)
+15	0
+10°	3.7 mm
+5°	7.5 mm
0°	11.1 mm
-5°	14.7 mm
-10°	18.1 mm

-15°	21.5 mm
-20°	24.6 mm
-25°	27.6 mm
-30°	30.4 mm
-35°	32.9 mm
-40°	35.2 mm
-45°	37.2 mm
-50°	38.9 mm
-55°	40.4 mm
-60°	41.5 mm

### 2.3.-Planificación preoperatoria de prótesis total de cadera sobre el estudio radiográfico

Antes de pasar a la realización práctica de la planificación preoperatoria debía verificarse la buena calidad de la imagen radiográfica y la simetría de la proyección AP de ambas caderas y fémures mediante la simetría de los agujeros obturadores y de los trocánteres menores. Cuando estas imágenes no eran simétricas por un defecto en la colocación del paciente se repetía la radiografía.

La planificación preoperatoria sobre el estudio radiográfico se realiza inicialmente sobre la proyección AP de ambas caderas y fémures. Esta radiografía se utilizaba para calcular las asimetrías entre el lado sano y el enfermo, así como para calcular el tamaño y la orientación adecuados del componente acetabular. Cuando esta proyección radiográfica se había logrado realizar en la posición estándar del paciente, entonces también se utilizaba para el cálculo de la posición y del tamaño del componente femoral.

Durante la planificación se realizan diversas mediciones de longitud y todas ellas se expresan en milímetros.

Los pasos a seguir son los siguientes:

#### 2.3.1.-Cálculo de la ampliación de la imagen radiográfica

Para calcular la ampliación sufrida por la imagen ósea en la radiografía, se medía el diámetro de la imagen de la esfera metálica proyectada de la radiografía. Con ayuda de la plantilla de círculos se calculaba el centro de la circunferencia. El diámetro obtenido se multiplicaba por 100 y se dividía por 40 que es el diámetro real de la esfera metálica. De esta forma obteníamos el promedio de ampliación de la imagen ósea radiográfica. Este dato es el factor de ampliación (fa) que se utilizará en varios de los siguientes apartados.

#### 2.3.2.-Marcaje de puntos y líneas de referencia en la pelvis y en los fémures.

Inicialmente se marcaban unas líneas y puntos en la pelvis y en los fémures que nos eran útiles para calcular las asimetrías existentes entre un lado y otro, además de servir como referencias para calcular la orientación del acetábulo.

En la pelvis se marcaban:

- **Línea interlagrimal (referencia horizontal).** Se trazaba una línea que marcaba la oblicuidad de la pelvis (línea 1), tomando como referencia el punto más inferior de ambas lágrimas (izquierda y derecha). Cuando éstas no eran visibles o no se reconocían con nitidez se utilizaba el tope superior de los agujeros obturadores.
- **Líneas perpendiculares a la línea interlagrimal (referencias verticales).** Sobre la línea entre las lágrimas se marcaba un punto simétrico de ambos huesos coxales que se correspondía con la vertiente externa de la línea ilio-isquiática. Desde estos puntos simétricos a ambos lados de la pelvis, se trazaban unas líneas perpendiculares a la línea entre las lágrimas (línea 2 en el lado sano y línea 2' en el lado enfermo).

En los fémures se marcaban:

- un punto en **el centro del trocánter menor** a ambos lados
- el **eje diafisario del fémur** a cada lado. Dichos ejes se determinaban por una línea que pasaba central a la medular ósea diafisaria. Para su cálculo se marcaba el centro del canal medular en varios puntos de la diáfisis y trazando la línea que los unía obteníamos el eje longitudinal diafisario. Cuando la obtención del eje diafisario mediante este método era dificultosa debido a la irregularidad de la vertiente interna de la cortical ósea o bien por deformidades axiales del fémur, hemos utilizado las plantillas del componente femoral de cualquier modelo de prótesis de vástago recto para marcarlo. Se superponía la plantilla al canal ajustándola a los bordes corticales internos y se determinaba el eje según el eje del vástago superpuesto. Cuando la diáfisis del fémur presentaba alguna deformidad en varo o en valgo, se determinaba sólo el eje longitudinal de la mitad proximal del fémur en cuestión, es decir de la porción de hueso donde va a quedar implantado el tallo protésico.
- el **eje cervical** de ambos fémures. Se determinaba a partir de la unión de los puntos medios de diferentes puntos del cuello. En la cadera sana se utilizaba además, el centro de la cabeza femoral como punto de prolongación del eje cervical.
- **Ángulo cérvico diafisario (ACD).** Utilizando un goniómetro se calculaba el ángulo formado entre el eje cervical y el eje diafisario del fémur a cada lado. Cuando la radiografía AP de ambas caderas no había sido posible conseguirla con la posición estándar del paciente por una deformidad rotacional, entonces el ángulo resultante de la medición radiográfica era mayor que el real. En estos casos se realizaba una deducción del ángulo real como se verá más adelante. Se correlacionaba con el ACD

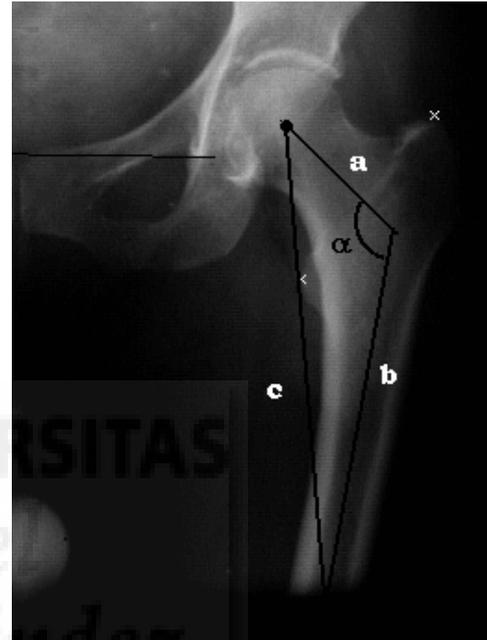


**Figura 3-11.** Rx AP de ambas caderas en posición estándar. Se aprecian los puntos y líneas de referencia en la pelvis y en el fémur.

en la Rx AP pura del fémur del lado afecto realizada en los casos en que la Rx de pelvis y caderas no había sido posible en la posición estándar.

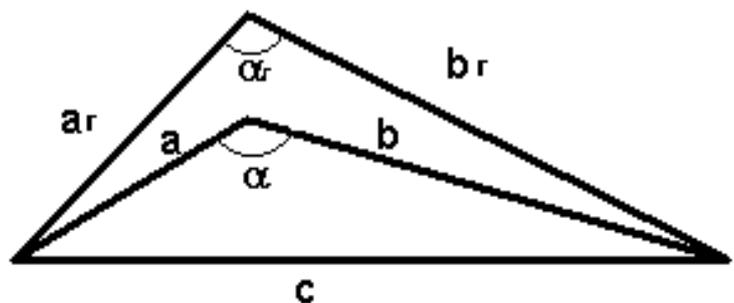
### 2.3.3.-Cálculo del ángulo cérvico diafisario real cuando la proyección radiográfica del fémur no era AP pura.

Inicialmente vamos a observar lo que ocurre en una proyección AP pura del fémur proximal. En la Figura 3-8 hemos representado un triángulo en el que uno de los lados lo hemos nombrado **a** y se trata de la distancia entre el centro de giro de la cadera y el vértice del ángulo cérvico diafisario; **b** es la distancia desde el mismo vértice hasta la zona distal de la diáfisis femoral representada en la radiografía y **c** sería el lado mayor del triángulo que cerraría los dos lados anteriores. El ángulo cérvico-diafisario proyectado en la radiografía lo llamamos  $\alpha$ . Cuando estamos ante una deformidad en rotación de la cadera, con una incapacidad para la rotación interna, la proyección que obtenemos del fémur no es antero-posterior pura y, por tanto, el ángulo cérvico-diafisario proyectado es mayor que el ángulo real. Sin embargo, asumiendo una anteversión femoral de  $15^\circ$  y conociendo el grado de incapacidad para la colocación anteroposterior del fémur se puede deducir el ángulo real cérvico-diafisario. Esto se realiza a partir del ángulo cérvico diafisario calculado en la radiografía, es decir del ángulo proyectado (no real). Al ángulo real lo llamamos  $\alpha_r$ , al ángulo proyectado en la radiografía lo llamamos  $\alpha$  y al grado de deformidad rotacional para la colocación del fémur en  $15^\circ$  de rotación interna lo llamamos  $\theta$ . Por tanto,  $\theta$  es el grado de deformidad en rotación externa más  $15^\circ$ . Por ejemplo, ante una deformidad de cadera de  $30^\circ$  en rotación externa irreductible,  $\theta$  es igual a  $45^\circ$  ( $30^\circ + 15^\circ$ ).



**Figura 3-12.** Ángulo cérvico diafisario del fémur donde hemos elaborado un triángulo cuyos lados son los ejes cervical (*a*), diafisario (*b*) y la unión de los mismos (*c*).

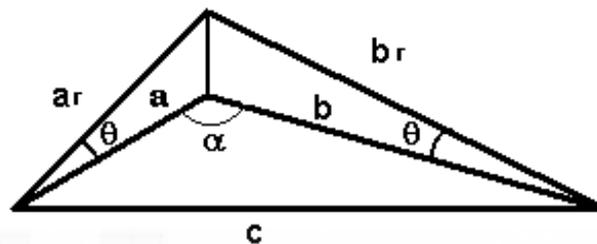
En la Figura 3-13 hemos representado dos triángulos cuyo lado mayor **c** es común. Esta imagen representa un ejemplo figurado de lo que podría ocurrir ante una deformidad rotacional de la cadera.  $\alpha$  sería el ACD proyectado en la radiografía y  $\alpha_r$  sería el ACD real, y por tanto



**Figura 3-13.** Triángulos que representan el ACD proyectado en la Rx ( $\alpha$ ) formado por los lados *a*, *b* y *c* y el ACD real ( $\alpha_r$ ) formado por los lados *ar*, *br* y *c*

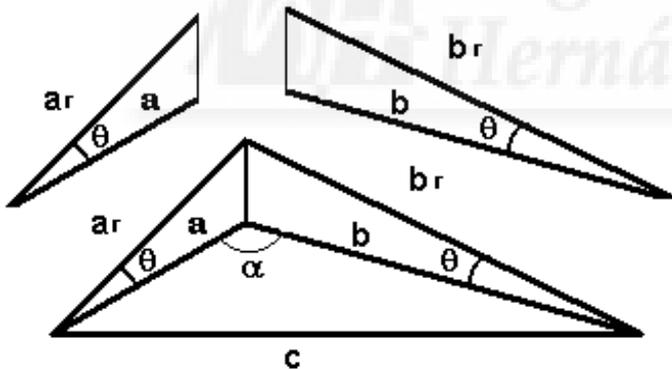
menor ( $\alpha_r < \alpha$ ). La longitud desde el centro de giro de la cabeza al vértice del ángulo cérico diafisario real sería **ar** y su proyección radiográfica sería **a**, y la longitud desde el vértice del ángulo cérico diafisario hasta la diáfisis proyectada sería **b** y la real **br**. Por tanto, tenemos dos triángulos, uno que representa los lados proyectados del fémur **a** y **b** formando entre ellos el ACD proyectado  $\alpha$  y otro triángulo cuyos lados son los reales **ar** y **br** que entre ellos forman el ACD real  $\alpha_r$ .

Conociendo la incapacidad del paciente para colocar la cadera en 15° de rotación interna podemos saber el ángulo que separa cada uno de los lados reales del fémur de sus proyecciones (Figura 3-14). Así sabemos que el ángulo entre **ar** y **a** y entre **br** y **b** es el mismo y es el grado de incapacidad para colocar el fémur en la posición AP pura. Por tanto  $\theta$  es el ángulo formado entre **ar** y **a** y entre **br** y **b**.



**Figura 3-14.** Esquema donde se observa que los ángulos que separan los lados de los ACD real ( $\alpha$ ) y proyectado ( $\alpha_r$ ) se corresponde con el grado de incapacidad para colocar el fémur en posición AP pura.

Si desglosamos los triángulos formados (Figura 3-15) podemos deducir el valor de los lados **ar** y **br** reales respecto a los valores proyectados **a** y **b**.



**Figura 3-15.** Triángulos separados para apreciar mejor la deducción de  $\alpha_r$  a partir del ACD proyectado en la Rx ( $\alpha$ ) y del grado de dificultad para colocar el fémur en posición AP pura ( $\theta$ )

$$a = ar \cdot \cos\theta \dots\dots ar = a / \cos\theta$$

$$b = br \cdot \cos\theta \dots\dots br = b / \cos\theta$$

$$c = cr \dots\dots cr = c$$

Basándonos en el teorema general del coseno que es válido para todo tipo de triángulos realizamos la siguiente deducción:

**Teorema General del Coseno**       $c^2 = a^2 + b^2 - 2 \cdot a \cdot b \cdot \cos\alpha$

En nuestro caso, como  $c = cr$  podemos decir que:

$$c^2 = ar^2 + br^2 - 2ar \cdot br \cdot \cos\alpha_r$$

$$\cos \alpha r = (a^2 + b^2 - c^2) / 2a.b$$

$$\cos \alpha r = [1/\cos^2 \theta (a^2 + b^2) - c^2] / (2 / \cos^2 \theta).a.b$$

$$\cos \alpha r = (a^2 + b^2 - \cos^2 \theta .c^2) / 2.a.b$$

$$\cos \alpha r = [a^2 + b^2 - [(a^2 + b^2 - 2.a.b.\cos \alpha). \cos^2 \theta]] / 2.a.b$$

$$\cos \alpha r = [a^2.(1 - \cos^2 \theta) + b^2 (1 - \cos^2 \theta + 2.a.b.\cos^2 \theta.\cos \alpha)] / 2.a.b$$

$$\cos \alpha r = [a^2.\text{sen}^2 \theta + b^2.\text{sen}^2 \theta + 2.a.b.\cos^2 \theta.\cos \alpha] / 2.a.b$$

De esta fórmula se puede deducir el coseno del ACD real ( $\alpha r$ ) y, por tanto, el propio ángulo  $\alpha r$ , conociendo la incapacidad para colocar el fémur en posición anteroposterior pura respecto al plano de la mesa ( $\theta$ ) y midiendo las distancias **a** y **b** así como el ACD proyectado ( $\alpha$ ) en la radiografía obtenida.

Aplicación a unos ejemplos:

- a) Supongamos que un paciente tiene una deformidad de la cadera enferma en rotación externa de  $5^\circ$ . Por tanto, presenta una limitación para colocar el fémur de forma antero posterior pura respecto a la placa radiográfica de  $20^\circ$ , luego  $\theta = 20^\circ$ . En la radiografía se mide la distancia entre el centro de giro y el vértice del ACD, **a = 10**; la distancia del eje diafisario proyectado hasta el vértice del ACD, **b = 40** y el ACD proyectado (no real) de  $120^\circ$ .

Según el teorema general del coseno:  $c^2 = 10^2 + 40^2 - 2.10.40. \cos 120^\circ$

$$c = 45,83$$

$$\cos \alpha r = (10^2.\text{sen}^2 20 + 40^2.\text{sen}^2 20 + 2.10.40. \cos^2 20.\cos 120) / 2.10.40$$

$$\cos \alpha r = (11.698 + 187.164) / 800 = - 0.1929336$$

$$\alpha r = 101^\circ$$

Por tanto, en este caso podremos decir que aunque el ACD proyectado sea de  $120^\circ$ , el ACD real sería de  $101^\circ$

- b) Supongamos que el grado de rotación interna de la cadera es correcto, y por tanto  $\theta = 0$ . Si aplicamos la fórmula extraída de la anterior deducción observamos como  $\alpha = \alpha r$  ya que el  $\text{sen} 0^\circ = 0$  y el  $\cos 0^\circ = 1$ .
- c) Cuando el grado de deformidad  $\theta$  es de  $90^\circ$ , es decir, el paciente tiene una deformidad en rotación externa de  $75^\circ$  que sumados a la anteversión femoral de  $15^\circ$  se obtiene una colocación del fémur lateral con respecto al plano de la mesa. En este caso el ACD proyectado en la radiografía sería de  $180^\circ$  y los lados **a** y **b** no podrían medirse, al no conocer el vértice de este ángulo por ello, en esta posición, no podría calcularse el ACD real.

### 2.3.4.-Cálculo del centro de giro de la cadera sana respecto al hueso coxal y respecto al fémur

Mediante la superposición de la plantilla de círculos de diferentes tamaños sobre la cabeza femoral sana y esférica, se localiza el centro de giro de dicha cadera.

A continuación, se calcula la distancia perpendicular desde dicho centro hasta la línea 1 interlagrimal ( $Y_{cs}$ ), y la distancia perpendicular a la línea 2 ( $X_{cs}$ ) (Figura 3-16). De esta forma obtenemos las dos referencias necesarias para localizar un punto (centro de giro) en un plano respecto de dos ejes.

Seguidamente, se calcula la distancia desde dicho centro al punto centrado en el trocánter menor de ( $Z_{cs}$ ), y la distancia perpendicular desde el centro de giro al eje diafisario del fémur sano (*offset*) ( $O_{cs}$ ).

De esta forma obtenemos las referencias del centro de giro de la cadera sana respecto al hueso coxal ( $Y_{cs}$  y  $X_{cs}$ ) y respecto al fémur ( $Z_{cs}$  y  $O_{cs}$ ).

A continuación se determinaba el centro anatómico de giro idóneo de la cadera enferma definido por la imagen especular de la cadera contralateral normal. Se trasladaba el centro de giro de la cadera sana a la enferma, por sus relaciones con las líneas 1 y 2' ( $Y'_{cs}$ ,  $X'_{cs}$ ).

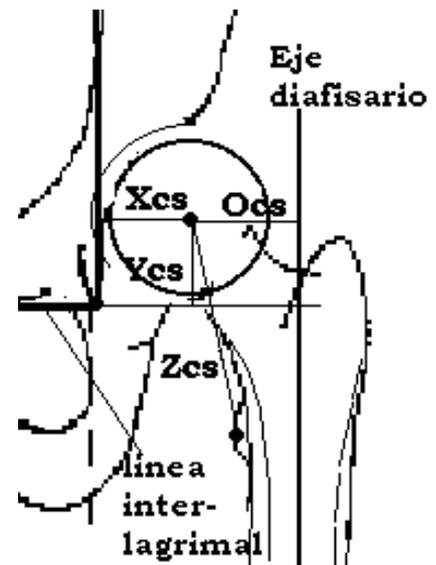


Figura 3-16. Esquema donde se representan las diferentes referencias del centro de giro con respecto a la pelvis ( $X_{cs}$  e  $Y_{cs}$ ) y al fémur ( $Z_{cs}$  y  $O_{cs}$ )

### 2.3.5.-Cálculo de la asimetría entre las caderas obviando el centro de giro

Se ha realizado el cálculo de las asimetrías vertical y horizontal entre una cadera y otra sin tener en cuenta la posición del centro de giro, para compararlo con las asimetrías calculadas teniéndolo en cuenta. Para ello hemos determinado unos puntos de referencia en la pelvis y en los fémures (Figura 3-17).

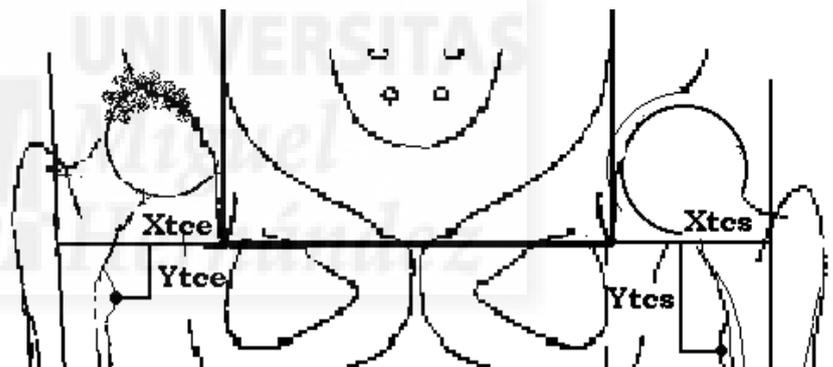


Figura 3-17. Esquema de la Rx AP de pelvis donde podemos observar el cálculo de las distancias horizontal y vertical en la cadera sana ( $X_{tcs}$  y  $Y_{tcs}$ ) y en la cadera enferma ( $X_{tce}$  e  $Y_{tce}$ ) independientes de centro de giro.

- **Asimetría vertical total.** La asimetría vertical dependiente de la cadera sin tener en cuenta el centro de giro, se calculó midiendo la distancia perpendicular desde el punto centrado en el trocánter menor, a la línea 1 a ambos lados. Se midió la longitud de esta línea a ambos lados y la diferencia nos daba la disimetría existente en los miembros inferiores cuyo motivo estaba en la cadera. A estos valores se les llamó  $Y_{tcs}$  ( $Y_{total}$  cadera sana) e  $Y_{tce}$  ( $Y_{total}$  cadera enferma). Cuando el valor  $Y_{tce}$  era mayor que el  $Y_{tcs}$  se consideraba que existía un alargamiento de la cadera enferma y a la diferencia se le daba un valor positivo, mientras que cuando  $Y_{tce}$  era menor se interpretaba como un acortamiento y el valor de la diferencia era negativo. Estos datos se expresaban en milímetros. Estas medidas estaban ampliadas respecto a la realidad ya que se obtenía de la imagen

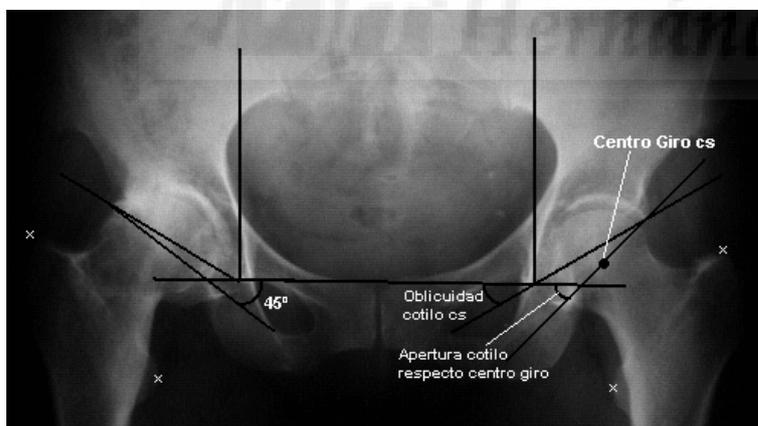
radiográfica directamente. Al valor obtenido de la resta, le aplicábamos el factor de ampliación (fa) resultante en el primer paso de esta planificación. El valor medido directamente en la radiografía se multiplicaba por 100 y se dividía por el fa. De esta forma obteníamos la disimetría real de la cadera enferma.

- **Asimetría horizontal total.** Para calcular la asimetría horizontal entre una cadera y otra se ha tomado como referencia femoral el eje diafisario, y en la pelvis el origen de la línea 2 y 2' en la línea 1 (Figura 3-17). Se ha medido la distancia que separa ambas referencias según una línea perpendicular al eje diafisario del fémur. Así se han obtenido  $X_{tcs}$  ( $X_{total}$  cadera sana) y  $X_{tce}$  ( $X_{total}$  cadera enferma). La diferencia de estos valores representa el desplazamiento latero-medial (horizontal) que ha sufrido el fémur con respecto a la pelvis provocado por la patología de la cadera. Cuando dicho valor era mayor en el lado enfermo se consideraba que había un aumento del *offset* de la cadera enferma y la diferencia era un valor positivo. Cuando, por el contrario era menor, se consideraba que había disminuido el *offset* de la cadera enferma y el valor de la diferencia era negativo. Igual que en el paso anterior a la resta se le aplicó el fa resultante.

### 2.3.6.-Selección del componente acetabular

Para la selección del tamaño del componente acetabular (ca) y la planificación de su correcta orientación se marcaban las siguientes referencias (Figura 3-18):

- **Vertiente supero-externa del acetábulo o cotilo.** En caso de existir algún osteofito sobre esta vertiente en el lado enfermo, se marcaba esta referencia obviándolo.



**Figura 3-18.** Imagen AP de ambas caderas donde se han trazado las líneas que marcan la oblicuidad del cotilo a ambos lados, la apertura respecto al centro de giro en la cadera sana y el grado máximo de apertura del ca planificado en la cadera enferma

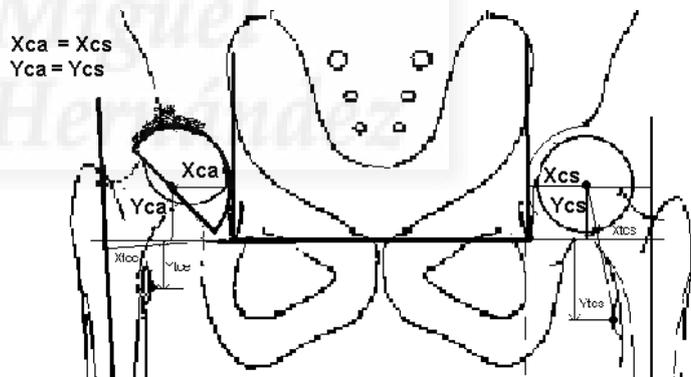
- **Línea de apertura del cotilo,** que se originaba de la intersección entre las líneas 1 y 2, en el lado sano y entre las líneas 1 y 2' en el lado enfermo y se dirigía a la vertiente supero-externa del acetábulo.
- **Ángulo de oblicuidad o de inclinación del cotilo (Inc).** Es el formado entre la línea 1 de la oblicuidad pélvica y la línea de apertura del cotilo, se medía a ambos lados (Inc-cs e Inc-ce).
- Línea que pasaba por la vertiente supero-externa del acetábulo y por el centro de giro de la cabeza femoral sana.

- Ángulo de apertura del cotilo respecto al centro de giro sano. Se medía el ángulo formado por la línea 1 y la que pasaba por el centro de giro y el ángulo súpero-externo del acetábulo.
- En el lado enfermo se trazaba una línea que partía de la línea 1 interlagrimal y se dirigía hacia el borde supero-externo del acetábulo formando un ángulo de 45° entre ellas. Marcaba la oblicuidad máxima ideal del cotilo y la máxima oblicuidad del componente acetabular planificado para una correcta orientación.

**Selección del tamaño de componente acetabular (ca) considerando la ampliación radiográfica resultante (fa).**

La realización práctica de la selección del ca se llevaba a cabo mediante la superposición secuencial de la plantilla de círculos sobre el acetábulo de la cadera enferma procurando mantener el componente con una inclinación nunca superior a 45°. En la medida de lo posible, debía hacerse coincidir el centro de giro del semicírculo elegido con el centro de giro trasladado de la cadera sana. Respetando el hueso subcondral, debía procurarse que el componente quedara completamente cubierto por hueso viable, la pared interna del acetábulo debía permanecer intacta, y la plantilla del componente acetabular no debía sobrepasar la vertiente interna de la lágrima. Los círculos eran probados hasta determinar aquel que permitía la óptima adaptación y cobertura en el lecho acetabular, debiendo seleccionarse el mayor de los que cumplían los criterios mencionados.

El círculo escogido representaba el ca y se dibujaba con la ayuda de un compás (Figura 3-19). Al semicírculo dibujado en la posición adecuada se le marcaba su centro de giro, aunque no coincidiera con el trasladado por simetría del lado contralateral. A continuación se calculaban las referencias del centro de giro del componente acetabular respecto de las líneas 1 y 2': la distancia perpendicular desde dicho centro a la línea 1 se la llamó  $Y_{ca}$  y, la distancia perpendicular a la línea 2' se la nombró  $X_{ca}$ .



**Figura 3-19.** Esquema de la Rx AP de ambas caderas donde se representa el semicírculo de ca seleccionado con sus referentes con respecto a las líneas 1 y 2.

Se medía el diámetro del semicírculo que representaba el ca y se expresaba en milímetros (Figura 3-20). Al diámetro elegido había que aplicarle el factor de ampliación determinado con la esfera metálica para obtener el tamaño real calculado. El diámetro se multiplicaba por 100 y se dividía por el factor de ampliación y así se obtenía el tamaño real

de componente acetabular planificado para su implante. Después se seleccionaba entre los tamaños disponibles, según la casa comercial, el más parecido.

Posteriormente marcábamos la cantidad de hueso a fresar necesaria para la correcta adaptación del componente acetabular, así como los diferentes gestos quirúrgicos determinados para la correcta implantación del cotilo, como la resección de osteofitos periacetabulares, o la limpieza de geodas supraacetabulares, etc.

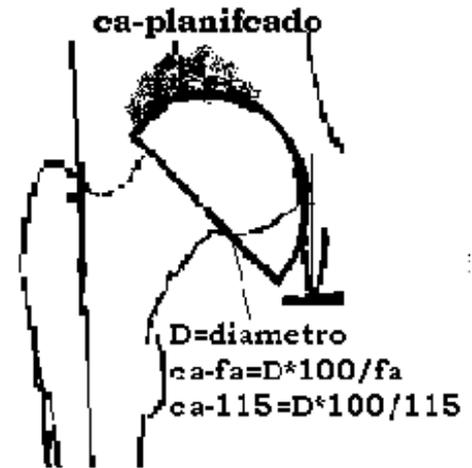


Figura 3-20. Esquema donde se ven las equivalencias calculadas para ca-fa y para ca-115.

### Selección del tamaño de componente acetabular considerando un 15% de ampliación radiográfica.

En un intento por calcular el grado de corrección que se obtenía utilizando el método aportado con el cálculo de la ampliación radiográfica hemos comparado el tamaño obtenido en el apartado anterior con el tamaño obtenido cuando suponíamos una ampliación radiográfica fija del 15%. Se ha calculado el diámetro del componente acetabular elegido considerando una ampliación fija del 15% que es la ampliación de las plantillas que ofrecen las casas comerciales utilizadas por nosotros. Para ello se ha multiplicado el diámetro obtenido por 100 y dividido por 115.

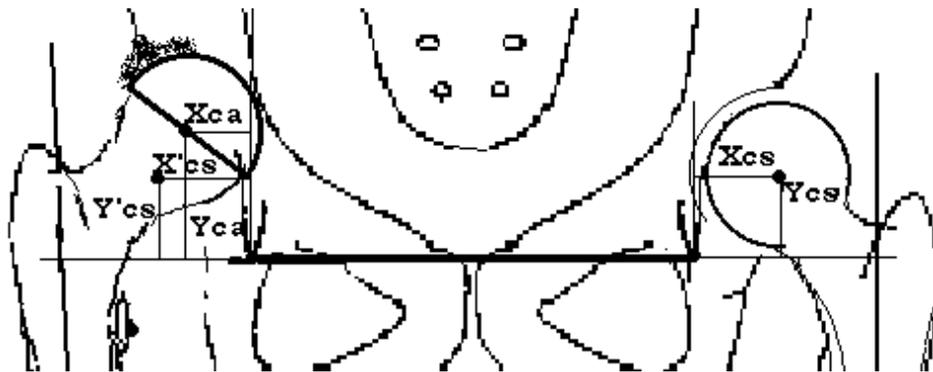
### Cálculo de la modificación del centro de giro del componente acetabular respecto al centro de giro de la cadera sana

Este cálculo se estimó por la diferencia entre las referencias de ambos centros en el eje horizontal ( $X_{ca} - X'_{cs}$ ) y por la diferencia entre las referencias de ambos centros en el eje vertical ( $Y_{ca} - Y'_{cs}$ ) (Figuras 3-19 y 3-21).

Las diferencias  $X_{ca} - X'_{cs}$  e  $Y_{ca} - Y'_{cs}$ , representan la traslación del centro de giro respecto de su posición idónea que depende del implante acetabular. Se deduce fácilmente que, si se consigue la corrección del centro de giro se superpondrán ambos centros y estas diferencias serán iguales a 0 (Figura 3-19). Cuando no era posible reproducir el centro de giro de la cadera sana, entonces, debía evaluarse la modificación de dicho centro para intentar corregir las asimetrías vertical y horizontal con el componente femoral (Figura 3-21). Por tanto, las diferencias  $X_{ca} - X'_{cs}$  e  $Y_{ca} - Y'_{cs}$  debían tenerse en cuenta a la hora de planificar el componente femoral.

### 2.3.7.-Selección del componente femoral

Esta selección se realizaba en la proyección AP pura del fémur. Cuando se había obtenido la colocación estándar del paciente para la realización de la Rx AP de ambas caderas y fémures, entonces la selección del componente femoral se realizaba en esta misma radiografía. Cuando había sido necesaria la realización de otra radiografía para



**Figura 3-21.** Esquema de la Rx AP de ambas caderas donde se representa un ca que no coincide con el cs' calculado por simetría.  $Xca \neq Xcs$  e  $Yca \neq Ycs$ .

obtener una proyección AP pura del fémur entonces la selección del tamaño del componente femoral se realizaba en esta otra proyección. En este último caso había que calcular de nuevo la ampliación ósea. Igual que en el apartado anterior, se medía el diámetro de la esfera metálica de la radiografía con ayuda de la plantilla de círculos. El diámetro obtenido se multiplicaba por 100 y se dividía por 40 que es el diámetro real de la esfera. Una vez hallado el nuevo fa seguíamos con los pasos que se describen a continuación.

### **Selección del componente femoral con las plantillas de ampliación adaptada a la ampliación radiográfica.**

En función de la tasa de ampliación obtenida en la proyección AP pura del fémur, se elegían las plantillas de vástagos cuya ampliación se adaptaba a dicho factor.

La selección del tamaño del vástago se llevaba a cabo mediante la superposición secuencial de los distintos patrones transparentes de la prótesis sobre la proyección radiográfica AP del fémur afecto, de manera que el vástago seleccionado debía llenar al máximo el canal medular. La cara interna del cuerpo del implante debía adaptarse en lo posible a la curva anatómica del hueso. Se hacía coincidir el eje diafisario y el eje cervical del fémur con el eje longitudinal del vástago y del cuello del patrón de la prótesis. En caso de que el ángulo de inclinación del fémur y de la prótesis elegida fueran diferentes se hacía coincidir sólo el eje diafisario del fémur con el eje longitudinal del vástago. Se elegía el modelo de prótesis más grande que se acoplaba a la cavidad medular, es decir, el patrón mayor que coincidía con el borde cortical interno y externo de la diáfisis femoral, no sobrepasándolo.

Cuando se realizaba la Rx AP de cadera y fémur enfermo individual por deformidad de la cadera, ésta sólo se utilizaba para seleccionar el tamaño de vástago con las plantillas de su misma ampliación y se valoraba la adaptabilidad de la prótesis a la anatomía particular de cada fémur decidiendo en este momento la conveniencia de elegir un modelo de prótesis u otro. Sin embargo, la planificación de las correcciones de las asimetrías vertical y horizontal medidas se realizaban en la proyección de la pelvis. Para ello se utilizaba la plantilla del número elegido pero de la ampliación correspondiente a la

radiografía de ambas caderas y se superponía al fémur de dicha radiografía aunque en esta superposición no se apreciara una adaptación óptima al canal medular.

### Selección del componente femoral (cf) con las plantillas convencionales del 115% de ampliación

Para calcular el grado de corrección obtenido utilizando las plantillas adecuadas a la ampliación radiográfica, lo hemos comparado con los vástagos elegidos utilizando las plantillas convencionales ampliadas un 115%, ofrecidas por las casas comerciales. Como paso previo, se comprobado que la ampliación de las plantillas se correspondía con un 15% exactamente. Para ello se ha medido la ampliación de la regla que viene incluida en el mismo patrón. Esta verificación se ha realizado con todas las plantillas, es decir, con los diferentes tamaños de los modelos utilizados en nuestro estudio.

La selección del componente femoral con las plantillas convencionales del 15% de ampliación se ha realizado con los mismos criterios que para la selección del vástago del apartado anterior.

### Adaptación del vástago seleccionado en la Rx L

El vástago determinado como idóneo en la proyección AP pura del fémur debía comprobarse su adaptación a esta proyección. Se tomaba el patrón lateral del vástago elegido y se superponía a la diáfisis. Se comprobaba la correcta adaptación entre el vástago y la medular diafisaria y se verificaba la ausencia de obstáculos que impidieran su introducción.

#### 2.3.8.-Selección del cuello protésico y del nivel de osteotomía idóneo.

Una vez se había determinado el vástago adecuado, se ajustaba su posición para que las relaciones entre el centro de giro de la cabeza femoral protésica y los puntos referenciales del fémur restauraran lo mejor posible la biomecánica por simetría con el lado sano (Figura 3-22) Por ello se intentaba que la distancia entre el centro de giro del componente femoral y el punto centrado en el trocánter menor ( $Z_{cf}$ ) fuera igual a  $Z_{cs}$  más el defecto de reducción vertical del componente acetabular ( $Y_{ca} - Y'_{cs}$ ). De la misma forma, se intentaba que la distancia perpendicular al eje diafisario del fémur que separaba éste del centro de giro de la cabeza femoral protésica ( $O_{cf}$ ) fuera similar a  $O_{cs}$  más el defecto de reducción horizontal del componente

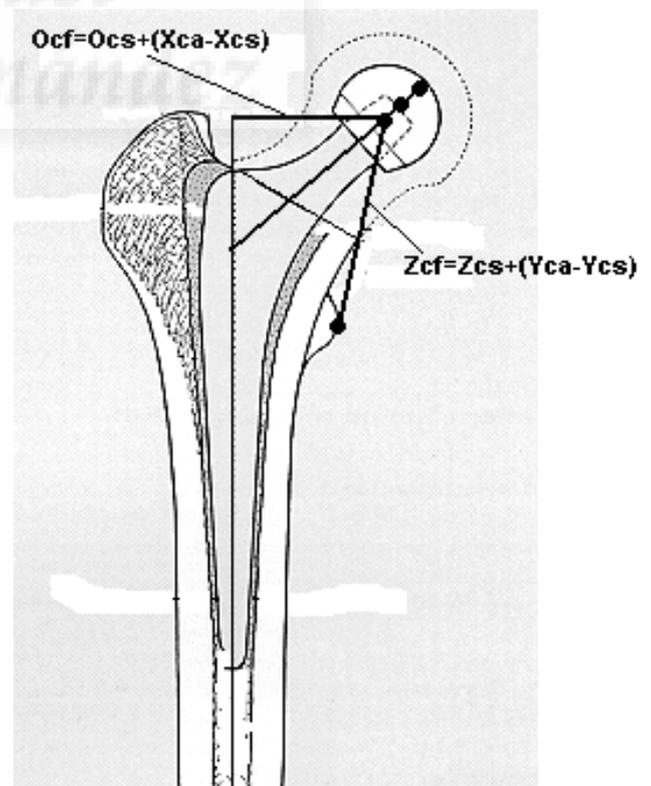


Figura 3-22. Esquema que representa las distancias que se planifican con el cf.

acetabular ( $X_{ca} - X'_{cs}$ ). Cuando no era posible la corrección en los dos ejes del plano entonces se planificaba para lograr la corrección de la disimetría, es decir de  $Z_{cf}$ . Una vez se había determinado el tamaño y la posición adecuada para una mayor corrección de la asimetría, sin modificar la posición de la radiografía ni de la plantilla elegida, tomábamos un papel transparente que se superponía a la composición determinada y en él se debía representar:

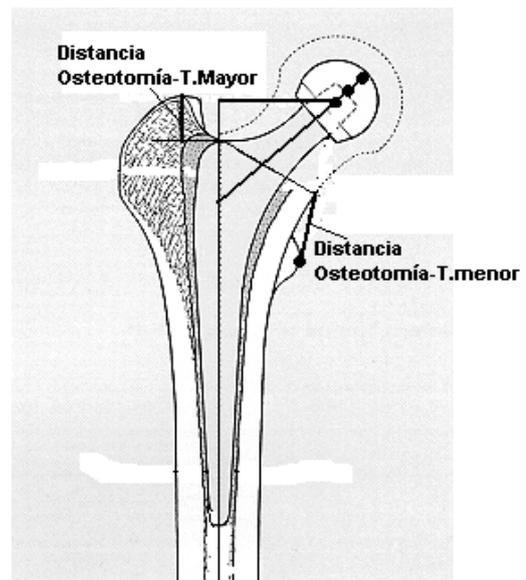
- el contorno del fémur proximal con su trocánter menor y mayor
- el punto centrado en el trocánter menor
- el eje longitudinal del vástago
- el eje del cuello protésico
- el lugar de la osteotomía cervical
- el cuello protésico elegido y el centro de giro correspondiente

A continuación se analizan determinadas circunstancias:

- En los casos en que el centro de giro del ca elegido se había colocado sobre el centro de giro idóneo determinado por simetría ( $X_{ca} - X'_{cs} = 0$  y  $Y_{ca} - Y'_{cs} = 0$ ) (Figura 3-19), se medía la distancia entre el punto centrado en el trocánter menor y los diferentes centros de giro que marcan los diferentes tamaños de cuello, eligiendo aquel que fuera igual a  $Z_{cs}$ . Además, debía medirse la distancia de los diferentes centros de giro a la perpendicular al eje diafisario del fémur eligiendo aquel que más se pareciera  $O_{cs}$ . En ocasiones, debía de modificarse el nivel de osteotomía cervical para poder igualar las distancias del centro de giro a sus referentes en el fémur con las de la cadera sana ( $Z_{cs}$  y  $O_{cs}$ ). Cuando, a pesar de modificar la osteotomía cervical, era imposible elegir un cuello que cubriera todos los objetivos marcados, entonces debía elegirse aquel que el cirujano considerase más oportuno.
- Podía ocurrir que el centro de giro del componente acetabular elegido no coincidiese con el idóneo calculado por simetría ( $X_{ca} - X'_{cs} \neq 0$  y  $Y_{ca} - Y'_{cs} \neq 0$ ) (Figura 3-21). Entonces la planificación del componente femoral debía corregir estas asimetrías.

### Relación entre el lugar de la osteotomía cervical y los puntos referenciales del fémur.

Se medirá la distancia entre el nivel de la osteotomía cervical en la zona medial y el centro del trocánter menor. A dicha medida en milímetros se le aplicará el factor de corrección de la ampliación calculada al inicio de este método de planificación y obtendremos el valor real de la distancia que debemos mantener durante la intervención quirúrgica (Figura 3-23). A su vez, se medirá la distancia entre el nivel de la osteotomía cervical, en la zona lateral, y el punto más



**Figura 3-23.** Esquema donde se representa la forma de medir las distancias entre la osteotomía cervical y el trocánter mayor y menor

elevado del trocánter mayor. Igualmente aplicaremos el factor de corrección de la ampliación y obtendremos el valor real de la distancia que debemos mantener durante la intervención quirúrgica.

### 2.3.9.-Cálculo del ángulo de versión del cuello femoral en la proyección lateral del fémur.

En la radiografía lateral de fémur debía marcarse (Figura 3-24):

- **Eje diafisario proximal.** La diáfisis femoral presenta una curva de convexidad anterior que impide determinar un eje de toda la diáfisis como en la proyección AP, por ello solo lo determinaremos en la porción proximal del fémur.
- **Eje cervical.** Se traza un eje siguiendo las dos corticales anterior y posterior del cuello femoral.
- **Ángulo de anteversión del cuello femoral.** Es el ángulo formado por el eje diafisario proximal y el eje cervical en la proyección lateral.

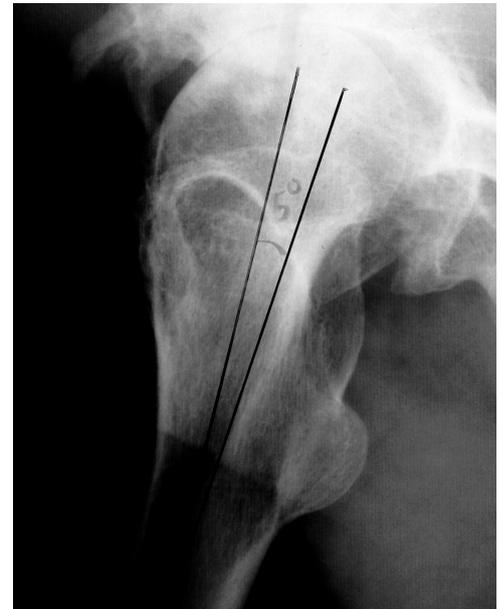


Figura 3-24. Rx L del fémur proximal donde se mide el ángulo de versión del cuello cervical.

### 2.4.-Análisis de las radiografías postoperatorias

El análisis de las radiografías postoperatorias se ha realizado sobre la proyección AP de ambas caderas y fémures. En ella se ha calculado la corrección de las asimetrías entre el lado sano y el enfermo protetizado, así como la orientación de los implantes y su adaptación al hueso. En esencia, los pasos seguidos son los mismos que los que se han realizado en el apartado anterior de planificación, si bien se han añadido o modificado algunos apartados ya que no se trataba de planificar sino de analizar la intervención ya realizada. Además se ha determinado la versión del ca. En la Rx lateral se ha calculado la orientación rotacional del componente femoral. Se ha incluido un sistema para valorar la fijación de la prótesis y un sistema de puntuación para clasificar la intervención en función de los resultados radiológicos.

Los pasos seguidos han sido:

#### 2.4.1.-Cálculo de la ampliación de la imagen radiográfica

Para calcular la ampliación de la imagen ósea en la radiografía, se medía el diámetro de la cabeza femoral proyectada de la radiografía con ayuda de la plantilla de círculos de diferentes tamaños. El diámetro obtenido se multiplicaba por 100 y se dividía por 28 que era el diámetro real de la cabeza implantada en todos nuestros casos. De esta forma obteníamos el promedio de ampliación de la imagen ósea radiográfica. Este dato es

el fa que se utilizará en varios de los siguientes apartados. Este dato será comparado con la el fa resultante en el estudio radiográfico preoperatorio para valorar la precisión del método preoperatorio.

#### 2.4.2.-Marcaje de puntos y líneas de referencia en la pelvis y en los fémures.

De la misma forma que en el estudio preoperatorio se marcaban una líneas y puntos en la pelvis y en los fémures que nos serán útiles para calcular las asimetrías existentes entre un lado y otro, además de servir como referencias para calcular la orientación del acetábulo. En este caso sólo vamos a nombrarlos ya que la descripción del método se ha hecho en el apartado de planificación sobre el estudio radiográfico. Únicamente nos extenderemos en aquellos puntos que varíe el método por la presencia del implante.

En la pelvis se marcaban:

- **Línea interlagrimal (referencia horizontal de oblicuidad pélvica) (línea 1).**
- **Líneas perpendiculares a la línea interlagrimal (referencias verticales) desde la vertiente externa de la línea ilio-isquiática**

En los fémures se marcaban:

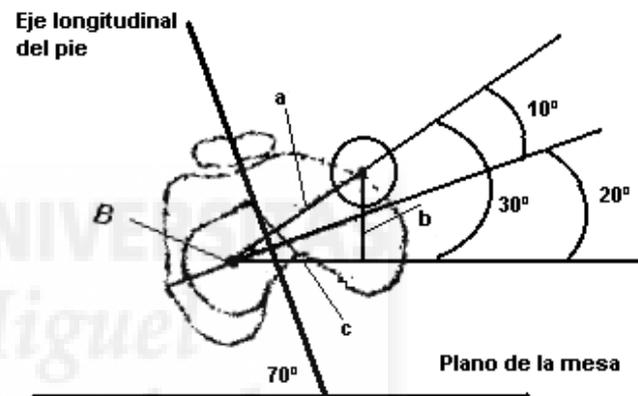
- un punto en **el centro del trocánter menor** a ambos lados
- **el eje diafisario del fémur** a cada lado
- **eje longitudinal del vástago protésico**
- **ángulo entre el eje diafisario del fémur y el eje longitudinal del vástago protésico.** Cuando el canal medular estaba completamente relleno por el vástago, situación idónea, entonces este ángulo era de cero. Sin embargo cuando el vástago no rellena completamente la medular femoral, entonces puede que estos ejes no sean paralelos y formen un ángulo entre sí. Cuando el centro de la punta del vástago queda externo al centro de la medular, decimos que el vástago está en varo con respecto al eje diafisario y le damos un valor negativo al ángulo formado. En los casos en que el vástago quede en valgo, es decir con el centro de la punta interno con respecto al eje diafisario se le da una valoración positiva.
- **el eje cervical** de ambos fémures. En el lado sano se determinaba como se ha descrito en el apartado de planificación pero en la cadera protetizada se determinaba el centro del eje cervical de la prótesis.
- **ACD postoperatorio en la proyección AP.** En la Rx postoperatoria, cuando el eje del vástago no coincide exactamente con el eje diafisario porque se ha introducido en varo o en valgo, el ACD medido es el formado por la diáfisis femoral y el cuello protésico pues el vástago es solidario con la diáfisis femoral. Igualmente el *offset* lo hemos medido respecto al eje diafisario y no respecto al eje del vástago protésico.

#### 2.4.3-Ángulo cérvico diafisario.

Se calculó el ángulo formado entre el eje cervical y el eje diafisario del fémur a cada lado. Cuando ACD proyectado en la radiografía de la cadera protésica no se

correspondía con el mismo ángulo de la prótesis conocido, sino que era mayor, entonces se realizaba el cálculo del ACD de la prótesis según el método descrito en el apartado de planificación. Sin embargo, como ya hemos explicado en dicho apartado, este ángulo depende del grado de rotación de la cadera y del ángulo de anteversión del cuello femoral. En el fémur original podemos intuir una anteversión aproximada de  $15^\circ$ , sin embargo, tras la artroplastia de cadera el grado de versión cervical puede verse modificado por la colocación del vástago por el cirujano. Por este motivo se tenía en cuenta este dato y se medía inicialmente el grado de versión del cuello en la radiografía lateral de la cadera para poder aplicar la fórmula deducida del teorema del coseno del ACD real. Una vez conocido el ángulo de versión se le daba un valor positivo si era anteverso y, negativo si era retroverso. A continuación, se sumaba el grado de rotación de la cadera que se consideraba positivo cuando era rotación externa y negativo si era rotación interna. Así por ejemplo (Figura 3-25), si la radiografía AP de caderas se había realizado con una rotación externa bilateral de  $20^\circ$ , por imposibilidad del paciente para la colocación estándar, y el grado de versión del cuello protésico resultaba ser de  $+10$  grados de anteversión, entonces, la proyección del componente femoral en la radiografía era con una desviación de la proyección AP pura de  $30^\circ$ . Por tanto en este caso  $\theta$  era  $30^\circ$ , el ACD proyectado era de  $150^\circ$  y el ACD real de la prótesis era de  $130^\circ$ . Se ha calculado la concordancia entre el ACD protésico calculado y el ACD protésico conocido para la validación del método descrito.

había realizado con una rotación externa bilateral de  $20^\circ$ , por imposibilidad del paciente para la colocación estándar, y el grado de versión del cuello protésico resultaba ser de  $+10$  grados de anteversión, entonces, la proyección del componente femoral en la radiografía era con una desviación de la proyección AP pura de  $30^\circ$ . Por tanto en este caso  $\theta$  era  $30^\circ$ , el ACD proyectado era de  $150^\circ$  y el ACD real de la prótesis era de  $130^\circ$ . Se ha calculado la concordancia entre el ACD protésico calculado y el ACD protésico conocido para la validación del método descrito.



**Figura 3-25.** Esquema donde se observa el eje longitudinal del pie, con la rotación lograda ( $20^\circ$ ), el grado de versión del cuello femoral protésico respecto al eje condíleo ( $10^\circ$ ) y el plano de la mesa.

Se ha calculado la concordancia entre el ACD protésico calculado y el ACD protésico conocido para la validación del método descrito.

#### 2.4.4.-Cálculo del centro de giro de la cadera sana y de la cadera protetizada respecto al hueso coxal y respecto al fémur

Mediante la superposición de la plantilla de círculos de diferentes tamaños sobre la cabeza femoral sana y sobre la cabeza protésica se localizaba el centro de giro. A continuación, se calculaba, a cada lado, la distancia perpendicular desde el centro hasta la línea 1 interlagrimal ( $Y_{cs}$ ,  $Y_{ca}$ ) y la distancia perpendicular a la línea 2 ( $X_{cs}$ ,  $X_{ca}$ ). Seguidamente, se medía la distancia desde dicho centro al punto centrado en el trocánter menor de ( $Z_{cs}$ ,  $Z_{cf}$ ), y la distancia perpendicular desde el centro de giro al eje diafisario del fémur sano (*offset*) ( $O_{cs}$ ,  $O_{cf}$ ).

De esta forma obtenemos las referencias del centro de giro respecto al hueso coxal en la cadera sana ( $Y_{cs}$  y  $X_{cs}$ ) y en la cadera protetizada ( $Y_{ca}$  y  $X_{ca}$ ) y respecto al fémur en la cadera sana ( $Z_{cs}$  y  $O_{cs}$ ) y en la cadera operada ( $Z_{cf}$  y  $O_{cf}$ ).

#### 2.4.5.-Cálculo de las asimetrías entre las caderas obviando el centro de giro

- **Asimetría vertical total.** Como en el apartado de la planificación se calculó la distancia perpendicular desde el punto centrado en el trocánter menor, a la línea 1 a ambos lados. Así se obtenía  $Y_{tcs}$  ( $Y_{total}$  cadera sana) e  $Y_{tce}$  ( $Y_{total}$  cadera enferma). Cuando el valor calculado en la cadera intervenida ( $Y_{tce}$ ) era mayor que el  $Y_{tcs}$  se interpretaba que se había generado un alargamiento de la cadera operada a la diferencia se le daba un valor positivo, mientras que cuando  $Y_{tce}$  era menor se interpretaba como un acortamiento y el valor de la diferencia era negativo. Al valor obtenido de la resta, le aplicábamos el factor de ampliación resultante en el primer paso de este análisis. El valor medido directamente en la radiografía se multiplicaba por 100 y se dividía por el fa. De esta forma obteníamos la disimetría real de la cadera enferma.
- **Cálculo de la asimetría horizontal total.** Para calcular la asimetría horizontal entre la cadera sana y la operada se tomaba como referencia femoral el eje diafisario, y en la pelvis la intersección de la línea 2 y la línea 1. Se medía la distancia que separa ambas referencias según una línea perpendicular al eje diafisario del fémur. Así se obtenían  $X_{tcs}$  ( $X_{total}$  cadera sana) y  $X_{tce}$  ( $X_{total}$  cadera enferma). La diferencia de estos valores representaba el desplazamiento latero-medial (horizontal) que había sufrido el fémur con respecto a la pelvis con la intervención. Cuando dicho valor era mayor en el lado intervenido quirúrgicamente se consideraba que había un aumento de la separación de la cadera enferma y la diferencia era un valor positivo. Cuando, por el contrario era menor, se consideraba que había un acercamiento y el valor de la diferencia era negativo.

#### 2.4.6.-Análisis del componente acetabular

En los casos analizados se han utilizado diferentes modelos de implantes acetabulares. En unos casos se ha utilizado uno cuya estructura metálica era hemiesfera (cotilo acetabular estándar de Wagner Sulzer-Allopro), mientras que en otras ocasiones se han utilizado cotilos con un componente metálico cuya superficie era inferior a una hemiesfera (Perfecta de Orthomet y Harris de Zimmer, MBA-Grupo Lepine).

Para comprobar la adaptación al lecho óseo y la orientación del componente acetabular se realizaba:

- **línea de apertura del componente acetabular.** Se traza una línea que pasando por el centro de giro la cabeza femoral protésica fuera equidistante al borde superior e inferior de la base del componente acetábular. En los modelos hemiesféricos esta línea pasaba por los puntos superior e inferior de la base del implante.
- **Ángulo de oblicuidad del componente acetabular.** Se medía el ángulo formado por la línea de apertura del componente acetabular y la línea interlagrimal.
- **Comprobación de la adaptación del componente acetabular al lecho óseo.** Para ello se comprobaba la interfase prótesis-hueso que, para una correcta adaptación no debía existir ningún hueco visible en la radiografía. En caso de que se apreciara se debía medir la anchura de dicha interfase y la zona de DeLee y Charnley que estaba implicada (Figura 3-26).

- **Cálculo del radio de cobertura ósea.** Se calculaba el ángulo del implante que estaba cubierto por hueso y el ángulo del mismo que se hallaba volado en el área del techo acetabular (Figura 3-27).

Respecto al lado sano se realizaban los mismos cálculos que en el apartado de planificación:

- **Vertiente supero-externa del acetábulo del lado sano.**
- **Línea de apertura del cotilo en la cadera sana.**
- **Ángulo de oblicuidad del cotilo.**
- **Línea que pasaba por la vertiente supero-externa del acetábulo y por el centro de giro de la cabeza femoral sana.**
- **Ángulo de apertura del cotilo respecto al centro de giro.**

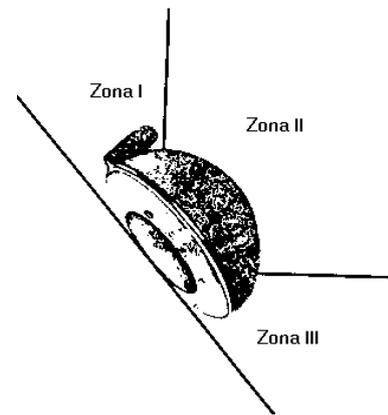
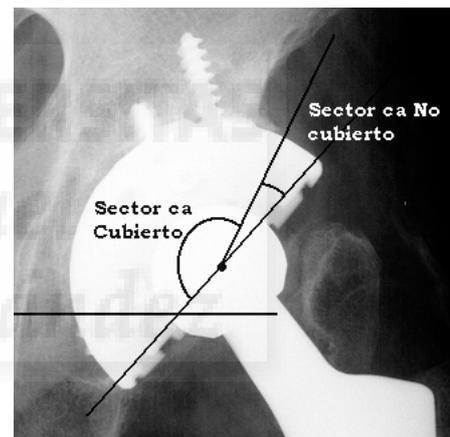


Figura 3-26. Zonas de DeLee y Charnley.

Figura 3-27. Rx AP de cadera donde se aprecia la forma de medir la cobertura ósea acetabular



#### 2.4.7.-Cálculo de la asimetría entre el centro de giro de la cadera protésica y el de la cadera sana respecto a la pelvis y al fémur

Este cálculo se estimó por la diferencia entre las referencias de ambos centros en el eje horizontal ( $X_{ca} - X'_{cs}$ ) y por la diferencia entre las referencias de ambos centros en el eje vertical ( $Y_{ca} - Y'_{cs}$ ). A su vez se calculó la diferencia entre la distancia que separaba el centro de giro respecto del centro del trocánter menor a cada lado ( $Z_{cf} - Z_{cs}$ ). Esta resta nos daba idea de la corrección de la longitud del miembro operado lograda con el componente femoral completo (vástago + cuello). Un resultado positivo implicaba un alargamiento del fémur respecto del sano. También se calculó la diferencia entre la distancia perpendicular al eje diafisario del fémur y el centro de giro ( $O_{cf} - O_{cs}$ ). Esta diferencia nos marcaba la asimetría del *offset* entre una cadera y otra. Un valor positivo indicaba un aumento del *offset* y uno negativo una disminución.

**Calculo de la corrección total de las asimetrías con la artroplastia en conjunto.** Este cálculo consistía en comprobar la restauración de la biomecánica de la cadera enferma

con respecto a la sana. Para ello se sumaban los parámetros calculados previamente de referencias horizontales y verticales de los dos componentes protésicos.

- **Suma de la asimetría horizontal**  $(X_{ca} - X_{cs}) + (O_{cf} - O_{cs})$ . Se trata de la suma de la asimetría horizontal dependiente del componente acetabular  $(X_{ca} - X_{cs})$  y la dependiente del componente femoral  $(O_{cf} - O_{cs})$ . Esta cifra si que muestra el desplazamiento horizontal total que sufre el hueso coxal con respecto al fémur, independientemente de donde se halle el centro de giro protésico.
- **Suma de la asimetría vertical**  $(Y'_{cs} - Y_{ca}) + (Z_{cs} - Z_{cf})$ . Se trata de la suma de la asimetría vertical dependiente del componente acetabular  $(Y_{cs} - Y_{ca})$  y la dependiente del componente femoral  $(Z_{cs} - Z_{cf})$ . Esta cifra muestra el desplazamiento vertical total que sufre el hueso coxal con respecto al fémur, independientemente de donde se halle el centro de giro protésico.

#### 2.4.8.-Comparación entre las asimetrías calculadas respecto al centro de giro y obviando el mismo.

Se trataba de realizar una comparación entre el método clásico sin tener en cuenta el centro de giro y las modificaciones sufridas por los diferentes componentes y el método aportado teniendo en cuenta las correcciones de cada uno de los componentes protésicos independientemente.

- Por un lado se calculaba la concordancia entre la suma de la asimetría horizontal  $(X_{ca} - X_{cs}) + (O_{cf} - O_{cs})$  con respecto al cálculo de la asimetría horizontal total que venía determinado por la resta  $X_{tcs} - X_{tce}$
- De otro lado se valoraba la concordancia entre la suma de la asimetría vertical  $(Y'_{cs} - Y_{ca}) + (Z_{cs} - Z_{cf})$  y la asimetría vertical total según la resta  $Y_{tcs} - Y_{tce}$

#### 2.4.9.-Relación entre el lugar de la osteotomía cervical y los puntos referenciales del fémur.

Se midió la distancia entre el nivel de la osteotomía cervical en la zona medial y el centro del trocánter menor. A dicha medida en milímetros se le aplicó el fa postoperatorio. A su vez, se midió la distancia entre el nivel de la osteotomía cervical, en la zona lateral, y el punto más elevado del trocánter mayor. Igualmente aplicamos el fa postoperatorio para obtener el valor real de estas distancia. A continuación las comparábamos con las calculadas en el método de planificación.

#### 2.4.10.-Fijación del vástago implantado

**Fijación en la Rx AP.** Para calcular la fijación del vástago implantado y así valorar su adaptación al fémur se ha utilizado un sistema propio definido por la superficie de contacto entre el vástago y la cortical del fémur. Además se ha tenido en cuenta la zona de Gruen implicada en el contacto (Figura 3-27). Las zonas que se han valorado son las zonas II, VI y VII. Se ha descartado la zona I debido a que está constituida por hueso esponjoso y no puede haber contacto entre el implante y la cortical. Tampoco hemos tenido en cuenta la zona IV ya que en ella puede haber cambios en el seguimiento a un plazo largo, pero en líneas generales no es útil para valorar la fijación del vástago sino más bien para valorar

los efectos de la punta del vástago sobre esta zona. Por otro lado, el contacto entre el vástago y las zonas III y V depende del concepto con el que ha sido diseñado el implante para su fijación. Existen implantes diseñados para un apoyo metafisario y la fijación primaria se obtiene únicamente por una estabilización en las zonas II y VI, pero la zona distal del vástago es fina y no pretende rellenar por completo la medular del fémur.

De este sistema se definieron los siguientes modos de fijación:

- Excelente: cuando el contacto entre la superficie del vástago y la cortical diafisaria del fémur en las zonas II, VI y VII era superior al 50%.
- Buena: cuando el contacto entre la superficie del vástago y la cortical diafisaria del fémur en las zonas II, VI y VII era menor del 50% pero presentaba unos puntos de apoyo que bloqueaban su movilización.
- Pobre: cuando el vástago no contactaba con la cortical femoral o el contacto era sólo en un punto, permitiendo la migración del mismo y así su aflojamiento precoz.

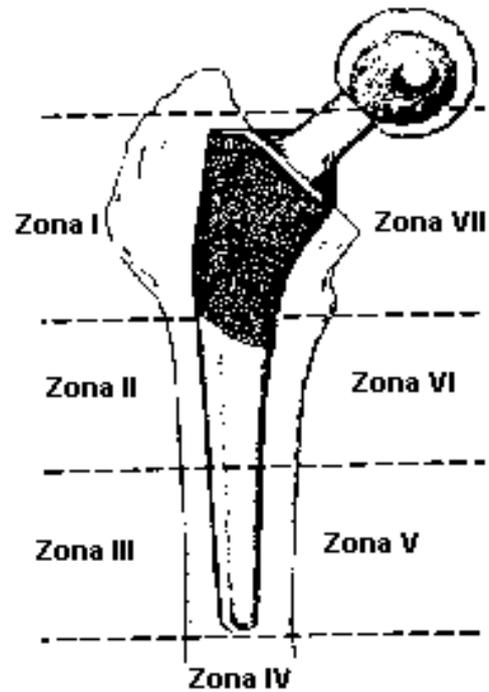


Figura 3-28. Esquema de las zonas de Gruen.

**Fijación en la Rx L.** La medular del fémur es más ancha en el sentido antero-posterior que en el sentido lateral. En general es muy difícil evaluar la fijación primaria del vástago en la proyección lateral ya que la adaptación del vástago a la cortical endomedular no siempre se pretende alcanzar. Debido a las diferentes curvaturas fisiológicas del fémur en esta vista lateral las prótesis de vástagos rectos no pretenden rellenar la medular de delante a atrás sino, alcanzar una fijación primaria estable aunque solo sea por contacto puntual con la cortical del fémur. Cuando la fijación primaria en la imagen AP se clasificaba como excelente o buena, únicamente se comprobaba la ausencia de complicaciones en la proyección lateral. Sin embargo, cuando la colocación del vástago se clasificaba como pobre en la proyección AP, entonces se valoraba la fijación en la proyección lateral. Se elaboró la siguiente clasificación:

- Buena: cuando el contacto entre el vástago y la superficie endomedular del fémur presentaba un mínimo de 2 puntos de apoyo que bloqueaban su migración distal.
- Mala: cuando el vástago no contactaba con la cortical o el contacto era sólo en un punto, permitiendo la migración del mismo.

#### 2.4.11.-Cálculo del ángulo de versión del cuello femoral protésico en la Rx L.

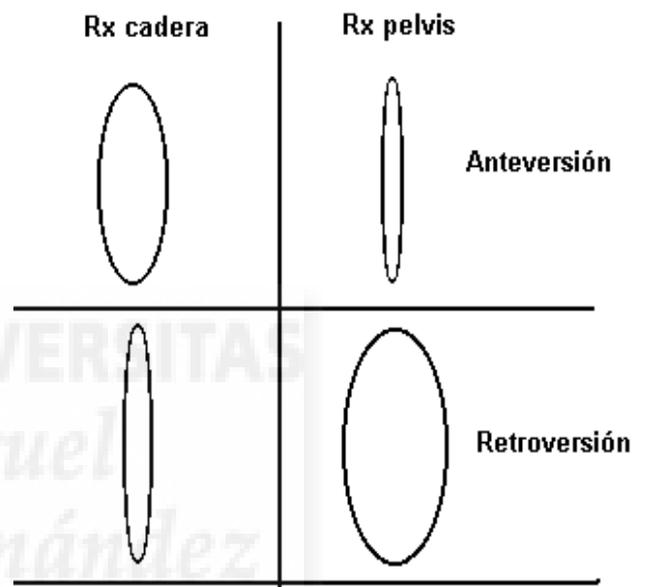
En la radiografía lateral de fémur debía marcarse:

- **Eje diafisario proximal.** Se determinó igual que en el apartado de planificación.

- **Eje longitudinal protésico.** Se calcula el eje del vástago en esta proyección
- **Eje cervical.** Se determinaba el eje del cuello protésico que se prolongaba hasta el centro de la cabeza protésica.
- **Ángulo de anteversión del cuello femoral.** Es el ángulo formado por el eje diafisario proximal y el eje cervical en la proyección lateral. Se utilizaba para la validación del método de determinación del ángulo ACD real que hemos descrito anteriormente. Cuando el eje cervical está por delante del diafisario se le da un valor positivo mientras que si está por detrás se le da un valor negativo.

#### 2.4.12.-Cálculo de la versión del componente acetabular

Según el método de Fackler y Poss (Fackler y Poss, 1980) hemos calculado la versión de la copa acetabular por comparación de la abertura del ca entre la Rx AP centrada en las caderas y la Rx AP centrada en la cadera protésica (Figura 3.28). Cuando la base del componente acetabular se proyecta como una elipse más ancha en la radiografía centrada en la cadera, que en la centrada en la pelvis se ha interpretado como un cotilo anteverso. Si por el contrario, la elipse proyectada de la base del componente acetabular, es más estrecha en la radiografía centrada en la cadera que en la centrada en la pelvis, el componente está colocado en retroversión.



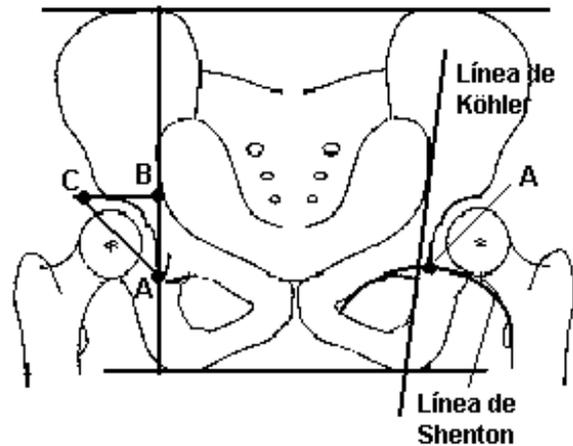
**Figura 3-29.** Diferencia entre la abertura de la base de ca entre la Rx de ambas caderas y la Rx sobre la cadera protésica, según la versión a la que se haya colocado el ca.

#### 2.5.- Comparación entre los métodos de Ranawat y de Pierchon para la localización del centro de giro ante patología bilateral.

Hemos realizado una comparación entre los dos métodos descritos en la bibliografía consultada para la localización del centro de giro cuando la patología es bilateral. Lo hemos aplicado al lado sano en un intento por determinar cuál de los dos métodos es más preciso.

**Método de Ranawat et al** (Ranawat et al., 1980) (Figura 3-29) . Inicialmente hemos dibujado la línea de Shenton (se trata de una línea curva que se extiende desde la vertiente interna del cuello femoral hacia el borde supero interno del agujero obturador) y la línea de Köhler o línea ilio-isquiática (línea tangente al agujero obturador y a la escotadura ciática). Hemos localizado un punto 5 mm lateral a la intersección de estas dos líneas (punto A). Seguidamente hemos trazado una línea horizontal al nivel de las crestas ilíacas y otra al nivel de las tuberosidades isquiáticas. Se han conectado ambas por una línea vertical pasando por el punto A. Esta línea vertical nos indica la altura pélvica y un

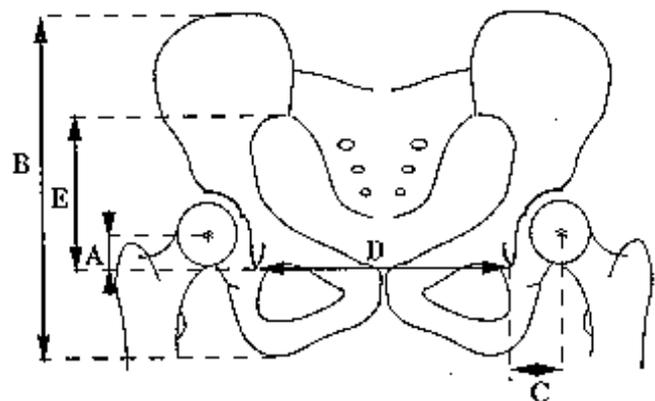
quinto de ella nos marca la altura del acetábulo. Se ha localizado un punto B en la línea vertical y a una distancia de un quinto de la altura pélvica del punto A. Desde B hemos trazado una perpendicular lateralmente para situar el punto C, de tal manera que la distancia AB sea igual a la distancia BC. Trazando otra línea de A a C se ha completado el triángulo equilátero que marca la posición correcta del acetábulo para su reconstrucción. La hipotenusa del triángulo se corresponde con el diámetro del hemicírculo del acetábulo, por tanto el centro de dicha hipotenusa debe corresponderse, según este método, con el centro de giro de la cadera. Dicho centro lo hemos referenciado respecto a las dos líneas previamente definidas, la línea interlagrimal (línea 1) y la perpendicular a ella desde la vertiente externa de la línea ilioisquiática (línea 2). Posteriormente lo hemos comparado con el verdadero centro de giro de la cadera sana.



**Figura 3-30.** Método de Ranawat para la localización de la posición de la cadera protésica cuando la patología es bilateral.

**Método de Pierchon *et al*** (Pierchon *et al.*, 1993). Definieron el centro teórico de giro utilizando como referencia su relación con la imagen radiográfica de lágrima en U (Figura 3-30). Describieron una serie de parámetros y dos índices y nosotros lo hemos reproducido. Inicialmente hemos definido las siguientes distancias:

- A: distancia vertical entre el centro de la cabeza y la línea horizontal que une las lágrimas
- B: altura total de la pelvis
- C: distancia horizontal entre el centro de la cabeza y la línea vertical de la lágrima
- D: distancia horizontal entre las dos lágrimas
- E: distancia vertical entre la línea que une los puntos más declives de las lágrimas y la línea que une la vertiente inferior de las dos articulaciones sacroiliacas.



**Figura 3-31.** Método de Pierchon para la localización del centro de giro idóneo cuando la patología es bilateral.

Según este método se puede deducir la posición del centro de giro en base a unos parámetros:  $A/E = 0.2$  y  $C/D = 0.3$ . Estos índices permiten situar el centro de rotación de la

cabeza en dirección vertical (A/E) y horizontal (C/D). Tras su aplicación hemos determinado la localización del centro de giro según el método de Pierchon en la cadera sana y lo hemos referenciado respecto a las dos líneas predefinidas, la línea 1 y la línea 2. Igual que en el apartado anterior hemos comparado estas referencias con las del centro de giro verdadero de la cadera sana.

## **2.6.-Análisis estadístico de los resultados**

Para recogida de resultados y cálculo de fórmulas se ha utilizado el programa Microsoft Excel-97.

Para el análisis estadístico de los datos extraídos se ha aplicado el programa GraphPadPrism versión 2.00. Para la comparación de la diferencia entre muestras poblacionales de resultados se ha utilizado test paramétricos previa demostración de asunción de normalidad. Los tests empleados han sido el de la t de Student para muestras emparejadas y dos colas asumiendo en general y salvo que se indique otra cosa, un nivel de significación igual o menor a 0.05, y ANOVA de una vía asumiendo el mismo nivel de significación. Cuando las diferencias han sido significativas se han marcado con asteriscos y dependiendo del valor de la P se indica con uno, dos o tres asteriscos. Así cuando un valor es significativamente diferente con una P igual o menor a 0.05 (que consideramos necesario para indicar la presencia de diferencias) ponemos un asterisco. Si las diferencias son lo bastante grandes como para generar P menores que 0.0001 (alto nivel de significación) lo marcaremos con tres asteriscos. En las tablas, a la vez que se proporcionan los valores de P, t y grados de libertad (df), se dan los valores para las medias y sus correspondientes desviaciones típicas. Adicionalmente se muestran en forma gráfica los resultados en formato de cajas e indicadores de rango. En las cajas el límite inferior corresponde al percentil 25 y el superior al 75, mientras que la línea interna corresponde al percentil 50 (mediana). Los extremos de los indicadores de rango corresponden al valor mínimo (indicador inferior) y al valor máximo (indicador superior) de cada muestra poblacional, por consiguiente esta representación da una idea completa de las muestras con las que hemos trabajado.

Adicionalmente en la contraportada de cada ejemplar de la tesis se adjunta un diskette con la totalidad de los datos crudos manejados en esta tesis en archivos con formato Excel.

**2.6.-Protocolo aplicado**

- HC:                      Nombre:                      Sexo:                      Edad:
- Fecha de la exploración clínica y radiológica:
- Peso:                      Talla:                      Lado a operar:
- Etiología:
- Contralateral sano:      sí      no
- Puntuación Harris preoperatoria:
- Anteversión cervical clínica:                      Dismetría clínica:
- Movilidad caderas:

Lado	Flex.	Ext.	Rot.Int.	Rot Ext.	Add.	Abd
Derecho						
Izquierdo						

- Rx realizadas:

	AP caderas	AP pelvis	AP fémur y cadera ce	L fémur	AP pelvis	AP fémur y cadera ce	L fémur
		preop	preop	preop	postop	postop	postop
Altura-esfera							
Posición MMII							

**Medidas Realizadas En La Rx AP de ambas caderas**

	Medida directa en mm	CLÁSICA	Corregida por la fa	Medida directa en mm	Corregida por la fa
	preop	preop	preop	postop	postop
Ampliación		1/1.5			
Xcs					
Ycs					
Ocs					
Zcs					
Xtcs					
Ytcs					
Xtce					
Ytce					
Xtce – Xtcs					
Ytce – Ytcs					
ACDcs proyectado					
ACDcs real					
ACDce proyectado					
Ángulo C-D ce real					
Modelo C.A.					
Tamaño C.A.					
Inclinación Cotilo cs					
Incl. Cotilo en Centro cs					

Inclinación Cotilo o C.A.ce					
Sector C.A. cubierto					
Sector C.A. no cubierto					
Modelo Vástago					
ACD vástago					
Tamaño Vástago*					
Longitud Cuello					
Dist.Osteot.-T.menor					
Dist.Osteot.-T.Mayor					
$\lambda$ Eje diaf.-long. Vástago*					
Xca					
Xca – X'cs					
Yca					
Y'cs – Yca					
Ocf*					
Ocf – Ocs					
Zcf*					
Zcf – Zcs					
(Xca – X'cs) + (Ocf – Ocs) Suma asimetría horizont.					
(Y'cs – Yca) + (Zcs – Zcf) Suma asimetría vertical					
Diámetro cabeza enferma					

\* Los parámetros marcados con este asterisco son aquellos que pueden obtenerse de la Rx AP de ambas caderas cuando se logra la posición estándar o bien, habrán de obtenerse en la Rx AP de fémur aislada, cuando dicha posición no puede obtenerse.

**Medidas Realizadas En La Rx AP de fémur y cadera** (sólo en los casos en que haya sido necesaria la realización de una Rx d fémur independiente para lograr una proyección AP pura, por incapacidad para la colocación estándar del paciente)

	Medida directa en mm	CLÁSICA	PROPUESTA	Medida directa en mm	Corregida por la magnific.
	preop	preop	preop	postop	postop
Ampliación		1/1.5			
ACDce real (AP pura)					
Tamaño Vástago					
$\lambda$ Eje diaf.-long. Vástago					

**Medidas Realizadas En La Rx L de fémur**

	Medida directa en mm	CLÁSICA	PROPUESTA	Medida directa en mm	Corregida por la magnific.
	preop	preop	preop	postop	postop
Ángulo versión Cervical					
Ampliación cabeza cf.					
Tamaño Vástago					



## Significados y aclaraciones de las siglas y datos recogidos en el protocolo

Los valores de la cadera sana serán medidos en la radiografía pre y en la postoperatoria por separado.

- **Xcs:** distancia perpendicular, desde el centro de giro de la cadera sana a una línea perpendicular a la línea interlagrimal y que surge del punto más inferior y lateral de la lágrima
- **Ycs:** distancia perpendicular entre el centro de giro y la línea interlagrimal
- **Ocs:** distancia perpendicular al eje diafisario femoral y que lo separa del centro de giro de la cadera sana
- **Zcs:** distancia entre el punto centrado en el trocánter menor y el centro de giro de la cadera sana.
- **Xtcs:** distancia perpendicular al eje diafisario femoral y que lo separa del punto inferior de la lágrima
- **Ytcs:** distancia perpendicular a la línea entre lágrimas que va desde dicha línea hasta el punto centrado en el trocánter menor en la cadera sana
- **Xtce:** distancia perpendicular al eje diafisario femoral y que lo separa del punto más inferior y lateral de la lágrima de la cadera enferma
- **Ytce:** distancia perpendicular a la línea entre lágrimas que va desde dicha línea al centro del trocánter menor de la cadera enferma
- **Xtce – Xtcs:** esta diferencia nos da idea de la desigualdad horizontal total, sin distinguir lo que depende del acetábulo o de la cabeza femoral, entre el coxal y el fémur. Cuando la cadera enferma se halle más desplazada lateralmente esta diferencia será positiva y cuando se encuentre más medializada será negativa.
- **Ytce – Ytcs:** esta diferencia nos da idea de la desigualdad vertical total, sin distinguir lo que depende del acetábulo o de la cabeza femoral, entre el coxal y el fémur a cada lado. Cuando sea más corta la cadera enferma el resultado de esta diferencia será negativo y cuando sea más larga será positivo.
- **ACDcs proyectado:** ángulo cérvico-diafisario de la cadera sana proyectado. Sería el ángulo medido directamente en la radiografía
- **ACDcs real:** ángulo cérvico-diafisario de la cadera sana real. Se aplica la fórmula  $\cos \alpha r = [a^2 \cdot \text{sen}^2 \theta + b^2 \cdot \text{sen}^2 \theta + 2 \cdot a \cdot b \cdot \cos^2 \theta \cdot \cos \alpha] / 2 \cdot a \cdot b$ , a partir de los datos conocidos.
- **ACDce proyectado:** ángulo cérvico-diafisario de la cadera enferma proyectado medido directamente en la radiografía.
- **ACDce real:** ángulo cérvico-diafisario de la cadera enferma real, como en el caso de la cadera enferma se calcula según la fórmula anterior.
- **Modelo ca:** modelo de componente acetabular planificado e implantado
- **Tamaño ca:** tamaño del componente acetabular planificado según el método clásico y el nuevo sistema propuesto y el tamaño implantado
- **Inclinación Cotilo o C.A.:** inclinación del cotilo de la cadera enferma, del componente acetabular planificado y del componente implantado. Se trata del ángulo formado por la línea entre las lágrimas y la línea que une el punto inferior de la lágrima con el borde superior y externo del acetábulo
- **Incl. Cotilo en Centro cs:** se trata del ángulo formado por la línea entre las lágrimas y la línea que une el borde superior y externo del acetábulo con el centro de giro de la cadera sana.
- **Sector C.A. cubierto:** sector de circunferencia del componente acetabular planificado e implantado, que se halla cubierto por hueso
- **Sector C.A. no cubierto:** sector de circunferencia del componente acetabular, planificado e implantado, que está sin apoyo óseo en el techo acetabular. Se deduce de la suma de estos dos parámetros últimos el sector total del componente acetabular. Algunos modelos protésicos no constituyen una hemiesfera sino que es una porción algo inferior de la esfera. Por ejemplo, el cotilo de Harris (Zimmer) proyectado en un plano bidimensional tiene 150° lo que supone el 41.7% de una esfera, en lugar del 50% como tienen otros.
- **Modelo Vástago:** modelo de vástago planificado e implantado
- **Ángulo C-D vástago:** ángulo cervico diafisario del vástago planificado e implantado
- **Tamaño Vástago:** tamaño de vástago planificado según el método clásico y el nuevo sistema propuesto y el tamaño implantado.
- **Longitud Cuello:** medida elegida de cuello protésico tanto planificado como implantado
- **Dist.Osteot.-T.menor:** distancia entre la osteotomía cervical medial, planificada y realizada, y la vaguada que hace el fémur al formar el trocánter menor
- **Dist.Osteot.-T.Mayor:** distancia entre la osteotomía cervical lateral y el punto más superior del trocánter mayor, tanto planificada como realizada
- **λ Eje diaf.-long. Vástago:** ángulo formado entre el eje diafisario del fémur y el eje longitudinal del vástago femora. Dicho ángulo debe ser igual a 0 en la planificación. En ocasiones el vástago se introduce en varo o en valgo con respecto a eje diafisario del fémur, bien porque no rellena suficientemente el canal femoral o bien, porque existen algún impedimento para su introducción recta. En los casos en que el vástago quede en valgo se da numeración negativa y cuando quede en varo positiva.
- **Xca:** distancia perpendicular, desde el centro de giro del componente acetabular a una línea perpendicular a la línea interlagrimal y que surge del punto más inferior y lateral de la lágrima, tanto en la planificación como en la radiografía postoperatoria
- **Xca – X'cs:** la diferencia entre la distancia Xca y X'cs, que se corresponde con la localización horizontal idónea del centro de giro por simetría con el lado sano, nos da idea del desplazamiento horizontal que sufre el centro de giro. En los casos planificados esta diferencia será 0 ya que una de las condiciones que se cumplen durante la planificación es la de colocar el centro de giro del implante acetabular en el lugar denominado idóneo por simetría con el lado sano. En cambio, puede ocurrir que el componente acetabular

implantado no se halle en el mismo lugar, en cuyo caso quedará plasmado en esta cifra, que será positiva en los casos en que el centro del implante quede más lateralizado y negativa en los casos en que resulte más medializado.

- **Yca:** distancia perpendicular entre el centro de giro del componente acetabular y la línea interlagrimal
- **Y'cs – Yca:** la diferencia entre la distancia Y'cs, que se corresponde con la localización vertical idónea del centro de giro por simetría con el lado sano, y Yca, nos da idea del desplazamiento vertical que sufre el centro de giro. En los casos planificados esta diferencia será 0 ya que como ya hemos dicho, durante la planificación se coloca el centro de giro del implante acetabular en el lugar denominado idóneo por simetría con el lado sano. Como en el caso anterior, puede ocurrir que el componente acetabular implantado no se halle en el mismo lugar, en cuyo caso quedará plasmado en esta cifra, que será positiva en los casos en que el centro del implante quede más distal que el centro de giro idóneo, dando idea del alargamiento del miembro resultante. Esta cifra será negativa en los casos en que resulte más proximal dando idea del acortamiento producido en el miembro.
- **Ocf:** *Offset* del componente femoral. Distancia perpendicular al eje diafisario femoral que lo separa del centro de giro elegido del componente femoral, tanto durante la planificación como con los implantes definitivos en la radiografía postoperatoria.
- **Ocf – Ocs:** esta diferencia nos muestra la diferencia entre el *offset* idóneo como es el de la cadera sana y el del componente femoral ya sea planificado o definitivo. Cuando se corrige el *offset* de la cadera enferma, ya sea durante la planificación o durante la intervención, dicha diferencia es igual a 0. En cambio, esta diferencia es positiva cuando se produce un aumento del *offset*, planificando o tras la intervención, y es negativa cuando se produce una disminución del *offset* con respecto a la cadera sana. Hemos de tener en cuenta que, esta cifra solo hace referencia al fémur. siendo su magnitud independiente del lugar donde se halla colocado el implante acetabular. Dado que se tiende a relacionar dicho valor con la tensión de la musculatura pelvitrocantérea, es conveniente avisar que dicha tensión se ve también influida por la ubicación del componente acetabular y su centro de giro.
- **Zcf:** distancia entre el centro del trocánter menor y el centro de giro del componente femoral elegido.
- **Zcf – Zcs:** esta diferencia nos valora la corrección generada de la distancia entre el centro de giro y el centro del trocánter menor. Cuando su valor sea 0 significará una corrección de dicha distancia, será positiva en los casos en que, tras el implante (planificado o definitivo), se halla producido un aumento de dicha distancia, lo que significa un alargamiento dependiente del fémur, y negativa en el caso contrario donde se produzca un acortamiento.
- **(Xca – X'cs) + (Ocf – Ocs). Suma asimetría horizont.:** se trata de la suma de la asimetría horizontal dependiente del componente acetabular (Xca – X'cs) y la dependiente del componente femoral (Ocf – Ocs). Esta cifra si que muestra el desplazamiento horizontal total que sufre el hueso coxal con respecto al fémur, independientemente de donde se halle el centro de giro protésico.
- **(Y'cs – Yca) + (Zcs – Zcf). Suma asimetría vertical:** se trata de la suma de la asimetría vertical dependiente del componente acetabular (Y'cs – Yca) y la dependiente del componente femoral (Zcs – Zcf). Esta cifra muestra el desplazamiento vertical total que sufre el hueso coxal con respecto al fémur, independientemente de donde se halle el centro de giro protésico.