















































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

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

### 1.2.5.- Planificación del componente femoral

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

#### **1.2.6.-Cálculo de la longitud del cuello protésico**

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

#### **1.2.7.-Planificación preoperatoria en problemas específicos**

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



### 1.2.7.1.-Defectos óseos del acetábulo y del fémur

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

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

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

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

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

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

### 1.2.7.2.-Osteofitos pericéfálicos y periacetabulares

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

### 1.2.7.3.- Protrusión acetabular.

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

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

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

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

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

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

#### 1.2.7.4.-Displasia de cadera.

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

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

#### 1.2.7.5.-Reintervenciones sobre la cadera

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

## 2.-Justificación del estudio

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

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

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

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

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

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

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



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

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

## **2.1.-Aspectos mejorables con una planificación idónea**

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

### **2.1.1.-Fracturas intraoperatorias**

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

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

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

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

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

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

### 2.1.2.-Luxación postoperatoria

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

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

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

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

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

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



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

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

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

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

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

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

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

### 2.1.3.-Aflojamiento aséptico

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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



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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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