

Factores de riesgo de aflojamiento protésico

Felipe Gómez García*

INTRODUCCIÓN

Desafortunadamente la longevidad de las endoprótesis articulares está ligada a su historia natural que culmina invariablemente en el aflojamiento; sólo hay que esperar que pase el tiempo necesario para que esto ocurra, ya que hasta el momento ninguna prótesis es una solución definitiva, es tan sólo el consuelo a un grupo de padecimientos que no hemos aprendido a curar del todo. El desarrollo moderno de las prótesis de cadera tiene más de medio siglo de investigación constante, cuyo objetivo central ha sido lograr la *estabilidad* y con ello la *longevidad*. Sin embargo, el aflojamiento de los implantes sigue siendo un problema a pesar de que se han generado cambios en los diseños, en los sistemas de cementado, en el análisis antropomorfométrico encaminado a lograr diseños más anatómicos, en el intento de distintos materiales como el tantalio que favorece la osteointegración y mejores combinaciones tribológicas.

El enfoque tradicional del análisis de la longevidad de un implante ha propiciado que la mayoría de los cirujanos que hacemos cirugía protésica hayamos adoptado hasta ahora una “**conducta de observación pasiva ante el aflojamiento**”, en la que sólo presenciamos cómo un implante se empieza a desestabilizar hasta su total aflojamiento para entonces retirarlo. Lo medular en este proceso es que desde que inicia la desestabilización aséptica, hasta que se hace necesario el retiro del implante, sólo aplicamos paliativos o definitivamente no efectuamos ninguna intervención para modificar las causas del aflojamiento. Debe también llamarnos la atención, que tampoco hemos desarrollado sistemas eficientes de identificación y evaluación de los riesgos de falla, es decir; no hemos considerado suficientemente estos riesgos en los candidatos o portadores de una sustitución artroplás-

Objetivos:

- a) Analizar la multicausalidad de la falla aséptica en una prótesis articular, utilizando como pivote de discusión el concepto de estabilidad del implante y los factores de riesgo que existen para perderla.
- b) Proporcionar algunos tips de cómo identificar la estabilidad protésica y cómo evaluarla durante el tiempo que permanece in situ.
- c) Enumerar los factores de riesgos universalmente aceptados como predisponentes de un aflojamiento protésico.

* Centro de Cirugía Ortopedia de Alta Especialidad. Hospital Ángeles Mocel. México D.F.

Dirección para correspondencia:

Dr. Felipe Gómez García

Gobernador Ignacio Esteva No. 107, PB Cons. 3, San Miguel Chapultepec. 11850

Correo electrónico: sla@prodigy.net.mx

tica. Sin embargo, esta conducta, por fortuna, está empezando a cambiar, ya que se está prestando mayor atención a la salud ósea del paciente candidato a una arthroplastia, aunque se requieren más estudios y herramientas que nos ayuden a aclarar estos procesos de la falla, a reconocer mejor los factores de riesgo mecánico y/o biológico que desestabilizan la prótesis, a identificar y desarrollar nuevos elementos auxiliares de diagnóstico que sean sencillos y confiables y a diseñar intervenciones preventivas y/o correctivas, ya sean médicas o quirúrgicas, que modifiquen favorablemente el curso del proceso de desestabilización. En **Ortho-tips** trataremos de analizar los factores de riesgo hasta ahora identificados, pero antes será necesario poner en común los siguientes conceptos:

ESTABILIDAD

La meta principal de un implante es lograr la máxima longevidad posible y la **estabilidad** es el punto cardinal para lograrlo. La estabilidad debe definirse como la serie de eventos que deben ocurrir para lograr una respuesta biológica equilibrada que permita la presencia de un cuerpo extraño (prótesis) sujeto a grandes esfuerzos por largos periodos sin que cause detrimento importante de las propiedades biológicas y mecánicas del receptor.

TIPOS DE ESTABILIDAD

Hay dos tipos de estabilidad claramente definidos por el tiempo y por los eventos que tienen que acontecer para obtenerla.

- 1) La primera es la *estabilidad primaria o mecánica* que es aquella que se logra en el momento mismo de la operación y se alcanza por el diseño del implante, los métodos alternos de fijación y la técnica quirúrgica.
- 2) La segunda es la *estabilidad secundaria o biológica* que se logra con el paso del tiempo a través de los fenómenos de remodelamiento óseo, es la responsable del buen funcionamiento a largo plazo de la prótesis y se logra a través de la “convivencia pacífica” entre el implante y el hueso que se manifiesta por tres tipos de unión o fijación: unión química, unión por invasión ósea a superficies porosas y la unión fibrosa entre implante y el hueso.

Se puede decir que la estabilidad primaria es el cimiento de la estabilidad biológica. Se ha demostrado ampliamente que si no se obtiene una estabilidad primaria absoluta en el momento de la operación, es decir; que se minimice la micromovilidad temprana del implante, no es posible obtener la fijación biológica por cualquiera de los mecanismos descritos para lograrla.

FACTORES DE RIESGO DE AFLOJAMIENTO DE TIPO EPIDEMIOLÓGICO HISTÓRICAMENTE IDENTIFICADOS Y PROBLEMAS PARA SU INTERPRETACIÓN

El análisis epidemiológico de las poblaciones que han sido sometidas a una arthroplastia permite identificar una serie de características (variables) de los pa-

cientes como pueden ser: género, edad, raza, lado afectado, padecimiento que determinó la artroplastia, tipo de implante utilizado, etcétera, que cuando se asocian a un proceso de aflojamiento pueden ser catalogadas como factores de riesgo, por ejemplo: sabemos por experiencia que es más frecuente el aflojamiento en hombres que en mujeres, en jóvenes que en viejos, en pacientes portadores de algunas enfermedades que en los que no sufren esos padecimientos, que hay más riesgo de aflojamiento en los implantes colocados con técnicas de cementado digital, que en los que se utilizan técnicas contemporáneas y que con ciertos modelos de implantes se incrementa la tasa de fallas.

Cuando estas observaciones se sistematizan y se someten al rigor científico de la estadística se pueden identificar mejor estos factores de riesgo y se contribuye a establecer su peso en la incidencia de la falla. Una aportación importante en este aspecto la han hecho los registros nacionales de artroplastias de diversos países, en especial los registros que se realizaron en Suecia¹ y Noruega² en donde se han seguido miles de casos por períodos muy largos. Así, por ejemplo, podemos afirmar que sin organizar los grupos por edad, género y tipo de implante, cuando se comparan pacientes con coxartrosis primaria contra pacientes con secuelas de enfermedades congénitas de la cadera, se observa un mayor riesgo de falla en estos últimos y cuando se comparan los que tienen diagnóstico de coxartrosis primaria contra un grupo heterogéneo de portadores de fracturas de cadera, artritis reumatoide o necrosis aséptica de la cabeza femoral, hay diferencias estadísticamente significativas en la longevidad de los implantes, ya que hay un mayor número de fallas en el grupo heterogéneo. Sin embargo, debe llamarnos la atención que cuando se organizan los datos estadísticos a ciertos factores, la mayoría de los riesgos se comportan de una manera diferente y permiten predecir con mayor precisión el índice de falla. Por ejemplo: después de homogeneizar muestras por el tipo de enfermedad se observó que si se comparaba un grupo de pacientes con ATC por coxartrosis primaria, contra un grupo de pacientes con ATC por secuelas de fractura de cadera, el riesgo relativo de recambio (RR) aumenta en este último grupo (RR = 1:3, p = 0.0005) es decir; que los pacientes a quienes se les realizó una ATC por una fractura estarán tres veces más expuestos a la necesidad de un recambio que aquéllos a los que se les realizó la ATC por una coxartrosis primaria. Para verificar qué tanto influía la heterogeneidad de los grupos en las tasas de riesgo, se hizo un análisis a un subgrupo homogéneo de pacientes, es decir; se seleccionó a un grupo tratado exclusivamente con prótesis de Charnley y cemento de alta viscosidad [n = 16,217], en el que llamó la atención que la única diferencia estadísticamente significativa que se obtuvo, fue que se identificó un mayor riesgo de recambio en caderas con secuelas de fractura de cuello femoral (RR = 1.5, p = 0.005).

Estos estudios nos señalan que la falla puede estar influida por una gran variedad de factores que pueden afectar la longevidad de los implantes, que el análisis no debe atender a un solo factor, sino a la totalidad de éstos, ya que los estudios epidemiológicos nos pueden ayudar a identificar cuáles son factores de riesgo en una población dada con características raciales, geográficas y de estilo de vida comunes.

HERRAMIENTAS PARA IDENTIFICAR OTROS FACTORES DE RIESGO DE AFLOJAMIENTO

Actualmente, además de los datos epidemiológicos contamos con varias herramientas para identificar factores de riesgo que indiquen pérdida de la estabilidad (entiéndase como aflojamiento). Estas herramientas son: la clínica, la radiología, la densitometría ósea, la bioquímica de remodelamiento óseo y la histopatología ósea.

LA CLÍNICA

La clínica es la principal herramienta de identificación de aflojamiento protésico y los signos preeminentes son: el dolor, la cojera y la pérdida de longitud de la extremidad. Sin embargo, la historia clínica completa nos permite identificar otros factores como la edad, el sexo, el peso, la talla, la raza, toxicomanías, la ingestión de ciertos medicamentos y algunas enfermedades sistémicas concomitantes que pueden estar trastornando el metabolismo óseo, por ejemplo, sabemos que mujeres más mayores, con talla y peso bajos, de raza caucásica y fumadoras crónicas, o los pacientes portadores de artritis reumatoide o de diabetes mellitus, están predispuestos a sufrir osteoporosis y con ello un incremento en la fragilidad ósea, que es un factor importante de inestabilidad mecánica.

En el *cuadro I* se pone en una lista un grupo bien conocido de enfermedades y fármacos que producen alteraciones en los mecanismos de recambio metabólico mineral en el hueso y pueden contribuir a los procesos de pérdida de estabilidad de los implantes.

RADIOLOGÍA

Los estudios radiográficos tradicionalmente han sido las principales herramientas para reconocer los cambios óseos durante la permanencia *in situ* de las

Cuadro I. Lista de enfermedades y fármacos que producen alteraciones en los mecanismos de recambio metabólico mineral en el hueso y pueden contribuir a los procesos de pérdida de estabilidad de los implantes.

Enfermedades	Drogas
Menopausia quirúrgica	Tabaquismo
Artritis reumatoide	Alcoholismo
Diabetes mellitus insulino-dependiente	Corticosteroides
Enfermedad hepática crónica	Hormonas adrenocorticotróficas
Insuficiencia renal crónica	Toroxina
Trasplante de riñón	Anticonvulsivantes
Malnutrición crónica	Heparina
Enfermedad pituitaria (con insuf. gonadal)	Drogas citotóxicas (quimioterapia)
Hipogonadismo en hombres	H. agonistas lib. de gonadotropina
Hiperparatiroidismo primario y secundario	Tamoxifeno (Uso premenopáusico)
Tirotoxicosis	Aluminio
Síndrome de Cushing	Vitamina D a dosis tóxicas

prótesis. Los cambios “normales” más frecuentemente identificados son: “redondeamiento” o reabsorción del cuello femoral, transformación a hueso esponjoso del hueso cortical, cambios en el grosor del hueso compacto, y desfuncionalización ósea por hiposolicitación de esfuerzos (*stress shielding*). También podemos identificar cambios debidos a inestabilidad protésica como son: migración de la prótesis, transformación esponjosa de los componentes corticales o atrofia del hueso, osteólisis y la aparición de líneas de radiolucencia entre la prótesis y el hueso. Cuando aparecen estas imágenes de radiolucencia (también llamadas líneas de interfase) debe sospecharse fuertemente que estamos ante la presencia de un aflojamiento del implante.

A propósito de las imágenes de interfase, la histología nos ha mostrado que hay diversos tipos de membranas de interfase y que estos cambios dependen del grado de estabilidad de las prótesis. Debe tenerse mucho cuidado en la interpretación de estas imágenes, ya que no siempre son un signo de inestabilidad, en muchas ocasiones se ha visto que persisten en un estado de estancamiento por mucho tiempo, por lo que, en contraste con la clínica y otros estudios de laboratorio deben interpretarse como una manifestación radiológica de estabilidad de tipo fibroso. En estos casos es imperativa una vigilancia estrecha programada.

Hay múltiples evidencias de que los cambios que se observan en las interfaces patológicas son generados principalmente por una reacción a cuerpo extraño, sobre todo por la presencia de desechos de desgaste polimérico, metálico o cerámico. Estos elementos promueven que el tejido que se forma como interfase en las prótesis inestables o flojas esté compuesto principalmente por tejido granulación, que es un potencial generador de sustancias proactivas que han podido ser demostradas en estudios *in vivo* e *in vitro*.

Se ha identificado sin lugar a dudas que la interacción de los macrófagos y de otras células, con las partículas de desgaste o con los productos de disolución metálica, incitan la liberación de agentes mediadores bioquímicos pro-inflamatorios y pro-resortivos óseos en la interfase implante-hueso. A estos agentes se les atribuye la responsabilidad de los cambios negativos del remodelamiento óseo y son la base teórica de la intervención farmacológica temprana contra estos mediadores bioquímicos indeseables.

El comportamiento general de la masa ósea periprotésica y los cambios en la densidad mineral del hueso que aloja una prótesis se están convirtiendo en una herramienta diagnóstica que eventualmente podría predecir tempranamente el inicio de un proceso de desestabilización de un vástago endoprotésico. Este punto se discutirá con mayor amplitud más adelante. A continuación se hará una corta mención acerca de los inconvenientes de las técnicas radiográficas para identificar cambios en el comportamiento metabólico del hueso.

Diversos autores han demostrado que el grado de pérdida de contenido mineral óseo no puede determinarse con exactitud con radiografías simples, ya que éstas sólo pueden determinar pérdidas mayores a 25-30%, debido a que las radiografías simples no proporcionan resultados cuantitativos y sólo ofrecen evaluaciones subjetivas, por lo que hay una dificultad intrínseca que dificulta obtener registros precisos en cuanto a la evolución de la densidad de los segmentos

que exploran. Desde hace mucho tiempo se ha demostrado que las radiografías simples tomadas a pacientes con prótesis de cadera en intervalos de algunos días o semanas, mostraron enormes variaciones cuando la evaluación la hicieron distintos observadores. Durante estas observaciones el porcentaje de error llegó a ser incluso hasta 50%. Sabemos que si se controlan algunas variables en estudios radiográficos se podría mejorar la precisión. Sin embargo, esto no es práctico en la mayoría de las situaciones clínicas.

Para mejorar la precisión y discriminación de las observaciones en radiografías simples se han desarrollado diversas escalas radioscópicas como el índice de Singh (*Figura 1*) y radiogramétricas como el índice cortical diafisario femoral en la *figura 2*.

No obstante, las escalas radioscópicas y radiogramétricas sólo pueden discriminar una respuesta ósea muy gruesa (comúnmente se reportan como presente/ausente o como índices numéricos), por lo que únicamente sirven para dar una estimación gruesa de los cambios observados, y no proporcionan una

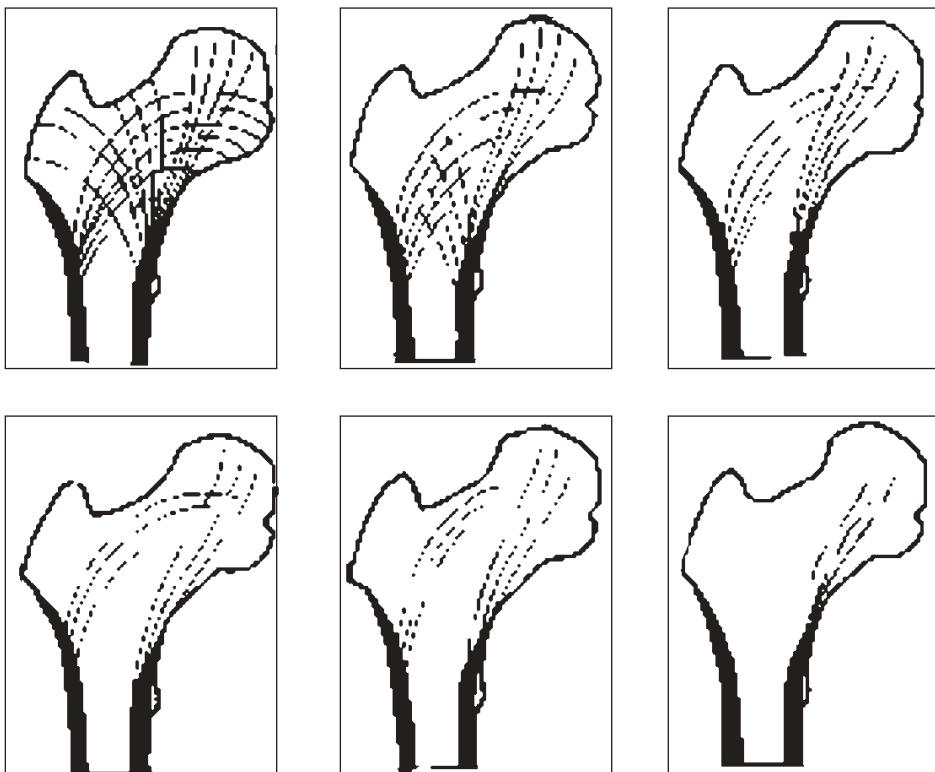


Figura 1. En esta figura se ilustra el índice de Singh, donde se estima el grado de trabeculación que existe en la radiografía problema. El aspecto normal se califica con 6 (arriba a la izquierda) y la osteoporosis grave con uno (abajo a la derecha).

medición cuantitativa de la densidad del hueso, por lo que es difícil determinar la respuesta individual de un grupo dado o bien de un segmento anatómico.

Para subsanar esta situación, actualmente contamos con recursos específicos para la medición de la densidad ósea.

DENSITOMETRÍA

La densitometría es un método de absorciometría con doble haz de rayos X de baja energía (*DXA=Dual Energy X-ray Absorptiometry*) que permite una evaluación cuantitativa de la densidad mineral ósea (DMO) en regiones específicas del cuerpo. En fechas recientes se han desarrollado métodos que permiten efectuar estas mediciones en presencia de endoprótesis de cadera. Actualmente se discute si las mediciones de la densidad mineral del hueso se puede correlacionar realmente con la resistencia ósea, pero por el momento es la mejor herramienta de evaluación con la que contamos para estos propósitos. La teoría para la utilización de este recurso en la identificación temprana de un proceso de desestabilización de un implante está basada en que antes de que aparezcan manifestaciones radiológicas francas es posible analizar en seguimientos a largo plazo la pérdida de contenido mineral óseo periprotésico, lo que significaría un signo muy temprano de inestabilidad.

Los implantes siguen por lo general una conducta densitométrica que consiste en una pérdida acelerada de la densidad mineral en los primeros seis meses, para después iniciar una lenta recuperación, que a los dos años no iguala los valores postquirúrgicos iniciales. En condiciones de estabilidad protésica, des-

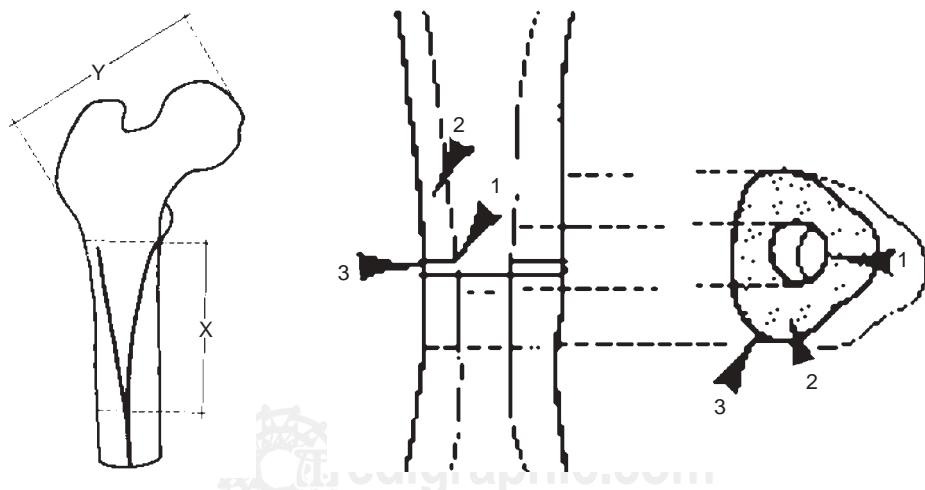


Figura 2. Para obtener el índice cortical diafisario femoral se suman los anchos de cada cortical ($a + b$) y se le divide entre el diámetro total de la diáfisis (c), a nivel del límite inferior de la región subtrocantérica (x). Índices mayores a 0.39 corresponden a una calificación de Singh igual o mayor a tres.

pués de dos años, no debe haber una pérdida del contenido mineral periprotésico, a menos que existan factores de riesgo que la precipiten. Si ocurre durante el seguimiento deberá investigarse la causa de la misma e intervenir preventivamente en contra de la progresión de esta alteración.

Marcadores bioquímicos de remodelamiento óseo e histopatología

Los marcadores bioquímicos de remodelamiento óseo, la biopsia ósea metabólica y la histomorfometría proporcionan una buena herramienta para investigar las enfermedades óseas que intervienen en la estabilidad de las prótesis. Sin embargo, existe una gran controversia en cuanto a su utilidad real como un estudio de rutina en la práctica clínica diaria. No obstante, en casos especiales es conveniente utilizar estos estudios, ya que significan una gran ayuda para el diagnóstico y seguimiento de la evolución de implantes ortopédicos, sobre todo cuando se sospecha de la presencia de enfermedades metabólicas óseas.

FACTORES DE RIESGO PARA AFLOJAMIENTO DE CAUSA MECÁNICA

Los factores de riesgo mecánico que pueden afectar la estabilidad y que se han aceptado por la mayoría de los autores son:

- 1) El grado de adaptabilidad geométrica entre implante y hueso (a mejor adaptabilidad mayor estabilidad).
- 2) La pérdida o conservación de la anatomía normal en los sitios a implantar la prótesis (por ejemplo: las caderas displásicas o con secuelas graves de traumas, tienen peor pronóstico que las que conservan la anatomía normal).
- 3) El peso del paciente (a mayor peso menor longevidad).
- 4) El tipo de actividad habitual del paciente (el uso “rudo” tiene mayor riesgo de falla que el “uso racional”).
- 5) El grado de alineación del implante.
- 6) El tipo de técnica y resultados de la cementación en caso de usarse esta forma de fijación.

FACTORES DE RIESGO PARA AFLOJAMIENTO DE CAUSA BIOLÓGICA

- 1) Grado de osteopenia: califica el estado que guarda el hueso con relación a su grado de desmineralización, sirve también para estimar el avance de enfermedades metabólicas óseas desmineralizantes y en forma indirecta la resistencia o fragilidad mecánica del hueso.
- 2) Edad y sexo: califican el riesgo potencial para desarrollar un proceso de pérdida de contenido mineral ocasionado por factores fisiológicos del envejecimiento.
- 3) Enfermedades y drogas que alteran el metabolismo óseo: califican el riesgo de sufrir alteraciones negativas en el metabolismo mineral ocasionadas por factores patológicos tales como enfermedades intercurrentes y/o medicamentos que afectan el recambio metabólico mineral normal en sus fases: resorptiva, de formación y remodelamiento.

Se sabe mucho acerca de los mecanismos de respuesta mecánica y biológica a los esfuerzos generados por una endoprótesis y de los mecanismos de aflojamiento aséptico, por lo que contamos con herramientas para determinarlo; sin embargo, es necesario “aterrizar” todo este conocimiento en propuestas prácticas que permitan establecer guías de identificación de riesgos, formas de actuación, así como estrategias y métodos de prevención ante el aflojamiento.

La premisa para que una prótesis pueda tener una estabilidad a largo plazo es que el hueso en el que se pretende implantar sea geométricamente compatible y metabólicamente sano; es decir, que tenga la potencialidad de responder a las demandas mecánicas y biológicas que le exigirá el implante durante su permanencia *“in situ”*. Por esto, es obligatorio estimar el riesgo de deterioro del hueso y su resultado: el aflojamiento aséptico. Lo anterior cobra mucha importancia cuando seleccionamos una forma de fijación en la que la mayor responsabilidad depende de factores biológicos, me refiero por supuesto a los sistemas que se fijan sin cemento, para lo cual se proponen los siguientes *tips*:

TIPS PARA SELECCIÓN DE CEMENTO/NO CEMENTO EN FUNCIÓN DE FACTORES DE RIESGO DE AFLOJAMIENTO ASÉPTICO

1) Factores de riesgo mecánico

a) Adaptabilidad geométrica.

Usted debe calificar la conciliación entre los atributos endósticos del somatotipo femoral y la plantilla de la prótesis. Este factor debe considerarse como el de mayor peso en la escala de evaluación, ya que la adaptabilidad exacta endóstica del implante y de sus centros de rotación son directamente proporcionales a la estabilidad mecánica y debe recordarse que ésta es el cimiento de la estabilidad biológica. Para la selección de un sistema no cementado es forzoso que las zonas 2, 6 y 7 de Gruen tengan la mayor conciliación geométrica posible.

A mayor adaptabilidad inclínese por sistemas no cementados.

b) Peso del paciente

Hay controversias, pero no hay evidencias claras de que el peso del paciente influya *como factor aislado* en la longevidad del implante. Para seleccionar el método de fijación en pacientes con sobrepeso u obesidad analice la interrelación de este factor con otros factores de riesgos mecánicos y biológicos.

c) Actividad del paciente

La actividad del paciente (uso “rudo” o “leve” de la prótesis) puede; bajo ciertas circunstancias, ocupar un cierto peso en la selección del método de fijación. Para tomar una decisión debe considerar fuertemente si la técnica de cementado y el implante que usará son capaces de proporcionar (especialmente el cemento) la resistencia mecánica necesaria a largo plazo del implante y si la capacidad de remodelamiento óseo presente y futura son lo suficientemente satisfactorias para obtener la estabilidad biológica a largo plazo.

Cuadro II. Tabla de puntuación para estimar riesgo de aflojamiento en ATC.

Riesgo mecánico		Puntuación
Parámetro		
Adaptabilidad endóstica	No hay espacio	0
	Espacio > a 2 mm	2 por cada zona
Adaptabilidad de C de R	Exacta	0
	≤ a 6 mm	1
	> de 6 mm	2
Tribología		
Par cerámica-cerámica		0
Par metal-metal		0
Par polietileno-cerámica		1
Par polietileno-metal		2
Peso		
Índice de Quetelet ≤ de 29.9		0
Índice de Quetelet mayor a 30		2
Alineación del implante		
Posición central del vástago		0
Varo del vástago > de 15°		2
Inclinación acetabular < de 45°		0
Inclinación acetabular > de 45°		2
Calidad del cementado		
Utilización de técnica moderna		0
Utilización de técnica antigua		2
Riesgo biológico		
Diagnóstico		
Coxartrosis		0
Fractura		1
Artritis reumatoide y similares		2
Osteólisis o radiolucencia		
Sin osteólisis ni migración		0
Con osteólisis sin migración		1
Con osteólisis y migración		2
Sin radiolucencia ni migración		0
Con radiolucencia sin migración		1
Con radiolucencia y migración		2
Grado de osteopenia		
Singh	Radiogrametría	Densitometría
≤ 3	≤ 0.39	Score T 0 ó < 2.4
> 4	> 0.40	Score T > 2.5
Edad y sexo		
Mujeres	Hombres	
> de 50 años	> de 65 años	0
< de 50 años	< de 65 años	2
Enfermedades intercurrentes		Sumar un punto por cada enfermedad identificada
Drogas o toxicomanías		Sumar un punto por cada droga suministrada
		10
		10

d) Tribología.

Sabemos que el uso del par polietileno-metal establece mayores riesgos de aflojamiento que los pares metal-metal o cerámica-cerámica. Por lo que debe establecerse como de mayor riesgo de aflojamiento el uso de tribologías polietileno-metal.

e) Alineamiento del implante

Ya se sabe que los implantes colocados con malposicionamiento o alineación defectuosa son más proclives al aflojamiento que los implantes bien alineados.

f) Calidad del cementado

La utilización de técnicas modernas de cementado ha proporcionado un parteaguas en la longevidad de los implantes. Es aceptado por consenso que el pronóstico de falla a largo plazo se ve influenciada por el tipo de técnica de cementado utilizado. No debemos soslayar que no sólo la técnica de cementado influye en la resistencia del cemento a los esfuerzos, sino que los defectos (burbujas, espacios, grosor, ausencia, etc.) en el mismo, son una parte muy importante a considerar.

2) Factores de riesgo biológico

a) Grado de osteopenia en el momento de cirugía y su pronóstico futuro

Califique el estado de la calidad ósea y el grado de resistencia o fragilidad mecánica ósea.

b) Edad y sexo

Califique el riesgo de desmineralización por alteraciones en el recambio metabólico mineral óseo fisiológico relacionados con la edad y el sexo.

c) Enfermedades y drogas que causan alteraciones en el recambio metabólico mineral óseo

Califique el riesgo de desmineralización por alteraciones en el recambio metabólico mineral óseo ocasionadas por factores patológicos.

Con los datos mencionados y de acuerdo al cuadro II, la recomendación es usar sistemas **no cementados** con puntuaciones **iguales o mayores a 15 ± 2 puntos** y usar **cemento** en calificaciones **menores a 14 ± 2 puntos**.

BIBLIOGRAFÍA

1. Lucht U. The Danish Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand* 2000; 71(5): 433-439.
2. Lindahl H, Malchau H, Herberts P, Garellick G. Periprosthetic femoral fractures classification and demographics of 1,049 periprosthetic femoral fractures from the Swedish National Hip Arthroplasty Register. *J Arthroplasty* 2005; 20(7): 857-865.
3. Gómez GF. *Artroplastia total de cadera*. Capítulos I y II, Ed. McGraw-Hill.

