

Antonio Torres Campos

Integración de aloinjerto óseo
triturado en cirugía de revisión
acetabular: estudio clínico y
radiológico

Departamento
Cirugía, Ginecología y Obstetricia

Director/es
Albareda Albareda, Jorge
Seral García, Begoña Belén

<http://zaguan.unizar.es/collection/Tesis>

© Universidad de Zaragoza
Servicio de Publicaciones

ISSN 2254-7606



Universidad
Zaragoza

Tesis Doctoral

INTEGRACIÓN DE ALOINJERTO ÓSEO
TRITURADO EN CIRUGÍA DE REVISIÓN
ACETABULAR: ESTUDIO CLÍNICO Y
RADIOLÓGICO

Autor

Antonio Torres Campos

Director/es

Albareda Albareda, Jorge
Seral García, Begoña Belén

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA

Cirugía, Ginecología y Obstetricia

2015

Tesis Doctoral



Antonio Torres Campos

**Integración de aloinjerto óseo triturado
en cirugía de revisión acetabular:
Estudio Clínico y Radiológico**

Directores: Dr. Jorge Albareda Albareda y Dra. Begoña Belen Seral García

Facultad de Medicina. Departamento de Cirugía Obstetricia y Ginecología



D. Jorge Albareda Albareda, Doctor en Medicina y Cirugía, Profesor Asociado Médico del Departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina de Zaragoza y Jefe de Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Clínico Universitario “Lozano Blesa” de Zaragoza certifica que:

D. Antonio Torres Campos ha realizado bajo su dirección trabajos de investigación sobre la cirugía de revisión de cadera en pacientes tratados en el Hospital Clínico Universitario. Dichos trabajos han dado unos resultados que convenientemente discutidos han llevado a conclusiones originales. Todo ello posee un enorme interés clínico y científico, siendo una patología de gran impacto en la sociedad.

Todo el conjunto del estudio reúne las características para ser presentado como Tesis Doctoral para su valoración.

Fdo. D. Jorge Albareda Albareda
En Zaragoza, a 10 de Mayo de 2015



Dña. Belén Seral García, Doctora en Medicina y Cirugía, Profesora Asociada Médico del Departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina de Zaragoza y Facultativo Especialista de Área de Traumatología del Hospital Clínico Universitario “Lozano Blesa” de Zaragoza certifica que:

D. Antonio Torres Campos ha realizado bajo su dirección trabajos de investigación sobre la cirugía de revisión de cadera en pacientes tratados en el Hospital Clínico Universitario. Dichos trabajos han dado unos resultados que convenientemente discutidos han llevado a conclusiones originales. Todo ello posee un enorme interés clínico y científico, siendo una patología de gran impacto en la sociedad.

Todo el conjunto del estudio reúne las características para ser presentado como Tesis Doctoral para su valoración.

Fdo. Dña. Belen Seral García
En Zaragoza, a 10 de Mayo de 2015



*A mis padres, por haberme
hecho llegar hasta aquí.*

Índice

1. Justificación e importancia del estudio	19
2. Introducción	25
2.1 Aloiinjertos óseos y cirugía ortopédica	27
2.1.1 Propiedades de los injertos óseos	27
2.1.2 Tipos de sustitutos óseos	30
2.1.3 Aloiinjertos óseos	35
2.1.3.1 Introducción	35
2.1.3.2 Bancos de hueso	36
2.1.3.3 Aloiinjertos en fresco, esterilización	37
2.1.3.4 Conservación del injerto	39
2.1.3.5 Biología del injerto óseo, procesos de incorporación	41
2.2 Integración de aloinjertos óseos y cirugía de revisión acetabular.	57
2.3 Clasificación de los defectos óseos acetabulares	61
2.3.1 Clasificación de la AAOS	61
2.3.2 Clasificación de Paprosky	62
2.3.3 Clasificación de Engh Y Glassman	65
2.3.4 Clasificación de Gross y colaboradores	66
2.3.5 Clasificación de Saleh	67
2.3.6 Clasificación de Gustilo	68
2.4 Manejo de la pérdida ósea acetabular en cirugía de revisión	71
2.4.1 Revisión Histórica, la preocupación por el aflojamiento de los implantes y la osteolisis secundaria	71
2.4.1. 2 Aspectos Generales de la Cirugía de Revisión Acetabular	74
2.4.2 Manejo de Defectos	77
2.4.2.1 Defectos tipo I de Paprosky	77
2.4.2.2 Defectos tipo II de Paprosky	79
2.4.2.2 Defectos tipo III de Paprosky	81
2.4.3 Anillos de reconstrucción, antiprotusivos y revisión acetabular.	87
2.4.3.1 El anillo de Burch-Schneider	89
2.4.4 Postoperatorio	92
3. Hipótesis de Trabajo y objetivos	95
4. Material y métodos	99
4.1 Material	101
4.2 Métodos	102
5. Resultados	123
5.1 Descripción de la muestra	125
5.2 Recambio Protésico	131
5.3 Seguimiento Clínico	139
5.4 Función-Resultado Clínico	148
5.5 Complicaciones y valoración de dependencia	151
5.6 Factores distractores	153
5.7 Supervivencia- Mortalidad de la Serie	153
5.8 Contraste de Hipótesis	157
5.8.1 Influencia de la edad y sexo en el proceso de	157

integración	
5.8.2 Influencia del defecto inicial	158
5.8.3 Volumen del Injerto e integración	159
5.8.4 Relación carga precoz e integración	160
5.8.5 Secuencia Temporal de la integración	161
5.8.6 Relación integración y movilización del implante	163
5.8.7 Relación número de tornillos y movilización del implante	163
5.8.8 Relación integración - Resultado Clínico:	164
5.8.9 Relación defecto-supervivencia del anillo	165
5.8.10 Relación integración Supervivencia	165
5.8.11 Relación restauración del centro de rotación y resultado clínico.	166
5.8.12 Relación Defecto-Resultado Clínico	167
5.8.13 Relación Dependencia- Resultado Clínico	167
5.8.14 Influencia de la Edad, el Sexo y el número de diagnósticos previos en el grado de Dependencia.	168
6. Discusión	169
6.1 Discusión sobre el tamaño y características de la muestra	173
6.2 Discusión sobre el defecto y el tipo de implante empleado	175
6.3 Discusión sobre el seguimiento	178
6.4 Discusión sobre el proceso de integración	178
6.5 Discusión sobre la influencia de la edad, sexo, el defecto, el volumen o la carga precoz en el proceso de integración	182
6.6 Discusión sobre el empleo de Rx y TAC en la valoración del proceso de incorporación	184
6.7 Discusión sobre la migración de los implantes:	186
6.8 Discusión sobre el Resultado Clínico y los factores asociados.	188
6.9 Discusión sobre la supervivencia del anillo	190
6.10 Discusión sobre la mortalidad de la serie	191
6.11 Discusión sobre la dependencia y su relación con el resultado funcional	192
7. Conclusiones	193
8. Anexos	197
8.1 Anexo I	199
8.2 Conflicto de Intereses	201
8.3 Atribución imágenes con licencia	201
8.4 Agradecimientos	203
9. Bibliografía	205

Índice de Figuras

Figura 1. Teoría de Frost	28
Figura 2. Autoinjerto de cresta Iliaca	30
Figura 3. Autoclave	39
Figura 4. Aloinjerto sumergido en solución salina.	42
Figura 5 y 6 : Biopsia tras aloinjerto óseo, Se muestra una infiltración fibrosa con granulomas a cuerpo extraño.	45
Figura 7. Imagen Histológica, Hematoxilina Eosina. Osificación endocondral	48
Figura 8. Cortes histológicos de la penetración vascular e incorporación. Hematoxilina Eosina.	51
Figura 9. Definiciones de Deakin	54
Figura 10. Clasificación de AAOS	62
Figura 11. Clasificación de Paprosky	63
Figura 12. Componentes de los criterios radiográficos de la Clasificación de Paprosky.	65
Figura 13. Clasificación de Gross y cols.	67
Figura 14. Algoritmo de tratamiento del defecto óseo. Elaboración propia a partir de Cuckler y cols	73
Figura 15. Cotilo Hemisférico No Cementado.	78
Figura 16. Defecto Tipo IIIA. Paciente de nuestra serie	85
Figura 17. Manejo de los defectos acetabulares en la cirugía de revisión.	86
Figura 18. Evolución del anillo de Burch-Schneider desde el prototipo de 1974 hasta el actual modelo de 2005 (Zimmer, Bradshaw)	90
Figura 19. Zonas del anillo Antiprotusivo y estructuras en peligro	91
Figura 20. Retirada del Implante primario Movilizado	106
Figura 21. Limpieza del lecho Acetabular	106
Figura 22. Lecho acetabular preparado para la colocación de anillo	107
Figura 23 Colocación del anillo atornillado	107
Figura 24 Reproducción del Método de Ranawat en un paciente de la Serie	109
Figura 25. Diagrama de reconstrucción en el que se establecen los parámetros de migración posibles	110
Figura 26. Proceso de Medición con el programa informático AUTOCAD®	111
Figura 27 y 28. Capturas del proceso habitual de medición radiológica.	112
Figura 29. Calcificaciones según Brooker	113
Figura 30 Clasificación de Gie de incorporación de injertos	114
Figura 31. Defectos óseos radiográficos en dos pacientes de la muestra	132
Figura 32. Defecto tipo IIIB con protrusión central y ascenso superior a 2 cm, Arteriografía en la que se observa la íntima relación entre la vascularización y el implante primario.	132
Figura 33 y 34: Piezas obtenidas la paciente del caso de la figura 31 B en el que se objetiva rotura del implante y polietileno con pulido de los bordes.	133
Figura 35. Rx PO paciente 51 de la serie	140
Figura 36. Rx 6m Paciente 42 serie, GIE II/III	140
Figura 37. Rx al año Paciente 42, GIE III	141
Figura 38. Evolución paciente nº 50.	141
Figura 39. TAC PO y a los 6 meses paciente 18	142
Figura 40. Imagen TAC a los 6 meses paciente 17	143
Figura 41. TAC 6 meses y un año paciente 61.	143
Figura 42. TAC al año en paciente con adsorción parcial del injerto, sin signos de movilización.	144
Figura 43. Osificaciones heterotópicas según Brooker en 3 pacientes de la serie	

Figura 44. Complicaciones de la Serie. luxación paciente 33	151
Figura 45. Complicaciones de la Serie. Fractura Periprotésica VANCOUVER B2 Paciente 53	152
Figura 46. Evolución Temporal Paciente 43.	163

Índice de Tablas

Tabla 1. Clasificación de los materiales empleados como injerto óseo.	33
Tabla 2. Propiedades de sustitutos óseos	36
Tabla 3. Cribaje Serológico de hueso donante	41
Tabla 4. Fases de la integración del injerto óseo	46
Tabla 5. Factores determinantes durante la primera fase de la integración	48
Tabla 6. Clasificación de Gie	53
Tabla 7. Definiciones de Deakin	54
Tabla 8. Tasas de incorporación y nivel de infección según autores	59
Tabla 9. Clasificación de Paprosky	64
Tabla 10. Clasificación de Engh y Glassman	66
Tabla 11. Clasificación de Gross y cols	67
Tabla 12. Clasificación de Saleh	68
Tabla 13. Clasificación de Gustilo	68
Tabla 14. Tipos de Clasificaciones y su utilidad	69
Tabla 15. Comparación entre los diversos sistemas de clasificación de defecto acetabular	70
Tabla 16. Tipos de fijación en la cirugía de revisión	76
Tabla 17. Ventajas e inconvenientes de los diferentes anillos de Reconstrucción	88
Tabla 18. Comparación de Varios estudios publicados sobre el empleo de Anillo de Burch-Schneider asociado a injerto	93
Tabla 19. Escala de Merlè- D'aubigné-Postel	117
Tabla 20. Escala de Barthel	118
Tabla 21. Índice de dependencia de Barthel	119
Tabla 23. Vástagos iniciales	128
Tabla 23. Escala de Merlè D'aubigné Preoperatoria	131
Tabla 24. Offset implante definitivo	136
Tabla 25. Complicaciones en postoperatorio de los pacientes	137
Tabla 26. Variación de distancias según método de Peters.	146
Tabla 27. Análisis de la escala de Merlé Pre y Postoperatorio	150
Tabla 28. Tabla de Supervivencia	154
Tabla 29. Mediana y media de Supervivencia	155
Tabla 30. Distribución de defectos/integración y grado de significación.	159
Tabla 31. Evolución Temporal Escala de Gie	162
Tabla 32. Significación Integración /resultado funcional.	165

Índice de Gráficas

Gráfica 1. Evolución del empleo de Aloinjerto en EEUU	35
Gráfica 2. Serie temporal de recambios de nuestra serie	125
Gráfica 3. Distribución por sexos	125
Gráfica 4. Causa de Artroplastia Primaria	126
Gráfica 5. Implantes Acetabulares Primarios	127
Gráfica 6. Diagrama de Caja relacionando EDAD con tipo de implante	127
Gráfica 7. Supervivencia del implante acetabular Primario	129
Gráfica 8. Diagrama implante primario/supervivencia	129
Gráfica 9. Tipo de defectos encontrados en los pacientes de la serie	134
Gráfica 10. Evolución del Tipo de defectos en la serie temporal	134
Gráfica 11. Disposición de anillo /tamaño inserto	135
Gráfica 12. Carga en postoperatorio	138
Gráfica 13. Seguimiento en meses	139
Gráfica 14. Evolución de la escala de Gie en nuestra serie	145
Gráfica 15. Escala de Merlé D'aubigné Postel final.	149
Gráfica 16. Comparativa Merlé pre y postoperatorio.	150
Gráfica 17. Escala de Dependencia pre y postoperatoria	152
Gráfica 18. Curva de supervivencia de Kaplan-Meier	156
Gráfica 19. Curva de Supervivencia/Mortalidad	157
Gráfica 20. Relación de la edad /integración	158
Gráfica 21. Relación Defecto carga precoz	160
Gráfica 22. Relación Carga/integración	161
Gráfica 23. Evolución Temporal Escala de Gie	162
Gráfica 24 Relación Merlé/Integración	164
Gráfica 25. Relación resultado funcional con restauración del centro de rotación	166
Gráfica 26. Defecto/resultado funcional.	167
Gráfica 27. Influencia del Sexo en el Índice de dependencia	168

Abreviaturas

MOD: Matriz Ósea desmineralizada

HA: Hidroxiapatita

Si: Silicona

FTC- β : fosfato tricálcico beta

C: Grados Centígrados

BSTA: Banco de Sangre y Tejidos de Aragón

VIH: Virus de Inmunodeficiencia Humana

VHB: Virus de Hepatitis B

VHC: Virus de Hepatitis C

HTLV: Virus Linfotrópico de células T humanas

cc: Centímetros cúbicos

PO: Postoperatorio

PT: Paciente

TAC: Tomografía Axial Computerizada

RNM: Resonancia Magnética Nuclear

AAOS: Asociación Americana de Cirugía Ortopédica

PTFE: Politetrafluoretileno

HCU: Hospital Clínico Universitario

IB: Índice de Barthel

NAC: Necrosis Avascular

OR: Odds Ratio

IMC: Índice de Masa Corporal

BS: Burch-Schneider

MT: Metal Trabecular

1

Justificación e importancia del Estudio

Justificación e importancia del estudio

El aumento de la esperanza de vida de la población está produciendo un incremento del número de recambios protésicos y se prevé un crecimiento progresivo¹. En la mayoría de las ocasiones el fracaso de la cirugía primaria es debido a un aflojamiento aséptico de los componentes, siendo menos común la movilización por procesos infecciosos, inestabilidad o fracturas periprotésicas². La revisión de la artroplastia de cadera supone un aumento de la complejidad de la cirugía si tenemos en cuenta el defecto óseo asociado, sobre todo a nivel acetabular y la baja calidad del hueso pélvico remanente en pacientes generalmente ancianos.

Se han descrito numerosos métodos para el manejo de defectos óseos grandes y masivos. Algunos incluyen materiales para suplementar la deficiencia de "stock" óseo en la revisión acetabular. Así podemos encontrar revisiones con cotilos gigantes u oblongos, hemiartroplastias bipolares, injertos óseos impactados, aloinjertos estructurales masivos, metal trabecular o anillos de reconstrucción acetabular³⁻⁵. El grado de deficiencia ósea y el grado de contacto entre el hueso huésped-implante es el principio fundamental para valorar la técnica a seguir y nos garantizará un buen resultado de la revisión⁶.

Una revisión sistemática de la literatura indica que es posible reconstruir los defectos óseos del cotilo empleando aloinjerto triturado en forma de chips. El objetivo es doble, intentar restaurar el "stock" óseo acetabular y facilitar futuras revisiones, sobre todo, en aquellos pacientes en los que se ha realizado la artroplastia primaria de forma precoz.

A pesar de su uso generalizado, los procesos de incorporación del aloinjerto óseo han sido investigados sólo en las últimas décadas⁷⁻⁹. La capacidad biológica de los injertos óseos viene determinada por la presencia

de células vivas y la posibilidad de producir mediadores (capacidad inherente), es decir, su capacidad para inducir a tejidos circundantes y, secundariamente de sostener el tejido que produce el huésped (capacidad mecánica)¹⁰. En general, los procesos que se ven envueltos en la incorporación de los aloinjertos cualitativamente son similares a los que ocurrirían en un injerto no vascularizado autólogo¹¹, sin embargo son más lentos y progresivos e incluyen un proceso inflamatorio variable que puede ser atribuido a la respuesta inmunitaria que desencadena el huésped frente al tejido de donante.

Las teorías sobre el verdadero papel del aloinjerto óseo han planteado controversias en la literatura sobre si presentan un papel puramente conductor o pueden ser el origen de células osteoformadoras^{11,12}. ¿Existen en estos injertos células viables mesenquimales que por su escaso grado de diferenciación biológica pueden convertirse en precursoras de células osteoformadoras?. Los procesos de integración son variables y se pueden ver afectados por el entorno del injerto. La inestabilidad mecánica puede inducir fibrosis en la interfaz, y todos aquellos elementos que puedan mermar o anular el proceso inflamatorio son los principales reguladores de la integración. También han sido descritos otros factores inhibidores del proceso como un lecho óseo deficiente y mal vascularizado, deficiencia de factores progenitores de endotelio o lecho con escasas células madre, infecciones previas, inmunosupresión, radiaciones previas, e incluso la nicotina pueden inducir una integración deficiente sobre todo mediada por la mala respuesta de la inflamación con respecto al proceso que se pretende conseguir. Un proceso de integración correcta daría lugar a una mayor estabilidad de los implantes y por lo tanto a unos resultados más predecibles de la cirugía de revisión acetabular.

En un intento de mejorar la estabilidad biomecánica de la revisión del componente acetabular en un lecho deficiente surgieron los anillos de refuerzo¹³⁻¹⁴. Estos implantes presentan un efecto protector sobre los injertos óseos mejorando su incorporación al disminuir las tensiones a las que se ven forzados y distribuyendo las cargas hacia la periferia¹⁵. Se consideran imprescindibles cuando la superficie de injerto es superior al 50 % de la zona de apoyo de los implantes. En estos casos es preciso el empleo de anillos que presenten un anclaje a nivel iliaco, mediante un gancho o incluso atornillados.

Aunque su uso ha disminuido, se han descrito muy buenos resultados con el empleo de estos implantes en series a largo plazo¹⁶⁻¹⁷.

Dada nuestra experiencia en recambios acetabulares empleando aloinjerto de banco en forma de "chips" de esponjosa triturada, las consecuencias de la incorporación en la supervivencia y resultados de la cirugía, hemos considerado la realización de un estudio siguiendo esta línea de investigación.

2

Introducción

2. Introducción

2.1 Materiales de sustitución Ósea y Cirugía Ortopédica

A medida que crece la complejidad de la cirugía ortopédica en los procesos de reconstrucción se está imponiendo el empleo de tejidos procedentes de donante humano, con amplia disponibilidad en la actualidad gracias a la existencia de los bancos de tejidos. Aunque por sus propiedades biológicas siempre es preferible utilizar hueso del propio enfermo (autólogo), en muchas ocasiones esto no es posible y es ahí donde entra en juego el empleo del aloinjerto óseo¹⁸. La idea es conseguir en el lecho del defecto una cobertura que nos permita conseguir una estabilidad mecánica de los implantes y así, impedir el fracaso precoz de los mismos.

2.1.1 Propiedades potenciales de los sustitutos óseos:

a) Osteogénesis:

Se define osteogénesis como formación de nuevo hueso sin indicación del origen celular. Suele hacer referencia sólo a autoinjertos no tratados. El origen del hueso neoformado puede ser tanto el injerto como las propias células del huésped. Debido a su mayor superficie hay que tener en cuenta que el hueso esponjoso tiene una mayor capacidad de osteogénesis que el hueso cortical. Según la teoría de Frost, cualquier tipo de agresión induciría la sensibilización de una serie de células que apoyadas por diversos tipos de

factores de crecimiento inducirían la transformación de células pluripotenciales en osteoblastos^{19,20}.

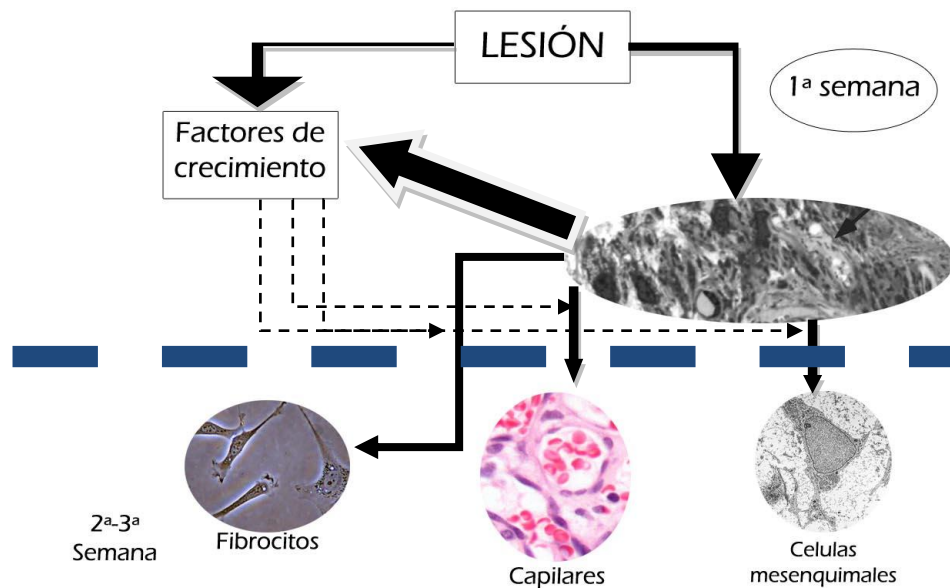


Figura 1. Osteoinducción según la teoría de Frost (Elaboración propia a partir de⁵², imágenes Wikimedia Commons, no sujetas a derechos de autor).

La osteogénesis es un proceso que se puede inducir de forma externa. Un ejemplo de ello sería la utilización de cristales de fosfato octacálcico como adyuvantes. Históricamente se ha precognizado que el aloinjerto no poseía ninguna propiedad osteogénica una vez tratado. En este sentido, han aparecido algunos estudios que si han demostrado la existencia en aloinjerto congelado de células mesenquimales pluripotenciales lo cual determinaría capacidad osteogénica.

Así mismo, se está estudiando en otros biomateriales lo que abre la puerta para asociar esta característica a otros tipos de sustitutos óseos, incluidos los aloinjertos^{21,22}.

b) Osteoinducción:

Se define osteoinducción como el reclutamiento de células mesenquimales que pueden diferenciarse a formadoras de cartílago o hueso. La osteoinducción mediada por factores del injerto es escasa en injertos mineralizados y muy importante en los no mineralizados.

La matriz ósea contiene diversas proteínas morfogenéticas, factor transformante B, factores similares a insulina I y II, factores de crecimiento fibroblástico ácido y básico, factor de crecimiento derivado de plaquetas, interleucinas, factores estimuladores de colonias de granulocitos y de granulocitos-macrófagos, etc., las cuales inducen la diferenciación de las células mesenquimales en formadoras de hueso. En los procesos de osteoinducción tiene mucha importancia el lecho en el que se coloca el injerto ya que debe reclutar células del huésped.

Recientemente, ha sido descrita para los aloinjertos óseos esterilizados y conservados e incluso para diversos biomateriales como el titanio²³.

c) Osteoconducción:

La osteoconducción es el proceso tridimensional de crecimiento de brotes vasculares, tejido perivascular y células osteoprogenitoras desde el lecho del receptor al interior del injerto. Puede ocurrir pasivamente sin participación del injerto, sigue un patrón ordenado en función de los patrones vasculares, el ambiente mecánico y los biomateriales asociados. Es el proceso más frecuente en hueso cortical.

La mayoría de los biomateriales, hidroxiapatitas, cerámicas, etc., se consideran fundamentalmente osteoconductores.

2.1.2 Tipos de sustitutos óseos:

a) Autoinjerto:

El autoinjerto es aquel injerto óseo que procede del propio paciente. Debido a ello son generalmente escasos y sólo se pueden usar en casos en los que existan defectos pequeños. Se suelen obtener de cresta iliaca en forma de "chips" de esponjosa. Por sus características se consideran osteogénicos, osteoinductores y osteoconductores.

Son el patrón oro de los sustitutos óseos. Generalmente, se obtienen de cresta iliaca contralateral al defecto, aunque pueden obtenerse de otras localizaciones en función del defecto (olecranon, radio distal...). Desde el punto de vista biológico, presentan la ventaja de ser fuertemente osteogénicos, revascularizables y de sufrir procesos de integración rápidos y con leve necrosis. Sin embargo, también presentan limitaciones, de ellas la más importante es la morbilidad relativa de la zona donante, con riesgo potencialmente objetivo de dolor residual, anestesia/parestesias en región anterior del muslo, las infecciones y en menor medida los cuadros de meralgia parestésica, herniación muscular, subluxación de caderas, etc.

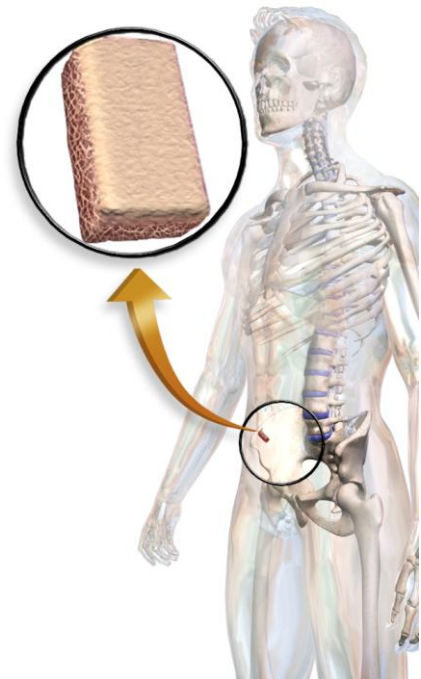


Figura 2. Injerto tomado de cresta iliaca, Wikimedia Commons, licencia libre.

No podemos olvidar, la escasez del injerto disponible, así como la pequeña capacidad que tienen estos injertos para actuar como soporte mecánico, lo cual supone una limitación cuando el empleo de injerto es el de reconstruir de forma estructural (como en algunas cirugías de revisión del

acetábulo). Se acepta que para su uso los defectos deben ser menores de 6 cm³ y sobre un lecho bien vascularizado y no infectado²⁴.

b) Aloinjertos:

El aloinjerto es un injerto óseo procedente de donante de la misma especie. Pueden ser muy abundantes, pero son muy caros. Su principal ventaja es que pueden emplearse de forma estructural o simplemente como relleno, en forma de esponjosa triturada, de diferentes tamaños, corticoesponjosos, corticales, congelados, liofilizados o con diversos tratamientos preimplante. Los procesos de esterilización y control de enfermedades transmisibles pueden limitar sus características biológicas, aunque en general, se consideran osteoconductores. Algunos estudios les dan capacidad osteoinductora⁹. Desde el punto de vista inmunológico se consideran inmunogénicos aunque no desarrollan procesos de rechazo como otros tejidos vivos, por lo que no es necesaria la inmunosupresión. En general se considera que la limitación de sus aplicaciones se debe fundamentalmente a la seguridad en su empleo como factor más crucial.

c) Heteroinjerto o Xenoinjerto:

El heteroinjerto es aquel injerto óseo procedente de otra especie. Por su agresividad inmunológica, que llega a producir rechazo del mismo, se descartaron para su empleo en la cirugía ortopédica. Además se han relacionado con la posible transmisión de priones responsables de la encefalopatía espongiforme bovina²⁵. Actualmente no se emplean en la práctica habitual.

d) Sustitutos óseos sintéticos:

Se considera sustituto óseo a cualquier material que presente características potenciales de osteoconducción y/u osteoinducción, además de

ser biocompatible, bioreabsorbible, de estructura general similar al hueso, de empleo sencillo, accesible y barato²⁶. Su uso se amplía anualmente, sobre todo debido a su gran disponibilidad, facilidad para la esterilización y almacenaje. A pesar de ello su labor biológica es muy variable y casi siempre basada en la osteoconducción. Al estar desprovistos de capacidad como soporte mecánico estructural su empleo se encuentra muy limitado para grandes defectos.

Es un grupo muy amplio de materiales que incluyen:

- Biomateriales: Matriz ósea desmineralizada (MOD) o asociada a colágeno, que se considera un transportador potencial para proteínas morfogénicas.
- Materiales sintéticos: entre los que encontramos cerámicas e hidroxiapatitas derivadas de coral, cerámicas y vidrios bioactivos, cementos bioactivos entre otros.
 - Las cerámicas son compuestos inorgánicos formados por elementos metálicos y no metálicos que se unen con enlaces covalentes, que incluyen Hidroxiapatita (HA), fosfato tricálcico beta (FTC- β) y otras como Silicona (Si)²⁷.

Las últimas investigaciones se basan en el empleo de matrices biocompatibles con proteínas osteoinductoras, cuyos resultados preliminares están siendo muy prometedores, aunque no aportan soporte estructural y pueden tener potencial inmunogénico lo que puede limitar su uso²⁷.

Se considera que de forma ideal los biomateriales deberían apoyar la migración celular, proliferación, interaccionar con células y tejidos y generar reparación y regeneración del tejido óseo. En un estudio comparativo sobre 6 tipos de biomateriales empleados incluyendo compuestos de hidroxiapatita, de fosfato tricálcico, cerámicas y aloinjerto de esponjosa procesado concluían que el aloinjerto procesado presentaba una mayor bioactividad por la estructura de

su matriz a pesar de no contener proteínas osteoinductivas ni células osteogénicas²⁸.

Clasificación de los injertos y materiales óseos
Autoinjertos
Aspirado de médula o procesado de células osteogénicas Autoinjerto esponjoso Injerto no vascularizado de cortical Injerto vascularizado
Aloinjerto
De cortical, esponjosa u osteocondral Conservación; En fresco, congelado, desmineralizado, frio seco Esterilización mediante irradiación, oxido de etileno o autoclave Presentación: Polvo, partículas, gel, "chips", pasta, masivos
Materiales sintéticos
Bloques o gránulos osteoconductivos (HA, Si, FTC...) Cementos osteoconductivos (HA, FTC...) Proteínas osteoinductivas (OP-1, Op-7...) Composite

Tabla 1. Clasificación de los materiales empleados como injerto óseo. Elaboración propia

Las recomendaciones generales en el empleo en defectos óseos para cirugía de revisión se basan en la utilización de aquellos sustitutos óseos que presenten una estabilidad inicial suficientemente fuerte como para soportar las fuerzas que se generen sobre los implantes, biocompatibilidad en estudios en vivo, seguridad en la fase de reabsorción y neoformación ósea y resultados clínicos probados a largo plazo en comparación con auto o aloinjerto²⁹.

Propiedades de Sustitutos óseos							
Material	Osteocond.	Osteoind.	Células progenitoras	Immunog.	Morbilidad donante	Resistencia inmediata	Tasa Abs/remod.
Autoinjert esponjosa	++++	++	+++	-	+	-	+++
Autoinjert cortical	+	+/-	+/-	-	+	++	++
Aloinjerto fresco	+	+/-	-	++	-	++	+
Aloinjerto Congelad	+	+/-	-	+	-	++	-
Aloinjerto liofilizado	+	+/-	-	-	-	+/-	-
DBM	+	++	-	-	-	-	-
BMPS	-	++++	-	-	-	-	-
Médula ósea	-	+/-	++	-	-	-	-
Cerámica Sola	++	-	-	-	-	-	-
Cerámica con médula ósea	++	+/-	++	-	-	-	-
Xenoinjert	++	-	-	+++	-	+/-	-

Tabla 2. Propiedades de sustitutos óseos^{30,31}

2.1.3 Aloinjertos óseos:

2.1.3.1 Introducción:

Se calcula que sólo en EEUU se emplearon entre 150.000 y 200.000 aloinjertos óseos al año en la década de los 90 constituyendo el tejido más frecuentemente utilizado en la práctica médica y quirúrgica^{18,32} y el segundo trasplante alogénico tras la sangre. Datos más recientes hablan de 350.000 implantes musculo esqueléticos sólo en 2006³³. Dada su facilidad de acceso y disponibilidad su empleo se ha multiplicado por 15 en la última década²⁷.

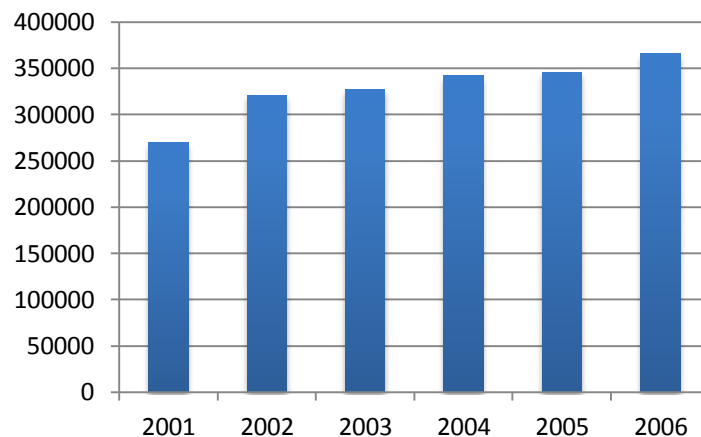


Grafico 1. Empleo de Aloinjerto en EEUU. Elaboración propia a partir de datos Musculoskeletal Transplant Foundation³³

Aunque los injertos óseos alogénicos han sido bastante utilizados en la práctica clínica durante décadas sólo en el último tiempo se están comenzando a comprender los fenómenos biológicos que participan en la integración del injerto y en la aparición de alguna de sus complicaciones. Así mismo se han empleado diversas técnicas de tratamiento previo que han dado lugar a los aloinjertos tipo MOD. El MOD es un aloinjerto tratado con ácido suave, el objetivo de este tratamiento es eliminar el contenido mineral del hueso, conservando solamente el contenido colágeno y las proteínas no colágenas del mismo. Realizando este proceso se ha descrito conservación de proteínas

osteoinductoras, aunque mínima o nula. La función fundamental es la de osteoconducción y se suelen combinar para su empleo con colágeno, gelatina, ácido hialurónico o glicerol.

Los primeros trasplantes óseos se sitúan en el siglo XVII cuando Meekeren trasplantó parte de un cráneo de perro a un soldado. El concepto de preservación del injerto es posterior en el s. XIX con Ollier, poco a poco va desarrollándose las técnicas y es a inicios del siglo XX cuando se comienzan a utilizar los grandes injertos estructurales para defectos masivos. Josef Horak en 1914 fue el primer cirujano que publicó el uso de hueso procedente de cadáver para reconstruir una resección de un sarcoma. Es entonces, cuando surgen los primeros Bancos de huesos y Tejidos³⁴. En España, el primer banco de huesos data de 1951.

El empleo durante todas estas décadas de injertos procedentes de donante de la misma especie nos permite dilucidar que a pesar de los riesgos potenciales, como la transmisión de enfermedades infectocontagiosas, el uso de aloinjertos óseos ha demostrado ser una buena, y en ocasiones única, alternativa para reconstruir defectos óseos independientemente de su origen.

2.1.3.2 Bancos de Hueso:

El origen de los Bancos de huesos está en la necesidad de una “seguridad” en el uso de los injertos cada vez más prevalentes en nuestra práctica clínica diaria. Regulado por la Organización Nacional de Trasplantes y al abrigo de la Asociación Española de Bancos de Tejidos se han ido elaborando una serie de recomendaciones y estándares con el fin de garantizar la seguridad, calidad, almacenamiento y aplicación clínica de células y tejidos.

Los injertos pueden ser obtenidos de forma estéril y conservarse congelados a diferentes temperaturas sin otros procesos de esterilización o pueden ser sometidos a diversos procesos de esterilización como radiación gamma, óxido de etileno o autoclavado. Siendo, posteriormente congelados o liofilizados.

Estos procesos nacen del fallo de selección de los donantes, ya que a pesar de los procesos de selección de los mismos se ha demostrado que no es suficiente para excluir a los donantes con enfermedades transmisibles.

2.1.3.3 Aloinjertos en fresco, esterilización:

El empleo de injertos en fresco está muy limitado porque generan una reacción inmunológica muy intensa que puede desencadenar en rechazo del injerto y aumenta el riesgo de transmisión de enfermedades a través del injerto. La única aplicación actual son los injertos osteocondrales. Para disminuir su potencial inmunológico y evitar la transmisión de enfermedades se emplea la criopreservación aunque esto implica una menor tasa de supervivencia y un retraso de la incorporación.

La esterilización del injerto óseo surge cuando en 1992 se describe un contagio por VIH por aloinjerto óseo de donante. Desde entonces existe un control riguroso de los procesos previos al trasplante. Tras la selección del donante y la obtención de la pieza en condiciones de esterilidad se somete a los injertos a lavado con soluciones antibióticas, aunque se ha demostrado que el empleo de suero salino a baja presión puede ser incluso más eficaz³⁵⁻³⁶.

El problema del empleo de este tipo de técnicas de esterilización es que puede verse afectadas las propiedades biomecánicas de los mismos.

Los procedimientos de esterilización deben ser efectivos para la erradicación de bacterias, hongos y virus, para que de esta forma los aloinjertos se puedan utilizar de forma segura en la práctica clínica.

Los métodos principales para una correcta esterilización del aloinjerto según la normativa actual son tres: irradiación, óxido de etileno y empleo de autoclave.

a) Irradiación:

Se realiza por medio de la aplicación de rayos gamma procedentes del cobalto 60, que poseen una excelente penetración en el tejido óseo, lo que permite irradiar uniformemente el interior de los aloinjertos. Es el método de esterilización que se utiliza con más frecuencia y su objetivo es la obtención de tejidos que posean un aceptable margen de seguridad y cambios mínimos en su estructura y comportamiento. Se ha descrito que la irradiación disminuye las propiedades osteoinductivas y las características biomecánicas de los aloinjertos, llegando a afirmar que el simple hecho de evitar la infección no justifica la disminución de las características biológicas y mecánicas de los aloinjertos³⁷. Sin embargo en algunos estudios dan una tasa de incorporación del injerto irradiado de más del 40 % con propiedades biomecánicas aceptables³². Esta tasa es muy inferior a la incorporación que se conseguiría con aloinjerto simplemente congelado en fresco que puede llegar al 100 % en aloinjertos no irradiados³⁸.

b) Óxido de Etileno:

Es un gas alquilante que tiene la capacidad de inactivar cualquier microorganismo, incluyendo bacterias, esporas y virus. Sin embargo, tiene como inconvenientes la reducción de la capacidad osteoinductora del aloinjerto óseo, la toxicidad de sus residuos para el receptor del tejido esterilizado, la posibilidad de generar accidentes al personal encargado de su manipulación y la potencial oncogenicidad en humanos. Lo anterior, ha desaconsejado su utilización como método de esterilización de los tejidos musculoesqueléticos.

c) Autoclave:

Las limitaciones del uso de irradiación han hecho surgir otras líneas de investigación en el esterilizado de aloinjertos. El empleo de autoclave

aprovecha la alta sensibilidad de VIH y otros virus a las altas temperaturas, además es fácil de emplear y no requiere grandes infraestructuras.

Entre los inconvenientes, cabe destacar, que no hay consenso en cuanto al protocolo a usar ya que a temperaturas muy altas se limita mucho la capacidad osteoinductiva, propiedades mecánicas y sensibilidad a la neovascularización de los aloinjertos.



Figura 3. Autoclave. Tomado de Web, licencia libre de reproducción.

La consecuencia directa es que los injertos óseos esterilizados mediante esta técnica no deben ser usados como injertos estructurales.

Se han descrito otros métodos para la purificación de los aloinjertos que incluyen deshidratación con Etanol (EtOH), Agua Oxigenada, Hidróxido de Sodio, procesos con bicarbonato y combinaciones de ellas. En un trabajo de Dumas del 2006 se concluía que, con la excepción del bicarbonato de sodio, los procesos de esterilización provocan importantes cambios en la estructura de colágeno del aloinjerto modificando dramáticamente los cristales de hidroxapatita y las trabéculas óseas, afectando también a proteínas no derivadas del colágeno y haciendo muy difícil el proceso de incorporación del aloinjerto al huesped³⁹.

2.1.3.4 Conservación de los Injertos:

Una vez sometidos a uno de los procesos descritos de esterilización los implantes deben conservarse. La conservación a -80°C no suele ser suficiente para conseguir una garantía de esterilidad. Existen dos métodos de

conservación fundamentales, la congelación de -60 a -80° C en congeladores o en nitrógeno líquido entre -160 y -180° C y la liofilización.

a) Congelación:

Aunque, en general, la congelación no parece influir en las características mecánicas o biológicas del aloinjerto^{40,41}, es un proceso relativamente agresivo en el manejo de los injertos pero necesario. Los aspectos beneficiosos de la congelación son la conservación de las enzimas en casi todos los tejidos humanos sin afectar a las propiedades mecánicas, disminución de su antigenicidad y de su degradación por parte de colagenasas y proteinasas. Sin embargo, se ha demostrado, que no se produce una inactivación de virus como el de la Hepatitis o el VIH, ni algunas bacterias⁴².

Aunque existe controversia en la literatura, el tiempo máximo establecido de conservación es de 3 años⁴³. En estudios experimentales se ha demostrado que la preservación de los aloinjertos en nitrógeno líquido (-196°C) es la manera más segura de mantener el tejido en estado adecuado para la transferencia sin pérdida de viabilidad durante periodos largos de tiempo. (Tesis doctoral Losada Viñas, JL, 1996)⁴⁴ La congelación se considera el método idóneo para aloinjertos de gran tamaño. Las temperaturas más altas de -20 ° C defendidas por algunos autores como Burwell, en trabajos clásicos⁴⁵, aunque han descrito buenos resultados suponen una posible activación de enzimas proteolíticos y cambios en la estructura y morfología de los osteoblastos con la consiguiente modificación de su funcionalidad e incorporación al huésped.

b) Liofilización:

Consiste en la eliminación del agua de un tejido que previamente ha sido congelado a -30° y su conservación al vacío. Presenta la ventaja de poder ser conservado a temperatura ambiente y disminuye la posibilidad teórica de transmisión de enfermedades. No inactiva a retrovirus⁴⁶. Como inconvenientes

altera las propiedades mecánicas del injerto produciendo disminución de la resistencia a torsión y flexión, aunque no modifica la resistencia a fuerzas de compresión axial. En todos los casos ha mostrado propiedades biomecánicas inferiores a la simple congelación⁴⁷, por lo que su uso es discutido en defectos estructurales grandes. Su principal ventaja es que teóricamente este tipo de conservación presenta una caducidad prácticamente indefinida.

2.1.3.4. Protocolo de recepción cribaje y conservación de los injertos óseos en nuestro Banco de Sangre y Tejidos:

Una vez se realiza la extracción ósea del donante, generalmente fémur y tibia, cabezas femorales, etc., en condiciones de asepsia se introducen los injertos en doble embolsado estéril enviándolos al Banco de Tejidos de Aragón.

A su llegada al Banco de huesos lo primero que se realiza es una serología de los mismos, siguiendo el protocolo general de detección de enfermedades transmisibles, que también se lleva a cabo en los donantes de sangre. Este cribaje serológico incluye test para *VIH*, *VHB*, *VHC*, *Lúes*, *Citomegalovirus* y *HTLV*. Además de cada una de las muestras obtenidas se realiza un control microbiológico mediante hisopo obtenido en el momento de la extracción. El hisopo es doble, injerto y zona donante.

DETECCIÓN	Técnica	Casa Comercial
HBsAg	ELISA	Abbott®
Anti VIH1/VIH2	ELISA	Abbott®
Anti VHC	ELISA	Abbott®
Serología Luética	ELISA	Movaco®
VIH/VHC/VHB	PCR	Roche®
CMV	ELISA	Abbott®
HTLV/II	ELISA	Abbott®

Tabla 3: Cribaje Serológico de hueso donante. Tomado de Protocolo Serológico Banco de Sangre y Tejidos de Aragón. Fuente Banco de Sangre y Tejidos de Aragón

Posteriormente se realiza la limpieza de cada una de las piezas en sala blanca con suero salino y se añade un tratamiento con solución antibiótica compuesta por Cotrimoxazol, Vancomicina, Amikamicina y Voriconazol. Durante la limpieza se realiza un nuevo control bacteriológico. Todos estos controles deben ser negativos o la pieza será desechada.



Figura 4: Aloinjerto en baño de Suero Salino. Tomado de web. Licencia Libre de reproducción

Una vez limpio se procede al procesado del injerto. Hasta la instauración del BSTA el procesado se realizaba in situ en el quirófano mediante una troqueladora de la que se obtenía injerto óseo triturado de entre 2 a 4 mm aproximadamente. En la actualidad se realiza empleando un molino de hueso (B. Braum®) previa decorticación obteniendo injerto óseo esponjoso triturado de 4 mm de diámetro.

No se realiza autoclavado ni liofilización de forma estándar. Este tejido no tiene criopreservante y es almacenado a -80°C con controles periódicos. La caducidad a esta temperatura es de 5 años y está sujeto a rigurosos controles

de estabilidad térmica tanto acústicos como gráficos. Si se detectan niveles críticos de seguridad térmica las piezas son desechadas.

En nuestra práctica diaria empleamos injerto de esponjosa triturada que se distribuyen en frascos de 30 cc y que vienen congelados a 80° C en material aislante y sobre hielo seco.

2.1.3.5 Biología del aloinjerto, procesos de incorporación al huésped:

a) Reacción inmunológica a los aloinjertos óseos:

Los injertos óseos son tejidos vivos y por lo tanto pueden desencadenar una reacción inmunológica medida por complejos de histocompatibilidad, como los demás órganos al ser transplantados. Dicha reacción suele estar mediada por complejos de histocompatibilidad mayores tipo HLA I y II y desencadena una reacción inmunológica en el huésped. Hasta un 50 % de los pacientes puede desencadenar respuesta inmune injerto huesped⁴⁸. No es de extrañar que esto afecte a los procesos de incorporación del aloinjerto y que se hayan descrito en múltiples estudios⁴⁹ la presencia de una incorporación óptima cuando los tipos de histocompatibilidad son similares o se han introducido tratamientos específicos que reduzcan la respuesta inmunológica (congelado, liofilización, etc.).

Hay evidencia científica clara de que los aloinjertos inducen la producción de anticuerpos específicos contra el injerto. Stevenson, en un estudio publicado en 1996 identificó reacciones de inmunidad mediada por células en injertos frescos⁵⁰, etiquetándolos como antígenos de clase I. Si bien es cierto, que este tipo de respuesta inmunitaria no suele desencadenarse cuando se usan injertos congelados.

Se considera, en general, que la respuesta inmunitaria máxima es dependiente de las células de la médula ósea originadas en el injerto. Sin

embargo, esto no está tan claro ya que, algunos estudios en los que se eliminaba las células de esta estirpe conseguían una activación de las células T similar a las que sí las portaban¹¹.

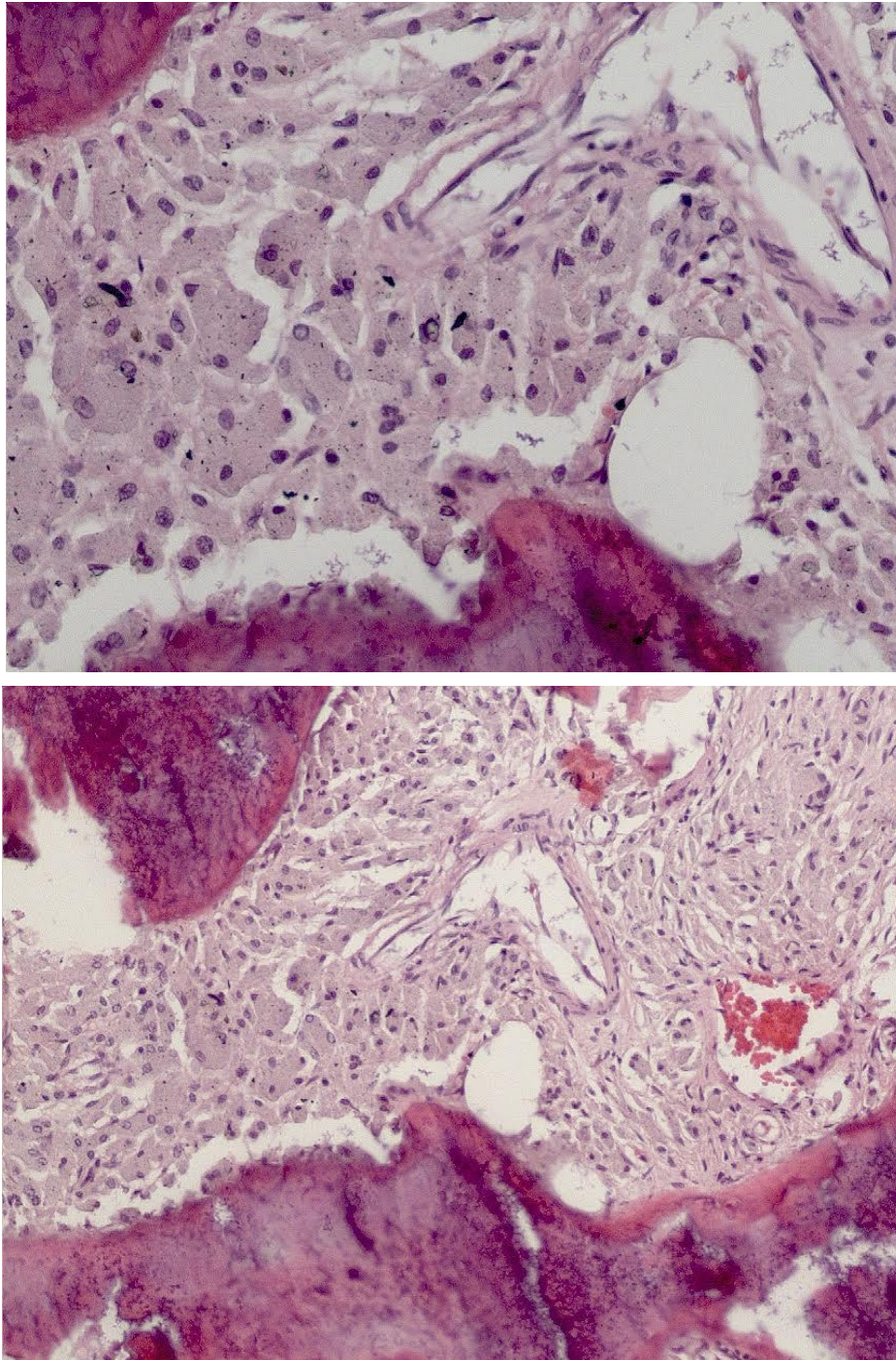


Figura 5 y 6: Biopsia tras aloinjerto óseo. Se muestra una infiltración fibrosa con granulomas a cuerpo extraño. Imágenes cedidas por Dr. Castiella

Aunque la evidencia teórica de respuesta inmune no puede ser rechazada, la significación clínica de esta reacción en humanos no está clara y no parece influir definitivamente en la viabilidad de los injertos como ocurre en otro tipo de trasplantes. En la mayoría de las ocasiones, en estudios en los que se ha aplicado biopsia se observan exudados inflamatorios crónicos pero la apariencia histológica no permite distinguir entre una reacción inflamatoria crónica o reacción inmunológica propiamente dicha. Sin embargo, aunque se dan en aproximadamente un 50 % de los receptores, una reacción inmunomediada puede contribuir a empeorar los resultados previstos dando lugar a una incorporación retardada, osteolisis, erosiones en el hueso, daño articular, infecciones y en caso de injertos estructurales provocar fracturas⁴⁸.

La sensibilización puede desencadenar reacciones más severas tras un segundo aloinjerto óseo de donante diferente en el mismo huésped, como ocurre en otro tipo de injertos. Además secundariamente puede influir en la reacción inmune ante otro trasplante alogénico aunque no sea óseo. A pesar de las evidencias de reacciones inmunitarias no se recomienda el uso de inmunosupresores ya que no se desencadena un rechazo al tejido como ocurre en otros órganos. Un estudio reciente de Mittag y cols. concluye que el riesgo de inmunización en pacientes teóricamente incompatibles no tiene ninguna significación clínica⁵¹.

b) Los procesos de integración del injerto óseo:

A pesar de su uso generalizado, los procesos de incorporación del aloinjerto óseo han sido investigados sólo en las últimas décadas. La capacidad biológica de los injertos óseos viene determinada por la presencia de células vivas y sus productos (capacidad inherente), su capacidad para inducir a tejidos circundantes y de sostener el tejido que produce el huésped (capacidad mecánica)⁵².

En general, los procesos que se ven envueltos en la incorporación de los aloinjertos cualitativamente son similares a los que ocurrirían en un injerto no

vascularizado autólogo¹¹, sin embargo son más lentos y progresivos e incluyen un proceso inflamatorio variable que puede ser atribuido a la respuesta inmunitaria que desencadena el huésped frente al tejido de donante. Se considera que en el caso de los aloinjertos existe una neoformación ósea más lenta, consolidación retardada y menor penetración vascular; es debido fundamentalmente a que en estos casos debe realizarse una resorción al menos parcial de las trabéculas y aposición de hueso nuevo⁵³.

La incorporación del injerto óseo es un proceso secuencial que comienza con la inflamación y atraviesa por diferentes estadios de revascularización, osteogénesis y remodelación hasta conseguir una estructura mecánica adecuada sin olvidar que el requisito fundamental en un injerto es su capacidad de formar o de ser sustituido por hueso sin ser rechazado por el receptor.

El aloinjerto con matriz ósea desmineralizada mantiene capacidad osteoconductora y moderadamente osteoinductora, aunque esta última va a depender de las condiciones de almacenaje y conservación, de forma que a temperatura ambiente se inactivan en menos de 24h.

Procesos de integración del injerto óseo

- 1) Hematoma con liberación de citoquinas y factores de crecimiento
- 2) Inflamación, migración y proliferación de células mesenquimales y tejido fibrovascular alrededor y en el interior del injerto
- 3) Neovascularización a través de canales de Havers y de Volkman
- 4) Reacción local osteoclástica (sobre todo superficial)
- 5) Osificación membranosa o endocondral de las superficies del injerto

Tabla 4. Fases de la integración del injerto óseo según Bauer¹¹

La primera fase de la integración se basa en la agregación plaquetaria, formación del hematoma, la inflamación y el reclutamiento de polimorfonucleares. Esta fase, puede ser especialmente importante porque la degranulación secundaria de las plaquetas agregadas liberan una gran cantidad de factores de crecimiento del tipo FGF-2, PDGF, TGF- β y otros, los cuales van a inducir la migración tanto de células del proceso inflamatorio como las mesenquimales que van a ser la base del proceso de integración⁵³.

Las células mediadoras de la inflamación son atraídas hacia la interfaz aloinjerto-huésped organizándose en el hematoma formado. Es entonces, cuando se inicia un proceso de producción de citoquinas, prostaglandinas y otros mediadores que crean un espacio poroso rico en factores de crecimiento.

El conocimiento sobre los mediadores se ha incrementado en las últimas décadas y se sabe por modelos experimentales que tanto el IGF como el TNF α tienen gran sinergia en el crecimiento óseo⁵⁴. El colágeno inducido por los fibroblastos también va a tener participación en esta fase. Como ocurre en otras fases es producido de forma prioritaria para cubrir inicialmente los procesos de remodelación, que en hueso son continuos⁵².

La primera semana implica una agregación de células mesenquimales en la periferia de la interfaz injerto-huésped y la diferenciación inicial suele ser a serie condrocitaria, produciendo matriz de esta estirpe que posteriormente se mineraliza.

La neovascularización se inicia a partir de la segunda semana de forma objetiva aunque básicamente es un proceso continuo que se origina desde la primera liberación de factores inductores de endotelio, en fases muy precoces de la colocación del injerto. Se ha demostrado que todo aquello que modifica los procesos inflamatorios puede influir en la integración de los injertos óseos precisamente actuando en este punto⁹. Por otro lado, hay que tener en cuenta que el entorno mecánico también puede afectar a la neovascularización.

De forma que, cuando el déficit óseo es muy marcado y los implantes asociados no generan estabilidad mecánica suficiente tienen más frecuencia de fibrosis en la interfaz y, como consecuencia, de fallo de la integración. Una vez

iniciada la neovascularización se produce la invasión de células osteoblásticas que inician los procesos de remodelación hasta la completa integración del injerto.

Factor	LOCALIZACIÓN	ACCIONES
TNF	Macrófagos	1. Aumentan la reabsorción ósea 2. Aumentan la replicación ósea
FGF	Células inflamatorias, osteoblastos, condrocitos	1. Aumentan la replicación ósea 2. Incrementan producción de colágeno indirectamente 3. Angiogénicas 4. Diferenciación celular
PDGF	Plaquetas Monocitos, endotelio	1. Proliferación de Osteoblastos y condrocitos 2. Aumentan síntesis de colágenos y NCP
IGF	HUESO y Cartílago	1. Crecimiento del cartílago
TGF beta	Plaquetas, osteoblastos Condrocitos, Matriz ósea	1. Incrementan la proliferación osteoblástica y condrocítica 2. Aumentan la síntesis de proteoglicanos. 3. Disminuyen la síntesis de proteoglicanos
BMP	Matriz extracelular ósea	1. Inductores de la formación de hueso

Tabla 5. Factores determinantes durante la primera fase de la integración⁵⁵

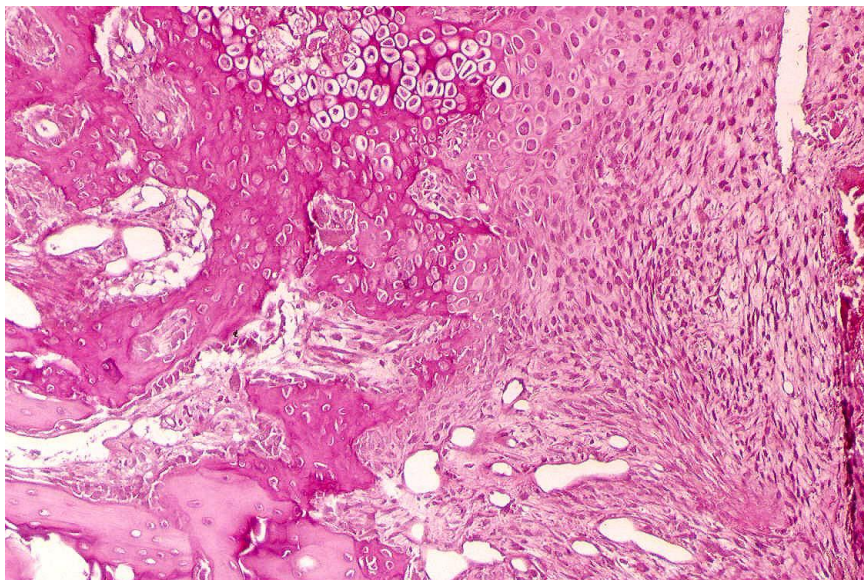


Figura 7. Imagen Histológica, Hematoxilina Eosina. Osificación endocondral (cedida por Dr. Castiella y Dr. Albareda)

Los aloinjertos triturados de esponjosa o cortical tienen comportamiento similar al autoinjerto aunque biológicamente su función es exclusivamente osteoconductora. Es por ello por lo que, los autoinjertos presentan sólo una ventaja real frente al aloinjerto, no requieren reabsorción para la correcta vascularización y como consecuencia no se produce una alteración de las propiedades mecánicas durante la incorporación.

En el caso de injertos de cortical, hay que tener en cuenta que los autoinjertos de este tipo presentan capacidades osteoinductoras y conductoras además de soporte mecánico pero la revascularización es muy lenta. Esto produce, en general, cierta debilidad que algunos autores cifran en varios años, incluso con amplias zonas de necrosis identificadas en radiología convencional si los injertos son de tamaño grande (raro en este tipo). Los aloinjertos corticales o corticoesponjosos presentan un proceso de incorporación similar a otros aloinjertos con procesos inflamatorios, invasión y migración de los mediadores de la inflamación. La neovascularización de los aloinjertos es muy limitada, y en ocasiones puede suponer la fractura del aloinjerto secundario a inestabilidad mecánica. Si bien se considera que frente a un autoinjerto corticoesponjoso el aloinjerto es más débil, en realidad en carga estos injertos se ha demostrado que se comportan prácticamente igual que los primeros a pesar de una mayor necrosis. Paradójicamente la esterilización mediante autoclave facilita la completa vascularización de los aloinjertos corticoesponjosos.

Han sido muchos los estudios realizados para explicar el mecanismo de incorporación de un injerto óseo. Para Elves⁵⁶ las células derivadas del propio injerto contribuyen en las fases de integración iniciales y luego, cuando el injerto ha consolidado, predominan las células del receptor. En todo caso, Gould y cols.⁵⁷ sostienen que en la primera fase intervienen las células del injerto conjuntamente con las células del hueso receptor. La neoformación ósea se explica por la conducción, la proliferación de células preexistentes y la inducción de diferenciación de células mesenquimales que forman células óseas guiadas por proteínas específicas. Por su parte, Axhausen (1967) expuso la regeneración bifásica. En una primera fase, la osteogénesis sería

autóctona mientras que después sería inductiva. Por eso, el proceso de reparación de un injerto empieza en la unión donante-receptor con la formación de un puente endocondral, procedente del receptor, seguido por la unión intersticial cortical y la sustitución reptante.

Barth (1998) postuló la teoría de la inducción, asumiendo que el injerto no sobrevive pero estimula las células mesenquimales pluripotenciales del huésped para diferenciarse en células osteogénicas que invaden el injerto. Johnson, Urist y cols.⁵⁸, señalaron que interviene un mediador químico del injerto óseo que induce la formación ósea reclutando células formadoras de hueso. Uno de los aspectos que han despertado mayor controversia es el hecho de conocer si las células que forman hueso nuevo son las del hueso receptor o las del propio injerto. Se ha defendido la propuesta de que el hueso se forma por metaplasma del tejido conectivo circundante, pero también que proviene de las partes blandas vecinas.

Kakiuchi y Ono⁵⁹ observaron en la unión del aloinjerto con el hueso receptor, una superficie lineal de osteoblastos de la cortical ósea muerta del aloinjerto con aposición de hueso nuevo y el crecimiento óseo en el interior de los canales haversianos con una pequeña infiltración inflamatoria de pequeñas células redondas. También en el proceso de integración de un aloinjerto óseo cortical congelado distinguimos en la superficie del aloinjerto erosiones causadas por los osteoclastos que se acompañan de osteoblastos para formar nuevo hueso mientras que en las zonas de contacto entre el hueso del donante y del receptor, penetran vasos por los canales óseos formando conos de penetración osteoclástica.

Buma y cols.⁶⁰ realizan un estudio con biopsias seriadas en 8 recambios de cadera en los que habían aplicado aloinjerto óseo en forma de "chips" para observar cuales eran los procesos de integración de forma temporal. Sus principales hallazgos fueron que el proceso de integración es retrasado iniciándose de forma visible hacia las cuatro semanas de la intervención, gracias a un frente de neovascularización que avanza en la interfaz reorganizándola.

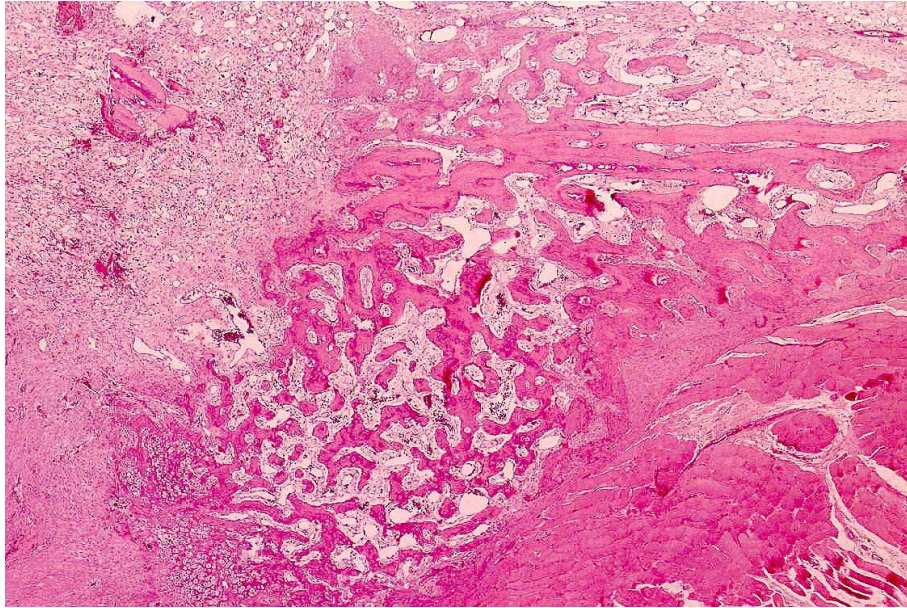


Figura 8. Cortes histológicos de la penetración vascular e incorporación. Hematoxilina Eosina.
Cortes Histológicos cedidos por Dr. Castiella y Dr. Albareda.

A partir de ahí la integración no es homogénea de forma que es posible observar diferentes estadios evolutivos, que incluyen desde una nueva matriz trabecular en la que se implica al injerto hasta áreas de interfaz visible, reabsorción y abundante necrosis. A los dos años, sin embargo, la mayoría de los especímenes (hasta el 92%) mostraban trabeculación y estructura ósea similar a la del huésped, concluyendo que este tipo de injertos sufren un proceso completo de incorporación sin complicaciones evidentes. Hui y cols. proponen que, antes de que se produzca una revascularización, los poros óseos actúan como canales, por los cuales discurre la sangre arterial⁶¹. La penetración y formación vascular con la invasión de las células osteoprogenitoras llevan a la aparición de condrocitos, osteoblastos y osteoclastos. Los osteoclastos labran los canales que serán ocupados por los vasos donde se formará hueso nuevo, que terminará substituyendo al injerto. La reabsorción conlleva la desaparición del hueso necrótico para que se pueda ocupar ese espacio por hueso nuevo viable.

Sancho Navarro y cols²¹ en un ensayo experimental en el que se procesaron diferentes muestras de hueso esponjoso criopreservado en un

medio de cultivo enriquecido, mostraron viabilidad de las muestras con crecimiento de las mismas a los diez días del mismo. Observaron crecimiento de células osteogénicas indiferenciadas en aloinjertos que habían sido criopreservados, concluyendo que en realidad, la teoría de que los aloinjertos óseos son simplemente osteoinductores no es real. Existen en estos injertos células viables mesenquimales que por su escaso grado de diferenciación biológica pueden convertirse en precursoras de células osteoformadoras.

Desde el punto de vista de biotecnología y apoyo a la integración de los injertos son interesantes los trabajos clásicos de Frayssinet y cols⁶² en los que trataban cilindros de aloinjerto con CO₂ y peróxido de hidrogeno para eliminar la medula ósea encontrando una mejor integración frente a los cilindros control en los que no se había realizado dicho tratamiento, secundariamente objetivaban un mejor control de enfermedades transmisibles.

Más en la línea actual de empleo de proteínas morfogenéticas Donati y cols⁶³ publicaron un estudio en el que concluían que el empleo de BMP-7 en adición a grandes injertos estructurales no solo mejoraba la neoangiogénesis y la incorporación sino que además lo hacía sin disminuir las características biomecánicas de los injertos óseos. En 2010 Di Bella y cols⁶⁴ asociaron OP-1 con células mesenquimales demostrando que la aposición ósea era muy rápida y la magnitud de los vasos que se formaban era mucho mayor en este grupo frente a los que sólo empleaban células mesenquimales o proteínas morfogenéticas.

Aunque los estudios experimentales y clínicos han sido los que más información nos han dado sobre la biología y el desarrollo temporal de injerto óseo en el huésped no hay que olvidar que como cualquier otro proceso invasivo la biopsia ósea múltiple supone un riesgo para el paciente tanto durante la intervención como en el postoperatorio inmediato.

No son complicaciones raras las infecciones profundas o superficiales, los hematomas, la presencia o persistencia de dolores residuales en las localizaciones de la punción biopsia, sin embargo la punción accidental de órganos huecos, las lesiones vasculonerviosas o la trombosis venosa profunda

son poco frecuentes y no suelen manifestarse en personal con experiencia en este tipo de intervenciones.

La biopsia sería el patrón oro en la valoración objetiva de la integración del aloinjerto pero se han desarrollado una serie de clasificaciones basadas en imágenes radiológicas que pueden ayudarnos a entender los procesos de incorporación de aloinjertos de forma menos invasiva.

El International Symposium on Limb Salvage (ISOLS) es uno de los primeros en realizar una clasificación de los criterios de unión aloinjerto-hueso. Así, establece cuatro grados. Excelente (línea de unión no visible), buena (unión > 75% con línea de unión todavía visible), aceptable (unión entre 25-75%) y pobre (no evidencia de callo o unión < 25%). Esta es la clasificación que con mayor frecuencia se utiliza para valorar la consolidación/integración del aloinjerto óseo. Sin embargo, para la cirugía de revisión, es compleja en su valoración y no se recomienda.

Es Gie⁶⁵, el que realiza un estudio sobre el papel de los aloinjertos en la cirugía de revisión de la prótesis de cadera estableciendo una clasificación basada en radiología simple de cadera en la que se establecían los criterios objetivos de la integración del injerto óseo. Proponía cuatro grados en función de los cambios observados en radiología y su correlación clínica.

Clasificación de Gie y cols.

Grado I: ausencia de cambios radiológicos en comparación con la primera radiografía postoperatoria

Grado II: Incorporación trabecular, cualquier cambio en la estructura del injerto en comparación con las primeras radiografías postoperatorias.

Grado III: Remodelado trabecular, el injerto ha cambiado en armonía con la morfología del hueso subyacente.

Grado IV: Incorporación cortical, sólo en fémur

Tabla 6. Clasificación de integración radiológica de los injertos óseos según Gie y cols.⁶⁵

Si bien no se muestran resultados concluyentes con respecto a la verdadera integración del aloinjerto supone una referencia para la evaluación sencilla y práctica de la biología ósea en esta intervención, evitando la biopsia de la interfaz ósea.

Al margen de esta clasificación establecida por los estudios de Gie, otros autores han valorado los cambios radiológicos que determinan los procesos de integración de los aloinjertos óseos y el significado que puede tener en la evolución clínica de los pacientes.

Así, Deakin y cols. en 2007 definen trabeculación y corticación radiológica del aloinjerto y su correlación clínica. Sus resultados de integración son de hasta el 96% a los 12 meses³².

Definición de Deakin y cols.

No incorporación

Corticación: definida como la ausencia de erosión del endostio y recuperación de la estructura cortical normal y su espesor.

Trabeculación: definido como patrón trabecular oblicuo a endostio a lo largo de la dirección normal de la zona de tensión.

Tabla 7. Definiciones de Deakin y cols.³²

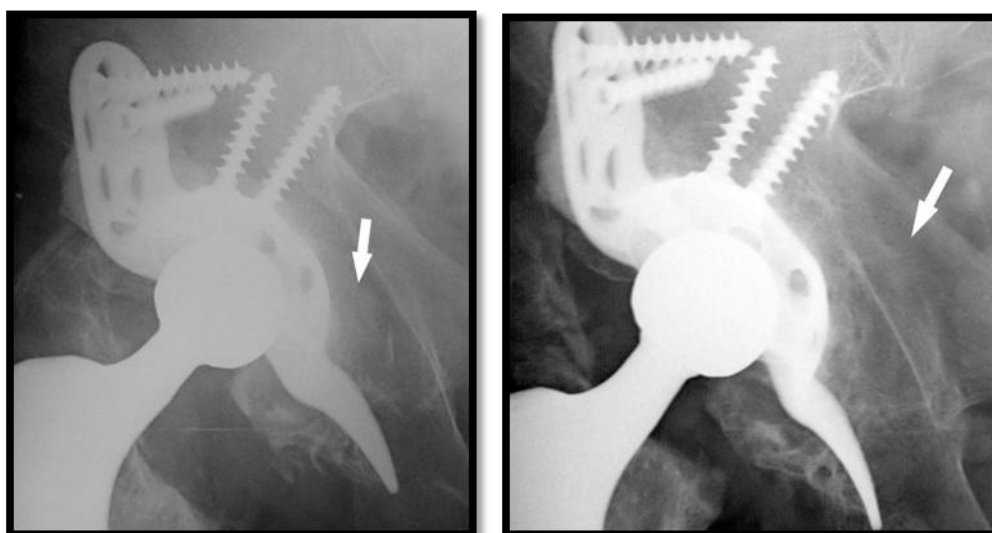


Figura 9. Definiciones de Deakin. Grado I (PO), Grado III Remodelado Trabecular, en paciente de nuestra serie

El empleo de la TAC aunque no es habitual puede ayudarnos a entender los procesos de integración del aloinjerto. La presencia de artefactos por material empleado en la cirugía de revisión acetabular hace que pueda ser compleja su interpretación y disminuye su valor como herramienta en este sentido. Las primeras referencias sobre el empleo de TAC en la valoración de integración de injertos son francesas. En un estudio de 1996, Boisgard y cols. determinan la TAC como una buena herramienta para localizar los bordes del aloinjerto implantado y su cambio de densidad que determinaría su correcta integración en el seno del hueso huésped⁶⁶. A este respecto Płomiński y cols.⁶⁷, desarrollaron un estudio basado en cortes finos de TAC en el que apreciaban un cambio significativo de la densidad del material implantado; esta pérdida de intensidad en relación a la zona de hueso huésped nos daría la referencia de integración del aloinjerto. Resultados similares aparecen en otros estudios en los que se emplean los cortes finos de TAC tanto para valorar de forma fiable los defectos óseos acetabulares como para determinar el grado de incorporación de los aloinjertos empleados⁶⁸ aunque insisten en que es necesario un personal técnico entrenado y cambios específicos en las determinaciones para cada paciente⁶⁹.

La RNM tiene indicación para objetivar complicaciones de la consolidación del aloinjerto en el huésped y ha mostrado gran utilidad en la cirugía de reconstrucción tumoral para descartar recurrencias. también se ve afectada por los artefactos debido a materiales asociados. Se ha descrito un proceso evolutivo en las imágenes de RNM (Kattapuram, 1999) de este modo a los 3-4 meses se puede observar una fina línea de tejido perióstico y endóstico a lo largo del margen del aloinjerto, que parece incrementarse de forma gradual hasta llegar a estabilizarse a los 2-3 años postquirúrgicos. A partir de ese momento el refuerzo endóstico disminuye, llegando a ser mínimo a los 6-8 años. Además se puede observar una señal no homogénea en la médula (Baja intensidad en T1 y brillante en T2)⁷⁰.

2.2 Integración de aloinjertos óseos y cirugía de revisión acetabular.

Los trabajos de Gie y Deakin se referían a aloinjertos impactados con base en forma de “chips” de pequeño tamaño, sin embargo no se puede afirmar taxativamente que injertos estructurales de gran volumen sufran procesos diferentes de incorporación.

Los injertos triturados e impactados han sido más estudiados, las últimas referencias vienen de dos originales de 2011 y 2012. Joong-Myung Lee y cols identificaron un 85,3 % de incorporación completa de los injertos en sus 62 pacientes con solo nueve casos de resorción y medialización de los implantes, todos ellos en casos de Paprosky muy avanzados (IIC y III)⁷¹. Philippe y cols, sin embargo, encontraron un 60 % de integración completa en su serie de defectos tipos II y III de Paprosky, a pesar de ello identificaron una migración significativa en cinco casos y necesidad de reintervención en dos casos⁷².

Como se ha comentado la integración del aloinjerto en el hueso huésped no depende tanto del tamaño del injerto sino de los procesos de incorporación, inflamatorios e inductivos inducidos por los mediadores del proceso. La clave es la conversión de las posibles células pluripotenciales estimuladas por la neoangiogénesis. Estudios como el de Regis y cols. (2009) mostraba una correcta integración de aloinjertos estructurales asociados a anillo antiprotusivo en pacientes con defectos de tipo IIIA y B de Paprosky⁷³. Sin embargo los injertos estructurales presentan resultados demasiado variables en la literatura. Harris⁷⁴ sobre 70 cirugías de revisión a las que se había aplicado aloinjertos estructurales destacó una tasa de fallo de hasta el 60 %, sin embargo se sigue recomendando en pacientes jóvenes donde lo interesante es inducir un lecho óseo cuando es probable nuevas revisiones a largo plazo. En un estudio más reciente publicado en 2012 sobre una serie de dieciocho discontinuidades pélvicas en las que se había empleado un aloinjerto estructural asociado a

anillo antiprotusivo, Regis y cols., describen una supervivencia del 77,6 % a diez años con fallo de la integración en sólo 3 casos, concluyendo que este tipo de injertos asociados al anillo de Burch Schneider es un buen tratamiento para las discontinuidades pélvicas y que es posible una correcta incorporación de estos aloinjertos con un índice muy bajo de resorciones completas (en su serie sólo dos casos)⁷⁵.

Los procesos de integración son variables y se pueden ver afectados por el entorno del injerto, los referidos factores mecánicos que pueden inducir fibrosis en la interfaz, y todos aquellos elementos que puedan mermar o anular el proceso inflamatorio son los principales pero han sido descritos otros como un lecho óseo deficiente y mal vascularizado, deficiencia de factores progenitores de endotelio o lecho con escasas células madre, infecciones previas, inmunosupresión, radiaciones previas, e incluso la nicotina pueden inducir una integración deficientes sobre todo mediada por la mala respuesta de la inflamación con respecto al proceso que se pretende conseguir. Así estudios como el de Van Haaren y cols. hacen referencia a que las tasas de fracaso de la integración, y por ende de los implantes, tras la adición de aloinjerto es elevada. En su serie, fracasaban casi el 35 %, si bien en estos pacientes presentaban un defecto de los tipos III y IV en la clasificación de la AAOS⁷⁶. En otras series de los años 90 los resultados del uso de componentes acetabulares no cementados y porosos junto a fragmentos de aloinjerto triturado han sido buenos a corto y medio plazo⁷⁷. En este caso, parece mejor el empleo de fragmentos de aloinjerto triturado de cortical que de esponjosa⁷⁸. Sin embargo en un estudio reciente a largo plazo, con un seguimiento medio de 15 años, se ha encontrado un 72% de aflojamientos radiológicos en cotilos no cementados junto a aloinjerto impactado, aunque esta cifra no ha sido comparada con otras alternativas técnicas. Este hecho, que ya había sido reflejado en estudios previos, está relacionado con una necrosis de la interfaz sin incorporación del aloinjerto, que en la mayoría de las ocasiones se ve reflejado en la radiología simple, aunque fue demostrada mediante la realización de biopsias múltiples⁷⁹.

No podemos olvidar que, los injertos óseos pueden sufrir procesos de remodelación, en ocasiones tan importante, que produzcan un fracaso precoz del implante. Una vez se produce la neovascularización, la remodelación es constante en la interfaz y si se ha inducido la necrosis del aloinjerto por cualquier motivo, la reabsorción mediada por osteoclastos puede disminuir la supervivencia del montaje de revisión. Así, en cirugía de revisión del componente acetabular, se define como una resorción menor la que va a afectar a un tercio del aloinjerto; moderada entre un tercio y la mitad del aloinjerto reabsorbido; y severa cuando se reabsorbe más de la mitad del aloinjerto⁸⁰. Dependiendo de las diversas técnicas empleadas se han recogido tasas de resorciones severas entre el 8 y el 30%.

Autor	Zona	Tipo Injerto	Nº casos	% Incorp.	% Infección
Mehenlade ⁸¹	Acetabulo	Irradiado	58	49% incorporación 6% remodelación	NO
Sloof ⁸²	Acetábulo	Congelado	88	88% incorporación	2,4%
Schreurs ³⁸	Acetábulo	Congelado	62	80% radiológicamente estable	6,9%
Winter ¹⁴	Acetábulo	Congelado	38	100% incorporación	2,6%
Deakin ³²	Acetábulo	Congelado con medula autóloga	51	96% de incorporación	

Tabla 8. Tasas de incorporación y nivel de infección según autores ^{14,32,38,81,82}

2.3 Clasificación de los defectos óseos acetabulares

La existencia de una clasificación válida y reproducible para determinar el grado de defecto óseo en la cirugía de recambio puede hacer más sencilla la elección del tratamiento adecuado para cada paciente en función de las condiciones iniciales tras retirar los implantes. Existen en la literatura un gran número de clasificaciones con respecto al defecto óseo acetabular y aunque cada una es diferente siempre realizan una gradación entre defectos leves y grandes defectos. Las más empleadas son las de la Asociación Americana de Cirujanos Ortopédicos (D'Antonio), la de Gross y cols., Paprosky, Engh y Glassman, Gustilo y Saleh.⁸³

2.3.1 Clasificación de la AAOS (D'Antonio):

Es una clasificación que se basa en la naturaleza del defecto y sólo puede ser establecida en el manejo intraoperatorio. Los defectos óseos se clasifican en segmentarios, cavitarios, combinados, discontinuidad pélvica y artrodesis.

Los defectos óseos se clasifican en cinco tipos en función de la discontinuidad del lecho óseo del cotilo. El tipo I se definen como segmentarios al afectar a la estructura de soporte del acetábulo, una pérdida completa que puede subdividirse en periféricos (A) o centrales (B).

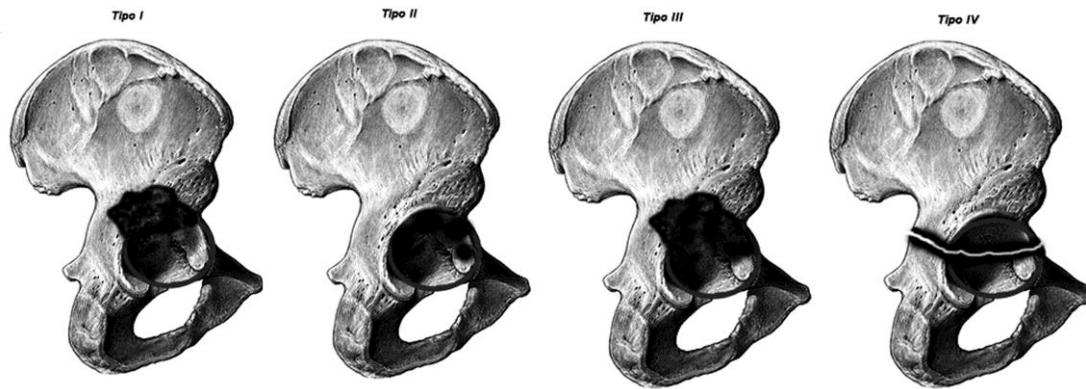


figura 10. Clasificación de la AAOS, elaboración propia.

Los del tipo II son cavitarios afectando a las paredes del cotilo sin pérdida de la continuidad del borde acetabular (en esta clasificación se incorpora la pared medial al borde con lo que los defectos en esa zona deben considerarse como tipo I), al igual que en el anterior se subdividen en periféricos (A) o centrales (B). El tipo III son combinaciones de los dos anteriores y por lo tanto suelen asociar defectos cavitarios y segmentarios. El tipo IV supone una discontinuidad pélvica con pérdida de asociación de las porciones superior e inferior de la hemipelvis, son lesiones graves y con abordaje muy complejo. Si la cadera está artrodesada consideramos que presenta un tipo V de defecto acetabular.

2.3.2 Clasificación de Paprosky:

Es la clasificación considerada más práctica y sencilla. Se basa en la posibilidad de dar estabilidad a componentes no cementados aunque por extensión se emplea para valorar todo tipo de defectos óseos acetabulares. Presenta tres tipos fundamentales subdivididos en varias categorías. Tiene como base la radiología AP de la cadera generando cuatro criterios que van a determinar el grado de defecto óseo que presenta el acetábulo.

Los criterios básicos son:

- Migración del centro de rotación de la cadera (valora defectos superiores)
- Osteolisis del isquion (defecto posteroinferior).
- Destrucción de la lágrima (defecto anteroinferior).
- Disrupción de la línea de Köhler (defectos de pared medial).

Los defectos de tipo I no afectan a la integridad del acetábulo, de forma que, son básicamente iguales a una cadera normal. En principio no están afectados los muros ni la pared medial. El tipo II incluyen una migración superior inferior a 2 cm y/o una migración medial sin compromiso de las columnas.

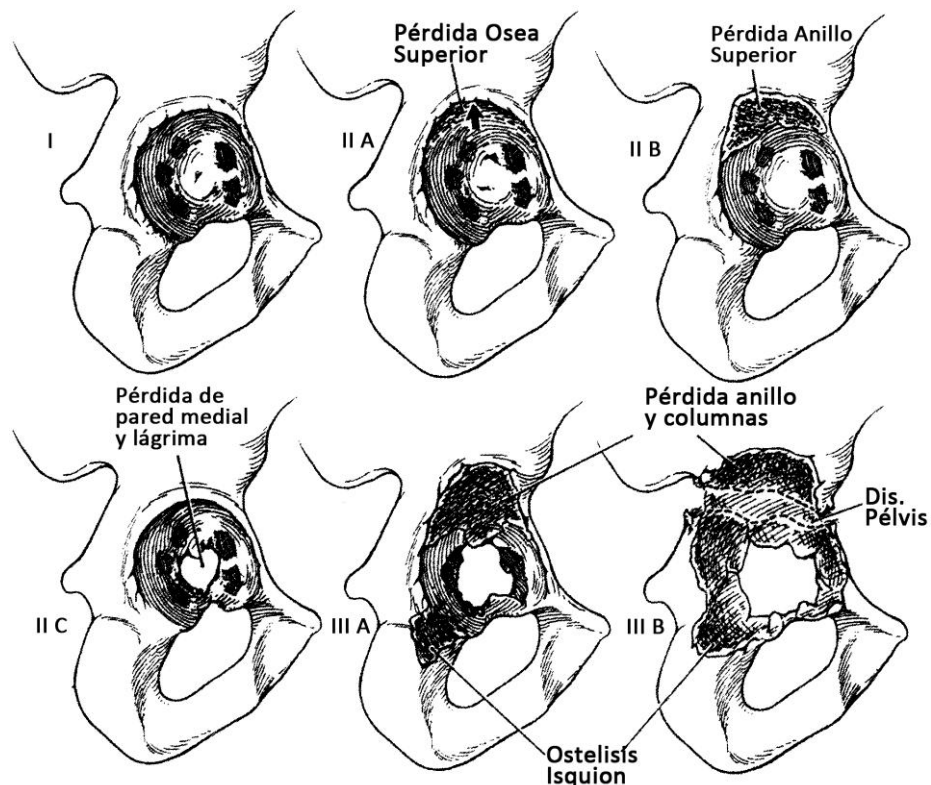


Figura 11. Clasificación de Paprosky, modificada de original.

El tipo II a su vez se subdivide en 3 categorías: A Defecto superior pequeño, sin afección primaria del borde superior, B No hay cúpula superior, aunque el defecto no tiene que ser grande, C Defecto de pared medial (fondo

acetabular). Todos estos defectos suponen que se mantiene el anillo acetabular intacto y secundariamente podría emplearse implante no cementado para su manejo con o sin empleo de injerto óseo asociado⁸⁴. El tipo III son los más graves y también presentan subdivisión, el IIIA presenta una lisis superior mayor de 3 cm con línea de Köhler intacta o insuflada, lisis del isquion menor de 15 mm y destrucción parcial de la lágrima. Sin embargo el tipo IIIB presenta una lisis superior mayor de 3 cm, disrupción completa de la de línea de Köhler, lisis del isquion mayor de 15 mm y destrucción total de la lágrima. Desde el punto de vista del abordaje de estas lesiones, es importante concretar que los defectos de tipo I y II mantienen al menos un 70 % del hueso acetabular y en principio no es necesario el empleo de anillos antiprotusivos. Sin embargo, el tipo III implica niveles inferiores al 70 % o incluso menos del 50% del stock óseo (en las IIIB) y requieren siempre la adición de injertos y colocación de anillos antiprotusivos para crear un montaje biomecánicamente estable y funcional.

Tipo de defecto	Migración superior*	Lesión Isquiática**	Migración medial***	Lisis de Lágrima[∞]
I	No significativa	NO	NO	NO
IIA	“ “	Leve**	Grado I	Leve
IIIB	De no significativa a significativa	Leve	Grado II	Leve
IIC	No significativa	Leve	Grado III	Moderada o grave
IIIA	Significativa	Moderada	Grado II+ o III	Moderada
IIIB	“	Grave	Grado III+	Grave

*No significativa menor de 3 cm por encima de la línea obsturatriz transversa superior, significativo si tiene más de 3 cm. **Leve de 0-7 mm por debajo de la línea obsturatriz transversa superior, moderado de 7-14 mm por debajo de la línea obsturatriz transversa superior, grave > 15 mm. ***Grado I lateral a la Línea de Köhler, grado II migración a la Línea de Köhler, Grado II + expansión medial de la línea de Köhler dentro de la pelvis, Grado III migración dentro de la pelvis que afecta a la Línea de Köhler, Grado III+ Marcada migración dentro de la pelvis. ∞ Leve Pérdida mínima del borde lateral, Moderado perdida completa del borde lateral, Grave pérdida del borde lateral y media

Tabla 9. Clasificación de Paprosky (Elaboración propia)

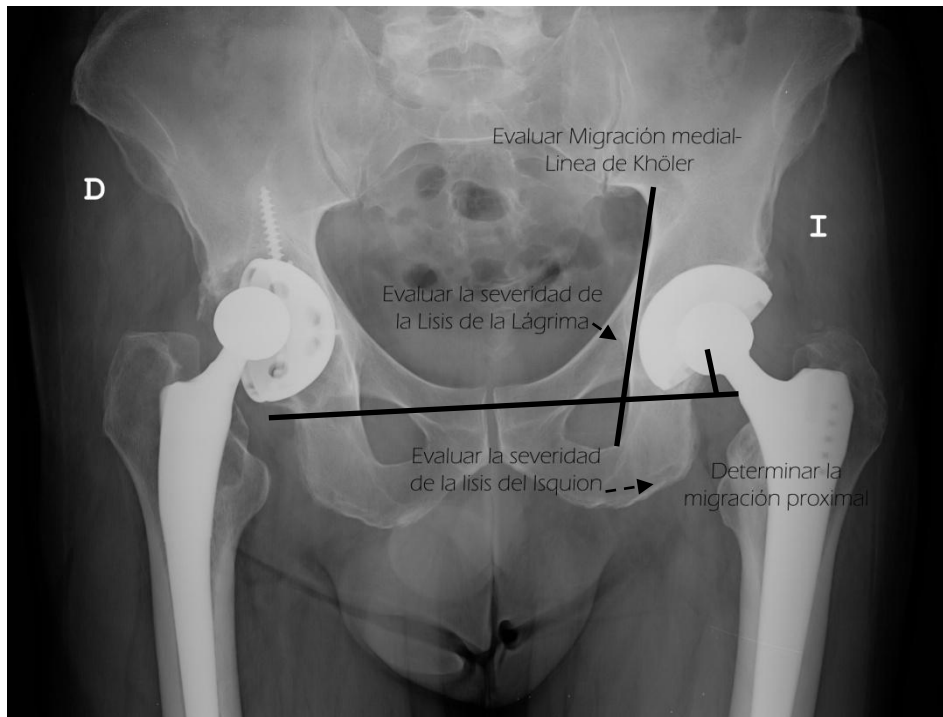


Figura 12. Componentes de los criterios radiográficos de la Clasificación de Paprosky. (Elaboración propia a partir de paciente de la serie)

2.3.3 Clasificación de Engh Y Glassman:

Fue descrita en los años 80, supone una modificación de la de AOSS pero con sólo 3 categorías.

- Tipo I, pérdida leve, segmentaria sin afección del borde acetabular ni la cavidad.
- Tipo II, moderada, cavitario, sin embargo el borde está intacto.
- Tipo III, grave son lesiones combinadas que ocupan tanto los bordes como la cavidad. La protrusión acetabular y la discontinuidad pélvica son subcategorías de la pérdida ósea tipo III.

TIPO	PÉRDIDA ÓSEA
TIPO I	-LEVE MÍNIMA, CON INTEGRIDAD ÓSEA
TIPO II	- MODERADA BORDE DEFICIENTE, CAVIDAD INTACTA
TIPO III	- GRAVE COMBINADO, BORDE Y CAVIDAD DEFICIENTES

Tabla 10. Clasificación de Engh y Glassman

2.3.4 Clasificación de Gross y cols⁸⁰:

Es una clasificación sencilla y práctica, porque tiene relación con el tratamiento que se va a realizar. Incluye dos categorías y se pueden emplear radiografías simples para definirla. Sin embargo, los hallazgos intraoperatorios son los que deben servirnos para establecerla definitivamente.

Se basa en la naturaleza del injerto óseo necesario y la cantidad de stock óseo que nos queda en el acetábulo.

- El tipo I representa defectos limitados en pared medial del acetábulo pero que no afectan a las paredes y a las columnas acetabulares. Los defectos se consideran contenidos con borde y columnas intactos y cuando existe un stock óseo que nos permite la aplicación de una copa o un anillo sin que sea necesario el uso de injertos óseos.
- El tipo II se subdivide en dos categorías A y B. Los del tipo A suponen una pérdida de la superficie de contacto de aproximadamente el 50 % o menos. Suele afectar al borde acetabular, la pared o columnas de forma combinada. Es un defecto segmentario no contenido (que afecta a columna medial). El tipo B es más grave, afectando a más del 50 % de la superficie de contacto y con lesión de una o ambas columnas,

considerándose un defecto segmentario no contenido (que afecta columna mayor)

TIPO	DEFECTO
I	Contenido
II	No contenido
IIA	Techo/columna menor > 50% cobertura de la copa
IIB	Columna Mayor > 50% de pérdida de contacto de la copa de una o varias columnas

Tabla 11. Clasificación de Gross y cols⁸⁰.

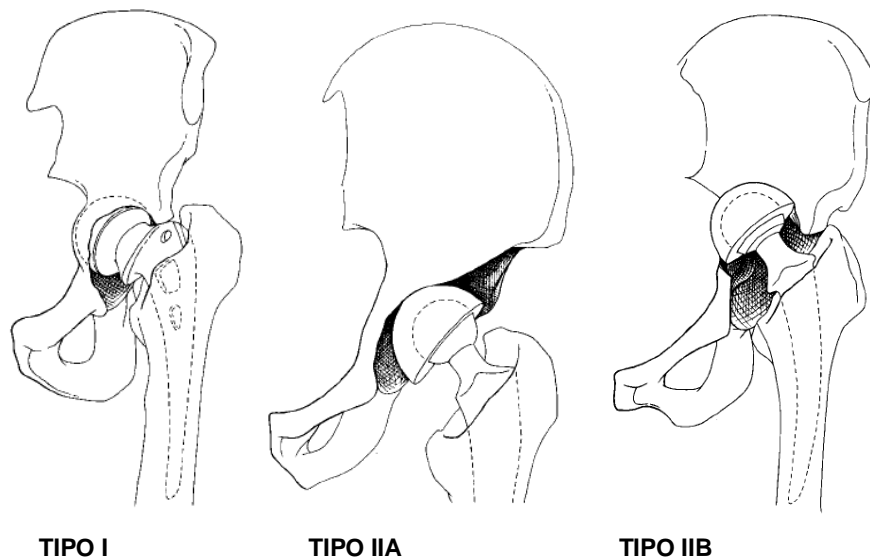


Figura 13. Clasificación de Gross y Cols. Modificado de ⁸⁰

2.3.5 Clasificación de Saleh⁸⁵

Se basa por la estimación anticipada del remanente óseo antes de retirar el implante aflojado. Se subdivide en 5 tipos desde defectos mínimos a discontinuidad pélvica.

Es la única clasificación en la que se considera una reproductividad interobservador con un índice de kappa >0.85 excluidos los autores originales de la clasificación. Secundariamente tiene en cuenta el parámetro más importante a la hora de la revisión, el remanente óseo⁸⁶.

Grado	Defecto
Tipo I	No defecto significativo
Tipo II	Defecto cavitario sin afección de las paredes
Tipo III	Defecto no contenido <50% y/o defecto segmentario incluyendo columna anterior o posterior
Tipo IV	Defecto no contenido >50% afectando a ambas columnas*
Tipo V	Defectos no contenidos asociados a discontinuidad pélvica

*Si es mayor del 50 % pero no se afectan las columnas sino la pared medial se considera tipo II porque es posible la reconstrucción con apoyo de las columnas

Tabla 12. Clasificación de Saleh⁸⁵

2.3.6 Clasificación de Gustilo⁸⁷:

Se basa en las condiciones del hueso remanente y el implante que ha fallado. Cuatro subtipos divididos en función de los defectos, para su descripción se empleaban radiografías planas. No consignaron datos de validez o reproductividad cuando se estableció la clasificación.

Tipo I	Defecto cavitario mínimo, aflojamiento de la interface cemento hueso
Tipo II	Defecto cavitario contenido sin perforación de la pared
Tipo III	Defecto local de una pared <ul style="list-style-type: none"> a. Anterior b. Posterior c. Superior d. Central
Tipo IV	Colapso global y masivo o defectos de una o las dos columnas

Tabla 13. Clasificación de Gustilo⁸⁷

En un estudio de 2010 Johanson y colaboradores⁸³ compararon estas 6 clasificaciones con el objetivo de justificar su validez y reproductividad. Estos autores concluyeron que existen tres grandes grupos de clasificaciones que se interrelacionan para dar diferentes puntos de vista de los defectos, su volumen o localización y la reserva ósea. Así las separan en función de:

- Aquellas que tienen por objetivo definir correctamente los defectos y las que tienen el objetivo de simplificar.
- Aquellas clasificaciones que define simplemente el volumen (tamaño del defecto) o su localización.
- Aquellas que describen la reserva ósea remanente frente a la necesidad de injertos.

Clasificación	Detallada	Simple	Local.	Tamaño defecto	Reserva ósea	Defecto bruto
D'antonio	X		X		X	
Paprosky	X		X		X	
Gross		X		X		X
Engh		X		X		X
Saleh	X			X		X
Gustilo	X		X		X	

Tabla 14. Tipos de Clasificaciones y su utilidad. Modificado de⁸³

La conclusión de este estudio era que los defectos mayores producían una tasa de fracasos mucho más alta y que la clasificación más válida en la descripción de los defectos era la de Saleh aunque reconocían una serie de problemas en la metodología del estudio por lo que recomendaban nuevos estudios que desarrollaran un sistema válido en la determinación preoperatoria de los mismos.

Saleh	I	II		III		IV	V
Paprosky	I	2a	2b	2c	3a	3b	
D'Antonio		II		I	III		IV V
Gross		I		II	III A	III B	
Engh	I LEVE	II MODERADO				III SEVERO	
Gustilo	I	II		III	IV		

Tabla 15. Comparación entre los diversos sistemas de clasificación de defecto acetabular. Modificado de⁸³

2.4 Manejo de la pérdida ósea acetabular en cirugía de revisión

2.4.1 Revisión Histórica, la preocupación por el aflojamiento de los implantes y la osteolisis secundaria:

El primer intento de Charnley con su prótesis de cadera de baja fricción fracasó debido al empleo del Politetrafluoretileno (PTFE). Este material no soportaba bien las demandas mecánicas de la cadera humana. Producía un desgaste muy rápido del implante acetabular con partículas que daban lugar a grandes granulomas, osteolisis acetabular masiva y aflojamientos de los implantes muy precoces. Tras este primer fracaso Charnley estudia y descubre el polietileno de alto peso molecular observando que poseía mejores características por lo que lo implantó por primera vez en 1962⁸⁸. Aunque mejoraron sus resultados en un estudio a 10 años establecieron una supervivencia global del 90,8 % describiendo en el mismo trabajo las osteolisis asintomáticas que según DeLee aparecían como consecuencia de una mala técnica quirúrgica durante el implante inicial⁸⁹.

Las radiolucencias y su importancia han sido estudiadas ampliamente en la literatura con estudios radiológicos e histológicos. En la mayoría de los casos se describe como una reacción fisiológica del organismo a las partículas pequeñas de desgaste del polietileno que dan lugar a granulomas, reabsorción ósea y presencia de membranas que secundariamente pueden provocar el aflojamiento del implante⁹⁰. Aunque una radiolucencia continua corresponde con aflojamiento del implante en un 94 % de las revisiones⁹¹, no se considera criterio obligatorio para la revisión ya que casi un 50 % de los acetábulos

radiológicamente aflojados no suelen requerir revisión en la mayoría de las series⁹².

Los implantes no cementados se hicieron muy populares en la década de los 80 como respuesta al llamado "mal del cemento, o enfermedad del cemento". Los primeros datos fueron prometedores aunque se establecieron como mejores resultados los hemisféricos y con algún implante accesorio (tornillos, espigas). El aflojamiento en estos casos se produce por osteolisis, alteración mecánica o inestabilidad inicial del implante.

Con la aparición del primer aflojamiento de la prótesis de baja fricción de Charnley empiezan a surgir diferentes algoritmos para su tratamiento, los cuales se han ido modificando a lo largo de los años. En una revisión sistemática de 1995, Petrera y Rubash⁹³ estudiaban la supervivencia de la cirugía de revisión con cotilos cementados. Objetivaron tasas de aflojamiento precoces de entre el 1,8 al 34,2 % y los resultados empeoraban notablemente tras la primera revisión. En otra línea los cotilos roscados y revisiones acetabulares con materiales madreporicos fueron muy populares en los 80. Las primeras tuvieron muy malos resultados a corto plazo con tasas de revisión de hasta el 83 % según las series. En cuanto a los materiales madreporicos con o sin presencia de injerto óseo mejoraron mucho los resultados con tasas de revisión de entre el 1,6 y el 4%⁹⁴⁻⁹⁶.

Ya en 2002 Cuckler realiza una revisión sistemática que a la vista de los resultados obtenidos desecha la revisión cementada en defectos mínimos e introduce la idea de los anillos antiprotusivos y de reconstrucción. Establece como base la existencia de un apoyo de al menos el 50 % del implante para estabilidad primaria. Para él las opciones potenciales serían cotilos cementados, cotilos no cementados con tornillos o jumbo, cotilos madreporicos modulares, cotilos madreporicos de alto perfil, prótesis en silla de montar, anillos antiprotusivos y de reconstrucción, cotilos de offset lateral, aloinjertos estructurales de cotilo y hemipelvis. Con estos principios establece un algoritmo sencillo basado en el tipo de defecto y la integridad del anillo⁹⁷.

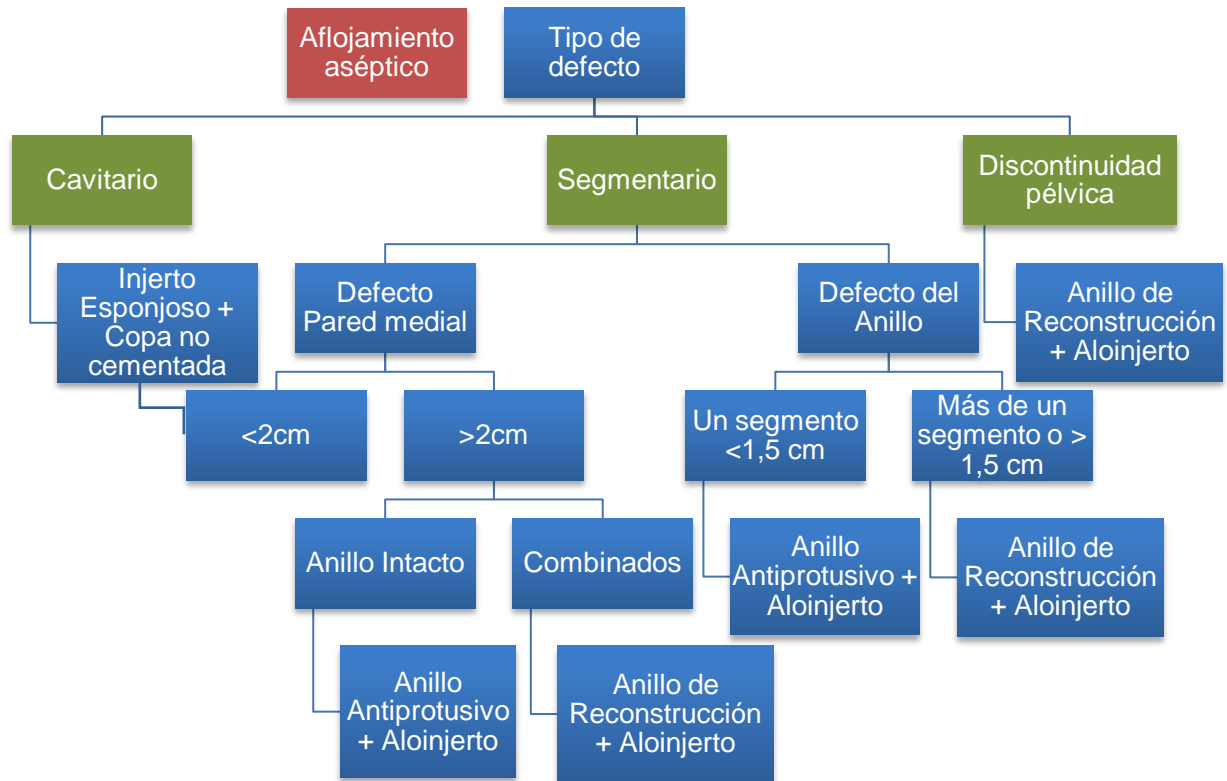


Figura 14. Algoritmo de tratamiento del defecto óseo. Elaboración propia a partir de Cuckler y cols⁹⁷

Otras líneas de tratamiento en los primeros noventa describieron los recubrimientos porosos con la desventaja de que requerían un contacto de entre el 50 y el 90 % para conseguir una buena estabilidad inicial, además están contraindicados en pacientes con mal remanente óseo, osteonecrosis por irradiación, o enfermedad de Paget⁹⁸. Los cotilos oblongos y Jumbo se desarrollaron como cotilos excéntricos que se podrían emplear cuando los defectos son exclusivamente superiores con buena integridad del anillo⁹⁹.

En empleo de aloinjertos estructurales surgió como respuesta a defectos muy severos. El objetivo fundamental era restaurar el centro de rotación de la cadera, para evitar una importante modificación de la biomecánica de la cadera, lo cual podía empeorar los resultados funcionales. Sin embargo, pronto aparecieron un alto índice de complicaciones debido a la reabsorción y necrosis de dichos injertos lo cual hizo que prácticamente se abandonaran. Tras el fracaso de los injertos estructurales se desarrolló la teoría del recambio con un centro de rotación alto, pocas series con resultados funcionales muy malos, por insuficiencia de los abductores y niveles preocupantes de aflojamientos del vástago femoral¹⁰⁰⁻¹⁰².

El desarrollo de la bioingeniería de metales ha puesto de manifiesto como alternativa el empleo de aumentos de metales trabeculares de los cuales ya hay series a medio plazo para su segunda generación con resultados prometedores. Se trata de aumentos que permiten rellenar defectos con un material de alta porosidad (superior al 80%) y que permite crecimiento óseo, así como un módulo de elasticidad muy elevado (y parecido al del propio hueso). Además de todo ello presentan una alta versatilidad en el relleno de defectos, en su colocación, fijación, permiten aposición de injerto y favorecen su osteoconducción. Las series a medio plazo indican buenos resultados con el empleo de este tipo de aumentos³¹.

2.4.1.2 Aspectos Generales de la Cirugía de Revisión Acetabular

Enfrentarse al fracaso del implante acetabular ha sido uno de los caballos de batalla de la Cirugía Ortopédica y su dificultad reside en que debemos restaurar pérdida ósea se produce hasta que se realiza la cirugía de revisión.

Clásicamente encontramos trabajos iniciales en los que se colocaba un implante grande rellenando los defectos con cemento. Este enfoque aún es empleado aunque con resultados catastróficos, ya que se considera una tasa de aflojamiento del orden del 33 % y potencial del 25 % a 5 años^{103,104}.

La elección de la técnica reconstructiva para la deficiencia de stock óseo del acetábulo suele basarse inicialmente en el tipo de defecto que ésta presenta. La severidad de la pérdida puede ser pronunciada y comprometer al implante, su fijación y estabilidad. Suele ser secundaria a procesos de osteolisis asintomática y fuerzas de estrés de los implantes que favorecen su migración. Aunque en general, se puede tratar de forma adecuada mediante otros implantes y con el apoyo de injertos óseos ya sean estructurales o no¹⁰⁵. La presencia de defectos segmentarios o la discontinuidad pélvica debe ser identificada en el preoperatorio. Los principios del empleo de injertos óseos y la fijación de los implantes son la base que nos van a permitir el abordaje de una cirugía potencialmente difícil.

Aunque biológicamente los autoinjertos presentan una ventaja por su potencialidad osteoconductora y osteoinductora, los aloinjertos se usan más al ser más accesibles, abundantes y porque nos permiten, en ocasiones, aprovechar sus aspectos estructurales. Algunos autores desaconsejan el uso de injertos óseos (Jasty, 1990) reservándolos en caso de cirugía de rescate. Existen materiales como matriz desmineralizada y proteínas morfogenéticas que, aunque presentan elementos interesantes desde el punto de vista de la biología ósea, en la actualidad se emplean más como complementos que como injertos propiamente dichos.

El empleo de injertos estructurales tienen sus indicaciones pero presentan un índice de fracasos elevado, de hasta el 20-50% según las series¹⁵¹. Pueden ser anatómicos o no, aunque el anatómico parece mantener una biomecánica y una estructura más adecuada en general. Se suelen asociar a tornillos y deben incluirse los anillos antiprotusivos si el defecto es mayor del 50% de la superficie ósea en la zona de carga¹⁰⁶.

Diferentes opciones que incluyen fijación biológica y no biológica están disponibles para el abordaje de la cirugía de revisión acetabular.

Entendiendo por fijación no biológica aquella que no requiere la osteointegración de los implantes y por fijación biológica aquella que necesita

contacto con la matriz ósea y osteointegración para asegurar una fijación a largo plazo.

Fijación Biológica	Fijación no biológica
-Cotilo hemisférico no cementado fijado mediante tornillos	-Cotilo cementado
-Cotilos tipo Jumbo u oblongo	-Aloinjerto estructural con o sin anillo antiprotusivo y cotilo cementado
-Cotilos hemisféricos no cementados sobre aloinjerto estructural	-Injerto impactado con o sin anillo antiprotusivo
-Implantes modulares	-Aloinjerto total de acetábulo

Tabla. 16. Tipos de fijación en la cirugía de revisión (Elaboración Propia)

La fijación biológica no cementada presenta muy buenos resultados y se admite que estos, son mejores que los de la cirugía asociada a la cementación⁹⁴. Se está convirtiendo en una técnica de elección cuando las características del defecto óseo lo permiten. En una serie con seguimiento de más de 10 años, Templeton y cols. (2001)¹⁰⁷ no encontraron casos de aflojamiento aséptico aplicando el sistema no cementado de Harris-Galante I, mientras que en el grupo de cementado hubo un 14 % de revisiones por aflojamiento. Registraron signos radiológicos precoces de aflojamiento hasta en el 33 % de su muestra. Della valle y cols. describen una serie de 138 pacientes en los que se había realizado una revisión no cementada encontrando solo dos aflojamientos en un seguimiento mínimo de 15 años¹⁰⁸. Sin embargo, y a pesar de que los resultados publicados son excelentes para este tipo de recambios, es probable que esté influido por el tipo de defecto óseo para el que son empleados, ya que en la mayoría de las ocasiones son menores, cavitarios. Así, cuando se abordan defectos mayores, los resultados con este tipo de implantes empeoran, estableciendo tasas de fracaso de los mismos de hasta el 50% de los pacientes¹⁰⁹. Como hemos comentado, se requiere un mínimo de 50 % de superficie de contacto hueso con el implante para una correcta implantación, en localización lo más anatómica posible y con estabilidad

potencial en el caso de que se decida realizar una revisión con material no cementado.

La fijación no biológica tuvo su origen en el recambio con el empleo de componentes de polietileno cementados. Los resultados con este tipo de implantes se vieron muy influidos en sus orígenes por las técnicas de cementación presentando tasas de aflojamiento de hasta el 20 % (Steven, 1998). En series en las que se estudiaban los resultados del recambio cementado en pacientes jóvenes los resultados empeoraban, en algunos casos fracasaban hasta el 40 % de los implantes¹¹⁰. La mejora de las técnicas de cementación así como el empleo de materiales adecuados han conseguido disminuir drásticamente esta incidencia. Algunos autores como Iwase presentaban en sus resultados aflojamientos asépticos de entre el 5 y el 9% a 8 años utilizando técnicas de cementación de 3ª y 4ª generación¹¹¹.

El empleo de técnicas de fijación biológica y no biológica presentan una correlación entre el defecto óseo asociado y los resultados obtenidos. En este punto, es importante reseñar, que el empleo de anillos antiprotusivos supone una técnica compleja con buenos resultados en manos expertas. En una serie de 38 pacientes con defectos del tipo III y IV de la clasificación de la AAOS se presentaron solo dos resultados insatisfactorios con 9 signos incipientes de aflojamiento radiológico en un seguimiento de 8 años. Sin embargo, solo fue necesaria una reintervención¹⁴.

2.4.2 Manejo de defectos:

2.4.2.1 Defectos tipo I de Paprosky:

Se consideran defectos mínimos y que pueden ser tratados como si fuese un implante acetabular primario. Este tipo de defecto puede ser manejado de forma correcta mediante la colocación de un cotilo hemisférico no cementado ya que la pérdida de stock óseo es focal y las columnas están intactas. Este diseño sin cementar puede, por lo tanto, ser soportado por un hueso nativo que en esas circunstancias es capaz de dar estabilidad inherente.

En este caso no es necesaria persé la adición de injertos ^{105,112} aunque podrían emplearse de forma esporádica en defectos contenidos menores. Para evitar problemas en la resolución es fundamental una cuidadosa retirada del implante previo. Los nuevos materiales han disminuido el "stress shielding" a los que solían estar asociados los metales con recubrimiento poroso de los diseños anteriores ¹¹³.

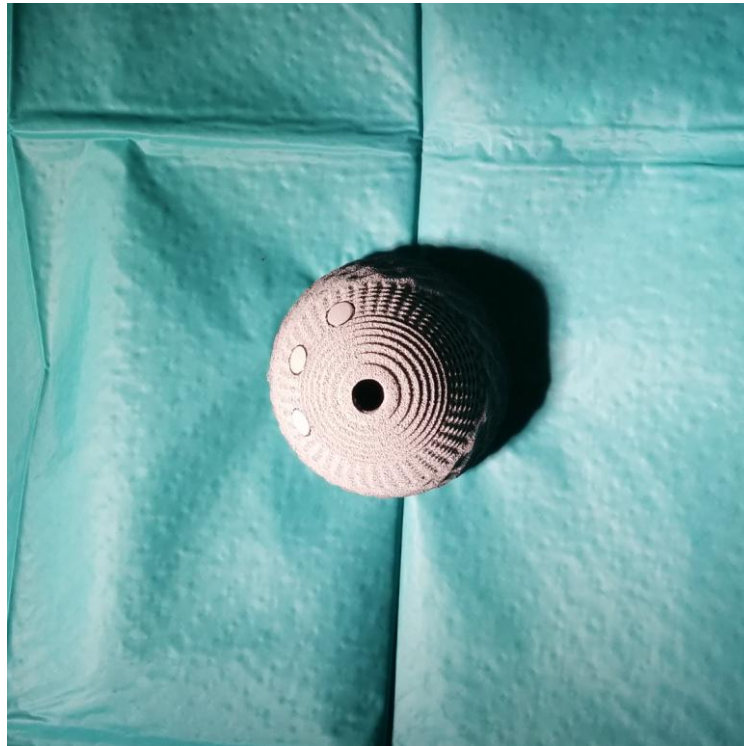


Figura 15. Cotilo hemisférico no cementado

Como opción no biológica para defectos cavitarios bien contenidos y segmentarios contenidos se ha descrito la técnica de injertos impactados para cubrir el defecto y copa de polietileno pura. Así encontramos estudios como el de Busch y cols. en el que 42 pacientes menores de 50 años realizan un seguimiento de al menos 15 años. Sus resultados indican que presentaban una supervivencia del 85 % a 20 años y de 77% a 25 años ¹¹⁴.

En ocasiones hay una correlación inexacta entre la interpretación radiológica de los defectos óseos y la realidad intraoperatoria de las mismas. Si por cualquier motivo la superficie de contacto con el implante fuese inferior al 50% o el lecho óseo presentase una biología muy pobre (esclerosis, ausencia de sangrado del lecho...) podría estar indicado colocar un anillo de refuerzo

asociado a injertos para rellenar los defectos y cotilo cementado apoyado en él¹¹⁵.

2.4.2.2 Defectos tipo II de Paprosky:

Aunque el acetábulo presenta una distorsión importante, en principio debemos tener un stock óseo suficiente para colocar un componente acetabular sin cementar hemisférico o elíptico¹¹⁶. Aun así lo más probable es que el centro de la pelvis deba ser elevado al menos un 1,5 cm para conseguir un buen contacto superior y un correcto soporte¹¹⁷. Casi siempre requeriremos la adición de aloinjertos con o sin autoinjerto asociado¹¹².

IIA: Un defecto tipo IIA supone una pérdida ósea superior y medial con integridad del anillo superior. Casi siempre es contenido y es suficiente con utilizar aloinjerto no estructural y un cotilo hemisférico sin cementar¹¹⁸.

IIB: Generalmente el defecto deja de ser contenido, la pérdida ósea es ya de un tercio de circunferencia del anillo superior. Al menos afecta al 50 % del acetábulo. El injerto en este caso debe ser usado para subsanar el defecto óseo y no de soporte. Es en este tipo de defectos donde puede empezar a usarse un anillo antiprotusivo para proteger el injerto.

Algunos autores recomiendan el uso de injertos estructurales de cabeza femoral¹¹⁹⁻¹²⁰. Consistentes en injertos superiores que osteosintetizaríamos al lecho óseo aumentando la superficie de contacto tras el fresado de la cavidad creada. Se produce de este modo un descenso y pequeña lateralización del centro de rotación de la cadera. A pesar de los beneficios potenciales es una técnica compleja que requiere en caso de revisiones la colocación de un aloinjerto estructural (que puede reabsorberse) provocando complicaciones y empeorando sustancialmente una segunda revisión⁸⁴.

IIC: La pérdida de stock óseo hace que haya un desplazamiento medial con respecto a la línea de Köhler, aunque teóricamente el anillo está íntegro y puede soportar un componente hemisférico no cementado. La reconstrucción puede ser similar al tratamiento de una protrusión acetabular en las artroplastias primarias¹¹⁶. Se suelen colocar injertos de forma medial para lateralizar el centro de rotación de la cadera hacia su posición más anatómica. Los defectos inferiores al 50 % de la superficie suele ser necesario fijar los implantes con tornillos de esponjosa, sobre todo si el injerto soporta la columna menor.

Se recomienda en general identificar el verdadero lecho acetabular primario para determinar el límite inferior del mismo, fresar progresivamente con cuidado de mantener íntegras las columnas anterior y posterior que darán la estabilidad al implante de revisión (no convertir un defecto tipo II en un tipo III).

En condiciones normales, el implante acetabular debe ser colocado con 40° de inclinación y 15° de anteversión, un 5 al 20 % no quedan cubiertos en su zona posterosuperior. No se recomienda una posición más vertical, ya que se pierde la ventaja antiluxación y acelerará el desgaste de los implantes.

Algunos autores recomiendan la colocación de una fijación suplementaria con tornillos no solo posterosuperiores sino también inferiores en isquion para incrementar la estabilidad inicial, minimizar el micro movimiento y favorecer el crecimiento óseo¹¹⁶.

2.4.2.3. Defectos tipo III de PAPROSKY:

En este tipo de defecto no hay estabilidad inherente para realizar una fijación biológica de entrada. Suelen ser necesarios los injertos estructurales para restaurar el centro de rotación de la cadera y conseguir una estabilidad mecánica del implante o la aplicación de anillos de refuerzo asociado a injertos.

IIIA: Menos del 60 % de la superficie de la copa no cementada está en contacto con hueso del propio paciente. Se suelen plantear cuatro opciones técnicas si existe posibilidad potencial de una fijación biológica estable:

1. Cotilo hemisférico grande (si conseguimos una remodelación hemisférica gracias a injerto estructural, cotillos oblongos o cotilos duales). Generalmente indicados en IIB y IIIA. Aunque inicialmente fueron considerados como técnica de elección en defectos moderados. En la actualidad han ido sustituyéndose desde la aparición de los aumentos de metal trabecular. Landor y cols. trataron 245 pacientes con defectos IIB y IIIA e implantes oblongos encontrando una tasa de aflojamiento de 13,5 a 9,7 años de media¹²¹.
2. Aloinjerto estructural de cabeza femoral atornillado y cotilo hemisférico sin cementar¹⁵². Es una técnica clásica, presenta el problema de la dificultad técnica, la necesidad de una amplia exposición y la posible ausencia de integración del aloinjerto estructural. Presenta altas tasas de buenos resultados, con una tasa de fallo de aproximadamente el 15 % aunque duplica el porcentaje de infección con respecto a otros tipos de revisiones de cadera¹²².
3. Ascenso del centro de la cadera colocando un cotilo sin cementar, esta técnica presenta la desventaja biomecánica de la competencia de la musculatura abductora y de la necesidad de emplear implantes más pequeños. Se considera necesario que sean defectos

pequeños, que el defecto no combine medialización y ascenso, y que se haya planificado actuación sobre el probable acortamiento femoral resultante que dará lugar a una disimetría^{123,124}. Se considera que la elevación del centro de rotación siempre influye en el resultado final de la cirugía empeorándolo^{125,72}.

4. Aumentos de metal trabecular y cotilo metálico con impactación superior. De referencia para la literatura americana¹¹². La colocación de uno o varios aumentos de metal trabecular optimizan el contacto óseo, favorecen la colocación de los implantes y dan lugar a un soporte estructural del componente acetabular mientras se produce el crecimiento óseo. Aunque no hay estudios a largo plazo, Van Kleunen evaluó 97 caderas tratadas con copas no cementadas y aumentos en los que no encontró ningún aflojamiento a 45 meses de seguimiento¹²⁶.
5. Anillo Antiprotusivo asociado a injertos.
6. Anillos de metal trabecular, conjugan el anillo ilioisquiotibial con material trabecular. Este tipo de material podría ser empleado para defectos IIIA,IIIB y discontinuidad pélvica. Se considera una doble ventaja, por la estabilidad mecánica inicial y por la capacidad biológica de los implantes. Pueden asociarse a la colocación de anillos antiprotusivos en casos de discontinuidad pélvica o a un mayor número de aumentos. Estudios a corto plazo tienen resultados prometedores que deben confirmarse más adelante¹²⁷.

Si no existe la posibilidad de una fijación estable podemos plantearnos dos posibilidades relleno de la cavidad con cemento (sólo para pacientes con esperanza de vida mínima) o colocación de un anillo antiprotusivo con apoyo isquiático y cotilo cementado en su interior.

IIIB: La lesión incluye a más de la mitad de la circunferencia del anillo y en muchas ocasiones puede traducir una discontinuidad pélvica aunque esta esté oculta. La discontinuidad es más frecuente en pacientes con migraciones

proximales y mediales muy severas. En función de esto podemos abordarlo tratando de hacer una fijación biológica (bastante compleja) o no biológica (lo más común). Las opciones más frecuentes son:

1. Injerto estructural en columna posterior y anillo^{117,118}.
2. Injertos de esponjosa y anillos antiprotusivos (aunque algunos autores advierten que esto puede favorecer el colapso del sistema).
3. Componentes hemisféricos no cementados con apoyo de múltiples aumentos de metal trabecular. En este caso se emplean los aumentos para disminuir el tamaño del defecto y restituir el anillo de forma que sea posible el implante de revisión. La localización más frecuente suele ser medial al iliaco o para cubrir defectos superomediales.
4. Trasplante acetabular con anillo asociado.

Si nuestra pretensión es una fijación biológica y ésta es posible se han desarrollado una serie de implantes que pueden tener buenos resultados dando lugar a un sistema estable en distracción que permite la colocación de un implante sin cementar. En este sentido uno de los sistemas más documentados es el Triflange® (DePuy Orthopaedics®, Johnson&Johnson Company, EEUU) Son modelos individualizados contruidos mediante reconstrucción en TAC de los defectos que permiten realizar una construcción con fijación estable a iliaco/isquion/pubis cuyos resultados son más satisfactorios que los anillos que presentan menor rigidez y son, en general, más flexibles. DeBoer en un estudio a 10 años no identificó aflojamientos en su serie y consiguió curación radiológica de la discontinuidad pélvica en un 90% pacientes¹²⁸.

Los defectos tipo III B con discontinuidad pélvica suponen una mayor gravedad y deben ser identificados en el preoperatorio. Una discontinuidad pélvica implica que la hemipelvis se separa en superior o inferior por pérdida de hueso del huésped o por fractura de las columnas acetabulares. En estos casos puede ser precisa una osteosíntesis previa.

Radiológicamente puede incluir línea de fractura visible a través de la pelvis o líneas columnares, traslación o rotación de la hemipelvis inferior con respecto a la superior, afección de la línea de Köhler y variación en el centro de rotación de la cadera.

Aunque algunos autores han hecho clasificaciones individualizadas para este tipo de defectos quizá todas sean modificaciones a la clasificación de la AAOS. En el abordaje de este tipo de lesiones se puede incluir una subdivisión práctica en función del potencial de curación, así si el proceso no es crónico lo más correcto es el empleo de placas de compresión para la reconstrucción pélvica, anillos antiprotusivos asociados a aloinjertos y en casos de discontinuidad crónica se pueden aplicar trasplantes acetabulares, implantes personalizados para permitir un montaje en distracción.

Este tipo de defecto es un reto para el cirujano ortopédico, con gran dificultad técnica y que ha generado mucha controversia en la literatura^{75,129,130}.

Las principales opciones pasan por¹³¹:

1. Placa de compresión en columna posterior con cotilo hemisférico.
2. Aloinjertos estructurales o trasplantes acetabulares (gran injerto estructural, suplemento y copa cementada). Muy denostados por la alta tasa de resorción y altos niveles de aflojamiento secundario a medio plazo^{132,133}.

3. Aumentos metálicos para distraer la discontinuidad pélvica¹³⁴. Ampliamente desarrollado con la aparición del metal trabecular y los derivados del tantalio, se presentan series con buenos resultados en el más del 60 % de los pacientes con defectos IIIB¹³⁵.
4. Anillos de Reconstrucción asociado a aloinjertos, implantes a medida. A pesar de ser una de las opciones más empleadas clásicamente han presentando fallos mecánicos de entre el 0 y el 15 % en función de las series¹³⁶.



Figura 16. Defecto Tipo IIIA, posible discontinuidad pélvica. Paciente de nuestra serie

Parece que la capacidad el aspecto fundamental para conseguir un resultado satisfactorio es la de los anillos para soportar carga mientras se produce el proceso de normal consolidación de la discontinuidad. Si no se produce la incorporación de los injertos, es probable un fracaso de los implantes y mal resultado a corto plazo.

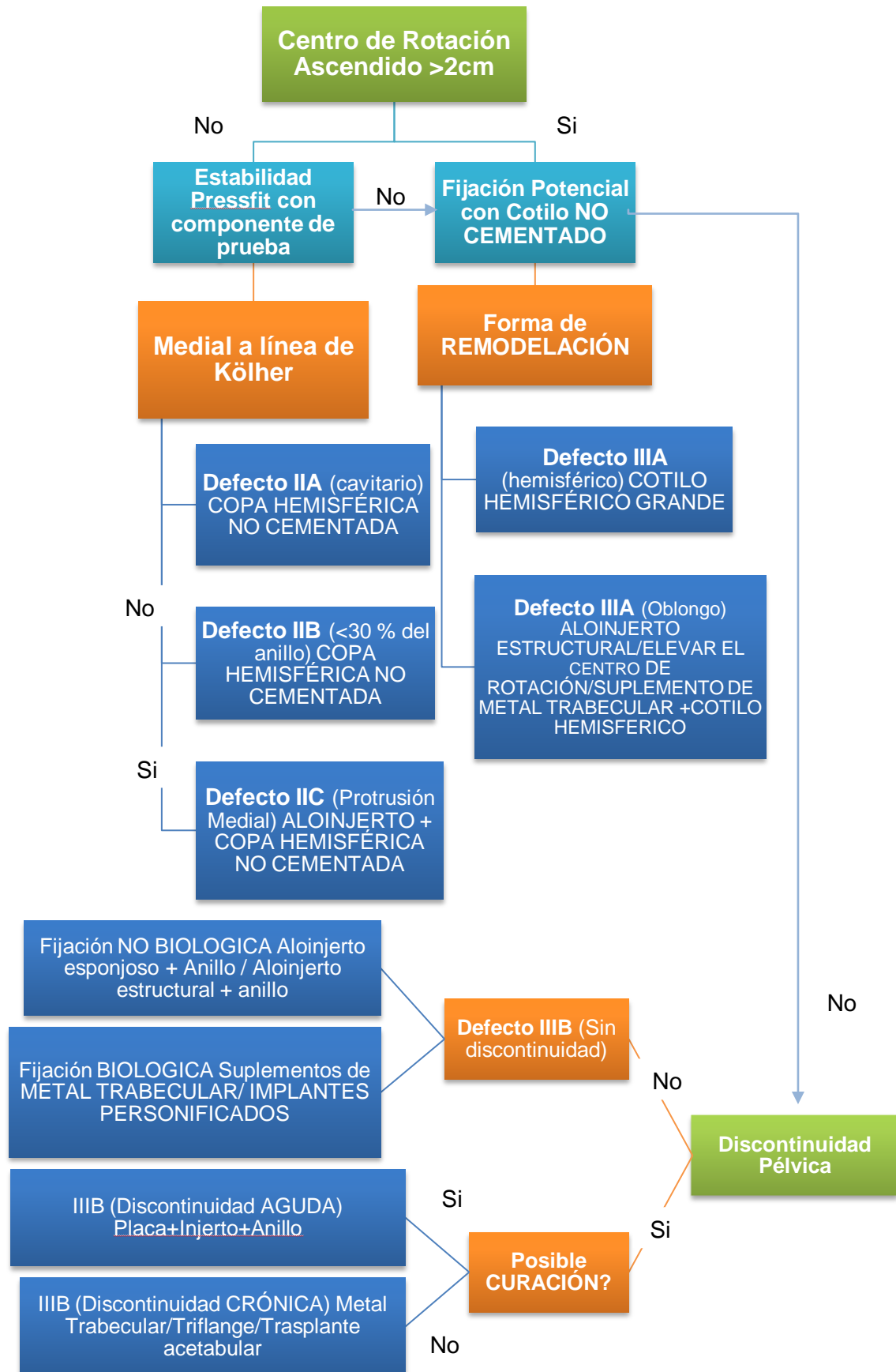


Figura 17. Manejo de los defectos acetabulares en la cirugía de revisión. Modificado de Scott y cols. 2005

2.4.3 Anillos de reconstrucción, antiprotusivos y revisión acetabular.

Los anillos antiprotusivos surgieron con la idea de proteger la integración de aloinjertos de esponjosa y estructurales transfiriendo las fuerzas que actuaban sobre ellos a la periferia de los implantes¹³⁷. Debido a un aumento del número de problemas difíciles de revisión que se han podido tratar con componentes acetabulares con revestimiento poroso no cementado su empleo ha disminuido drásticamente en los últimos 10 años¹³⁸.

Existen tres tipos fundamentales de anillos de reconstrucción contenedores, lateralizadores o de puenteo del defecto:

- Los *anillos contenedores* son aquellos en los que se trata de convertir defectos no contenidos en defectos contenidos. En realidad no son verdaderos anillos de reconstrucción. Son ejemplos las mallas mediales y las mallas en anillo.
- Los *anillos lateralizadores* se definen como aquellos cuya principal función es *transferir las fuerzas* del fondo del anillo y *descomprimir* los injertos, se usan en casos de protrusión del fondo acetabular. Los principales diseños han sido el anillo de Müller y el anillo de Ganz. Ambos presentan anclaje exclusivo al iliaco ya que el garfio del anillo de Ganz es simplemente posicional y no da estabilidad al anillo.
- Los *anillos puenteantes* del defecto son aquellos con anclaje en iliaco e isquion para defectos mayores que requieran estabilidad inicial independiente del anillo acetabular. Existen varios diseños que pueden ser empleados en sentido puenteante, los más comunes son el anillo de Burch Schneider, la caja Link, el anillo de Gap y el de Ganz.

Tipo	Ventajas	Inconvenientes
Anillo de Müller	No muy voluminoso Muchos tamaños (36-58mm) Para defectos pequeños tipo I y II	Solo se fija al ILIACO
Anillo de Ganz	No muy voluminoso Muchos tamaños (32-64mm) Para defectos pequeños tipo I y II Garfio de posicionamiento	Solo se fija al ILIACO
Anillo de Burch-Schneider Antiprotusivo	Fijación a ILIACO e ISQUION Para todo tipo de defectos	Muy voluminoso Generalmente sólo 2 tamaños posibles (44 y 50mm)

Tabla 17. Ventajas e inconvenientes de los diferentes anillos de Reconstrucción

La indicación fundamental para emplear este tipo de anillos es la ausencia de estabilidad intrínseca de implantes no cementados por lecho óseo insuficiente. Esto daría lugar a una alta probabilidad de fallo precoz de los implantes de revisión e impide su utilización. Según esta premisa, los anillos deben usarse siempre que el lecho óseo presente:

- Ausencia de estabilidad mecánica adecuada inicial (menos del 50% de lecho óseo disponible). Pérdida de hueso acetabular masivo
- Remanente óseo con poco hueso biológicamente activo que hace muy compleja la fijación biológica de un implante no cementado¹³⁹, biología del remanente óseo pobre, por ejemplo en paciente añoso o con osteoporosis grave.

- Pérdida masiva ósea en patología primaria, defectos postraumáticos graves, radiación previa de la pelvis y cirugía tumoral.

Desde 1974 aparecieron los primeros anillos antiprotusivos diseñados por Burch y modificados al año siguiente por Schneider, para algunas de las deficiencias óseas acetabulares más importantes. El objetivo fundamental era recomponer el implante acetabular en su posición más anatómica, conseguir una reconstrucción de la estructura ósea a base de aloinjertos, facilitando una segunda revisión si era necesaria y dar un lecho metálico a un implante acetabular de polietileno que se cementaba sobre él¹⁴⁰. Secundariamente permite una colocación en anteversión e inclinación correcta independientemente de la colocación del anillo y permite la difusión de antibióticos de forma local para evitar la infección de los implantes¹⁴¹. Su principal ventaja es aportar un anclaje a nivel del iliaco y el isquion puenteando el defecto óseo. Sus inconvenientes principales son tasas altas de aflojamiento cuando se emplean injertos estructurales, limitación relativa del descenso del centro de rotación, gran disección de partes blandas y secundariamente pueden incrementar el índice de luxaciones.

2.4.3.1 El anillo de Burch-Schneider

Es el anillo de puenteo del defecto más usado y por lo tanto presenta anclaje en iliaco e isquion. Aunque hace más de 30 años que surgió el primer prototipo, este ha ido modificándose desde la primera implantación. Los cambios más llamativos fueron:

- El material: pasó de ser de acero a titanio en la década de los 90.
- El anclaje de la pestaña: pasó de ser atornillada a isquion a impactada, intra o extraisquiática, modificación propuesta por Schneider y que se instauró en 1975.

- La orientación de los orificios para los tornillos: esto facilita su colocación y una mejor reproducción del centro de rotación de la cadera, lo que determina un mejor resultado funcional.



Figura 18. Evolución del anillo de Burch-Schneider desde el prototipo de 1974 hasta el actual modelo de 2005 (Zimmer, Bradshaw, USA)

Las principales complicaciones al margen de ello fueron los hematomas, la luxación (hasta en un 23 % de las series), la ausencia de penetración en el isquion, los aflojamientos, las roturas del material y las lesiones del nervio ciático¹⁴².

La colocación de un anillo de reconstrucción o un anillo antiprotusivo implica una amplia disección de partes blandas y la colocación de una serie de tornillos que pueden poner en peligro estructuras importantes y vitales cercanas al acetábulo. En este sentido, un estudio sobre cadáver, identificaba como estructuras más susceptibles de lesión la arteria iliaca externa, el nervio glúteo superior e inferior, la arteria pudenda superior, inferior e interna, la arteria circunfleja iliaca profunda, arteria iliaca interna, arterias y venas vesicales, uréter, vejiga, intestino grueso y el delgado, el nervio femoral, arteria femoral y los nervios obturadores¹⁴³. Cada estructura está asociada a una zona de riesgo que debemos tener en cuenta a la hora de colocar los tornillos de

anclaje. Se recomienda un número mínimo de 3 tornillos para garantizar un correcto anclaje, asociado a la pestaña isquiática.

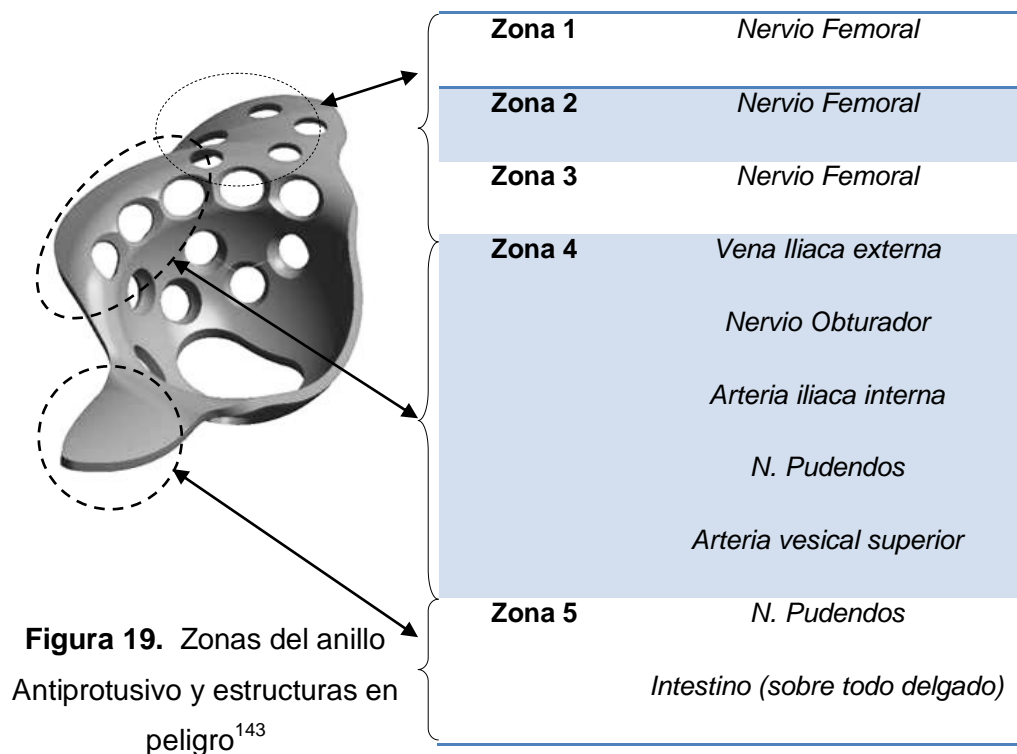


Figura 19. Zonas del anillo Antiprotusivo y estructuras en peligro¹⁴³

Históricamente ha sido muy complejo comparar los resultados de las diferentes series publicadas por la heterogeneidad de las mismas¹⁴¹. En este sentido, los puntos claves para un correcto resultado a medio y largo plazo serían un correcto relleno del defecto con injerto que quede firmemente compactado por debajo del anillo asociado a la estabilidad mecánica inicial. Secundariamente puede tener influencia la presencia de un defecto superior grande si no se consigue una correcta estabilidad del anillo a nivel del Iliaco¹⁵⁰.

Solo hemos localizado dos estudios que identifiquen la influencia de diversos factores en el fallo de los implantes. Bohm concluyó que eran aspectos fundamentales la incorporación del aloinjerto, la presencia o reabsorción del mismo y el empleo del aloinjerto en forma estructural o

triturada¹⁴⁴. Sin embargo, sus apreciaciones no han podido ser reproducidas en otras series como las de Sembrano y Cheng¹⁴⁵, que no encontraron ningún factor individual ni preoperatorio ni intraoperatorio relacionado con la incidencia de fallos de los implantes. La estabilidad mecánica parece fundamental lo que daría una ventaja a los injertos estructurales pero parece que la alta tasa de reabsorción asociada hace que se pierda¹⁴⁵. Desde el punto de vista de calidad de vida y de mejoría de las escalas funcionales destacan el paso aproximadamente 9,2 a 15,1 en la escala Merlè D'aubigné y un bajo número de complicaciones en el que siempre destacaban las luxaciones y las revisiones. En general presentan una supervivencia de aproximadamente el 75% por encima de los 15 años, aunque algunas series se encuentran por encima con supervivencias de hasta el 92 % a 21 años^{13,74,146-148}. El interés por este tipo de implantes se ha visto ensombrecido por la rotura de los anillos, la aparición del metal trabecular y las nuevas técnicas para el recambio del componente acetabular¹⁴⁹.

2.4.4 Manejo postoperatorio general:

El manejo postoperatorio es variable en función del tipo de defecto que hayamos resuelto y si los implantes empleados son cementados o no. En general, los pacientes con defectos cavitarios contenidos en los que hemos aplicado reconstrucción no cementada pueden iniciar la carga parcial en el postoperatorio inmediato durante 6-8 semanas y una vez transcurrido ese tiempo iniciar la carga completa. Si se han aplicado injertos libres o atornillados lo más adecuado es limitar la carga durante tres meses con apoyo único de dedos. Transcurrido este periodo iniciarán carga parcial con un tercio de su peso durante un mes más para posteriormente iniciar carga completa. Cuando existe una discontinuidad pélvica el paciente no iniciará la carga completa hasta que hayan transcurrido 6 meses, con un periodo previo de 3 meses en carga parcial. Se admite que todos los pacientes deben usar una férula de abducción durante las primeras 6-12 semanas. El control debe ser estricto con revisiones a las 2, 6, 12 semanas y posteriormente a los 6 y 12 meses. Los

controles posteriores si no existe otra alteración pueden realizarse de forma anual.

Serie	PT	ED	Seguimiento	Defecto AAOS	Implant	Injerto	Superviv
Regis 2012	18	63 (33-77)	13.5 (10.5-16,6)	IV	BS	estructural	76,6 a 16,6 años
Wachtl 2000	38	75 (55-88)	12 (8-21)	II (1) III(34) IV (3)	BS	Triturado	92% a 21 años
Panagoitis 2009	57	63.1 (39-75)	11.5 (5-21)	Tipo I (1) Tipo II (5) Tipo III (43) Tipo IV (7) Tipo V (1)	BS	Triturado (55) y estructural (2)	61,75 % a 14 años
Philippe 2012	95	69.5 (42-86)	8 (5-13.1)	Tipo II (5) Tipo III-84 Tipo IV-6	Eichler Müller Ganz BS	Triturado	77.9% a 13 años
Pieringer 2006	64	70.4 (35.9-86.7)	4,18 (1,9-10.6)	No definido	BS	Triturado (57)	93,4 a 10,6 años
Coscujuela 2010	91	67,3 (35-85)	8.1 (5-13)	IIB a IIIB de Paprosky	BS	Triturado?	92,4 a 13 años

Tabla18. Comparación de Varios estudios publicados sobre el empleo de Anillo de Burch-Schneider asociado a injerto

3

Hipótesis de Trabajo y Objetivos

3. Hipótesis de trabajo y objetivos:

3.1 Hipótesis:

1. Que pueden existir diferencias clínicas si el defecto óseo inicial es diferente, grados II o III de la clasificación de Paprosky
2. Que se puede establecer una correlación clínico radiológica entre integración y resultado funcional para este tipo de pacientes.
3. Que la adición de injertos procedentes de donante en la cirugía de revisión de acetábulo es una técnica con buenos resultados para defectos de óseos ya sean contenidos o no.
4. Que el uso de anillos antiprotusivos suponen una adecuada técnica cuando no existe un lecho suficiente que permita la estabilidad de otro implante en la cirugía de revisión.

3.2 Los objetivos principales son:

1. Describir la demografía y las causas del recambio en nuestra serie temporal y sus características
2. Estudiar la integración del injerto óseo en el manejo del déficit del lecho del cotilo en los recambios protésicos de cadera.
3. Valorar la migración y el fallo de los implantes cuando se emplean aloinjertos óseos procedentes de Banco como sustrato en defectos óseos moderados-severos
4. Valorar la relación con la integración de los injertos con el fallo de los implantes
5. Revisar nuestros resultados en la cirugía de recambio del componente acetabular en los que se han empleado dichos injertos.

3.3 Objetivos secundarios:

1. Valorar la Índice de Kappa de las escalas conocidas de integración del aloinjerto.
2. Estudiar el tiempo medio en la integración de los injertos y la secuencia temporal de la integración
3. Valorar la existencia de procesos de reabsorción en el empleo de aloinjertos en forma de "chips" de esponjosa
4. Estudiar la modificación de resultados clínicos en función de defecto
5. Recopilar las complicaciones derivadas del empleo de aloinjertos óseos
6. Valorar el papel de la TAC en la interpretación de los procesos de integración de aloinjertos óseos en el cotilo.
7. Valorar el índice de dependencia de los pacientes y su variación en función de escalas funcionales de cadera
8. Identificar factores distractores en la evolución funcional del recambio.

4

Material y Métodos

4. Material y Métodos

4.1. Material

4.1.1 Diseño del estudio:

Estudio retrospectivo analítico trasversal sobre una serie de casos

4.1.2 Universo de trabajo:

-Población Global de influencia: el área III de Aragón tenía al realizar este estudio un cómputo global según de 316.942 personas.

-Población diana: Pacientes de ambos sexos a los que se le haya realizado un recambio por complicación de componente acetabular tras artroplastia total de cadera empleando aloinjerto óseo y anillo antiprotrusivo tipo Burch-Schneider

-Población accesible: Pacientes de ambos sexos, pertenecientes al área de influencia del HCU Lozano Blesa que hayan sido intervenidos en nuestro hospital, realizando cirugía de recambio acetabular con adición de aloinjerto óseo y anillo antiprotrusivo tipo Burch-Schneider.

4.1.3 Muestra:

Definición de las unidades de Observación:

-Criterios de Inclusión: Pacientes de ambos sexos, pertenecientes al área de influencia del HCU Lozano Blesa que hayan sido intervenidos en nuestro hospital, realizando cirugía de recambio acetabular con adición de

aloinjerto óseo triturado independientemente del implante de sustitución y que presenten seguimiento mínimo de un año con controles radiológicos y clínicos seriados en nuestras consultas.

-Criterios de exclusión: Pacientes que han sido sometidos a cirugía de recambio acetabular sin adición de aloinjerto o con única adición de autoinjerto procedente de cresta, seguimientos inferiores a un año sin controles radiológicos y clínicos seriados.

Establecidos estos criterios se han recogido de forma sistemática todas las movilizaciones de componente acetabular diagnosticadas y en el Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del HCU. Durante este periodo 1999-2012 se realizaron un total de 239 recambios por movilización de componente acetabular en nuestro centro, aplicando los criterios de inclusión y exclusión a la muestra se determinaron un total de 67 recambios de cadera empleando aloinjerto óseo triturado y anillo antiprotusivo de Burch-Schneider que fueron considerados la muestra total de nuestro estudio.

4.2 Métodos:

4.2.1 Variables Descriptivas

- **Nº de historia Clínica**
- **Edad** (en el momento de la cirugía primaria y en el momento del recambio definitivo, expresada en años)
- **Sexo**
 - Masculino (0)
 - Femenino (1)
- **Nº de patologías previas.**
- **Lateralidad:**
 - Derecha (0)
 - Izquierda (1)
- **Estado de cadera contralateral**

- Propia (0)
- Otros (1)

- **Seguimiento (medido en meses)**
- **Causa de la Artroplastia primaria**
 - Coxartrosis (0)
 - Fractura (1)
 - Osteonecrosis (2)
 - Displasias y otras (3)
- **Tipo de Implante primario (Nombre comercial)**
 - cementado (0)
 - no cementado (1)

- **Causa del recambio**
 - Aflojamiento aséptico (0)
 - Aflojamiento séptico (1)
 - Luxación (2)
 - otros (3)

- **Tiempo entre la cirugía primaria y el recambio definitivo con empleo de Burch-Schneider®** (Supervivencia del implante primario medido en meses)

- **Tipo de defecto óseo:** según la clasificación de Paprosky (1999)

Según los seis tipos de defectos establecidos en el preoperatorio mediante radiografías del preoperatorio y durante el proceso quirúrgico incluidas en el protocolo quirúrgico.

 - I (0)
 - IIA(1)
 - IIB (2)
 - IIC (3)
 - IIIA (4)
 - IIIB (5)

4.2.2 Técnica quirúrgica:

- **Tipo de abordaje:**
 - Hardinge-Bauer (0)
 - Watson Jones (1)
 - Watson Jones Ampliado (2)
 - Kocher-Langenbeck (3)

Retirada de los componentes intentando conservar el remanente óseo y no aumentar los defectos ya establecidos.

- **Tipo de implante:**
 - Anillo de Burch Schneider® + Cotilo de Müller® cementado (0)
 - Anillo de Burch Schneider®+Cotilo de Exeter (1)
 - Anillo de Burch Schneider®+Cotilo antiluxación (2)
 - Anillo de Burch Schneider®+otros (3)
- **Número de tornillos implantados**
- **Volumen de injerto usado** (si se registró, medido en CC)
- **Necesidad de recambio del vástago femoral** (en el mismo proceso)
 - Si (0)
 - No (1)
 - Si la respuesta fue positiva, se recogió *tipo* de implante.
- **Recambio de la cabeza femoral del vástago** (si se realizó)
- **Tamaño de la cabeza femoral y offset definitivo**
- **Tiempo Quirúrgico**

- **Valoración Postoperatoria intrahospitalaria:** Incidencias durante el ingreso postoperatorio
- **Carga inmediata o diferida.** (en caso de descarga se recogió el tiempo establecido de descarga de la extremidad intervenida)

- **Esquema básico de la *técnica quirúrgica* para la colocación del anillo de Burch-Schneider de segunda generación:**

Una vez realizado el abordaje, se retiraron los elementos movilizados y se limpió el remanente óseo colocando el componente de prueba en su posición. En ese momento se valoró la cobertura del defecto y el tamaño adecuado. El diseño y la superficie del anillo determinaron su colocación, además secundariamente permitieron la prueba.

La aleta destinada al iliaco habitualmente debió ser remodelada para adaptarse a su posición, en la primera generación debía adaptarse al isquion. Los implantes actuales presentan un gancho que se asienta en el isquion precisando una correcta visión distal por lo que se requirió una amplia disección inferior del acetábulo.

Entonces determinamos si la colocación la realizabamos intra o extraisquiática y la mayoría de las ocasiones esto condiciona la estabilidad inicial del anillo. Para la colocación intraisquiática se utilizó un escoplo que se ajusta a la curvatura del gancho y así se mantuvo la anteversión del cotilo.

Una vez posicionado se reajustó con un impactor y posteriormente se fijó con tornillos de esponjosa de 6,5 mm siempre en zona de seguridad. En número recomendado de tornillos por razones biomecánicas fue de 3 o 4.

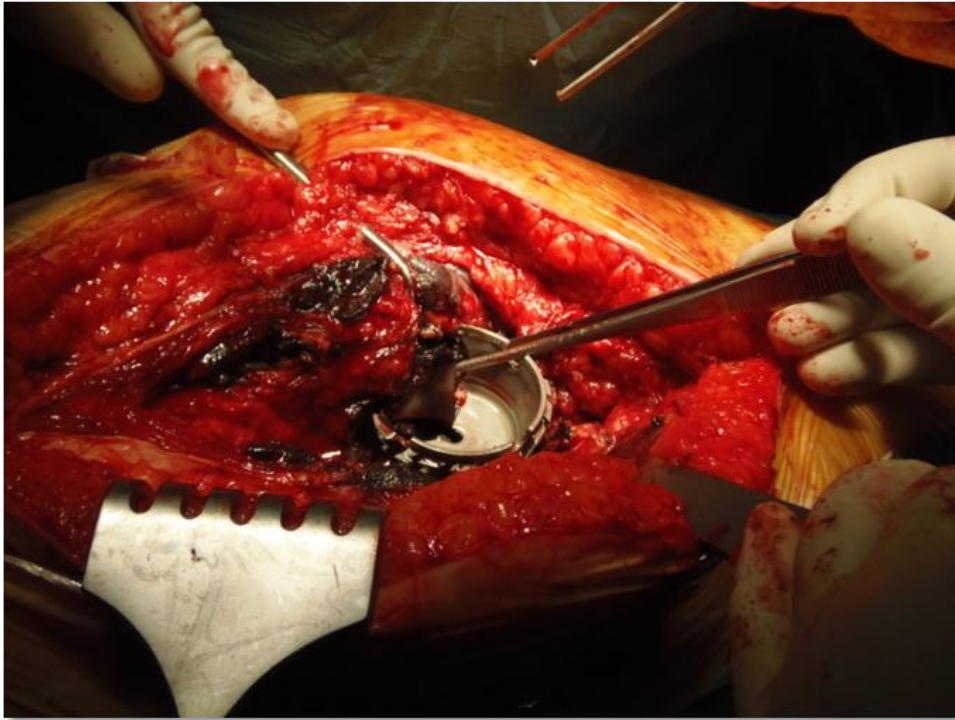


Figura 20. Retirada del implante primario Movilizado



Figura 21. Limpieza del lecho primario e interfase

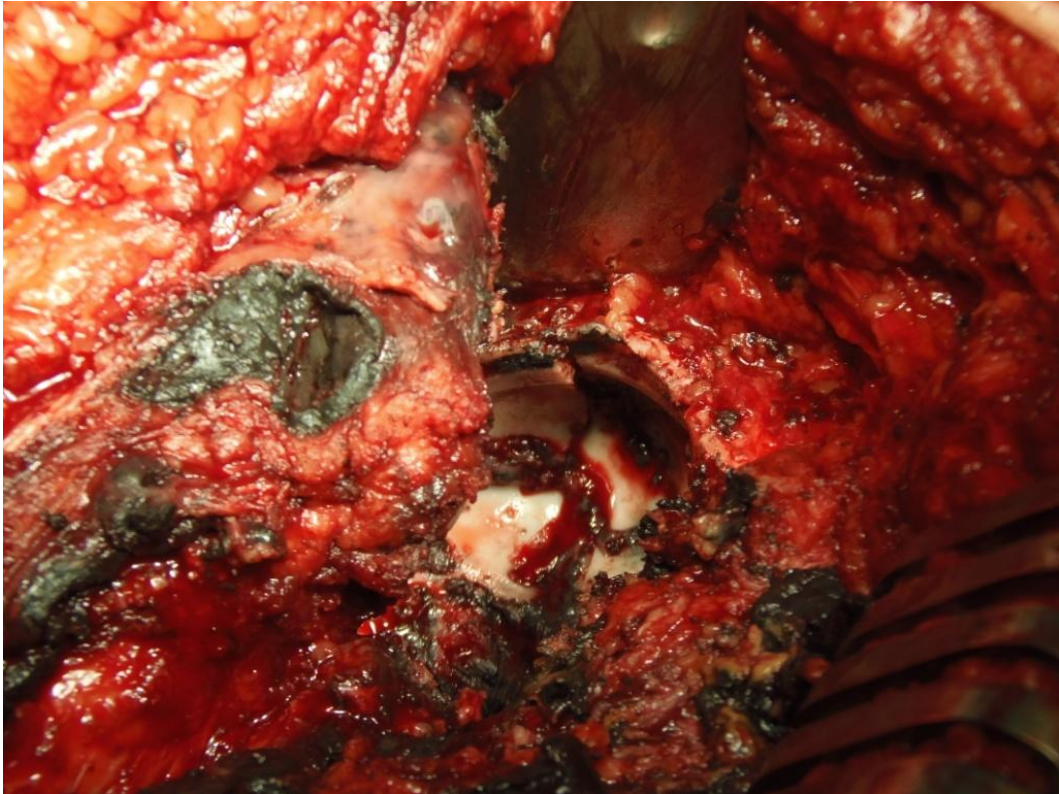


Figura 22. Lecho acetabular preparado para la colocación del anillo

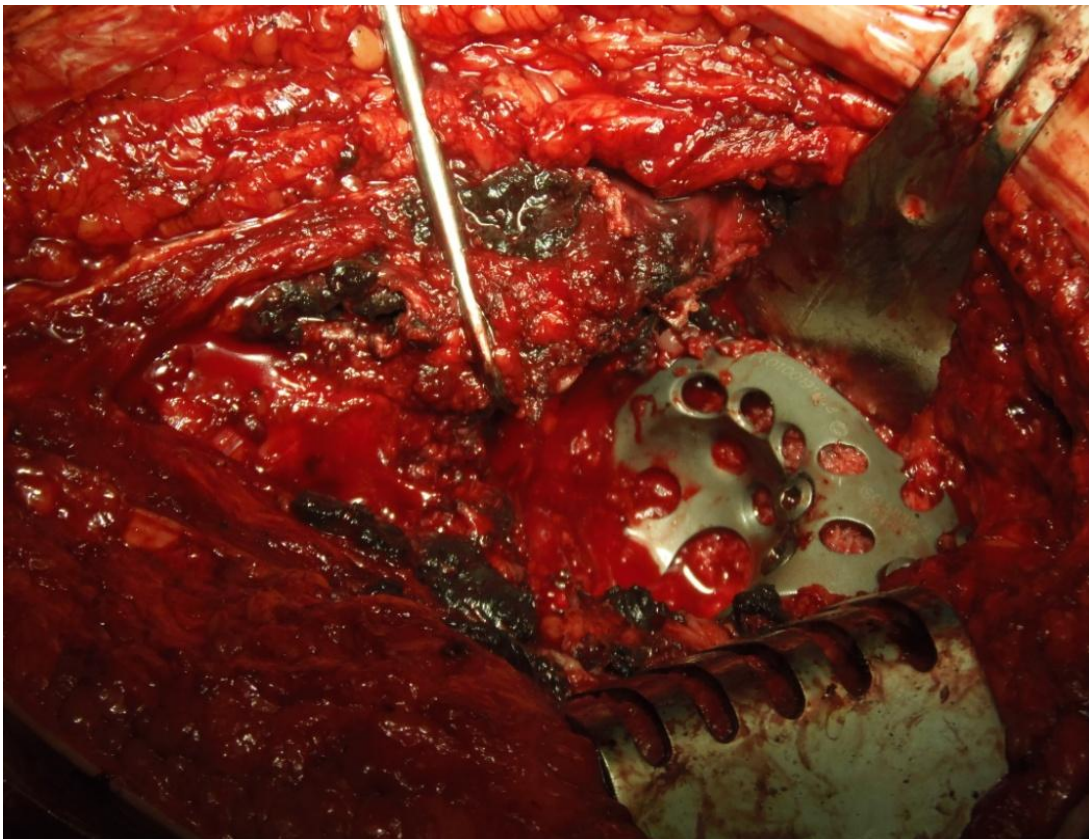


Figura 23. Colocación Definitiva del anillo de Burch-Schneider atornillado sobre lecho de injerto triturado y compactado.

4.2.3 Variables Resultado:

- **Mediciones radiológicas:** Mediciones realizadas en la radiografía postoperatoria y al final del seguimiento, por un mismo observador. Las mediciones se realizaron de forma sistemática empleando el programa Autocad v. 2013 en radiografía en el postoperatorio y al final del seguimiento según radiografía disponible del paciente.

- **Reproducción del centro de rotación de la cadera.**
 - Si (0)
 - No (1)

Si la respuesta es *negativa* se indicó si el centro es *superior, inferior, lateral o medial con respecto al punto teórico*.

Para determinar el centro de rotación teórico de la cadera empleamos el método de *Ranawat y cols*¹²⁵:

Tras dibujar en sistema *Autocad* 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, *empleando las radiografía iniciales y las del PO*) y la *línea de Köhler* o *línea ilio-isquiática* (línea tangente al agujero obturador y a la escotadura ciática).

Posteriormente se localizó un punto 5 mm lateral a la intersección de estas dos líneas (punto A). Trazamos una línea horizontal a nivel de las crestas ilíacas y otra al nivel de las tuberosidades isquiáticas. Perpendicular a estas trazamos una línea que pasa por el punto A. Esta línea vertical indicó la altura pélvica y 1/5 de ella se determinó la altura del acetábulo. Entonces se localizaron los puntos B y C. B se localiza a 1/5 de altura pélvica de A y C 1/5 de altura pero lateral a B. La distancia AB y BC son idénticas realizando un triángulo equilátero que marcará la posición del acetábulo. El

centro de la hipotenusa del triángulo que se determinó corresponde con el centro de giro teórico de la cabeza.

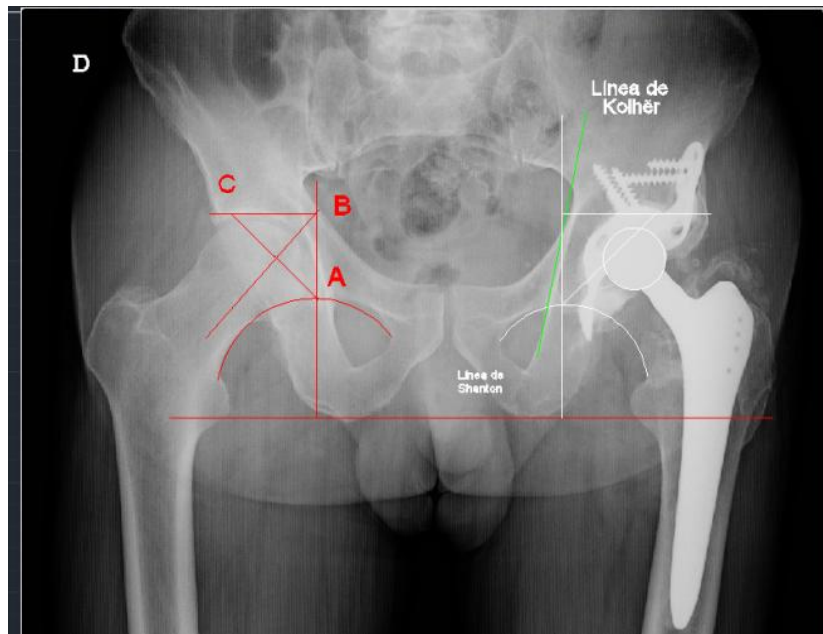


Figura. 24 Reproducción del Método de Ranawat en nuestra serie de pacientes, en este caso el centro de rotación se encuentra levemente lateralizado inferior a 5 mm por lo que se considera reproducido el centro de rotación.

- **Rotura de tornillos**
 - Si (0)
 - No (1)
- o **Migración de los componentes horizontal, vertical y medial según el sistema descrito por Peters (1995)** en la primera radiografía postoperatoria y en la última de seguimiento

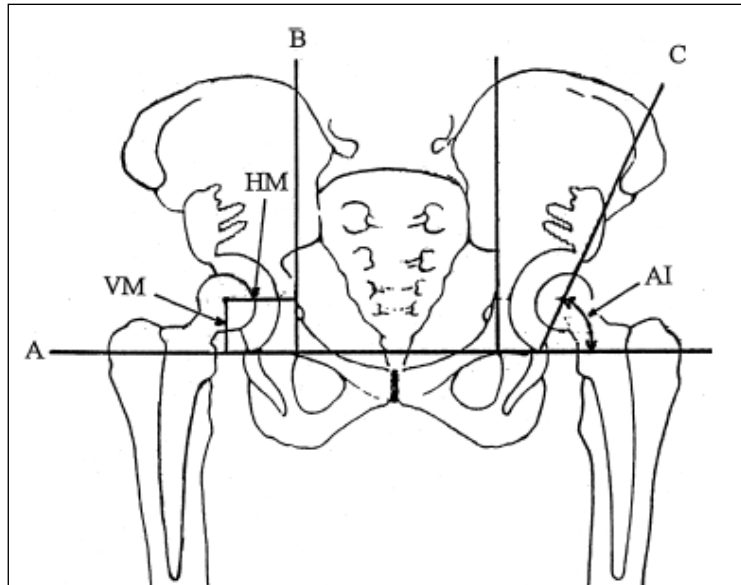


Figura 25. Diagrama de reconstrucción en el que se establecen los parámetros de migración posibles según Peters. Línea A: Plano horizontal, Línea B: Plano Vertical. HM: Migración horizontal, VM: Migración vertical. AI: ángulo acetabular¹³

Para realizar las mediciones se utilizó el programa Autocad 2013. Ante la dificultad de estandarizar la medición de forma manual, con gran posibilidad de sesgos, se utilizó este programa porque es capaz de escalar la imagen en función de una medida conocida (en este caso el tamaño de cabeza femoral). Una vez escalada la imagen se realizó un círculo que incluye a la cabeza acetabular con un sistema de 3 puntos, establecido dicho círculo el programa por defecto marca el centro de la cabeza femoral que se utilizó de referencia para las mediciones en cuanto a migración de los implantes.

Para ello fue necesario determinar el plano horizontal (que pasa por el borde superior del agujero isquiático) y el plano vertical (transversal a esta tangente a la lágrima articular) Una vez establecidas estas líneas utilizamos el sistema ideado por Peters para realizar las migraciones.

Se emplearon radiografías AP de Pelvis centradas en la pelvis. *En aquellos casos en los que no se pudieron recuperar dichas proyecciones se emplearon por defecto aquellas en las que se pudiera determinar, al menos, el círculo de la cabeza femoral, el plano horizontal y vertical.*

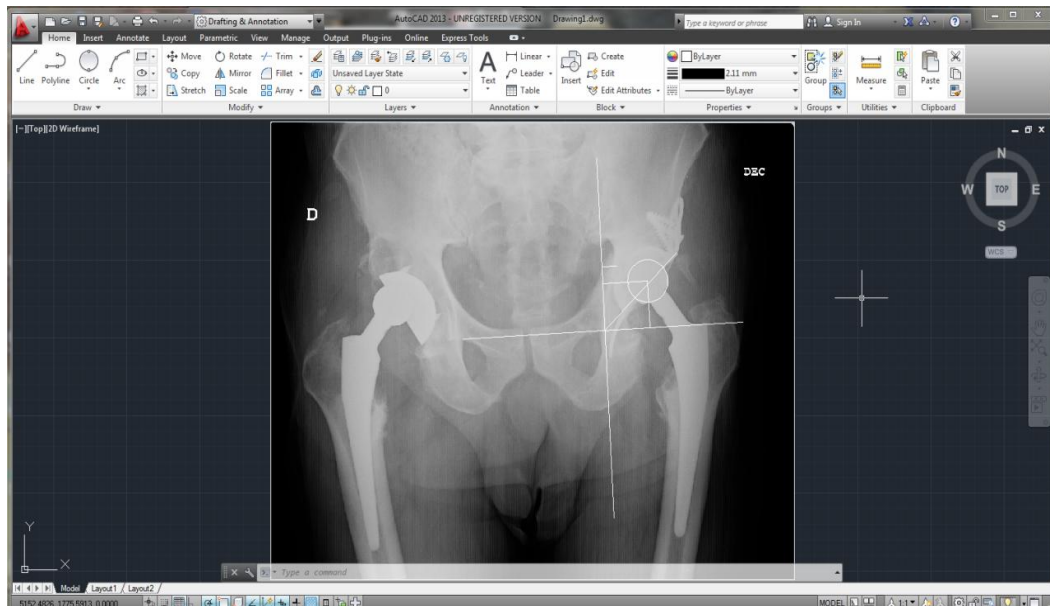
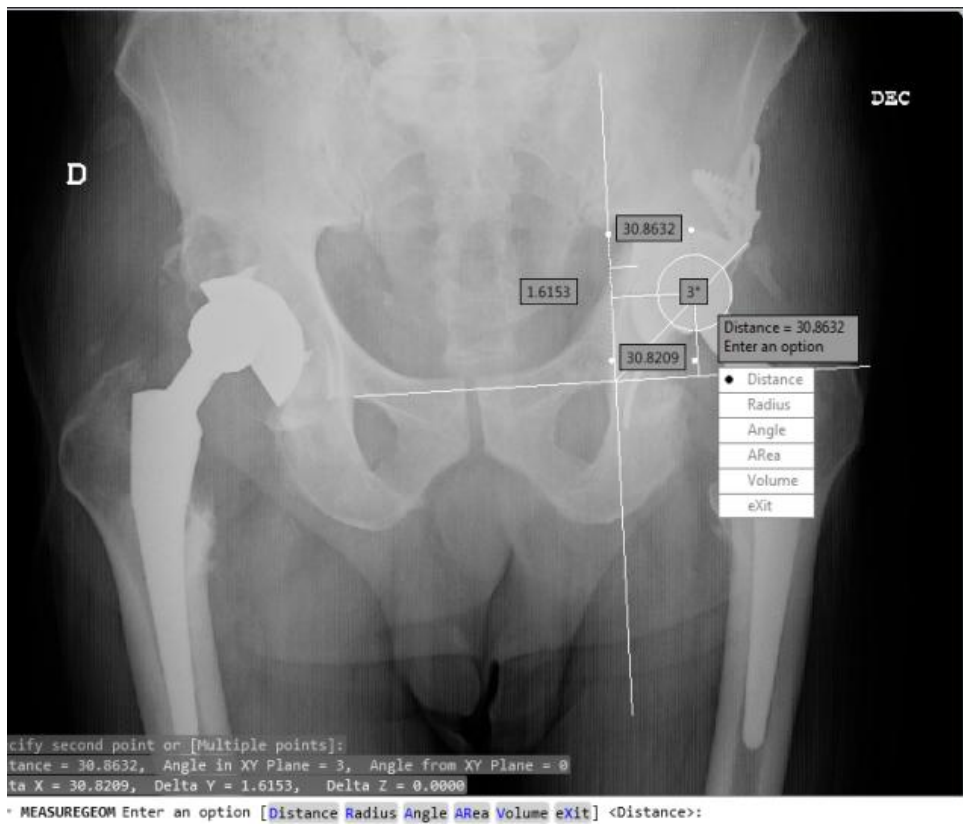


Figura 26. Proceso de Medición con el programa informático AUTOCAD®



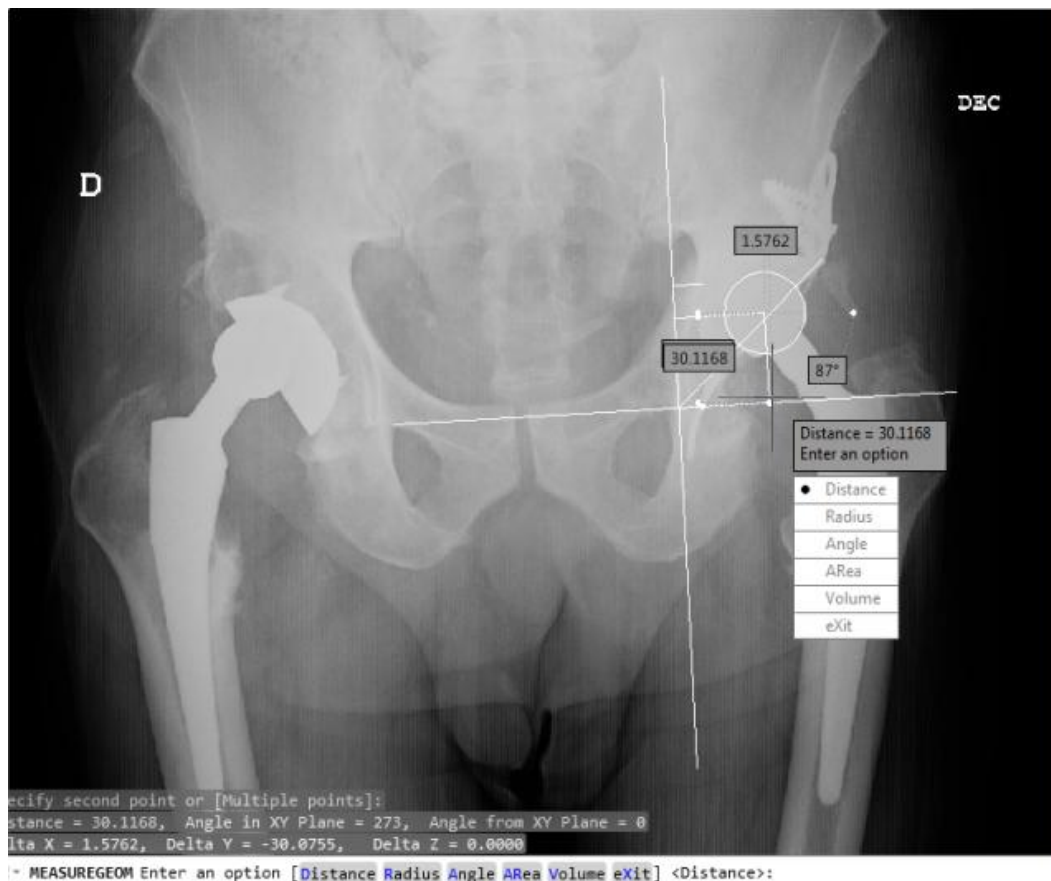


Figura 27-28. Capturas del proceso habitual de medición radiológica. (elaboración Propia)

- **Osificaciones heterotópicas según Brooker y cols. (1973)**
 - Grado I: Islotes aislados periarticulares (0)
 - Grado II: Formaciones óseas con separación entre sí de > 1cm (1)
 - Grado III: Formaciones óseas con separación entre sí de < de 1cm (2)
 - Grado IV: Anquilosis aparente (3)

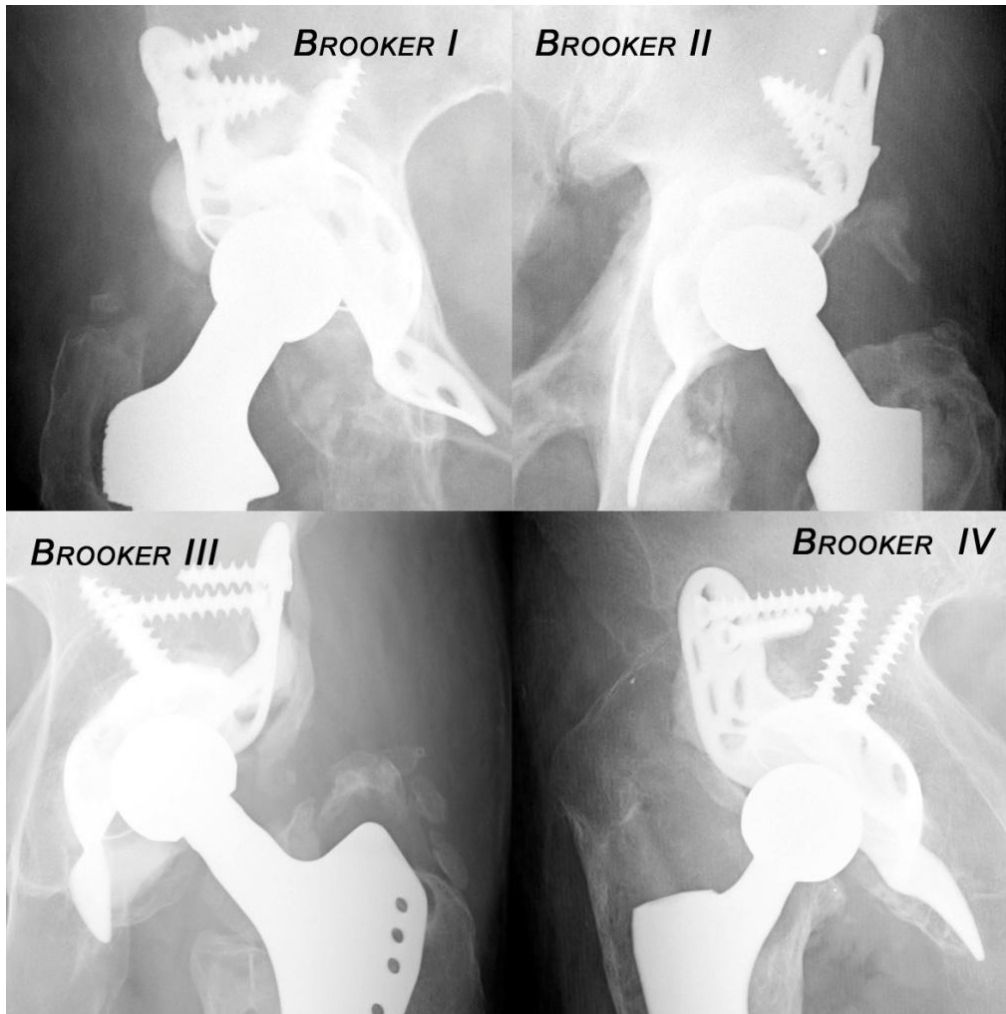


Figura 29. Calcificaciones según Brooker Elaboración propia a partir de pacientes de la serie

- **Incorporación del injerto empleando la escala descrita en el artículo de Deakin y cols. de 2007**
 - No incorporación (0)
 - Corticación: definida como la ausencia de erosión del endostio y recuperación de la estructura cortical normal y su espesor. (1)
 - Trabeculación: definido como patrón trabecular oblicuo a endostio a lo largo de la dirección normal de la zona de tensión. (2) Se puede dividir en trabeculación leve (mínima) o trabeculación importante.

- **Incorporación del Aloinjerto según Gie et al.** en el seguimiento a los 6 meses y al año de seguimiento.

Grado I: ausencia de cambios radiológicos en comparación con la primera radiografía postoperatoria



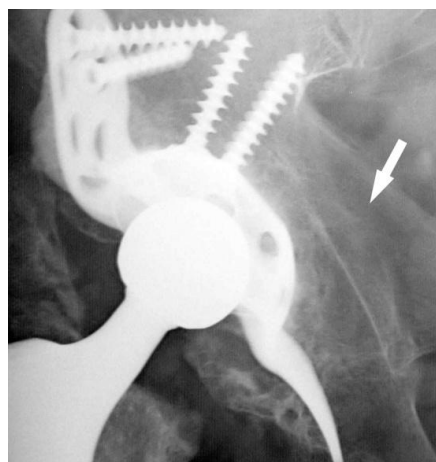
Grado I

Grado II: Incorporación trabecular, cualquier cambio en la estructura del injerto en comparación con las primeras radiografías postoperatorias.



Grado II

Grado III: Remodelado trabecular, el injerto ha cambiado en armonía con la morfología del hueso subyacente.



Grado III

Figura 30. Clasificación de Gie de incorporación de injertos (tomado de pacientes de nuestra serie)

Tanto la clasificación de Gie como las definiciones de Deakin han sido muy citadas en diversos trabajos (el artículo de GIE cuenta con 715 citas, por ejemplo) sin embargo no son clasificaciones estandarizadas por lo que para evitar el sesgo por un único observador realizamos un test de Kappa de concordancia con dos observadores ajenos al estudio a los que únicamente se les mostró, para la observación, las imágenes de referencia de los artículos originales.

- **En al menos un 10 % de los pacientes se realizó un TAC en el postoperatorio y entre 6 meses y un año postcirugía** para valorar la integración del aloinjerto y su correlación con las escalas subjetivas de Deakin y Gie y colaboradores, con el *objetivo secundario* de valorar la utilidad de la tomografía en la valoración postoperatoria y si se podía emplear de forma sistemática en el seguimiento clínico de los pacientes en los que se ha empleado aloinjertos en la reconstrucción de defectos óseos en el recambio de cotilo.

- **Valoración de la movilización del anillo de Burch-Schneider¹⁵³:**
 - Migración del componente de > de 5 mm en el plano vertical u horizontal
 - Radiolucencias continuas
 - Rotura de tornillo
 - Cambio de inclinación acetabular de > 3°

Según estos principios Gill y cols. determinaron una clasificación de la incorporación/reabsorción de los injertos y el fracaso mecánico de la reconstrucción en los casos de defectos masivos acetabulares en tres tipos que también recopilamos:

- Tipo I. Posiblemente aflojado: radiolucencias no progresivas y no afectación de los tornillos
- Tipo II. Probablemente aflojado: radiolucencias progresivas mediales y superiores

- Tipo III. Definitivamente aflojado: tornillos rotos, migración del componente superior a 5 mm, radiolucencia progresiva medial y superior a través de los tornillos. Gill consideraba una migración como significativa cuando era superior a 5 mm. Otros autores consideraban como “migración significativa” cuando el cotilo rotaba 3 grados o más

4.2.4 Valoración Clínica:

Se tomaron así mismo referencias de historia clínica de seguimiento y se valoró a los pacientes empleando la escala de Valoración funcional de cadera de Merlé- D'abigné-Postel (1954) pre y postoperatoriamente. Así mismo se recogieron las complicaciones intra y postoperatorias, la necesidad de cirugía posterior y los procesos infectivos o luxaciones que hubieran podido modificar la evolución normal cirugía.

1- La ESCALA DE VALORACION FUNCIONAL DE CADERA DE MERLE- D' AUBIGNE-POSTEL.

Se basa en tres parámetros sobre las cuales se obtiene un resultado numérico que divide a los pacientes en resultados excelentes, buenos, regulares y malos. El máximo es 18 puntos, el mínimo 0. Se ha demostrado una alta reproductividad interobservador un índice de kappa > 0,91 en todos los parámetros¹⁵⁴.

ESCALA DE VALORACION FUNCIONAL DE CADERA DE MERLE- D' AUBIGNE-POSTEL

Dolor	PUNTOS
Ningún dolor	6
Dolor leve e inconstante, actividad normal	5
Dolor leve al caminar, cede con el reposo	4
Dolor tolerable, actividad limitada	3
Dolor severo al caminar, impide toda actividad	2
Dolor severo, incluso en la noche	1
Dolor intenso y permanente	0
Marcha	
Normal	6
Cojera leve. Sin bastón	5
Largo tiempo con un bastón, corto tiempo sin bastón, cojera	4
Con bastón, menos de una hora, muy difícil sin bastón, cojera severa	3
Solamente con dos bastones	2
Solamente con dos muletas	1
Ninguna marcha	0
Movilidad	
Flexión mayor de 90 grados, abducción hasta 30 grados	6
Flexión entre 89° y 90°, abducción hasta 15°	5
Flexión entre 60 y 80°	4
Flexión entre 40 y 60°	3
Flexión menor de 40°	2
Ningún movimiento. Dolor o ligera deformidad	1
Anquilosis en mala posición	0

Se consideran: 18 puntos excelente, 14-17 bueno, 13-11 regular, <11 malo

Tabla 19. Escala de Merlè D'aubigne Postel

Desde el punto de vista de valoración funcional se registró la necesidad de apoyos para la deambulacion habitual, y se incorporó la determinación de la

Escala de Barthel¹⁵⁵ de dependencia dado la elevada edad media de nuestra población de referencia.

Comer
0 = incapaz
5 = necesita ayuda para cortar, extender mantequilla, usar condimentos, etc.
10 = independiente (la comida está al alcance de la mano)
Trasladarse entre la silla y la cama
0 = incapaz, no se mantiene sentado
5 = necesita ayuda importante (una persona entrenada o dos personas), puede estar sentado
10 = necesita algo de ayuda (una pequeña ayuda física o ayuda verbal)
15 = independiente
Aseo personal
0 = necesita ayuda con el aseo personal.
5 = independiente para lavarse la cara, las manos y los dientes, peinarse y afeitarse.
Uso del retrete
0 = dependiente
5 = necesita alguna ayuda, pero puede hacer algo sólo.
10 = independiente (entrar y salir, limpiarse y vestirse)
Bañarse/Ducharse
0 = dependiente.
5 = independiente para bañarse o ducharse.
Desplazarse
0 = inmóvil
5 = independiente en silla de ruedas en 50 m.
10 = anda con pequeña ayuda de una persona (física o verbal).
15 = independiente al menos 50 m, con cualquier tipo de muleta, excepto andador.
Subir y bajar escaleras
0 = incapaz
5 = necesita ayuda física o verbal, puede llevar cualquier tipo de muleta.
10 = independiente para subir y bajar.
Vestirse y desvestirse
0 = dependiente
5 = necesita ayuda, pero puede hacer la mitad aproximadamente, sin ayuda.
10 = independiente, incluyendo botones, cremalleras, cordones, etc.
Control de heces:
0 = incontinente (o necesita que le suministren enema)
5 = accidente excepcional (uno/semana)

10 = continente
Control de orina
0 = incontinente, o sondado incapaz de cambiarse la bolsa.
5 = accidente excepcional (máximo uno/24 horas).
10 = continente, durante al menos 7 días.
Total = 0-100 puntos (0-90 si usan silla de ruedas)

Tabla 20. Índice de Barthel

La interpretación de esta escala fue la sugerida por Shah y cols.¹⁵⁵ sobre la puntuación del IB. En nuestro caso el objetivo de esta determinación fue valorar la importancia de la cirugía de recambio en el índice de dependencia de los pacientes.

Puntuación	Significado
0-20	Dependencia total
21-60	Dependencia severa
61-90	Dependencia moderada
91-99	Dependencia escasa
+100	Independencia

Tabla 21. Interpretación de Shah y cols. sobre el índice de Barthel

Por último se realiza un seguimiento de factores que pudieran ser considerados sesgos de confusión por factores asociados, tanto desde el punto de vista de aparato locomotor, existencia prótesis bilateral, una de ellas movilizadas, gonartrosis severas, como desde el punto de vista somático, demencia, ictus, etc., que pudieran afectar de forma significativa al resultado

final del paciente. Así mismo se recogen las pérdidas al final del estudio en caso de éxitus del paciente.

Como objetivo primario se determinó la supervivencia de los implantes teniendo como referencia de end-point el recambio del mismo, aunque se valoró la situación clínico radiológica de movilización del implante en todos los casos.

4.3 Análisis estadístico:

4.3.1 Análisis descriptivo de los datos

Las variables cualitativas se expusieron mediante la distribución de frecuencias de los porcentajes de cada categoría. Las variables estudiadas cuantitativas se exploraron con la prueba de conformidad de Kolmogorov-Smirnov (prueba de bondad de ajuste a una distribución normal) y se utilizaron indicadores de tendencia central (media o mediana) y de dispersión (desviación estándar o percentiles).

4.3.2 Análisis bivalente

Pruebas de contraste de hipótesis. Nos permitieron estudiar la relación entre dos variables. Se realizaron comparación de proporciones cuando ambas variables fueron cualitativas (chi cuadrado, prueba exacta de Fisher); y comparaciones de medias o de distribución cuando una de ellas fue cuantitativa (se aplicarán test paramétricos o no paramétricos en función de si sigue o no dicha variable cuantitativa una distribución normal)

Para contrastar dos variables cuantitativas utilizamos el procedimiento Correlaciones Bivariadas que calcula el coeficiente de correlación de Pearson, la rho de Spearman y la tau-b de Kendall con sus niveles de significación. Las

correlaciones miden cómo están relacionadas las variables o los órdenes de los rangos. Antes de calcular un coeficiente de correlación, se inspeccionaron los datos para detectar valores atípicos (que pudieran generar resultados equívocos) y evidencias de una relación lineal. Hay que tener en cuenta que el coeficiente de correlación de Pearson es una medida de asociación lineal. Dos variables pueden estar perfectamente relacionadas, pero si la relación no es lineal, el coeficiente de correlación de Pearson no fue un estadístico adecuado para medir su asociación. En este sentido se estudiaron posibles relaciones no lineales entre dichas variables.

4.3.4 Análisis multivariante

Se completó el análisis con técnicas de análisis multivariante incluyendo en el modelos aquellas variables que resulten significativas en el análisis bivariante previo.

4.3.5 Tamaño muestral

En función de éste tamaño se estudió la calidad de las estimaciones obtenidas y la potencia estadística de los contrastes realizados para su interpretación.

Para el análisis de los datos se utilizó el programa SPSS versión 17.0 (SPSS, 2008)

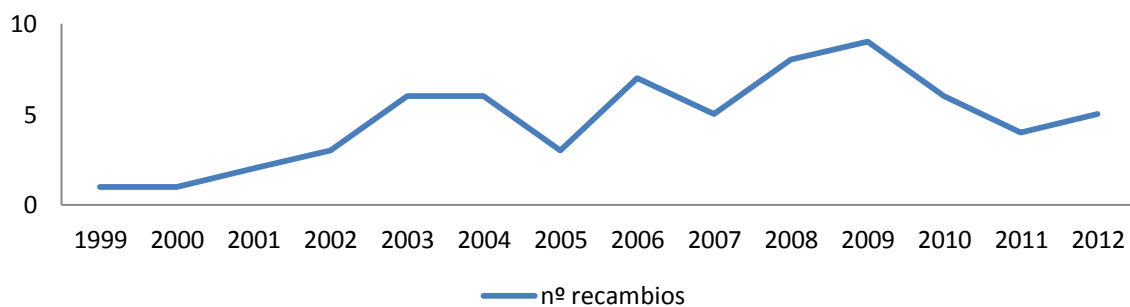
5

Resultados

5. Resultados:

5.1 Descripción de la Muestra.

Se recogieron retrospectivamente los recambios de cadera realizados en el servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" correspondiente al área III de salud de Aragón entre 1999 y 2012. Sobre un total de 239 recambios de cotilo, se aplicaron los criterios establecidos como de inclusión y exclusión revisando de forma retrospectiva 67 recambios de cadera en 64 pacientes (tres casos se realizaron recambios bilaterales) con un seguimiento medio de 50,03 meses (12-144) desde el recambio.



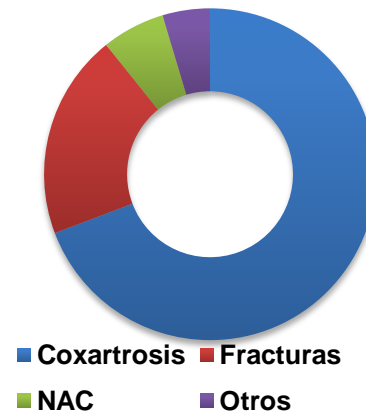
Gráfica 2. Serie temporal de recambios de nuestra serie



Gráfica 3. Distribución por sexos

De los 64 pacientes de la serie se objetivó que 25 eran hombres (39,60%) y 39 mujeres (60,40%) con una edad media de 71,07 años (46-88), siendo la media de edad en el momento del recambio ligeramente mayor en las mujeres (71,39) frente a los varones (70,34).

En cuanto a lateralidad treinta y seis casos fueron derechos y treinta y uno izquierdos. La causa más frecuente del implante primario fue la coxartrosis (46/67) con un 68,86 % frente a fracturas (13/67) 19,4 %, NAC (5/67) 7,4% y dos casos de artritis reumatoide, 3%, un único caso por displasia de cadera como secuelas de poliomielitis infantil.



Gráfica 4. Causa Artroplastia primaria

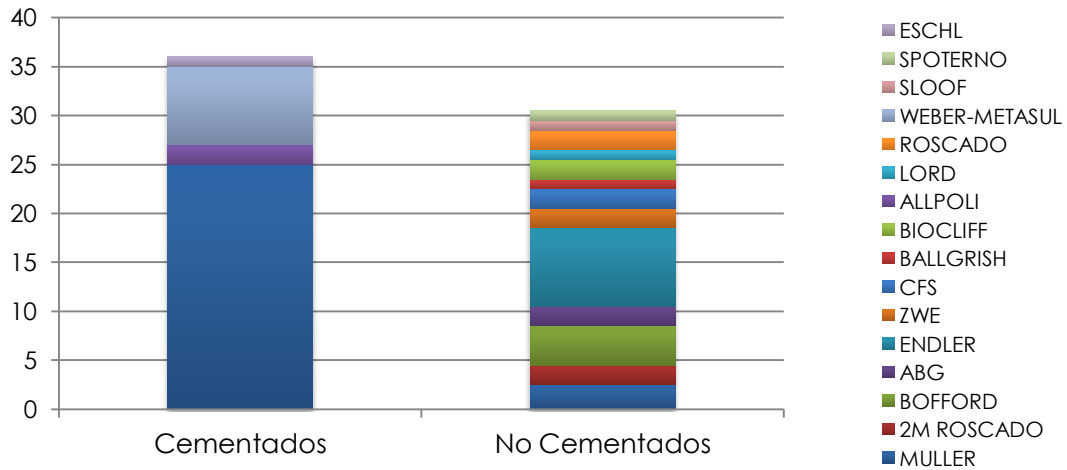
Existió una gran heterogeneidad de los implantes primarios del acetábulo, aunque en líneas generales se puede decir que un 45,5 % fueron no cementados y un 54,5% fueron cotilos cementados.

Entre los implantes acetabulares no cementados se incluyeron:

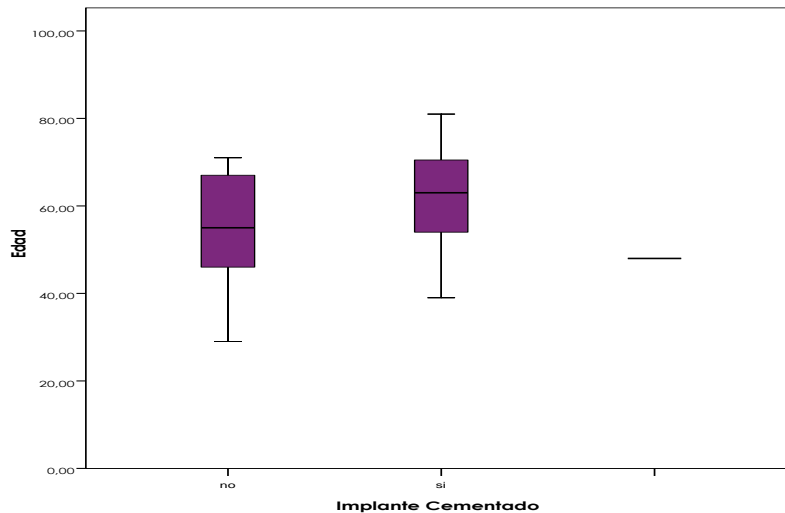
- *Cotilos roscados*: Boford (Smith & Nephew®, Switzerland), Enderl (Centerpulse®, Winterthur, Switzerland), CSF (Centerpulse®, Winterthur, Switzerland), 2M (Lima Corporate®, Italy).
- *Cotilos de encaje a presión*: ABG (Stryker® Netherlands), Spotorno (Zimmer®, USA), Ballgrist (Centerpulse®, Winterthur, Switzerland)

Entre los implantes acetabulares cementados hubo mayor homogeneidad siendo el más frecuente el *cotilo de Müller* (Biomet®, Warsaw, USA) y el *Weber-Metasul* (Zimmer®, USA).

Analizando la muestra sin embargo, se observó muy poca heterogeneidad en cuanto a edad y el tipo de implante primario. Lo que hace que no existieran diferencias estadísticamente significativas entre los grupos (cementado o no cementado) si lo relacionamos con la edad de los pacientes. $p=0,399$. Las muestras fueron por tanto comparables.



Gráfica 5. Implantes Acetabulares Primarios



Gráfica 6. Diagrama de Caja relacionando edad con tipo de implante

Así mismo existió una importante variedad en los implantes primarios del vástago femoral incluyendo:

- Implantes cementados tipo Exeter (Stryker® Netherlands), Furlong (JRI Orthopedics®, UK) Charney, ABG (Stryker® Netherlands).
- Implantes no cementados: Wagner (Zimmer®, USA) Zweymuller (Centerpulse®, Switzerland), SL-Plus (Smith & Nephew®, Switzerland), Lord, PCA Stryker® Netherlands), Modular Plus (Smith & Nephew®, Switzerland)

En este caso se analizó el tipo de implante (separándolos en cementados o no cementados) descubrimos que existía una diferencia estadísticamente significativa, de forma que los vástagos cementados se recambiaron más en nuestra serie con respecto a los no cementados.

Como consecuencia los vástagos no cementados presentaron una supervivencia mayor y estadísticamente significativa en nuestra serie $p < 0,004$

Tipo Vástago Primario	n	Cementado SI/NO
Exeter®	17	Cementado
Alloclassic Zweymuller®	22	No cementado
SI-Plus®	4	No cementado
ABG®	5	Cementado
Furlong®	2	Cementado
Lord®	3	No cementado
Laffite®	2	No cementado
Charney®	5	Cementado
PCA®	1	No cementado
Ganz®	1	Cementado
Modular®	1	No cementado
Desconocido	4	-

Tabla 22. Vástagos Primarios

La causa más frecuente del recambio de cotilo fue el **aflojamiento aséptico** 58/67, seguido de la luxación recidivante 7/67 y con mínima

frecuencia de aflojamientos sépticos (2/67, 2,98%). La supervivencia media fue de 155 meses (12-408).

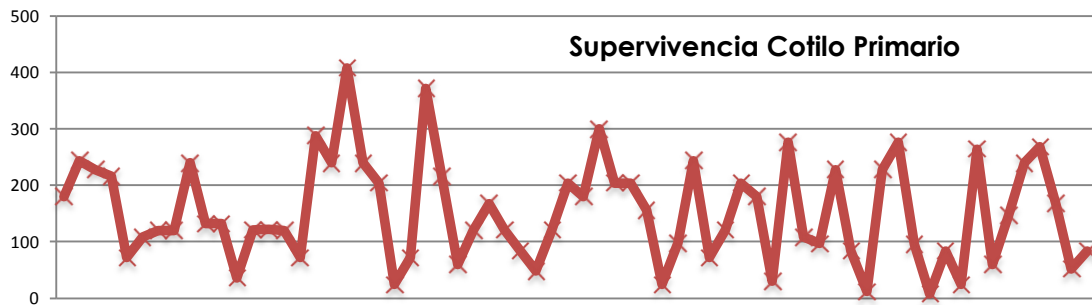


Gráfico 7. Supervivencia del implante acetabular Primario

Analizando por subgrupos observamos que existía diferencia estadísticamente significativa entre cementado o no cementado con un $p < 0,02$

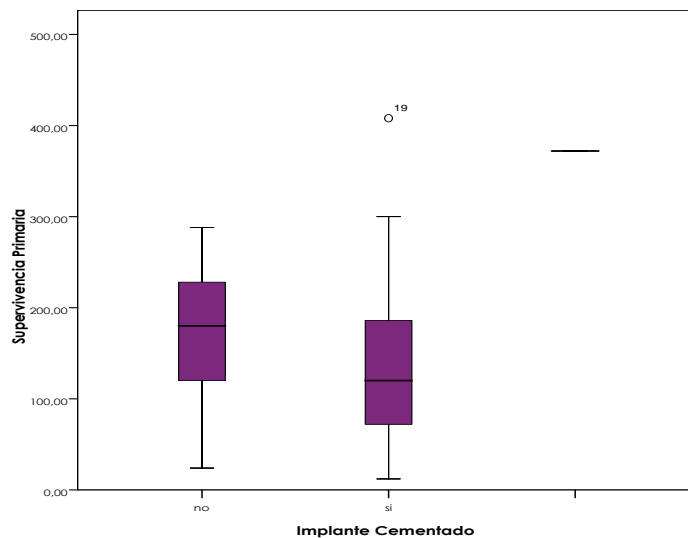


Gráfico 8. Diagrama implante primario/supervivencia

Observamos que el grupo de cotilos cementados se aflojaban y cambiaban antes. Un análisis más concreto permitió observar que los implantes que fracasaron antes de cinco años fueron todos cementados y del tipo Muller® (Biomet®, Warsaw, USA). En todos esos casos se observaron importantes fallos en la cementación inicial y defectos óseos pequeños en el recambio, Fueron fracasos precoces con un tiempo inferior a 5 años desde la cirugía inicial.

La escala funcional de *Merlé D'aubigné* (Marcha/Dolor/Movilidad) preoperatoria media fue de **8 puntos** (máx. 18) siendo el parámetro más afectado la Marcha con una mediana de 2 puntos (sobre 6).

PACIENTE	MERLE PREO	MARCHA	DOLOR	MOVILIDAD
1	7	1	3	3
2	9	2	4	3
3	9	2	4	3
4	9	2	4	3
5	7	1	3	3
7	10	3	4	4
8	10	3	4	3
9	11	4	3	4
10	9	2	4	3
11	8	1	3	4
12	6	1	3	2
13	7	1	3	3
14	7	1	4	2
15	7	1	3	3
16	10	3	4	3
17	8	1	3	4
18	8	1	3	4
19	9	3	3	3
20	10	3	4	3
21	6	2	2	2
22	6	2	2	2
23	8	1	3	4
24	9	2	4	3
25	9	3	4	2
26	10	3	3	4
27	11	3	4	4
28	9	2	5	2
29	5	1	2	2
30
31	5	2	1	2
32	9	2	4	3
33	9	4	3	2
34	8	4	2	2
35	8	4	3	2
36	7	1	3	3
37	8	3	2	3
38	9	3	3	3
39	14	4	6	4
40	10	4	3	3
41	9	3	3	3
42	8	2	3	3
43	9	3	4	2
44	10	4	3	3
45	9	3	3	3
46	8	2	3	3
47	7	2	2	3
48	8	3	2	3
49	5	1	2	2
50	9	3	3	3

52	5	2	2	1
53	8	2	3	3
54	8	2	3	3
55	8	2	3	3
56	7	2	2	3
57	12	4	5	3
58	7	2	2	3
59	12	4	4	4
60	6	2	2	2
61	8	3	2	3
62	15	4	6	5
63	9	2	4	3
64	8	2	3	3
66	9	3	3	3
67	6	2	2	2

Tabla 23. Escala de Merlè D'aubigné Preoperatoria

Previa a la cirugía el índice de dependencia de Barthel de los pacientes tuvo una mediana de 65 (30-80), es decir antes del recambio los pacientes tenían de media una dependencia moderada.

5.2 Recambio Protésico

Una vez establecido el diagnóstico de aflojamiento ya fuera séptico o aséptico, con diagnóstico clínico, radiológico y analítico (en todos los pacientes se realizó VSG y PCR para descartar infección), radiografía seriada y seguimiento clínico se indicó la cirugía. En todos los casos de la serie se realizó por dos cirujanos de nuestro servicio FS y JA.

En todos los casos de aflojamiento de tipo séptico se realizó un recambio en dos tiempos, con espaciador preformado hasta normalización analítica. En un caso de aflojamiento aséptico se aisló un cultivo positivo de muestra tomada intraoperatoriamente, en este caso a la llegada del cultivo se inició terapia supresora sin complicaciones.

La vía de abordaje más común fue la de **Watson Jones** (73,13%), seguida de la de Hardinge Bauer en un 23,88 % y en un caso se empleó la vía posterior de Kocher-Langenbeck.

En el 100% de los casos se siguió la vía de la artroplastia primaria. Una vez abordado el implante se retiró el material movilizado y se confirmó o se modificó el defecto óseo radiológico observado según la clasificación de Paprosky.

Esto nos permitió la definición definitiva de nuestros defectos. Así, se objetivó que más del 50 % de los defectos observados fueron defectos moderados de tipo IIA y IIB, y un 30 % se consideraron defectos mayores, de tipo III.

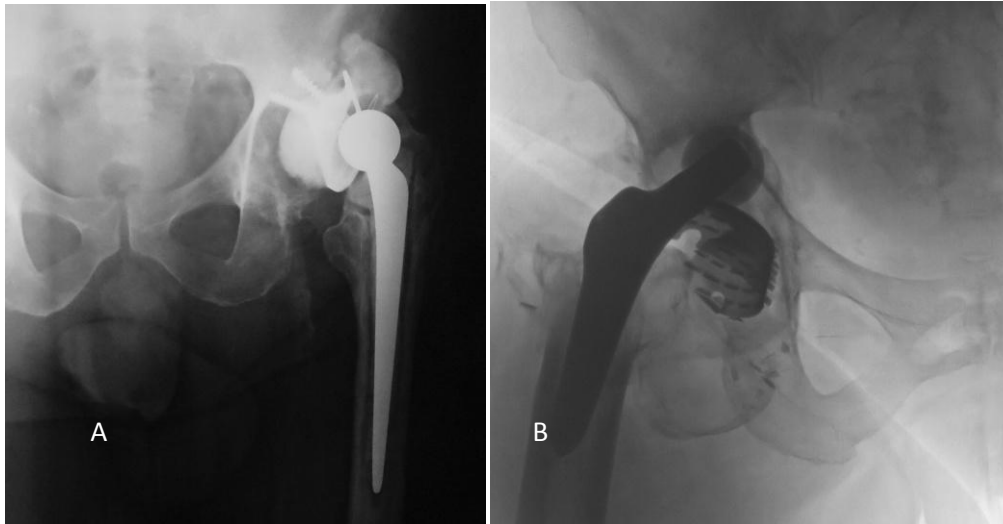


Figura 31. Defectos óseos radiográficos en dos pacientes de la muestra, en el caso A se trata de un defecto tipo II A (ascenso del centro de rotación inferior a 2 cm con mantenimiento aparente de las columnas anterior y posterior) el caso B se determinó como de tipo IIIA (ascenso superior a 2cm con Línea de Kólher insuflada, lisis isquiática y lágrima, parcial)

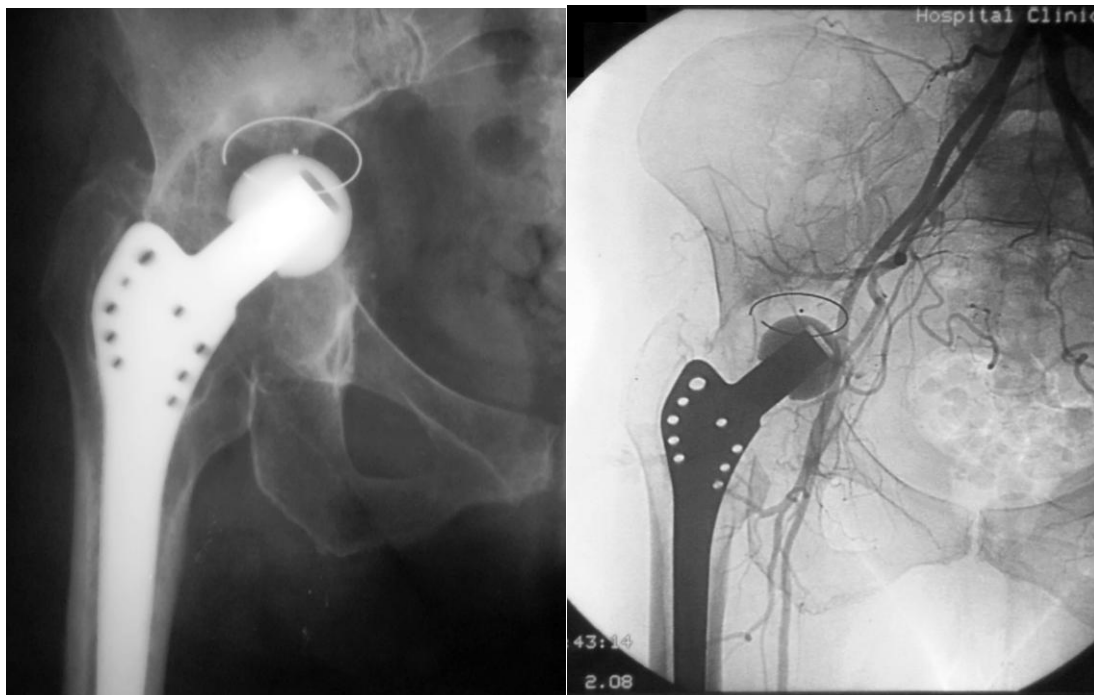
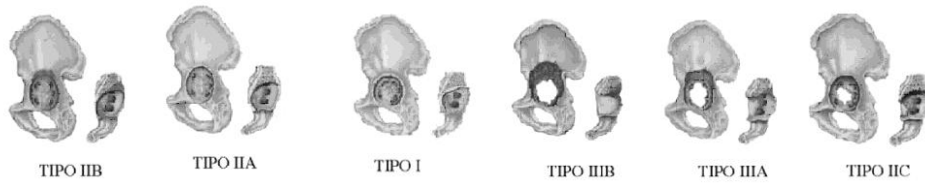
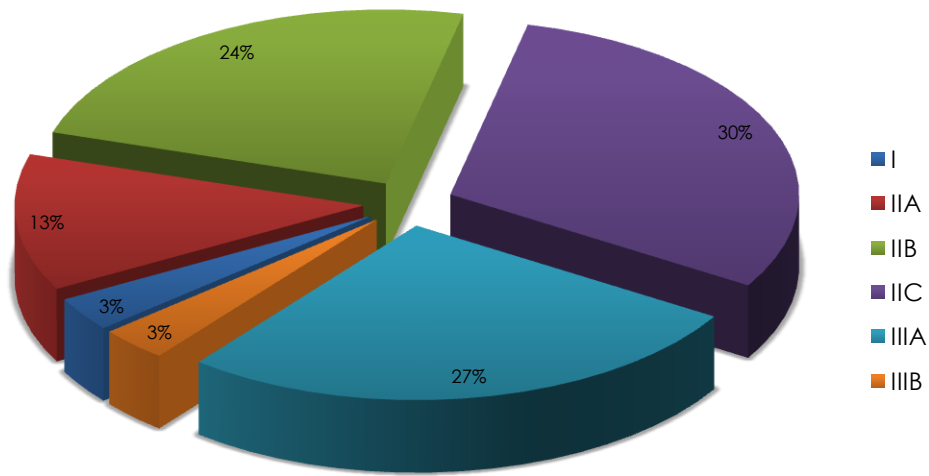


Figura 32. Defecto tipo IIIB con protusión central y ascenso superior a 2 cm, Arteriografía en la que se observa la íntima relación entre la vascularización y el implante primario.

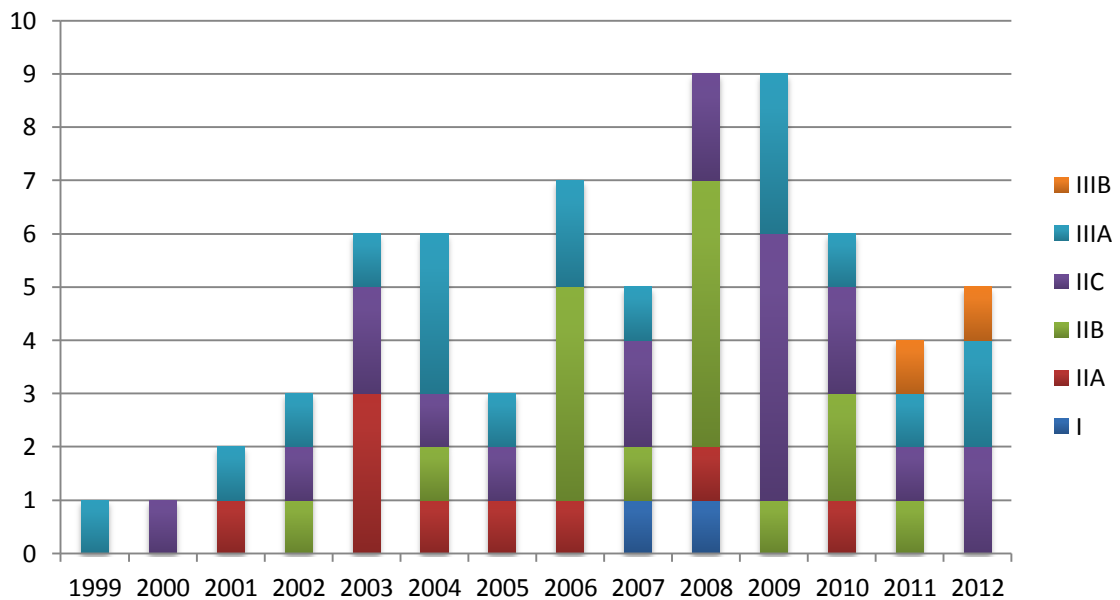


Figura 33 y 34: Piezas obtenidas la paciente del caso de la figura 31 B en el que se objetivó rotura del implante y polietileno con pulido de los bordes.

DEFECTO DE STOCK ÓSEO



Gráfica 9. Tipo de defectos encontrados en los pacientes de la serie



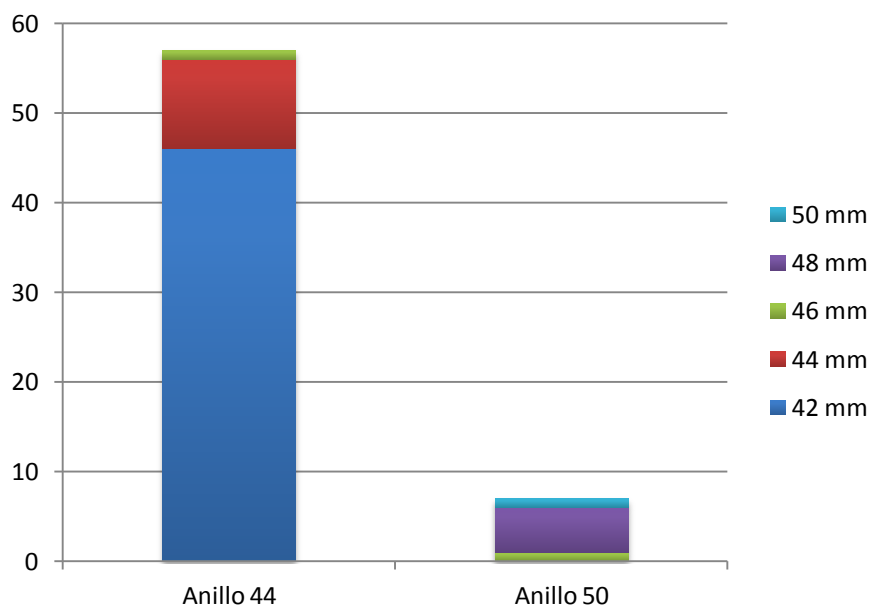
Gráfica 10. Evolución tipo de defectos en la serie temporal.

Una vez establecido el defecto se realizó prueba del implante. En nuestro caso se emplearon dos tamaños de anillos de Burch-Schneider

(Zimmer®) pequeño (44) y grande (50), aunque en la práctica un 86,5 % de los anillos fueron de tamaño pequeño y un 13,5 % de tamaño grande.

Realizada la prueba se valoró la necesidad de injerto. Así hemos determinado que la media de injerto empleado fue de 95 cc de aloinjerto con un máximo de 180cc y un mínimo de 30 cc. El injerto siempre fue compactado y posteriormente se atornilló el anillo intentando mantener el centro de rotación en posición anatómica y con el gancho intraisquiático. La mediana de tornillos empleados fue de 4 con un máximo de 7 tornillos (en un paciente). En aquellos casos en los que se empleó anillo de primera generación, que incluía orificios para atornillado isquiático, en ningún caso fue necesario el atornillado y se colocó extraisquiático.

Sobre el anillo se cementó un implante "allpoli" tipo Muller (Biomet® Warsaw, EE.UU) en 60 casos, 2 de tipo Exeter (Stryker®, Netherlands) y 5 constreñidos de tipo Trident (Stryker®, Netherlands). En todos los casos se empleó cemento con antibiótico, Vancomicina, Gentamicina o ambos. Se empleó un par de fricción metal polietileno en todos los casos. Los implantes variaron su tamaño desde 42 mm (70,8%), 44 mm (16,9%), 46 mm (3,1%), 48 mm (7,7 %), 50 mm (1,5 %). La distribución en función del tipo de anillo se estableció en la siguiente gráfica.



Gráfica 11. Disposición de anillo /tamaño inserto

En 17 casos fue necesaria la realización de un recambio del vástago femoral en el mismo tiempo.

En 14 casos se empleó un implante de tipo Modular Plus (Smith & Nephew®, Switzerland), de anclaje diafisario poroso y en 3 casos un implante tipo Exeter (Stryker®, Netherlands) largo y cementado.

En los casos en los que se empleó un vástago cementado siempre se empleó cemento con antibiótico, que fue Vancomicina, Gentamicina o combinación de ambos.

En 50 casos no se demostró ni clínica, radiológicamente ni intraoperatoriamente la existencia de movilización del implante femoral por que se dejó el primario in situ, cambiando siempre la cabeza femoral por una nueva.

El tamaño de la cabeza femoral fue de 28 mm en 59 casos, 22mm en 5 casos (todos ellos en el implante constreñido tipo Trident® (Zimmer®, USA) y de 32 mm en 3 casos. En cuanto al offset de la cabeza femoral hay que tener en cuenta que en 8 casos de la serie se debió emplear en vez de cabezas estándar un implante tipo Bioball® (MBA®, Germany) para incrementar el offset a XL, 2XL y 4XL.

OFF-SET DE CABEZA FEMORAL	CASOS
S	7
M	14
L	22
XL	9
2XL	9
BIOBALL XL	2
2XL	4
4XL	3

Tabla 24. Offset implante definitivo.

El tiempo quirúrgico máximo varió entre los 75 y los 260 minutos, con una media de **175,6 minutos**. En todos los pacientes se emplearon drenajes de aspiración que se retiraron en un máximo de 48 horas.

La mediana de días de ingreso fue de 12 con un máximo de 52 días un mínimo de 7. Si analizamos la presencia/ausencia de complicaciones, se observó que un 35,8 % de la serie presentó alguna complicación durante el ingreso. No apareció ningún caso de mortalidad intraoperatoria, ni necesidad de reintervención en fase aguda por fracaso de los implantes. En dos casos se requirió reducción cerrada de la artroplastia por luxación en el postoperatorio inmediato. Ambos casos fueron tratados inicialmente de forma conservadora con dispositivo ortopédico tras reducción cerrada.

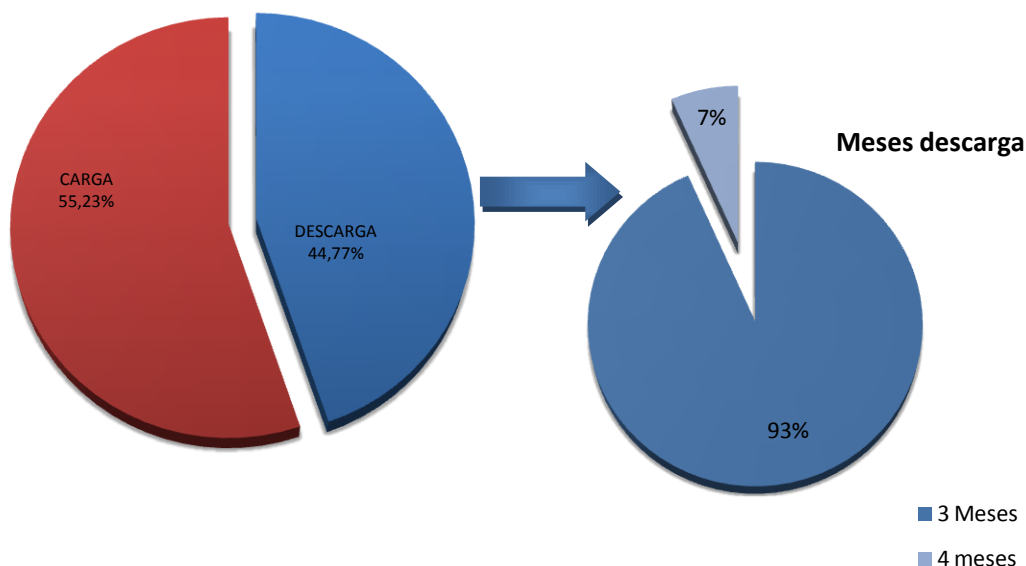
TIPO INCIDENCIA	INCIDENCIA
ANGOR	3
CIÁTICA	1
CUADRO ABDOMINAL	2
CULTIVO INTRA POSITIVO	1
DERMATITIS INTENSA	1
FIEBRE SIN FOCO	2
LUXACIÓN	2
INFECCIÓN SUPERFICIAL	1
INJERTO POSITIVO A CMV	1
ITU	1
ITU + GASTRITIS	1
TAQUICARDIA SUPRAVENTRICULAR	1
NECROSIS HERIDA QUIRÚRGICA	1
TRANSFUSIÓN 4U	2
TRANSFUSIÓN 6U	2
TRANSFUSIÓN 8U	2

Tabla 25. Complicaciones Postoperatorias

En un 10,6 % de los pacientes se objetivó en la radiografía de control que el gancho inferior del anillo se encontraba extraisquiático. En dos casos la dirección del gancho fue hacia el Obturador, en dos casos se objetivó lateral al isquion y en dos casos el gancho era dirigido hacia la rama iliopubiana.

Al aplicar el método de Ranawat objetivamos que se consiguió restaurar el centro de rotación anatómico de la cadera en un 57,4 % de los pacientes. El mayor porcentaje de los que no se consiguió fue a costa de elevar el centro de rotación de forma significativa (mayor de 5 mm), sólo en un 3,2 % se considero el centro de rotación lateralizado con respecto al teóricamente anatómico.

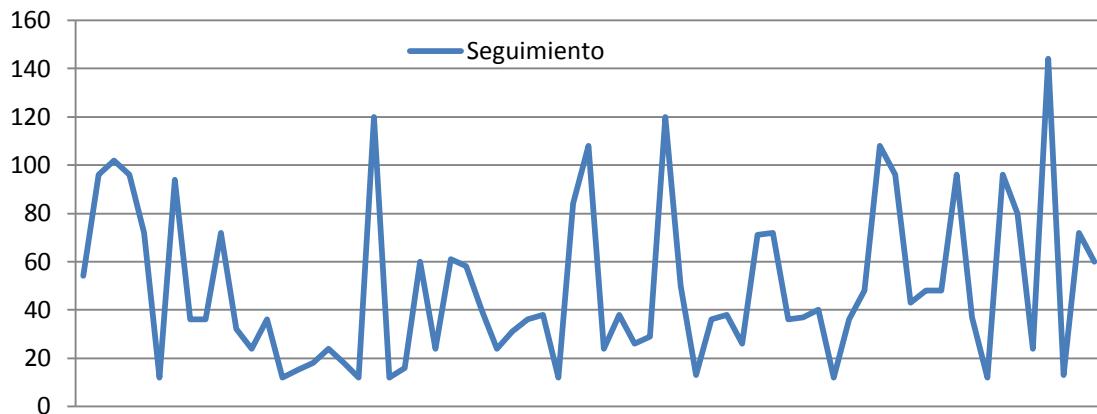
En un 44,77 % se dio el alta en descarga de la extremidad, manteniéndose esa situación en una media de 3 meses, y un máximo de 4 meses. El resto de los pacientes inició carga parcial progresiva en el postoperatorio inmediato.



Gráfica 12. Carga en PO

5.3 Seguimiento Postoperatorio, control clínico radiológico de la serie

Se realizaron controles clínicos y radiológicos a todos los pacientes, el seguimiento medio fue de **50,04 meses**, con un máximo de **144 meses** y un mínimo de **12 meses**. No se produjo la pérdida de ningún paciente antes de los 12 meses de seguimiento que era el mínimo establecido por los criterios de inclusión.



Gráfica 13. Seguimiento en meses

En cuanto al proceso de integración, una vez realizada la observación por parte del investigador principal se aplicó un test de Kappa con dos observadores ajenos al estudio (JG y LE). Se objetivó una concordancia alta en el grado de integración según las definiciones de Deakin (91 y 94% respectivamente). En el caso de la integración basada en la descripción de Gie fue considerable/alta a los 6 meses y al año. Estos datos se recogieron en el anexo del trabajo formando parte de los objetivos secundarios.

Una vez comprobada una buena consistencia de las observaciones, se objetivó que a los 6 meses 3 pacientes presentaban un grado de integración 1



según la escala de Gie, 34 un grado 2 de integración y 30 presentaban una aposición completa del injerto. Al año existía persistencia de un grado 1 en 2 pacientes, 8 pacientes mantuvieron un tipo dos de integración y 57 consiguieron aposición completa del injerto.

Figura 35. Rx PO paciente 50 de la serie, injerto sin aposición Gie I



Figura 36. Rx 6m Paciente 50 serie, GIE II/III

Cuando aplicamos la clasificación de Deakin y cols. encontramos que a los 6 meses 3 pacientes no presentaban cambios de tipo incorporación, y 64 presentaban diferentes grados de incorporación del injerto. Al año, sin embargo, 2 pacientes sufrieron una reabsorción radiológica del injerto. Un paciente presentó una absorción parcial del mismo, con incorporación de más del 50 % del injerto radiológico y el resto presentó una trabeculación radiológica completa.



Figura 37. Rx al año Paciente 30, GIE III



Figura 38. Evolución paciente nº 61. A los 6 meses no se observan cambios radiológicos con respecto a la radiografía PO, a los 12 meses resorción completa del injerto con rotura de tornillos y movilización del anillo

En 6 pacientes se realizó una TAC de cortes finos en el postoperatorio inmediato y a los 6-12 meses.

Cuatro de ellos correspondieron a pacientes con una buena integración radiológica en radiografía simple, uno con una reabsorción parcial del injerto y uno con una reabsorción completa del injerto con movilización y aflojamiento del anillo.

Los principales hallazgos fueron que en la TAC del postoperatorio inmediato se observó el aloinjerto hiperdenso en relación al hueso huésped, homogéneo y cubriendo el defecto inicial.

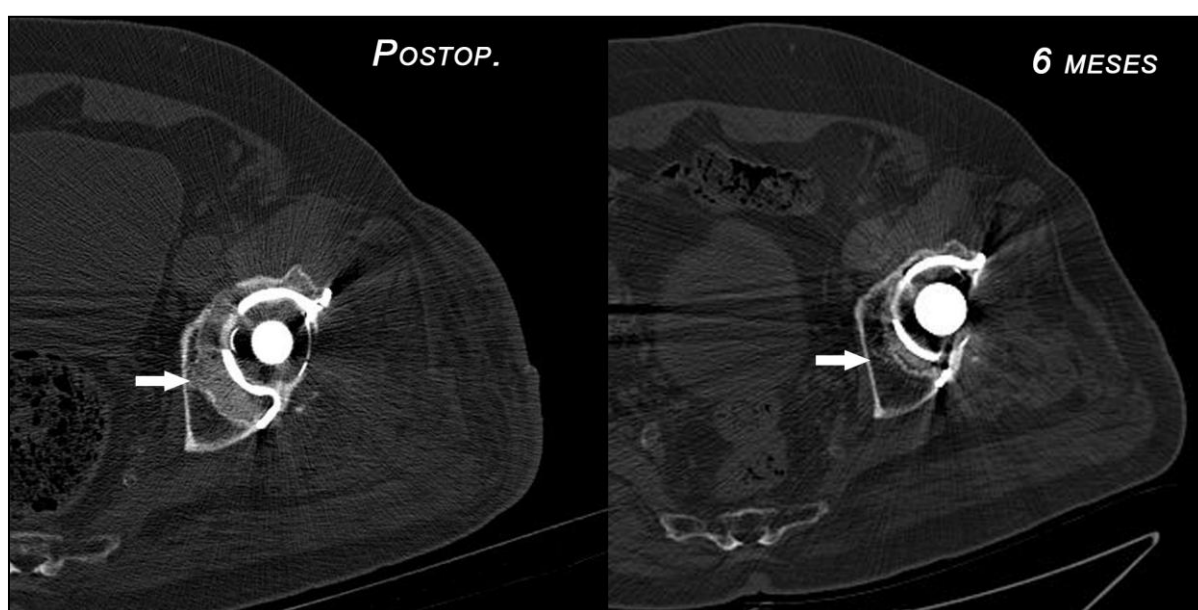


Figura 39. TAC PO y a los 6 meses paciente 65

La imagen a los 6-9 meses se modificó en función del paciente. Observamos que, en aquellos pacientes en los que radiológicamente se produjo una correcta integración, la TAC mostró que la zona más próxima al hueso huésped es la que primero se homogenizó con respecto al hueso propio y la más cercana al anillo sufrió diferentes grados de incorporación parcial. Ambos procesos fueron visibles en TAC con pocos artefactos.

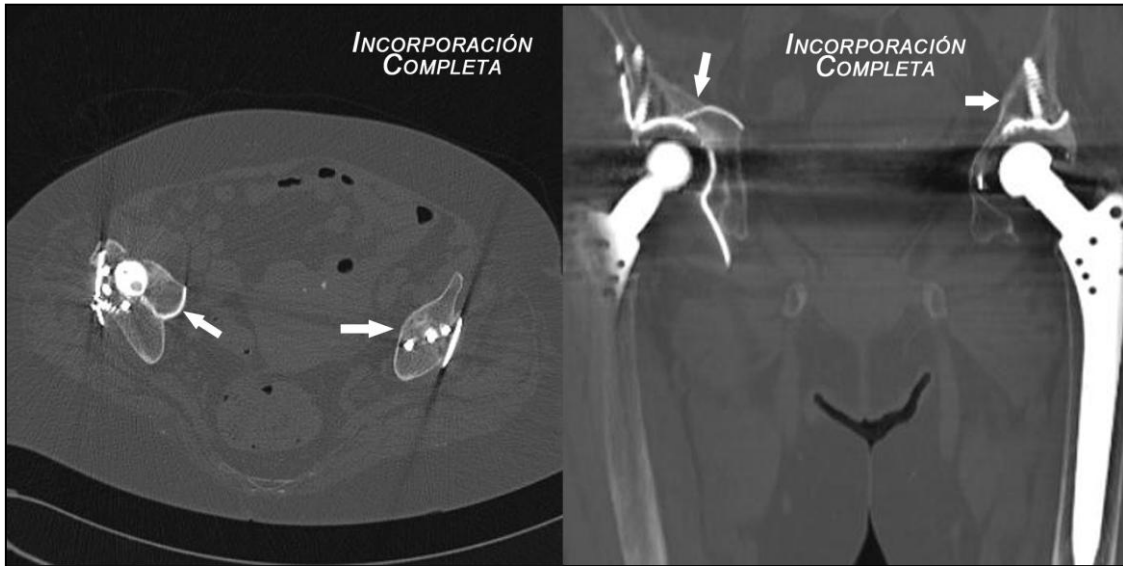
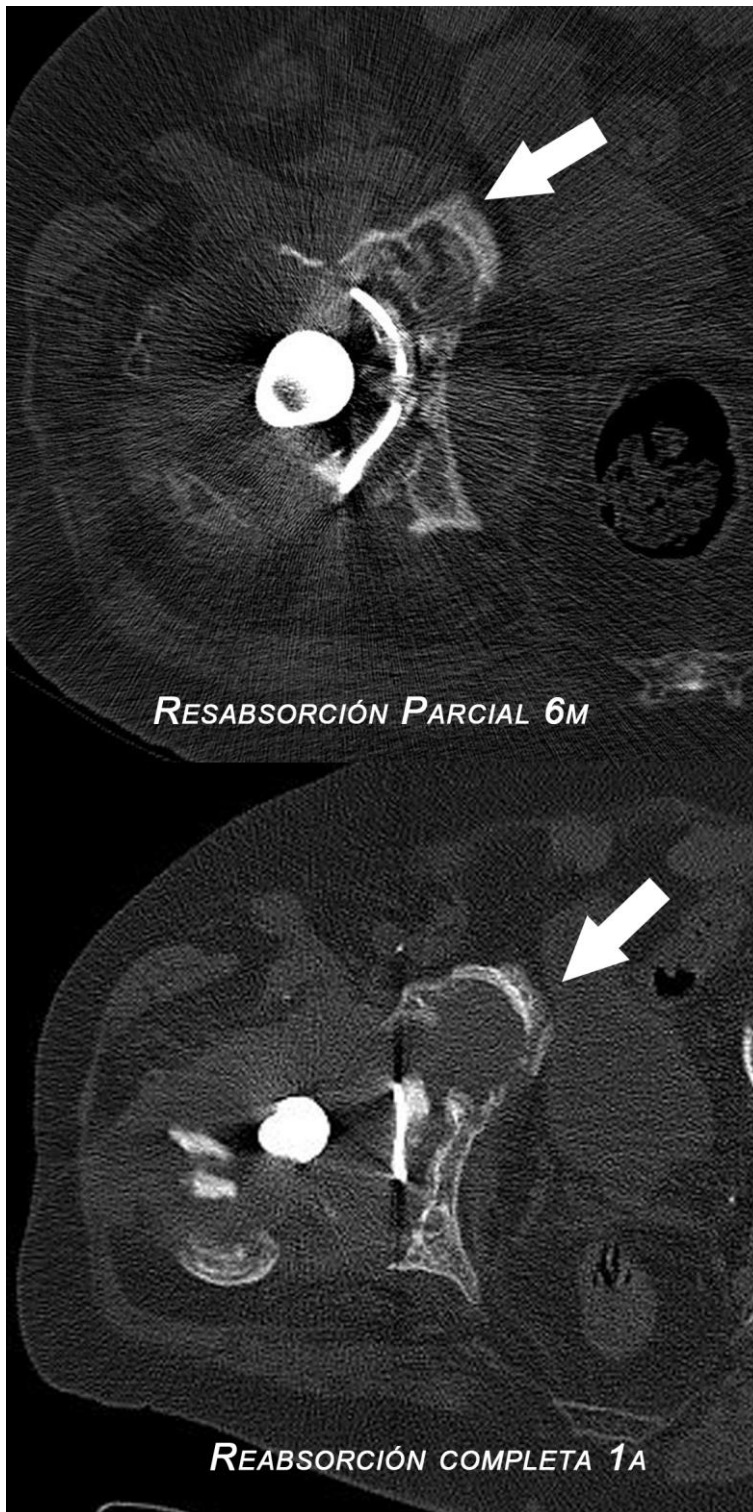


Figura 40. Imagen TAC a los 6 meses paciente 59, se objetivó incorporación completa sin interfaz, la paciente portadora de un anillo de GANZ contralateral en el que también se emplearon aloinjertos triturados con incorporación completa.



Figura 41. TAC al año en paciente con adsorción parcial del injerto, sin signos de movilización. No hay rotura de tornillos ni osteolisis continuas, y el paciente se mantenía asintomático desde el punto de vista clínico.



En el paciente nº 61 se produjo una reabsorción parcial a los 6 meses y completa al año de la cirugía. Así mismo apareció una gran osteolisis isquiática e iliaca con rotura de los tornillos y movilización completa del anillo de forma precoz. En este caso observamos que el hueso huésped había sufrido un aumento de su densidad en los bordes y no se había producido el proceso de incorporación normal.

Figura 42. TAC 6 meses y un año paciente 61.

Es decir, en nuestra serie, a los 6 meses de la cirugía, según la escala de Gie y cols. un 95,5 % de los pacientes presentaron una integración parcial

(49%) o completa (44,7 %) y sólo un 4,5 % no presentaba diferencias con respecto a la radiografía del postoperatorio.

Al año de la cirugía el aspecto radiológico de las revisiones mejoró de forma que un 97 % de los pacientes tenían una aposición mayor del 50 % o completa del injerto y sólo un 3 % había presentado reabsorción parcial o completa del mismo.

Siguiendo las definiciones de Deakin y cols. la distribución fue similar, aunque se etiquetó un paciente más a los 6 meses como cambios mínimos. Aplicando esta clasificación 4 pacientes presentaban una integración mínima según Deakin, frente a 3 según Gie.

Al año de la cirugía de revisión los resultados fueron muy homogéneos aplicando ambas clasificaciones.

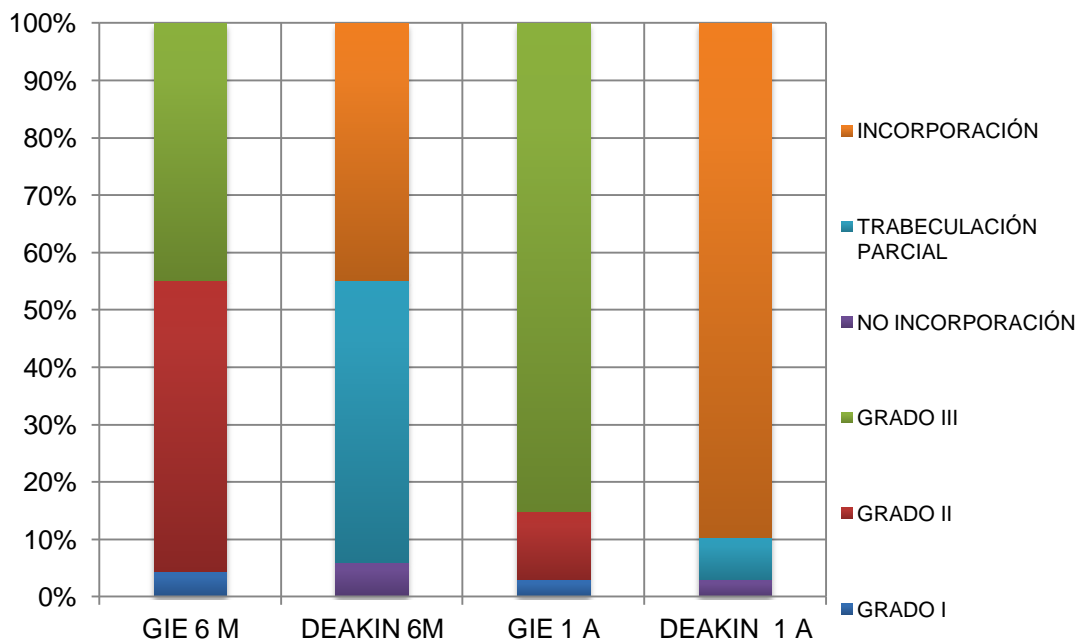


Gráfico 14. Evolución de la escala de GIE en nuestra serie.

Para valorar los resultados radiológicos de la revisión se aplicó la escala de Brooker de calcificaciones al final del seguimiento obteniendo los siguientes resultados:

Un 41,8 % (28/67) de los pacientes presentaron un grado I de Brooker, un 36,7 % (21/67) un grado II, 13 pacientes (19,4 %) presentaban osificaciones importantes grado III, en 2 pacientes presentaban grados intermedios (II/III y III/IV), un paciente (1,5 %) presentaba aparentemente un grado IV de osificación con anquilosis de cadera.

En la valoración de las osificaciones se produjo la pérdida de dos pacientes por mala calidad de las radiografías que impedía la determinación de las mismas

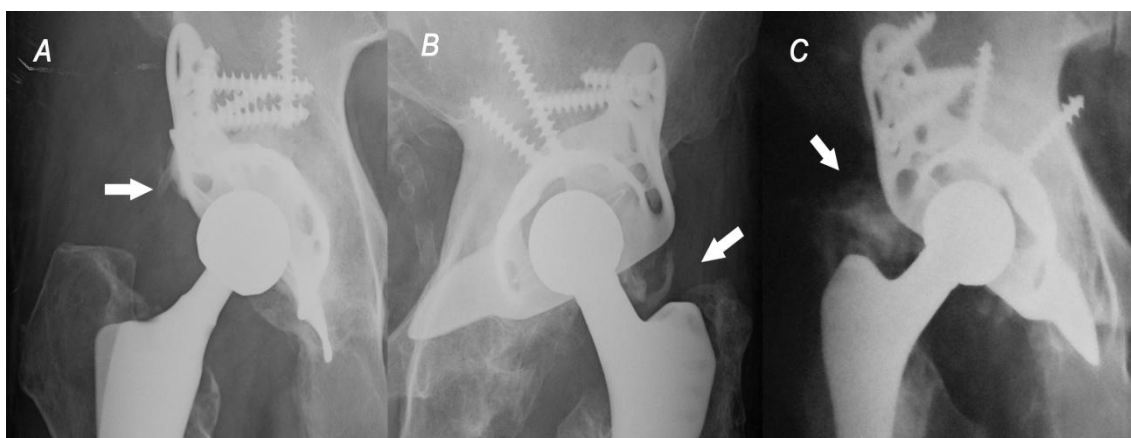


Figura 43. Osificaciones heterotópicas según Brooker en 3 pacientes de la serie (paciente n^os 62, 48 y 28)

La migración del anillo fue medida en la radiografía del postoperatorio y en la del final de seguimiento. Siguiendo el esquema de Peters se objetivó una migración media de 1,5 mm en el plano horizontal (de 3,30 medial a 3,41 lateral) , 2,28 mm en el plano vertical (de 8,18 mm craneal a 7,41mm caudal) y 1º de inclinación del anillo.

Pac	Hor. PreO	Vert. PreO	Fondo PreO	Incl. PreO	Hor. Post	Vert. Post	Fondo Post	Incl. Post	Var. Hor.	Var. Vert	Var. Incl
1	51,11	17,30	21,05	34,00	52,22	19,52	22,08	35,00	1,11	-2,21	1,00
2	36,76	18,55	13,73	45,00	34,87	19,56	18,34	44,00	1,88	-1,01	1,00
3	35,86	35,87	9,23	45,00	34,12	37,34	9,78	45,00	1,74	-1,47	,00
4	35,92	23,00	9,65	.	35,60	22,77	10,18	.	,32	,22	.
7	34,56	16,48	12,36	42,00	33,52	17,14	13,08	42,00	1,04	-,67	,00
8	34,94	13,58	13,12	36,00	32,64	13,49	12,54	40,00	2,30	,09	4,00
9	39,47	22,38	16,05	49,00	36,26	25,79	14,09	49,00	3,21	-3,41	,00
10	30,31	17,18	6,67	.	28,15	23,22	10,00	31,00	2,16	-6,04	.
11	53,52	17,61	16,34	51,00	54,03	18,34	15,42	52,00	-,52	-,74	1,00
12	43,63	30,23	17,01	.	40,33	22,05	14,11	.	3,30	8,18	.
13	33,40	20,43	9,44	50,00	32,79	19,51	9,52	50,00	,61	,92	,00
14	29,44	24,67	3,97	43,00	27,48	21,77	3,97	45,00	1,96	2,90	2,00

15	36,84	12,40	12,51	44,00	36,00	19,42	11,72	43,00	,85	-7,02	1,00
16	43,80	15,67	23,93	.	42,10	23,08	21,89	.	1,70	-7,41	.
17	34,57	30,23	17,23	49,00	35,11	30,69	17,37	48,00	-,54	-,46	1,00
18	39,87	26,11	16,33	40,00	40,58	28,92	16,92	41,00	-,70	-2,81	1,00
19	36,50	30,98	10,42	40,00	33,73	31,32	10,46	40,00	1,74	-,34	,00
20	41,76	42,21	17,72	52,00	43,29	37,80	20,00	50,00	-1,53	4,41	2,00
21	41,92	25,89	14,98	40,00	38,90	22,81	13,17	39,00	3,02	3,08	1,00
22	25,29	16,89	,00	52,00	28,77	15,22	,00	52,00	-3,48	1,67	,00
23	31,36	11,85	5,07	.	31,66	12,78	4,76	.	-,30	-,93	.
24	36,08	71,21	3,07	37,00	36,87	73,75	24,34	39,00	-,79	-2,54	2,00
25	34,46	18,24	9,60	40,00	37,07	21,73	9,08	40,00	-2,61	-3,49	,00
26	30,68	20,22	7,40	42,00	28,04	20,37	6,44	42,00	2,64	-,15	,00
27	36,40	22,54	15,54	38,00	32,89	18,65	13,75	38,00	-3,53	3,89	,00
28	36,41	30,67	21,78	38,00	39,94	30,61	22,73	37,00	-3,53	,05	1,00
29	39,63	30,18	16,60	.	40,38	29,70	16,51	.	-,75	,48	.
30	29,51	30,60	8,95	44,00	30,86	30,11	10,17	42,00	-1,36	,49	2,00
31	47,58	32,43	8,53	.	45,84	29,87	7,91	.	1,75	2,56	.
32	33,94	18,39	8,22	37,00	31,87	16,17	6,00	38,00	2,07	2,22	1,00
33	33,69	27,41	11,28	46,00	34,88	33,05	11,77	46,00	-1,19	-5,64	,00
34	33,44	37,71	9,23	.	33,57	37,38	10,39	.	-,13	,33	.
35	36,99	19,02	17,39	41,00	40,11	23,61	16,65	40,00	-3,12	-4,59	1,00
36	45,64	14,14	24,76	.	44,62	13,84	26,87	.	1,02	,30	.
37	,00	,00	.
38	31,36	20,35	9,23	48,00	31,98	23,82	8,70	50,00	-,62	-3,47	2,00
39	35,79	23,71	14,26	.	33,78	25,31	11,95	34,00	2,01	-1,59	.
40	28,74	25,07	4,10	46,00	28,94	22,39	3,73	45,00	-,20	2,68	1,00
41	,00	,00	.
42	28,55	2,94	2,90	40,00	28,55	2,94	2,90	40,00	,00	,00	,00
43	39,63	37,28	16,59	38,00	37,41	39,13	15,02	39,00	2,21	-1,85	1,00
44	32,03	31,00	9,55	.	30,78	27,88	8,78	.	1,25	3,12	.
45	30,21	32,91	2,00	42,00	30,66	33,94	,00	43,00	-,45	3,12	1,00
46	42,49	17,25	17,10	.	45,74	14,97	17,27	.	-3,25	2,29	.
47	34,14	32,00	10,62	48,00	32,55	31,24	9,82	.	1,59	,76	.
48	32,56	11,56	16,44	44,00	33,34	11,71	16,86	44,00	-,78	-,15	,00
49	33,88	13,32	10,81	38,00	34,58	13,80	11,74	39,00	-,70	-,48	1,00
50	44,00	35,45	17,24	45,00	36,99	38,81	10,45	46,00	1,40	-3,36	1,00
51	35,81	25,63	11,22	44,00	34,41	27,81	10,06	43,00	-,20	-2,18	1,00
52	58,91	33,98	31,98	.	59,11	34,65	30,75	.	3,37	-,67	.
53	33,78	25,13	8,63	37,00	30,41	21,51	4,44	38,00	-2,27	3,62	1,00
54	34,83	38,24	10,18	40,00	37,10	42,13	12,35	42,00	-1,22	-3,88	2,00
55	30,26	35,37	10,19	32,00	31,49	37,14	6,88	32,00	-1,22	-1,77	,00
56	44,79	36,89	15,21	.	41,77	41,14	13,45	.	3,02	-4,25	.
57	40,16	27,39	,00	38,00	40,45	25,00	,00	42,00	-,29	2,40	4,00
58	45,48	33,42	20,52	35,00	44,03	35,22	21,56	35,00	1,45	-1,80	,00
59	26,97	21,64	12,21	.	28,37	29,04	9,25	.	-1,40	-7,41	.
60	44,83	17,74	16,51	48,00	43,81	22,46	14,24	48,00	1,02	-4,72	,00
61	34,83	38,24	10,18	40,00	37,10	42,13	12,35	42,00	-2,27	-3,88	2,00
62	47,48	46,49	20,10	45,00	50,84	42,11	22,98	44,00	-3,37	4,38	1,00
63	,00	,00	.
64	30,65	5,67	14,80	34,00	28,23	7,94	14,73	34,00	2,41	-2,27	,00
65	43,54	28,80	11,41	40,00	46,73	30,15	14,32	.	-3,20	-1,35	.
66
67	40,11	50,10	20,00	40,20	41,22	51,11	21,00	40,00	,19	1,01	,00

Tabla 26. Variación de distancias según método de Peters.

Según estas mediciones observamos que radiológicamente se produjo una migración significativa, mayor de 5 mm, en cinco casos.

Los valores de la migración fueron mayores en el plano vertical frente al horizontal, con una diferencia estadísticamente significativa $p > 0,05$ en nuestra muestra. El anillo fue más inestable mecánicamente en el plano vertical

La modificación de la angulación acetabular fue mayor de 3° en dos casos. En 2 pacientes además se objetivó una rotura de los tornillos con movilización completa del anillo.

Con esta descripción, desde el punto de vista de la clasificación propuesta por *Gill* para la movilización del anillo, encontramos que:

- 7 casos se considerarían *completamente movilizados*
- 4 casos presentaban radiolucencias a nivel del gancho isquiático lo que daría lugar a *un aflojamiento tipo I según Gill*, con el anillo *posiblemente aflojado*.

A pesar de estas mediciones sólo se objetivaron signos radiológicos de movilización completa en **2 pacientes**.

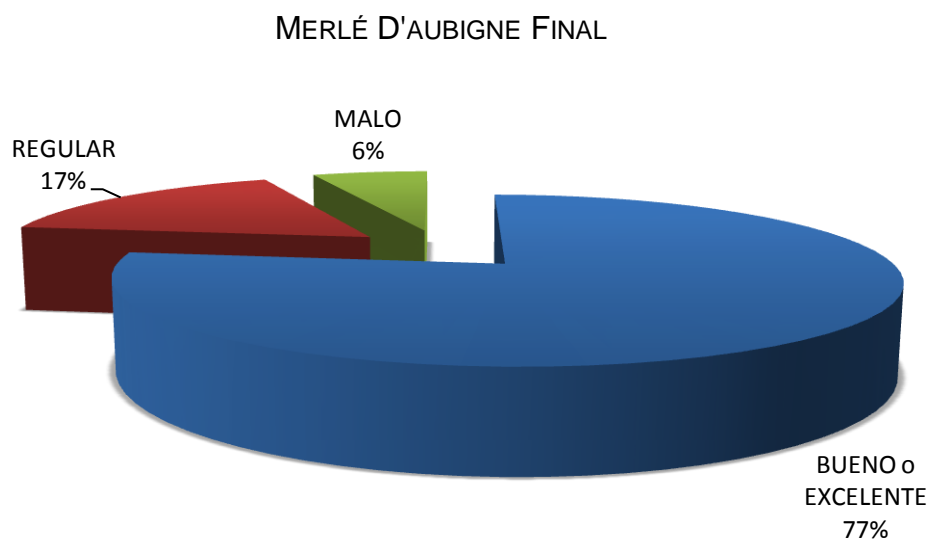
Estos pacientes presentaban osteolisis continuas con rotura de tornillos y dolor, secundariamente presentaban ausencia de integración en un caso. El resto de los pacientes no presentaban ni clínica ni radiológicamente signos de movilización. No se objetivaron en ellos osteolisis continuas, dolor incapacitante ni rotura de material.

5.4 Función- Resultado Clínico

La escala funcional de Merlè-D'Aubigné-Postel obtuvo en el postoperatorio con una mediana de **15 puntos** (media 14,28). Desglosándolo por parámetros se incluía marcha, con una mediana de 4 (de 1 a 6), dolor con una mediana de 6 (de 2 a 6) y movilidad con una mediana de 5 puntos (de 3 a 6), sobre el máximo de 6 puntos por categoría.

Con esta puntuación, al final del seguimiento un **77,21 %** obtuvo un resultado bueno o excelente de la revisión, un 16,66 % se consideró regular y sólo un 6,06 % malo.

Un 23,9% de los pacientes no requirieron ningún apoyo para la deambulación, un 44,77 % (33 pacientes) necesitaban un bastón, un 25,4 % necesitaban dos bastones o andador para realizar una deambulación normal. *Sólo un 3 % no podían realizar una deambulación independiente y requerían de forma fija una silla de ruedas.*



Gráfica 15. Escala de Merlé D'aubigne al final del seguimiento

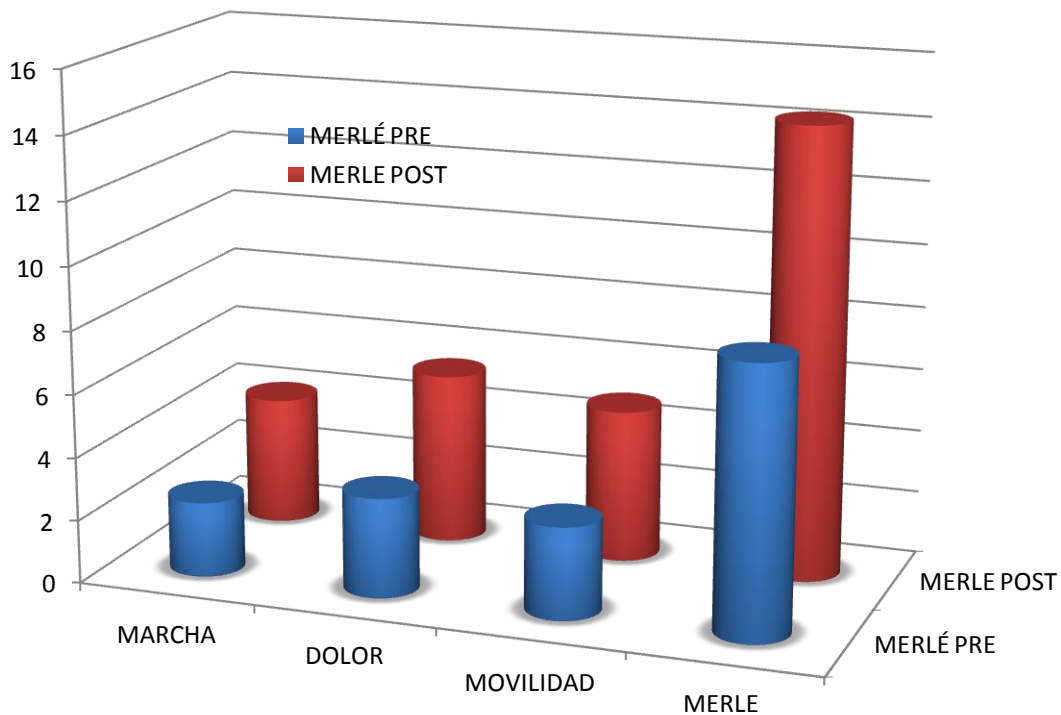
Si analizamos la escala de Merlé se produjo incremento de los 3 valores en postoperatorio. *Pasó de **8,5** a **14,28** de media.*

Desde el punto de vista cualitativo se incrementó la escala de **marcha** en una mediana de **2 puntos**, el **dolor** en una mediana de **3 puntos** y la **movilidad** en una mediana de **2 puntos**. Todo ello suponía una diferencia estadísticamente significativa entre los valores funcionales pre y postoperatorios con una $p < 0,001$. La significación se obtiene en este caso muestreando según análisis ya que no pudieron recogerse datos de 4 pacientes en el preoperatorio y uno en el postoperatorio.

El parámetro que mejoró de forma más significativa, en valores absolutos, fue el del dolor, que pasó de **3 a 6 puntos**, seguido de la marcha que pasó de **2 a 4 puntos** y de la movilidad que pasó de **3 a 5 puntos**.

		Marcha Pr	DolorPr	MovPre	Marcha Po	DolorPo	MovPo
N	Válidos	63	63	63	66	66	66
	Perdidos	4	4	4	1	1	1
Media		2,38	3,16	2,92	4,07	5,43	4,84
Mediana		2	3	3	4	6	5
Moda		2	3	3	4	6	5

Tabla 27. Análisis de la escala de Merlé Pre y Postoperatorio.



Gráfica 16. Comparativa Merlé pre y postoperatorio.

5.5 Complicaciones y Valoración de la Dependencia

En cuanto a las complicaciones durante el seguimiento objetivamos una fractura periprotésica de fémur, 4 luxaciones, tres infecciones, una movilización de vástago femoral. Un **16,4 % (11/67)** de los pacientes fueron éxitos durante el seguimiento por causa no relacionada con el recambio.

El índice de dependencia de los pacientes Barthel pasó de **62 puntos** (media 61,5, mediana 65) **a 84 puntos** (media 84,09 mediana 90). Esta mejoría se consideró estadísticamente significativa con una $p < 0,01$.

Aunque no cambiaron de categoría, ya que esta es muy amplia, en valores absolutos los pacientes pasaron de mostrar una *dependencia severa* a una *dependencia moderada* según la interpretación de Sath y cols. Por un punto no alcanzaron la dependencia leve (de mediana).



Figura 44. Complicaciones de la Serie. Luxación Paciente 33

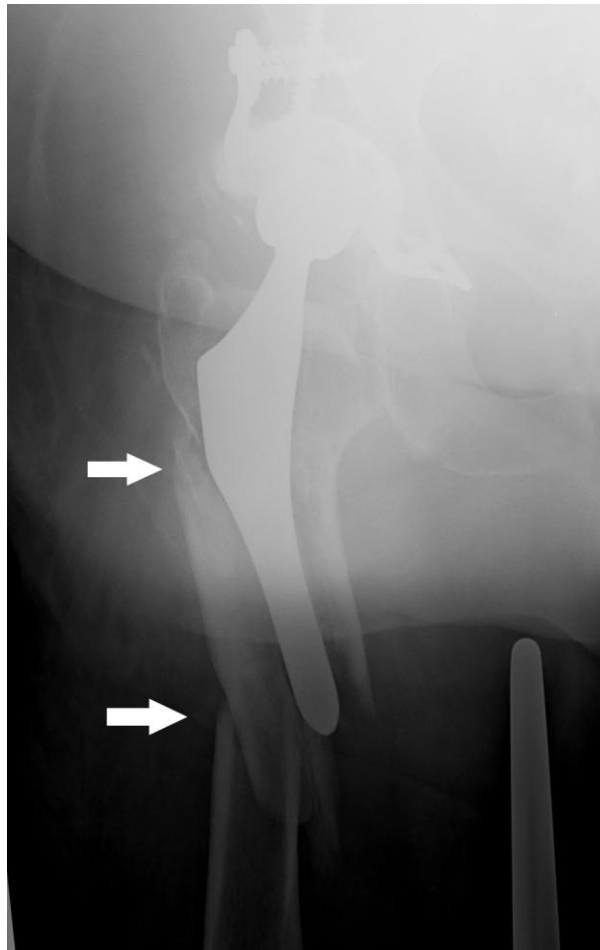
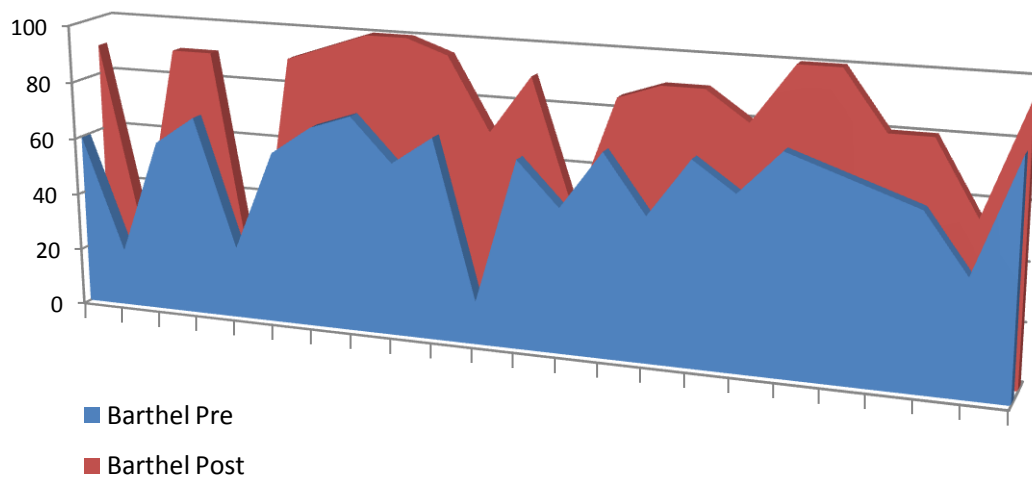


Figura 45. Complicaciones de la Serie. Fractura Periprotésica VANCOUVER B2
Paciente 53



Gráfica 17. Escala de Dependencia pre y postoperatoria

5.6 Factores Distractores.

Se analizó la existencia de factores distractores del resultado clínico y de la evolución de la revisión. Con este análisis se objetivó que 49/67 pacientes **(73,1%)** de la serie presentaban uno o **varios factores distractores** que podían influir en el resultado de la revisión. Entre los distractores se incluían:

- Multioperados (2^o-3er recambio) (1)
- Anillo contralateral (7)
- Prótesis contralateral (26)
- Luxación recidivante de prótesis contralateral (3)
- Aflojamiento y hundimiento de vástago modular del mismo lado o contralateral (3)
- Aflojamiento y fracaso de implantes contralaterales (6)
- Gilderstone contralateral (1)
- Fractura subtrocanterea contralateral (1)
- Coxartrosis y gonartrosis bilateral severa (20)
- Lumbalgia con claudicación neurógena (5)
- Claudicación Vascular (2)
- Fracturas periprotésicas (2)
- Demencia senil avanzada. (5)
- Tumores (4)

5.7 Supervivencia del implante. Mortalidad de la serie

En cuanto a la supervivencia se objetivó que, utilizando como "end point" la realización del recambio, **5 casos** (7,4%) debieron ser reintervenidos para cambiar los implantes antiprotrusivos, 2 por luxación recidivante, uno de ellos por infección y dos por movilización aséptica.

Aplicando el análisis de supervivencia de Kaplan-Meier obtuvimos la siguiente tabla y curva de supervivencia:

	Tiempo	Estado	Proporción acumulada que sobrevive hasta el momento		Nº de eventos acumulados	Nº de casos que permanecen
			Estimación	Error típico		
1	12,000	2,00	,985	,015	1	66
2	12,000	1,00	.	.	1	65
3	12,000	1,00	.	.	1	64
4	12,000	1,00	.	.	1	63
5	12,000	1,00	.	.	1	62
6	12,000	1,00	.	.	1	61
7	12,000	1,00	.	.	1	60
8	13,000	2,00	,969	,022	2	59
9	13,000	1,00	.	.	2	58
10	15,000	1,00	.	.	2	57
11	16,000	1,00	.	.	2	56
12	18,000	2,00	,951	,027	3	55
13	18,000	1,00	.	.	3	54
14	24,000	2,00	,934	,032	4	53
15	24,000	1,00	.	.	4	52
16	24,000	1,00	.	.	4	51
17	24,000	1,00	.	.	4	50
18	24,000	1,00	.	.	4	49
19	24,000	1,00	.	.	4	48
20	26,000	1,00	.	.	4	47
21	26,000	1,00	.	.	4	46
22	29,000	1,00	.	.	4	45
23	31,000	1,00	.	.	4	44
24	32,000	1,00	.	.	4	43
25	36,000	1,00	.	.	4	42
26	36,000	1,00	.	.	4	41
27	36,000	1,00	.	.	4	40
28	36,000	1,00	.	.	4	39
29	36,000	1,00	.	.	4	38
30	36,000	1,00	.	.	4	37
31	36,000	1,00	.	.	4	36
32	37,000	1,00	.	.	4	35
33	37,000	1,00	.	.	4	34
34	38,000	1,00	.	.	4	33
35	38,000	1,00	.	.	4	32
36	38,000	1,00	.	.	4	31
37	40,000	1,00	.	.	4	30
38	40,000	1,00	.	.	4	29
39	43,000	1,00	.	.	4	28
40	48,000	1,00	.	.	4	27
41	48,000	1,00	.	.	4	26
42	48,000	1,00	.	.	4	25
43	50,000	1,00	.	.	4	24

44	54,000	1,00	.	.	4	23
45	58,000	1,00	.	.	4	22
46	60,000	1,00	.	.	4	21
47	60,000	1,00	.	.	4	20
48	61,000	1,00	.	.	4	19
49	71,000	1,00	.	.	4	18
50	72,000	1,00	.	.	4	17
51	72,000	1,00	.	.	4	16
52	72,000	1,00	.	.	4	15
53	72,000	1,00	.	.	4	14
54	80,000	1,00	.	.	4	13
55	84,000	1,00	.	.	4	12
56	94,000	1,00	.	.	4	11
57	96,000	2,00	,849	,086	5	10
58	96,000	1,00	.	.	5	9
59	96,000	1,00	.	.	5	8
60	96,000	1,00	.	.	5	7
61	96,000	1,00	.	.	5	6
62	102,000	1,00	.	.	5	5
63	108,000	1,00	.	.	5	4
64	108,000	1,00	.	.	5	3
65	120,000	1,00	.	.	5	2
66	120,000	1,00	.	.	5	1
67	144,000	1,00	.	.	5	0

Tabla 28. Tabla de Supervivencia

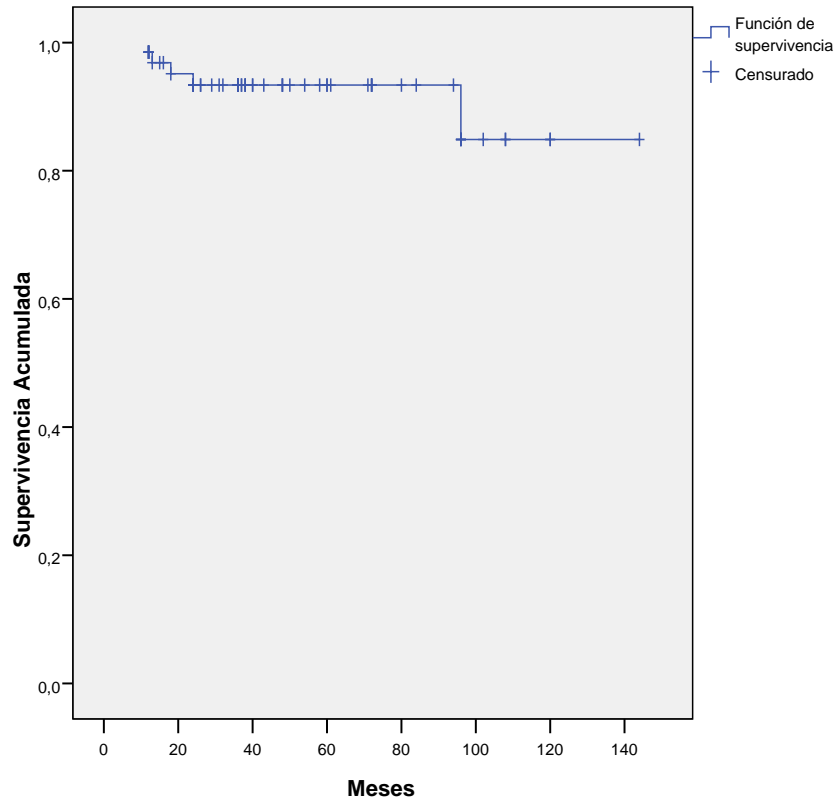
Media(a)			
Estimación	Error típico	Intervalo de confianza al 95%	
Límite inferior	Límite superior	Límite inferior	Límite superior
131,511	5,528	120,676	142,346

a La estimación se limita al mayor tiempo de supervivencia si se ha censurado.

Tabla 29. Medias del tiempo de supervivencia

El análisis de la *curva de Kaplan-Meier* identificó que la supervivencia acumulada a los 5 años sería del 93,4%. A los 10 años de la cirugía la supervivencia sería de un 84,6 % con un límite superior de 144 meses y un intervalo de confianza del 95 %.

Función de supervivencia



Gráfica 18. Curva de Supervivencia

En cuanto a la mortalidad, se objetivó un 16,4 % de mortalidad durante el seguimiento. Las causas no fueron dependientes del recambio en ningún caso y siempre después de los 15 meses tras la cirugía. Entre ellas encontramos Linfoma (1 caso), afección respiratoria o cardiaca (6 casos), ictus (2 casos), causa desconocida (2 casos).

Dada la importante mortalidad de la muestra realizamos la supervivencia ajustada a mortalidad y el resultado es que a 10 años la probabilidad de supervivencia de los pacientes sería menor que la supervivencia del implante.

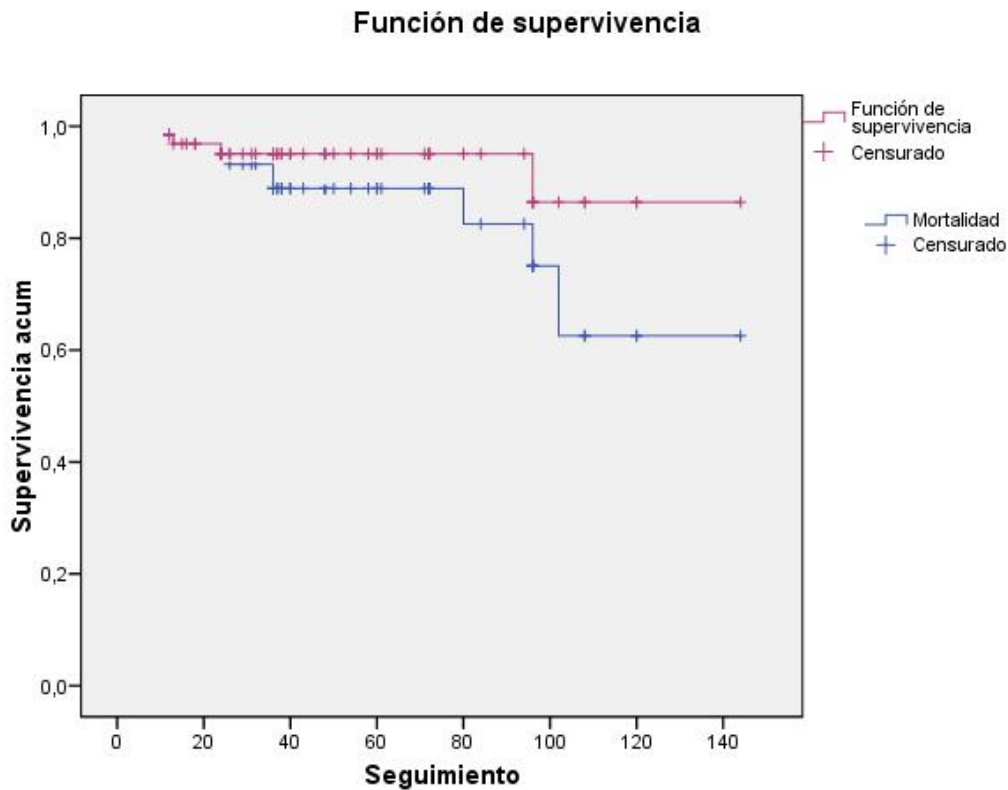


Gráfico 19. Curva Supervivencia/mortalidad

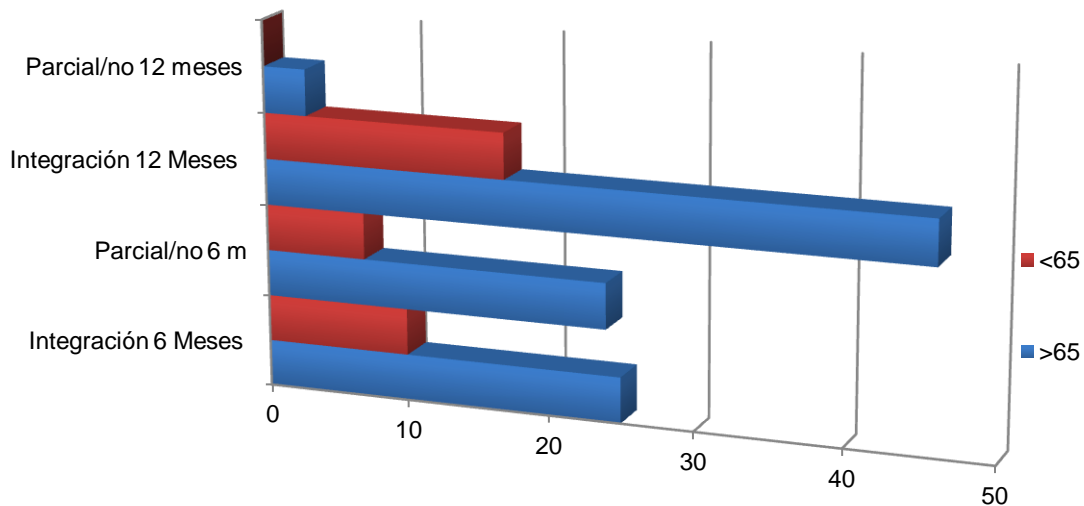
5.8 Contraste de Hipótesis

5.8.1 Influencia de la Edad y sexo en el proceso de integración

No se mostraron diferencias estadísticamente significativas entre el sexo y el proceso de integración. A los 6 meses las diferencias obtuvieron una $p=0,445$ y al año $p=0,871$.

En cuanto a la edad el análisis estadístico tampoco dio diferencias estadísticamente significativas de forma cruda $p=99$.

Si agrupamos la edad entre mayores de 65 o menores de esa edad observamos que no se produjo significación entre ambos grupos con una $p=216$ a los 6 meses y $p=0,148$ al año. Cabe destacar que los tres pacientes en los que fracasó la integración por completo eran mayores de 65 años.



Gráfica 20. Relación de la edad /integración

5.8.2 Influencia del Defecto inicial

Cuando analizamos la influencia del tamaño de los defectos observamos que a los 6 meses del proceso, cuando todavía había un mayor número de pacientes con integración parcial o ausencia de cambios, no encontrábamos diferencias significativas en función del defecto ($p=0,698$).

Sin embargo, *al año de la cirugía* la magnitud del defecto sí influyó y se apreció diferencia estadísticamente significativa entre la integración en aquellos defectos más grandes, de IIC en adelante, frente a los defectos más pequeños. ($p<0,02$)

		Integración		Total
		no	si	
Defecto	I	0	3	3
	IIA	0	9	9
	IIB	0	16	16
	IIC	2	17	19
	IIIA	0	18	18
	IIIB	1	1	2
Total		3	64	67

	Valor	gl	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	13,472(a)	5	,019
Razón de verosimilitudes	8,941	5	,111
N de casos válidos	67		

Tabla 30. Distribución de defectos/integración y grado de significación.

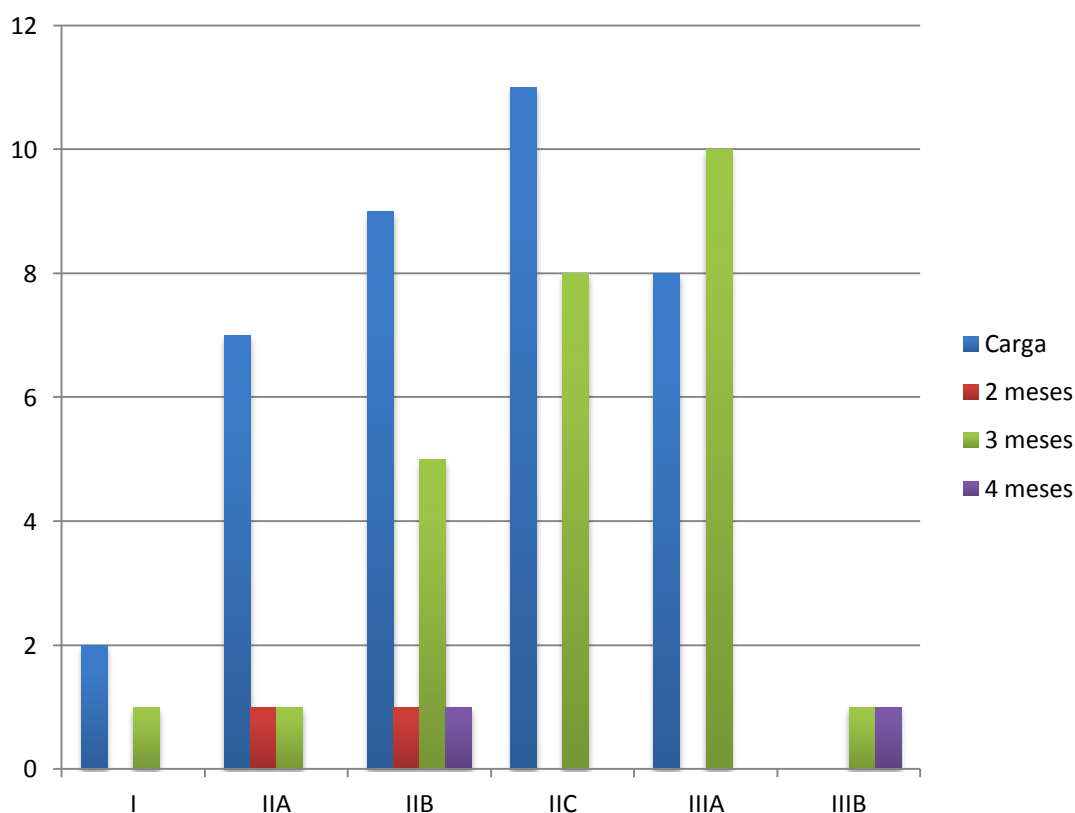
5.8.3 Volumen del Injerto e integración

Se analizó la relación entre el volumen del injerto y la integración a los 6 meses y al año de la cirugía. No se encontró diferencias estadísticamente significativa entre el volumen del injerto y su integración. Siendo la $p=0,582$ en ambos casos.

El volumen del injerto no influyó en su integración de forma estadísticamente significativa. De los tres casos en los que no se produjo integración, con aposición completa, dos presentaron un volumen de injerto inferior a 100 cc y uno con más de 180 cc.

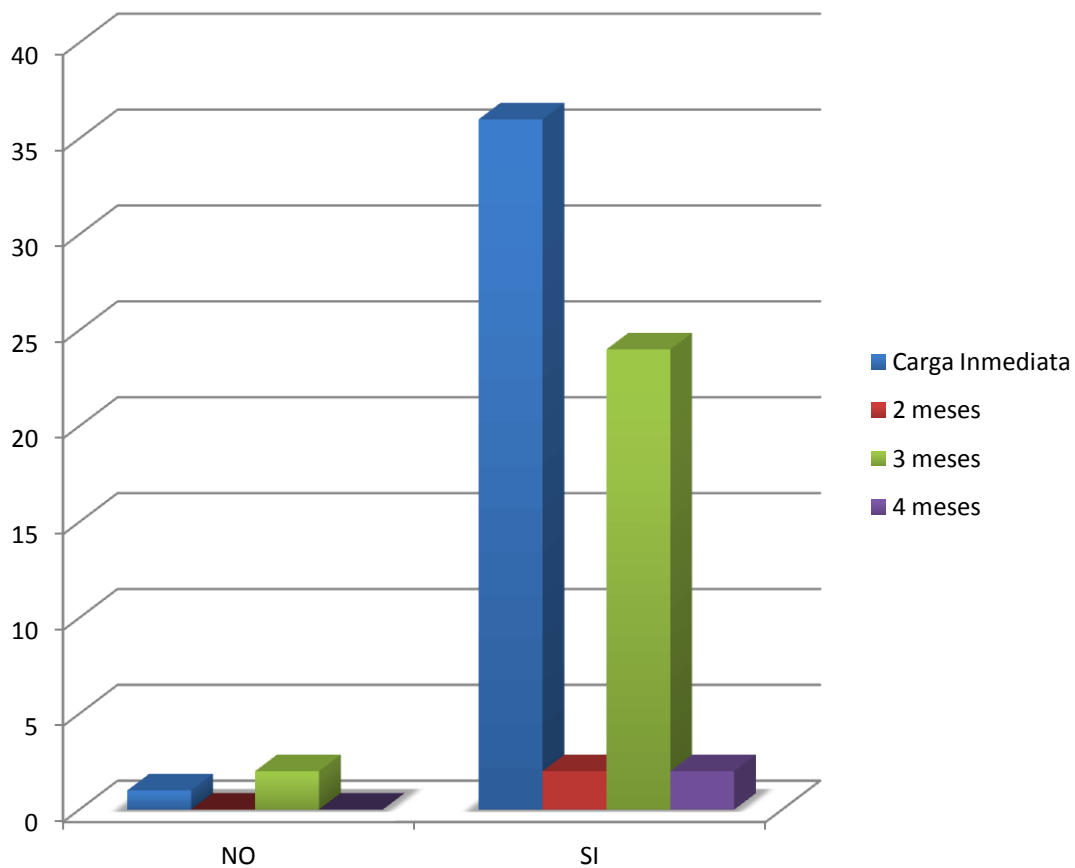
5.8.4 Relación de la carga precoz y la integración

No encontramos un criterio establecido en la determinación de la carga en postoperatorio, ya que prácticamente existe una homogeneidad de la casuística. No hubo diferencias entre permitir carga precoz y el tipo de defecto, aunque se observó una tendencia a descarga en defectos de tipo III ($p > 0,05$). *Un subanálisis sobre el tiempo de descarga descubrió que los defectos mayores si presentaban diferencias estadísticamente significativas en cuanto al tiempo de descarga. ($p = 0,033$).*



Gráfica 21. Relación Defecto carga precoz

Al contrastar la carga precoz con la integración descubrimos que en nuestra serie no hubo diferencias estadísticamente significativas entre los pacientes en los que se cargó de forma inmediata y los que lo hicieron entre los 2 y los 4 meses ($p > 0,05$). *La importancia de la carga no mostró influencia ni a los 6 meses ni al año de la cirugía.*



Gráfica 22. Carga/integración

5.8.5 Secuencia Temporal de la integración

La secuencia temporal de integración mostró diferencias estadísticamente significativas entre las escalas de Gie a los 6 meses y al año de la cirugía con una $p=0,034$ (aplicando test exacto de Fisher por valores inferiores a 5 obtenemos una $p=0,006$).

Existió una mejoría de la escala desde los 6 meses al año de la cirugía por lo que en nuestra serie se observa una secuencia temporal que determinaría que el proceso de integración completa del injerto continuó en el primer año de la cirugía.

En aquellos pacientes con seguimientos mayores a un año no se objetivaron cambios radiológicos en relación al aloinjerto por lo que en nuestra

serie no objetivamos que el proceso de integración se prolongue durante más de un año para el aloinjerto triturado.

	Gie 1 año			Total
	1,00	2,00	3,00	
Gie 6 meses	1,00	0	0	1
	2,00	2	8	25
	3,00	0	0	30
Total		2	8	56

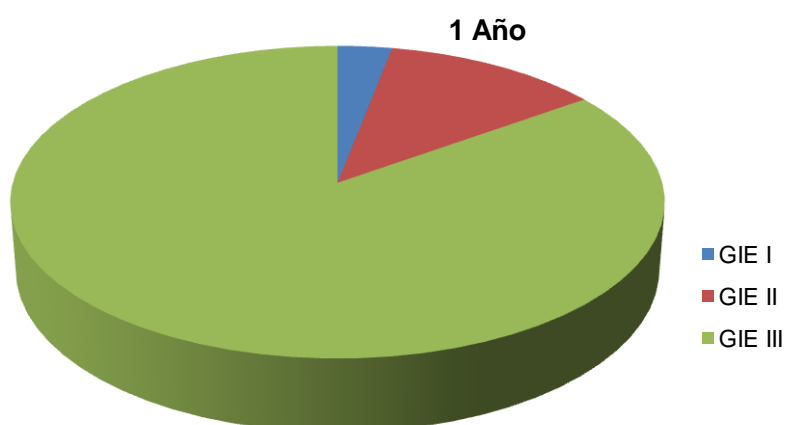
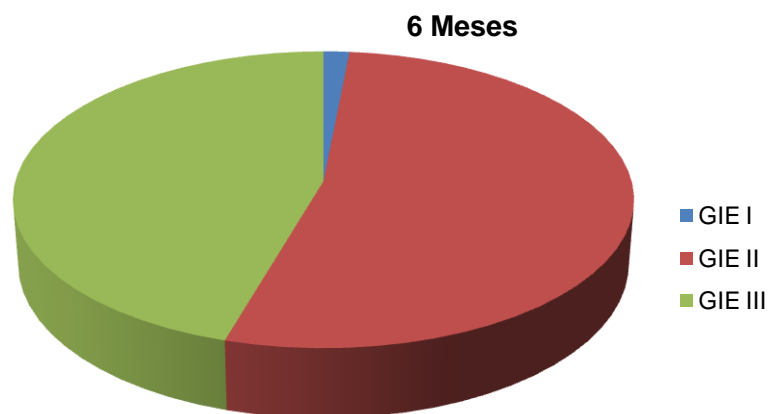


Tabla 31 y Gráfica 23. Evolución Temporal Escala de Gie

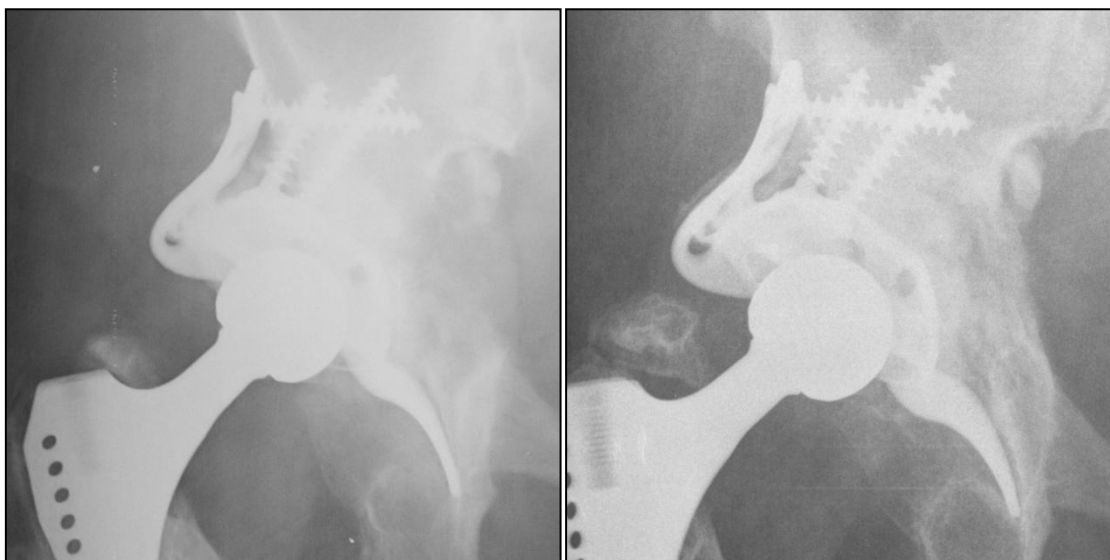


Figura 46. Evolución temporal paciente 43

5.8.6 Relación integración y movilización del implante

Se analizó si existía una relación entre la movilización del implante y la integración. Siguiendo los criterios de Gill de movilización de los implantes para los implantes clasificándolos en probablemente movilizados o no movilizados y posteriormente aplicamos test de Chi-Cuadrado para valorar si la integración tuvo relación con esta movilización radiológica.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas con una $p > 0,05$. La rotura de tornillos tampoco mostró una correlación estadísticamente significativa con la ausencia de integración ($p=0,112$). Aunque la tendencia fue que la ausencia de integración estaba relacionada.

5.8.7 Relación nº de tornillos y Movilización del implante:

Con el intento de valorar si el número de tornillos influía en la estabilidad del implante realizamos el análisis de dos variables, número de tornillos frente a movilización radiológica y frente a fracaso del implante.

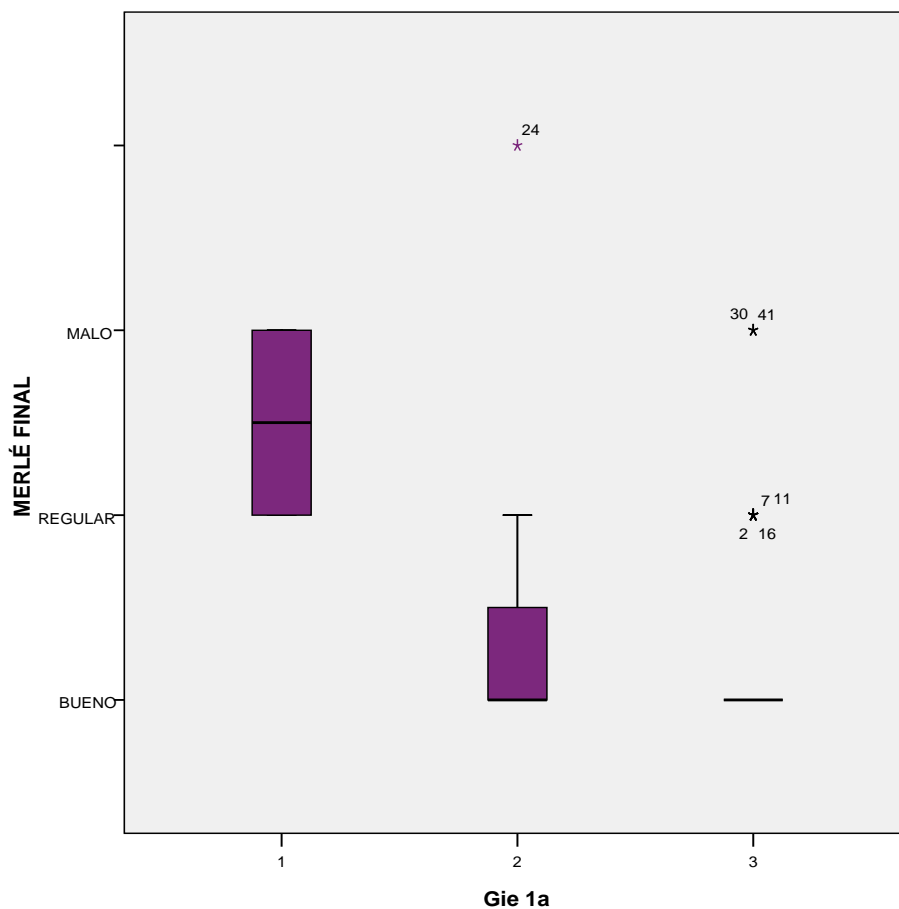
En el primer caso no apreciamos significación, aunque por encima de 5 tornillos (22 casos) no se produjo ninguna movilización ($p > 0,05$).

En el caso de número de tornillos frente a fracaso del implante, tampoco se encontraron diferencias estadísticamente significativas, aunque la tendencia de fracaso se concentró en torno a 4 tornillos. $p=0,266$

5.8.8 Relación integración - Resultado Clínico:

Al contrastar la hipótesis de que una correcta integración del injerto modificaba el resultado clínico en el paciente obtuvimos que existen diferencias estadísticamente significativas. El resultado de la escala de Merlé en los que se produjo una integración con trabeculación según Deakin o grados II o III de GIE fue significativamente mejor con una $p=0,02$.

Aquellos casos en los que **no se produjo integración o ésta fue parcial el resultado fue malo o regular** frente a los que sí se produjo cuya mayoría tenían valores regulares o buenos.



Gráfica 24. Relación Merlé/Integración

	Valor	gl	Sig. asintótica (bilateral)	Sig. exacta (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	22,365(a)	3	,000	,020
Razón de verosimilitudes	12,253	3	,007	,004
Estadístico exacto de Fisher	13,605			,004
N de casos válidos	67			

a. 6 casillas (75,0%) tienen una frecuencia esperada inferior a 5. La frecuencia mínima esperada es ,04.

Tabla 32. Significación Integración/resultado funcional.

5.8.9 Relación Defecto-Supervivencia del anillo.

Al correlacionar la supervivencia del anillo con la magnitud del defecto inicial encontramos que no existía una correlación entre ambos parámetros. Sin embargo sí que apreciamos una importante tendencia a que los defectos más grandes determinaran el fracaso del anillo antiprotrusivo. $p=0,062$

5.8.10 Relación integración-Supervivencia.

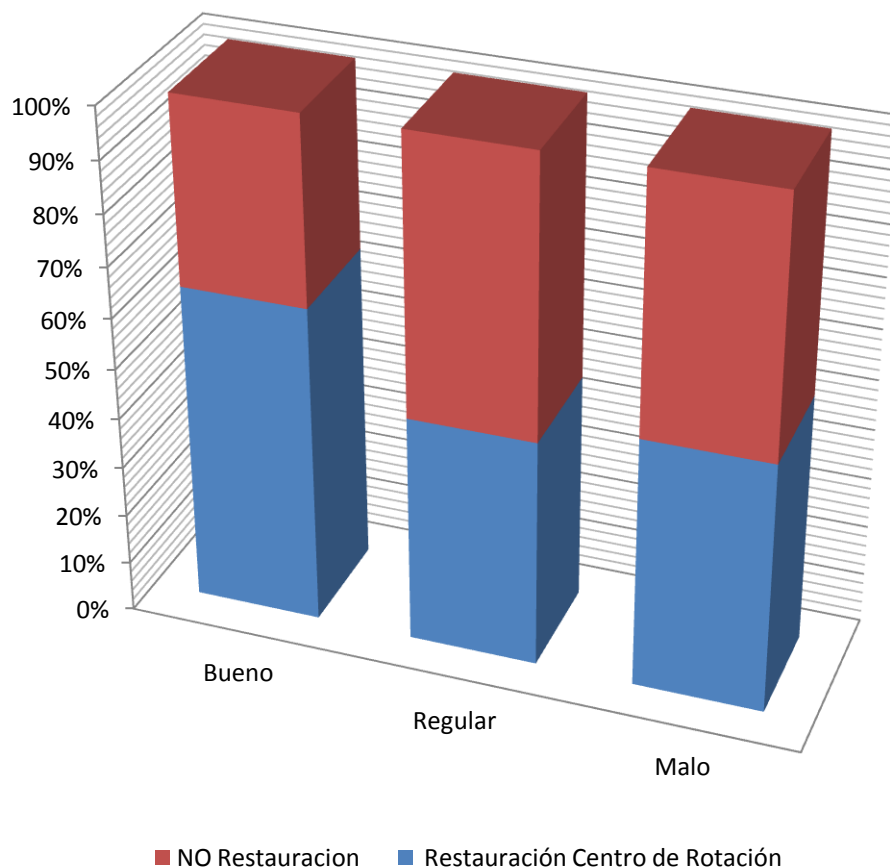
Dada la baja frecuencia de fracaso en la integración de los aloinjertos óseos ($n=3$) realizamos un test no paramétrico exacto de Fisher para valorar si existían diferencias estadísticamente significativas entre la integración y el fracaso del recambio. A pesar del ajuste, **no existieron diferencias estadísticamente significativas entre integración y fracaso del implante en nuestra serie. $p=0.14$.**

Analizando los 3 pacientes en los que fracasó la integración en un caso no se consideró movilización del implante ni los pacientes presentaban clínica que sugiriera necesidad de recambio.

5.8.11 Relación Restauración del Centro de Rotación- Resultado Clínico.

La restauración del centro de rotación mostró relación significativa con el valor de la escala de Merlé, mejorando los resultados de la escala cuando se consiguió dicha restauración.

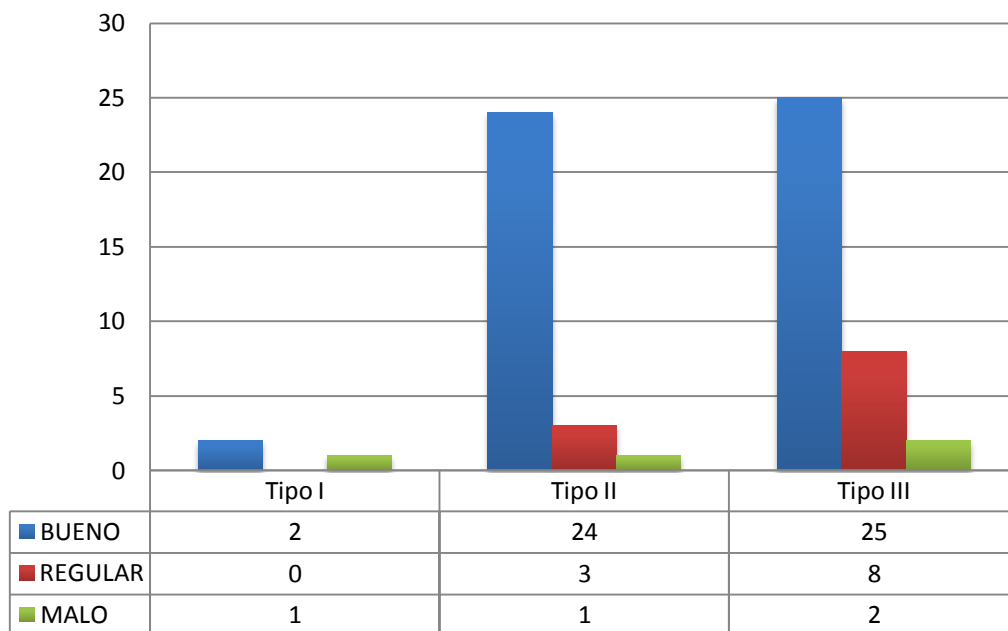
En aquellos pacientes en los que conseguimos **restaurar el centro** de rotación se encontró un **porcentaje superior de resultados buenos o excelentes** frente aquellos en los que no se consiguió con una $p < 0,05$.



Gráfica 25. Relación resultado funcional con restauración del centro de rotación

5.8.12 Relación Defecto-Resultado Clínico

No se encontraron diferencias significativas entre los valores del defecto inicial y la escala funcional con un $p=0,17$. Al agrupar los defectos en leves/moderados y graves si encontramos diferencias estadísticamente significativas. La prueba exacta de Chi cuadrado nos dio un valor de $p=0,04$. Dado que la escala de Merlé en realidad es cualitativa la convertimos siguiendo parámetros de resultado excelente, bueno, regular o malo. Este ajuste no mostró diferencias significativas en función del defecto, $p=0,303$



Gráfica 26. Defecto/resultado funcional.

5.8.13 Relación dependencia-Resultado Clínico

Analizamos los valores categóricos dependencia (independencia/ leve/ moderada/ severa) y los de la escala de Merlé y no se encontró diferencia estadísticamente significativa. Los valores más bajos del Barthel estaban también en relación con valores bajos de la escala de Merlé. ($p<0,514$). Desde el punto de vista cuantitativo sin embargo encontramos una correlación positiva estadísticamente significativa entre valores del Merlé y de la escala de Barthel. ($p= 0,036$)

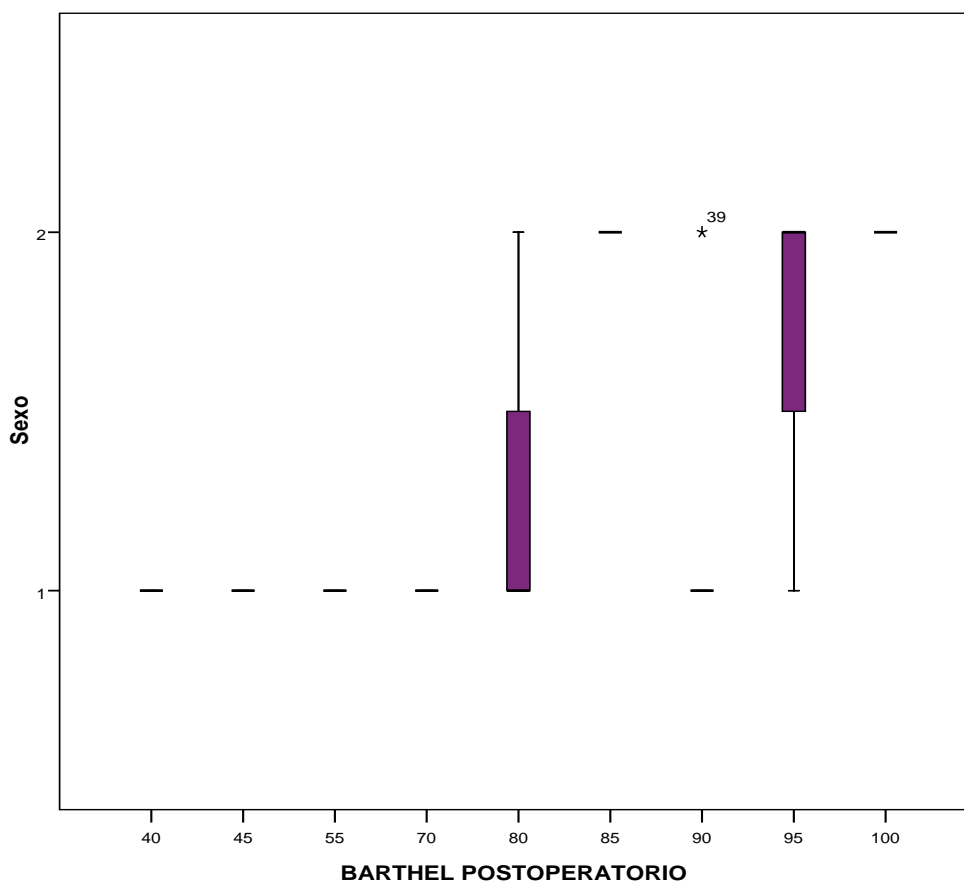
5.8.14 Influencia de la Edad, el Sexo y el número de diagnósticos previos en el grado de Dependencia.

Pensando en la posible influencia de la edad, el sexo y los diagnósticos previos del paciente en el grado de dependencia analizamos si existían diferencias entre el índice de Barthel de los pacientes según estos parámetros.

El parámetro edad no fue determinante en el índice de dependencia. No encontramos significación al aplicar los test estadísticos ($p > 0,05$).

Sin embargo al valorar el parámetro sexo encontramos que la mujeres de nuestra serie presentaban valores del índice de Barthel significativamente menores que los hombres ($p = 0,045$)

Al aplicar el número de diagnósticos previos tampoco encontramos significación aunque la tendencia si fue que a un mayor número de diagnósticos mayor dependencia de los pacientes ($p = 0.160$)



Gráfica 27. Influencia del Sexo en el Índice de dependencia

6

Discusión

6. Discusión

6.1 Discusión sobre el tamaño y características de la muestra

Hemos revisado 67 recambios de cadera en 64 pacientes, con un seguimiento medio superior a 5 años.

El tamaño muestral viene dado en nuestro caso por el tipo de implante y los criterios de inclusión que exigían la presencia de injerto triturado e impactado y un seguimiento mínimo de 12 meses. Desde el punto de vista epidemiológico nuestra serie es muy similar a los trabajos clásicos de Perka¹³⁶, Gill¹⁵³ y Pieringer¹⁴⁷. Las series publicadas con anillos antiprotusivos tipo Burch-Schneider son inferiores a 50 pacientes^{148,156}. Sin embargo, aunque encontramos series más amplias y con seguimientos mayores como los trabajos de Coscujuela y cols¹⁷, en el que revisan 91 pacientes con un seguimiento medio de 8,1 años, en general nuestra serie se acerca mucho al número medio de las series publicadas, por lo que consideramos que nuestra muestra y resultados pueden ser comparables a la literatura.

La causa más frecuente del recambio fue el aflojamiento aséptico en un 85 % de los casos, seguida de la luxación (10,4%) y de la infección 3%. Estos datos son congruentes con otras series como la de Symeonides y cols.¹⁴⁶. Existe una importante heterogeneidad en las series con ausencia de casos por luxación o excluyendo sistemáticamente las infecciones¹⁴⁴. Si nos fijamos en el registro sueco de artroplastia la incidencia de aflojamiento aséptico supone un 60 % aproximado de las revisiones, la luxación aumenta ligeramente con un 14 %, infección un 10 % y otras causas el resto¹⁵⁷. Aunque llama la atención, si nos ajustáramos a los trabajos en los que se trata de revisiones con anillo de BS es lógico la ausencia de casos por causa de luxación, ya que la inestabilidad persé tiene un origen multifactorial pero en sus causas no figura

los defectos óseos cotiloideos mayores, que son la principal indicación en el empleo de anillos antiprotrusivos.

Aunque no formaba parte de las hipótesis del trabajo, al definir las causas de la revisión observamos un aflojamiento más rápido en implantes cementados frente a no cementados en nuestra serie con una diferencia estadísticamente significativa. Ante este resultado, se realizó una nueva revisión radiológica de los implantes observando a su vez que, en aquellos implantes en los que se había producido un aflojamiento muy precoz, menor de 5 años, se encontraban importantes defectos de cementación. Los principales problemas fueron una capa de cemento poco uniforme, inferior a 2 mm en zona 1 y radiolucencias en el postoperatorio en zona 1 y 3. Estos hallazgos son compatibles con otros estudios en los que hablan de la importancia de una buena técnica de cementación en la supervivencia del implante acetabular, haciendo especial hincapié en la zona 3 de De Lee^{158,159}, como causa de fracaso precoz.

Estos datos muestran, sin embargo, una incongruencia con el metaanálisis de Toossi y cols.¹⁶⁰ en el que se determinó que no había efecto en la supervivencia ni en la tasa de revisión en función del tipo de fijación acetabular. Además dada la edad media alta de nuestra serie, los implantes cementados muestran una mayor coste efectividad en pacientes por encima de los 65 años¹⁶¹.

Uno de los problemas más importantes que encontramos en nuestra muestra se debe a la baja frecuencia de movilización aséptica de los implantes y la bajísima incidencia de fracaso de la incorporación. Esto ha impedido la realización sistemática de pruebas paramétricas en el contraste de hipótesis obligándonos a emplear test no paramétricos.

De forma general la aplicación de test no paramétricos presenta una menor potencia estadística. Es decir, existe un mayor riesgo de cometer un error tipo II (no rechazar la hipótesis nula cuando ésta en realidad es falsa). En ese sentido se han valorado la significación clínica y las tendencias absolutas aunque no se encontrara significación estadística en algunas comparaciones.

Dada la necesidad de los criterios de inclusión para formar parte de este estudio pensamos que no es valorable la distribución de los implantes previa a la revisión, sin embargo aplicando test normalización de Kolgomorov-Smirnov observamos que existe una distribución normal de todas las características de la muestra (edad, sexo, tiempo hasta el recambio...)

6.2 Discusión sobre el tipo de defecto y el implante empleado

Una de las mayores dificultades que se suelen encontrar para realizar la cirugía de revisión es la clasificación de los pacientes y por ende del defecto óseo que nos encontraremos intraoperatoriamente. Esta clasificación es compleja si sólo nos apoyamos en la radiografía simple. El estudio de Johanson⁸³, concluía que la clasificación de Saleh es la que probablemente produce una mejor definición de los defectos. No obstante, la baja fiabilidad inter e intraobservador y una información poco fiable del remanente óseo ponen en duda la utilidad de las clasificaciones en general^{83,162}.

Por nuestra experiencia, aplicamos de forma sistemática la clasificación clásica de Paprosky. Esta clasificación es ampliamente usada en la literatura y presenta un índice de Kappa de entre 0,56 y 0,75 según las series^{163,164,165}. Estos datos dan lugar a una concordancia moderada en las observaciones para determinar los defectos. Si bien se determinaba de forma preoperatoria con radiografía, la clasificación definitiva se confirma o modifica intraoperatoriamente. Este hecho es una recomendación estándar en los artículos originales en los que se describían las clasificaciones.

Una vez determinada la clasificación a emplear se objetivó en nuestra muestra que un 60 % de los defectos eran mayores, desde IIC a IIIB, y un 40 % menores, de I a IIB.

El tratamiento en caso de movilización aséptica es muy debatido en la literatura, tanto europea como americana¹⁶⁶. La principal premisa en la que se

basa el tratamiento suele ser el porcentaje de contacto de hueso huésped con el implante y su capacidad biológica. Un porcentaje inferior al 50 % de contacto hueso-implante daría lugar a un fracaso precoz de los implantes grandes y dobles descritos y utilizados en el pasado¹⁶⁷. Como se ha descrito en la introducción las posibilidades son múltiples incluyendo implantes porosos, cotilos cementados sobre aloinjerto compactado, metal trabecular, cotilos gigantes, anillos de soporte y antiprotusivos.

El uso de éstos anillos es relativamente moderno, desarrollándose en la década de los ochenta y noventa. Su empleo, asociado a la adición de injertos óseos procedentes de banco fue popularizado rápidamente.

El anillo de Burch-Schneider y el de Müller son los que han generado mayor bibliografía gracias a la estabilidad de los implantes y sus resultados preliminares. Quizá sea por esta razón por la que, además, han sido los más empleados en el pasado. Ambos están especialmente indicados cuando el lecho que podemos obtener no es mecánicamente estable para aceptar un componente acetabular de recambio que no esté cementado¹³⁸. Sus objetivos fundamentales son evitar el defecto óseo, proteger la reconstrucción, restaurar el centro normal de la cadera y dar un soporte adecuado al componente acetabular¹³⁰.

A pesar de los buenos resultados preliminares el papel de los anillos antiprotusión acetabular en la cirugía de revisión ha ido disminuyendo en EEUU desde principios de siglo. Esto ha sido posible debido a un aumento progresivo de las indicaciones de componentes acetabulares de recubrimiento poroso que pueden ser suficientes para tratar diferentes defectos¹³⁸.

Las recomendaciones generales indican que la aplicación de los anillos debe dejarse a defectos grandes o pérdida ósea masiva¹⁶⁶ sin posibilidad de fijación biológica^{80,74}. Gross en un artículo de 2002 ya exponía que la línea que separa la utilización de un cotilo poroso de revisión frente a un anillo antiprotusivo era muy fina¹⁶⁸, aunque incide que el límite lo establece el contacto hueso-implante y el tamaño del defecto inferomedial. Si bien, el mismo autor en un trabajo previo sobre el manejo de los defectos óseos en revisión alude a que, si por cualquier motivo, un defecto interpretado como I o

IIA-IIB presenta un lecho pobre con importante esclerosis o un apoyo precario se podría asociar un anillo con seguridad asociado a injerto⁴.

El diseño del anillo, ya sea de soporte o reconstrucción busca la cementación de un implante acetabular en posición anatómica en pacientes con una pérdida superior y medial severa. Secundariamente se busca una restauración del stock óseo que facilitaría futuras revisiones.

El cometido fundamental del anillo en estos casos sería distribuir las fuerzas a la periferia, puenteando el defecto, en zona sana iliaca e isquiática y liberar secundariamente al aloinjerto de fuerzas que podrían comprometer su integración¹⁴¹, sobre todo en el periodo en el que se produce una importante debilidad mecánica del implante¹⁴⁴.

Desde el punto de vista biomecánico se ha visto en diferentes estudios que emplean modelos de elementos finitos que el anillo de Burch-Schneider se considera que disminuye las fuerzas aplicadas sobre la zona central en un 47 % en cualquier ángulo, siendo la zona sometida a un mayor estrés, los orificios de los tornillos¹⁶⁹.

Algunos autores desaconsejan el empleo del anillo de Burch-Schneider debido a la amplia disección necesaria para el gancho isquiático y la posibilidad de aumentar la morbilidad de la cirugía, dejando para estos casos anillos de anclaje iliaco simple¹⁷⁰.

A pesar de estas recomendaciones generales, en las series publicadas, los anillos de reconstrucción han sido empleados de forma muy variable. Aunque la mayoría de las series los emplean para defectos grandes con una cobertura inferior al 50 % acetabular, a partir de IIIA de la clasificación de Paprosky^{73,166} o en similares de otras clasificaciones^{171,172}. Sin embargo existen publicaciones que presentan más del 50 % de pacientes con defectos cavitarios¹⁵³ en los que se han empleado anillos antiprotrusivos de forma sistemática, como el estudio de Perka en el que una gran mayoría de su serie (n=57) presentaba defectos de tipo II de Paprosky¹³⁶, el estudio de Phillipe de 2012 con defectos tipo II y III de Paprosky⁷², o el de van Koevinge que

incluía una serie de pacientes con defectos de todo tipo, incluyendo uno de tipo I¹⁷³.

Estos datos serían congruentes con nuestra serie. Si bien es cierto que hemos observado que se ha producido un cambio progresivo en la indicación de este tipo de implantes a lo largo de la serie temporal de 13 años. Observamos los defectos han sido más importantes en los últimos 4 años. Nuestra impresión a la hora de realizar el análisis del tipo de defecto es que durante la valoración pre e intraoperatoria, ha pesado en algunos casos, la experiencia propia del cirujano principal a la hora de realizar la revisión, el aspecto intraoperatorio del lecho o la interpretación intraoperatoria de los defectos. En los últimos 4 años, sin embargo, correspondiendo con el cambio del equipo quirúrgico en la cirugía de revisión protésica, el empleo del anillo se ajusta más a las indicaciones generales y ya sólo se emplea en defectos de tipo IIC en adelante.

6.3 Discusión sobre el seguimiento

Nuestra serie tiene un seguimiento medio de algo más de 4 años, con 50,04 meses de media, con un máximo de casi 13 años.

Si revisamos la literatura existe una importante heterogeneidad en el seguimiento. Así, podemos encontrar series cortas con un seguimiento medio de unos 3 años¹⁷⁴, series intermedias de 5 a 7 años^{147, 172, 175}, y series a más de 10 años de seguimiento^{72,148}.

Aunque el seguimiento de nuestra serie no es muy amplio, existen referencias que indican que la evaluación de este tipo de pacientes puede verse muy influenciada por factores distractores, valoración conjunta de cúpula y vástago, y el hecho de que siempre son pacientes multioperados ya sea de la misma cadera o la contralateral¹⁴². Con estas referencias se suele indicar estas características de los pacientes, puede considerarse poca solidez de la observación y no verse tan influenciada por el factor tiempo.

6.4 Discusión sobre el proceso de integración

Los aloinjertos que se emplean para el tratamiento de defectos óseos en la cirugía de revisión de componente acetabular se tratan mediante limpieza y sumergido en sustancias antibióticas y conservados mediante congelación a -80°C lo que mantiene una actividad osteoconductora, al menos, y elimina parte de la antigenicidad del injerto, siendo seguros desde el punto de vista biológico⁴⁰. No existe un rechazo activo del huésped al injerto en injerto congelado¹¹ aunque si se ha descrito una reacción fibrosa que tiende a encapsular el aloinjerto en función de la disparidad de la histocompatibilidad y que puede persistir más de 6 meses desde la adición del aloinjerto en fresco.

Aunque la remodelación y revascularización de aloinjerto esponjoso es inferior a un autoinjerto, el aloinjerto actúa como un andamio favoreciendo una rápida vascularización y aposición de nuevo hueso. Esto permitiría la incorporación de forma progresiva y completa, al menos desde el punto de vista biológico. La viabilidad del injerto también ha sido demostrada utilizando la tomografía de emisión de positrones, identificando patrones metabólicos similares al hueso huésped de forma precoz¹⁷⁶.

Esta capacidad biológica de incorporación de los injertos ha sido cuestionada en el contexto de la cirugía de revisión por presentar un hueso remanente teóricamente avascular y esclerótico, que no aprovecharía la estructura del aloinjerto en su incorporación. Sin embargo, un artículo de Lamerigh y cols¹⁷⁷, sobre la viabilidad del hueso remanente en cotilos durante la artroplastia primaria y en los recambios en los que no había sido necesario la incorporación de injertos, concluyen que, la viabilidad del lecho no es tan baja como se pensaba¹⁷⁸. En biopsias seriadas observaron que el lecho óseo en los cotilos sobre los que se había realizado un recambio sufría un cambio histológico que no afectaba a la mecánica del mismo o al menos no se mostró significación estadística. Concluían que a pesar de que existen cambios que disminuyen la vitalidad del lecho óseo existe suficiente actividad de remodelación como para que sea una base aceptable si se asocian injertos

óseos y siempre que se consiga una interfaz adecuada, limpia y sin cemento. No aportar injertos para aumentar el stock óseo en la cirugía de recambio empeora los resultados a medio y largo plazo.

La escala propuesta por Gie es la que empleamos en la observación del proceso de integración del injerto. A pesar de ser un artículo muy referenciado 714 citas en la literatura, no hemos encontrado una validación de la escala⁶⁵. Otros autores han definido escalas evolutivas en el proceso de integración del aloinjerto, aunque las referencias vienen de un artículo clásico de Conn y Gross⁶. Ante esta ausencia de validación y en un intento de aumentar la validez interna de nuestras observaciones además del investigador principal otros dos cirujanos ortopédicos han realizado observación del proceso de integración en radiografías seriadas de 1/3 de la muestra tomada de forma aleatoria.

Como se describe en los resultados el índice de Kappa fue de 92 y 94,4 % para las definiciones de Deakin y cols. y de un 88% para la escala de Gie al año. A los 6 meses, aunque se la escala indica que es una concordancia considerable no era más del 70 %. Los datos se pueden leer en el Anexo 1. Se puede establecer que una concordancia superior al 60 % es buena o muy buena para variables cualitativas por lo que se consideran estas observaciones como de alta validez a pesar de la subjetividad posible de la observación radiológica simple.

Según nuestros resultados a los 6 meses un 50,7 % de los pacientes presentaban una aposición completa del injerto y sólo un 4,4 % no presentaban ningún cambio con respecto a las radiografías iniciales. Al año un 85,4 % de los pacientes presentaban una aposición completa, un 12 % una aposición parcial y menos de un 3 % presentaba ausencia de cambios o reabsorción completa del injerto. Aplicando las definiciones de Deakin y colaboradores, un 96 % tendrían una aposición significativa o completa al año.

A pesar de su uso generalizado en revisiones de cadera con anillo o en otras técnicas de cementación no todos los autores dan importancia al hecho de la integración¹⁷⁴, Okano y colaboradores determinan una relación entre el fracaso de los implantes y el espesor del aloinjerto empleado pero ellos mismos concluyen que en defectos grandes se deben emplear aloinjertos estructurales,

sin embargo no definen si en aquellos casos en los que fracasó se había producido un fallo en la integración¹⁷⁹.

Otros autores, como el propio artículo de Gill en el que se define los criterios de movilización no cuantifica la integración, haciendo referencia a sólo un fracaso de integración sobre 38 los pacientes de su serie¹⁵³. Estos datos son similares a los de Jones y colaboradores que indican que el 100 % de sus pacientes presentaban una correcta incorporación del injerto¹⁷². Winter y colaboradores concluyen que la aposición del injerto fue total en todos sus pacientes¹⁴. Sin embargo en ninguno de ellos valoran si la aposición fue completa o no ni la cuantifican de ninguna forma.

Darío Regis en su artículo define un grado de incorporación del 78,8 %, con sólo cuatro reabsorciones completas en su serie, sin embargo sus resultados no son comparables con nuestro estudio ya que, no determinaba ni el espacio temporal y habla de injertos estructurales y autoclavados como medio de esterilización⁷³.

A pesar de ello, también existen otras series con resultados menos positivos. Trabajos como el De Lee y colaboradores en las que se producía resorción del injerto con medialización de los implantes en un 13 % de los pacientes⁷¹. En esa línea Uchikama y cols.¹⁶ definen en su serie un 83,3 % de incorporación completa, un 6,7 % de incorporación parcial y un 3,3% resorción severa.

Deakin y cols³⁶ describen un grupo de 51 pacientes con resultados similares a nuestra serie, tasa de recuperación y aparición de trabéculas de 96 y 97% respectivamente, como en nuestra serie presentan un 3 % de ausencia de cambios o resorción completa del injerto. Lunn y cols en su serie de 35 pacientes 5 presentaron fallo mecánico con reabsorción completa del injerto¹⁸⁰. Del mismo modo los resultados de nuestros 67 pacientes se asemejan a las series descritas por Gie en la incorporación del injerto⁶⁵.

Aunque no se emplean en esta serie la incorporación de los aloinjertos estructurales supone una mayor controversia y peores resultados mostrando áreas grandes de necrosis que no aportan la estructura mecánica que necesita

el montaje. Si bien, los resultados mejoraban si el injerto estructural era autólogo de la cabeza femoral del propio paciente¹⁸¹. Algunos autores describen tasas de fracaso en la incorporación de injertos estructurales para defectos del tipo III de entre el 20 y el 30 % con cirugía secundaria de rescate¹⁸². Otros como Kawanabe¹⁵ describen mejores tasas de supervivencia para injertos grandes frente a triturado de menor tamaño independientemente del defecto, con diferencias estadísticamente significativas en los grados más graves del tipo III y IV de la clasificación de la AAOS.

En nuestra casuística la incorporación es elevada en todo tipo de defectos, aunque, esto parece estar relacionado con el tipo de injerto y la forma en la que los empleamos, ya que, no se ha empleado en ningún caso injerto en forma estructural.

La secuencia temporal de la integración está mal definida pero en general se considera que el proceso de incorporación se asemeja al que tendría lugar en el autoinjerto siguiendo las fases de una osificación endocondral. Estas fases van desde el hematoma, pasando por la agregación plaquetaria neovascularización y aposición ósea. El retraso se suele deber a que es necesaria una resorción parcial para comenzar el periodo de incorporación, sin embargo Buma, en su trabajo con biopsias seriadas, determina que, histológicamente, el proceso ya es visible a las 4 semanas de la intervención⁶⁰.

Desde nuestro punto de vista el proceso de integración de aloinjerto tiene una secuencia temporal máxima de un año ya que no hay cambios dependientes del injerto radiológicamente visibles a partir del año de la cirugía si empleamos injerto triturado e impactado.

6.5 Discusión sobre la influencia de la edad, sexo, el defecto, el volumen o la carga precoz en el proceso de integración

Como se comentaba en el artículo de Lamerith la viabilidad del lecho óseo del huésped no es tan malo como se pensaba, pero nos interesaba conocer si el

factor edad, o el sexo de los pacientes podrían influir en el proceso de la normal integración. Según nuestros datos no hay una relación entre la integración y la edad o el sexo de los pacientes ($p=0,445$ a los 6 meses y $p=0,871$ al año de la cirugía. Si bien es cierto que dos de los pacientes en los que fracasó presentaban una edad inferior a 65 años. Es probable que la baja frecuencia de fracaso en la incorporación provoque la ausencia de diferencias.

Los datos publicados la literatura sobre la incorporación han determinado que factores locales y sistémicos pueden afectar al proceso de integración. Entre ellos encontramos una ausencia de vascularización, radioterapia local, tumores, denervación, alteraciones mecánicas, infecciones, corticoesteroides o quimioterapia, el tabaco, diabetes, malnutrición, etc. como factores que podrían afectar de forma negativa la biología del aloinjerto y su interfaz con el hueso huésped¹⁸³. Sin embargo no encontramos descripción de alteraciones derivadas de la edad o el sexo de los pacientes como tal, aunque subsidiariamente sabemos que en pacientes ancianos pueden aumentar los factores locales como la presencia de baja vascularización del lecho receptor, diabetes y alteraciones endocrinas.

El papel de la carga es definido por Goldberg y Akhaban estableciendo que es necesaria la protección de la carga completa sobre el injerto durante el proceso de remodelación para conseguir una unión estable entre el aloinjerto y el huésped que permita una resistencia mecánica completa posterior¹⁸⁴. En nuestra serie no hemos encontrado diferencias en la integración en función de la carga parcial precoz o la descarga inicial durante 2-3-4 meses. Asimismo, tampoco hubo diferencias entre la descarga de dos meses o de 4 meses.

En este sentido la literatura no es clara, Symeonides y cols.¹⁴⁶ mantenían al paciente en cama las 2 primeras semanas y posteriormente iniciaban una carga parcial progresiva hasta las 6 semanas. A pesar de no relacionarlo con la incorporación, indican que la mayoría de sus pacientes presentaban buen aspecto radiológico sin signos de fracaso del injerto, ni siquiera en discontinuidades pélvicas.

En esta misma línea Ilchmann y cols. mantenían a sus pacientes en descarga la primera semana iniciando carga parcial con 20 kg durante 6 semanas más. No encontraron diferencias en la incorporación ni en la migración de los implantes¹⁸⁵. Sin embargo Van der Linde y Tonino, inician carga parcial progresiva a las 96 horas de la cirugía consiguiendo una incorporación en su serie del 90 %¹⁸⁶.

Estos datos nos hacen pensar que, dado que el anillo de Burch-Schneider puede puentear hasta el 48 % de las fuerzas que se ejercen sobre el injerto, una carga parcial progresiva en los primeros días de la cirugía no parecen tener una relación directa con la biología de la incorporación, al menos en este tipo de implante.

Esta protección parcial sí que parece fundamental, porque como expone Kowalczewski y cols. en su serie, sólo los pacientes con anillo de anclaje isquiático e iliaco consiguieron una incorporación completa del injerto sin resorción ni alteraciones en la interfase¹⁸⁷. Con el mismo programa de rehabilitación postoperatoria los pacientes con anclaje de anillo sólo isquiático o sin anillo de refuerzo sufrieron fracaso precoz y alteraciones en la remodelación ósea.

Aunque sin significación parece que los volúmenes más grandes de injerto podrían tener un proceso de incorporación más lento, en este sentido encontramos que, los defectos mayores, de IIC en adelante presentaban diferencias significativas en cuanto al grado de integración en nuestros pacientes.

Perka, en su estudio, sobre todo tipo de defectos observó una incorporación de todos los injertos de su serie sin relacionarlos con el tipo de defecto¹³⁶. En esta línea Azorín y cols. observaron que en defectos mayores en los que habían empleado aloinjerto triturado para el relleno del defecto y puenteo con anillo (en este caso Burch y Ganz) se producía la reducción del grosor de la capa de injerto, con reabsorción parcial, y remodelación del injerto restante con una corticalización del fondo acetabular, que no existía preoperatoriamente, y la posterior organización trabecular del mismo¹⁸⁸. Sin embargo Ilyas y cols. indicaron que todos sus fracasos de integración fueron en

pacientes con defectos IVB de AAOS y discontinuidades pélvicas, aunque no realizaron análisis estadístico de estos datos¹⁷¹.

6.6 Discusión sobre el empleo de TAC en la valoración del proceso de incorporación

La mayoría de los estudios clínicos suelen utilizar la supervivencia de los implantes y la apariencia radiológica en la valoración de la incorporación de los aloinjertos. Según nuestros resultados, a los 6 meses de la cirugía la imagen de TAC en aquellos pacientes que presentan una correcta integración radiológica simple presenta una homogeneización del injerto con respecto al hueso huésped, aunque la zona más próxima al cemento sufre diferentes grados de reabsorción.

En un caso de reabsorción completa el principal hallazgo en imagen de TAC es un incremento de la densidad perilesional asociado a lisis de los injertos que se vuelven muy heterogéneos. En ausencia de una prueba de referencia como la histología, entendemos que la imagen de tomografía axial podría ayudarnos a interpretar el proceso de integración. El papel de la radiología no está del todo establecido en esta valoración. Existen muy pocas publicaciones con respecto a la interpretación radiológica de la integración.

El aloinjerto triturado presenta de forma inicial como conglomerados hiperdensos con buena delimitación con respecto al hueso huésped. Conforme se produce el proceso de incorporación se pierde la hiperdensidad y los límites se pierden, el hueso se asemeja al huesped¹⁸⁹.

Como se describe en la introducción, el primer artículo que encontramos es de los franceses Boisgard y Aufavre. Estos autores emplearon imágenes de radiología simple, TAC y RNM para la valoración del proceso de integración. En sus conclusiones desaconsejaban el empleo de RNM por la presencia de importantes artefactos, secundariamente establecen que la única utilidad de la

TAC es establecer el límite inicial de la interfase aloinjerto-huésped para hacer comparaciones posteriores⁶⁶.

En 2006 se publicó un artículo sobre la incorporación de injerto como tratamiento a osteolisis asintomáticas, sus resultados pueden extrapolarse a nuestro trabajo ya que empleaban aloinjerto en forma de "chips" de esponjosa. En él definen la curación como aparición de trabéculas que presentan continuación con el hueso nativo en TAC seriados. Concluyen que es una herramienta precisa para la valoración del proceso de integración del aloinjerto⁶⁸ si bien parece que los criterios empleados podrían ser arbitrarios.

Sin embargo en 2009 Stephen y cols. determinaron que a pesar de su definición tanto el escáner convencional como el Micro TC tenían tendencia a sobreestimar la incorporación del injerto, cuantificándolo en un 38 % con respecto a la histología. Concluyen que la TAC no es válida para la valoración del proceso de incorporación al no poder discriminar pequeñas diferencias en la densidad del injerto y su interfaz con la tecnología disponible¹⁹⁰. A la vista de estos resultados pensamos que si bien puede verse influenciado por la tecnología podría ayudarnos a entender los procesos de incorporación de una forma no invasiva y con mínimo riesgo, por lo que lo consideramos de utilidad.

A pesar de la escasez de las pruebas de TAC realizadas, encontramos una importante correlación TAC, radiología simple y clínica, en nuestra serie, por lo que consideramos un importante instrumento en la valoración del proceso de integración.

6.7 Discusión sobre la migración de los implantes:

La valoración de la migración precoz del anillo puede darnos una idea de la estabilidad inicial de los implantes, e incluso ha sido identificado como valor pronóstico en los recambios. Una mayor incidencia de migración ha sido descrita en la cirugía de revisión.

Aunque el sistema EBRA¹⁹¹ fue descrito en 1995 y ha sido muy empleado en la literatura para valorar la migración, este software no está disponible en nuestro centro por lo que hemos tenido que emplear un software tipo Autocad para realizar nuestras mediciones según el método descrito por Peters¹³.

Ilchmann y cols.¹⁸⁵ describieron una migración significativa en el 10 % de su muestra, de más de 3 mm y movilización completa en un 7 % de su muestra. Presentaban rotura de tornillos en un 20 % de los casos. Objetivaban significación en ese grupo frente a los que no se había producido una rotura de los tornillos. Curiosamente en dos casos con rotura de tornillos no identificaron migración significativa y sólo realizaron dos revisiones en su muestra. Concluyen que la migración precoz de los implantes es determinante en la migración total, la rotura de tornillos y la revisión de los implantes.

Van der Linde y colaboradores¹⁸⁶ ya habían descrito una migración significativa en 5 de sus 42 pacientes, concluyendo que esta migración parecía frenarse a los dos años de la cirugía. Describen rotura de tornillos en dos pacientes sin otros signos de movilización ni clínica, por lo que sólo realizan un recambio por movilización aséptica.

La serie de Pieringer¹⁴⁷ presenta una tendencia similar a la de la nuestra. De sus 66 pacientes un 20,3 % presentaban una migración mayor de 1 mm y en 5 casos la consideraron una migración significativa de más de 5 mm. Sin embargo llamaba la atención la rotura de 5 de los implantes en la zona de transición superior del injerto.

En el estudio de nuestros 64 pacientes (67 recambios) hemos encontrado sólo una revisión por aflojamiento aséptico a 5 años, 7 casos presentaron movilización según criterios de Gill y 4 osteolisis en gancho del BS, en ninguno de estos casos se han producido criterios clínicos para el recambio.

La cuantificación de la movilización de los implantes no es homogénea, Jones y cols.¹⁷² identificaron que todos los anillos de su serie tenían una migración de más de 1 mm con una media de migración vertical de 2,99 mm (intervalo de 8,79 mm a 4,05 mm, de caudal a craneal) y una migración horizontal media de 3,43 mm (de 7,98 mm medial a 4,19 mm en lateral)¹⁷². No

encontraron ninguna rotura de tornillos. Es decir, como en nuestra serie se identifica que la movilización del anillo puede ocurrir en cualquier dirección, siendo en nuestro caso una migración media de 1,5 mm en el plano horizontal (de 3,3 mm medial a 3,41mm lateral) , 2,28 mm en el plano vertical (de 8,18 mm craneal a 7,41 mm caudal) y 1º de inclinación media del anillo. Esto genera una paradoja porque lo más lógico sería que la migración fuese exclusivamente medial y craneal por las fuerzas aplicadas al implante, sin embargo, la migración lateral ya había sido descrita por Ilchmann¹⁸⁵. En el caso de la migración caudal como ellos mismos discuten no existe ninguna razón y probablemente sea debido a un fallo en la interpretación radiográfica o en su realización.

Aunque pensamos que el proceso de integración podría ser definitivo en relación a la movilización de los implantes, no encontramos significación. En este sentido la literatura tampoco establece su relación de forma clara. Perka y cols. describieron migraciones en 14/63 pacientes con signos de movilización según los criterios de Gill en su serie, sin embargo no encontraron ningún signo de fracaso de la incorporación de los injertos¹⁵³. En la misma línea Ilchmann y cols¹⁸⁵. no encontraron en su serie radiolucencias o reabsorción de los injertos en relación a las migraciones más importantes.

El análisis de la relación entre el número de tornillos, la rotura de los mismos y la movilización de los implantes tampoco dio significación. La técnica quirúrgica aconseja 3 o 4 tornillos iliacos por razones biomecánicas. Nuestra serie presenta una mayoría en torno a 4 tornillos.

Parece claro que la rotura de los tornillos indicarían una inestabilidad mecánica que daría lugar a una movilización completa de los implantes. Sin embargo, como se ha comentado Van der Linde y cols.¹⁸⁶ observaron rotura de tornillos en dos casos con migración inferior a 5 mm y sin signos radiológicos de movilización de los implantes. Además defienden que la ésta movilización se detiene a los dos años de la cirugía dándole un sentido temporal a la migración del implante. Concluyen que la rotura de tornillos sin migración continua de los implantes no puede ser identificado como movilización y fallo del mismo. Estos datos no son congruentes con los de Ilchmann que

encontraban gran significación entre la migración de los implantes y la rotura o extrusión de los mismos¹⁸⁵, además la rotura de los tornillos no estaba relacionada con el número de tornillos empleados. En nuestra serie la rotura de tornillos está relacionada con el fracaso de los implantes pero no existe una correlación significativa con la integración del aloinjerto.

Es difícil por lo tanto establecer conclusiones con respecto a este punto. Según nuestros resultados pensamos que existe una migración inicial de los implantes que puede alcanzar significación o detenerse en relación a aspectos multifactoriales (integración, estabilidad mecánica, tipo de defecto, etc.) por ello la heterogeneidad de los resultados y su ausencia de significación. Además todos estos datos pueden verse influenciados por una mala calidad de las radiografías tanto en proyección como en penetración lo que puede inducir a sesgos. Para que las mediciones sobre radiografías sean consistentes se requiere una correcta posición del paciente y una técnica radiográfica cuidadosa que permita imágenes de calidad para los análisis¹⁹².

6.8 Discusión sobre el Resultado Clínico y los factores asociados.

Nuestro estudio muestra que la escala funcional de Merlè pasó de una mediana de 8 puntos en preoperatorio a una mediana de 15 en el postoperatorio, con un 77 % de resultados buenos o excelentes en nuestra serie.

Nuestros datos son muy parecidos a los de otras series. Coscujuela y cols. describen un paso de 8,8 puntos a 15,1 de media al final del seguimiento¹⁷. Symeonides y cols.¹⁴⁶ describieron un paso de 9,7 a 15.5 en el postoperatorio. Además como en nuestra serie el parámetro que más mejoró fue el del dolor que pasó de 2,6 a 5.1 (en nuestro caso de 3,1 a 5,43) y el que menos la movilidad que pasó de 3,5 a 4,8 (en nuestro caso de 2,9 a 4,8). Perka y cols. presentan resultados ligeramente inferiores a los de este estudio un Merlé categorizado como excelente o bueno en un 63,3 % de los casos, satisfactorio en un 28,8 % y malo en el resto¹³⁶.

Durante la fase de análisis de los resultados encontramos que se producía un mejor resultado clínico en aquellos pacientes en los que el proceso de integración había sido completo frente a los que se había producido una aposición completa o no se había producido. A pesar de la significación estadística aparente ($p < 0.005$), consideramos que estos datos no representan una significación clínica relevante en la serie. Esta consideración se debe a que no encontramos una relación significativa de la integración con la supervivencia de los implantes ni con el grado de movilización de los mismos, por lo que es difícilmente valorable que el simple hecho de la integración pueda tener una significación clínica importante.

Algo similar ocurre al valorar la influencia del defecto en el resultado funcional.

Encontramos significación estadística al valorar los defectos de forma agrupada en leves, moderados y graves y la escala de Merlé de forma cuantitativa. Esto pensamos que puede ser en realidad una falacia estadística porque los valores de la escala de Merlé a pesar de cuantificar, clasifican el resultado en excelente o bueno, regular y malo. De hecho al valorarlo de forma cualitativa no encontramos esa significación. Como en el anterior caso pensamos que la significación clínica puede ser poco importante. A pesar de ello, si valoramos la interpretación posible en la literatura van Koeveringe y Ochsner realizaron el mismo análisis sin encontrar diferencias significativas en su serie. Concluyen que el defecto no parece afectar al resultado funcional ni al grado de satisfacción de los pacientes¹⁷³. Estos datos también son congruentes con otras series.

A pesar de la limitación técnica del anillo de Burch-Schneider para descenderlo en nuestra serie conseguimos reproducir el centro de rotación de la cadera en un 57,4 % de los pacientes.

Al establecer la influencia de la posición del centro de rotación en el resultado funcional de los pacientes encontramos significación estadística. Aquellos pacientes en los que no se consiguió restaurar el centro de rotación presentaban un peor resultado funcional.

Estos resultados son congruentes con otras series con anillos antiprotusivos como las de Philippe y cols⁷² y otros autores¹⁹³. Kim y cols¹⁹⁴, en su artículo sobre el papel de la restauración del centro de rotación en cirugía de

revisión, indican que la restauración del centro de rotación muestra una relación muy favorable con los resultados radiológicos y funcionales. En general, además un centro de rotación alto se ha descrito como una causa de aflojamiento precoz en cirugía primaria y de revisión.

6.9 Discusión sobre la supervivencia del anillo:

La supervivencia del anillo antiprotusivo teniendo en cuenta el fracaso del mismo como recambio de los implantes ha sido de un 93,4 % a 5 años y 84,6 % a los 10 años. Sólo en dos casos se ha realizado el recambio por aflojamiento aséptico.

Böhm y cols¹⁴⁴ compararon los resultados del anillo de Burch-Schneider, de Müller y el de Harris Galante, encontrando, en los casos de aflojamiento una supervivencia mayor en el Burch-Schneider frente a los otros, con una supervivencia del 94% a 11 años en el Burch-Schneider, 89% a los 13 años en el Müller y 73 % a los 8 años en el Harris.

Winter y cols¹⁴ hacen un estudio sobre 38 caderas con un seguimiento mínimo de 4,2 años y medio de 7,3 años observaron una ausencia de migración de los componentes de forma estadísticamente significativa así como la integración completa del aloinjerto óseo. Resultados que son superponibles a los de Haddad y cols.¹¹⁸ sobre 48 pacientes con un seguimiento medio de 5,3 años donde el resultado se calificó como muy bueno en el 97% de los mismos, describiendo dos infecciones crónicas que determinaron una reintervención.

Van der Linde¹⁸⁶ y colaboradores habían descrito en 16 caderas ningún aflojamiento aséptico aunque si registraba una infección profunda. Posteriormente, sobre 42 revisiones revisaban solo 4 pacientes, describiendo sólo una por aflojamiento aséptico y 3 por infección profunda¹⁸⁶. En nuestra serie 2 pacientes presentaban una infección profunda que requirió recambio.

Las tasas de fracaso no presentan resultados tan uniformes. El trabajo clásico de Berry y colaboradores¹⁴⁰ presentaba una supervivencia de 72,45 % de sus pacientes a sólo 5 años de seguimiento, debiendo realizar recambio en 5 pacientes más por infección profunda. Schatzker¹⁹⁵, describe hasta el 12,8 % de aflojamientos en seguimiento mínimo de 8,3 años en una serie amplia de

pacientes intervenidos con un anillo antiprotusivo asociado a la aplicación de injertos. Sin embargo Coscujuela y cols. presentan índices de supervivencia de 92,4 % a 13 años con solo 3 aflojamientos en su serie de 91 pacientes con anillos antiprotusivos¹⁷.

En el estudio de nuestros 64 pacientes hemos encontrado sólo una revisión por aflojamiento aséptico a 5 años, 7 casos presentaron movilización según criterios de Gill y 4 osteolisis en gancho del BS, en ninguno de estos casos se han producido criterios clínicos para el recambio. Así mismo no encontramos diferencias significativas entre el tipo de defecto y la supervivencia final de los implantes. En esta línea los implantes de Ilyas y cols tenían una supervivencia mayor en defectos menores, pero no se encontraba significación¹⁷¹, además su serie incluía una gran cantidad de pacientes que presentaban una discontinuidad pélvica establecida.

A pesar de estos datos, las nuevas técnicas y materiales se van imponiendo y aparecen los primeros estudios comparativos entre los anillos antiprotusivos y el metal trabecular. Un metaanálisis de Beckmann y cols.²⁰¹ concluye que la biomecánica del metal trabecular favorece su integración disminuyendo su tasa de aflojamiento. Estos autores destacan la aparición de diferencias estadísticamente significativas en la supervivencia de implantes de MT frente a el anillo antiprotusivo. Sin embargo, al realizar un análisis en profundidad, este metaanálisis se basa en estudios observacionales con un seguimiento corto y debe ser validado en el futuro por estudios con mayor validez.

A la espera de que estos resultados alentadores sean confirmados, es lógico concluir que el anillo de Burch-Schneider presenta una supervivencia alta a medio y largo plazo para todo tipo de defectos y es un implante a tener en cuenta en cirugía de revisión con lechos deficientes.

6.10 Discusión sobre la mortalidad de la serie

La mortalidad de nuestra serie ha sido del 16,4 % . Aunque no se ha objetivado que ninguno de los casos sea debido de forma directa al recambio y todos los éxitos se produjeron más allá de los 12 meses de la cirugía. Los

datos sobre la mortalidad muy heterogéneos y no todos los autores lo recogen en sus publicaciones. Sólo hemos encontrado un par de referencias a la mortalidad. Wachtl y cols. describían una mortalidad de sólo el 8 % en su serie¹⁴⁸, Pieringer no los cuantifica pero sí indica que en aquellos pacientes en los que se había producido el fallecimiento el tiempo medio hasta fue de 42 meses, con un mínimo de 5,6 y un máximo de 108,7¹⁴⁷.

En un estudio que planteaba la influencia de la edad en la mortalidad perioperatoria objetivaban que esta era muy baja alrededor de los 3 meses de la cirugía independientemente de la edad de los pacientes¹⁹⁶. Sin embargo este mismo artículo determina una mortalidad global de un 31 % de la serie en una media de 6,9 años, concluyendo que la edad no debe ser un limitante en la indicación de este tipo de pacientes.

Analizando la mortalidad de nuestra serie consideramos que puede verse influida por la edad media alta de los mismos, más de 71 años y la presencia de más de tres diagnósticos médicos en el preoperatorio de media y el seguimiento algo inferior a 5 años de media.

6.11 Discusión sobre la dependencia y su relación con el resultado funcional

El índice de dependencia de los pacientes Barthel pasó de 62 puntos a 84 puntos, pasando de una dependencia severa en valores absolutos a una dependencia moderada. Realizamos un subanálisis para valorar la importancia del sexo, la edad y la presencia de comorbilidades en el resultado final tras la revisión.

En cuanto al género encontramos que el sexo femenino presentaba valores más bajos del índice frente a los hombres, lo que suponía una mayor dependencia en este grupo de pacientes. En esta línea Singh y Lewallen¹⁹⁷ realizaron un estudio sobre la influencia de la edad, el sexo y la depresión en la necesidad de toma de analgesia a los 2 a los 5 años de la cirugía de revisión de cadera. Sus conclusiones indicaban que el sexo femenino suponía un factor

de riesgo con una OR de 1,8 de dependencia severa y limitación funcional. Estos datos también son congruentes con otras series¹⁹⁸⁻¹⁹⁹, si bien los propios autores piensan que este aumento de la dependencia en el sexo femenino puede deberse a una mayor limitación funcional previa a la cirugía, o a la presencia de otros factores distractores en la muestra, como artrosis en otras articulaciones de la extremidad inferior.

Aunque sin significación en nuestra muestra, si que observamos una tendencia a una mayor dependencia y limitación en pacientes ancianos, estos datos también fueron recogidos por Singh interpretando que a pesar de la significación estadística existía un gran número de distractores que podían influir de forma negativa en la evaluación de la dependencia influyendo en el resultado final de los pacientes (lumbalgias, problemas de visión, equilibrio, artrosis generalizadas, etc.)¹⁹⁷

La presencia de comorbilidades no supuso una diferencia significativa en nuestra muestra con respecto a la dependencia. Estos datos son similares a los de otras series^{197,200}.

En este punto es interesante valorar la presencia de factores distractores en nuestra serie. Encontramos que en 49 de 67 pacientes presentaron factores distractores de la dependencia, sobre todo estos factores eran referidos a patología dependiente de la extremidad inferior y por lo tanto podían modificar el índice de dependencia en un 40 %, ya que los factores de movilización, transporte y desplazamiento de los pacientes suponen 40 puntos sobre 100 en el índice de Barthel.

7

Conclusiones

7. Conclusiones

En este estudio clínico radiológico sobre la integración de aloinjerto óseo triturado en la cirugía de revisión de cadera llegamos a las siguientes conclusiones:

1. El gran número de técnicas aplicables en la cirugía de revisión de cadera hace difícil realizar estudios con muestras suficientes que permitan un análisis con alta potencia de los resultados. Nuestra serie, a pesar de la recogida de pacientes de más de diez años, presenta estas mismas limitaciones.
2. La magnitud del defecto óseo determina la elección del implante en la cirugía de revisión. Este hecho puede ser modificado tanto por la biología del sustrato óseo como por la propia experiencia del equipo quirúrgico que resulta determinante.
3. Los aloinjertos triturados e impactados sufren un proceso de integración progresivo y completo visible radiológicamente. La incidencia de reabsorción y necrosis de este tipo de sustituto óseo es muy baja.
4. La edad, el género, el volumen de injerto o la carga diferida no influyen en el proceso de integración, aunque se observa un alargamiento de la secuencia temporal en defectos mayores, a partir de IIC.
5. La valoración mediante TAC es una herramienta útil, reproducible y no invasiva del proceso de integración del aloinjerto.
6. El anillo antiprotrusivo permite, aún con limitaciones, restaurar el centro de rotación de la cadera y presenta resultados buenos y excelentes a medio plazo.
7. A pesar de la estabilidad intrínseca del anillo de Burch-Schneider se produce movilidad del mismo. La integración del aloinjerto no es el factor determinante de esta movilidad, que puede verse modificada de forma multifactorial.

8. La supervivencia del anillo de Burch-Schneider es altamente satisfactoria y el tipo de defecto sobre el que se aplica no influye de forma significativa en ella.
9. Los resultados funcionales, el grado de dependencia y su interpretación se ven modificados por la presencia de factores distractores propios de las características de la muestra. A pesar de una mejoría significativa, no es posible el establecimiento de conclusiones definitivas en este campo.
10. Recomendamos el empleo del anillo de Burch-Schneider asociado a injerto como técnica reproducible, de alta supervivencia y con muy bajo índice de complicaciones.

8

Anexos

8.1 Anexo 1

En las Observaciones de Deakin se aplica una variable dicotómica si/no puntuada como 1 o 0. En las observaciones de Gie, se aplican 3 categorías según su definición original.

OBSERVADOR 1				
Paciente	GIE 6m	GIE 1a	Deakin 6m	Deakin 1a
66	2	3	1	1
65	2	3	1	1
64	2	3	1	1
63	3	3	1	1
62	2	2	0	1
61	2	3	1	1
60	2	3	1	1
59	2	3	1	1
58	2	3	1	1
57	3	3	1	1
55	3	3	1	1
54	2	2	1	1
53	2	2	1	1
52	2	1	1	0
51	2	2	0	1
50	2	3	1	1
49	3	3	1	1
48	3	3	1	1
47	3	3	1	1
46	2	2	1	1
45	2	1	0	0
44	3	3	1	1
43	1	2	1	0
33	3	3	1	1

OBSERVADOR 2				
Paciente	GIE 6m	GIE 1a	Deakin 6m	Deakin 1a
66	2	2	1	1
65	2	3	1	1
64	2	3	1	1
63	2	3	1	1
62	2	1	1	0
61	2	3	1	1
60	2	3	1	1
59	3	3	1	1

58	2	3	1	1
57	3	3	1	1
55	3	3	1	1
54	2	2	1	1
53	2	2	1	1
52	2	1	0	0
51	1	2	0	1
50	2	2	1	1
49	3	3	1	1
48	3	3	1	1
47	2	3	1	1
46	3	3	1	1
45	2	1	0	0
44	3	3	1	1
43	1	2	1	0
33	3	3	1	1

OBSERVADOR 3

Paciente	GIE 6m	GIE 1a	Deakin 6m	Deakin 1a
66	3	3	1	1
65	3	3	1	1
64	3	3	1	1
63	2	3	1	1
62	3	1	1	0
61	2	3	1	1
60	2	3	1	1
59	2	3	1	1
58	3	3	1	1
57	3	3	1	1
55	2	3	1	1
54	2	2	1	1
53	2	3	1	1
52	1	1	0	0
51	2	3	1	1
50	2	3	1	1
49	2	3	1	1
48	3	3	1	1
47	3	3	1	1
46	2	3	1	1
45	1	1	0	0
44	2	3	1	1
43	1	3	0	1
33	3	3	1	1

Tablas Observaciones Kappa.

Resultado de aplicación del test a partir de las observaciones		
Deakin 6 m	Percent of overall agreement Po : 0.916666	
	Fixed-marginal kappa : -0.0434750	92%
	Free-marginal kappa : 0.833332	
Deakin 1 a	Percent of overall agreement Po : 0.944444	94,40%
	Fixed-marginal kappa : -0.0285672	
	Free-marginal kappa : 0.888888	
GIE 6m	Percent of overall agreement Po : 0.638888	
	Fixed-marginal kappa : 0.354035	63,80%
	Free-marginal kappa : 0.458332	
Gie 1A	Percent of overall agreement Po : 0.833333	83,30%
	Fixed-marginal kappa : -0.0909168	
	Free-marginal kappa : 0.666666	

Interpretación del Valor de k Fuerza de la concordancia (en tanto por 1)	
< 0.20	Pobre
0.21 – 0.40	Débil
0.41 – 0.60	Moderada
0.61 – 0.80	Buena
0.81 – 1.00	Muy buena

8.2 Conflicto de intereses

El autor y directores de este trabajo no recibieron ninguna financiación externa o donaciones como apoyo a su investigación, o para la preparación de este trabajo. Tampoco recibieron pagos u otros beneficios de una entidad comercial.

8.3 Atribución imágenes Licencia libre Wikimedia Commons

Figura 1. Modificada, usuario StemCellScientist

Figura 2. No modificada, usuario BruceBlaus

Figura 3. No modificada. usuario Fernando A. Rivetti Suelotto

Figura 4. No modificada. Usuario BennyK95

8.4 Agradecimientos

A mi familia por confiar en mí más que yo mismo, por estar ahí, siempre. A mis padres por vuestro esfuerzo constante para hacer de mi una persona mejor, en todos los sentidos. Por apoyarme en este largo camino, desde que decidí estudiar medicina.

A Belén y Jorge, por motivarme a seguir adelante, por su paciencia y cercanía. Por dedicar tiempo a que este trabajo pudiera concluirse con éxito. Sin ellos no hubiera sido posible.

A Jesús y Laura por ser los "observadores" en una parte fundamental del trabajo, por aportarme esa tranquilidad que me falta. Gracias.

A mis compañeros de residencia, de sección y a todo el servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa, presente y pasado. Por haberme formado, en la ciencia y en la vida. Gran parte de lo que soy como traumatólogo os lo debo a vosotros. Gracias de corazón.

Al doctor Castiella por cederme de forma desinteresada unas magníficas imágenes histológicas que completan este trabajo. Muchas gracias.

A mi querida Ruth por su compañía, por el día que decidimos no salir de aquella clase y empezó nuestra pequeña gran historia. Porque siempre estarás a mi lado de una forma u otra.

A quien me hace sonreír cada mañana, por tu comprensión y ayuda en estos duros meses de estudio, algún día miraremos esta dedicatoria y volveremos a sonreír. Muchas gracias.

9

Bibliografía

Bibliografía

1. Kurtz S, Ong K, Lau E, Mowat F, Halpern M. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89:780-5.
2. Bozic KJ, Kurtz SM, Lau E, Ong K, Vail TP, Berry DJ. The epidemiology of revision total hip arthroplasty in the United States. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91:128-33
3. Dennis DA. Management of Massive acetabular Defects in Revision Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty* 2003;18(3):121-125
4. Gross AE, Duncan CP, Garbuz D, Mohamed EM. Revision Arthroplasty of the acetabulum in association with Loss of Bone Stock. *Instr Course Lecture* 1999;48:57-66
5. Oakes D, Cabanela M. Impaction Bone Grafting for revision hip Arthroplasty: Biology and Clinical Application. *J Am Acad Orthop Surg* 2006;14:620-28
6. Paprosky WG, Perona PG, Lawrence JM. Acetabular defect classification and surgical reconstruction in revision arthroplasty. A 6-year follow-up evaluation. *J Arthroplasty* 1994;9:33-44.
7. Donati D, Zolezzi C, Tomba P, Viganò A. Bone grafting: historical and conceptual review, starting with an old manuscript by Vittorio Putti. *Acta Orthop Scand.* 2007;78(1):19-25.
8. Valle Ortín y cols. Aloinjertos Óseos. *Acta Orthop CM.* 2000;1(1):59-62
9. Vicario C. Los aloinjertos óseos en Cirugía Ortopédica y Traumatología. *Patología del Aparato Locomotor* 2004;2(3):214-232
10. Álvarez LE, Ripalda P, Forriol F. Reparación e integración de los injertos en cirugía ortopédica. *Rev Mex Ortop Traum* 2002;16(3):173-180
11. Bauer TW, Muschler GF. Bone graft materials. An overview of the basic science. *Clin Orthop* 2000;371:10-27.
12. Weyts FA, Bos PK, Dinjens WN, van Doorn WJ, van Biezen FC, Weinans H et al. Living cells in 1 o 2 frozen femoral heads. *Acta Orthop Scand* 2003;74:661-4.
13. Peters CL, Curtain M, Samuelson KM. Acetabular revision with the Burch-Schneider antiprotusio cage and cancellous allograft bone. *J Arthroplasty* 1995;10:307-12
14. Winter E, Piert M, Volkmann R, Maurer F, Eingartner C, Weise K, Weller S. Allogeneic Cancellous Bone Graft and a Burch-Schneider Ring for Acetabular Reconstruction in Revision Hip Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83:862-867
15. Kawanabe K, Akiyama H, Goto K, Maeno S, Nakamura T. Load Dispersion Effects of acetabular Reinforcement Devices Used in Revision Total Hip Arthroplasty. A simulation Study Using finite element Analysis. *J Arthroplasty* 2011;26(7):1061-1066
16. Uchiyama K, Takahira N, Fukushima K, Yamamoto T, Moriya M, Itoman M. Radiological evaluation of allograft reconstruction in acetabulum with Ganz reinforcement ring in revision total hip replacement. *J Orthop Sci* 2010;15:764-771
17. Coscujuela-Mañá A, Angles F, Tramunt C, Casanova X. Burch-Schneider antiprotusio cage for Acetabular Revision: a 5-13 years follow-up study. *Hip Int* 2010;20(7):112-1186.
18. Tomford WW, Mankin HJ. Bone Banking: update on methods and materials. *Orthop Clin North Am* 1999;5:65-70.
19. Frost HM. The biology of fracture healing. An overview for clinicians, part I. *Clin Orthop Rel Res* 1989;248:283-293.
20. Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J* 2001;10 S96-S101
21. Sancho-Navarro R, Valera-Pertegása, M, Farré-Crespob, J, Rourab S, Bayés-Genís A. Viabilidad celular en un aloinjerto de hueso esponjoso humano criopreservado. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol* 2008;52:27-31
22. García Pérez, M. VIABILIDAD Y POSIBILIDAD DE REVASCULARIZACIÓN DE LOS ALOINJERTOS PERIOSTIO CRIOCONGELADOS. Dirigida por Luis Ferrnandez Portal. Tesis doctoral. Salamanca 2001.
23. Fujibayashi S, Neo M, Kim HM, Kokubo T, Nakamura T. Osteoinduction of porous bioactive titanium metal. *Biomaterials.* 2004;25(3):443-50.
24. Penderson W. Bone and soft-tissue reconstruction. *Rockwood and Green's Fractures in Adults.* Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1996;4.a ed, pp 353-423.
25. Butler D. Last Chance to stop and think on risks of xenotransplants. *Nature* 1998;391:320-324

26. Giannoudis, PV, Dinopoulos, H, Tsiridis, E. Bone substitutes: An update. *Injury* 2005;36S: S20—S27
27. Bae H. y Field, J. Injerto Óseo/Sustitutos de Injerto óseo en AAOS Comprehensive Orthopedic Review. Generalidades y Ortopedia infantil. Medical Trends, Barcelona, Spain. 2013: 27-31
28. Seebach C, Schultheiss J, Wilhelm K, Frank J, Henrich D. Comparison of six bone-graft substitutes regarding to cell seeding efficiency, metabolism and growth behaviour of human mesenchymal stem cells (MSC) in vitro. *Injury* 2010;41:731-38
29. Beswick A, Blom AW. Bone graft substitutes in hip revision surgery: A Comprehensive overview. *Injury* 2011;42(S):40-46.
30. Boden SD, Schimandle JH, Hutton WC. Lumbar intertransverse process spinal arthrodesis with use of a bovine bone derived osteoinductive protein. A preliminary report. *J Bone Joint Surg* 1995;77A:1404-1417.
31. Siegmeth A, Duncan CP, Masri BA, Kim WY, Garbuz DS. Modular tantalum augments for acetabular defects in revision hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467:199-205.
32. Deakin DE, Bannister GC. Graft Incorporation After Acetabular and Femoral Impaction Grafting With Washed Irradiated Allograft and Autologous Marrow. *J Arthroplasty* 2007;22(1): 89-93.
33. Tomado de Web: Musculoskeletal Transplant Foundation web site. <http://www.mtf.org/index.html>
34. Sanchis O. El Banco de Huesos del Hospital Provincial de Madrid. *Rev Esp Traumatol* 2002;2:101-114
35. Hirn MY, Salmela PM, Vuento RE. High-pressure saline washing of allografts reduces bacterial contamination. *Acta Orthop Scand* 2001;72:83-85
36. Haimi S, Wahlman M, Mannila M, Virtanen V, Hirn M. Pulse-lavage washing is an effective method for defatting of morselized allograft bone in the operating theater. *Acta Orthop Scand.* 2008;79(1):94-7
37. Costain DW, Crawford R.W Fresh-frozen vs. irradiated allograft bone in orthopaedic reconstructive surgery. *Injury.* 2009;40(2):1260—1264
38. Schreurs BW, Bolder SB, Gardeniers JW, Verdonshot N, Slooff TJ, Veth RP. Acetabular revision with impacted morsellised cancellous bone grafting and a cemented cup. A 15- to 20-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86(4):492-7.
39. Dumas A, Gaudin-Audrain C, Mabilieu G, Massin P, Hubert L, Baslé MF, Chappard D. The influence of processes for the purification of human bone allografts on the matrix surface and cytocompatibility. *Biomaterials.* 2006;27(23):4204-11.
40. Fölsch, C, Mittelmeier, W., Bilderbeek, U. Timmesfeld, N. Von Garrel, T. Matter, HP. Effect of Storage Temperature on Allograft Bone. *Transfus Med Hemother.* 2012; 39(1): 36—40.
41. Boyce T, Edwards J, Scarborough N. Allograft bone: the influence of processing on safety and performance. *Ortho Clin North Am* 1999;30:571—81.
42. Sanzen L, Carlsson A. Transmission of human T-cell lymphotropic virus type 1 by a deep-frozen bone allograft. *Acta Orthop* 1997;68(1):70-76
43. Friedlanger G, Mankin H J. Bone banking: Current methods and suggested guidelines. *AAOS Instr Course Lect.* 1979;30:36-55.
44. Losada Viñas JL, Amillo Garayoa S. La osteogéncidad de los aloinjertos de hueso esponjoso. Estudio experimental en corderos. *Rev Ortop Traumatol* 1996;40:84-90
45. Burwell RG. Studies in the transplantation of bone. VII. The fresh composite homograft-autograft of cancellous bone; an analysis of factors leading to osteogenesis in marrow transplants and in marrowcontaining bone grafts. *J Bone Joint Surg Br* 1964;46:110—140.
46. Crawford MJ, Swenson CL, Arnoczky SP, O'Shea J, Ross H. Lyophilization does not inactivate infectious retrovirus in systemically infected bone and tendon allografts. *Am J Sports Med.* 2004;32(3):580-6.
47. Nather A, Thambyah A, Goh JC. Biomechanical strength of deep-frozen versus lyophilized large cortical allografts *Clin Biomech* 2004;19(5):526-33
48. Ward W, Gautreaux M. HLA Sensitization and Allograft Bone Graft Incorporation. *Clin Orthop Relat Res* 2008;466:1837—1848
49. Bonfiglio M. Transplantation of massive bone allografts. *N Engl J Med* 1976;294:1285-1286.
50. Stevenson S, Emery DW, Goldberg VM. Factors affecting bone graft incorporation. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;323:66—74.

51. Mittag F, Straub M, Schäfer R, Kluba T, Ipach I. No red cell alloimmunization or change of clinical outcome after using fresh frozen cancellous allograft bone for acetabular reconstruction in revision hip arthroplasty: a follow up study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2012;13:187
52. Álvarez Lozano E, Ripalda P, Forriol F. Reparación e integración de los injertos en cirugía ortopédica. *Rev Mex Ortop Traum* 2002;16(3):173-180
53. Calvo, F et al. Aloinjertos óseos y la función del banco de huesos. *Rev Med Chile* 2011; 139:660-66
54. Schmidmaier G, Wildemann B, Gäbelein T, Heeger J, Kandziora F, Haas NP, Raschke M. Synergistic effect of IGF-I and TGF-beta1 on fracture healing in rats: single versus combined application of IGF-I and TGF-beta1. *Acta Orthop Scand.* 2003;74(5):604-10.
55. Trippel S, Coutts R, Einhorn T, Mundy R, Rosenfeld R. Growth factors as therapeutic agents. *J Bone Joint Surg* 1996;78(8):1272-86.
56. Elves MW, Salama R: A study of the development of cytotoxic antibodies produced in recipients of xenografts of iliac bone. *J Bone Joint Surg* 1974;56B:331-339.
57. Gould SE, Rhee JM, Tay BKB, Otsuka NY, Bradford DS. Cellular contribution of bone graft to fusion. *J Orthop Res* 2000;18:920-927.
58. Johnson EE, Urist MR. Human bone morphogenetic protein allografting for reconstruction of femoral nonunion. *Clin Orthop Rel Res* 2000;371:61-74.
59. Kakiuchi M, Ono K. The relative clinical Efficacy of surface-decalcified and wholly decalcified bone alloimplants. *Int orthop* 1987;11(2):89-94
60. Burma P. Impacted Graft incorporation after cemented acetabular revision: histological evaluation in 8 patients. *Acta Orthop Scand* 1996;67(6):536-540
61. Hui PW, Leung PC, Sher A. Fluid conductance of cancellous bone graft as a predictor for graft-host interface healing. *J Biomech.* 1996;29(1):123-32.
62. Frayssinet P, Rouquet N, Mathon D, Autefage A, Fages J. Histological integration of allogeneic cancellous bone tissue treated by supercritical CO2 implanted in sheep bones. *Biomaterial* 1998;19:2247-2253
63. Donati D, Di Bella C, Lucarelli E, Dozza B, Frisoni T, Aldini NN, Giardino R. OP-1 application in bone allograft integration: preliminary results in sheep experimental surgery. *Injury*, 2008;39S2:S65–S72
64. Di Bella C, Aldini NN, Lucarelli E, Dozza B, Frisoni T, Martini L, Fini M, Donati D. Osteogenic protein-1 associated with mesenchymal stem cells promote bone allograft integration. *Tissue Eng Part A.* 2010;16(9):2967-76.
65. Gie GA, Linder L, Ling RS, Simon JP, Slooff TJ, Timperley AJ. Impacted cancellous allograft and cement for revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1993;75B:14-21
66. Boisgard S, Aufavre B, Levai JP, Michel JL. Radiological evaluation of integration of bone grafts and bone substitutes after implantation to replace acetabular substance losses in reoperation of total hip prosthesis. *Chirurgie.* 1997;122(2):153-6
67. Płomiński J, Kwiatkowski K, Zabicka M. Computed tomography assessment of incorporation bone grafts after cemented acetabular revision. *Pol Merkur Lekarski.* 2006;21(126):540-3
68. Puri L, Lapinski B, Wixson RL, Lynch J, Hendrix R, Stulberg SD. Computed tomographic follow-up evaluation of operative intervention for periacetabular lysis. *J Arthroplasty.* 2006;21(6 Suppl 2):78-82.
69. Egawa H, Ho H, Cathy Huyn C, Hopper, RH, Engh, CA jr., Engh, CA. A Three-dimensional Method for Evaluating Changes in Acetabular Osteolytic Lesions in Response to Treatment. *Clin Orthop Relat Res.* 2010 468(2):480–490.
70. Kattapuram SV, Rosol MS, Rosenthal DI, Palmer WE, Mankin HJ Magnetic resonance imaging features of allografts. *Skeletal Radiol.* 1999;28(7):383-9.
71. Lee J Nam HT. Acetabular Revision Total Hip Arthroplasty Using an Impacted Morselized Allograft and a Cementless Cup: Minimum 10-Year Follow-Up. *J Arthroplasty* 2011;26(7):1057-1060
72. Philippe R, Gosselin O, Sedaghatian J, Dezaly C, Roche O, Sirveaux F, Molé D. Acetabular reconstruction using morselized allograft and a reinforcement ring for revision arthroplasty with Paprosky type II and III bone loss: survival analysis of 95 hips after 5 to 13 years. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2012;98(2):129-37
73. Regis D. Long-Term of antiprostusio Cage and Massive allografts for the management of periprosthetic Acetabular Bone Loss. *J Arthroplasty* 2008;23:826-32.
74. Harris WH. The problem of osteolysis. *Clin Orthop Rel Res* 1995;311:46-54.

75. Regis D, Sandri A, Bonetti I, Bortolami O, Bartolozzi P. A minimum of 10-year follow-up of the Burch-Schneider cage and bulk allografts for the revision of pelvic discontinuity. *J arthroplasty* 2012;27(6):1057-63.
76. Van Haaren et al. High rate of failure of impaction grafting in large acetabular defects. *J Bone Joint Surg.* 2007;89(3):296-300.
77. Emerson R, Berklacich FM, Malinin TI, Noncemented acetabular revision arthroplasty using allograft bone. *Clin Orthop* 1989;249:30-43.
78. Kligman M, y cols. Cortical and cancellous morselized allograft in acetabular revision total hip replacement: minimum 5-year follow-up. *J Arthroplasty* 2003;18:907- 913
79. Jeffery M, Scott G, Freeman M. Failure of an uncemented non-porous metal-backed prótesis with augmentation using impacted allograft for acetabular revision 12- to 17-year results. *J Bone Joint Surg Br.* 2003;85-B:182-186.
80. Gross et al. Restoration of Acetabular Bone Loss 2005. *J Arthroplasty* 2006; 21(4):117-120.
81. Mehendale S, Hasaballa M, Maheshwari R, et al. Use of irradiated bone graft for impaction grafting in acetabular revision surgery. *Hip Int* 2004;19(2):114-119.
82. Slooff TJJH, Buma P, Schreurs BW, y cols. Acetabular and femoral reconstruction with impacted graft and cement. *Clin Orthop* 1996;323:108-115.
83. Johanson NA, Driftmier KR, Cerynik DL, Stehman CC. Grading acetabular defects: the need for a universal and valid system. *J Arthroplasty.* 2010;25(3):425-31.
84. Deirmengian GK, Zmistowski B, O'Neil JT, Hozack WJ. Management of acetabular bone loss in revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2011;93(19):1842-52.
85. Saleh KJ, Holtzman J, Gafni A, y cols. Development, test reliability and validation of a classification for revision hip arthroplasty. *J Orthop Res* 2001;19(1):50-56.
86. Gozzard C, Blom A, Taylor A y cols. A comparison of the reliability and validity of bone stock loss classification systems used for revision hip surgery. *J Arthroplasty* 2003;18:638-42.
87. Gustilo RB, Pasternak HS. Revision hip arthroplasty with titanium ingrowth prosthesis and bone grafting for failed cemented femoral component loosening. *Clin Orthop Relat Res* 1988;111-119.
88. Charney J. *Low friction arthroplasty of the hip: Theory and Practice.* New York: Springer-Verlag 1979: pp3-15.
89. Delee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip Replacement. *Clin Orthop Rel Res* 1976;121:20-32
90. Schmalzried TP, Jasty M, Harris WH. Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty: Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. *J Bone Joint Surg* 1992;74:849-63.
91. Hodgkinson JP, Shelley P, Wroblewski BM. The correlation between the roentgenographic appearance and operative findings at the bone-cement junction of the socket in Charnley low friction arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res.* 1988;228:105-9.
92. Schulte KR, Callaghan JJ, Kelley SS, Johnston RC. The outcome of Charnley total hip arthroplasty with cement after a minimum twenty-year follow-up. The results of one surgeon. *J Bone Joint Surg Am.* 1993 Jul;75(7):961-75.
93. Petrera P, Rubash HE. Revision Total Hip Arthroplasty: The Acetabular Component. *J Am Acad Orthop Surg.* 1995;3(1):15-21.
94. Engh CA, Glassman AH, Griffin WL, Mayer JG. Results of cementless revision for failed cemented total hip arthroplasty. Engh CA,. *Clin Orthop Relat Res.* 1988;235:91-110.
95. Hedley AK, Gruen TA, Ruoff DP. Revision of failed total hip arthroplasties with uncemented porous-coated anatomic components. *Clin Orthop Relat Res.* 1988;235:75-90.
96. Padgett DE, Kull L, Rosenberg A, Sumner DR, Galante JO. Revision of the acetabular component without cement after total hip arthroplasty. Three to six-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 1993;75(5):663-73.
97. Cuckler JM. Management strategies for acetabular defects in revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2002;17(4 Suppl 1):153-6.
98. Markovich GD. Acetabular reconstruction in revision total hip arthroplasty: a review of options. *Am J Orthop* 1998;27:663-670
99. De Boer DK, Christie MJ. Reconstruction of the deficient acetabulum with an oblong prosthesis. *J Arthroplasty* 1998;13:674-680.
100. Yoder SA, Brand RA, Pedersen DR, et al. Total hip replacement component position affects component loosening rates. *Clin Orthop* 1988;228:79-87
101. Delp SC, Wixson RL, Komatta AV, et al. How superior placement of the joint center in hip arthroplasty affects the abductor muscles. *Clin Orthop* 1996;328:137-146,

102. Sutherland CJ: Early experience with eccentric acetabular components in revision total hip arthroplasty. *Am J Orthop* 1996;25:284-289.
103. Kavanagh BF, Fitzgerald R. Multiple revision for failed total hip arthroplasties non-associated with infection. *J Bone Joint Surg Am* 1987;69:1144-9.
104. Echeverri A, Shelley P, Wroblewski BM. Long term result of hip arthroplasty for failure of previous surgery. *J Bone Joint Surg Br* 1988;70:49-51.
105. Murphy SB. Management of acetabular bone stock deficiency. *J Arthroplasty*. 2005;20(4 Suppl 2):85-90.
106. Paprosky et al. Total Acetabular Allografts. *J Bone Joint Surg Am*. 1999;81:280-91
107. Templeton JE, Callaghan JJ, Goetz DD, Sullivan PM, Johnston RC. Revision of a cemented acetabular component to a cementless acetabular component. A ten to fourteen-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*. 2001;83-A(11):1706-11.
108. Della Valle JC y cols. Revision of the acetabular component without cement after total hip arthroplasty. A concise follow-up, at fifteen to nineteen years, of a previous report. *J Bone Joint Surg Am*. 2005;87(8):1795-800.
109. Hooten JP Jr, Engh CA Jr, Engh CA. Failure of structural acetabular allografts in cementless revision hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 1994;76(3):419-22.
110. Mahomed N, Katz JN. Revision total hip arthroplasty. Indications and outcomes. *Arthritis Rheum*. 1996;39(12):1939-50.
111. Iwase T, Ito T, Morita D. Massive bone defect compromises postoperative cup survivorship of acetabular revision hip arthroplasty with impaction bone grafting. *Arthroplasty*. 2014;29(12):2424-9.
112. Brubaker SM, Brown TE, Manaswi A, Mihalko WM, Cui Q, Saleh KJ. Treatment options and allograft use in revision total hip arthroplasty the acetabulum. *J Arthroplasty*. 2007;22:52-6.
113. Meneghini RM, Ford KS, McCollough CH, Hanssen AD, Lewallen DG. Bone remodeling around porous metal cementless acetabular components. *J Arthroplasty*. 2010;25(5):741-7
114. Busch VJ, Gardeniers JW, Verdonschot N, Slooff TJ, Schreurs BW. Acetabular reconstruction with impaction bone-grafting and a cemented cup in patients younger than fifty years old: a concise follow-up, at twenty to twenty-eight years, of a previous report. *J Bone Joint Surg Am*. 2011;93(4):367-71
115. Gross AE, Duncan CP, Garbuz D, Mohamed EM. Revision Arthroplasty of the Acetabulum in Association with Loss of Bone Stock. *Instr Course Lect*. 1999;48:57-66
116. Sporer S. How to Do a Revision Total Hip Arthroplasty: Revision of the Acetabulum. *J Bone Joint Surg Am* 2011;93(14):1359-1366.
117. Schreurs BW, y cols. Acetabular reconstruction with bone impaction grafting and a cementless cup: 20 years' experience. *Clin Orthop* 2001;393:202.
118. Haddad FS, Shergill N, Muirhead-Allwood SK. Acetabular Reconstruction with Mortalized Allograft and ring support. *J Arthroplasty* 1999;14(7):788-795.
119. Rodriguez JA1, Huk OL, Pellicci PM, Wilson PD Jr. Autogenous Bone Grafts from the femoral head for the treatment of acetabular deficiency in revision total hip arthroplasty with cement. Long term results. *J Bone Joint Surg*. 1995;77:1227-233
120. Farrell CM, Berry DJ, Cabanela ME. Autogenous femoral head bone grafts for acetabular deficiency in total-hip arthroplasty for developmental dysplasia of the hip: long-term effect on pelvic bone stock. *J Arthroplasty* 2006;20(6):698-702.
121. Landor I, Vavřík P, Jahoda D, Pokorný D, Popelka S, Sosna. A Oblong implants for revision total hip arthroplasty. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2009;76(6):462-72.
122. Rogers BA, Sternheim A, De Iorio M, Backstein D, Safir O, Gross AE. Proximal femoral allograft in revision hip surgery with severe femoral bone loss: a systematic review and meta-analysis. *J Arthroplasty*. 2012;27(6):829-36.
123. Parratte S, Argenson JN, Flecher X, Aubaniac JM. Acetabular revision for aseptic loosening in total hip arthroplasty using cementless cup and impacted morselized allograft. *Rev Chir Orthop* 2007;93:255—63.
124. Emms NW, Buckley SC, Stockley I, Hamer AJ, Kerry RM. Mid- to long-term results of irradiated allograft in acetabular reconstruction: a follow-up report. *J Bone Joint Surg Br* 2009;91:1419-23
125. Ranawat CS, Dorr LD, Inglis AE. Total hip arthroplasty in protrusio acetabuli of rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 1980;62:1059-65.
126. Van Kleunen JP, Lee GC, Lementowski PW, Nelson CL, Garino JP. Acetabular revisions using trabecular metal cups and augments. *J Arthroplasty*. 2009;24(6 Suppl):64-8.

127. Ballester Alfaro JJ, Sueiro Fernández J. Trabecular Metal buttress augment and the Trabecular Metal cup-cage construct in revision hip arthroplasty for severe acetabular bone loss and pelvic discontinuity. *Hip Int.* 2010;27;20 (Suppl 7)(S7):119-127.
128. DeBoer DK, Christie MJ, Brinson MF, Morrison JC. Revision total hip arthroplasty for pelvic discontinuity. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89(4):835-40.
129. Villanueva M, Rios-Luna A, Pereiro De Lamo J, Fahandez-Saddi H, Böstrom MP. A review of the treatment of pelvic discontinuity. *HSS J.* 2008;4(2):128-37
130. Egli S, Müller C, Ganz R. Revision surgery in pelvic discontinuity: an analysis of seven patients. *Clin Orthop* 2002;398:136-45.
131. Howard PW. Revision of Acetabular Failure in revision Hip Replacement. *Orthopedics and Trauma* 2009;23(5):322-326.
132. Jasty M, Harris WH. Salvage total hip reconstruction in patients with major acetabular bone deficiency using structural femoral head allografts. *J Bone Joint Surg Br* 1990;72:63
133. Egli S, Müller C, Ganz R. Revision Surgery in Pelvic Discontinuity: an analysis of seven patients. *Clin Orthop Rel Res* 2002;389:136-45.
134. Paprosky WG, O'Rourke M, Sporer SM. The treatment of acetabular bone defects with associated pelvic discontinuity. *Clin Orthop Relat Res* 2005;441:216-20
135. Flecher X, Sporer S, Paprosky W. Management of Severe bone Loss in acetabular Revision Using a Trabecular Metal Shell. *J Arthroplasty* 2008;23(7):949-55.
136. Perka C, Ludwig R. Reconstruction of segmental defects during revision procedures of the acetabulum with the Burch-Schneider Anti-protrusio Cage. *J Arthroplasty* 2001;16:568.
137. Gross AR, Wong P, Saleh KJ. Grafts and Cages: managing massive bone loss. *Orthopedics.*2000;23:973-974.
138. Berry DJ. Antiprotusio Cages for acetabular revision. *Clin Orthop* 2004;420:106-122.
139. Berry DJ. Anillo Antirprotusión Acetabular. En: Barrack RL, Rosenberg AG. *Master en Cirugía Ortopédica Cadera. 2ª Edición.* Madrid: Marban Libros; 2009. 411-20.
140. Berry DJ, Müller ME. Revision arthroplasty using an anti-protrusio cage for massive acetabular bone deficiency. *J Bone Joint Surg Br* 1992;74-B:711-5.
141. Paprosky WG, Sporer SS, Murphy BP. Addressing Severe Bone Deficiency. What a Cage Will not Do. *J Arthroplasty.* 2007;22(4):111-115
142. S, Saastamoinen H, Shasha N, Gross A. Complications of ilioischial reconstruction rings in revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2004;19(4):436-46.
143. Lavernia CJ, Cook CC, Hernandez RA, Sierra RJ, Rossi MD. Neurovascular injuries in acetabular reconstruction cage surgery: an anatomical study. *J Arthroplasty.* 2007;22(1):124-32.
144. Böhm O, Banzhaf S. Acetabular revision with allograft bone: 103 revision with 3 reconstruction alternatives, followed for 0,3.13 years. *Acta Orthop Scand* 1999;70:240-249.
145. Sembrano JN, Cheng EY. Acetabular Cage Survival Analysis of Factors Related. *Clin Orthop Relat Res* 2008;466:1657-65
146. Symeonides PP, Petsatodes GE, Pournaras JD, Kapetanios GA, Christodoulou AG, Marougiannis DJ. The Effectiveness of the Burch-Schneider antiprotrusio cage for acetabular bone deficiency: five to twenty-one years' follow-up. *J Arthroplasty.* 2009;24(2):168-74.
147. Pieringer H, Auersperg V, Böhler N.J. Reconstruction of severe acetabular bone-deficiency: the Burch-Schneider antiprotrusio cage in primary and revision total hip arthroplasty. *Arthroplasty.* 2006;21(4):489-96.
148. Wachtl SW, Jung M, Jakob RP, Gautier E. The Burch-Schneider antiprotrusio cage in acetabular revision surgery: a mean follow-up of 12 years. *J Arthroplasty.* 2000;15(8):959-63.
149. Sheth NP, Nelson CL, Springer BD, Fehring TK, Paprosky WG. Acetabular bone loss in revision total hip arthroplasty: evaluation and management. *J Am Acad Orthop Surg.* 2013;21(3):128-39.
150. Udomkiat P, Dorr L, Won Y et al. Technical factors for success metal ring acetabular reconstruction. *J Arthroplasty* 2001;16:961-9.
151. Sutherland, C. Treatment of Type III Acetabular Deficiencies in Revision Total Hip Arthroplasty Without Structural Bone-Graft. *J Arthroplasty* 1996;11(1): 91-99
152. Sporer SM, O'Rourke M, Chong P, Paprosky WG. The use of structural distal femoral allografts for acetabular reconstruction. Average ten-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87(4):760-5.
153. Gill TJ, Sledge JB, Müller ME. The Burch Schneider anti protrusio cage in revision total hip Arthroplasty. Indications, principles and long term results. *J Bone Joint Surg (Br)* 1998;80:946-53

154. Ugino FK, Righetti CM, Alves DP, Guimarães RP, Honda EK, Ono NK. Evaluation of the reliability of the Modified Merle d'Aubigné and Postel Method. *Acta Ortop Bras.* 2012;20(4):213-7
155. Shah S, Vanclay F, Cooper B. Improving the sensitivity of the Barthel Index for stroke rehabilitation. *J Clin Epidemiol* 1989;42:703-709.
156. Blacha J, Gagala J. The Burch-Schneider antiprotrusio cage in revision hip arthroplasty with acetabular bone defect. *Orthop Traumatol Rehabil* 2004;6:631-7.
157. Registro Sueco de Artroplastias, tomado de <http://www.shpr.se/en/Publications/DocumentsReports.aspx>
158. Kneif D, Downing MR, Ashcroft GP, Knight DJ, Ledingham WM, Gibson PH, Hutchison JD. The correlation between immediate radiolucent lines and early implant migration in cemented acetabular components. *J Arthroplasty.* 2006;21(2):215-20.
159. Faris PM, Ritter MA, Keating EM, Thong AE, Davis KE, Meding JB. The cemented all-polyethylene acetabular cup: factors affecting survival with emphasis on the integrated polyethylene spacer: an analysis of the effect of cement spacers, cement mantle thickness, and acetabular angle on the survival of total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2006;21(2):191-8.
160. Toossi N, Adeli B, Timperley AJ, Haddad FS, Maltenfort M, Parvizi J. Acetabular components in total hip arthroplasty: is there evidence that cementless fixation is better? *J Bone Joint Surg Am.* 2013;16;95(2):168-74
161. Pennington M, Grieve R, Sekhon JS, Gregg P, Black N, van der Meulen JH. Cemented, cementless, and hybrid prostheses for total hip replacement: cost effectiveness analysis. *BMJ.* 2013;346:f1026
162. García Cimbreló E: Revisión protésica del componente acetabular en la artroplastia total de cadera. *Rev Ortop Traumatol.* 2000;44:168-83
163. Campbell DG, Garbuz DS, Masri BA, Duncan CP. Reliability of acetabular bone defect classification systems in revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2001;16(1):83-6.
164. Gozzard C, Blom A, Taylor A, Smith E, Learmonth I. A comparison of the reliability and validity of bone stock loss classification systems used for revision hip surgery. *J Arthroplasty.* 2003;18(5):638-42.
165. Parry MC, Whitehouse MR, Mehendale SA, Smith LK, Webb JC, Spencer RF, Blom AW. A comparison of the validity and reliability of established bone stock loss classification systems and the proposal of a novel classification system. *Hip Int.* 2010;20(1):50-5
166. Blumenfeld TJ. Implant choices, technique, and results in revision acetabular surgery: a review. *Hip Int* 2012;22(03):235-247
167. Chen WM, Engh CA Jr, Hopper RH Jr, McAuley JP, Engh CA. Acetabular revision with use of a bilobed component inserted without cement in patients who have acetabular bone-stock deficiency. *J Bone Joint Surg Am.* 2000;82(2):197-206.
168. Gross AE, Wong P, Saleh KJ. Don't throw away the ring: indications and use. *J Arthroplasty.* 2002;17(4 Suppl 1):162-6.
169. Kawanabe K, Akiyama H, Goto K, Maeno S, Nakamura T. Load dispersion effects of acetabular reinforcement devices used in revision total hip arthroplasty: a simulation study using finite element analysis. *J Arthroplasty.* 2011;26(7):1061-6
170. Udomkiat P, Dorr LD, Won YY, Longjohn D, Wan Z. Technical factors for success with metal ring acetabular reconstruction *J Arthroplasty.* 2001;16(8):961-9.
171. Ilyas I, Alrumaih HA, Kashif S, Rabbani SA, Faqih AH. Revision of Type III and Type IVB Acetabular Defects With Burch-Schneider Anti-Protrusio Cages. *J Arthroplasty.* 2015;30(2):259-64
172. Jones L, Grammatopoulos G, Singer G. The Burch-Schneider cage: 9-year survival in Paprosky type 3 acetabular defects. Clinical and radiological follow-up. *Hip Int.* 2012;22(1):28-34.
173. van Koeveeringe AJ, Ochsner PE. Revision cup arthroplasty using Burch-Schneider antiprotrusio cage. *Int Orthop.* 2002;26(5):291-5.
174. Hernández-Vaquero, R. Gava, R., Suárez Vázquez, A, Pérez Hernández, D, Fernández Lombardía, J. Anillos de Reconstrucción en la cirugía de revisión de las Artroplastias de cadera. *Rev Ortop Traumatol.* 2006;50:93-99.
175. Schlegel UJ, Bitsch RG, Pritsch M, Clauss M, Mau H, Breusch SJ. Mueller reinforcement rings in acetabular revision: outcome in 164 hips followed for 2-17 years. *Acta Orthop.* 2006;77(2):234-41.

176. Piert M, Winter E, Becker GA, Bilger K, Machulla H, Müller-Schauenburg W, Bares R, Becker HD. Allogenic bone graft viability after hip revision arthroplasty assessed by dynamic [18F]fluoride ion positron emission tomography. *Eur J Nucl Med.* 1999;26(6):615-24.
177. Lamerigts NM, Buma P, Sardar R, Gardeniers JW, Versleyen DH, Slooff TJ. Viability of the acetabular Bone Bed at revision surgery. *J Arthroplasty* 1998;13(5):524-29.
178. Önsten J Akesson K, Obrant KJ. Micromotion of the acetabular component and periacetabular bone morphology. *Clin Orthop* 1995;310:103-110.
179. Okano K, Miyata N, Enomoto H, Osaki M, Shindo H. Revision with impacted bone allografts and the Kerboul cross plate for massive bone defect of the acetabulum. *J Arthroplasty.* 2010;25(4):594-9.
180. Lunn JV, Kearns SS, Quinlan W, Murray P, Byrne JO. Impaction allografting and the Kerboul acetabular reinforcement device: 35 hips followed for 3-7 years. *Acta Orthop.* 2005;76(3):296-302.
181. Rodriguez JA Huk OL, Pellicci PM, Wilson PD. Autogenous Bone Grafts from the femoral head for the treatment of acetabular deficiency in revision total hip arthroplasty with cement. Long term results. *J Bone Joint Surg.* 1995;77:1227-233
182. Sporer SM, Paprosky WG, O'Rourke MR. Managing bone loss in acetabular revision. *Instr Course Lect.* 2006;55:287-97.
183. Khan SN, Cammisa FP Jr, Sandhu HS, Diwan AD, Girardi FP, Lane JM. The biology of bone grafting. *J Am Acad Orthop Surg.* 2005;13(1):77-86.
184. Goldberg V, Akhavan S. Bone graft biology. In: *Bone Regeneration and Repair: Biology and Clinical Applications.* Humana (New Jersey), 2005 p:57-64
185. Ilchmann T, Gelzer JP, Winter E, Weise K. Acetabular reconstruction with the Burch-Schneider ring: an EBRA analysis of 40 cup revisions. *Acta Orthop Scand.* 2006;77(1):79-86.
186. Van der Linde M, Tonino A. Acetabular revision with impacted grafting and a reinforcement ring: 42 patients followed for a mean of 10 years. *Acta Orthop Scand.* 2001;72(3):221-7.
187. Kowalczewski JB, Rutkowska-Sak L, Marczak D, Słowińska I, Słowiński R, Sibiński M. Bone graft incorporation after revision hip arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis: seventy eight revisions using bone allografts with or without metal reinforcements. *Int Orthop.* 2013;37(4):595-8.
188. Azorín Zafrilla LM, Blanco Pozo A, Ferrer Escobar H, Gallart Castany, X, García-Cimbrelo E Murcia Mazón A y Suso Vergara S. Revisión acetabular en situaciones de defecto óseo masivo. *Rev Ortop Traumatol.* 2005;49(Supl. 1):93-9
189. Beaman FD, Bancroft LW, Peterson JJ, Kransdorf MJ, Menke DM, DeOrio JK. Imaging characteristics of bone graft materials. *Radiographics.* 2006;26(2):373-88.
190. Cook SD, Patron LP, Salkeld SL, Smith KE, Whiting B, Barrack RL. Correlation of computed tomography with histology in the assessment of periprosthetic defect healing. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(12):3213-20.
191. Krismer M, Bauer R, Tschupik J, Mayrhofer P. EBRA: a method to measure migration of acetabular components. *J Biomech.* 1995;28(10):1225-36.
192. Wilkinson JM, Hamer AJ, Elson RA, Stockley I, Eastell R. Precision of EBRA-Digital software for monitoring implant migration after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2002;17(7):910-6.
193. Schneider L, Philippot R, Boyer B, Farizon F. Revision total hip arthroplasty using a reconstruction cage device and a cemented dual mobility cup. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2011;97(8):807-13
194. Kim DH, Cho SH, Jeong ST, Park HB, Hwang SC, Park JS. Restoration of the center of rotation in revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2010;25(7):1041-6.
195. Schatzker J, Wong MK. Acetabular revision. The role of rings and cages. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;(369):187-97.
196. Fehring TK, Odum SM, Fehring K, Springer BD, Griffin WL, Dennis AC. Mortality following revision joint arthroplasty: is age a factor?. *Orthopedics.* 2010;33(10):715.
197. Singh JA, Lewallen D. . Age, gender, obesity, and depression are associated with patient-related pain and function outcome after revision total hip arthroplasty. *Clin Rheumatol.* 2009;28(12):1419-30.
198. Biring GS, Masri BA, Greidanus NV, Duncan CP, Garbuz DS. Predictors of quality of life outcomes after revision total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 2007;89:1446–1451.

199. Espehaug B, Havelin LI, Engesaeter LB, Langeland N, Vollset SE. Patient satisfaction and function after primary and revision total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1998;351:135–148.
200. Davis AM, Agnidis Z, Badley E, Kiss A, Waddell JP, Gross AE. Predictors of functional outcome two years following revision hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2006;88:685–691
201. Beckmann NA, Weiss S, Klotz MC, Gondan M, Jaeger S, Bitsch RG. Loosening after acetabular revision: comparison of trabecular metal and reinforcement rings. A systematic review. *J Arthroplasty*. 2014;29(1):229-35

