



# **UNIVERSIDAD DE VALLADOLID**

**FACULTAD DE MEDICINA**

**DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA, OFTALMOLOGÍA,  
OTORRINOLARINGOLOGÍA Y FISIOTERAPIA.**

**TESIS DOCTORAL**

**“FRACTURAS DE CADERA DE TRAZO BASICERVICAL CON  
INESTABILIDAD ROTACIONAL. ESTUDIO RETROSPECTIVO  
DE LA EFICACIA DE DOS SISTEMAS DE INCREMENTO DE LA  
ESTABILIDAD MECÁNICA DEL IMPLANTE”.**

Presentada por Roberto Escudero Marcos para optar al grado de doctor  
por la Universidad de Valladolid.

Dirigida por:

Dr. Miguel Ángel Martín Ferrero

Dr. Manuel García Alonso





**Universidad de Valladolid**

Impreso 2T

**AUTORIZACIÓN DEL DIRECTOR DE TESIS**

*(Art. 2.1. c de la Normativa para la presentación y defensa de la Tesis Doctoral en la UVA)*

Dr. MIGUEL ÁNGEL MARTÍN FERRERO con D.N.I. nº 12216496T y Dr. MANUEL GARCÍA ALONSO, con D.N.I. nº12718077C profesores del departamento de Cirugía, Oftalmología, Otorrinolaringología y Fisioterapia de la Facultad de Medicina de la Universidad de Valladolid, como directores de la Tesis Doctoral titulada "Fracturas de cadera de trazo basicervical con inestabilidad rotacional. Estudio retrospectivo de la eficacia de dos sistemas de incremento de la estabilidad mecánica del implante", presentada por D. Roberto Escudero Marcos, alumno del programa de Doctorado en "Investigación en Cirugía", impartido por el departamento de Cirugía, Oftalmología, Otorrinolaringología y Fisioterapia de la Universidad de Valladolid, autorizan la presentación de la misma, considerando que reúne todos los requisitos para la presentación, lectura y defensa de la misma.

Valladolid, 12 de Septiembre de 2015

Los Directores de la Tesis,

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Martín Ferrero', written over a horizontal line.

Fdo.: Miguel Ángel Martín Ferrero

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Manuel Alonso', written over a horizontal line.

Fdo.: Manuel García Alonso

SRA. PRESIDENTA DE LA COMISIÓN DE DOCTORADO



*A mi futura esposa*

*A mi familia*

*“ No existe en el mundo nada más poderoso que  
una idea a la que le ha llegado su tiempo.”*

*Víctor Hugo*



## **AGRADECIMIENTOS**





## **AGRADECIMIENTOS**

Quiero expresar mi agradecimiento, en primer lugar, a los directores de esta Tesis, el doctor Miguel Ángel Martín Ferrero y el doctor Manuel García Alonso, por su apoyo y su inapreciable supervisión, por el tiempo dedicado a este trabajo y su colaboración, sin la cual no hubiera sido posible llevar a cabo este estudio.

Esta Tesis Doctoral es el fruto del trabajo durante estos años en el Hospital Universitario Río Hortega, donde he realizado mi especialidad gracias al apoyo de mis compañeros pero en especial de dos personas, a las que quiero agradecer de forma particular. Por un lado, el Dr. Manuel García Alonso, mi mentor de la traumatología y jefe que tanto me ha ayudado, sin el cual nada de esto hubiera sido posible. Por otro, mi amigo el Dr. Javier Nistal Rodríguez, compañero y hermano de esta profesión, fuente de inspiración de mi especialidad en general y de este trabajo en particular y responsable del concepto de “bloqueo de la rotación con tornillo canulado antirrotatorio”.

A mi familia, en especial a mi madre, Daniela, la que me ha apoyado siempre y seguirá haciéndolo, la responsable última de que haya llegado hasta aquí.

A mi novia y futura esposa, Cristina, por todo el apoyo y comprensión durante este tiempo, por su paciencia infinita durante la realización de este trabajo y por todo el cariño que me brinda a diario.



# ÍNDICE



# ÍNDICE

• Abreviaturas .....	21
• Índice de tablas .....	23
• Índice de figuras .....	25
<b>1. INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>31</b>
<b>1.1. Anatomía: osteología y miología del fémur.....</b>	<b>33</b>
1.1.1. Osteología femoral proximal.....	33
1.1.2. Miología femoral proximal.....	37
1.1.3. Biomecánica de la articulación de la cadera.....	39
<b>1.2. Epidemiología y ortogeriatría: impacto económico-social.....</b>	<b>41</b>
1.2.1. Epidemiología de las fracturas de cadera.....	41
1.2.2. Impacto económico-social .....	43
<b>1.3. Mecanismos de lesión: impacto de la “fragilidad” ósea.....</b>	<b>45</b>
1.3.1. Fracturas por traumatismo de alta energía .....	45
1.3.2. Fracturas por traumatismo de baja energía (“fracturas por fragilidad”) ....	46
1.3.3. Fracturas por traumatismo repetido (“fracturas por estrés o fatiga”) .....	51
<b>1.4. Clasificación de las fracturas intra y extracapsulares: basicervicales y     “relacionadas”.....</b>	<b>52</b>
1.4.1. Clasificación de las fracturas intracapsulares .....	53

1.4.2. Clasificación de las fracturas extracapsulares .....	55
1.4.3. Clasificación de las fracturas intra-extracapsulares (basicervicales y relacionadas).....	59
1.4.3.1. Controversia en la región anatómica de inclusión .....	59
1.4.3.2. Fracturas basicervicales “clásicas” y “equivalentes” .....	60
<b>1.5. Opciones de Tratamiento en fracturas de cadera intra y extracapsulares ..</b>	<b>62</b>
1.5.1. Tratamiento quirúrgico de las fracturas intracapsulares.....	62
1.5.1.1. Reducción y fijación interna.....	62
1.5.1.2. Sustitución protésica de la cabeza femoral.....	64
1.5.2. Tratamiento quirúrgico de las fracturas extracapsulares.....	65
1.5.2.1. Reducción y fijación interna.....	65
1.5.2.1.1. Dispositivos extramedulares.....	65
1.5.2.1.2. Dispositivos intramedulares.....	66
1.5.2.2. Sustitución protésica en fracturas extracapsulares.....	68
1.5.3. Tratamiento quirúrgico de las fracturas intra-extracapsulares: basicervicales (AO/OTA 31B2.1) .....	69
<b>1.6. Tratamiento mediante sistema de enclavado endomedular .....</b>	<b>71</b>
1.6.1. Resultados y complicaciones del enclavado con el sistema <i>PFNA</i> ® .....	71
1.6.2. Técnica quirúrgica de inserción del clavo endomedular <i>PFNA</i> ® según la técnica clásica y las técnicas “modernas” con sistemas de bloqueo de la rotación.....	73
<b>1.7. Complicaciones mecánicas y no mecánicas de las fracturas de cadera.....</b>	<b>78</b>

1.7.1. Complicaciones mecánicas de las fracturas del macizo trocantéreo.....	79
1.7.1.1. Fractura de la pared lateral del trocánter mayor.....	79
1.7.1.2. Pérdida de reducción: varización, acortamiento y medialización de la diáfisis .....	80
1.7.1.3. Complicaciones secundarias al cerrojo distal.....	80
1.7.1.4. Fractura femoral distal.....	81
1.7.1.5. Rotación patológica.....	82
1.7.1.6. Rotura del implante.....	83
1.7.1.7. Salida y roce de la espiral con la fascia lata ( <i>back out</i> ) .....	84
1.7.1.8. Desacople del sistema: <i>pull out</i> y <i>efecto Z</i> .....	85
1.7.1.9. Penetración articular de la hoja espiral: <i>cut in</i> o <i>cut through</i> .....	87
1.7.1.10. Perforación cervico-cefálica o <i>cut out</i> .....	90
1.7.1.10.1. Factores dependientes del paciente .....	92
1.7.1.10.2. Factores dependientes del trazo de fractura .....	93
1.7.1.10.3. Factores dependientes del cirujano.....	93
1.7.1.10.4. Factores dependientes del diseño del implante.....	98
1.7.2. Complicaciones no mecánicas de las fracturas de cadera.....	101
1.7.2.1. Pseudoartrosis.....	101
1.7.2.2. Necrosis avascular .....	102
1.7.2.3. Condrolisis.....	102
1.7.2.4. Coxartrosis acelerada.....	103

1.7.2.5. Lesión vasculo-nerviosa.....	103
1.7.2.6. Infección profunda.....	103
<b>2. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS DEL TRABAJO.....</b>	<b>105</b>
<b>2.1. Justificación del estudio .....</b>	<b>107</b>
<b>2.2. Hipótesis del trabajo.....</b>	<b>108</b>
<b>2.3. Objetivos del estudio.....</b>	<b>109</b>
2.3.1. Objetivo general.....	109
2.3.2. Objetivos específicos .....	109
<b>3. MATERIAL Y MÉTODOS .....</b>	<b>111</b>
<b>3.1. Diseño del estudio.....</b>	<b>113</b>
<b>3.2 Población, ámbito y periodo de estudio.....</b>	<b>113</b>
3.2.1. Criterios de inclusión.....	113
3.2.2. Criterios de exclusión.....	114
3.2.3. La muestra.....	114
<b>3.3 Variables del estudio .....</b>	<b>115</b>
3.3.1. Datos demográficos.....	115
3.3.2. Factores relacionados con el fracaso de la osteosíntesis.....	115
3.3.3. Tipo de osteosíntesis utilizada.....	120
3.3.4. Tipos de complicaciones generales.....	121



3.3.5. Tipos de complicaciones específicas de estas técnicas.....	123
3.3.6. Funcionalidad global (pre y post-fractura).....	125
<b>3.4. Análisis estadístico .....</b>	<b>125</b>
3.4.1. Recogida y tratamiento de datos.....	125
3.4.2. Estadística descriptiva.....	125
3.4.3. Estadística inferencial.....	126
<b>3.5. Aspectos éticos.....</b>	<b>127</b>
<b>3.6. Búsqueda bibliográfica .....</b>	<b>127</b>
<b>4. RESULTADOS.....</b>	<b>129</b>
<b>4.1. Características generales .....</b>	<b>131</b>
4.1.1. Datos generales de la muestra.....	131
4.1.2. Datos generales de las técnicas alternativas .....	132
<b>4.2. Evaluación de las complicaciones mecánicas y no mecánicas.....</b>	<b>134</b>
4.2.1. Tabla de frecuencias de las complicaciones .....	134
4.2.1.1. Complicaciones mecánicas generales .....	134
4.2.1.2. Complicaciones mecánicas específicas.....	139
4.2.1.3. Complicaciones no mecánicas .....	140
<b>4.3. Evaluación de la relación de las complicaciones mecánicas con diversos factores de riesgo.....</b>	<b>141</b>
4.3.1. Relación con el TAD.....	141
4.3.2. Relación con la reducción de la fractura.....	142

4.3.3. Relación con la posición del implante.....	143
4.3.4. Relación con la suma de factores combinados (TAD + Reducción + Posición de la espiral).....	146
4.3.5. Relación con el grado de osteoporosis de <i>Singh</i> .....	148
4.3.6. Relación con el tipo de fractura.....	149
4.3.7. Relación con el grado de acortamiento.....	150
<b>4.4. Tablas de contingencia de las complicaciones mecánicas, factores de riesgo según la técnica quirúrgica y análisis de la magnitud del efecto protector.....</b>	<b>151</b>
4.4.1. Complicaciones mecánicas generales en función de la técnica quirúrgica .....	151
4.4.2. Complicaciones mecánicas generales y específicas en función de la técnica quirúrgica.....	153
4.4.3. Distribución de los factores de riesgo clásicos “dependientes y no dependientes del traumatólogo” en función de la técnica quirúrgica.....	154
4.4.4. Curva COR (Característica Operativa del Receptor) para el parámetro TAD.....	156
4.4.5. Evaluación de la magnitud del efecto protector.....	158
4.4.5.1. Reducción Absoluta de Riesgo (RAR).....	158
4.4.5.2. <i>Odds Ratio</i> (OR).....	158
4.4.5.3. Reducción Relativa del Riesgo (RRR).....	158
4.4.5.4. Número de Pacientes a Tratar (NNT).....	158
<b>4.5. Evaluación de la relación de otros factores .....</b>	<b>159</b>

4.5.1. Relación de la osteoporosis con el grado de acortamiento (> 1cm) .....	159
4.5.2. Relación del tipo de fractura con el grado de acortamiento (> 1cm).....	159
4.5.2.1. Relación respecto a la clasificación <i>AO/OTA</i> .....	159
4.5.2.2. Relación respecto a la clasificación de <i>Massoud</i> .....	159
4.5.3. Relación del tipo de técnica quirúrgica con el grado de acortamiento (> 1cm).....	160
4.5.4. Relación del acortamiento de la fractura con la funcionalidad.....	160
4.5.5. Relación del tipo de fractura con la funcionalidad.....	161
4.5.5.1. Relación con la clasificación <i>AO/OTA</i> .....	161
4.5.5.2. Relación con la clasificación de <i>Massoud</i> .....	161
4.5.6. Relación del tipo de técnica quirúrgica con la funcionalidad.....	161
4.5.7. Relación del tipo de técnica quirúrgica con el tiempo quirúrgico.....	162
<b>4.6. Análisis de regresión logística de los factores relacionados con las complicaciones mayores.....</b>	<b>163</b>
4.6.1. Análisis de regresión logística de los factores relacionados con las complicaciones mecánicas globales (mayores y menores).....	163
4.6.2. Análisis de regresión logística de los factores relacionados con las complicaciones mecánicas mayores.....	164
<b>5. DISCUSIÓN.....</b>	<b>165</b>
<b>5.1. Patrones de fracturas con inestabilidad rotacional aumentada.....</b>	<b>167</b>
5.1.1. Comportamiento biológico de las fracturas basicervicales.....	168
5.1.2. Comportamiento mecánico de las fracturas basicervicales.....	169

<b>5.2. Nuevos conceptos sobre la patomecánica del “cut out”: la influencia de la rotación.....</b>	<b>171</b>
5.2.1. Modelos clásicos de la biomecánica del <i>cut out</i> .....	171
5.2.2. Modelos actuales de la biomecánica del <i>cut out</i> .....	172
<b>5.3. El papel del enclavado y la hoja espiral en las fracturas rotacionalmente inestables.....</b>	<b>177</b>
<b>5.4. Técnicas de aumento de la estabilidad rotacional empleadas en este trabajo.....</b>	<b>187</b>
5.4.1. Tornillo antirrotatorio sobre enclavado.....	187
5.4.2. Cementación de la hoja espiral del sistema <i>PFNA-A (Augmentación)</i> .....	189
<b>5.5. Evaluación de los resultados obtenidos en este estudio.....</b>	<b>195</b>
5.5.1. Datos generales de la muestra y de las técnicas alternativas.....	195
5.5.2. Evaluación de las complicaciones mecánicas y no mecánicas.....	196
5.5.3. Relación de las complicaciones mecánicas con factores de riesgo.....	206
5.5.3.1. Factores “dependientes” del traumatólogo.....	207
5.5.3.2. Factores “no dependientes” del traumatólogo .....	214
5.5.4. Relación de las complicaciones con la técnica quirúrgica.....	217
5.5.5. Evaluación de la relación de otros factores.....	219
5.5.6. Evaluación de la magnitud del efecto protector.....	222
<b>5.6. Fortalezas y debilidades del estudio .....</b>	<b>224</b>
<b>6. CONCLUSIONES .....</b>	<b>227</b>
<b>7. BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>233</b>

## ABREVIATURAS

**AO/OTA:** Asociación de Osteosíntesis (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/Orthopaedic Trauma Association*)

**AP:** Antero-Posterior

**APVP:** Años Potenciales de Vida Perdidos

**Dcha:** derecha

**DE:** Desviación Estándar

**DEXA:** *Dual Energy X-ray Absorptiometry*

**DHS:** *Dynamic Hip Screw*

**FRAX:** *Fracture Risk Assessment Tool*

**Izda:** Izquierda

**NAV:** Necrosis Avascular

**NNH:** *Number Needed to Harm* (número necesario para dañar)

**NNT:** *Number Needed to Treat* (número de pacientes a tratar)

**OR:** *Odds Ratio*

**PACS:** *Picture Archiving and Communication Systems*

**PFN:** *Proximal Femoral Nail*

**PFNA:** *Proximal Femoral Nail Antirotation*

**RAR:** Reducción Absoluta de Riesgo

**RMN:** Resonancia Magnética Nuclear

**RRR:** Reducción Relativa de Riesgo

**TC:** Tomografía Computerizada

**TAC:** Tomografía Axial Computerizada

**TAD:** *Tip Apex Distance*

**TFN:** *Trochanteric Femoral Nail*

**TVP:** Trombosis Venosa Profunda

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1:</b> Complicaciones mayores y menores .....	134
<b>Tabla 2:</b> Distribución de los diferentes tipos de complicaciones mayores y menores.....	135
<b>Tabla 3:</b> Valores del TAD global, AP y axial en pacientes con y sin complicaciones mecánicas.....	141
<b>Tabla 4:</b> Tasas de complicaciones mecánicas en función de los Cuadrantes de <i>Cleveland y Bosworth</i> .....	144
<b>Tabla 5:</b> Tasa de complicaciones mecánicas en función del número de factores de riesgo.....	146
<b>Tabla 6:</b> Media y Desviación Estándar (DE) de los factores de riesgo asociados a complicaciones.....	147





## ÍNDICE DE FIGURAS

- Figura 1:** Vascularización de la cabeza femoral a través de las arterias metafisarias ascendentes y arteria del ligamento redondo.....35
- Figura 2:** Estructura trabecular del fémur proximal, haces principales y secundarios y triángulo de *Ward* .....37
- Figura 3:** Fractura con trazo coronal oblicuo. La imagen izquierda muestra un déficit de reducción cuando se coloca en rotación interna. La imagen derecha muestra una reducción satisfactoria al colocarla en rotación externa.....40
- Figura 4:** Fractura basicervical (proyecciones AP y oblicua) y escopia intraoperatoria mostrando la reducción mediante rotación interna.....41
- Figura 5:** Herramienta *FRAX* para el cálculo del riesgo de fractura a los 10 años. Extraído de <https://www.shef.ac.uk/FRAX/tool.aspx?country=4> .....49
- Figura 6:** Medición del torque intraoperatorio con el sistema *DensiProbe*®. Extraído del artículo: *Suhm N, Haenni M, Schwyn R, Hirschmann M, Muller AM. Quantification of bone strength by intraoperative torque measurement: a technical note. Archives of orthopaedic and trauma surgery. 2008;128(6): 613-20*.....50
- Figura 7:** Fracturas del cuello (1, 2), basicervicales (3) y del área trocantérea (4) .....53
- Figura 8:** Clasificación de *Müller-AO/OTA (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/Orthopaedic Trauma Association)*, la fractura basicervical está codificada como 31B2.1.....54
- Figura 9:** Clasificación de *Jensen y Michaelsen* para las fracturas pertrocantéreas (1975). Extraído del artículo: *Jensen JS, Michaelsen M. Trochanteric*

<i>femoral fractures treated with McLaughlin osteosynthesis. Acta orthopaedica Scandinavica 1975;46(5):795-803</i> .....	57
<b>Figura 10:</b> Clasificación AO/OTA para las fracturas pertrocantéreas (segmento 31A) de cadera.....	58
<b>Figura 11:</b> Basicervicales equivalentes: "fragmento cefálico no anclado a los trocánteres" (AO 31 A2.1, A2.2, A2.3. / Jensen tipo 3, 4 y 5).....	61
<b>Figura 12:</b> Basicervicales equivalentes: "escasa extensión cortical inferior" (AO 31 A1.1 / Jensen tipo 2).....	61
<b>Figura 13:</b> Clavo endomedular bilateral: <i>Gamma</i> (1ª generación) en cadera derecha y <i>PFNA</i> (3ª generación) en cadera izquierda.....	68
<b>Figura 14:</b> Tratamiento de fractura basicervical con <i>DHS</i> y antirrotatorio superior. Extraído del artículo: <i>Su BW, Heyworth BE, Protopsaltis TS, Lipton CB, Sinicropi SM, Chapman CB, et al. Basicervical versus intertrochanteric fractures: an analysis of radiographic and functional outcomes. Orthopedics. 2006;29(10):919-25</i> .....	70
<b>Figura 15:</b> Sistema de tornillo canulado no integrado en el dispositivo.....	75
<b>Figura 16:</b> <i>PFNA-Augmentación</i> en una fractura de cadera.....	77
<b>Figura 17:</b> Efecto Z (1), efecto Z invertido (2) y longitud óptima del tornillo superior (3, 4).....	86
<b>Figura 18:</b> <i>Pull out</i> de la hoja espiral. Se observa el colapso en varo y desacople.....	87
<b>Figura 19:</b> <i>Cut through</i> (izquierda), <i>cut in</i> (centro) y migración medial intrapélvica (derecha). Obsérvese como en el <i>cut in</i> la hoja espiral "camina" hacia medial respecto al clavo. La imagen de la derecha está extraída del artículo: <i>Takasago T, Goto T, Toki S, Hamada D, Yoshioka S, Tonogai I, et al. Intrapelvic migration of the lag screw in intramedullary nailing. Case reports in orthopedics. 2014;2014:519045</i> .....	90

<b>Figura 20:</b> Patrón clásico de <i>cut out</i> , con migración anterosuperior de la hoja espiral y colapso en varo de la fractura.....	91
<b>Figura 21:</b> Sistema de 9 cuadrantes de <i>Cleveland y Bosworth</i> .....	95
<b>Figura 22:</b> Fórmula de cálculo del <i>Tip apex distance</i> de Baumgaertner. Extraído del artículo: <i>Baumgaertner MR, Curtin SL, Lindskog DM, et al. The value of the tip-apex distance in predicting failure of fixation of peritrochanteric fractures of the hip. J Bone Joint Surg Am 1995; 77:1058-64</i> .....	96
<b>Figura 23:</b> Posiciones recomendadas según autores, nótese que la posición centro- centro y centro-inferior son las más favorables para la mayoría de ellos, al contrario que las posiciones superiores y posteriores .....	97
<b>Figura 24:</b> Diferentes tipos de anclaje cefálico en el mercado. Extraído del artículo: <i>Sommers MB, Roth C, Hall H, Kam BC, Ehmke LW, Krieg JC, et al. A laboratory model to evaluate cutout resistance of implants for peritrochanteric fracture fixation. J Orthop Trauma 2004;18(6):361-8</i> ...	100
<b>Figura 25:</b> Medición del TAD en milímetros en radiografías postoperatorias (izquierda) y en <i>pixels</i> en la escopia intraoperatoria (derecha).....	118
<b>Figura 26:</b> Medición del TAD en caderas en “varo”. La línea roja indica el TAD trazando una línea siguiendo el eje del cuello como en la forma clásica. La línea azul es la que corta la bisectriz de la cabeza y cuello, la cual se aproxima a una posición más centrada en la cabeza .....	118
<b>Figura 27:</b> Grados de <i>Singh</i> para la medición de la osteoporosis .....	119
<b>Figura 28:</b> Porcentaje de utilización de las diferentes técnicas de osteosíntesis.....	131
<b>Figura 29:</b> Posiciones de los tornillos canulados según los cuadrantes de <i>Cleveland y Bosworth</i> .....	133

<b>Figura 30:</b> Fenómeno <i>back out</i> (salida hoja espiral > 10mm sin perder el anclaje cefálico). Acontece incluso en fracturas basicervicales que no presentan conminución aparente.....	135
<b>Figura 31:</b> Consolidación en varo (ángulo cervico-diafisario < 120°) sin movilización de implante.....	136
<b>Figura: 32</b> Fenómeno inicial de <i>back out</i> y tras bloqueo del deslizamiento la hoja espiral comienza a penetrar hacia la articulación hasta que consolidó la fractura .....	136
<b>Figura 33:</b> Rotación de la cabeza femoral (imagen 3) y migración de la hoja espiral hacia lateral y craneal (imagen 4 y 5) sin salida de la cabeza, correspondiendo a los estadios 1 y 2 de <i>Lenich</i> .....	137
<b>Figura 34:</b> Fenómeno <i>cut out</i> en el que se suceden las tres fases de <i>Lenich</i> , rotación de la cabeza femoral (imagen 2), migración del implante (imagen 3) y colapso en varo con migración antero-superior de la hoja espiral (imagen 4).....	137
<b>Figura 35:</b> <i>Pull out</i> , presenta el mismo comportamiento inicial que el <i>cut out</i> pero con fallo de la fijación mediante la migración lateral y desacople del sistema.....	137
<b>Figura 36:</b> Fractura subcapital tras aflojamiento y migración de la espiral, originada por el intento de salir en la unión cervico-cefálica .....	138
<b>Figura 37:</b> <i>Cut through</i> , penetración medial de la hoja espiral sin colapso en varo y sin “efecto de succión” de la hoja espiral.....	138
<b>Figura 38:</b> <i>Cut in</i> , migración medial con colapso en varo de la fractura. Se aprecia la penetración de la hoja espiral respecto al clavo (efecto succión) .....	138
<b>Figura 39:</b> Fractura femoral distal tratada mediante enclavado largo.....	139

<b>Figura 40:</b> Penetración intraarticular del tornillo canulado (izda), fuga intraarticular de cemento (centro) y excesiva cantidad de cemento subcondral (dcha)...	139
<b>Figura 41:</b> Sangrado activo que se embolizó con un <i>coil</i> (izda superior e inferior), infección profunda que precisó retirada de clavo (centro superior e inferior) y necrosis avascular progresiva (dcha superior e inferior). Nótese que los signos de necrosis estaban presentes desde el inicio de la osteosíntesis.....	140
<b>Figura 42:</b> Diagrama de barras de las complicaciones mecánicas mayores y menores en función de los valores de TAD.....	142
<b>Figura 43:</b> Diagrama de barras horizontales mostrando el porcentaje de complicaciones en función de la calidad de la reducción de la fractura....	143
<b>Figura 44:</b> Tasas de complicaciones mayores en función de los cuadrantes de <i>Cleveland y Bosworth</i> .....	144
<b>Figura 45:</b> Diagrama de barras en las que se muestra el porcentaje de complicaciones mayores en los grupos comparados: posición 5 (centro-centro) frente al resto, posición 8 (centro-inferior) frente al resto y posición 5 frente a 8...	145
<b>Figura 46:</b> Incremento exponencial de las complicaciones mayores a medida que se van sumando factores de riesgo .....	147
<b>Figura 47:</b> Relación de los pacientes etiquetados de osteoporóticos según <i>Singh</i> y las tasas de complicaciones mecánicas.....	148
<b>Figura 48:</b> Tasas de complicaciones mayores y menores en función del tipo de fractura según la clasificación <i>AO/OTA</i> .....	149
<b>Figura 49:</b> Tasas de complicaciones mayores y menores en función del tipo de fractura según la clasificación de <i>Massoud</i> .....	150
<b>Figura 50:</b> Tasas de complicaciones en función del grado de acortamiento .....	151

<b>Figura 51:</b> Sectores mostrando las tasas de complicaciones mecánicas en función de la técnica quirúrgica .....	152
<b>Figura 52:</b> Diagrama de sectores mostrando las tasas de complicaciones mecánicas en los grupos <i>PFNA</i> aislado frente a “técnicas modernas de bloqueo de la rotación” .....	153
<b>Figura 53:</b> Distribución (%) de los factores de riesgo dependientes del traumatólogo en función de la técnica quirúrgica .....	154
<b>Figura 54:</b> Distribución (%) de la suma de factores de riesgo en función de la técnica quirúrgica.....	155
<b>Figura 55:</b> Distribución (%) de los diferentes tipos en fractura según la clasificación <i>AO/OTA</i> en función del tipo de técnica quirúrgica .....	156
<b>Figura 56:</b> Curva COR para las complicaciones mayores con los valores 17,99mm (círculo azul), 19,02mm (círculo amarillo) y 25mm (círculo rojo) .....	157
<b>Figura 57:</b> Porcentaje de fracturas acortadas > 1cm en función de diferentes factores.....	160
<b>Figura 58:</b> Porcentaje de pérdida de funcionalidad en función de diferentes factores .....	162
<b>Figura 59:</b> Tiempo medio de cirugía según técnica quirúrgica clásica o moderna ....	163
<b>Figura 60:</b> Valor de TAD medio y límites en pacientes que no tuvieron complicaciones mecánicas frente a los que las tuvieron según los datos de <i>Baumgaertner</i> y <i>Escudero</i> .....	208
<b>Figura 61:</b> Relación entre el número de factores de riesgo y las tasas de complicaciones mayores. La línea azul marca el total de complicaciones mayores y la roja las relacionadas con el anclaje cefálico (excluyendo la fractura distal y pseudoartrosis).....	213

# **INTRODUCCIÓN**





# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1. Anatomía: osteología y miología del fémur proximal

### *1.1.1. Osteología femoral proximal*

Es fundamental conocer la anatomía ósea del fémur, el hueso más largo y fuerte del cuerpo humano, para poder interpretar y explicar las peculiaridades de los diferentes trazos fracturarios y las dificultades y complicaciones posibles que pueden acontecer. Su extremo proximal comprende diferentes estructuras: cabeza, cuello, trocánteres y una zona de transición formada por la línea y la cresta intertrocanterea.

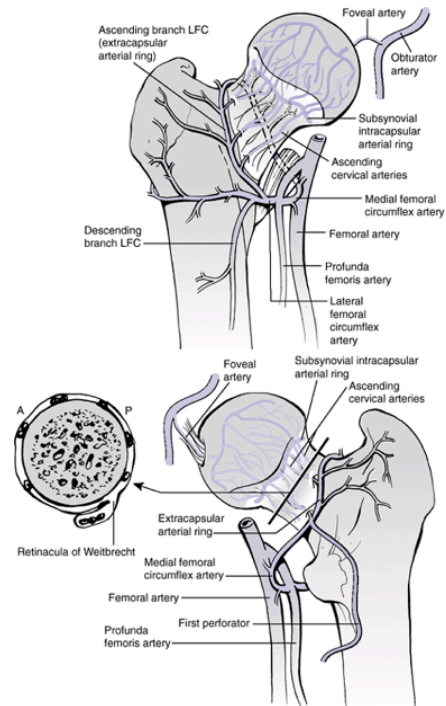
La cabeza femoral presenta una disposición esferoide y está cubierta de cartilago hialino con una pequeña fovea en disposición posteroinferior respecto al centro de la misma, donde se inserta el ligamento redondo que nutre una pequeña parte de la cabeza a través de la arteria del ligamento redondo.

El cuello femoral mide aproximadamente 5cm. y conecta la cabeza con la diáfisis, formando el “ángulo cervico-diafisario” de aproximadamente 125°-135°. El cuello también está rotado hacia anterior respecto a la diáfisis, formando el “ángulo de declinación o anteversión femoral” que en el adulto mide entre 10-30° (1, 2). El cuello y la cabeza no son coaxiales, sino que forman el “ángulo cervico-cefálico” de unos 10° (3). La superficie anterior del cuello es plana y en la unión con la diáfisis forma la línea intertrocanterea, que discurre desde el tubérculo trocantéreo (cara anterosuperior del trocánter mayor) hasta el borde inferior del cuello a nivel del trocánter menor pero por delante de él, formando a veces un segundo tubérculo. La superficie posterior del cuello es cóncava en sentido longitudinal y en su unión con la diáfisis aparece la cresta intertrocanterea, que desciende desde el ángulo posterosuperior del trocánter mayor

hasta el menor y presenta en su zona central el tubérculo cuadrado. La denominación clásica de fractura fractura basicervical, como la de *Blair et al.* (4) hace referencia a una fractura femoral proximal que discurre a través de la base del cuello femoral en su unión con la región intertrocanterea. Es, por tanto, una fractura de trazo único que anatómicamente cruza a través de la línea intertrocanterea por delante y cresta intertrocanterea por detrás.

El cuello femoral está cubierto por la cápsula articular y los ligamentos capsulares de forma variable. Así, en la superficie anterior la cápsula y los ligamentos ilio y pubofemorales alcanzan la línea intertrocanterea, cubriendo por completo toda la superficie del cuello. Al contrario, en la parte posterior del cuello la cápsula y el ligamento de refuerzo isquiofemoral no alcanzan la cresta intertrocanterea, cubriendo menos de dos tercios proximales de la superficie cervical posterior. Es por ello, que la fractura basicervical clásica se considere intra y extracapsular, ya que la parte anterior está cubierta por la cápsula pero no la parte posterior.

La irrigación de la cabeza femoral procede de diversas ramas arteriales (figura 1), siendo las más importantes las que se originan de un círculo vascular alrededor del cuello a nivel de la inserción capsular, procedentes de las arterias circunflejas medial y lateral (ramas de la arteria femoral). Las ramas de las circunflejas perforan la capsula y se dividen en ramas metafisarias cervicales ascendentes que entran en el cuello y nutren la zona epifisaria central de la cabeza femoral; y en ramas epifisarias, para las porciones no articulares periféricas de la cabeza. Además, una pequeña parte de la cabeza es irrigada a través de las ramas de la arteria del ligamento redondo que penetra a través de la fovea, procedente de la arteria obturatriz (5). En la cabeza femoral se producen anastomosis de ramas procedentes de diferentes orígenes. Sin embargo, la irrigación principal de la cabeza procede de ramas metafisarias ascendentes posterosuperiores (6) (ramas de la circunfleja medial) y, en menor medida, de ramas metafisarias ascendentes anteriores (ramas de la circunfleja lateral).



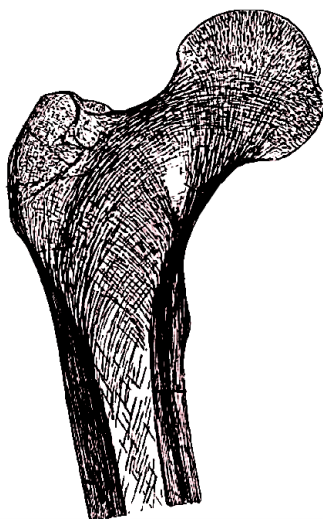
**Figura 1.** Vascularización de la cabeza femoral a través de las arterias metafisarias ascendentes y arteria del ligamento redondo.

Las fracturas que acontecen distales a la entrada en el cuello femoral de las ramas metafisarias ascendentes de las circunflejas (fracturas extracapsulares: pertrocantéreas y subtrocantéreas), no van a suponer un compromiso para la irrigación de la cabeza femoral. Al contrario, las fracturas proximales a dicha entrada (fracturas intracapsulares: subcapitales y transcervicales) presentan más riesgo de compromiso vascular ya que interrumpen dichas ramas en su ascenso hacia la cabeza. En la frontera entre ambas fracturas se encuentran las fracturas basicervicales (intra-extracapsulares) que aparentemente pueden comprometer la vascularización con mayor frecuencia que las extracapsulares pero menor que las intracapsulares.

El fémur proximal presenta una estructura interna trabecular característica que fue descrita por *Ward* en 1938 y determina la funcionalidad en la absorción y transmisión de cargas. De acuerdo con la Ley de *Wolff* (7) (“la función determina la forma”), las trabéculas surgen sobre las líneas de fuerza a las que el hueso está expuesto y presentan la transición desde el córtex femoral hasta la metafisis. Se describen cinco sistemas de

haces trabeculares: dos haces principales (uno de tensión y otro de compresión), dos secundarios (uno de tensión y otro de compresión) y un haz trocántereo (figura 2).

Del complejo principal, el primer haz, de tensión, se origina en la cortical externa de la diáfisis y termina en la parte inferior de la cortical cefálica (Haz arciforme de *Gallois y Bosquette*) y el segundo haz, de compresión, se extiende desde la cortical interna de la diáfisis femoral y la cortical inferior del cuello femoral hasta la parte superior de carga de la cortical cefálica (haz cefálico o en abanico de sustentación de *Delbet*). El complejo secundario o accesorio está formado por dos haces trabeculares que se extienden hasta el trocánter mayor, uno a partir de la cortical interna de la diáfisis (haz de tensión secundario trocántereo) y otro formado por trabéculas verticales paralelas a la cortical externa del trocánter mayor (haz de compresión secundario trocántereo). Además, existe un quinto haz trabecular (haz del trocánter mayor) que se extiende a través el espesor del mismo. La intersección de estos sistemas de trabéculas originan tres puntos clave en el fémur proximal. El primer punto se forma en la zona de convergencia de los haces arciforme y trocántereo, que al entrecruzarse forman un área más densa que desciende desde la cortical superior del cuello. El segundo punto, centro de rotación de la cadera, se encuentra en la zona medial de la unión cervico-cefálica, y está formado por la convergencia de los haces arciforme y en abanico. Constituye un denso sistema trabecular que da lugar al núcleo cefálico. La base de apoyo de este sistema es la cortical inferior del cuello femoral, que forma el espolón o espina cervical inferior de *Merkel*, también denominado de *Adams* o de forma más común cálcara, que se extiende desde la parte posterior del cuello hacia la zona posteromedial de la región intertrocánterea y diáfisis.



*Figura 2. Estructura trabecular del fémur proximal, haces principales y secundarios y triángulo de Ward.*

Tanto el núcleo cefálico como el cóncavo tienen implicaciones importantes en las fracturas de cadera. Así, uno de los criterios clásicos de inestabilidad en las fracturas extracapsulares de cadera es la afectación del soporte posteromedial de la zona intertrocanterea, es decir, el cóncavo. En el momento actual, en la osteosíntesis de las fracturas llevada a cabo con clavo endomedular, la colocación de la espiral cefálica en posición centro-centro de los cuadrantes de *Cleveland* y *Bosworth* (8) es la más segura y se justifica, entre otras cosas, por la mayor densidad trabecular que permite un anclaje más resistente.

El tercer punto se encuentra entre los haces principales de compresión y de tensión, una zona extremadamente débil denominada triángulo de *Ward*. Es una zona importante porque es donde se originan las fracturas cervicotrocanterea en los ancianos.

### *1.1.2. Miología femoral proximal.*

La tracción ejercida por las inserciones musculares en diferentes lugares del fémur proximal determinan el tipo de desplazamiento al que se ven sometidos los fragmentos

de la fractura y las maniobras de reducción necesarias. Se distinguen tres grupos musculares alrededor del fémur proximal: posterior, lateral y anterior.

La musculatura posterior está formada por el glúteo mayor (que se origina sobre el hueso iliaco, cara dorsal del sacro y coxis, ligamentos sacrococcígeos posteriores y sacrotuberoso y se inserta en el tracto iliotibial, tabique intermuscular femoral lateral y tuberosidad glútea del fémur), los “músculos pelvitrocantéreos” (que se originan en la pelvis y se insertan en el trocánter mayor y cresta intertrocantérea y están formados por el glúteo medio, glúteo menor, piriforme, gémino superior, obturador interno, gémino inferior, cuadrado femoral y obturador externo) y los músculos “isquiotibiales” (desde el isquion a la tibia se extienden el semitendinoso, semimembranoso y bíceps crural o femoral).

La musculatura lateral de la cadera está constituida por los músculos glúteo medio y menor y por el obturador externo. Los dos primeros nacen en el hueso iliaco y terminan en el vértice y cara lateral del trocánter mayor y el tercero nace sobre la cara externa de la membrana obturatriz y se inserta en la fosa trocantérea.

La musculatura anterior del fémur proximal está formada por grupos musculares proximales que provienen de pelvis y abdomen y se insertan alrededor de la cadera y por grupos que nacen en la pelvis y se insertan alrededor de la rodilla. Forman parte de este grupo muscular el iliopsoas (constituido por la unión del psoas mayor y el iliaco, que discurre desde la columna vertebral e iliaco hasta el trocánter menor), el músculo tensor de la fascia lata, el sartorio y el cuádriceps femoral.

El grupo muscular medial está constituido por los músculos pectíneo, aductores (largo, corto y mayor) y el grácil.

### 1.1.3. Biomecánica de la articulación de la cadera

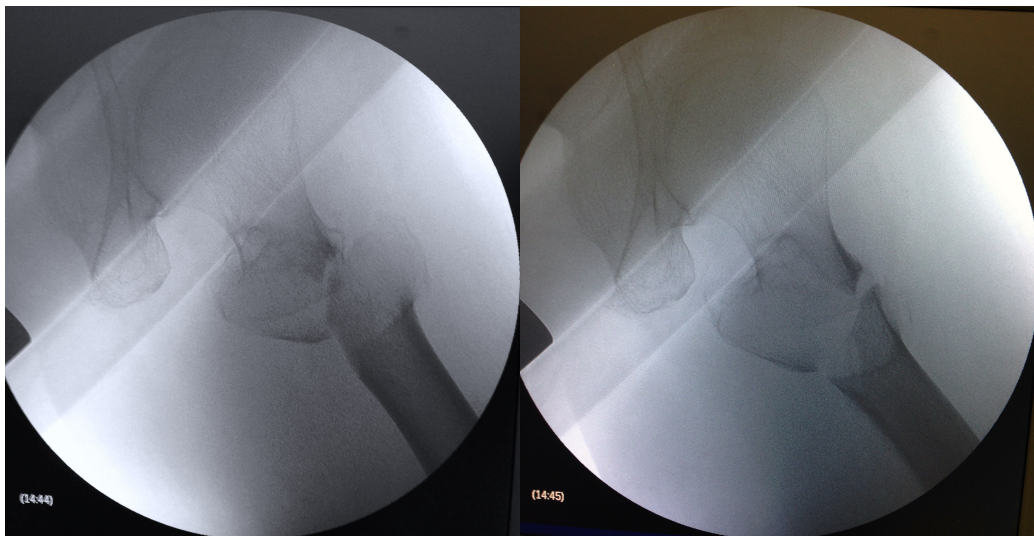
La articulación de la cadera es una enartrosis con 3 grados de libertad de movimiento en los diferentes planos ortogonales. Según algunos cinesiólogos (9), el eje mecánico coincide con el eje largo topográfico del cuello femoral que cruza el centro de la superficie articular de la cabeza. Esto tiene una importante implicación a la hora de elegir la posición del implante cefálico (hoja espiral o tornillo), ya que la localización centro-centro en la cabeza femoral (cuadrante 5 de *Cleveland y Bosworth*) (8) sería la más anatómica desde el punto de vista biomecánico y cinemático.

Los movimientos de la cadera son los de flexión (90-120°), extensión (20°), abducción (45°), aducción (30°), rotación externa (60°), rotación interna (40°) y circunducción, que se realiza mediante una combinación de los anteriores. Cada músculo de los antes descritos van a contribuir al movimiento de la cadera en diferentes planos, manteniendo un equilibrio en condiciones normales. Sin embargo, la presencia de una fractura de cadera interrumpe este equilibrio musculo-ligamentoso, permitiendo un desplazamiento de los fragmentos fracturarios, el cual que vendrá determinado por las inserciones musculares que asientan en cada uno de ellos.

De forma genérica, en la mayoría de las fracturas el fragmento proximal se sitúa en posición de flexión-rotación interna-abducción, favorecido por la tensión de los ligamentos ilio y pubofemorales y las fuerzas musculares del glúteo menor y medio y psoas iliaco, que permanecen anclados en mayor o menor medida al macizo trocantéreo. El fragmento distal se sitúa en rotación externa-aducción-acortamiento, favorecido por las inserciones de los músculos rotadores externos (pelvi-trocantéreos), aductores y glúteo mayor. Las maniobras de reducción en la mesa de tracción vendrán encaminadas a corregir estos desplazamientos, por lo que el extremo distal anclado al sistema de tracción se colocará en distracción-rotación interna.

Existen variaciones en estos desplazamientos condicionadas por el trazo de fractura. Así, en las fracturas oblicuas invertidas, el fragmento proximal se coloca en

abducción-rotación externa por la tracción que ejercen los músculos glúteos medio y menor y pelvitrocantéreos que permanecen anclados, y el fragmento distal en posición de aducción-rotación externa y leve-acortamiento por los músculos aductores y psoas iliaco. Algunas fracturas pertrocantéreas estándar presentan un trazo oblicuo en el plano coronal que se extiende de supero-anterior a infero-posterior y que engloba los músculos pelvitrocantéreos dentro del fragmento proximal, que hacen que éste se sitúe en rotación externa, de igual manera que en las oblicuas invertidas, por lo que la mesa de tracción se debe colocar en rotación externa en ambos tipos de fracturas (figura 3).

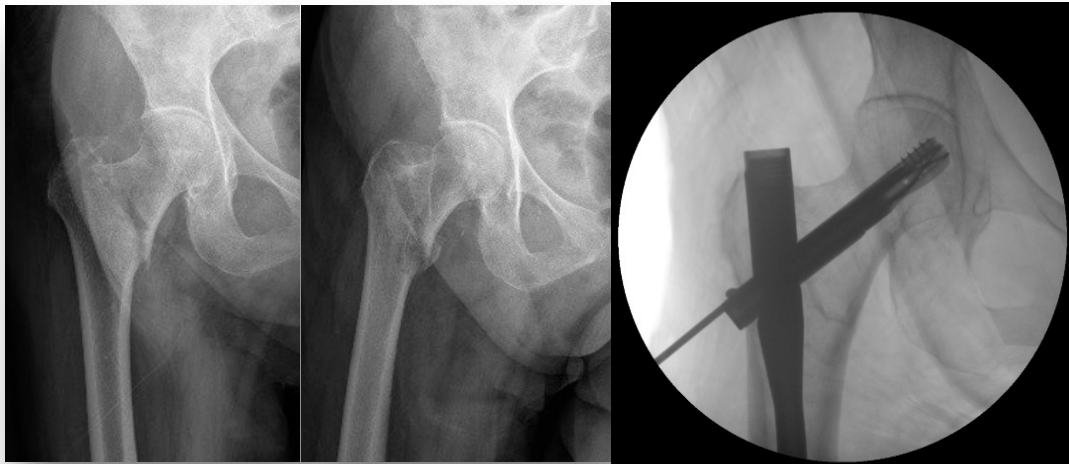


**Figura 3.** Fractura con trazo coronal oblicuo. La imagen izquierda muestra un déficit de reducción cuando se coloca en rotación interna. La imagen derecha muestra una reducción satisfactoria al colocarla en rotación externa.

Las fracturas basicervicales (figura 4) representan una situación peculiar debido a la ausencia de inserciones musculares en el fragmento proximal que hará que adopte una posición neutra o en discreta rotación interna, ya que únicamente se verá sometido a la tracción ejercida por las inserciones ligamentarias. El fragmento distal se dispondrá como en las pertrocantéreas estándar, en rotación externa-aducción-acortamiento. La maniobra de reducción será similar a las clásicas pero durante la inserción de la hoja espiral o tornillo cefálico el fragmento proximal se puede rotar porque no hay fuerzas de tensión muscular que lo estabilicen (10), presentando un comportamiento de



inestabilidad rotacional que se asemeja al de las fracturas subcapitales y transcervicales (11).



*Figura 4. Fractura basicervical (proyecciones AP y oblicua) y escopia intraoperatoria mostrando la reducción mediante rotación interna.*

## **1.2. Epidemiología y ortogeriatría: impacto económico-social**

### *1.2.1. Epidemiología de las fracturas de cadera*

Las fracturas de cadera constituyen una preocupación creciente y un gran reto en los países desarrollados y en vías de desarrollo debido al incremento de la esperanza de vida que hace que su incidencia aumente de forma considerable. Así, se han publicado estudios epidemiológicos que demostraban un incremento muy acusado en la incidencia de fracturas en mayores de 50 años, entre los años 1970 y 1997 en la población finlandesa (12), alcanzando una tasa ajustada de 438 casos por cada 100.000 habitantes mayores de 50 años por año. Sin embargo, esta tendencia, que reflejaba un incremento

exponencial desde las primeras series recogidas en 1970 hasta 1997, parece haber cambiado en los últimos años (desde 1997 a 2004), mostrando una disminución de la tasa de fracturas hasta las 374 por cada 100.000 habitantes (13).

Se postulan varias teorías para explicar este “cambio de tendencia secular” en la incidencia de fracturas de cadera que en países como Finlandia, Dinamarca y Canadá ha comenzado a finales de los años 90 (13-15) pero que en otros, como Noruega (16) y Suecia (17) se ha adelantado casi una década. Los factores favorecedores de estos cambios en la incidencia de fracturas son los siguientes: una cohorte de población más sana que en etapas anteriores; el incremento en el índice de masa corporal (IMC) en los últimos años (desde los años 80) que actuaría como factor protector (18); la mejoría de la capacidad funcional en pacientes ancianos haciendo que se reduzca el riesgo de caídas (18); las acciones específicas para prevenir y tratar la osteoporosis (dejar de fumar, realización de ejercicio físico, toma de calcio y vitamina D y fármacos para la prevención secundaria o terciaria de fracturas por fragilidad, como el tratamiento hormonal sustitutivo y bifosfonatos) (14) y los programas para reducir el riesgo de caídas (actividades para mejorar el equilibrio, suplementos de vitamina D, reducir los fármacos psicotrópicos, corrección de los déficit visuales, modificación de los riesgos domésticos como retirar alfombras y uso de protectores de cadera).

En España, los estudios epidemiológicos como el de *Álvarez-Nebreda et al.* del 2008 (19), muestran datos diferentes a los escandinavos, con una incidencia global de fracturas claramente inferior a estos. El análisis entre los años 2000-2002, mostró una tasa de 511 casos por cada 100.000 habitantes mayores de 65 años por año. Del total de fracturas, el 90.5% se produjeron en mayores de 65 años siendo el 74.3% mujeres. La media de edad fue aproximadamente de 80 años y la incidencia se incrementó de forma exponencial con la edad. Comparando estos datos de los años 2000-2002 con estudios previos sobre los años 1996-1999 (20), se muestra una incidencia discretamente superior en el inicio de siglo, por lo que el “cambio de tendencia secular” de los países escandinavos parece no haberse producido en España. Estas “variaciones” en la incidencia de fracturas que se están desarrollando están haciendo que estudios como el

de Cooper et al. (21), que estimaba alrededor de 6.26 millones de fracturas de cadera a nivel mundial en 2050 basados únicamente en el factor envejecimiento, estén en entredicho.

Como ya se ha comentado, la incidencia de fracturas de cadera en España no está disminuyendo de forma global, pero la tasa ajustada por edad y género muestra un comportamiento más idóneo ya que permanece estable o incluso discretamente inferior a estudios previos (20). Esto hace pensar que el “cambio de tendencia secular” comenzará a producirse en España en los próximos años siempre que la prevención de fracturas por diferentes métodos y programas sea capaz de compensar el envejecimiento progresivo de la población.

### *1.2.2. Impacto económico-social*

Las fracturas de cadera constituyen un importante problema, no sólo a nivel económico, sino también sobre la salud y el bienestar de los pacientes ancianos ya que representan una de las causas más importantes de dolor permanente, déficit funcional, incapacidad y muerte en esta población.

La duración de la estancia hospitalaria por fractura de cadera en España oscila entre 11 y 19 días (19) y su coste asciende a 4000-5400 euros (22, 23) (447,8 euros/día), siendo la variable que más influye en el gasto hospitalario. De forma global, se estima que el coste medio (suma de costes directos e indirectos) en los primeros 12 meses por fractura asciende a 25.419,4€, coste directo el 85% (21.920,4€) e indirecto el 15% (3.499€) (24).

La fractura de cadera presenta, además, una elevada mortalidad en estos pacientes ancianos, ya que hace descompensar ese “equilibrio inestable” en el que se encuentran habitualmente debido a las diferentes co-morbilidades que presentan. En España, la

mortalidad intrahospitalaria global en mayores de 65 años es de un 5.3% (19) y al año de un 15-30%, siendo 1.8 veces mayor en varones que en mujeres (25).

El exceso de mortalidad relativo atribuible a la fractura de cadera se ha calculado en años potenciales de vida perdidos (APVP) y el número de muertes atribuibles a la fractura (calculado como el “número necesario para dañar” NNH: *number needed to harm*). Así, de media las mujeres murieron 4 años y los varones 5 años más temprano que lo que les correspondería por edad (APVP) (26), presentando en el primer año una mortalidad 5 veces mayor en varones y 3 veces en mujeres respecto a la población general (27). Esto supone un exceso de mortalidad al año en mayores de 70 años del 4% (riesgo atribuible a la fractura) (NNH de 25) respecto a la población sin fractura (28), una cifra muy próxima a la que presenta el tabaquismo o la hipertensión arterial, con un 8% y 7% respectivamente (29). Por todo ello, se ha sugerido que la fractura de cadera constituye una potencial “relación de causalidad” directa respecto a la mortalidad, significativamente más importante que las diferentes co-morbilidades previas que presentan estos pacientes (26, 30), aunque no están claros los mecanismos subyacentes.

Además de la mortalidad, las fracturas de cadera que acontecen en el anciano presentan un importante déficit funcional, lo que incrementa el coste económico y social debido a la dependencia para las actividades de la vida diaria que originan en estos pacientes. Se estima que al año sólo el 50% de los pacientes recuperan su capacidad funcional previa a la caída y a los dos años el 38.6% (31), tasas que son significativamente inferiores en mayores de 80 años, retraso para la cirugía de más de 2 días, historia previa de fracturas o deterioro cognitivo.

Por tanto, la fractura de cadera tiene un notable impacto económico y social, ya que condiciona una elevada mortalidad y discapacidad funcional, así como grandes costes directos e indirectos para el sistema de salud y familiares del paciente fracturado. Algunas de las actividades, destinadas a reducir esta carga a todos los niveles, se basan en una cirugía precoz y satisfactoria que permita carga completa precoz y minimice las complicaciones mecánicas, así como la prevención y tratamiento temprano de las complicaciones biológicas que pudieran acontecer.

### **1.3. Mecanismos de lesión: impacto de la “fragilidad” ósea**

Una fractura acontece cuando la fuerza del traumatismo supera la resistencia y capacidad de absorción del impacto del hueso sobre el que se ejerce. El traumatismo puede ser de alta (accidente de tráfico, caída de altura...), baja (caída de su propia altura) o muy baja intensidad (torsión leve, propio peso corporal en bipedestación...). Por otro lado, la resistencia ósea puede estar en rango de normalidad (hueso sano), reducida (hueso osteopénico o trastorno arquitectura trabecular) o muy reducida (hueso osteoporótico o trastorno severo de la arquitectura trabecular).

De esta manera, existen dos mecanismos diferenciados de lesión, que se basan en la relación entre la intensidad del trauma y la resistencia ósea: fracturas por traumatismo de alta energía (traumatismo intenso sobre hueso sano) y fracturas por traumatismo de baja energía (traumatismo mínimo sobre un hueso con disminución de la resistencia ósea) también llamadas “fracturas por fragilidad”. Entre estos dos mecanismos de lesión, se encontraría una tercera situación que acontece cuando el traumatismo es de baja energía pero aplicado de forma repetida sobre un hueso habitualmente sano: “fracturas por estrés o fatiga”.

#### *1.3.1. Fracturas por traumatismo de alta energía*

Son aquellas que acontecen en jóvenes, que presentan una resistencia ósea óptima pero se ve superada su capacidad de absorción del impacto por la severidad del traumatismo. Normalmente se deben a caídas de altura o accidentes de tráfico que ejercen una fuerza en sentido axial sobre la extremidad inferior y dan lugar a una fractura por cizallamiento (32) o una fuerza lateral sobre el trocánter mayor acompañándose, en mayor o menor medida, de fuerzas de torsión que harían que se produzca la fractura.

### 1.3.2. Fracturas por traumatismo de baja energía (“fracturas por fragilidad”)

Este tipo de mecanismo es completamente distinto al anterior, ya que el traumatismo no es lo suficientemente intenso para producir una fractura en condiciones normales de resistencia ósea pero sí en estos pacientes frágiles. Esta “fragilidad” ósea viene determinada por un trastorno del metabolismo del hueso que acontece con la edad: la osteoporosis. Es la situación más frecuente (hasta un 90%) de producción de fracturas de cadera, tanto intertrocanteréas como del cuello femoral.

La etiología principal en el desarrollo de fracturas por fragilidad es la caída (33), cuyo riesgo se duplica entre los 65 y 85 años. Se estima un tercio de los pacientes mayores de 75 años sufrirán al menos una caída anual (34) pero únicamente el 2% de las mismas producirán una fractura de cadera (35), por lo que, según *Cummings et al.* (35), existen “factores no esqueléticos” que van a ser determinantes en el acontecimiento de la fractura. Teniendo en cuenta que la caída de un anciano desde la bipedestación genera al menos 16 veces la energía necesaria para fracturar el fémur proximal (36), para que acontezca una fractura se deben dar las “cuatro condiciones de *Cummings*”: orientación lateral de la caída (que multiplica por diez el riesgo de fractura) (36), reflejos protectores (agarrarse a un objeto o extensión del brazo) lentos o inadecuados para disminuir la energía de la caída, tejidos blandos alrededor de la cadera insuficientes para absorber el impacto y resistencia ósea inadecuada para resistir las fuerzas que alcanzan la cadera.

Los ancianos habitualmente presentan todos estos factores favorecedores. El déficit de los mecanismos protectores condiciona caídas de orientación lateral y falta de absorción de la energía, facilitado por el uso de fármacos (sedantes, antihipertensivos), enfermedades neurológicas (Alzheimer) y la pérdida de la capacidad psicomotora (Parkinson, ictus...). Los tejidos blandos para absorber el impacto son insuficientes debido a atrofia muscular y del tejido graso, condicionado por fármacos (corticoides, anticonvulsivantes, laxantes, tiroxina) y desnutrición. Por último, una resistencia ósea

disminuida, secundaria a la osteoporosis, se ve facilitada por el uso de fármacos (corticoides, anticonvulsivantes, tiroxina...), alcohol, tabaco, desnutrición (37), ingesta deficiente de calcio y vitamina D, exposición solar inadecuada, enfermedades metabólicas (hipertiroidismo, hiperparatiroidismo, hipoestrogenismo...), trastornos de absorción por enfermedades del aparato digestivo (enfermedad de Crohn, diarrea...) y falta de actividad física.

La osteoporosis es considerada “la epidemia del siglo XXI” por su alta prevalencia y severas consecuencias, ya que es responsable del 95% de las fracturas por fragilidad en mayores de 75 años y del 80% de los mayores de 60 años. Sin embargo, la osteoporosis no debe ser considerada como una enfermedad en la que se ve reducida únicamente la masa ósea. De esta manera, la OMS la ha definido como “un trastorno esquelético sistémico caracterizado por una masa ósea baja y un deterioro de la microarquitectura del tejido óseo, con el consecuente incremento de la fragilidad ósea y una mayor susceptibilidad a las fracturas” (38). La resistencia ósea se constituye como la suma de la densidad y calidad ósea, siendo esta última el conjunto de factores ajenos a la masa ósea que condicionan la fragilidad del hueso e incluye la microarquitectura trabecular, el grado de recambio óseo, el acúmulo de microfracturas, el grado de mineralización, la distribución de la masa ósea y la calidad de los cristales óseos y fibras de colágena.

La prevalencia de osteoporosis de aumenta con la edad, desde el 15% entre 50-59 años hasta más del 80% en mujeres mayores de 80 años (39) y se calcula que hasta un 95% de los pacientes que presentaron una fractura por fragilidad no tenían un diagnóstico previo de osteoporosis. Por esa alta prevalencia y bajo índice diagnóstico se ha intentado cuantificar la resistencia ósea, tanto en calidad como cantidad. Además, se han tratado de identificar los factores que estadísticamente están asociados a un incremento de riesgo de fractura, relacionados o no con la resistencia ósea.

El primer intento de cuantificar la resistencia ósea de la cadera en estudios de radiología simple, fue llevado a cabo por *Singh et al.* (40) en 1970 y está basado en la morfología de los haces de compresión y tensión del macizo trocantéreo, la cual se

correlacionaría con la resistencia ósea y el grado de osteoporosis a nivel histopatológico. De esta manera, clasificaron en 6 grados la osteoporosis del fémur proximal basados en la desaparición progresiva de los haces trabeculares. Este es un método sencillo, ya que puede cuantificarse en la cadera sana al ingreso del paciente mediante una radiografía simple de pelvis, pero presenta escasa reproductibilidad (gran variabilidad intra e interobservador) y poca correlación con otros métodos de medición de la densidad mineral ósea como el DEXA (*Dual Energy X-ray Absorptiometry*) (41, 42). Ha sido el método utilizado en este estudio retrospectivo por su disponibilidad, aunque siendo conscientes de las importantes limitaciones que presenta. Se explicará con más detalle en el apartado “Material y Métodos”.

La densitometría (*DEXA*), desarrollada en los años 90, es el método más utilizado y permite la estimación de la densidad ósea mediante la atenuación de los rayos X al atravesar una estructura ósea. Los valores se expresan en contenido mineral óseo (CMO) o densidad mineral ósea (DMO). De esta manera, la OMS en 1994 estableció las definiciones basadas en los valores de DEXA: se considera una masa ósea normal valores de densidad mineral ósea (DMO) mayores a -1 desviación estándar (DE) con relación a la media de adultos jóvenes (*T-score* > -1), osteopenia los valores de DMO entre -1 y -2.5 DE (*T-score* entre -1 y -2.5), osteoporosis los valores de DMO inferiores a -2.5 DE (*T-score* < -2.5), osteoporosis severa los valores de DMO inferiores a -3.5 DE (*T-score* < -3.5) y osteoporosis establecida cuando se cumplen las condiciones previas y además se asocia una o más fracturas por fragilidad. La DMO es útil para valorar la “cantidad” de hueso (expresada en g/cm<sup>2</sup>) pero no la “calidad” del mismo, circunstancia que influye notablemente en el riesgo de fractura y que forma parte de la definición de osteoporosis de la OMS. Tiene un escaso valor predictivo positivo, ya que se estima que el 5% de las mujeres mayores de 50 años padecen osteoporosis pero sólo el 20% de ellas sufrirán alguna fractura. Además, la sensibilidad también es baja, ya que más del 95% de las fracturas por fragilidad aparecen en mujeres sin criterios densitométricos de osteoporosis (43, 44). Por ello, la densitometría no es un instrumento definitorio para la detección del riesgo de fractura de cadera.



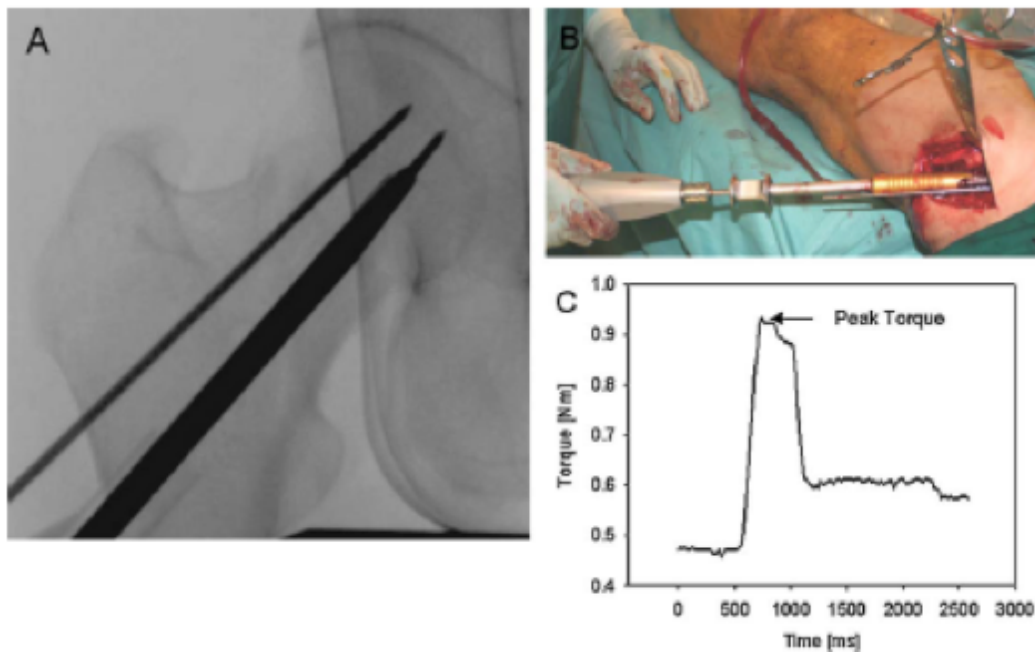
Existen diversos factores de riesgo de fractura de cadera independientes de la densitometría y cuyo valor predictivo combinado supera al de la medida de la DMO (45): edad, antecedentes personales o familiares de fractura de fémur, bajo peso corporal, toma de glucocorticoides o benzodiacepinas, recambio óseo elevado, diabetes, tabaquismo, incapacidad para levantarse de la silla, alcoholismo e hipertiroidismo. Basado en algunos de estos factores de riesgo, en 2008 el profesor *Kanis et al.* (44), desarrollaron una herramienta para el cálculo del riesgo absoluto de fractura osteoporótica en los siguientes 10 años, denominado FRAX, el cual puede hacerse incluso sin conocer la DMO con una óptima fiabilidad (figura 5).

**Figura 5.** Herramienta FRAX para el cálculo del riesgo de fractura a los 10 años. Extraído de <https://www.shef.ac.uk/FRAX/tool.aspx?country=4>

La *National Osteoporosis Foundation* recomienda tratar a todos los pacientes con antecedentes de fractura de cadera y vertebral, a los que presentan una DMO en rango de osteoporosis ( $T\text{-score} < -2.5$ ) y a los pacientes con DMO en rango de osteopenia ( $T\text{-score} -1$  a  $-2.5$ ) con un índice FRAX  $> 3\%$  para fractura de fémur ó  $> 20\%$  para otras fracturas osteoporóticas mayores. Por ello, la herramienta FRAX ha alcanzado gran popularidad, ya que ayuda a la toma de decisiones terapéuticas, con o sin DMO,

permitiendo un cálculo rápido del riesgo absoluto de fracturas en los siguientes 10 años. Entre las limitaciones de la herramienta FRAX cabe destacar la variabilidad entre países, que hace que se deba ajustar el cálculo del riesgo en función de las particularidades del área geográfica y el no haber contado con algunos factores de riesgo importantes como antecedentes de caídas, el consumo de benzodiazepinas, menopausia precoz, antecedentes de fractura múltiple o simple, marcadores óseos... (46).

Existen otros métodos utilizados para la medición de la resistencia ósea: la evaluación de la geometría y el grosor cortical femoral medial en radiografía simple (47), el análisis de la “cantidad” mineral ósea en unidades volumétricas como la “Tomografía Computerizada Cuantitativa” (48); el estudio de la “calidad” del hueso basado en la microarquitectura ósea evaluada mediante el “análisis de la textura radiológica” (49), “micro-TC” (50) o “micro-RMN” y, por último, la medición del “torque intraoperatorio” (51-53) (figura 6).



**Figura 6.** Medición del torque intraoperatorio con el sistema DensiProbe®. Extraído del artículo: Suhm N, Haenni M, Schwyn R, Hirschmann M, Muller AM. Quantification of bone strength by intraoperative torque measurement: a technical note. Archives of orthopaedic and trauma surgery. 2008;128(6):613-20.

No existe ningún método claramente estandarizado para establecer la severidad de la osteoporosis pero en los últimos años las técnicas de análisis de la microarquitectura ósea y la resistencia a la rotura trabecular están cobrando gran relevancia. Como se ha definido previamente, las fuerzas rotacionales que actúan sobre la hoja espiral en las fracturas de cadera favorecen la rotura del sistema trabecular e inicio del *cut out*. La cuantificación intraoperatoria del momento de torsión necesario para que esto ocurra permitirá en el futuro, determinar de forma más precisa cuáles son los pacientes candidatos para establecer medidas preventivas de incremento de la estabilidad rotacional. En el momento actual, aplicamos los sistemas “anti-torsión” en las fracturas que por definición presentan elevada inestabilidad rotacional: las fracturas basicervicales y “relacionadas”.

### *1.3.3 Fracturas por traumatismo repetido (“fracturas por estrés o fatiga”)*

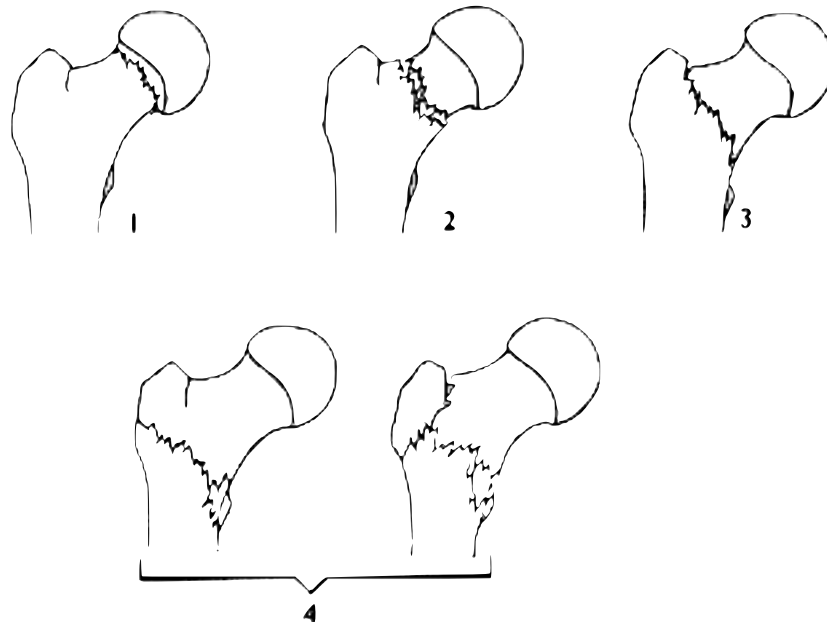
Son aquellas que se producen cuando el traumatismo es de baja energía pero aplicado de forma repetida. Las cargas cíclicas pueden acontecer sobre un hueso completamente sano (jóvenes) o sobre un hueso debilitado (ancianos, osteoporosis, osteomalacia...) que hace que la sollicitación mecánica necesaria para producir una fractura se vea reducida. Un subtipo de hueso debilitado es aquel sometido a bifosfonatos de forma crónica, que hace que fallen los mecanismos de reparación ósea y *turn over*, dando lugar a las denominadas “fracturas atípicas” que clásicamente suelen producirse a nivel subtrocantéreo.

#### **1.4. Clasificación de las fracturas intra y extracapsulares: basicervicales y “relacionadas”**

Las clasificaciones de las fracturas de fémur proximal históricamente se han basado en el nivel anatómico (cefálicas, subcapitales, transcervicales, basicervicales, pertrocantéreas y subtrocantéreas) que pueden agruparse en dos áreas diferenciadas del fémur proximal (fracturas del cuello y fracturas trocantéreas) y en la relación con la cápsula articular (intracapsulares y extracapsulares) (54).

Sin embargo, en cada región anatómica pueden producirse gran variedad de fracturas, con una complejidad terapéutica y un pronóstico completamente diferentes. De esta manera, han surgido otras sub-clasificaciones dentro de cada área que ayudan a establecer la complejidad de la fractura, la estabilidad, el pronóstico e incluso la modalidad terapéutica necesaria, además de permitir comparar estudios para evaluar los resultados de diferentes autores.

Las fracturas que, por su interés para este trabajo, van a ser objeto de estudio con más detenimiento, son las que afectan a la región del cuello femoral o intracapsulares (subcapitales, transcervicales) y las de la región trocantérea o extracapsulares (pertrocantéreas) (figura 7). Las fracturas basicervicales merecen una especial atención ya que se encuentran en una posición intermedia, de transición, y han sido incluidas por distintos autores tanto en el área del cuello femoral (55) o como en el macizo trocantéreo (56). Las fracturas cefálicas y las subtrocantéreas presentan una situación completamente distinta y no forman parte del objetivo de este estudio.



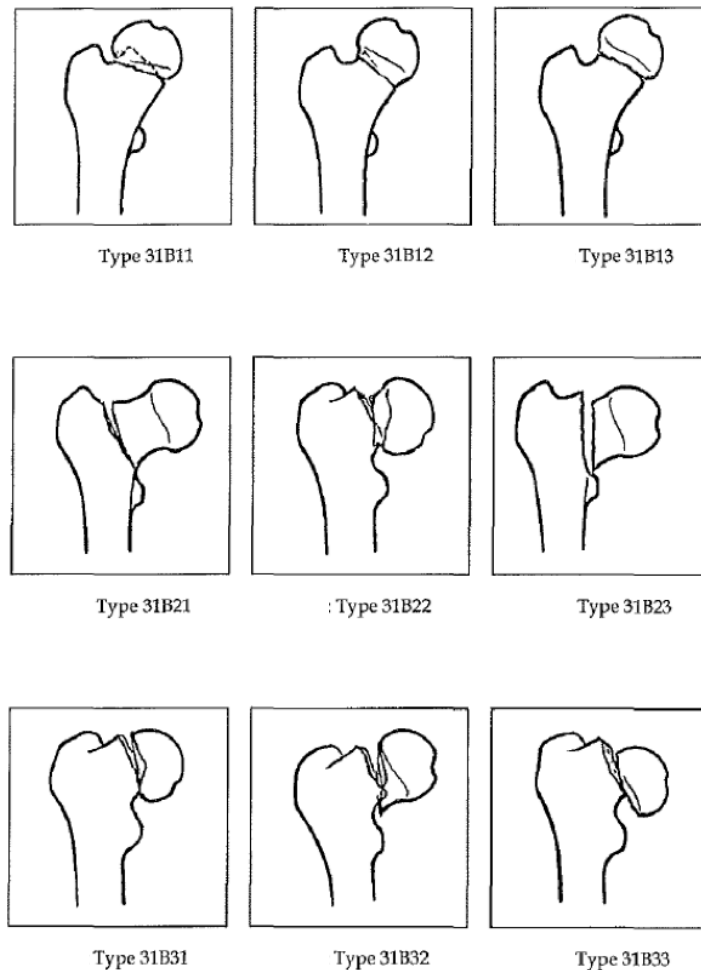
**Figura 7.** Fracturas del cuello (1, 2), basicervicales (3) y del área trocantérea (4).

#### 1.4.1. Clasificación de las fracturas intracapsulares

Constituyen las fracturas del cuello femoral y presentan dos grupos anatómicos diferenciados: fracturas subcapitales, cuyo trazo de fractura se encuentra en la transición cervico-cefálica y las fracturas transcervicales, más distales, propias del cuello. Algunos autores, como *Müller et al.* (55), han incluido en este grupo también las basicervicales, en la transición cervico-trocantérea. Las complicaciones principales del grupo de las intracapsulares son la necrosis avascular y la pseudoartrosis, favorecida por la importante inestabilidad rotacional que presentan y escaso anclaje de la osteosíntesis al fragmento cefálico.

Las más utilizadas son la clasificación de *Garden* (57), que diferencia 4 grupos de fracturas subcapitales en función del grado de desplazamiento, mostrando unas mayores tasas de necrosis avascular (NAV) con mayores grados; la de *Pauwels* (58), que es la más antigua, de 1935, se basa en el ángulo de la línea de fractura y diferencia 3 tipos de fracturas transcervicales, siendo el tipo 3, de más de 50°, la de peor pronóstico por estar

sometido a fuerzas cizallantes en vez de fuerzas de compresión y la clasificación de *Müller-AO/OTA* (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/Orthopaedic Trauma Association*) (55) (figura 8) que utiliza un sistema alfanumérico que, en el caso de las fracturas del cuello, están codificadas dentro del tipo 31B (fémur/segmento proximal/metáfisis intracapsular), el cual presenta subgrupos que engloban los diferentes tipos de fracturas: 1 (subcapital), 2 (transcervical) y 3 (subcapital con marcado desplazamiento). La fractura basicervical no forma parte de las clasificaciones de *Garden* y *Pauwels*, pero sí de la de *Müller*, correspondiendo a la 31B2.1 y considerándola intracapsular aunque, como veremos, presenta unas características claramente diferenciadas.



**Figura 8.** Clasificación de *Müller-AO/OTA* (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/Orthopaedic Trauma Association*), la fractura basicervical está codificada como 31B2.1.

#### 1.4.2. Clasificación de las fracturas extracapsulares

Constituyen aquellas distales al cuello femoral y afectan al macizo trocantéreo. El límite proximal lo establece la línea intertrocantérea y el distal el trocánter menor. Sin embargo, esto no está claramente definido, ya que las fracturas que cruzan por la línea intertrocantérea, las basicervicales, presentan un comportamiento biomecánico que se asemeja a las pertrocantéreas y las fracturas del macizo trocantéreo más distales, las trans-trocantéreas (fractura transversa y oblicua invertida) se han incluido en el grupo de las subtrocantéreas en algunas clasificaciones como la de *Seinsheimer* (59).

Las características que definen de este patrón de fracturas se basan en la inestabilidad mecánica en diferentes planos en función del trazo predominante: inestabilidad rotacional en las más proximales, en el eje cervicocefálico en las pertrocantéreas conminutas y en el eje axial diafisario en las más transversas distales. Sin embargo, las complicaciones típicas de las del cuello femoral (pseudoartrosis y necrosis avascular) prácticamente están ausentes.

Han surgido diversas clasificaciones para tipificar las fracturas del macizo y cada una de ellas ha contribuido al mejor entendimiento de las fracturas pertrocantéreas, pero nos centraremos principalmente en la clasificación más usada, la clasificación *AO/OTA* y en la de *Jensen*, por su implicación en la definición de las fracturas basicervicales relacionadas.

En 1949, se publicó la clasificación de *Boyd y Griffin* (60), que se basa en la relativa facilidad o dificultad para la reducción de la fractura y el mantenimiento de la misma y definió como trazos más inestables el oblicuo invertido y el subtrocantéreo.

En 1949, *Evans* (56) también publicó su clasificación, centrada en el tratamiento ortopédico. Está basada en la estabilidad de fractura y la capacidad de convertir el patrón de fractura inestable en una reducción estable. Determinó que la clave de la reducción era la restauración de la continuidad de la cortical posteromedial, que podía

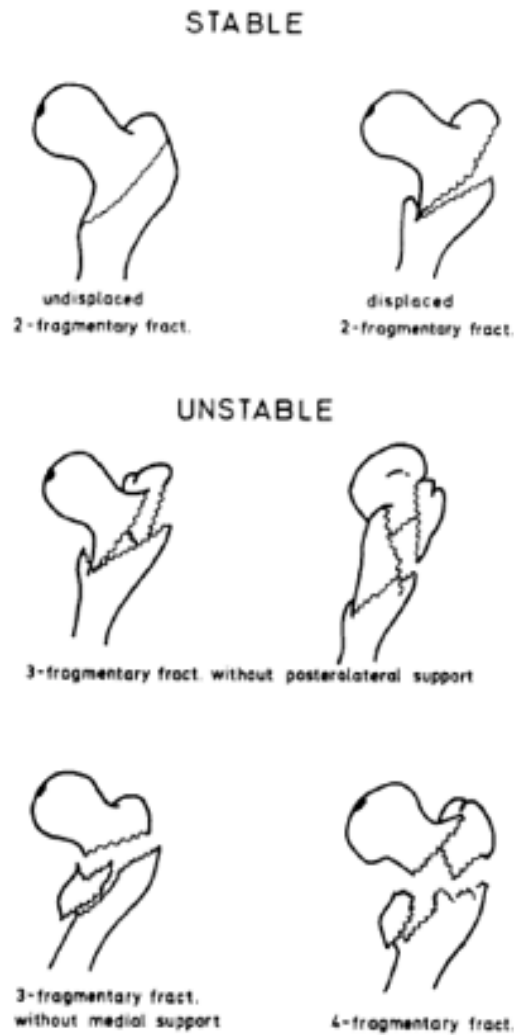
hacer que una fractura inestable pasara a tener una reducción estable. Además, definió que las oblicuas invertidas son muy inestables y producen una importante traslación medial de la diáfisis femoral.

*Tronzo* (61) en 1973, modificó la clasificación de *Boyd*, incrementándola en dos tipos más y haciendo hincapié en los diferentes grados de conminución trocantérea como signo de inestabilidad.

En 1975, *Jensen et al.* (62) (figura 9) realizaron una modificación de la clasificación de *Evans*, evaluando los resultados de los pacientes tratados con el sistema de *McLaughlin*. Añadió la rotura del contrafuerte posterolateral como criterio de inestabilidad y suprimió la fractura oblicua invertida por su escasa frecuencia. Quedó de la siguiente manera:

- Grupo 1: Fracturas estables, con dos fragmentos. Pueden reducirse de forma anatómica.
  - Tipo 1: fractura no desplazada, con contrafuerte cortical medial intacto.
  - Tipo 2: fractura desplazada, con solapamiento simple del contrafuerte cortical medial y potencialmente reductible, haciendo estable la fractura.
- Grupo 2: Fracturas inestables, con 3 fragmentos, con dificultad para la reducción en un plano.
  - Tipo 3: con afectación del contrafuerte posterolateral.
  - Tipo 4: con afectación del contrafuerte medial.
- Grupo 3 (tipo 5): Fracturas inestables, con 4 fragmentos, con dificultad para obtener la reducción en los dos planos.



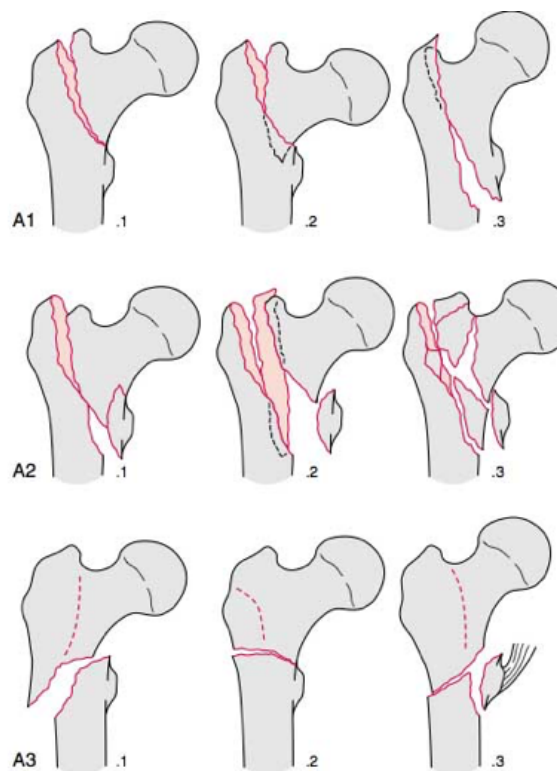


**Figura 9.** Clasificación de Jensen y Michaelsen para las fracturas pertrocanteréas (1975). Extraído del artículo: Jensen JS, Michaelsen M. Trochanteric femoral fractures treated with McLaughlin osteosynthesis. *Acta orthopaedica Scandinavica* 1975;46(5):795-803.

La clasificación AO/OTA (63) (figura 10) es la más actual y utilizada. Las fracturas pertrocanteréas de cadera corresponden al tipo 31A (fémur/segmento proximal/trocánter mayor extracapsular). Dentro de ese grupo existen diversos subgrupos:

- 31 A1: Pertrocanteréa simple, dos fragmentos.
  - 31 A1.1: fractura no desplazada, a través de la línea intertrocanteréa.

- 31 A1.2: fractura desplazada, a través del trocánter mayor.
- 31 A1.3: fractura por debajo del trocánter menor.
- 31 A2: Pertrocantérea multifragmentaria, 3 ó más fragmentos.
  - 31 A2.1: fractura en 3 fragmentos, con afectación mínima del trocánter menor.
  - 31 A2.2: fractura en 4 fragmentos con más afectación del trocánter menor.
  - 31 A2.3: fractura multifragmentaria con extensión mayor de 1 cm por debajo del trocánter menor.
- 31 A3: Intertrocantérea. Afectación de las corticales medial y lateral.
  - 31 A3.1: fractura oblicua invertida.
  - 31 A3.2: fractura transversa simple.
  - 31 A3.3: fractura multifragmentaria (oblicua invertida o transversa)



**Figura 10.** Clasificación AO/OTA para las fracturas pertrocantéreas (segmento 31A) de cadera.

Todas estas clasificaciones han contribuido a la definición de patrones fracturarios estables e inestables, siendo estas últimas las que presentan alguna de las siguientes características: afectación de la cortical posteromedial (56), conminución del macizo trocantéreo (61, 62) trazo oblicuo invertido (56, 60) o extensión subtrocantérea (60). A estos patrones clásicos, se le han sumado en los últimos años otros igualmente inestables: fractura pertrocantérea con extensión al cuello (64, 65), afectación de la pared lateral (62, 66-69), trazo cizallante vertical (69, 70) y trazo basicervical (4, 69, 71-74). Dentro de la clasificación *AO/OTA* se consideran fracturas estables todas las del grupo 31 A1 (A1.1, A1.2 y A1.3) y la 31 A2.1. Son inestables el resto de las 31 A2 (A2.2 y A2.3) y todas las del grupo 31 A3 (A3.1, A3.2 y A3.3). Sin embargo, actualmente existen algunos patrones de fracturas definidos inicialmente como estables en la clasificación de la *AO/OTA* que están en revisión (las fracturas basicervicales y la 31 A1.3) y otros patrones que cambian de tipo al realizar la osteosíntesis debido a la rotura intraoperatoria de la pared lateral, lo que podría modificar la elección del tipo de implante (69).

#### *1.4.3. Clasificación de las fracturas intra-extracapsulares (fracturas basicervicales y relacionadas)*

##### 1.4.3.1. Controversia en la región anatómica de inclusión

Merece mención aparte el estudio de este tipo de fracturas, las basicervicales, que por sus peculiaridades anatómicas van a presentar características diferenciadas del resto. Como ya se ha definido, “las fracturas basicervicales son aquellas que discurren por la base del cuello femoral en su unión con la región trocantérea, cruzando a través de la línea intertrocantérea por delante y cresta intertrocantérea por detrás” (4). El cuello femoral está cubierto por la cápsula articular, cuya superficie anterior alcanza la línea intertrocantérea, cubriendo por completo toda la superficie del cuello. Sin embargo, en la parte posterior del cuello la cápsula no alcanza la

cresta intertrocanterea y únicamente cubre los dos tercios proximales de la superficie cervical. Es por ello, que la fractura basicervical clásica debe considerarse intra y extracapsular, ya que sólo la parte anterior está completamente cubierta. Sin embargo, diferentes libros las han clasificado dentro de las fracturas extracapsulares durante décadas y no como una entidad aparte.

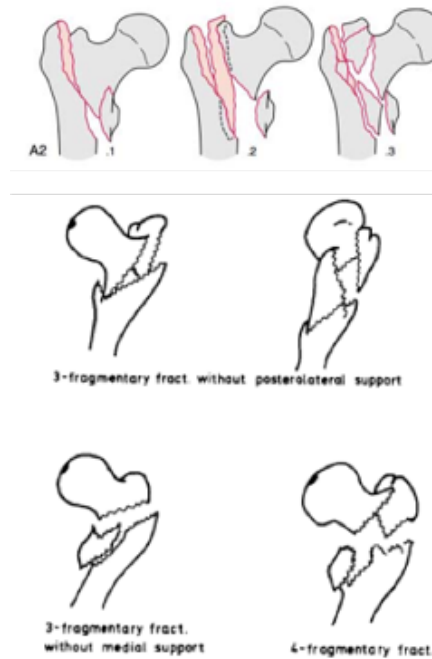
En definitiva, estas fracturas se consideran intra-extracapsulares y del cuello-macizo trocantéreo, ya que se encuentran en la zona de transición y su caracterización dentro de un grupo concreto es difícil.

#### 1.4.3.2. Fracturas basicervicales “clásicas” y “equivalentes”

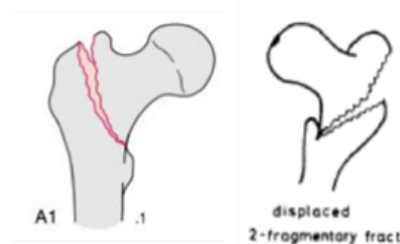
A la hora de clasificar estas fracturas, se debe tener en cuenta que estrictamente se consideran basicervicales “clásicas” aquellas de trazo único que cruzan por la línea y cresta intertrocanterea. No forman parte de este grupo las fracturas que tienen anclada una porción del trocánter mayor al fragmento cervico-cefálico proximal, ni tampoco las que poseen una porción de cuello anclado al fragmento trocantéreo distal. En estos casos, las fracturas se clasificarían como pertrocanterea y transcervicales tipo III de *Pauwels* respectivamente, y se suelen diagnosticar erróneamente como basicervicales. Esto es importante, ya que se considera a la “fractura basicervical estricta” como “un tipo raro de fractura de cadera” que constituye sólo el 1.8% del total (75, 76), aunque puede confundirse en la radiografía anteroposterior y falsamente mostrar una incidencia de hasta un 6.6% (75). Así, según estudios, se estima que dos tercios de las fracturas basicervicales son incorrectamente clasificadas debido a la mala calidad radiográfica y a la superposición del trocánter mayor con la línea de fractura en la radiografía AP. La proyección axial puede ayudar a aclarar los diferentes tipos de fracturas en caso de duda.

Como ya se ha indicado, las fracturas basicervicales presentan una inestabilidad rotacional y axial mayor que muchas de las pertrocanterea (4, 74, 77),

por lo que *Massoud* (65) ha propuesto que algunas de las pertrocantéreas biomecánicamente simulan una basicervical y, por tanto, merecen el mismo tratamiento. Este tipo de fracturas, han sido denominadas como “equivalentes de basicervicales” o “basicervicales relacionadas”, y están definidas como unas “fracturas pertrocantéreas en la cuales el fragmento cervico-cefálico no permanece conectado a los trocánteres” o “aquellas en las que la extensión cortical inferior no es suficientemente amplia para dificultar su movimiento rotacional” (65). La primera definición de las “basicervicales equivalentes” se correspondería con los tipos de la AO 31 A2.1, A2.2 y A2.3 y los tipos 3, 4 y 5 de Jensen (figura 11) y la segunda definición con los tipo 31 A1.1 de la AO y tipo 2 de Jensen (figura 12).



**Figura 11.** Basicervicales equivalentes: “fragmento cefálico no anclado a los trocánteres”  
(AO 31 A2.1, A2.2, A2.3. / Jensen tipo 3, 4 y 5)



**Figura 12.** Basicervicales equivalentes: “escasa extensión cortical inferior”  
(AO 31 A1.1 / Jensen tipo 2)

## 1.5. Opciones de tratamiento en fracturas de cadera intra y extracapsulares

Dado que las fracturas basicervicales presentan un comportamiento biomecánico mixto entre ambos patrones de fractura, se va a realizar un somero repaso de las opciones terapéuticas en cada grupo de ellas.

### 1.5.1. Tratamiento quirúrgico de las fracturas intracapsulares

La cirugía constituye el tratamiento principal en este tipo de fracturas salvo pacientes con poca o nula funcionalidad o con un estado general deficiente en los que se puede optar por tratamiento conservador.

En pacientes jóvenes la osteosíntesis es el *gold standard* y debe realizarse tan pronto como sea posible (78), preferiblemente en las primeras 6h (79) para minimizar las tasas de necrosis avascular y pseudoartrosis. En pacientes ancianos, la situación es completamente diferente, ya que la artroplastia de cadera resuelve de forma eficaz complicaciones locales como la NAV (80), y son las comorbilidades y el riesgo quirúrgico los que juegan un papel fundamental. Existe, por tanto, controversia entre la fijación interna y la artroplastia en este grupo etario.

#### 1.5.1.1. Reducción y fijación interna de las fracturas intracapsulares

Es el tratamiento de elección en todo tipo de fracturas en pacientes jóvenes y en fracturas no desplazadas de pacientes ancianos menores de 75 años.

Los métodos de fijación han sido muy diversos (clavo trilaminar de *Smith-Petersen*, lámino-placa de 130°, agujas de *Knowles*, tornillo placa deslizante...), pero

actualmente los tornillos canulados son el *gold standard*. Estos reducen las tasas de complicaciones y aumentan la precisión quirúrgica ya que permiten la colocación de una aguja guía previa a la introducción del tornillo y además, realizan cierto grado de compresión del foco de fractura. En cuanto a la posición, se recomiendan las disposiciones en triángulo (81) respecto a los tornillos paralelos en línea y, dentro ellas, la colocación en triángulo invertido (82, 83). En general, tres tornillos son suficientes para la fijación de la fractura, pero se puede añadir un cuarto tornillo superior, adquiriendo una disposición en diamante, en situaciones en las que se precise una estabilidad adicional como la presencia de gran conminución posterior (84, 85). En cuanto a la disposición de los tornillos, la posición de tornillos cruzados, descrita por *Garden* (86), ha demostrado ser inferior respecto a las posiciones en paralelo (78, 83, 84, 87), que permiten mejor deslizamiento y compresión del foco de fractura y presentan menos tasas de pseudoartrosis y necrosis avascular. Se estima que variaciones del paralelismo de 5-10° son bien toleradas debido a la baja densidad trabecular del hueso (88). Los tornillos deben de estar suficientemente separados del eje del cuello para aumentar la resistencia a las fuerzas torsionales y cizallantes (89), siguiendo el “principio de los tres puntos” (90). Diversos autores han hecho hincapié en el concepto de “contrafuerte cortical”, que hace referencia a la posición excéntrica de los tornillos dentro de los 3mm de la cortical correspondiente (84, 88, 91, 92). Esto hace que aumente la resistencia al colapso de la fractura en varo y retroversión debido a ese apoyo cortical de los tornillos, principalmente el inferior y posterior. Además, la entrada de los tornillos en la cortical femoral lateral no debe estar por debajo del trocánter menor, ya que la debilita justo en el punto donde las fuerzas de tensión son mayores y puede producir fracturas subtrocantéreas (93, 94). Por otra parte, la punta del tornillo debe yacer aproximadamente unos 5mm bajo el hueso subcondral. La influencia de la longitud de la rosca del tornillo (16mm *Vs* 32mm) también ha sido evaluada en un estudio randomizado de *Parker et al.* (95), no encontrando diferencia en los resultados entre ambos.

La utilización del tornillo placa deslizante tipo *DHS* (*Dynamic Hip Screw*) ha caído en desuso en este tipo de fracturas frente a los tornillo canulados ya que presenta mayores tasas de pseudoartrosis, necrosis avascular y fracaso de la osteosíntesis (96-98). En primer lugar, el amplio diámetro de rosca puede destruir el crítico flujo vascular que llega a la cabeza, principalmente si se coloca en posición posterosuperior (99). En segundo lugar, el tornillo aislado tiene poca resistencia a la torsión además de favorecer la rotación de la cabeza femoral durante su inserción, condicionando un mayor riesgo de necrosis avascular. Incluso con la adición de un tornillo antirrotatorio superior se han documentado tasas del 37% de reintervención (100). En tercer lugar, precisa una mayor disección para su colocación y dificulta el rescate con la artroplastia en caso de fallo del implante. Por todo ello, no se utiliza el tornillo-placa deslizante en la mayoría de fracturas intracapsulares. Las excepciones serían las fracturas cizallantes con un ángulo  $>50^\circ$  (*Pauwels* tipo 3) y las basicervicales (si se consideraran intracapsulares) como veremos posteriormente. Las *Pauwels* tipo 3 precisan un sistema de ángulo fijo tipo *DHS* y un tornillo antirrotatorio adicional porque se encuentran en la transición cervical y están sometidas a importantes fuerzas cizallantes cefálicas y rotacionales. Estudios muestran unas tasas de fracaso del 19-50% cuando se tratan con tornillos canulados paralelos frente al 8-10% cuando se utiliza un tornillo placa (101, 102) en este tipo especial de fractura.

#### 1.5.1.2. Sustitución protésica de la cabeza femoral

La artroplastia (parcial, bipolar o total) permite evitar las complicaciones secundarias a la consolidación de la fractura, pero expone a otras típicas de las prótesis como la infección, luxación, desgaste o aflojamiento. De forma global, la artroplastia presenta mayores tasas de infecciones (103) pero menor incidencia de reoperación frente a la osteosíntesis (103-105). Los resultados funcionales no son concluyentes y dependen del grado de desplazamiento de la fractura (104-106). Por tanto, es únicamente de elección en pacientes ancianos con fracturas desplazadas o incluso, en las no desplazadas de mayores de 75 años.



## 1.5.2. Tratamiento quirúrgico de las fracturas extracapsulares

### 1.5.2.1. Reducción y fijación interna de las fracturas extracapsulares

Constituye el tratamiento principal en este tipo de fracturas, ya que permite la reducción de la fractura, estabilización y movilización precoz, que evita las complicaciones de la inmovilización (neumonía, úlceras de decúbito, TVP...) y mejora la recuperación funcional. Existen dos grandes grupos, los dispositivos extramedulares y los intramedulares:

#### 1.5.2.1.1. Dispositivos Extramedulares

Los primeros sistemas útiles de estabilización empleados fue el clavo-placa de ángulo fijo (lámino-placa de *Jewett*), inicialmente no deslizantes, aunque rápidamente se modificarían para hacerlos deslizantes (clavo-placa de *Ken-Pugh*) y permitir la compresión del foco y, así, minimizar las complicaciones como penetración intraarticular del clavo, pseudoartrosis, rotura del implante...(107) Otro sistema empleado en este tipo de fracturas fue el tornillo-placa de 95°, que permite actuar como sistema de soporte y es muy resistente a las cargas axiales cefálicas, por lo que se utilizó en las fracturas 31A3 incluso con resultados mejores que sistemas estandarizados como el *DHS* (108), aunque claramente inferiores cuando se comparan con el enclavado endomedular (109, 110). Por tanto, actualmente los dispositivos extramedulares más utilizados son el tornillo-placa deslizante tipo *DHS* y el tornillo-placa de deslizamiento biaxial de *Medoff*.

- *Tornillo Deslizante de cadera (tipo DHS)*: constituyó una gran mejoría respecto al clavo-placa deslizante, sustituyendo la lámina cefálica por un tornillo de amplio diámetro que permitió una mejor fijación cefálica y menores tasas de rotura del implante. Ha sido ampliamente utilizado con excelentes resultados (111, 112), y sigue siendo el *gold standard* para las

fracturas pertrocanteréas estables (AO 31 A1) (113) incluso inestables (AO 31 A2) según autores (114), aunque en estas últimas existe más controversia (112). Sin embargo, en las fracturas oblicuas invertidas y subtrocantéreas los resultados son claramente inferiores al enclavado endomedular (112, 115, 116). Tiene la ventaja de ser mucho más barato (hasta 1500\$ menos que el clavo) (114) y presentar menos tasas de fracturas peri-implante intra y postoperatorias (112), aunque los nuevos diseños de clavos han reducido claramente dicha complicación (117).

- *Tornillo-Placa de Deslizamiento Biaxial (placa de Egger, placa de Medoff)*: constituye un avance más en ese intento de compresión del foco de fractura, ya que no sólo permite el deslizamiento en el eje cervico-cefálico como el tornillo-placa deslizante sino también en el eje diafisario, gracias a un canal central vertical en la placa (placa de *Medoff*). Ha sido utilizado con éxito en el tratamiento de fracturas pertrocanteréas tanto estables como inestables e incluso en subtrocantéreas (118). Según estudios (119, 120), presenta mejores resultados la utilización de la Placa de Deslizamiento Biaxial respecto al Tornillo Deslizante de cadera.

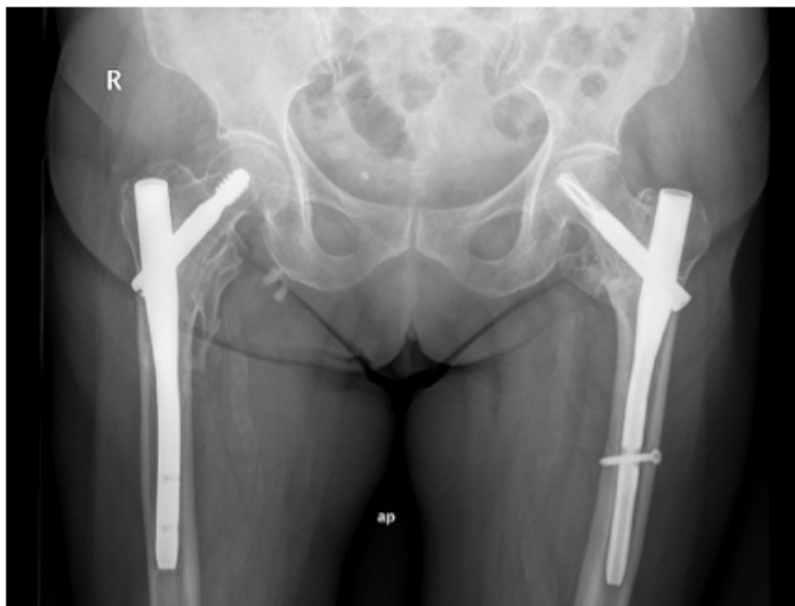
#### 1.5.2.1.2. Dispositivos Intramedulares

En general, los dispositivos intramedulares están sujetos a menores momentos de inclinación que los extramedulares ya que están colocados más cerca del eje mecánico del fémur. Existen dos tipos de implantes, los elásticos y los rígidos:

- *Clavos elásticos de Ender*: muy utilizados durante años, se introducen los clavos (habitualmente 3) de forma retrógrada desde el cóndilo femoral interno y ascienden hasta la cabeza femoral en posición divergente, adquiriendo una disposición típica en “torre Eiffel”. Aunque las ventajas teóricas eran la disminución del sangrado, tiempo anestésico y quirúrgico,

presentaban una incidencia significativa de otras complicaciones como la deformidad en rotación externa, fractura supracondílea de fémur, migración de los clavos a través de la cabeza femoral o retroceso a través del cóndilo medial, provocando dolor y debilidad en la rodilla (121-123). Además, este sistema de osteosíntesis no era lo suficientemente rígido y estable como para permitir de forma segura la carga precoz de la extremidad. Actualmente sólo se utiliza en casos muy concretos, como pacientes que no caminan y presentan deterioro de partes blandas proximales que afectan a la vía de abordaje de otros sistemas de osteosíntesis.

- *Clavo rígido endomedular* (figura 13): a pesar de que diversos autores siguen defendiendo el uso del tornillo deslizante *DHS* como el *gold standard*, existe una tendencia clara en la utilización del enclavado endomedular que ha pasado de un 3% en 1999 a un 67% en 2006 en Norteamérica (124). Presenta diversas ventajas sustanciales respecto a los sistemas extramedulares, como veremos más adelante, debido a la mejor transferencia de cargas por su posición intramedular y la posibilidad de colocación de forma percutánea. Existen diversos estudios clásicos (125-129), en los que no se han encontrado diferencias significativas respecto al tornillo deslizante de cadera en cuanto al tiempo quirúrgico, estancia hospitalaria, tasa de infección, complicaciones de la herida, fracaso del implante o complicaciones mecánicas pero sí mayores tasas de fractura periimplante con el clavo endomedular. Sin embargo, en estudios más modernos con clavos de última generación y una curva de aprendizaje ya desarrollada, se han observado diferencias claras a favor del enclavado en las fracturas pertrocantéreas oblicuas invertidas (31 A3) y subtrocantéreas (112, 115, 116), con unos índices de fractura periimplante similares a las placas (117). Actualmente es el implante más utilizado para el tratamiento de las fracturas extracapsulares de cadera.



**Figura 13.** Clavo endomedular bilateral: Gamma (1ª generación) en cadera derecha y PFNA (3ª generación) en cadera izquierda.

#### 1.5.2.2. Sustitución protésica en las fracturas extracapsulares.

Aunque es una opción muy importante en las fracturas del cuello femoral, no ocurre lo mismo en las pertrocanteréas, debido a la rotura del cóncavo femoral (que hace que el apoyo protésico se vea dificultado y precise prótesis especiales de “sustitución del cóncavo” o de “apoyo diafisario tipo *Wagner*”) y a la insuficiencia del mecanismo abductor, que frecuentemente se ve alterado por la conminución trocantérea. En general, supone un mayor tiempo quirúrgico y anestésico, mayor pérdida de sangre y mayores costes respecto a la osteosíntesis (130-132).

Las indicaciones para la artroplastia primaria en este tipo de fracturas no están claramente definidas. En general, se acepta en casos de fracturas muy inestables y conminutas, en pacientes con osteoporosis muy severa, si existe imposibilidad para la reducción abierta y fijación interna, si presentan coxartrosis previa sintomática (130, 131) o como rescate de osteosíntesis fallida. Aunque algunos estudios han reportado unos resultados satisfactorios (133-135) no constituye el tratamiento estándar de las fracturas extracapsulares.

### 1.5.3. Tratamiento quirúrgico de las fracturas intra-extracapsulares (basicervicales AO/OTA 31B21)

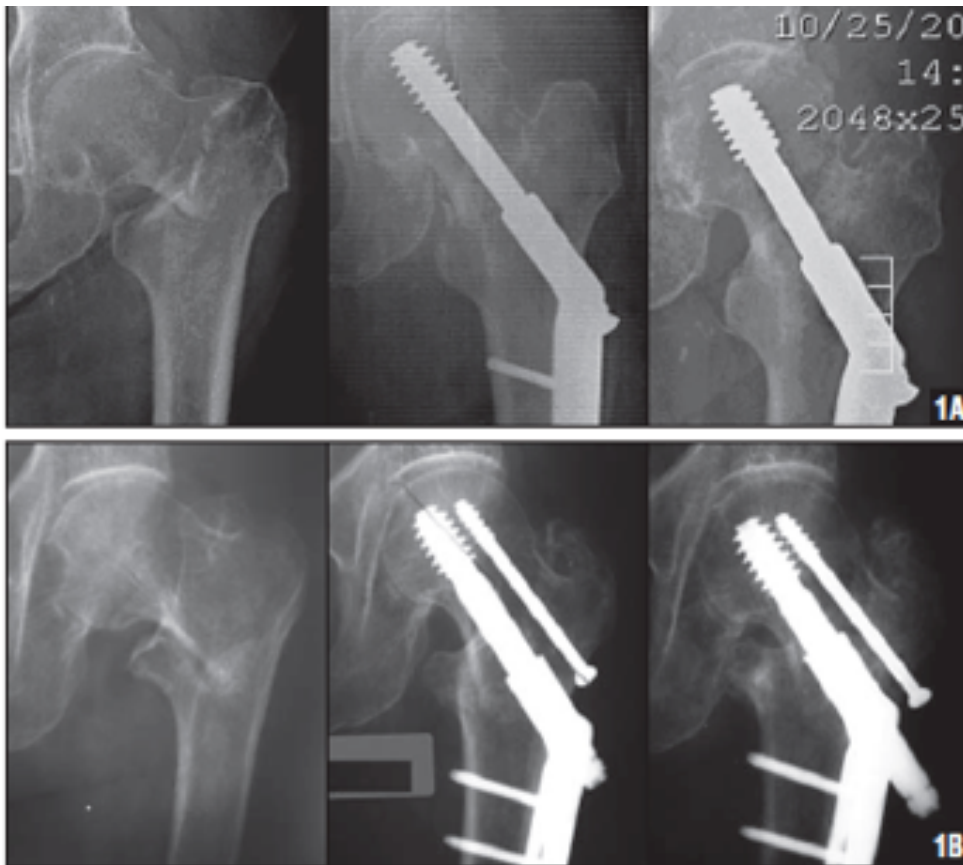
Este tipo de fracturas, se comporta biomecánicamente como las transcervicales 31B23 (*Pauwels* 3) pero con la característica de que el trazo de fractura es más lateral, lo que las hace más inestables en el eje axial debido a las mayores fuerzas varizantes a las que está sometida, aunque menos inestable rotacionalmente porque el fragmento proximal contiene más superficie de cuello femoral. Esto va a condicionar los resultados de los diferentes métodos de osteosíntesis que pueden ser utilizados (tornillo-placa deslizante, clavo endomedular, tornillos canulados...) porque el implante utilizado debe permitir una adecuada resistencia a las fuerzas cizallantes y varizantes y, además, soportar las fuerzas rotacionales que se establecen durante los ciclos de la marcha.

La hemiartroplastia de cadera como tratamiento de estas fracturas, a pesar de que conservan el macizo trocantéreo, no ha dado buenos resultados y no es defendida como tratamiento estándar (73, 136).

En cuanto a los métodos de osteosíntesis, aunque algunos autores (137-139) han defendido el uso de tornillos canulados en este tipo de fracturas, las fuerzas varizantes a las que están sometidos hace que el riesgo de fallo se vea incrementado de forma importante. Por esta razón, diversos estudios han mostrado una superioridad clara con la utilización del tornillo-placa deslizante tipo *DHS* frente a los tornillos canulados (4, 90, 140). Sin embargo, debido a la falta de inserciones musculares en el fragmento proximal y a la ausencia de “interdigitaciones” en el trazo de fractura, el foco fracturario está sometido a importantes fuerzas torsionales, haciendo que durante la inserción del tornillo cefálico se pueda producir una rotación de la cabeza femoral o que durante los ciclos de la marcha fracase la osteosíntesis. Esto se evita colocando previamente una aguja adicional por encima de la del tornillo cefálico y dejando posteriormente un tornillo canulado accesorio superior (65, 70, 73, 140) (figura 14).

Los estudios realizados *in vivo* han mostrado unos resultados favorables con la utilización del tornillo-placa deslizante con o sin tornillo antirrotatorio superior (65, 70, 141, 142) o clavo endomedular (143) en fracturas basicervicales.

En definitiva, las fracturas basicervicales presentan un comportamiento biomecánico diferente del resto de las fracturas del cuello y más parecido al de las fracturas pertrocanteréas, aunque con mayores momentos rotacionales que éstas.



**Figura 14.** Tratamiento de fractura basicervical con DHS y antirrotatorio superior. Extraído del artículo: Su BW, Heyworth BE, Protosaltis TS, Lipton CB, Sinicropi SM, Chapman CB, et al. Basicervical versus intertrochanteric fractures: an analysis of radiographic and functional outcomes. *Orthopedics*. 2006;29(10):919-25.

## 1.6. Tratamiento mediante sistema de enclavado intramedular

### 1.6.1. Resultados y complicaciones del enclavado con el sistema PFNA® (Proximal Femoral Nail Antirrotation, Synthes®)

El sistema *PFNA* (*Proximal Femoral Nail Antirrotation, Synthes, Hertfordshire, UK*) es un clavo de tercera generación que proviene de la combinación del clavo *TFN*® (*Trochanteric Femoral Nail*) y *PFN*® (*Proximal Femoral Nail*). En 1997 el grupo AO desarrolló el clavo *PFN*® que presentaba dos tornillos proximales, uno principal que actuaba como soporte de cargas y otro más pequeño como antirrotatorio. Sin embargo, los estudios de *Wang et al.* (144) demostraron la superioridad de un único tornillo sobre dos tornillos a través del clavo en hueso osteoporótico. Así, en 2004 el grupo AO desarrolló el *PFNA*® para mejorar la estabilidad angular y rotacional con un único elemento cervicocefálico, en este caso, sustituyendo los dos tornillos por una hoja espiral, sistema que se venía utilizando previamente con el clavo *TFN*®. Presenta una espiral cefálica modificada respecto al *TFN*® que permite la compactación del hueso a medida que se introduce, lo que aumenta el agarre del sistema a la cabeza femoral, mejorando las propiedades mecánicas del mismo. La angulación proximal es de 6°, para evitar fractura del trocánter y el estrés en tres puntos y hacer la introducción más anatómica. La punta distal es flexible y afilada para evitar puntos de estrés en la zona de transición que puedan favorecer la aparición de una fractura. Está disponible en tres medidas en su versión corta (170mm, 200mm y 240mm) y en su versión larga presenta diferentes longitudes que van desde 300mm hasta 420mm y con un “radio de curvatura” de 1.5m, que previene el “choque” de la punta en la cortical anterior del fémur. Presenta una guía para la introducción percutánea del mismo y dirigir la hoja espiral a través del clavo, con tres angulaciones posibles de 125°, 130° y 135° que permiten adaptarse a las diferentes morfologías del fémur proximal. El bloqueo de la espiral se realiza a través de un “sistema de bloqueo interno” directo, que hace que el giro de la hoja espiral quede

fijo. Las longitudes de la misma oscilan entre 80 y 125mm. El tornillo distal está guiado en las versiones cortas y puede ser estático o dinámico.

Diversos estudios han avalado la fiabilidad de este implante. Así, *Simmermacher et al.* (145), en fracturas inestables *AO/OTA* 31A2 y 31A3, reportaron una tasa de complicaciones mecánicas del 14%, principalmente penetración acetabular y fracturas femorales distales. *Takigami et al.* (146) informaron de un 2% de *cut out* y *Mereddy et al.* (147) de un 3.6%, en pacientes con fracturas inestables. En 2010, *Lenich et al.* (148) observaron una tasa de complicaciones mecánicas del 5.7%, muy inferiores al 14% documentado con el sistema de segunda generación *PFN®* y concluyeron que los clavos de tercera generación eran superiores a los de segunda. *Sahin et al.* (149) presentaron los resultados de 45 pacientes con fracturas inestables (31A2 y 31A3) en los que las tasas de unión fueron del 100%, pero hubo complicaciones como fracturas intraoperatorias del trocánter mayor (9%), fracturas distales (7%), consolidación en varo (4%), *cut out* (2.2%), acortamiento femoral de 1cm (20%) y reoperación para retirada del implante (8.9%). *Landevoisin et al.* (150) reportaron unas tasas de *cut out* del 2.9%, de *back out* de la espiral cefálica de 15.7% (16 pacientes, de los cuales dos precisaron reoperación por dolor secundario a roce con la fascia lata) y 1.9% de fracturas distales postoperatorias por una nueva caída. *Frei et al.* (151) obtuvieron unas tasas de *cut out* del 0.9%, de pseudoartrosis 5.4% y de *cut in* de 6.3%. Este último (*cut in* o *cut through*) llamó la atención debido a tasas anormalmente altas respecto a otros implantes y, sobre todo, por la falta de explicación biomecánica del mismo. En 2013 *Okcu et al.* (152) compararon las tasas de complicaciones en fracturas oblicuas invertidas (31A3) utilizando el clavo *PFNA®* estándar versus *PFNA®* largo (> 340mm) en 33 pacientes, documentando sólo un caso de complicaciones mecánicas que ocurrió con el clavo largo. *Shen et al.* (153) en 2013, realizaron una revisión sistemática de los estudios aleatorizados que comparaban *PFNA®* versus *DHS*, obteniendo resultados favorables al clavo en cuanto a tasas de complicaciones mecánicas y sangrado quirúrgico. *Nikoloski et al.* (154) publicaron unas tasas de *cut out* de 4.2%, de *cut in* de 2.1%, de pseudoartrosis de 1.1% y de fracturas distales de 1.1% en su estudio que incluyó 178



fracturas pertrocanteréas y subtrocanteréas. Concluyeron que el TAD óptimo para evitar tanto *cut out* como *cut in* podría ser entre 20mm y 30mm cuando se utiliza el *PFNA*®.

En definitiva, los estudios *in vivo* que han sido publicados tras la aparición del clavo endomedular *PFNA*® en el año 2004, avalan la eficacia del mismo en fracturas pertrocanteréas tanto estables como inestables y en fracturas subtrocanteréas con unas bajas tasas de complicaciones.

#### 1.6.2. Técnica quirúrgica de inserción del clavo endomedular *PFNA*® según la técnica clásica y las técnicas “modernas” con sistemas de bloqueo de la rotación

El paciente se coloca en la mesa de tracción con la cadera en ligera aducción de 10-15° y rotación interna y se procede a la reducción de la fractura mediante manipulación manual o ayudándonos de diferentes instrumentos como una gancho de *Lambotte* (155) o un *Hohmann Murphy* (155) (156) para corregir las deformidades típicas que habitualmente acontecen en estas fracturas: defectos varo-valgo, desviación posterior o flexión del fragmento proximal. Las proyecciones típicas que realizaremos con el *C-arm* son la AP pura y la “axial verdadera” de *Nishiura et al.* (157), que se obtiene inclinando el rayo entre 10-30° en el plano coronal con 40° de inclinación respecto al eje diafisario.

La incisión lateral se comienza unos 3cm por encima de la punta del trocánter mayor y se extiende unos 5cm hacia superior. Se incide sobre la fascia lata con el bisturí y se alcanza el plano muscular del glúteo medio y menor, cuyas fibras se separan mediante una disección roma para minimizar el sangrado y la lesión del nervio glúteo superior y la arteria circunfleja femoral medial. El punto de entrada en los clavos con valgo proximal [*Gamma (Striker)*, *PFN (Synthes)*, *PFNA (Synthes)*...] es la punta del trocánter mayor en AP y la unión entre el tercio anterior y los dos tercios posteriores en la proyección axial. Este punto es de acceso más fácil que la fosa piriforme y además,

presenta menos riesgo de lesión de estructuras vasculonerviosas, del aparato muscular abductor y de los rotadores externos (158-163). Se puede introducir una aguja guía o un punzón trocántero en la punta del trocánter y posteriormente se procede al frenado femoral proximal con la fresa de 17mm flexible o recta. En las fracturas basicervicales el foco de fractura coincide con el punto de entrada de la fresa que, a menudo, desplaza el fragmento proximal hacia medial originando el denominado *efecto V* que al introducir el clavo origina distracción del foco y deformidad en varo (143). Para evitarlo se debe posicionar la aguja guía discretamente más medial que la punta del trocánter para favorecer un fresado medializado (164), “morder” con una gubia la parte medial del foco o utilizar la fresa a motor de alta velocidad (143) que no “empuja” el fragmento proximal sino que labra un canal adecuado. Se debe evitar también un fresado excéntrico externo que puede conducir a la rotura de la pared lateral, que acontece entre 9-20% (149, 156).

Tras el fresado inicial se procede a introducir el clavo endomedular siguiendo una trayectoria vertical a lo largo de canal (164) y mediante suaves movimientos manuales de rotación, evitando usar el martillo hasta el final ya que puede dar lugar a fractura femoral distal (164) y vigilando que no ocurra el choque del clavo con la cortica femoral anterior.

El siguiente paso es colocar la aguja cervicocefálica, cuya posición ideal en los cuadrantes de *Cleveland* y *Bosworth* (8) es centro-centro en los dos planos y la profundidad idónea entre 5mm y 10mm del hueso subcondral (156), obteniendo un TAD de *Baumgaertner* < 25mm (165), aunque algún estudio (154) propone unos valores entre 20mm y 30mm en el caso de la hoja espiral *PFNA*, como hemos visto antes. Posteriormente se procede a la medición precisa de la longitud de la hoja espiral para evitar tanto *cut through* como *back out* y roce con la fascia lata. El brocado de la cortical externa debe realizarse de forma cuidadosa ya que es uno de los favorecedores de la rotura intraoperatoria de la pared lateral (66-68) y el fresado del orificio de entrada de la lámina espiral en la cabeza femoral a menudo no es necesario en pacientes osteoporóticos ya que no distrae el foco al impactar la hoja espiral. Una vez introducida,

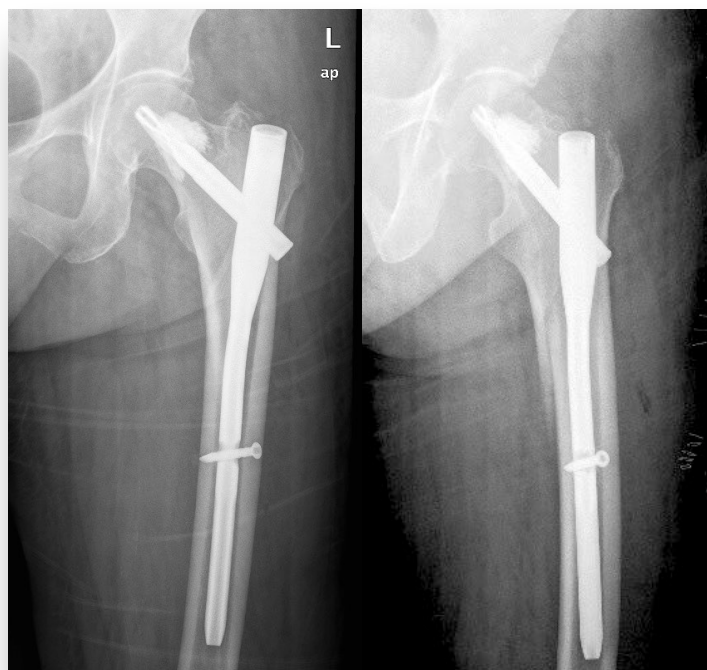
se bloquea la rotación de la espiral y se aplica compresión a la fractura si fuera necesario, teniendo cuidado en pacientes osteoporóticos para evitar la rotura del sistema trabecular cefálico y el consiguiente *pull out*.

En el caso de que presente elevada inestabilidad rotacional el fragmento proximal (fracturas con trazo basicervical y relacionadas) y que pueda “rotarse” dicho fragmento durante la impactación de la hoja espiral, se procederá a la introducción previa de una segunda aguja mediante la guía lateral para aguja antirrotatoria. La técnica quirúrgica del *PFNA*® establece que este sistema de estabilización rotacional de la cabeza femoral es temporal, previo a la introducción de la hoja espiral y que, posteriormente, debe retirarse la aguja. Sin embargo, hemos modificado dicha técnica mediante la colocación de un tornillo canulado antirrotatorio a través de esta aguja, que permita una estabilidad rotacional adicional mantenida durante la consolidación de la fractura. La posición habitual de la hoja espiral elegida ha sido centro-centro, por lo que quedan libres todos los demás cuadrantes periféricos para la colocación de uno o dos tornillos. El diámetro utilizado es de 7,3mm y la longitud debe ser suficiente hasta un óptimo anclaje subcondral. Las posiciones preferidas son la antero-superior y postero-superior. No se utiliza arandela porque la función del tornillo no es la de dar compresión sino estabilizar las fuerzas torsionales (figura 15).



**Figura 15.** Sistema de tornillo canulado no integrado en el dispositivo.

Otro sistema para aumentar la estabilidad rotacional es mediante la introducción de cemento a través de la hoja espiral fenestrada del sistema con el *kit de augmentación* (figura 16). Este diseño de la espiral favorece que el cemento que se introduce a través de ella salga de forma controlada sólo en la punta por orificios laterales, haciendo que se interdigite con las trabéculas cefálicas y creando así una red de cemento desde el interior de la hoja espiral hasta la periferia. Además, presenta un instrumental específico de cánulas y un cemento específico (*Traumacem V+*) de viscosidad media-alta, que no requiere tiempo de espera antes de alcanzar la viscosidad deseada para su inyección y cuyo tiempo de fraguado es de unos 27 minutos a temperatura ambiente (20°C) (15 minutos a temperatura corporal de 37°C). El cemento contiene un 40% de dióxido de circonio (para un mejor control visual durante la aplicación), un 15% de hidroxiapatita y el 45% restante de polimetilmetacrilato. Se recomienda en ficha técnica utilizar unos 3ml de cemento, que permiten aumentar en anclaje sin riesgo de necrosis avascular y no sobrepasar los 6ml. La cánula de introducción de cemento presenta una apertura lateral, lo que permite “dirigir” la dirección hacia la que se desea que migre el cemento desde la punta. Además, el sistema de medición es preciso, lo que hace que podamos introducir cemento más lateral o medial a la punta de la espiral. Previo a este paso, se puede proceder a la “comprobación de fuga” mediante la introducción de contraste, para prevenir la migración intraarticular o hacia el foco de fractura. La jeringa de 2ml se utiliza para el precargado de la cánula y posteriormente se comienza la *augmentación* con las jeringas de 1ml, lo que permite una introducción más precisa, evitando la cementación a menos de 6-10mm del hueso subcondral y el volumen de más de 6ml. Estas dos técnicas son las que hemos utilizado para intentar minimizar las tasas de complicaciones mecánicas.



*Figura 16. PFNA-Augmentación en una fractura de cadera.*

El último paso es la colocación del tornillo distal, que es crítico y ha sido uno de los puntos débiles de las primeras generaciones de los sistemas endomedulares, originando unas tasas de complicaciones relacionadas con el mismo (fracturas distales, roce con la fascia lata, mal-rotación femoral, lesiones vasculares...) en torno a un 10-13% del total (166). La necesidad de colocación sistemática del bloqueo distal no está claramente establecida, puede no ser necesario en fracturas pertrocantéreas estables pero sí en fracturas pertrocantéreas conminutas o con extensión subtrocantérea, afectación de la pared lateral, fracturas subtrocantéreas, oblicuas invertidas, fracturas de trazo muy vertical, fracturas con problemas en el control de la rotación o el acortamiento o cuando exista una gran diferencia entre el diámetro del clavo y la cavidad medular (128, 167, 168). De forma genérica, el diseño del clavo *PFNA*® (angulación proximal de 6°, punta distal flexible y afilada, diámetro menor y tornillos distales de 4.9mm) permite minimizar las complicaciones derivadas de los tornillos distales, por lo que la mayoría de los autores realizan un bloqueo distal en todos los casos, a pesar de que quizá no sería necesario en las fracturas estables. El bloqueo puede

ser estático o dinámico, que permite la compresión del foco en el eje diafisario. El dinámico sería óptimo en fracturas 31A3, ya que presentan inestabilidad longitudinal y precisan compresión en el eje axial. El estático podría ser útil en las 31 A2, para evitar el colapso y acortamiento de la fractura en el eje axial diafisario aunque, en ocasiones, es útil un sistema deslizante en biaxial (“concepto de la *Placa Medoff*”) para favorecer la consolidación. En las fracturas 31A1 el sistema estático sería adecuado, aunque también es plausible la no colocación de un tornillo distal porque la espiral cefálica cruza los dos fragmentos principales y los estabiliza.

## **1.7. Complicaciones mecánicas y no mecánicas de las fracturas de cadera**

Las complicaciones que pueden sufrir los pacientes intervenidos de cadera se podrían englobar en cuatro grupos: complicaciones médicas (infarto de miocardio, tromboembolismo pulmonar, infecciones a distancia...), complicaciones técnicas (dificultad para reducción de la fractura con necesidad de abrir al foco, déficit de reducción, fractura intraoperatoria del trocánter mayor, longitud inapropiada de la hoja espiral, dificultad o fallo en el bloqueo distal, fractura distal intraoperatoria, malrotaciones...), complicaciones mecánicas (*cut out*, *cut through*, *back out* con roce en la fascia lata, desacople del sistema como *pull out* y *efecto Z*, aflojamiento de la placa, rotura del implante, fractura distal o fractura trocantérea postoperatoria, varización, acortamiento y telescopaje de la diáfisis...) y complicaciones no mecánicas locales (necrosis avascular, lesión vascular o neurológica, infección del implante, coxartrosis rápidamente progresiva...) Se van a revisar las complicaciones mecánicas (que en algunos casos se solapan con las técnicas) más frecuentes que acontecen en pacientes tratados con clavo endomedular, así como las complicaciones no mecánicas locales.

### 1.7.1. Complicaciones mecánicas de las fracturas del macizo trocántereo

Existen diversas complicaciones mecánicas que, aunque se han reducido con los nuevos implantes, suponen entre el 5-14% según estudios (145, 148). Estas tasas presentan grandes diferencias debido a diversos factores: la no inclusión de todas las complicaciones mecánicas (ya que habitualmente mencionan sólo el *cut out*, y no otras como *back out*, deformidad en varo...) y la difícil frontera en cuanto a la etiología puramente “técnica”, “mecánica” o sobre un problema “biológico” de base, ya que un “*cut out*” a partir de los 6-9 meses suele deberse a una pseudoartrosis que puede acontecer única y exclusivamente por enfermedades médicas del paciente, como hiperparatiroidismo.

#### 1.7.1.1. Fractura de la pared lateral del trocánter mayor

Las tasas oscilan entre el 7% y el 20% con el sistema *PFNA* (149, 156), similar al 15% publicado para el tornillo-placa deslizante *DHS* (67). Los pasos críticos son el fresado excéntrico con la fresa iniciadora, la introducción forzada del clavo (principalmente en los de primera generación con 10° de valgo proximal) y el fresado y colocación de la espiral cefálica (66-68). Los clavos actuales de 6° de valgo, la colocación de la aguja discretamente medial a la punta del trocánter (164), la utilización de una fresa flexible a motor de alta velocidad (155) y la introducción cuidadosa de la hoja espiral va a minimizar el riesgo de fractura de la pared lateral. Sin embargo, existen unos patrones “potencialmente inestables” en los que habitualmente se rompe esta pared, son aquellos que presentan un delgado remanente de pared lateral o una línea de fractura baja (que no llega a ser transversa) (69). La rotura de este contrafuerte lateral favorecerá el desarrollo de otra complicación mecánica: varización, acortamiento y medialización de la diáfisis.

#### 1.7.1.2. Pérdida de reducción: varización, acortamiento y medialización de la diáfisis

Esta situación se favorece en 4 tipos de situaciones: fracturas AO/OTA 31A3, rotura de la pared lateral, conminución y utilización de tornillo-placa deslizante. Las fracturas 31A3 (oblicua invertida o transversa) y la fractura de la pared lateral (intra o postoperatoria) no poseen el contrafuerte lateral que frena el deslizamiento, la conminución metafisaria favorece un importante colapso y acortamiento y la utilización de tornillo-placa deslizante presenta un contrafuerte muy lateralizado en comparación con el clavo endomedular. Todo ello, sobre todo si se asocian varias de estas situaciones, van a favorecer el excesivo deslizamiento lateral del fragmento proximal que condicionará la varización de la fractura, el acortamiento de la extremidad y la medialización de la diáfisis. Esto da lugar a un acortamiento del músculo glúteo medio, con la consiguiente insuficiencia del mismo, cojera y *marcha de Trendelemburg*. Además de los peores resultados funcionales, el porcentaje de medialización de la diáfisis se ha relacionado con el incremento de riesgo de *cut out* (269).

Para prevenir estas complicaciones se debe evitar la rotura intraoperatoria de la pared lateral y utilizar sistemas de enclavado endomedular que poseen un sistema de “contrafuerte intramedular” más medial que el tornillo placa deslizante que permite conservar la anatomía del fémur proximal (129, 169-172).

#### 1.7.1.3. Complicaciones secundarias al cerrojo distal

Como hemos explicado previamente, fue uno de los puntos críticos del enclavado, ya que las tasas iniciales de complicaciones relacionadas con el mismo oscilaban en torno al 10-13% del total (166). Se han descrito fracturas femorales distales por debilitamiento de la cortical (173-175), irritación de la fascia lata en el punto de inserción (176), consolidación viciosa con malrotación femoral, roturas del implante (176-178), malposiciones del tornillo de bloqueo (174), fenómenos de *stress shielding* (179), *cut out* (por exceso de rigidez del montaje) (174, 177-179) o



aneurismas de la arteria femoral (180, 181). Estas complicaciones se pueden reducir mediante un mejor diseño del clavo, con una guía más precisa que evite exceso de brocados en la cortical, mejoría en la técnica quirúrgica, realización más cuidadosa de la misma o la no utilización del tornillo distal en las fracturas estables (176, 182-184). A continuación se van a explicar algunas de estas complicaciones de forma más pormenorizada.

#### 1.7.1.4. Fractura femoral distal

Las causas que favorecen la fractura femoral distal, y sobre las que se debe actuar son las siguientes:

- *Curva de aprendizaje*: se desarrolló inicialmente con el clavo *Gamma* (126, 185, 186) y actualmente está ampliamente superada.
- *Diseño del clavo*: principalmente la primera generación del clavo *Gamma*, más ancho, con un valgo proximal de 10°, un “sistema de apoyo en tres puntos”, con necesidad de fresado distal, un radio de curvatura inadecuado ( $> 2m$ ), una guía distal imprecisa y dos tornillos de más de 6mm de diámetro muy próximos entre sí (126, 127, 168, 169, 173, 174, 187-190). Los nuevos diseños como el *PFNA*®, presentan menos valgo proximal (unos 6°), un diámetro más adecuado (10mm), un radio de curvatura de 1.5m, la punta distal flexible y afilada para disminuir el estrés, una mayor precisión en la guía distal, colocación de un único tornillo distal, dinámico (191) y de menor diámetro (4.9mm) o no colocarlo en fracturas estables.
- *Incorrecta técnica quirúrgica*: introducir con martillo el clavo, no fresar si es necesario dando lugar al “incarceramiento” del clavo, “choque” con la cortical anterior en fémures curvos, defecto de la colocación del tornillo distal como múltiples brocados en la cortical lateral (127, 187, 192, 193).

#### 1.7.1.5. Rotación patológica

La rotación patológica puede producirse en el fragmento proximal o en el distal, con unas consecuencias diferenciadas en cada uno de ellos.

- *Rotación patológica del fragmento proximal:* en la proyección axial a menudo se produce una desviación posterior del fragmento distal acompañado de una flexión del fragmento proximal debido a la tracción capsular y del músculo psoas iliaco. Esto va a favorecer la consolidación viciosa de la fractura, pseudoartrosis y aflojamiento y salida de la espiral cefálica debido a las fuerzas rotacionales que actúan sobre un fragmento que parte de una posición defectuosa. Se debe prevenir realizando una reducción correcta de la fractura previa a la introducción del clavo.
- *Rotación patológica del fragmento distal:* estudiado por *Ramanoudjame et al.* (194) mediante TC comparado con la cadera sana documentaron una media global de mal-alineamiento de 15.3°, con criterios de rotación patológica (>15°) en el 40% de los pacientes, de los que el 35% lo fue en rotación interna y 5% en rotación externa (sólo un caso de >45° de sobre-rotación externa precisó reintervención desrotadora). Las repercusiones funcionales no están claramente establecidas, pero los trastornos en rotación externa son peor tolerados. La rotación patológica distal se produce más a menudo por una rotación interna excesiva en la mesa de tracción, sobre todo si el fragmento proximal se encuentra en rotación externa (fracturas 31A3, subtrocantéreas y pertrocantéreas con trazo oblicuo coronal), por lo que la colocación en la mesa de tracción será en rotación externa en estos tipos de fracturas. Se deben intentar evitar las mal-rotaciones mediante el método de *Pibarot* (colocar en la mesa de tracción la pierna en suficiente rotación interna como para centrar la patela) como por el de *Tornetta et al.* (195) (medición radioscópica en el lado sano para comparar). El método de *Pibarot* es menos eficaz y el de *Tornetta* alarga la intervención quirúrgica una media de 15 minutos.

#### 1.7.1.6. Rotura del implante

Se estima una incidencia de rotura del implante entre el 0.2-5.7% (173, 174, 177, 178, 182, 196-198) en la primera generación, no estando documentados datos fiables para la segunda y tercera salvo casos aislados (199). La rotura acontece habitualmente en el orificio del tornillo cefálico, aunque puede suceder a nivel del tornillo distal o a lo largo de la diáfisis entre los 3 meses y los 2 años (173, 174, 177, 178, 182, 196-198). La causa más común es la fatiga del implante secundaria a consolidación retardada o pseudoartrosis (200). Se deben prevenir las causas que lo favorecen:

- *Reducción insuficiente*: que favorece un retardo de consolidación. Se debe optimizar el punto de entrada para evitar el varo proximal (199) y realizar compresión adecuada del foco de fractura (164).
- *Fenómeno de back out de la hoja espiral*: al salirse la hoja espiral se incrementa el brazo de palanca y produce un sobre-estrés en el clavo, lo que ocurre principalmente en fracturas con rotura de la pared lateral. Se puede “sobre-introducir” la hoja espiral y aplicar compresión para que salga en menor medida durante la consolidación.
- *Diseño del implante*: el tornillo cefálico es el punto más débil porque tiene un diámetro transversal relativamente pequeño (201) y es el punto en el que las fuerzas se transmiten de la cabeza femoral al clavo y diáfisis (178).
- *Fresado inadecuado del tornillo cefálico*: la colocación inadecuada de la guía proximal puede dañar el clavo y contribuir a su rotura (202).
- *Carga precoz (?)*: reportada por algún autor (199), aunque no parece que pueda influir según otros (203-205).
- *Enfermedades médicas*: como el sobrepeso, diabetes, hiperparatiroidismo... que condicionan un incremento en la carga que soporta el implante y una dificultad para la consolidación de la fractura.

#### 1.7.1.7. Salida y roce de la espiral con la fascia lata (“*back out*”)

El “*back out*” constituye la salida “controlada” de la hoja espiral de los sistemas deslizantes estando correctamente anclada al fragmento cefálico, lo que lo diferencia de otro fenómeno denominado “*pull out*”. El deslizamiento supone una ventaja ya que permite la compresión controlada del foco de fractura y evita tanto la pseudoartrosis como el “*cut through*” (206, 207) pero puede acarrear problemas como el roce con la fascia lata que produzca dolor y la necesidad de una nueva intervención. La salida del tornillo cefálico está condicionado por el tipo de fractura (conminución, rotura pared lateral y 31A3), la reducción de la misma (la sobre-distracción del foco o reducción inadecuada del cálcar) y el diseño del implante (deslizamiento libre o restringido).

Pocos estudios mencionan esta complicación mecánica del implante. *Landevoisin et al.* (150) reportaron unas tasas de *back out* con el sistema *PFNA* del 15.7% (16 de 102), de los cuales un 31.25% (5 de 16) presentaron dolor por roce con la fascia lata y un 12.5% (2 de 16) precisaron una reintervención para retirada de la hoja espiral. Sin embargo, no especificaron qué porcentaje de salida de la espiral lo consideraron como anómalo.

Los sistemas extramedulares presentan un canal de deslizamiento para el tornillo cefálico, permitiendo pequeños colapsos del foco sin salida del tornillo. Sin embargo, la posición más lateral del contrafuerte hará que el colapso de la fractura sea mayor que con los clavos y al final, pueda protruir el tornillo cefálico.

Es difícil prevenir esta complicación, pero se puede intentar eligiendo sistemas intramedulares frente a los extramedulares en las fracturas conminutas, usando clavos con tornillos con sistemas de deslizamiento interno (208, 209), midiendo de forma precisa el tamaño del tornillo cefálico o sobre-introduciendo la hoja espiral y aplicando compresión intraoperatoria.

#### 1.7.1.8. Desacople del sistema: “pull out” y “Efecto Z”

- *Efecto Z*: Definido como la “penetración intraarticular del tornillo cefálico superior acompañado de migración lateral del tornillo cefálico inferior, junto con colapso de la fractura”, fue descrito por *Werner-Tutshcku et al.* (210) en el clavo *PFN* y es específico de los clavos con doble tornillo cefálico (*PFN, TAN, Targon-PF nail...*). También ha sido definido el “*Efecto Z invertido*” por *Boldin et al.* (211), que consiste en el efecto contrario (migración lateral del tornillo proximal y penetración intraarticular del tornillo distal). Se han documentado unas tasas entre 5.4-10% (210-212) de *efecto Z* y unas tasas de 3.6-4.3% (211, 212) de *efecto Z invertido*. La etiología exacta de este fenómeno no ha sido claramente establecida. *Strauss et al.* (213) desarrollaron un modelo en laboratorio en el que reprodujeron el *efecto Z* incrementando las fuerzas cefálicas sobre el clavo. Concluyeron que en las fracturas con una importante conminución cortical medial predominan las fuerzas verticales cefálicas sobre las cervicales, lo que hace que se sobrecargue el tornillo superior produciendo una muesca que bloquea el deslizamiento haciendo que penetre en la articulación, a la vez que se variza la fractura y las fuerzas en dirección cervical producirán la migración lateral del tornillo inferior. Así, la conminución de la cortical medial y la fijación en varo han sido definidos como factores de riesgo. Además, un tornillo antirrotatorio superior (*hip pin*) más largo que el tornillo de carga inferior (*lag screw*) hace que las fuerzas verticales sobrecarguen al primero, favoreciendo el desarrollo del *efecto Z* (214). Por ello, diversos autores (214-217), defienden que el tornillo superior debe ser 10mm más corto que el inferior para reducir la carga total que soporta, que de media será un 21%. Es decir, la longitud del tornillo superior no debe superar la línea que conecta la punta del clavo con el *lag screw* (218) (figura 17). Otros factores de riesgo documentados han sido un gran ángulo de desviación entre el *lag screw* y eje del cuello femoral, una escasa capacidad de telescopaje del tornillo cefálico y un TAD elevado (218). Todos estos factores deben evitarse para minimizar las posibilidades del desarrollo del *efecto Z*. Dicha complicación, exclusiva de los

clavos con doble tornillo, se va a evaluar en este estudio en los casos en los que se añade un tornillo antirrotatorio no integrado en el clavo.



**Figura 17.** Efecto Z (1), efecto Z invertido (2) y longitud óptima del tornillo superior (3, 4).

- *Pull out (migración lateral)*: Definido como la “migración y salida lateral de la hoja espiral de forma “no controlada” y que ocurre cuando falla anclaje cefálico” (figura 18). No existen datos precisos sobre la incidencia real de este fenómeno, pero algún estudio (219) ha documentado unas tasas de un 5.1%, siendo mayores incluso que las del *cut out*. Se desarrolla fundamentalmente en los sistemas de deslizamiento lateral libre (tipo *PFN, PFNA...*) o en los sistemas con restricción del deslizamiento (*TFN, Gamma...*) en los que falle el sistema de bloqueo del tornillo cefálico. El deslizamiento libre tiene la ventaja de permitir una mayor impactación de los fragmentos fracturarios, lo que hace al sistema menos rígido que con los clavos con deslizamiento restringido, disminuyendo así las tasas de *cut out* y *cut in*. Sin embargo, dicho deslizamiento lateral o *back out* de la hoja espiral puede producir mayor irritación de la fascia lata y acortamiento femoral o, en grado extremo, extruirse a través de la piel (220). La migración y salida lateral de la espiral se comportaría en su inicio como el fenómeno *cut out* descrito por *Lenich et al.* (221): rotura del sistema microtrabecular (que hace que falle el anclaje de la espiral a la cabeza), rotación

de la cabeza femoral (debido a las fuerzas torsionales a las que está sometida), migración del implante (en este caso no produce “*efecto cuchillo*” a través de la cabeza o cuello femoral, sino que sale hacia lateral originando menor lesión articular y pérdida de stock óseo) y colapso en varo (similar al patrón de *cut out* que veremos más adelante). Por tanto, los factores favorecedores de *cut out* que condicionan la rotura del sistema trabecular alrededor del implante lo son también del *pull out* y deben prevenirse de la misma forma. La utilización de un clavo de deslizamiento restringido puede también ser beneficioso, pero a costa de favorecer otras complicaciones como *cut out* o *cut in* (214).



**Figura 18.** Pull out de la hoja espiral. Se observa el colapso en varo y desacomple.

#### 1.7.1.9. Penetración articular de la hoja espiral: “*cut in*” o “*cut through*”

Definido de forma genérica como la “*penetración intraarticular del tornillo cefálico*”, presenta un mecanismo de producción aún desconocido. Algunos autores (222-225) lo han asemejado al *efecto Z*, pero fuerzas generadoras son completamente distintas ya que se produce en sistemas con tornillo cefálico único (151, 226-228). Se ha descrito en todo tipo de implantes: *DHS* (229, 230), *Gamma* (222-225), *TFN* (231), *PFNA* (151, 226, 228)... y su desplazamiento o migración medial presenta un

amplio espectro (figura 19), oscilando desde una pequeña penetración intraarticular cefálica (151, 226) a la penetración en el acetábulo (223, 224, 228, 232) o al desacople y migración intrapélvica (222, 225, 227), esto último ocurre exclusivamente en sistemas antiguos sin “tope lateral” en el tornillo cefálico.

La incidencia es realmente escasa, aunque a menudo infradiagnosticado o mal definido como una forma de *cut out*. Existen pocos estudios que mencionen de forma específica esta complicación que, en el caso de la espiral del *PFNA*®, se encontraría entre el 2.1% (154) y el 6.3% (151), cifras más altas que con los tornillos cefálicos. Esto puede explicarse por una menor superficie de contacto al hueso en el eje axial de las hojas espirales (75mm<sup>2</sup>) respecto al tornillo cefálico (300mm<sup>2</sup>) (233).

Al parecer existen dos formas de penetración intraarticular o dos fases diferenciadas. Definimos *cut through* como una “*perforación central en la articulación en el eje de la hoja espiral sin desplazamiento del fragmento cervicocefálico*” (145, 151, 226) y *cut in* como una forma de *cut out* en la que se produce una “*perforación central de la cabeza pero con rotación y colapso en varo del fragmento cervicocefálico*” (151, 228). En el fenómeno *cut through* no ocurre un aflojamiento de la espiral y no se produce la penetración de la hoja a través del orificio del clavo y, sin embargo, en el fenómeno *cut in* se produce una migración medial del tornillo cefálico respecto al clavo, debido a que sistema de deslizamiento no está restringido y las fuerzas hacen que “camine” hacia dentro.

La migración medial puede originar daño del cartílago articular, fallo de la fijación y colapso en varo de la fractura y lesiones vasculares o viscerales (234) secundario a la migración intrapélvica.

El mecanismo de producción de este fenómeno aún es desconocido, pero se han propuesto varios factores que lo favorecen:

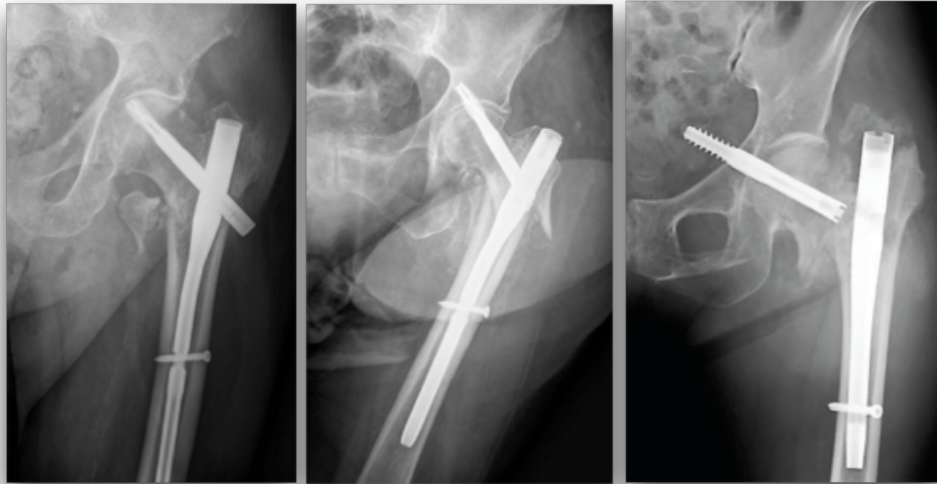
- *Daño de la cabeza femoral*: por exceso de fresado (151, 226), caída sobre la cadera que impacte el tornillo hacia dentro (235), implante mal posicionado



(236), desplazamiento medial iatrogénico intraoperatorio (230, 237), necrosis avascular de la cabeza femoral y osteoporosis severa.

- *Factores mecánicos:* fuerzas musculares cizallantes y torsionales, fallo en el restablecimiento de un soporte medial estable (238), déficit del soporte lateral, patrones de fractura inestables, distracción del foco de fractura, carga precoz, retardo de consolidación o pseudoartrosis.
- *Alteración de la interfase entre el clavo y el tornillo cefálico:* alteración del sistema de anclaje del tornillo al clavo (230), fallo en el sistema de deslizamiento (151, 226), carga axial en varo (229, 238), longitud inadecuada del tornillo o báscula (“*efecto campana*”) del clavo (232, 238).
- *Errores técnicos:* exceso del *tip apex distance* (225, 227), colocación excesivamente subcondral de la punta del tornillo, bloqueo estático de la espiral que impide el deslizamiento (232) o reducción insuficiente de la fractura (225).

Se debe prevenir evitando el daño de la cabeza femoral y hueso subcondral fresando sólo lo indispensable (151), evitar la distracción del foco de fractura y reducción en varo (223), colocación adecuada del tornillo cefálico: posición centro-centro, > 10mm del hueso subcondral (151) y con un TAD < 25mm (165, 223), aunque *Liu et al.* (239) han defendido valores > 15mm para prevenir *cut through* con el *TFN* y *Nikoloski et al.* (154) y *Zhou et al.* (240) han postulado en el caso del *PFNA* un TAD >20mm, introducción suave del tornillo para evitar fallo en el deslizamiento, bloquear de forma dinámica el tornillo cefálico y uso de una longitud adecuada del mismo (226).



**Figura 19.** Cut through (izquierda), cut in (centro) y migración medial intrapélvica (derecha). Obsérvese como en el cut in la hoja espiral “camina” hacia medial respecto al clavo. La imagen de la derecha está extraída del artículo: Takasago T, Goto T, Toki S, Hamada D, Yoshioka S, Tonogai I, et al. Intrapelvic migration of the lag screw in intramedullary nailing. *Case reports in orthopedics*. 2014;2014:519045.

#### 1.7.1.10. Perforación cervico-cefálica o “Cut Out”

Definido como la “perforación anterosuperior de la cabeza o cuello femoral con rotación y desplazamiento en varo del fragmento cervicocefálico” (151, 228), es la complicación mecánica más devastadora de todas (figura 20).

Las tasas de fracaso del implante de los estudios clásicos ha oscilado entre 5% y 16.5% con los sistemas de tornillo deslizante (207), siendo el *cut out* la complicación más frecuente (75%-84%) del total de fracasos (170, 207), pero actualmente la incidencia ha descendido a un 2-3% (0.9-6%) para el sistema PFNA® (146, 147, 149-151, 154).

El colapso en varo de la fractura que acontece en el *cut out* se asemeja al que ocurre en otros fenómenos como el *pull out* (241, 242) y el *cut in* (151, 228), lo que hace pensar que pudieran tener un mismo origen pero con diferente desenlace en función del tipo de implante y de las fuerzas a las que se ve sometido. La salida de la

espiral puede acontecer a través de la cabeza o cuello o incluso producir una fractura subcapital.



**Figura 20.** Patrón clásico de cut out, con migración anterosuperior de la hoja espiral y colapso en varo de la fractura.

Como veremos más adelante de forma pormenorizada, *Lenich et al.* (221) describieron las fases que acontecen hasta el desarrollo del *cut out*: rotación de la cabeza femoral alrededor de la hoja espiral, migración del implante (*efecto limpiaparabrisas*) y colapso en varo de la fractura. Todo ello precedido de un “*microcrack*” (microrotura) de las trabéculas que rodean la espiral cefálica y que son las responsables del anclaje y estabilidad del sistema. Basándonos en esto, la prevención de esa rotura trabecular periimplante será la medida fundamental para evitar esta cascada de acontecimientos que acaban en *cut out*. Los factores implicados en el desarrollo de este fenómeno son los siguientes:

#### 1.7.1.10.1. Factores dependientes del paciente

- *Osteoporosis*: es un factor determinante para mayoría de los autores (139, 179, 191, 243-247), aunque la cuantificación de la misma para establecer la relación con el fallo de la fijación es difícil (40-42). Una mayor precisión en los métodos de medición de la misma podría definir qué pacientes van a precisar medidas de anclaje cefálico adicionales.
- *Otras enfermedades o fármacos*: se han explicado previamente en otro apartado, pueden influir no sólo en el desarrollo de osteoporosis sino también en el proceso de curación de la fractura, condicionando una consolidación retardada o pseudoartrosis que, en última instancia, va a dar lugar al fallo del implante. Se deben corregir estos factores favorecedores e incluso aplicar terapias como la 1-34 PTH (Teriparatida), que es útil como tratamiento para la osteoporosis (postmenopáusica y corticoidea) y parece eficaz para acelerar la consolidación de las fracturas (248-250) y en los retardos de consolidación y pseudoartrosis (251, 252), aunque faltan más estudios para confirmar estos datos.

Por todo ello, no hay que entender sólo el fallo de la fijación como un problema exclusivamente mecánico ya que acontecen otros factores biológicos que debemos de tener en cuenta e intentar corregir para la consolidación óptima de la fractura. Así, *Bojan et al.* (253) han diferenciado los *cut out* en primarios, como aquellos debidos estrictamente a un problema biomecánico (tipo de fractura, reducción y posición del tornillo, teniendo en cuenta que la osteoporosis está presente habitualmente en mayor o menor medida) y que ocurren en los primeros 3-6 meses y secundarios, debidos a tejido óseo patológico excepto la osteoporosis (necrosis avascular cabeza femoral, metástasis ósea, osteomielitis o secundario a cirugía de salvamento tras implante previo fallido) y que ocurren a partir de los 3-6 meses.

#### 1.7.1.10.2. Factores dependientes del trazo de fractura

El tipo de fractura es un factor determinante en el riesgo de fracaso del implante para la mayoría de autores (108, 207, 253-256) aunque no para todos (191), posiblemente por la mejoría del diseño de los implantes intramedulares que permiten una estabilidad adecuada en casi todos los trazos fracturarios.

Los criterios de inestabilidad clásicos y los “modernos” parecen jugar un papel fundamental en el riesgo de fracaso del implante. La clasificación *AO/OTA* ayuda a definir las fracturas inestables, pero algunos de los patrones considerados estables están en entredicho ya que, como hemos visto previamente, la fractura basicervical (31B2.1) es rotacionalmente muy inestable y puede originar *cut out* hasta en el 9%, una cifra mayor que incluso en las fracturas más inestables clásicamente, las 31A1.3, que presentan tasas del 6.5% (253).

#### 1.7.1.10.3. Factores dependientes del cirujano

- *Reducción de la fractura de cadera:*

Los criterios de reducción óptima de la fractura de cadera más utilizados son los de *Baumgaertner-Fogagnolo* (257, 258):

- Alineamiento: En el plano AP (ángulo cervicodiafisario normal o discreto valgo) y en el plano axial (angulación cervicodiafisaria menor de 20°).
- Desplazamiento de los fragmentos principales: contacto de más del 80% en los dos planos y acortamiento menor de 5mm.

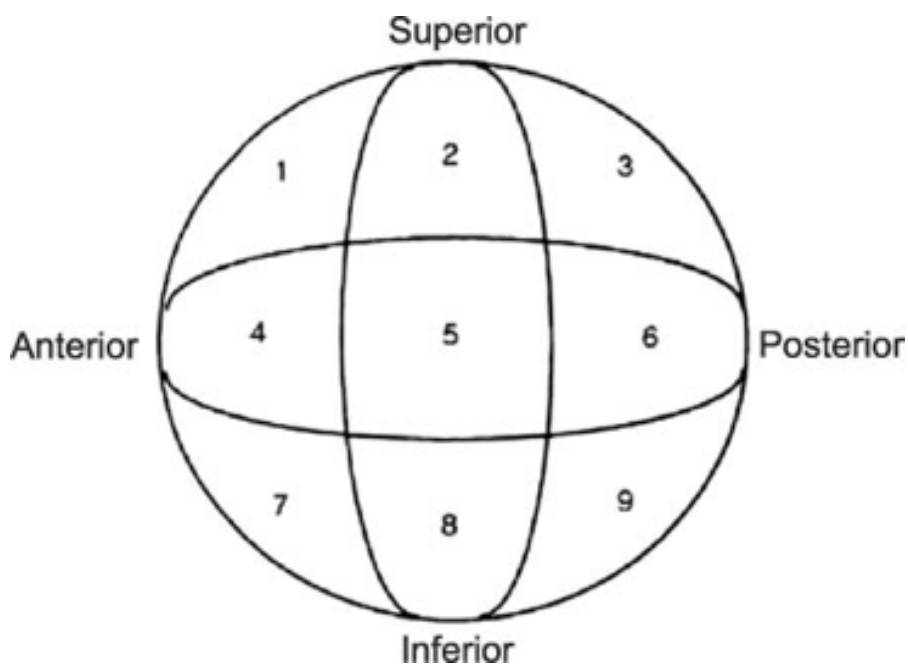
El resultado de la reducción es bueno si cumple ambos criterios, aceptable si sólo cumple uno y pobre si no cumple ninguno de ambos criterios.

Además del anterior, también se ha utilizado el “*índice de alineamiento trabecular de Garden*” (57), que indica la posición del haz de compresión principal de *Delbet*, que en condiciones normales es 160° en la proyección AP y 180° en la axial. Diversos autores (147, 171, 259-263), han defendido un índice de *Garden* de 165-170° (discreto valgo) como una reducción óptima aunque otros autores (191, 253) no han encontrado diferencias significativas.

La mayoría de autores (165, 239, 245, 259-261, 264-267) han defendido que una reducción inadecuada de la fractura es un factor determinante en el desarrollo de esta complicación mecánica. Aunque algún autor (253) no ha encontrado diferencias significativas, sí hay una tendencia al mal resultado en reducciones no óptimas, sobre todo si se asocia a la malposición del tornillo cefálico y a una fractura pertrocantérea inestable 31A3.3 o basicervical 31B2.1.

- *Posición de la espiral cefálica:*

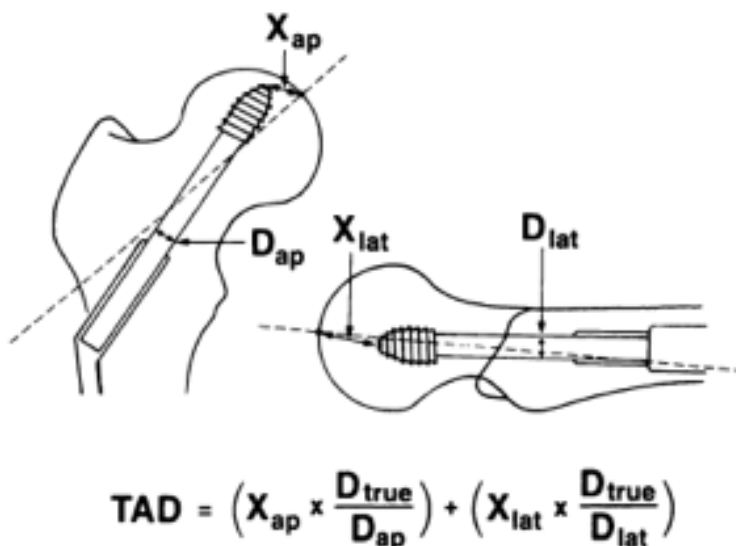
Debe ser idónea tanto en los planos AP y axial como en la profundidad subcondral para incrementar el anclaje al núcleo duro cefálico. El método más antiguo de medición de la posición son los “*cuadrantes del Cleveland y Bosworth*” (8) (figura 21) en 1947, que dividieron la cabeza femoral en los segmentos superior, central e inferior en la proyección AP y anterior, central y posterior en la proyección axial, dando lugar a nueve posibles posiciones de la hoja espiral dentro de la cabeza, pero sin tener en cuenta la profundidad de la misma. Se han utilizado otros métodos basados en los cuadrantes de *Cleveland-Bosworth* en los que se ha intentado en algunos medir también la profundidad, pero son poco usados actualmente (107, 265, 268-270).



**Figura 21.** Sistema de 9 cuadrantes de Cleveland y Bosworth.

El método más utilizado actualmente es el de *Baumgaertner et al.* (165) (figura 22), en 1995, que establecieron el concepto del *Tip to Apex Distance*, definido como “la suma de la distancias, en milímetros, desde la punta del tornillo a la punta de la cabeza femoral, medida en la proyección AP y axial, tras la corrección de la magnificación”, siendo la punta de la cabeza femoral el punto de intersección entre el hueso subcondral y la línea que cruza por el centro al cuello y cabeza femoral. Lograron aunar en un solo parámetro el concepto de “posición” y “profundidad” del tornillo y determinaron que debía ser  $< 25\text{mm}$  para evitar el *cut out*. *Johnson et al.* (271) establecieron el cálculo preciso “intraoperatorio” del TAD gracias al sistema PACS (*Picture Archiving and Communication Systems*) midiendo en un concepto de “unidades” que puede convertirse a milímetros multiplicándolo por un factor de corrección calculado gracias al diámetro ya conocido del tornillo. *Geller et al.* (256) confirmaron la fiabilidad de la aplicación del concepto  $\text{TAD} < 25\text{mm}$  en pacientes tratados exclusivamente con clavo endomedular. Aunque algunos autores lo han criticado (272, 273),

existe una amplia aceptación de este concepto en la literatura científica que permite minimizar el fracaso del implante.

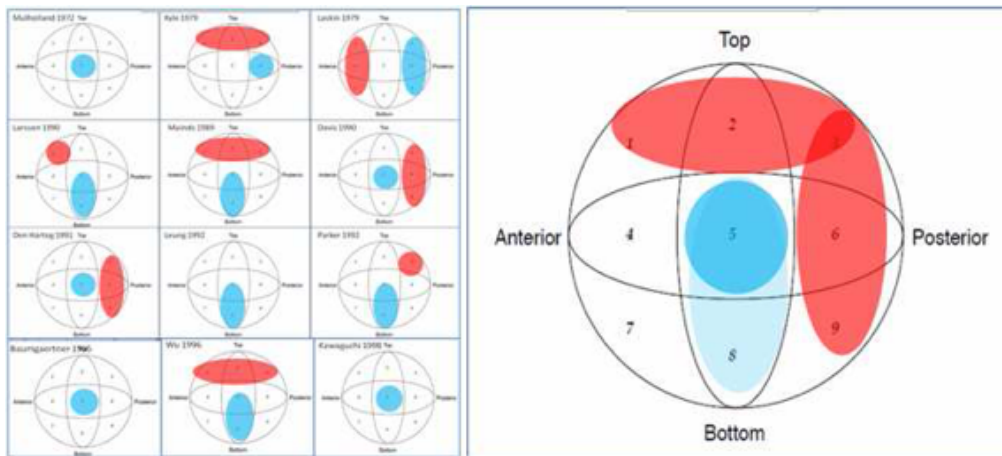


**Figura 22.** Fórmula de cálculo del Tip apex distance. Extraído del artículo de Baumgaertner MR, Curtin SL, Lindskog DM, et al. The value of the tip-apex distance in predicting failure of fixation of peritrochanteric fractures of the hip. *J Bone Joint Surg Am*, 1995; 77:1058-64.

La posición cefálica ideal siguiendo los 9 cuadrantes cefálicos ha variado con el tiempo, aunque la tendencia actual es la colocación en la proyección AP en posición central o centro-inferior evitando la posición superior y en la proyección axial claramente la posición central, evitando las posiciones tanto anteriores como, sobre todo, las posteriores, a pesar de que algunos autores en los años 70 las defendieron (107, 274). Aunque se han defendido durante décadas las posiciones inferiores (127, 245, 264, 265, 275, 276) y algunos autores (273, 277) siguen defendiéndolas, los últimos estudios (165, 253, 256, 261, 263, 266, 267, 278-280) apoyan posiciones centrales en el plano AP (figura 23). El estudio de *Brown et al.* (281) determinó que la mayor fuerza, rigidez y densidad mineral está localizado en la parte superior de la cabeza y, sin embargo, *in vivo* las tasas de *cut out* se encuentran incrementadas cuando el tornillo cefálico se aloja en



posiciones superiores, lo que demuestra que son más importantes las propiedades biomecánicas de la construcción fémur-implante que las propiedades biomateriales del hueso cefálico. Esto coincide con los estudios de *Lenich et al.* (280) que demostraron que en posiciones descentradas de la hoja espiral incrementan las fuerzas torsionales debido a que se aleja del centro de rotación anatómico de la cabeza femoral. Siguiendo estas premisas, la posición considerada ideal para la realización de este trabajo con el sistema *PFNA®* ha sido la centro-centro.



**Figura 23.** Posiciones recomendadas según autores, nótese que la posición centro-centro e infero-central son las más favorables para la mayoría de ellos, al contrario que las posiciones superiores y posteriores.

La profundidad idónea del tornillo cefálico en el hueso subcondral para la mayoría de los autores es  $< 10\text{mm}$  (107, 268, 275, 282, 283) aunque algunos autores han defendido valores  $> 10\text{mm}$  cuando se usan hojas espirales para reducir las tasas de *cut through* que se producen con estos sistemas. El TAD óptimo debe ser  $< 25\text{mm}$  (165, 179, 191, 239, 240, 256, 263) pero según otros autores valores más bajos,  $< 20\text{mm}$  (253, 261) e incluso  $< 15\text{mm}$  (267). Sin embargo, con la aparición de las hojas espirales frente al tornillo cefálico se han reportado como seguros valores mayores, TAD  $< 30\text{mm}$  (154). Inicialmente sólo se reportó el límite superior óptimo

del TAD, pero con estos nuevos sistemas de anclaje cefálico se deben evitar posiciones excesivamente subcondrales (límite inferior): TAD > 20mm (154, 240) ó > 15mm (239) para evitar la perforación cefálica. La instrucción en el concepto del *Tip Apex Distance* condiciona una colocación más precisa del tornillo cefálico y la reducción de las complicaciones mecánicas (284, 285).

- Carga precoz (?):

Reportada por algunos autores como favorecedora de la rotura del implante (199) o el fenómeno *cut in* (151), no parece que pueda influir en el desarrollo de *cut out*, ya que *Nordin et al.* (203) han documentado que actividades como moverse alrededor de la cama y usar la cuña puede generar cargas entre 3 y 5 veces el peso del cuerpo por la contracción muscular. Además, *Koval et al.* publicaron que la carga que se ejerce sobre la cadera operada tras una fractura es de sólo el 51% respecto a la no lesionada (205) y no encontraron un incremento en las tasas de complicaciones mecánicas tras el apoyo completo precoz en fracturas tanto subcapitales como pertrocantéreas (204). Otros autores como *Lobo-Escolar et al* (191), no han encontrado asociación entre la carga precoz e índice de *cut out* en pacientes tratados con enclavado.

#### 1.7.1.10.4. Factores dependientes del diseño del implante:

En el momento actual se utilizan casi exclusivamente los sistemas extramedulares deslizantes (tornillo placa deslizante *DHS* y placa de *Medoff*) y los sistemas intramedulares rígidos deslizantes (*Clavo Gamma®*, *PFNA®*, *InterTan®*...).

Las diferentes características de los implantes en cuanto a la posición (intra o extramedular), el tipo de anclaje cefálico (clavo trilaminar, tornillo simple o

doble, espiral...), el sistema de deslizamiento (no deslizante o deslizante libre o restringido) y el bloqueo distal (deslizante o no deslizante)... van a influir en el desarrollo del *cut out*.

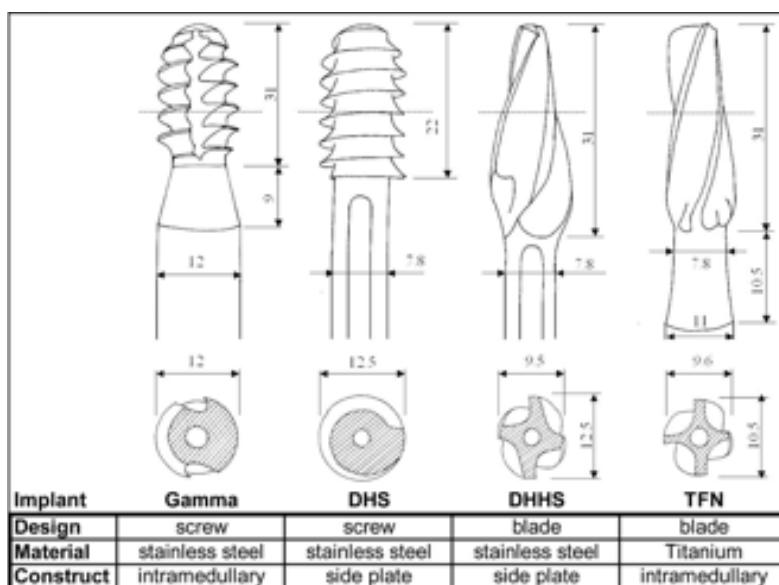
- *Sistema de deslizamiento en el eje cervico-cefálico:*

Los sistemas deslizantes son superiores a los no deslizantes (107, 268, 286-288) en la prevención tanto de *cut out* como otras complicaciones, *cut in*, *cut through* y pseudoartrosis. Dentro de los tipos de deslizamiento (libre vs restringido), el libre permite una mayor compresión de los fragmentos fracturarios, haciendo menos rígido el sistema y disminuyendo, teóricamente, la incidencia de *cut out* y *cut in*, pero favorece otras complicaciones como el *back out* y *pull out*. No existe evidencia de cuál es el mejor sistema de deslizamiento.

- *Tipo de anclaje cefálico:*

El tornillo cefálico único ha sido el más utilizado durante décadas, sustituyendo al anclaje trilaminar de los primeros sistemas que presentaban mayores tasas de rotura e imposibilidad para la compresión del foco (111, 112, 286, 288). A finales de los años 90 se introdujo el tornillo cefálico doble con el sistema *PFN®*, en un intento de mejorar la resistencia a las fuerzas rotacionales pero, a pesar de estudios biomecánicos favorables (289, 290), la realidad *in vivo* fue completamente distinta, ya que no redujo las tasas de complicaciones mecánicas clásicas y dio lugar a la aparición de complicaciones exclusivas del doble tornillo, el *efecto Z* y *Z invertido* (210-212, 216, 258, 291). Las hojas espirales se desarrollaron a principios de este siglo (figura 24), con el mismo concepto de mejorar la estabilidad rotacional del implante y además, conservar *stock* óseo, ya que se introducen sin fresar y girando lo que permite compactar e incrementar la densidad del sistema trabecular alrededor de la hoja hasta en un 30% (292), siendo realmente trascendente en el hueso osteoporótico. La mayoría de los estudios

biomecánicos (292-297) han reportado superioridad de la hoja espiral frente al tornillo cefálico. Los estudios clínicos no han demostrado una ventaja manifiesta de la hoja espiral, pero sí una tendencia a la reducción de las tasas de *cut out*, pasando del 2.3%-8.2% con los sistemas endomedulares de tornillo cefálico (*Gamma Nail*) (127, 175, 179, 215) al 0.9%-4.2% con los sistemas de hoja espiral (*TFN, PFNA...*) (145-154, 239). Existen otros sistemas desarrollados también para mejorar las fuerzas de torsión como *Twin Hook* (118), sistema *RoSA (Rotationally Stable Screw-Anchor)* (298), *Gamma RC (Rotational Control)* (233), *Interlocking lag screw (sistema InterTan: InterTrochanteric Anterograde Nail)* (299)... aunque todavía no se ha estandarizado su uso.



**Figura 24.** Diferentes tipos de anclaje cefálico en el mercado. Extraído del artículo de Sommers MB, Roth C, Hall H, Kam BC, Ehmke LW, Krieg JC, et al. A laboratory model to evaluate cutout resistance of implants for pertrochanteric fracture fixation. *J Orthop Trauma* 2004;18(6):361-8.

- *Posición del sistema (intra vs extramedular):*

Ya se ha comentado previamente la superioridad biomecánica de los sistemas intramedulares respecto a los extramedulares, principalmente en las fracturas inestables, gracias al contrafuerte en posición intramedular que presenta una transferencia de cargas más eficaz y fisiológica, menor brazo de

palanca y momentos de inclinación (hasta un 25-30% menos que los extramedulares), así como un soporte medial que reduce el acortamiento y varización de la fractura (116). La única ventaja de los sistemas extramedulares, aparte del coste reducido (300), es que las fuerzas necesarias para iniciar el deslizamiento son menores, lo que favorece la compresión de la fractura (301).

- *Sistema de deslizamiento en el eje craneo-caudal (deslizamiento vertical axial estático vs dinámico):*

En el eje diafisario los sistemas pueden presentar un comportamiento estático o dinámico, permitiendo el deslizamiento y la compresión de la fractura lo que es especialmente útil en las oblicuas invertidas, transtrocanteréas y subtrocanteréas. Los sistemas extramedulares con deslizamiento biaxial (Placa de *Medoff, Egger...*) (118-120) y los sistemas intramedulares con posibilidad de tornillo distal dinámico permiten tratar de forma más eficaz los patrones fracturarios anteriormente mencionados e incluso reducir tasas de *cut out* de forma “casi significativa” (191).

### 1.7.2. Complicaciones no mecánicas de las fracturas de cadera

Constituyen aquellas no relacionadas estrictamente con la estabilidad del implante sino que se ven favorecidas por caracteres biológicos.

#### 1.7.2.1. Pseudoartrosis

Constituye menos del 2% de los pacientes (60, 107, 302), debido a la óptima vascularización del hueso esponjoso y se asocia a los patrones inestables de

fracturas, al fallo en el deslizamiento del tornillo cefálico, a la osteosíntesis insuficiente o a problemas de entidad médica como hiperparatiroidismo...La consecuencia de una falta de consolidación es el fracaso de la osteosíntesis en forma de *cut out*, rotura de material, arrancamiento de los tornillos distales de las placas, *pull out*... De esta manera, como ya se ha explicado, *Bojan et al.* (253) han diferenciado los *cut out* en primarios y secundarios, estos últimos acontecen pasados los 3-6 meses y se deben a un fracaso en la consolidación de la fractura. Se debe sospechar ante un paciente con dolor persistente e imagen radiotransparente en el foco de fractura pasados los 4-7 meses y puede confirmarse mediante TC. La movilización de la hoja espiral a partir de los 6 meses es un signo indirecto de pseudoartrosis, aunque en ocasiones se produce una estabilización secundaria y la fractura consolidada.

#### 1.7.2.2. Necrosis avascular

Esta complicación es infrecuente en las fracturas del macizo trocantéreo, al contrario que las que acontecen en el cuello del fémur (107, 303, 304). No se ha establecido ninguna relación entre la posición del implante y el desarrollo de osteonecrosis pero se deben evitar la región posterosuperior de la cabeza para evitar dañar el sistema arterial epifisario lateral (99). Además de la posición de la espiral, la utilización de técnicas de cementación podrían incrementar hipotéticamente esta complicación debido a la lesión térmica de los vasos o al incremento de la presión intraósea, aunque no se han documentado mayores tasas de esta complicación (305, 306).

#### 1.7.2.3. Condrolisis

Es una complicación extremadamente rara, pudiendo estar asociada a la penetración de la hoja espiral, tornillo cefálico o tornillos canulados en la

articulación o a la posición del cemento, si se utiliza, a nivel subcondral. Se deben evitar estas situaciones para prevenir esta complicación (307).

#### 1.7.2.4. Coxartrosis acelerada

El cambio de la transferencia de cargas tras la fractura por variaciones en el eje femoral, así como una sobrecarga a nivel subcondral por la presencia de cemento debido a su mayor coeficiente de elasticidad (*módulo de Young*) podría originar una aceleración en el proceso artrósico, aunque no se ha demostrado.

#### 1.7.2.5. Lesión vasculo-nerviosa

Las lesiones neurológicas son extremadamente raras, pudiéndose afectar el nervio ciático o femoral por la proximidad a la fractura o maniobras de reducción, y el nervio pudiendo por el *pelvistato* de la mesa de tracción si se mantiene durante un periodo largo de tiempo.

Las lesiones vasculares descritas en la literatura son infrecuentes pero pueden acontecer en diversas situaciones. Se originan durante el traumatismo, reducción y osteosíntesis o incluso, durante movilización tras la fijación. Pueden presentarse como una hemorragia arterial aguda o, más tarde, como un pseudoaneurisma. Así, se ha descrito la lesión de la arteria femoral superficial o profunda por un fragmento desplazado del trocánter menor (180, 308-310) o por el tornillo distal (181). El diagnóstico por ultrasonidos o arteriografía y el tratamiento precoz mediante embolización o hemostasia por compresión del vaso sangrante es fundamental en estos casos.

#### 1.7.2.6. Infección profunda.

Las tasas de infección tras osteosíntesis de una fractura pertrocanterea de cadera oscilan entre 0%-2,2% (165, 311, 312). Afecta principalmente a pacientes debilitados, con enfermedades intercurrentes y el diagnóstico es difícil, ya que el eritema, fiebre y leucocitosis a menudo no está presente. Las bacterias más frecuentes son el *S. aureus*, *S. epidermidis*, Enterococo y Pseudomona. Existen dos protocolos de tratamiento: “curación de la infección primero” o “consolidación primero”, siendo este último el que mejores resultados ha obtenido en diversos estudios (313).



**JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y  
OBJETIVOS DEL TRABAJO**



## **2. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS DEL TRABAJO.**

### **2.1. Justificación del estudio.**

Las complicaciones mecánicas graves de las fracturas de cadera generan una limitación funcional importante en los pacientes añosos y habitualmente requieren una reintervención quirúrgica.

Esto supone un incremento exponencial en las tasas de mortalidad debido a la edad y co-morbilidades que habitualmente presentan estos pacientes, que se encuentran en un “*equilibrio inestable*” y cualquier nueva “agresión” acelera la descompensación de su organismo.

Además de la mortalidad elevada, la cirugía de rescate tras una complicación mecánica es tediosa y compleja, con potenciales complicaciones técnicas intra y postoperatorias que condicionan unos pobres resultados en muchas ocasiones o la necesidad de una nueva reintervención.

Por último, los pacientes que por diversas circunstancias médicas no son subsidiarios a una nueva cirugía están “*condenados*” de forma casi sistemática a la imposibilidad para la deambulación, debiendo permanecer en silla de ruedas con el subsiguiente incremento de las complicaciones de la inmovilización y al dolor de cadera de forma continuada en mayor o menor medida.

La utilización de una técnica quirúrgica modificada en las fracturas de cadera que permita reducir el índice de complicaciones mecánicas, podrá hacer disminuir la tasas de mortalidad e incapacidad funcional que acontece en los pacientes intervenidos de fractura extracapsular de cadera.

## **2.2. Hipótesis del trabajo.**

Las fuerzas rotacionales a las que se ve sometido el implante durante los ciclos de la marcha juegan un papel fundamental en el desarrollo de complicaciones mecánicas graves, mucho más importante que el de las fuerzas cefálicas (eje craneo-caudal) que clásicamente se ha considerado como el principal.

Dichas complicaciones tienen un origen común, la rotura del sistema trabecular alrededor del implante por las fuerzas torsionales y diferentes desenlaces en función de las fuerzas predominantes a las que se verá sometido posteriormente el sistema, la capacidad de auto-estabilización secundaria de la fractura y factores biológicos que influyen en la consolidación.

Las fracturas basicervicales y los patrones “relacionados” han cobrado interés por su elevada incidencia de complicaciones mecánicas (siendo ésta incluso mayor que en las clásicamente inestables fracturas oblicuas invertidas cuando se utiliza un sistema endomedular) debido al predominio de las fuerzas torsionales en esos patrones fracturarios.

De esta manera, bloqueando en dichas fracturas los momentos de rotación mediante la utilización de sistemas adicionales que incrementan la estabilidad del implante se podría evitar la rotura del sistema trabecular, el “aflojamiento” del anclaje cefálico y, en última instancia, el desarrollo de las principales complicaciones mecánicas.

## 2.3. Objetivos del estudio.

### 2.3.1. Objetivo General:

2.3.1.1. Disminuir las tasas de complicaciones mecánicas graves (principalmente *cut out*) que acontecen en las fracturas de cadera rotacionalmente más inestables (basicervicales y relacionadas).

### 2.3.2. Objetivos Específicos:

2.3.2.1. Evaluar las tasas globales de complicaciones mecánicas en fracturas basicervicales y equivalentes, definidas biomecánicamente como similares y rotacionalmente más inestables.

2.3.2.2. Estudiar los factores clásicos que influyen en el desarrollo del *cut out*: reducción de la fractura, posición de la hoja espiral, *tip apex distance*, osteoporosis y tipo de fractura según *AO/OTA* y *Massoud*.

2.3.2.3. Investigar la influencia que tiene la aplicación de medidas adicionales de estabilidad rotacional (tornillos canulados o *augmentación*) en el bloqueo de las fuerzas torsionales iniciadoras del *cut out* y, por tanto, en la reducción de las tasas de complicaciones mayores.

2.3.2.4. Identificar y definir las posibles dificultades y complicaciones intraoperatorias y postoperatorias relacionadas con la aplicación de tornillos canulados adicionales o *augmentación*.

2.3.2.5. Evaluar algunos de los factores que influyen en la funcionalidad final del paciente: grado de acortamiento, tipo de fractura, técnica quirúrgica, osteoporosis...



## **MATERIAL Y MÉTODOS**





## 3. MATERIAL Y MÉTODOS

### 3.1. Diseño del estudio

El presente es un estudio transversal, descriptivo, de periodo desde enero de 2010 a diciembre de 2014.

### 3.2. Población, Ámbito y Periodo de Estudio

Todos los pacientes hospitalizados por fractura extracapsular de cadera osteoporótica que ingresaron en el Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid desde Enero del 2010 hasta Diciembre de 2014, que fueron tratados con clavo endomedular *PFNA*® y que cumplían los criterios de inclusión en el estudio.

El seguimiento mínimo fue de 6 meses (excepto *exitus*), tiempo suficiente en el que se estima que acontecen la mayoría de las complicaciones mecánicas primarias o hasta la presencia de callo óseo radiológico que indique la consolidación de la fractura.

#### 3.2.1. Criterios de Inclusión

- Pacientes con fractura de cadera por fragilidad (osteoporótica) mayores de 65 años.
- Fractura con trazo basicervical clásico (*AO/OTA* 31B21) o basicervicales equivalentes según *Massoud* (31A1.1, 31A2.1, 31A2.2, 31A2.3).
- Tratados con clavo endomedular de cadera modelo *PFNA*®.

### 3.2.2 Criterios de Exclusión

- Pacientes menores de 65 años.
- Fracturas de etiología no osteoporótica: trauma de alta energía, metastásicas o causas metabólicas excepto osteoporosis.
- Fracturas de cadera que no presenten un trazo basicervical o equivalente: Fracturas intracapsulares 31B (excepto 31 B21), extracapsulares 31A1.2, 31A1.3, 31A3.1, 31A3.2, 31A3.3 y subtrocantéreas.
- Fracaso de la osteosíntesis previa: *cut out*, pseudoartrosis u otros fallos de la fijación que requieran reintervención.
- Pacientes tratados con un método de osteosíntesis distinto del clavo endomedular modelo *PFNA*®.

### 3.2.3. La muestra

El tamaño muestral lo constituyen todos los casos que cumplen criterios inclusión y ninguno de exclusión a lo largo del periodo 2010-2014. De los 700 pacientes que ingresaron por fractura extracapsular de cadera en el Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitario Río Hortega, se obtuvo una muestra de 301 casos que cumplían los criterios de inclusión antes mencionados.

El muestreo es no probabilístico de casos consecutivos.

Las historias clínicas de los pacientes incluidos en el estudio fueron revisadas de manera pormenorizada, tanto las anotaciones durante el ingreso como en el seguimiento posterior. Las pruebas radiológicas también se revisaron para el análisis de diferentes variables incluidas en el estudio que se explicarán a continuación.

### 3.3. Variables de Estudio

Se estudiaron diversos parámetros y variables que en mayor o menor medida pueden influir sobre el resultado final del estudio.

#### 3.3.1. Datos demográficos

- *Edad y género*: son determinantes de la fragilidad ósea, la cual puede influir en el desarrollo de complicaciones mecánicas.
- *Fecha de intervención quirúrgica*: se recogió la fecha de la cirugía como valor para el cálculo del seguimiento del paciente.

#### 3.3.2. Factores relacionados con el fracaso de la osteosíntesis

Las variables del estudio que se analizaron para valorar los posibles factores que pueden influir en el desarrollo de complicaciones mecánicas generales fueron las siguientes:

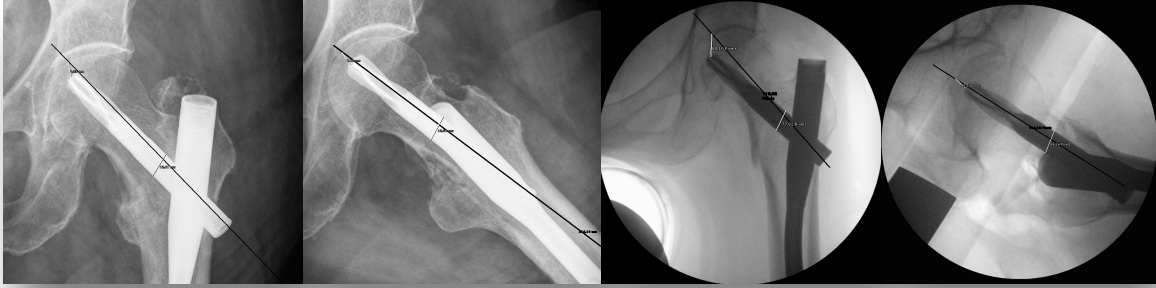
- *Tipo de fractura*, según la clasificación de *Massoud* (65) y *AO/OTA-Müller* (63); correspondiendo a las “basicervicales” la 31B2.1 y a las “basicervicales equivalentes” las 31A1.1, 31A2.1, 31A2.2 y 31A2.3.
- *Calidad de la reducción de la fractura*, siguiendo los criterios de *Baumgaertner-Fogagnolo* (257, 258):

- Alineamiento: en el plano AP (ángulo cervico-diafisario normal de 125-130° o discreto valgo > 135°) y en el plano axial (angulación cervicodiafisaria menor de 20°).
- Desplazamiento de los fragmentos principales: contacto de más del 80% en los dos planos y acortamiento menor de 5mm. Se ha añadido a este ítem la presencia de una diástasis del foco de fractura menor de 5mm (165); basado en que la sobre-distracción del foco no es una situación recomendable que debe intentar corregirse durante el acto quirúrgico y no esperar que el deslizamiento de la hoja espiral permita impactar los fragmentos.

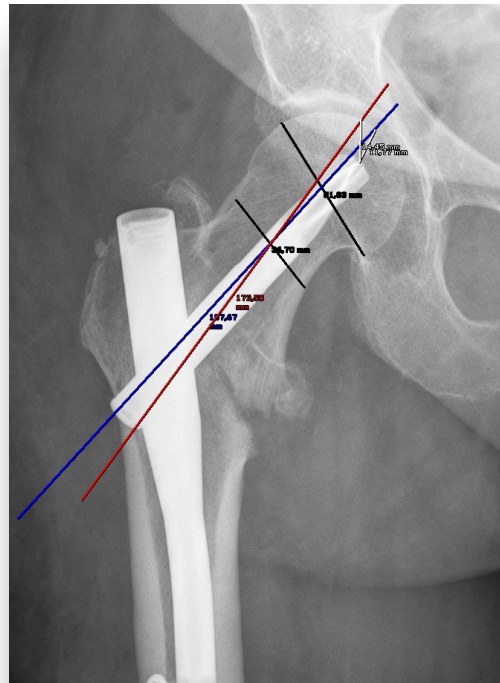
Se considera una reducción óptima cuando cumple ambos criterios de alineamiento y desplazamiento, aceptable si sólo cumple alguno de ellos y pobre si no cumple ninguno. Se debe tener en cuenta que dentro de cada grupo principal, el no cumplir alguno de los subgrupos ya se considera reducción insuficiente. No se hacen diferencias en cada grupo si lo que no se cumple es uno o dos de los ítems que lo componen.

- *Posición de la espiral cefálica en los cuadrantes de Cleveland y Bosworth (8)*, dividiendo la cabeza femoral en los segmentos superior, central e inferior en la proyección AP y anterior, central y posterior en la proyección axial, dando lugar a en nueve posibles posiciones de la hoja espiral dentro de la cabeza, pero sin tener en cuenta la profundidad de la misma. Los cuadrantes se numeraron de la siguiente manera: 1 (antero-superior), 2 (centro-superior), 3 (postero-superior), 4 (centro-anterior), 5 (centro-centro), 6 (centro-posterior), 7 (antero-inferior), 8 (centro-inferior) y 9 (postero-inferior). De esta manera, el cuadrante en el que se encuentra la punta de hoja espiral o el mayor porcentaje de la misma será en el que se etiquetará. Para una medición más precisa, se han revisado tanto las radiografías postoperatorias como la escopia intraoperatoria que aporta en muchas ocasiones unas proyecciones más precisas (principalmente la axial), acorde con la proyección de *Nishiura et al.* (157).

- El parámetro *Tip Apex Distance (distancia punta-vértice)* (165), definido como “la suma de las distancias, en milímetros, desde la punta de la espiral cefálica a la punta de la cabeza femoral, medida en la proyección AP y axial, tras la corrección de la magnificación”, siendo la punta de la cabeza femoral el punto de intersección entre el hueso subcondral y la línea que cruza por el centro al cuello y cabeza femoral (figura 25). De esta manera, se ha calculado la posición de la espiral y la profundidad de la misma con un único parámetro. Existen algunas morfologías de la cabeza femoral en las que el cálculo del TAD es más complicado, como en las tipo CAM (con giba) o en las epifisiolisis femoral proximal menores (en las que la cabeza se encuentra “deslizada” hacia caudal respecto al cuello), ya que la línea que cruza el centro exacto del cuello corta la cabeza femoral en una posición claramente superior. En estos casos se ha calculado el centro del cuello y el centro de la cabeza a nivel subcapital de forma independiente, y ambos puntos se han conectado con una línea que se ha prolongado hacia superomedial hasta cortar la articulación (figura 26). El cálculo se ha llevado a cabo en las radiografías postoperatorias siguiendo los principios de *Baumgaertner et al.* (165) y *Geller et al.* (256) o con la escopia intraoperatoria guardada en el PACS según *Johnson et al.* (271), en la cual, en vez de en milímetros se mide en unidades de medida como *pixels*. Como referencia para el cálculo de la proporción, se utilizó el diámetro de la hoja espiral a nivel de su base, 12.2 mm. En situaciones en las que no se pudo realizar de esta manera se utilizó el diámetro del clavo (10 u 11mm) por su valor ya conocido.



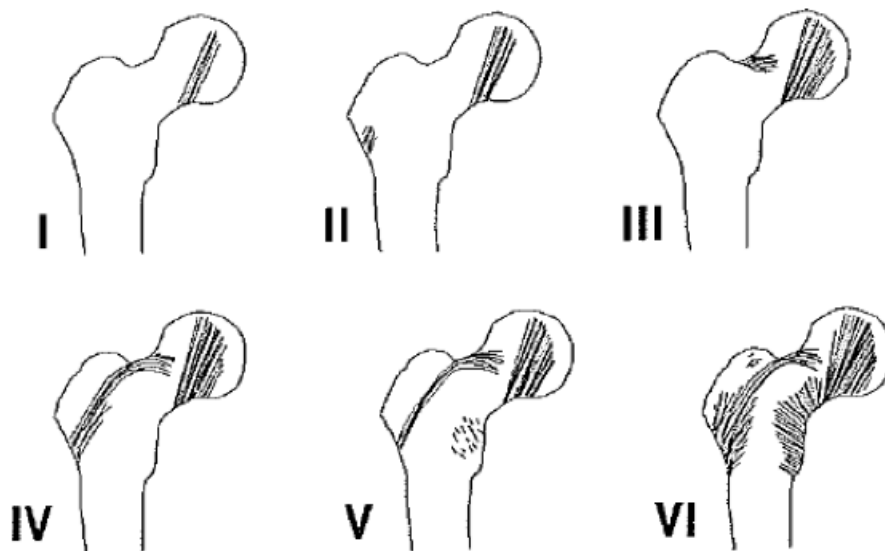
**Figura 25.** Medición del TAD en milímetros en radiografías postoperatorias (izquierda) y en pixels en la escopia intraoperatoria (derecha).



**Figura 26.** Medición del TAD en caderas en “varo”. La línea roja indica el TAD trazando una línea siguiendo el eje del cuello como en la forma clásica. La línea azul es la que corta la bisectriz de la cabeza y cuello, la cual se aproxima a una posición más centrada en la cabeza.

- *Osteoporosis según los grados de Singh et al. (40):* se ha utilizado esta clasificación por la disponibilidad en casi todos los casos de una radiografía de la cadera contralateral para etiquetarlas. Los grados de *Singh* (figura 27), basados en los haces de compresión y tensión, son los siguientes: grado 6 (visibles todos los haces trabeculares, principales y secundarios: hueso normal), grado 5 (acentuación

de los haces principales de compresión y tensión, pero desaparición de los haces secundarios de compresión: estadios iniciales de pérdida ósea), grado 4 (haces de tensión principales reducidos en número pero se pueden observar su estructura desde la parte lateral del trocánter mayor hasta el cuello femoral, los haces secundarios han desaparecido: este grado se considera el límite entre hueso normal y osteoporótico), grado 3 (rotura en la continuidad de los haces principales de tensión, que sólo se observan en el cuello femoral: osteoporosis definitiva), grado 2 (sólo se observa el haz principal de compresión, el resto están reabsorbidos: osteoporosis moderadamente avanzada), grado 1 (reducción del número de haces trabeculares del haz principal de compresión: severa osteoporosis). Para una simplificación en el análisis de los grados de Singh, se han agrupado posteriormente en dos grupos: hueso no osteoporótico (grados 6, 5 y 4) y hueso osteoporótico (grados 3, 2 1), que facilita la comprensión y el manejo estadístico de este parámetro.



*Figura 27. Grados de Singh para la medición de la osteoporosis.*

- *Acortamiento de la extremidad (deslizamiento de la hoja espiral)*: se ha medido comparando la cantidad en milímetros de la base de la espiral fuera del clavo, en las radiografías postoperatoria y tras consolidación de la fractura, eliminando el efecto de magnificación en cada una de ellas de la misma manera a lo utilizado para el cálculo del TAD.

### 3.3.3. Tipo de osteosíntesis utilizada:

Se clasificó en tres grupos en función del modelo de anclaje cefálico utilizado: hoja espiral sola o asociada a cementación o tornillos canulados.

- *Hoja espiral del PFNA aislada*: en todos los pacientes se documentaron los siguientes parámetros: el diámetro y longitud del clavo, el ángulo cervico-diafisario, la longitud de la hoja espiral cefálica y la utilización o no del tornillo distal, su posición estática o dinámica y la longitud del mismo.
- *Hoja espiral cementada (augmentacion)*: a los parámetros previamente mencionados se añadió el volumen y área del cemento utilizado. Dicho volumen se calculó en mililitros, revisando lo apuntado en la descripción de la cirugía. También se midió el “área radiológica” calculándola en las radiografías postoperatorias mediante el sistema de procesamiento de imágenes *Osirix®*.
- *Hoja espiral asociada a tornillos canulados*: se anotó el número y la longitud de los tornillos utilizados, así como la posición en los cuadrantes de *Cleveland* y *Bosworth*. No se documentó el TAD para los tornillos, por estar claramente incrementado en todos los casos debido a su posición excéntrica y por carecer de relevancia en este sistema.



#### 3.3.4. Tipos de complicaciones generales:

Constituyen aquellas complicaciones clásicas relacionadas con el enclavado endomedular en las fracturas extracapsulares de cadera, algunas de las cuales precisan re-intervención quirúrgica. A continuación se realizará una definición pormenorizada de cada una de ellas.

- Acortamiento de la extremidad y debilidad del glúteo medio: se consideró patológico un deslizamiento (*back out*) > 1cm, por la posible influencia en la marcha del paciente.
- Consolidación en varo de la fractura sin migración de la hoja espiral. Aquellas en las que el ángulo cervico-diafisario final fue < 120°. Constituyen un problema de debilidad del glúteo medio, *efecto Voss* positivo y *marcha de Trendelemburg*.
- Rotación de la cabeza femoral y migración superior de la hoja espiral dentro del fragmento cefálico con varización de la fractura: secundario al “aflojamiento” de la hoja espiral, como describió *Lenich* y constituirían las fases 1 y 2 de fallo del implante, previo al desarrollo del *cut out*. Se han incluido en este apartado tanto los pacientes que presentaron esta complicación y no se intervinieron por comorbilidades asociadas y la fractura finalmente consolidó, como los que se intervinieron antes de que desarrollaran un *cut out* franco, que es lo que suele suceder en la gran mayoría de los casos.
- Salida de la hoja espiral a través de la cabeza femoral (*cut out*): ya definido como la “perforación anterosuperior (o posterosuperior) de la cabeza o cuello femoral con rotación y desplazamiento en varo del fragmento cervico-cefálico”. Constituye la fase 3 de *Lenich*, en el que la hoja espiral sale a través de la cabeza o cuello con mayor o menor destrucción de la superficie articular. Se incluyen en este apartado los casos en los que durante la salida de la espiral se produjo una fractura secundaria del cuello femoral. Se consideran *cut out primarios* los casos

que acontecen en los 6 primeros meses, asociados a un problema principalmente mecánico (253).

- Migración lateral de la hoja espiral con colapso en varo (*pull out*): considerado cuando se produce una migración lateral de la espiral de forma “no controlada” por pérdida del anclaje cefálico, con rotación femoral y colapso en varo.
- Roce sintomático de la fascia lata: se incluyen en este apartado aquellos casos “sintomáticos” documentados en la historia clínica como “trocanteritis” o “dolor en la cara lateral del muslo” independientemente del grado de deslizamiento ( $>$  ó  $<$  1cm).
- Migración medial de la hoja espiral con colapso en varo (*cut in*): constituye la “perforación central de la cabeza femoral con rotación y colapso en varo del fragmento cervico-cefálico, acompañado de una migración medial de la espiral respecto al clavo (efecto de “succión” de la espiral hacia la pelvis, simulando un *back out invertido*)”.
- Migración medial de la hoja espiral sin colapso en varo (*cut through*): definido como la “perforación central en la articulación en el eje de la hoja espiral sin desplazamiento del fragmento cervicocefálico”. Por tanto, no debe presentar aflojamiento de la espiral, ni rotación de la cabeza femoral, ni colapso en varo de la fractura, ni efecto “succión” de la espiral, lo que lo diferencia claramente del fenómeno “*cut in*” anteriormente expuesto.
- Fracturas peri-implante: consideradas únicamente las que afectan a la diáfisis femoral que conllevan re-intervención quirúrgica. No se consideran aquellas que ocurren excepcionalmente en el cuello femoral durante la evolución (excepto secundarias a *cut out*) o las fracturas intra o postoperatorias del trocánter mayor.
- Rotura de material de osteosíntesis: situación excepcional que acontece a nivel del orificio para la espiral cefálica o del tornillo distal. No se considera la rotura del perno distal.

- Necrosis avascular de la cabeza femoral: se incluye aquella que comienza tras la intervención quirúrgica estando la cabeza previamente sana. No se incluyen aquellos casos que ya presentaran signos previos a la cirugía.
- Pseudoartrosis: constituye un problema biológico pero que, en última instancia más tarde o más temprano, va a dar lugar a alguna de las complicaciones mecánicas previamente definidas. Se incluyen como “*cut out secundarios*” a pseudoartrosis aquellos que acontecen a partir de los 6 meses de la cirugía.
- Infección: tanto superficial como profunda.

Para un manejo estadístico simplificado se han agrupado en complicaciones mecánicas mayores (aquellas con elevada incidencia de reintervención) y menores (que conllevan un déficit anatómico o funcional pero que no precisan habitualmente una nueva cirugía). El grupo de complicaciones mayores lo constituyen la rotación de la cabeza y migración de la espiral (estadios 1 y 2 de *Lenich*), salida de la hoja espiral fuera de la cabeza (*cut out* o estado 3 de *Lenich*), migración lateral y colapso en varo (*pull out*), migración medial con o sin colapso en varo (*cut in* y *cut through*), fracturas peri-implante, rotura del clavo y *cut out* secundario a pseudoartrosis. En las complicaciones menores se incluyó el acortamiento de la extremidad, la consolidación en varo, el roce sintomático de la fascia lata y la migración medial sin penetración articular.

### 3.3.5. Tipos de complicaciones específicas de estas técnicas.

Existen algunas de las complicaciones anteriormente descritas o no, que pueden acontecer en mayor frecuencia cuando se utilizan estas técnicas y que se han asociado a las mismas. Se ha intentado evaluar si están incrementadas respecto a los sistemas de hoja espiral aislada.

- *Complicaciones de la cementación (augmentación):*
  - Necrosis avascular de la cabeza femoral.
  - Artrosis acelerada, cuando se observe un incremento acelerado en los primeros 6-12 meses de los cambios degenerativos, en caderas previamente sanas o artrosis incipiente y que se pueda justificar por la afectación condral debido a la proximidad del cemento.
  - Migración intraarticular de cemento, penetración intraarticular con o sin repercusión clínica.
  - Migración al foco de fractura, con o sin repercusión (pseudoartrosis).
  - Infección por la presencia de un material extraño como es el cemento.
  
- *Complicaciones de los tornillos canulados:*
  - Malposición de los tornillos, considerando los tornillos cruzados (78, 83, 84, 87) o mal-alineados respecto a la espiral  $> 10^\circ$  (88).
  - Penetración intraarticular intraoperatoria o postoperatoria, que puede condicionar condrolisis y erosión del acetábulo. La presencia de tan sólo una única espira sobrepasando la línea de hueso subcondral (aunque no sobrepase el cartílago de la cadera) se considerará “penetración intraarticular”.
  - Migración lateral, la compresión de la fractura hará que deslice hacia lateral el tornillo canulado, pero sólo cuando se pueda atribuir síntomas como dolor se considerará una complicación.
  - Necrosis avascular de la cabeza femoral, que puede estar asociada a posiciones posterosuperiores.
  - Condrolisis, asociada o no a la penetración intraarticular de los tornillos o la posición subcondral.

### 3.3.6. Funcionalidad global (pre y post-fractura)

Se evalúa la capacidad previa de deambulaci3n y la alcanzada a los 6 meses post-fractura recogida en la historia cl3nica. Se va a clasificar en tres grupos gen3ricos (314):

- Grupo 1: camina sin ayuda o con ayuda simple (muleta o bast3n).
- Grupo 2: camina ayudado por dos bastones ingleses o andador.
- Grupo 3: Incapacidad para caminar, uso de silla de ruedas.

## **3.4. An3lisis Estad3stico**

### 3.4.1. Recogida y tratamiento de datos

Para la recogida de los datos se confeccion3 una base de datos en el programa *Excel*. Los datos fueron introducidos por una sola persona, el doctorando, y revisados por un experto. Tras su depuraci3n fueron analizados utilizando el programa estad3stico *SPSS v. 15.0 (SPSS Inc. 1989-2006)* y el sistema *MedCalc versi3n 9.2 (MedCalc Software, Mariakerke, B3lgica)*. No se perdieron pacientes durante el estudio ya que pacientes que no cumplieran los criterios de inclusi3n o cuyos datos estuvieran incompletos se excluyeron.

### 3.4.2. Estadística descriptiva

La normalidad de las variables cuantitativas fue establecida con la prueba de *Kolmogorov-Smirnov*. Las variables fueron descritas como media  $\pm$  desviación estándar (DE). Por su parte, las variables cualitativas fueron descritas mediante la tabla de frecuencias absolutas y relativas (porcentajes) de sus categorías. Se calcularon los Intervalos de Confianza al 95% (IC 95%) de los parámetros obtenidos. Finalmente, se utilizaron histogramas de frecuencia y barras de error (variables normales) para representar las variables cuantitativas y gráficos de barras agrupadas para las cualitativas.

### 3.4.3. Estadística inferencial

Para estudiar la asociación entre variables cualitativas se utilizó la prueba de *Chi cuadrado* con test exacto de *Fisher* (tablas 2 x 2) o razón de verosimilitud ( $> 2$  categorías), dependiendo de sus condiciones de aplicación (frecuencia esperada  $< 5$  en más del 20% de las casillas).

Para estudiar las diferencias entre medias independientes se utilizó la prueba de la *t de Student* o la *U de Mann-Whitney*, dependiendo de las condiciones de aplicación (normalidad) para 2 grupos, y el ANOVA o la H de *Kruskal-Wallis*, dependiendo asimismo de las condiciones de aplicación (normalidad) para más de 2 grupos.

Se realizó un análisis de regresión logística para explicar las variables complicaciones mayores, incluyendo en el análisis la edad, el sexo y las variables que resulten asociadas a la variable en estudio.

El nivel de significación para todas las pruebas se considerará para una  $p \leq 0,05$ .

### 3.5. Aspectos éticos

Este trabajo se realizó siguiendo las recomendaciones de la Declaración de Helsinki de 1964 (última enmienda, 2013).

No existe conflicto de intereses ni se dispone de financiación por organismos públicos o privados.

### 3.6. Búsqueda bibliográfica

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?otool=iesbscllib>

Se realizó la búsqueda bibliográfica en la base de datos MEDLINE, uno de los componentes de PubMed, *a free resource that is developed and maintained by the National Center for Biotechnology Information (NCBI), at the U.S. National Library of Medicine (NLM), located at the National Institutes of Health (NIH).*

La búsqueda inicial se planteó utilizando términos libres y la definitiva a través de los descriptores *MeSH* y mediante la combinación de diferentes *Operadores Booleanos* siguiendo el sistema de búsqueda PICO (*Patient/Intervention/Comparison/Outcome*) sin límite en los los tiempos e idioma, para confeccionar la estrategia más adecuada.

Se utilizaron los siguientes términos para las características del Paciente (P) combinados de manera no restrictiva (OR) en la búsqueda: *hip, fracture, trochanteric, extracapsular, basicervical, basal neck, aged, old, osteoporotic...* El apartado Intervención (I) se completó con las siguientes palabras: *PFNA, blade, augmentation, cannulated screw...* realizando diferentes combinaciones de búsqueda para cada uno de

ellos. La Comparación (C) no se utilizó de forma sistemática, debido a la escasez de estudios comparativos entre las diferentes técnicas utilizadas. Por último, el apartado Resultados (*Outcomes*) se completo con los términos: *outcomes, results, complications, bone healing...* De esta manera, se creó de forma no restrictiva (OR) una base englobando diferentes características del paciente (P) que luego se combinó de forma restrictiva (AND) con el resto de términos de búsqueda en los apartados (I), (C) y (O).

Se ha completado con la consulta de libros de texto actualizados y la comunicación con expertos.



## **RESULTADOS**



## 4. RESULTADOS

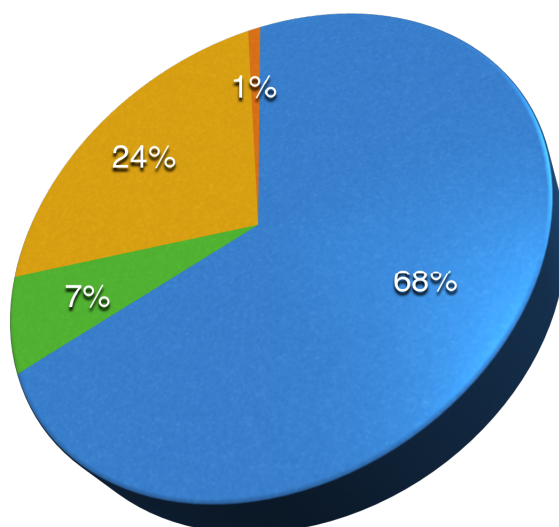
### 4.1. Características generales.

#### 4.1.1. *Datos generales de la muestra*

Durante el estudio se recogieron 700 pacientes con fracturas extracapsular de cadera de los cuales sólo 301 cumplieron los criterios de inclusión antes mencionados.

Los datos del estudio de frecuencias fueron los siguientes:

- *Edad media*: 85,65 años (65-104).
  - *Sexo*: mujeres 79,7% y varones 20,3%.
  - *Osteoporosis*: Sí (grados 1, 2 y 3 de *Singh*) el 46,5% y No (grados 4, 5 y 6) el 53,5%.
  - *Técnica quirúrgica* (figura 28): PFNA aislado 80,4%, *Augmentación* 8,3%, tornillos canulados 10,3% y el híbrido (*augmentación* + tornillos) 1%.
- PFNA aislado ● Augmentación ● Canulados ● Augmenta + Canulados



**Figura 28.** Porcentaje de utilización de las diferentes técnicas de osteosíntesis.

La distribución de las variables edad, sexo y grado de osteoporosis en los grupos hoja helicoidal *PFNA* aislada y resto de técnicas quirúrgicas (*augmentación* y/o tornillos) fue la siguiente:

- *EDAD*: en el grupo *PFNA* aislado la edad media fue de 87,31 +/- 5,6 años y en el grupo de técnicas “modernas” de 85,25 +/- 6.21, no encontrando diferencias en la distribución por edad en ambos grupos de forma estadísticamente significativo ( $p < 0.05$ ).
- *SEXO*: El género femenino alcanzó con un porcentaje del 78,1% en el grupo *PFNA* aislado y 86,4% en el grupo de “técnicas antirrotación” La distribución por sexos fue equilibrada aunque no alcanzó significación estadística ( $p = 0,153$ ).
- *OSTEOPOROSIS*: La osteoporosis está presente en el 57,6% de los pacientes tratados con técnicas alternativas y en el 43,8% del *PFNA* aislado. Estas diferencias fueron casi estadísticamente significativas ( $p = 0,056$ ).

#### 4.1.2. Datos generales de las técnicas alternativas

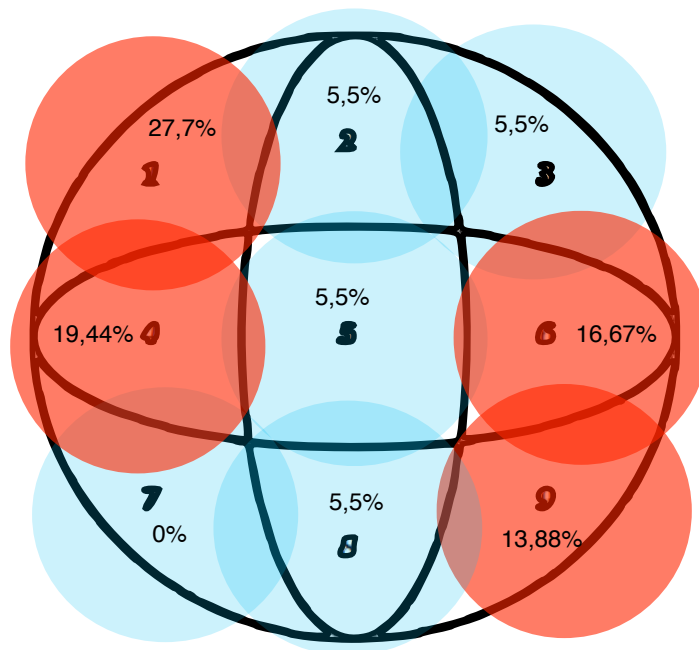
En el sistema de cementación, el *área global* media (suma de las áreas en las proyecciones AP y axial) fue de 15,19cm<sup>2</sup> que, descontados los 9,68cm<sup>2</sup> que representa la zona fenestrada de la espiral, se quedó en 5,52cm<sup>2</sup>, que es lo que incrementa el sistema de *augmentación* a la superficie de contacto cefálico.

El *volumen inyectado* medio fue de 3,5ml (límites de 2ml a 5ml).

Respecto al sistema de tornillos canulados, la *longitud* media de los mismos fue de 87,85mm (límite de 75 a 100) y la moda de 90mm.

La *alineación* media del tornillo canulado respecto a la espiral fue de 2,44° (límites de 0° a 6°) en proyección AP y de 3,06° (límites de 1° a 9°) en proyección axial.

Las *posiciones* más repetidas en los cuadrantes de *Cleveland* y *Bosworth* fueron la 1 (antero-superior) con el 27,7%, la 4 (centro-anterior) con un 19,44%, la 6 (centro-posterior) con el 16,67% y la 9 (postero-inferior) con el 13,88%. La menos frecuente fue la 7 (antero-inferior) con un 0% (figura 29).



**Figura 29.** Posiciones de los tornillos canulados según los cuadrantes de *Cleveland* y *Bosworth*.

## 4.2. Evaluación de las complicaciones mecánicas y no mecánicas

### 4.2.1. Tabla de frecuencias de las complicaciones

#### 4.2.1.1. Complicaciones mecánicas generales

Aquellas que no se relacionan específicamente con las nuevas técnicas quirúrgicas del estudio. El 73,1% (220) de los pacientes no presentó complicaciones mecánicas, el 18,3% (55) sufrieron complicaciones menores y el 8,6% (26) complicaciones mayores (tabla 1).

	FRECUENCIA	PORCENTAJE
NO COMPLICACIONES	220	73,1
COMPLICACIONES MENORES	55	18,3
COMPLICACIONES MAYORES	26	8,6

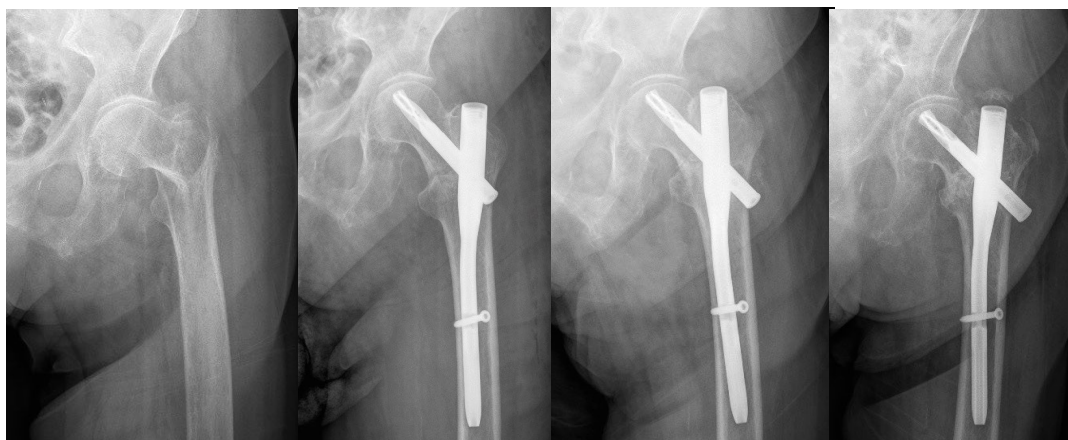
*Tabla 1. Complicaciones mayores y menores generales.*

Los subgrupos de complicaciones fueron los siguientes (tabla 2) (figura 30-39):

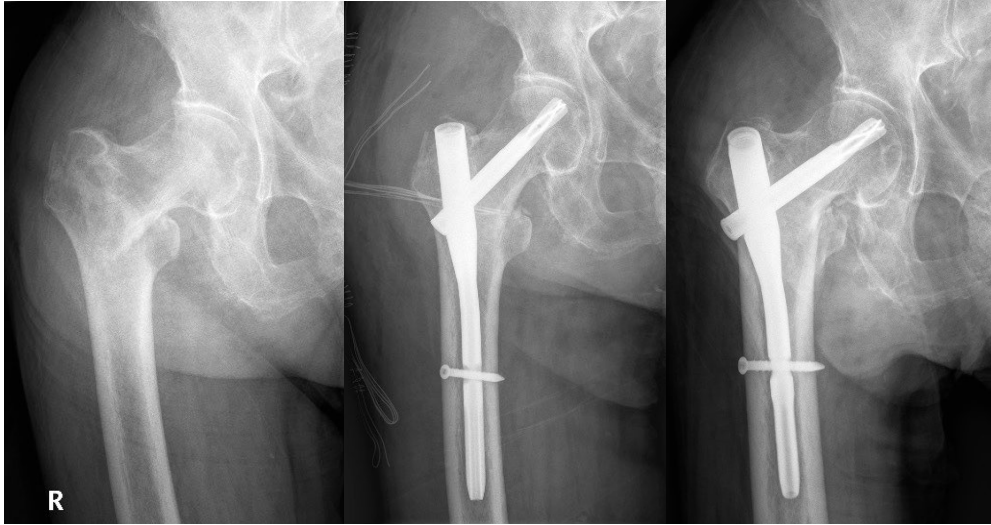
COMPLICACIONES	MENORES (55)	COMPLICACIONES	MAYORES (26)
BACK OUT	52,7% (29)	ROTACIÓN/ MIGRACIÓN ESPIRAL (LENICH 1 y 2)	34,6% (9)
CONSOLIDACIÓN VARO	21,8% (12)	FRACTURA DISTAL	19,23% (5)
ROCE FASCIA	23,6% (13)	CUT OUT	15,38% (4)
MIGRACIÓN MEDIAL SIN PROTUSIÓN	1,8% (1)	CUT THROUGH	11,53% (3)
		PULL OUT	7,7% (2)
		CUT IN	3,8% (1)
		FX SUBCAPITAL (tras pull o cut out)	3,8% (1)
		PSEUDOARTROSIS (cut out tardío)	3,8% (1)

*Tabla 2. Distribución de los diferentes tipos de complicaciones mayores y menores.*

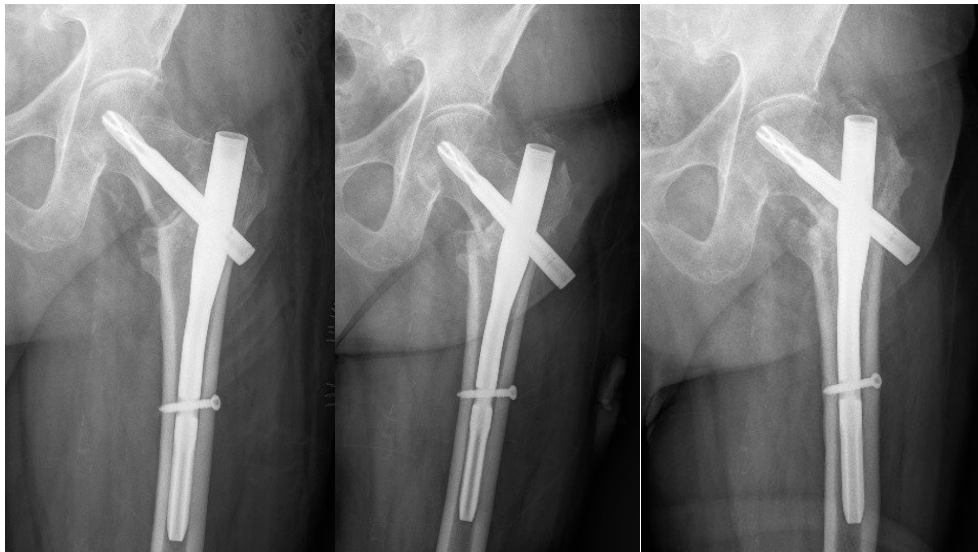
- *Complicaciones menores:*



*Figura 30. Fenómeno back out (salida hoja espiral > 10mm sin perder el anclaje cefálico). Acontece incluso en fracturas basicervicales que no presentan conminución aparente.*



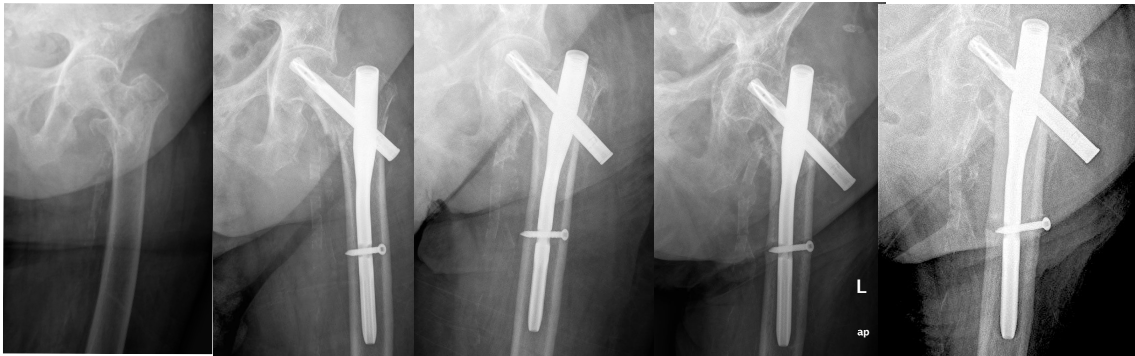
**Figura 31.** Consolidación en varo (ángulo cervico-diafisario  $< 120^\circ$ ) sin movilización del implante.



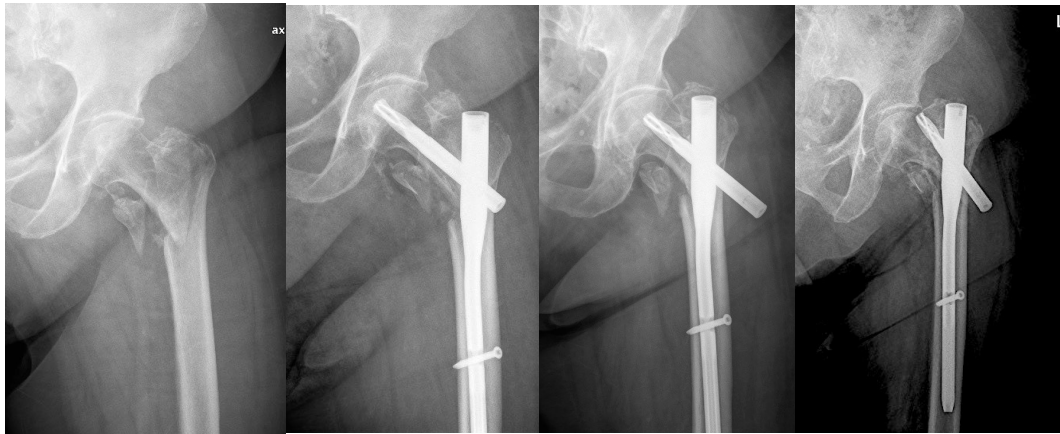
**Figura 32.** Fenómeno inicial de back out y tras bloqueo del deslizamiento la hoja espiral comienza a penetrar hacia la articulación hasta que consolidó la fractura.



- *Complicaciones mayores:*



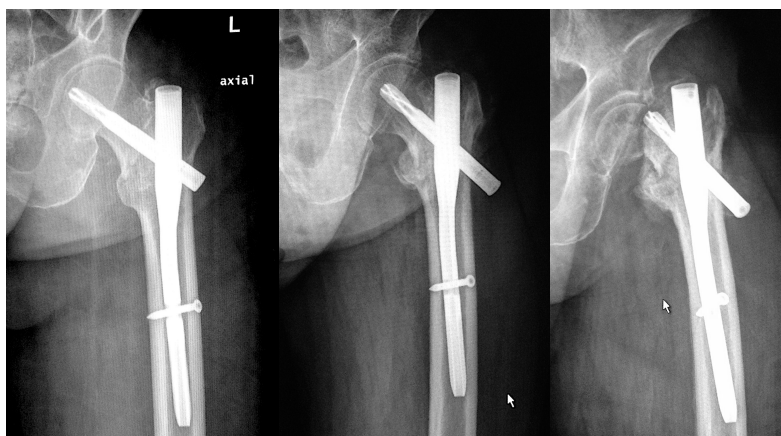
**Figura 33.** Rotación de la cabeza femoral (imagen 3) y migración de la hoja espiral hacia lateral y craneal (imagen 4 y 5) sin salida de la cabeza, correspondiendo a los estadios 1 y 2 de Lenich.



**Figura 34.** Fenómeno cut out en el que se suceden las tres fases de Lenich, rotación de la cabeza femoral (imagen 2), migración del implante (imagen 3) y colapso en varo con migración antero-superior de la hoja espiral (imagen 4).



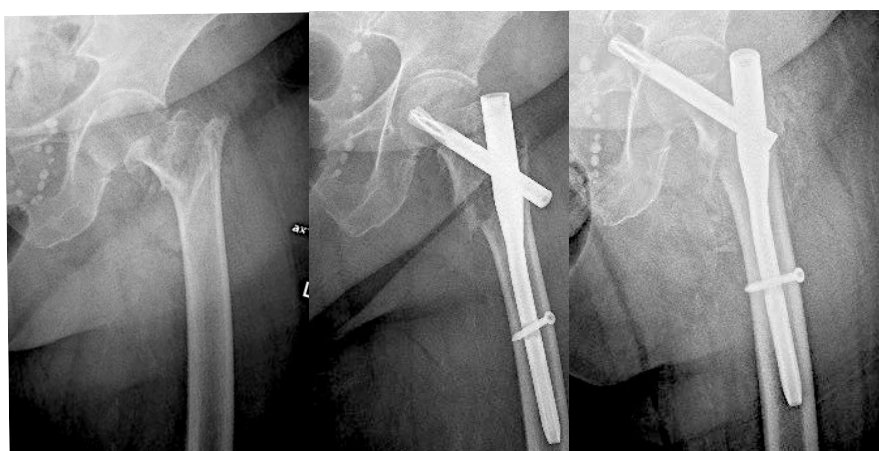
**Figura 35.** Pull out, presenta el mismo comportamiento inicial que el cut out pero con fallo de la fijación mediante la migración lateral y desacople del sistema.



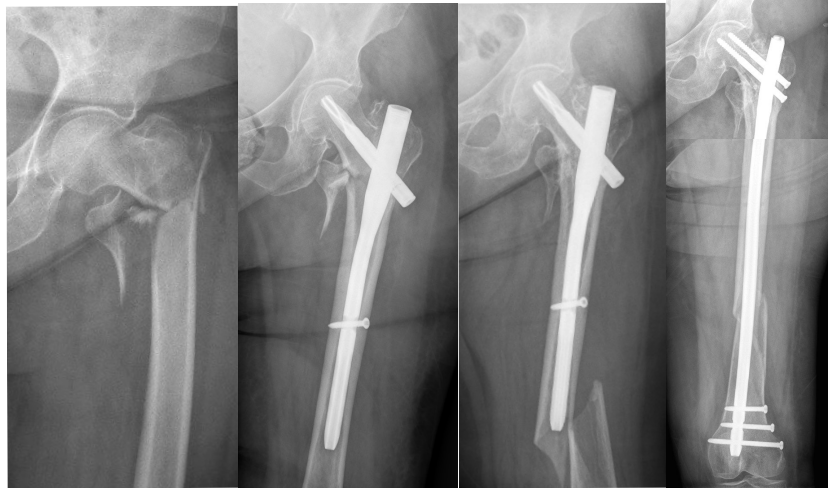
**Figura 36.** Fractura subcapital tras aflojamiento y migración de la espiral, originada por el intento de salir en la unión cervico-cefálica.



**Figura 37.** Cut through, penetración medial de la hoja espiral sin colapso en varo y sin “efecto de succión” de la hoja espiral.



**Figura 38.** Cut in, migración medial con colapso en varo de la fractura. Se aprecia la penetración de la hoja espiral respecto al clavo (efecto succión).



**Figura 39.** Fractura femoral distal tratada mediante enclavado largo.

#### 4.2.1.2. Complicaciones mecánicas específicas:

Tres pacientes tuvieron complicaciones relacionadas con las nuevas técnicas, constituyendo el 5% de los 59 en los que se aplicaron y el 0.99% del total (301). Un caso de penetración de una espira del tornillo canulado con dudosa clínica dolorosa relacionada pero que se reintervino y presentó escasa mejoría, un caso de penetración intrarticular del cemento sin repercusión y un caso de presencia de gran cantidad de cemento subcondral aunque no sintomático (figura 40).



**Figura 40.** Penetración intraarticular del tornillo canulado (izda), fuga intraarticular de cemento (centro) y excesiva cantidad de cemento subcondral (dcha).

#### 4.2.1.3. Complicaciones no mecánicas:

Seis pacientes (1,99%) del grupo *PFNA* aislado sufrieron complicaciones no mecánicas (figura 41): 3 casos de sangrado persistente que se resolvió mediante arteriografía y embolización con un *coil*, 2 casos de infección (1 superficial tratada con antibióticos y una profunda que precisó retirada de material y *Girdlestone*) y un caso de necrosis avascular que requirió artroplastia (aunque la bilateralidad de la necrosis en este paciente hace que el factor fractura pase a un segundo plano).



**Figura 41.** Sangrado activo que se embolizó con un *coil* (izda superior e inferior), infección profunda que precisó retirada de clavo (centro superior e inferior) y necrosis avascular progresiva (dcha superior e inferior). Nótese que los signos de necrosis estaban presentes desde el inicio de la osteosíntesis.

### 4.3. Evaluación de la relación de las complicaciones mecánicas con diversos factores de riesgo

#### 4.3.1. Relación con el TAD

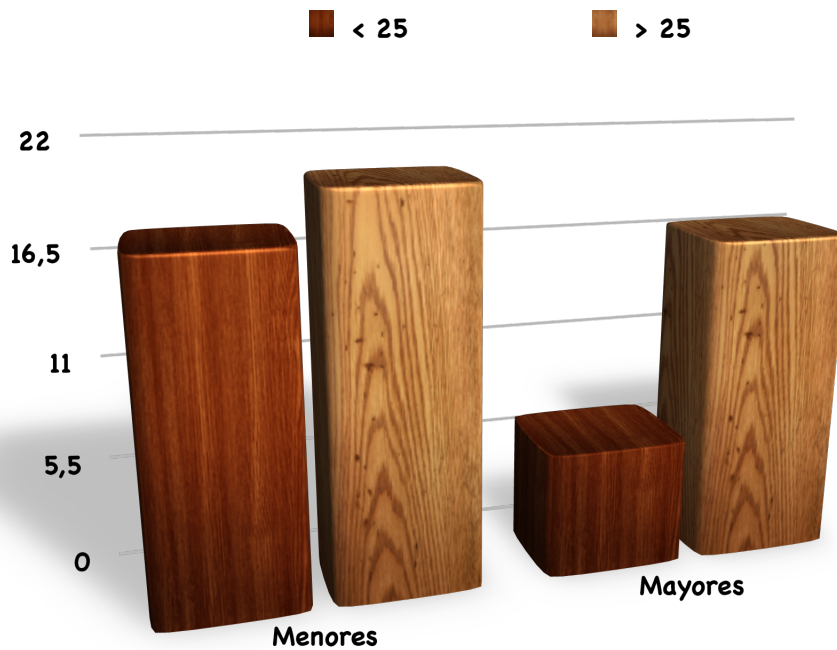
El TAD (global y en la proyección axial) de las complicaciones mayores fue por término medio 2mm más elevado que en el grupo de no complicaciones (global 22,6mm frente a 20,16mm y en axial 12,31mm frente a 10,49 mm), siendo estas diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.05$ ) en el axial y  $p = 0,05$  en el TAD global. El TAD en AP no presentó grandes variaciones y no alcanzó significación estadística (tabla 3).

		N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
TAD	No	220	<b>20,1638</b>	<b>5,04526</b>	,34015	19,4934	20,8342	<b>9,50</b>	<b>38,31</b>
	Menores	55	21,3347	6,55701	,88415	19,5621	23,1073	10,04	40,60
	Mayores	26	<b>22,6258</b>	<b>5,96620</b>	1,17007	20,2160	25,0356	<b>9,73</b>	<b>33,58</b>
	Total	301	20,5904	5,46637	,31508	19,9704	21,2105	9,50	40,60
TAD AP	No	220	9,6735	2,73146	,18415	9,3106	10,0365	4,00	20,54
	Menores	55	9,9967	3,16275	,42647	9,1417	10,8517	4,05	19,15
	Mayores	26	10,1815	3,23636	,63470	8,8743	11,4887	4,67	17,22
	Total	301	9,7765	2,85494	,16456	9,4526	10,1003	4,00	20,54
TAD Axial	No	220	10,493	2,9819	,2010	10,096	10,889	4,9	19,8
	Menores	55	11,338	3,6139	,4873	10,361	12,315	5,0	21,6
	Mayores	26	12,312	3,3353	,6541	10,965	13,659	5,1	18,1
	Total	301	10,804	3,1764	,1831	10,444	11,164	4,9	21,6

**Tabla 3.** Valores del TAD global, AP y axial en pacientes que no tuvieron complicaciones mecánicas y aquellos que las tuvieron.

Analizando el TAD en dos subgrupos ( $< 25\text{mm}$  y  $> 25\text{mm}$ ), los datos muestran escasas variaciones en cuanto a las complicaciones menores (17,8% frente a 20,3%) pero unas tasas en las complicaciones mayores que se incrementan desde el 6,6% si  $\text{TAD} < 25$  hasta el 16,9% si  $\text{TAD} > 25$  (figura 42), siendo estos resultados estadísticamente significativos ( $p < 0,05$ ). De la misma manera, los pacientes que no

sufrieron complicaciones fueron un 75,6% en los que el TAD fue < 25mm frente al 62,7% en los > 25mm.

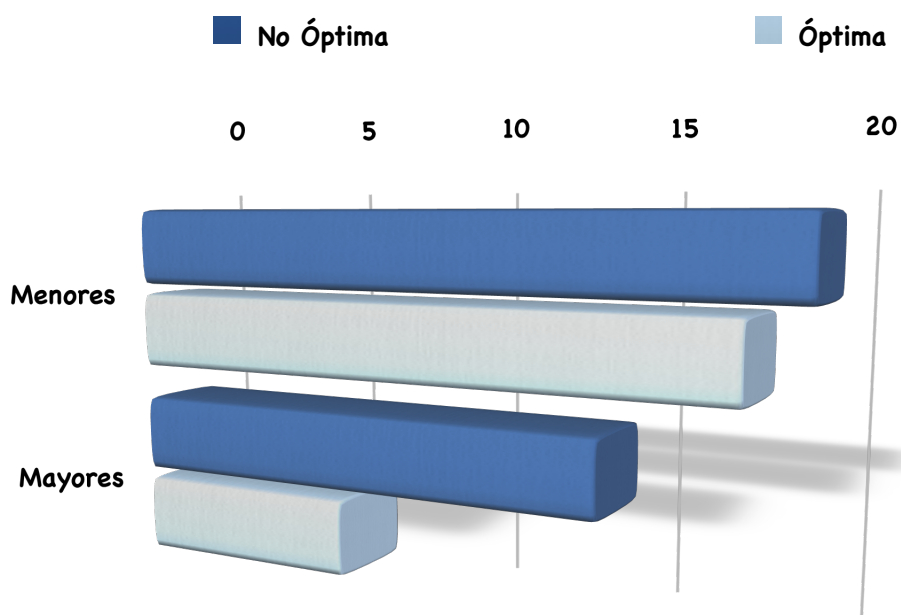


*Figura 42. Diagrama de barras de las complicaciones mecánicas mayores y menores en función de los valores de TAD.*

#### 4.3.2. Relación con la reducción de la fractura

La relación con la calidad de la reducción mostró unas tasas de complicaciones mecánicas mayores del 11,1% cuando es pobre, 14,7% si es aceptable y 6,7% si la reducción es óptima, siendo las diferencias no estadísticamente significativas ( $p = 0,205$ ). En cuanto a las complicaciones menores, no hubo diferencias entre una reducción óptima (17,9%) o aceptable (17,6%) pero sí cuando era pobre, multiplicándose por 2 dichas complicaciones (33,3%).

La agrupación de la calidad de reducción en dos grupos: óptima y no óptima (aceptable y pobre) mostró un incremento del 6,7% al 14,3% en las complicaciones mayores, resultados no estadísticamente significativos ( $p = 0,102$ ). Las complicaciones menores tuvieron una escasa variación (17,9% en reducción óptima frente a 19,5% si la reducción fue insuficiente) (figura 43).



**Figura 43.** Diagrama de barras horizontales mostrando el porcentaje de complicaciones en función de la calidad de la reducción de la fractura.

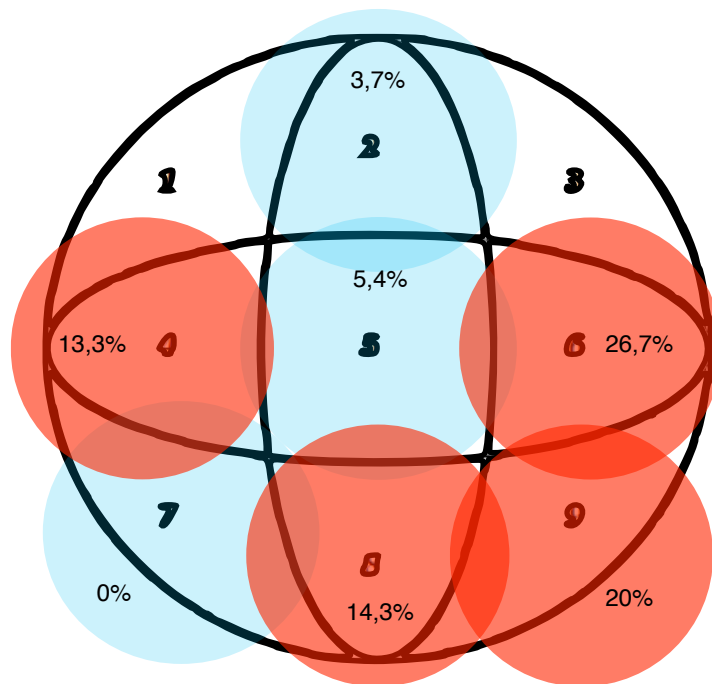
#### 4.3.3. Relación con la posición del implante

Las posiciones menos beneficiosas y con mayor riesgo potencial fueron la centro-anterior (4), centro-posterior (6), centro-inferior (8) y postero-inferior (9), aunque esta última la formaron únicamente cinco pacientes. Las más beneficiosas fueron la centro-

centro (5), centro-superior (2) y antero-inferior (7) aunque ésta con escaso número de pacientes (tabla 4) (figura 44). Los resultados fueron estadísticamente significativos ( $p < 0,05$ ).

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	TOTAL
NO	50% (1)	70,4% (19)	100% (2)	73,3% (11)	74,7% (139)	63,3% (19)	100% (6)	75% (21)	40% (2)	73,1% (220)
MENORES	50% (1)	25,9% (7)	0% (0)	13,3% (2)	19,9% (37)	10% (3)	0% (0)	10,7% (3)	40% (2)	18,3% (55)
MAYORES	0% (0)	3,7% (1)	0% (0)	13,3% (2)	5,4% (10)	26,7% (8)	0% (0)	14,3% (4)	20% (1)	8,6% (26)
Total	2	27	2	15	186	30	6	28	5	301

**Tabla 4.** Tasas de complicaciones mecánicas en función de los Cuadrantes de Cleveland y Bosworth.



**Figura 44.** Tasas de complicaciones mayores en función de los cuadrantes de Cleveland y Bosworth.

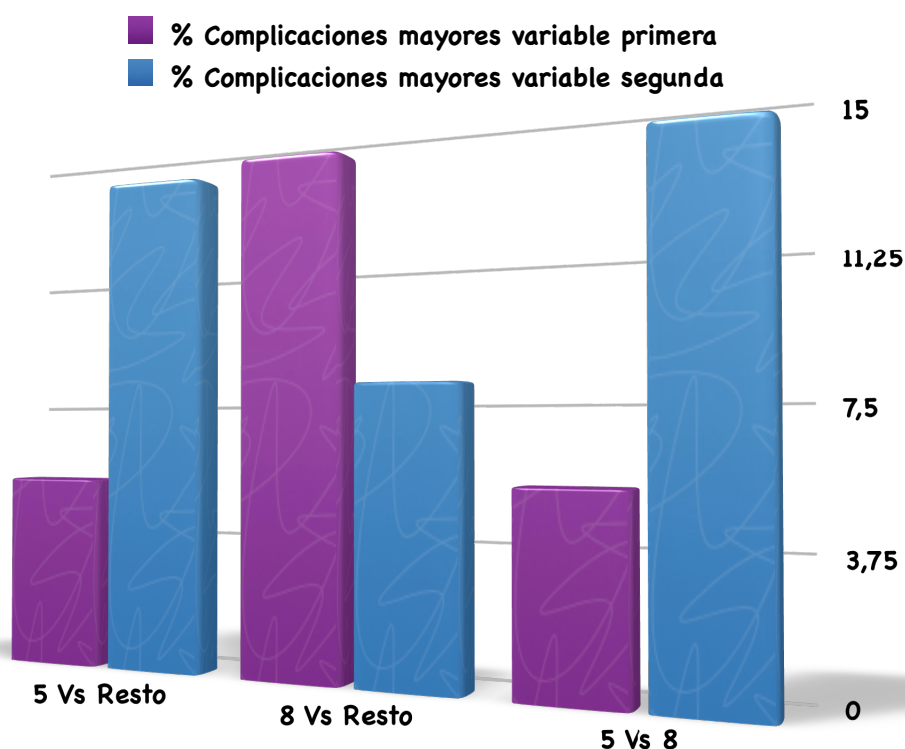
El análisis por subgrupos (posición 5 frente al resto) mostró unas menores tasas de complicaciones mayores en la posición 5 (5,4% frente al 13,9%) aunque en las



complicaciones menores ocurrió lo contrario (19,9% frente al 15,7%), presentando significación estadística ( $p < 0,05$ ).

El análisis de la posición 8 respecto al resto mostró unas tasas de complicaciones mecánicas mayores de 14,3% frente a 8,1% y de complicaciones menores de 10,7% frente a 19%, resultados no estadísticamente significativos ( $p > 0,05$ ).

La comparación de las posiciones 5 frente a 8 mostró unas tasas de complicaciones mecánicas mayores de 5,4% y 14,3% y menores de 19,9% y 10,7% respectivamente, siendo los resultados no significativos ( $p = 0,132$ ) (figura 45).



*Figura 45.* Diagrama de barras en las que se muestra el porcentaje de complicaciones mayores en los grupos comparados: posición 5 (centro-centro) frente al resto, posición 8 (centro-inferior) frente al resto y posición 5 frente a 8.

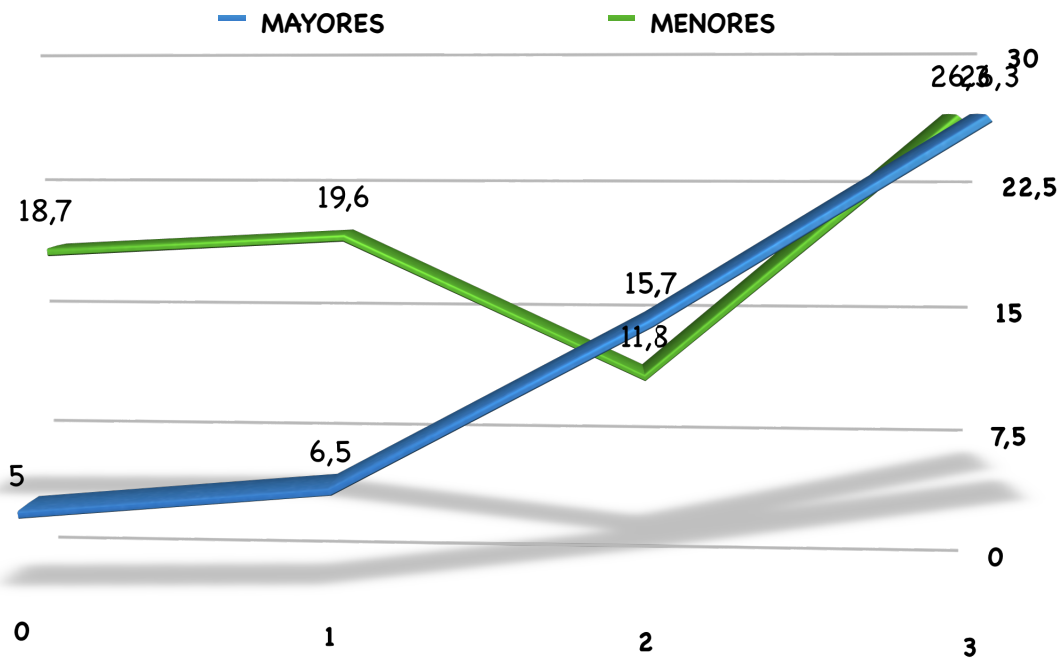
4.3.4. Relación con la suma de factores combinados (TAD + Reducción + Posición espiral)

El análisis de las complicaciones mecánicas a medida que se van sumando los factores de riesgo previamente estudiados de forma independiente muestra los siguientes resultados (tabla 5):

	0	1	2	3	TOTAL
NO	76,3% (106)	73,9% (68)	72,5% (37)	47,4% (9)	73,1% (220)
MENORES	18,7% (26)	19,6% (18)	11,8% (6)	26,3% (5)	18,3% (55)
MAYORES	5% (7)	6,5% (6)	15,7% (8)	26,3% (5)	8,6% (26)
Total	139	92	51	19	301

**Tabla 5.** *Complicaciones mecánicas en función del número de factores de riesgo.*

Para las complicaciones mayores, a medida que se van sumando factores de riesgo o errores técnicos, se incrementan las tasas de complicaciones mecánicas de forma exponencial. En cambio en las complicaciones menores no se ha observado dicha relación de progresión tan clara (figura 46). La asociación ha sido estadísticamente significativa ( $p < 0,05$ ).



*Figura 46. Incremento exponencial de las complicaciones mayores a medida que se van sumando factores de riesgo.*

Analizando el número medio y DE que se asocia a las complicaciones, se obtuvo una media de 0,77 (+/- 0,87) en los pacientes que no tuvieron ninguna complicación, 0,82 (+/- 0,96) en las complicaciones menores y 1,42 (+/- 1,1) en las mayores, siendo los resultados estadísticamente significativos ( $p < 0,05$ ) (tabla 6).

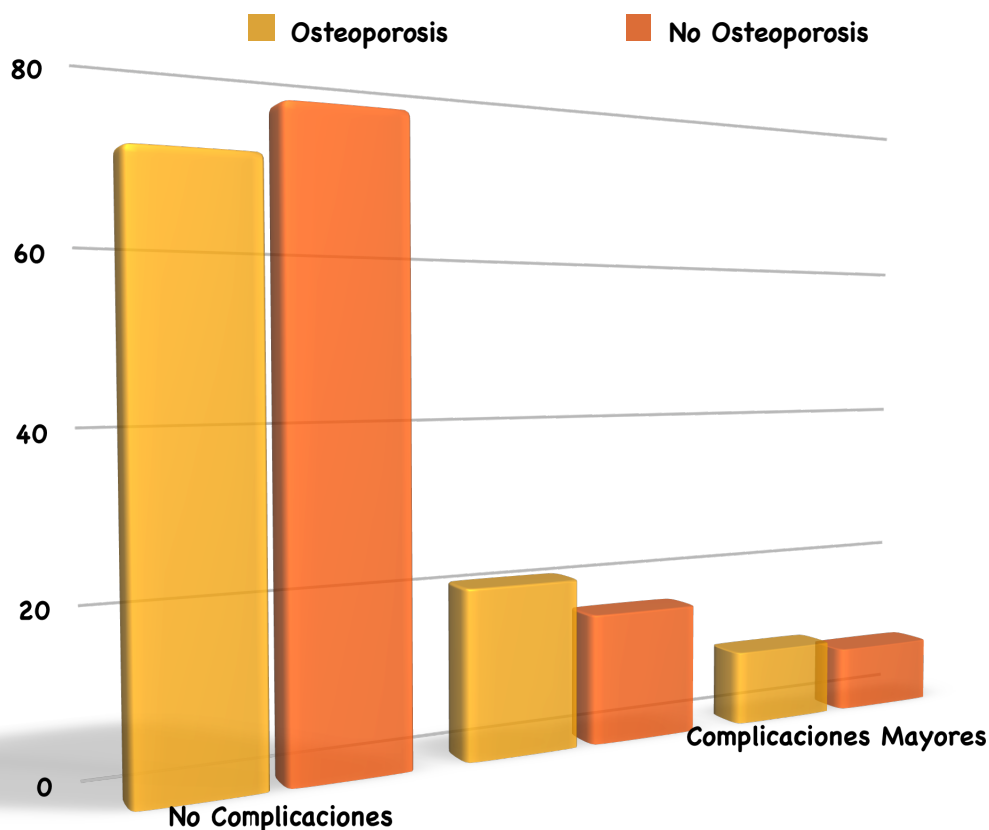
	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
No	220	,7682	,87371	,05891	,6521	,8843	,00	3,00
Menores	55	,8182	,96400	,12999	,5576	1,0788	,00	3,00
Mayores	26	1,4231	1,10175	,21607	,9781	1,8681	,00	3,00
Total	301	,8339	,92681	,05342	,7288	,9390	,00	3,00

*Tabla 6. Media y Desviación Estándar (DE) de los factores de riesgo asociados a complicaciones.*

#### 4.3.5. *Relación con el grado de osteoporosis de Singh*

Los parámetros descriptivos mostraron una media y DE de 3,72 (+/- 1,32) en los pacientes que no tuvieron complicaciones, 3,58 (+/- 1,16) en las complicaciones menores y 3,62 (+/- 1,26) en las mayores, siendo no estadísticamente significativos ( $p = 0,736$ ).

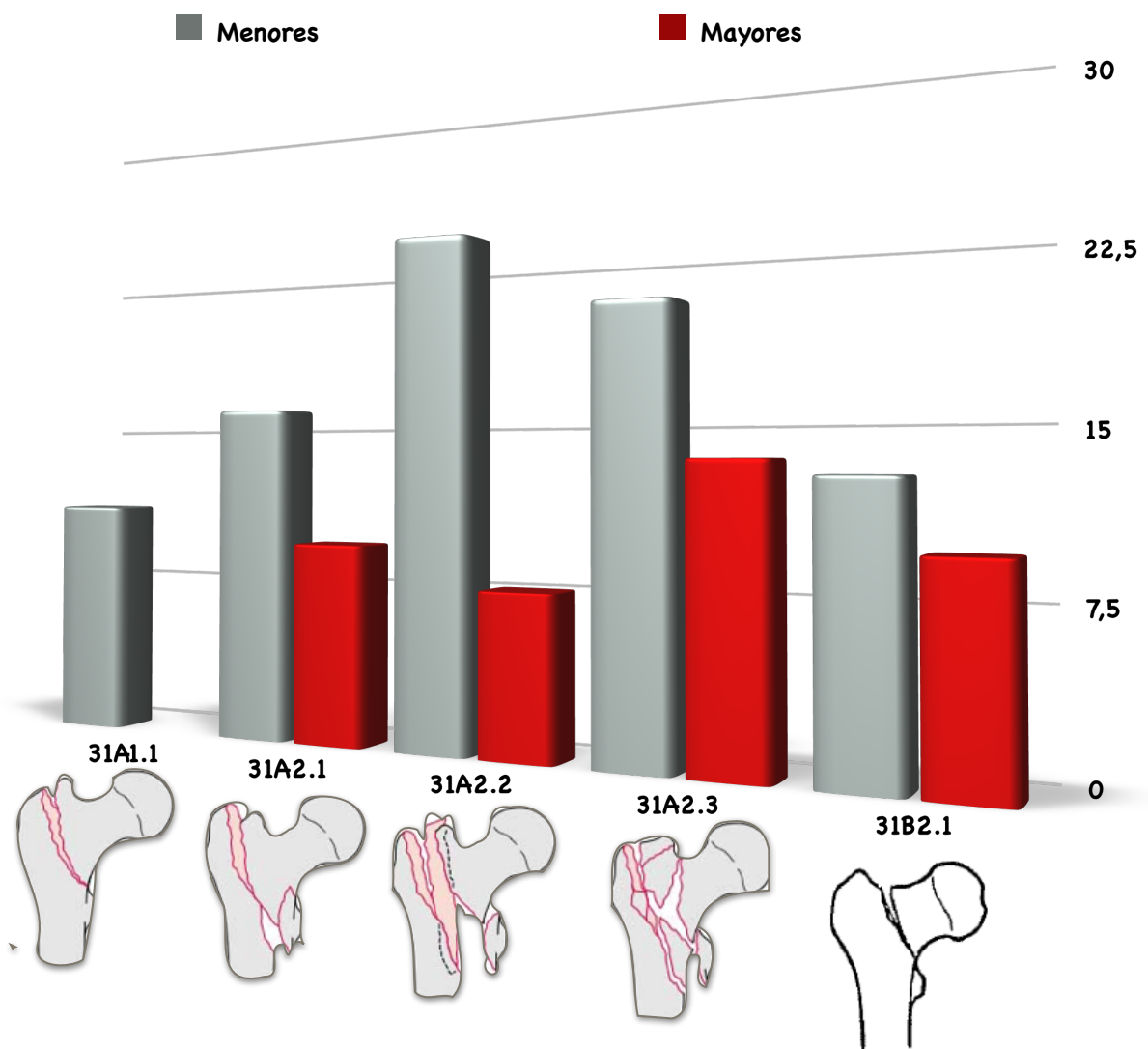
Agrupando los grados de *Singh* en osteoporosis (1, 2 y 3) y no osteoporosis (4, 5 y 6) no se obtuvieron diferencias importantes tanto en complicaciones mayores (20,7% frente a 16,7%) como menores (9,3% frente a 8,1%), y los resultados no fueron significativos ( $p = 0,516$ ) (figura 47).



*Figura 47. Relación de los pacientes etiquetados de osteoporóticos según Singh y las tasas de complicaciones mecánicas.*

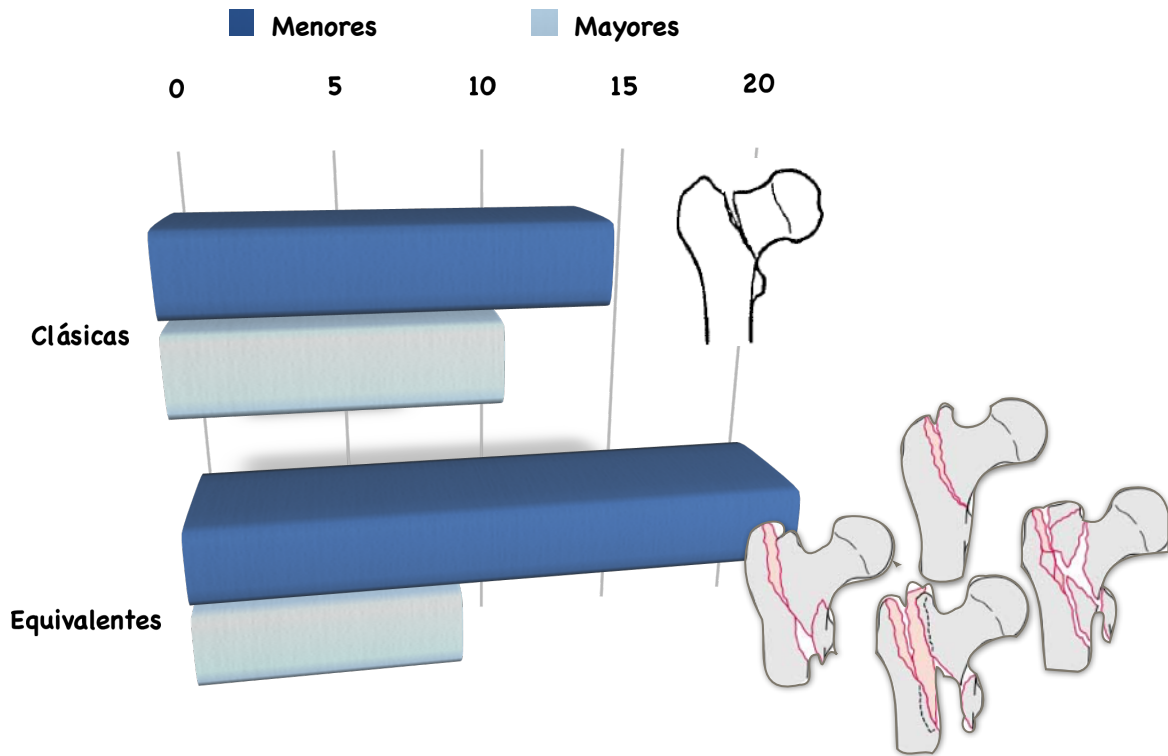
#### 4.3.6. *Relación con el tipo de fractura.*

Los tipos de fracturas de la clasificación *AO/OTA* que con mayor frecuencia dieron lugar a complicaciones menores fueron la 31A2.2 (23,8%) y 31A2.3 (20,5%) y complicaciones mayores la 31A2.3 (13,6%), 31B2.1 (9,7%), 31A2.1 (9,5%) y 31A2.2 (7,6%), sin significación estadística ( $p = 0,311$ ) (figura 48).



**Figura 48.** Tasas de complicaciones mayores y menores en función del tipo de fractura según la clasificación *AO/OTA*.

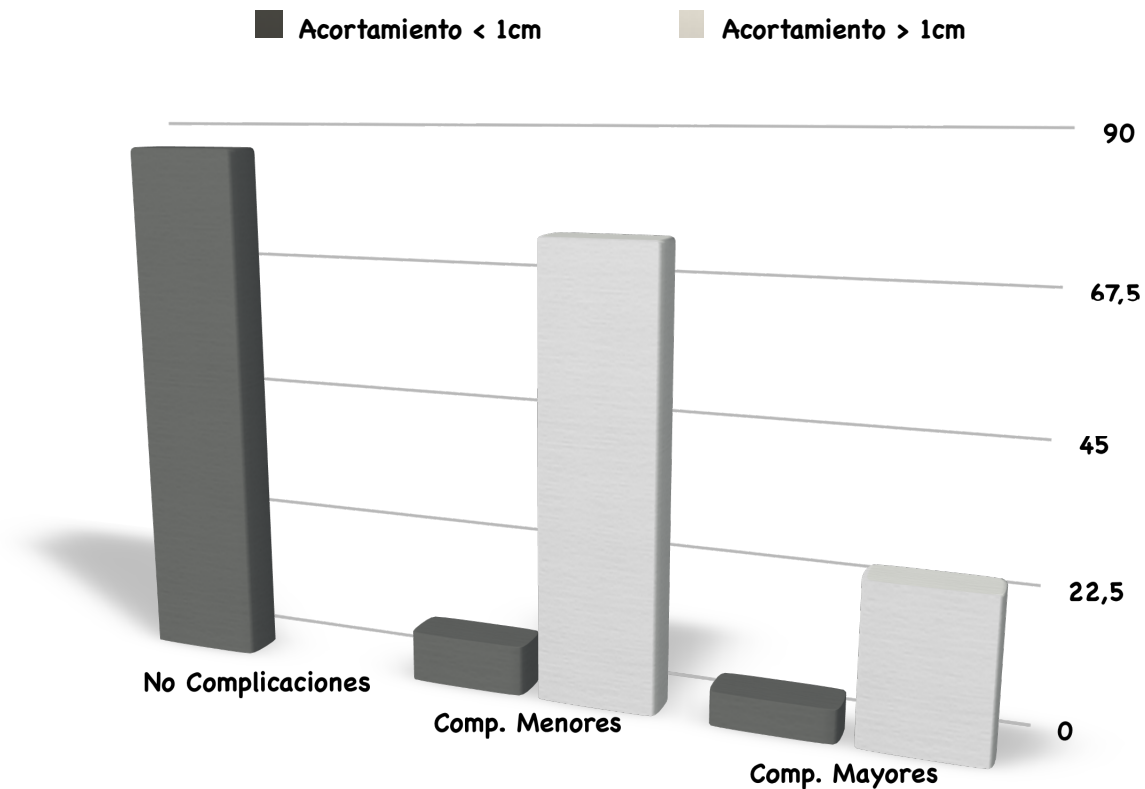
Analizando la clasificación de *Massoud* en dos grupos, basicervicales clásicas y basicervicales relacionadas o equivalentes se obtuvieron unas tasas de complicaciones menores de 12,9% y 19,7% y mayores de 9,7% y 8,4% respectivamente, resultados no significativos ( $p = 0,465$ ) (figura 49).



**Figura 49.** Tasas de complicaciones mayores y menores en función del tipo de fractura según la clasificación de *Massoud*.

#### 4.3.7. Relación con el grado de acortamiento

El acortamiento  $> 1\text{cm}$  fue determinante (figura 50) tanto en el desarrollo de complicaciones mecánicas menores (71,9% frente al 8,2%) como mayores (26,1% frente a 5,5%), siendo los resultados estadísticamente significativos ( $p < 0,001$ ).



*Figura 50. Tasas de complicaciones en función del grado de acortamiento.*

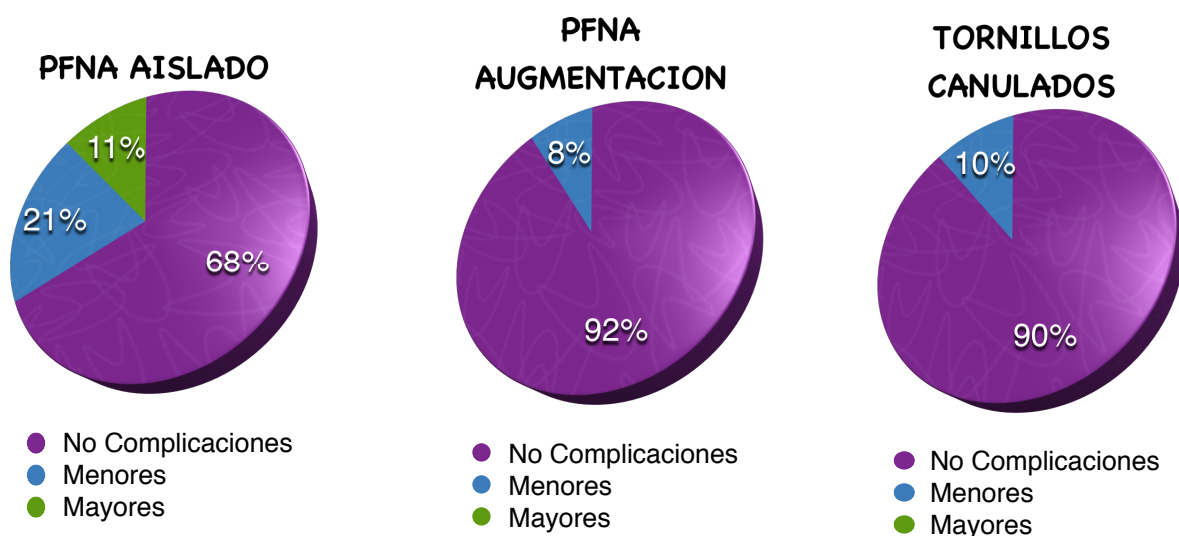
#### ***4.4. Tablas de contingencia de las complicaciones mecánicas, factores de riesgo según la técnica quirúrgica y análisis de la magnitud del efecto protector***

##### ***4.4.1. Complicaciones mecánicas generales en función de la técnica quirúrgica***

- La hoja espiral aislada presentó un 68,6% (166/242) de ausencia de complicaciones, un 20,7% (50/242) de complicaciones menores y un 10,7% (26/242) de complicaciones mayores (figura 51).

- El sistema de *PFNA-Augmentación* no presentó complicaciones en el 92% (23/25), tuvo un 8% (2/25) de complicaciones menores y un 0% de complicaciones mayores.
- El sistema de tornillos canulados accesorios tuvo un 90,3% (28/31) de ausencia de complicaciones, un 9,7% (3/31) de complicaciones menores y un 0% de mayores.
- La asociación de tornillos canulados + *augmentacion* no presentó ninguna complicación, con una muestra de 3 pacientes.

Las diferencias de la frecuencia de complicaciones encontradas entre diferentes técnicas fue estadísticamente significativo ( $p < 0,05$ ).

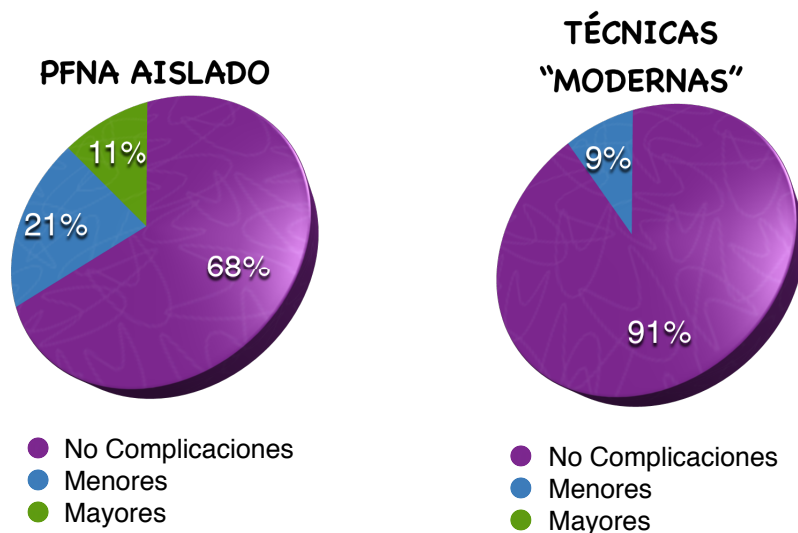


*Figura 51. Sectores mostrando las tasas de complicaciones mecánicas en función de la técnica quirúrgica.*

Simplificando los datos de complicaciones mecánicas en dos grupos: *PFNA* aislado frente a “técnicas modernas” (resto de técnicas con aumento de la estabilidad



rotacional) se obtuvo en estos últimos unas tasas de ausencia de complicaciones del 91,5% (54/59), complicaciones menores en el 8,5% (5/59) y mayores del 0%, siendo estadísticamente significativos ( $p = 0,001$ ) (figura 52).



**Figura 52.** Diagrama de sectores mostrando las tasas de complicaciones mecánicas en los grupos PFNA aislado frente a “técnicas modernas de bloqueo de la rotación”.

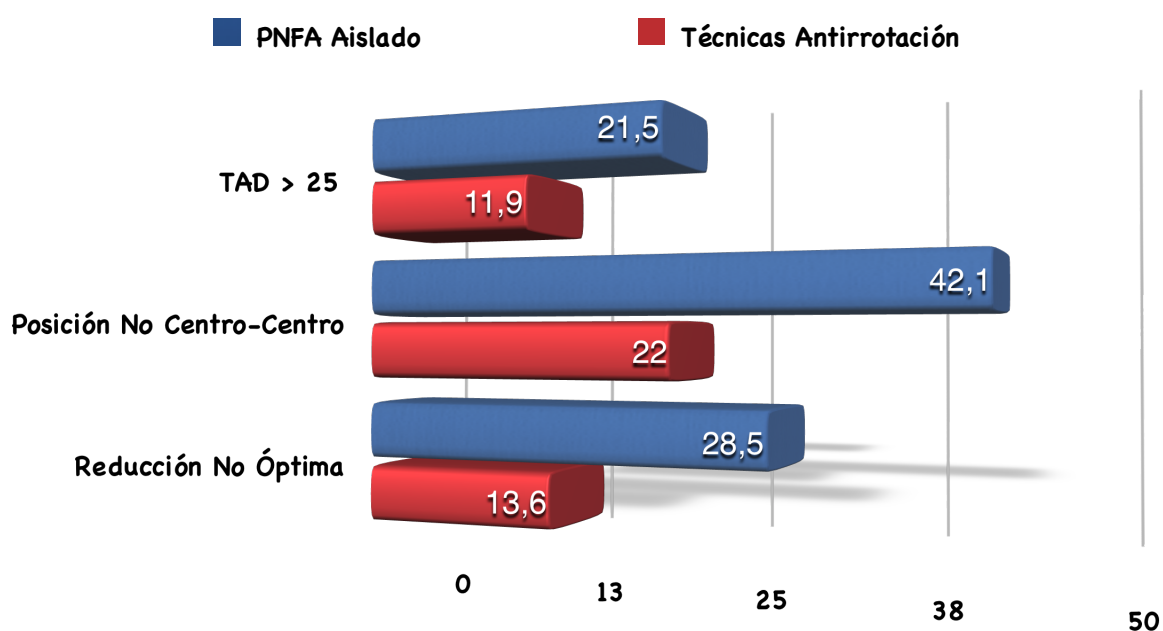
#### 4.4.2. Complicaciones mecánicas generales y específicas en función de la técnica quirúrgica

A las complicaciones generales se le han sumado las específicas de los implantes, considerando a estas últimas como menores por la escasa repercusión clínica para así obtener unos resultados globales. De esta manera, la técnica de *augmentación* ha pasado de un 8% al 16% de complicaciones menores y los tornillos canulados del 9,7% al 12,9%. La asociación de ambas técnicas no ha mostrado diferencias. El análisis agrupado de las “técnicas modernas” ha pasado del 8,5% al 13,6% de complicaciones

menores. Las complicaciones mayores no se han modificado. Las diferencias de complicaciones mecánicas siguen siendo estadísticamente significativas ( $p < 0,05$ ) en ambos casos.

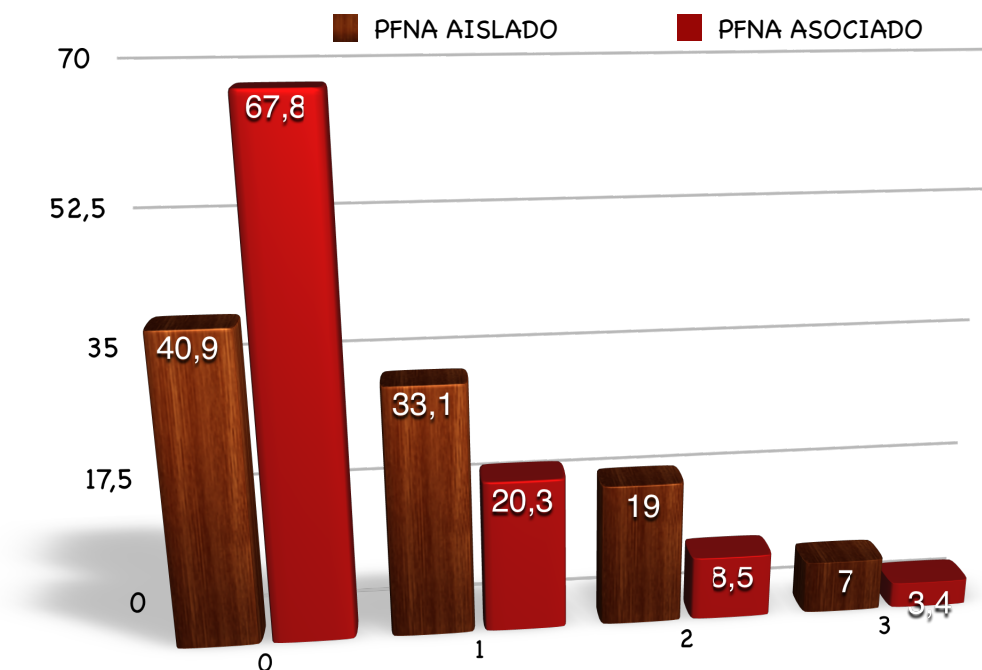
#### 4.4.3. Distribución de los factores de riesgo clásicos “dependientes y no dependientes del traumatólogo” en función de la técnica quirúrgica

Entre los factores de riesgo dependientes del traumatólogo, el TAD > 25mm constituyó el 21,5% de los pacientes tratados con *PFNA* aislado y el 11,9% de los tratados con “técnicas alternativas”, resultados no estadísticamente significativos ( $p = 0,095$ ). La posición no óptima fuera del cuadrante 5 (centro-centro) se observó en el 42,1% de los pacientes tratados con *PFNA* aislado y el 22% de las técnicas de antirrotación, siendo estadísticamente significativo ( $p < 0,05$ ). La reducción no óptima se documentó en el 28,5% del *PFNA* aislado y 13,6% de las técnicas modernas, presentando significación estadística ( $p < 0,05$ ) (figura 53).



**Figura 53.** Distribución (%) de los factores de riesgo dependientes del traumatólogo en función de la técnica quirúrgica.

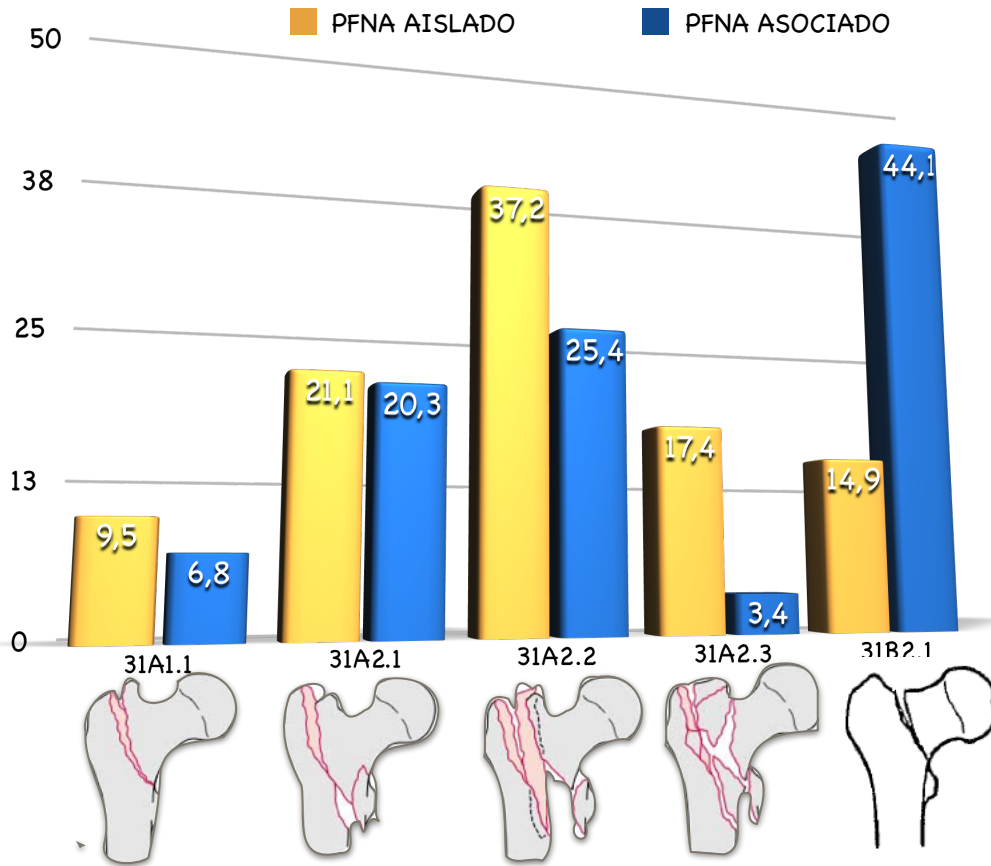
La suma de errores (factores de riesgo dependientes del traumatólogo) fue menor en el grupo de técnicas alternativas frente al *PFNA* aislado, de forma estadísticamente significativa ( $p < 0,05$ ) (figura 54).



**Figura 54.** Distribución (%) de la suma de factores de riesgo en función de la técnica quirúrgica.

La distribución de los factores de riesgo no dependientes del cirujano, como edad y la osteoporosis ya se han explicado previamente en el apartado de características generales. Otro factor del mismo grupo, como el tipo de fractura en cada grupo quirúrgico, se ha distribuido de la siguiente manera: fracturas 31A1.1 en el 9,5% de los pacientes tratados con *PFNA* aislado y el 6,8% de aquellos en los que se usaron técnicas alternativas, las 31A2.1 en el 21,1% de la técnicas clásicas y 20,3% de las “modernas”, fracturas 31A2.2 un 37,2% del *PFNA* aislado y 25,4% del “asociado”, las 31A2.3 se distribuyeron en un 17,4% de la técnica aislada y 3,4% de la asociada y, por último, el

patrón de fractura 31B2.1 en el 14,9% del *PFNA* y el 44,1% de las técnicas con sistemas antirrotación (figura 55).

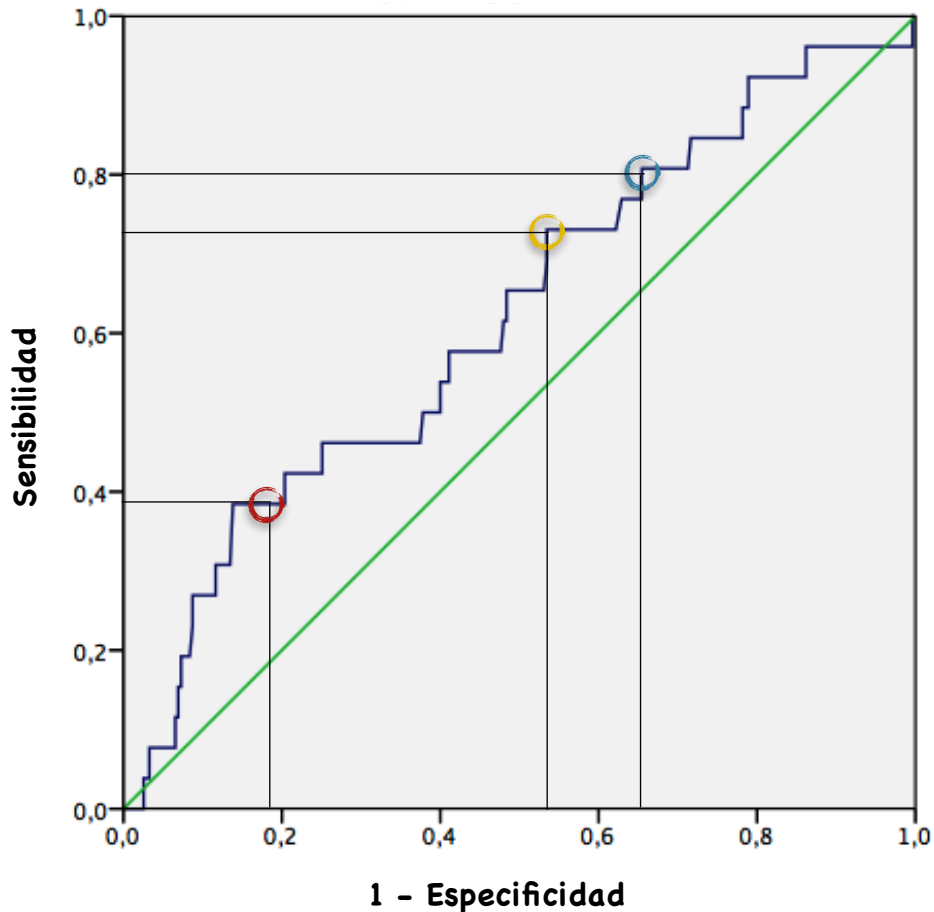


**Figura 55.** Distribución (%) de los diferentes tipos en fractura según la clasificación AO/OTA en función del tipo de técnica quirúrgica.

#### 4.4.4. Curva COR (Característica Operativa del Receptor) para el parámetro TAD

Para calcular el valor umbral ideal que puede predecir las complicaciones mecánicas mayores hemos usado una curva COR. El valor de 17,99mm presentó una sensibilidad del 80,8% y una especificidad de 34,5%. El área bajo la curva (AUC) fue de 0,62 (IC 95% 0,50-0,74). El valor de TAD de 19,02mm mostró una sensibilidad de

73,1% y especificidad de 46,5% y el valor clásico de 25mm una sensibilidad de 38,5% y una especificidad de 82,2% (figura 56).



*Figura 56. Curva COR para las complicaciones mayores con los valores 17,99mm (círculo azul), 19,02mm (círculo amarillo) y 25mm (círculo rojo).*

Con este nuevo valor umbral de 17,99mm, se ha analizado el TAD en dos subgrupos ( $< 17,99\text{mm}$  y  $\geq 17,99\text{mm}$ ). Los datos muestran escasas variaciones en cuanto a las complicaciones menores (17% frente a 18,9%) pero unas tasas en las complicaciones mayores que se incrementan desde el 5% si  $\text{TAD} < 17,99\text{mm}$  hasta el 10,4% si  $\text{TAD} \geq 17,99\text{mm}$ , siendo estos resultados no estadísticamente significativos ( $p = 0,23$ ). Los pacientes que no sufrieron complicaciones fueron un 78% en los que el TAD fue  $< 17,99\text{mm}$  frente al 70,6% en los  $\geq 17,9\text{mm}$ .

#### 4.4.5. Evaluación de la magnitud del efecto protector

##### 4.4.5.1. Reducción Absoluta de Riesgo (RAR)

En las complicaciones menores, la reducción de las mismas fue de 12,2% cuando se utilizan las técnicas alternativas y en las mayores del 10,7% con esas técnicas.

##### 4.4.5.2. *Odds ratio* (OR)

Para las complicaciones menores la OR (técnicas modernas/*PFNA* aislado) fue de 0,41:1 siendo, por tanto, un factor protector la utilización de técnicas de bloqueo de la rotación. A la inversa, la utilización de *PFNA* aislado muestra 2,43 más probabilidades de tener una complicación menor.

En las complicaciones mayores el cálculo del *odds ratio* obtuvo un resultado no valorable ya que la incidencia de dichas complicaciones en los pacientes tratados con técnicas modernas fue de 0%.

##### 4.4.5.3. Reducción Relativa del Riesgo (RRR)

En las complicaciones menores, el porcentaje de riesgo que se reduce con el tratamiento alternativo fue del 59%. En las complicaciones mayores este dato no puede calcularse.

##### 4.4.5.4. Número de Pacientes a Tratar (NNT)

Para evitar una complicación menor se deben tratar 8,19 pacientes con técnicas antirrotación y para evitar una complicación mayor 9,34 pacientes.

## 4.5. Evaluación de la relación de otros factores

Se ha evaluado la relación de distintos factores que pueden contribuir de forma secundaria a la funcionalidad u otras situaciones.

### 4.5.1. Relación de la osteoporosis con el grado de acortamiento (> 1cm)

La osteoporosis se relacionó con el grado de acortamiento (> 1cm) mostrando éste una incidencia del 11,8% para los no osteoporóticos y del 19,3% para los osteoporóticos, siendo unos valores casi estadísticamente significativos ( $p = 0,072$ ) (figura 57).

### 4.5.2. Relación del tipo de fractura con el grado de acortamiento (> 1cm)

#### 4.5.2.1. Relación respecto a la clasificación *AO/OTA*

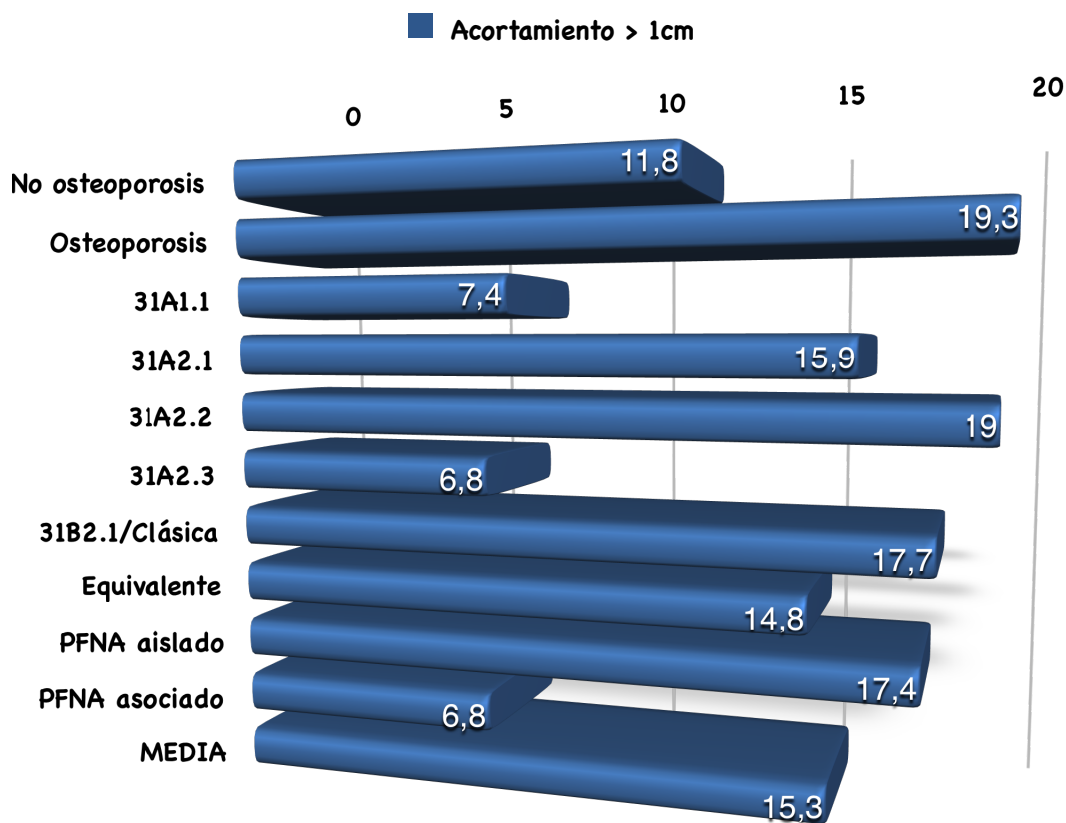
Los tipos de fracturas *AO/OTA* que más se acortaron fueron la 31A2.2 (19%), 31B2.1 (17,7%) y 31A2.1 (15,9%) siendo la asociación no estadísticamente significativa ( $p = 0,269$ ) (figura 57).

#### 4.5.2.2. Relación respecto a la clasificación de *Massoud*

Las fracturas basicervicales clásicas se acortaron (> 1cm) en mayor proporción que las equivalentes de *Massoud*, con unos resultados del 17,7% y 14,6% respectivamente, siendo no estadísticamente significativos ( $p = 0,546$ ) (figura 57).

#### 4.5.3. Relación del tipo de técnica quirúrgica con el grado de acortamiento (> 1cm)

En el 17,4% de los pacientes con *PFNA* aislado se acortó > 1cm frente a sólo el 6,8% de los que se le asociaron técnicas de bloqueo de la rotación, siendo los resultados estadísticamente significativos ( $p < 0,05$ ) (figura 57).



*Figura 57. Porcentaje de fracturas acortadas > 1cm en función de diferentes factores.*

#### 4.5.4. Relación del acortamiento de la fractura con la funcionalidad

El acortamiento > 1cm muestra unas tasas de pérdida de funcionalidad (calculada como la diferencia entre la funcionalidad previa y postoperatoria, tanto 1 como 2



puntos) del 30,4% frente al 38,4% de los pacientes en los que el acortamiento fue < 1 cm. Los resultados no tuvieron significación estadística ( $p = 0,194$ ) (figura 58).

#### 4.5.5. Relación del tipo de fractura con la funcionalidad.

##### 4.5.5.1. Relación con la clasificación *AO/OTA*

Los tipos de fractura de la *AO/OTA* que dieron lugar a una mayor pérdida de la funcionalidad fueron las siguientes: 31B2.1 (48,4%), 31A1.1 (44,4%) y 31A2.1 (41,3%), siendo casi estadísticamente significativos ( $p = 0.079$ ). La pérdida de funcionalidad media fue de 37,2% (figura 58).

##### 4.5.5.2. Relación con la clasificación de *Massoud*

Comparando la fractura basicervical clásica con las equivalentes se obtuvo una pérdida de funcionalidad en 48,4% frente al 34,3%, resultados estadísticamente significativos ( $p < 0.05$ ) (figura 58).

#### 4.5.6. Relación del tipo de técnica quirúrgica con la funcionalidad

La pérdida de funcionalidad en los pacientes en los que se utilizó el *PFNA* aislado fue prácticamente similar a los de las técnicas modernas (37,6% frente a 35,6%), resultado no estadísticamente significativo ( $p > 0,05$ ) (figura 58).

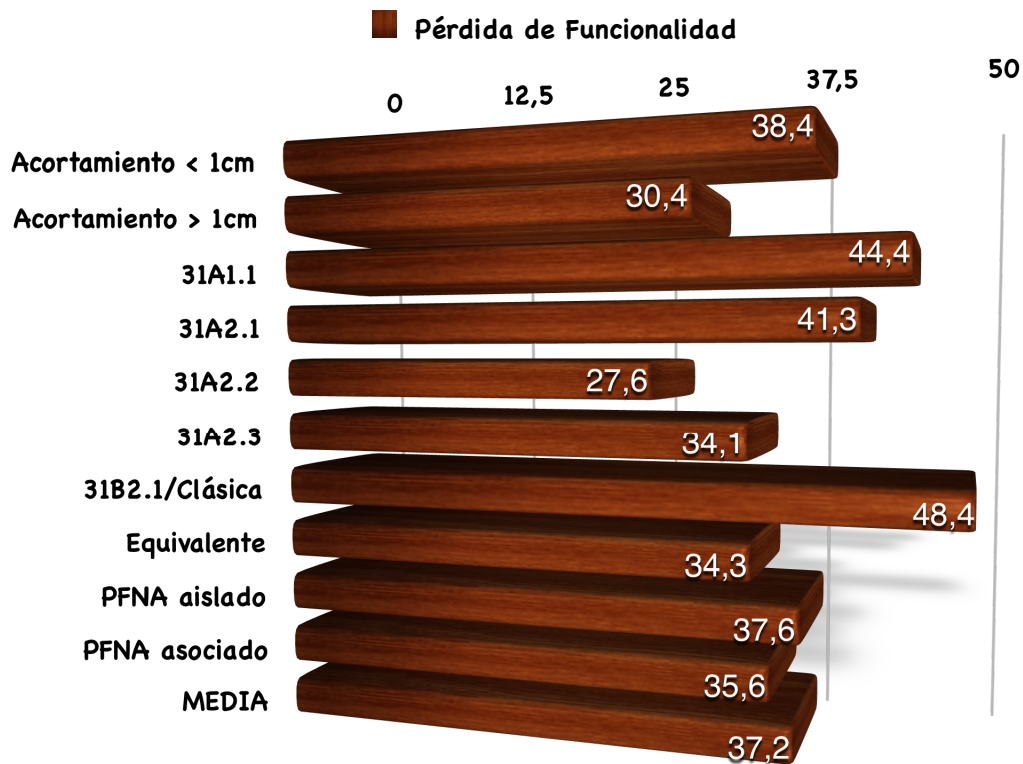
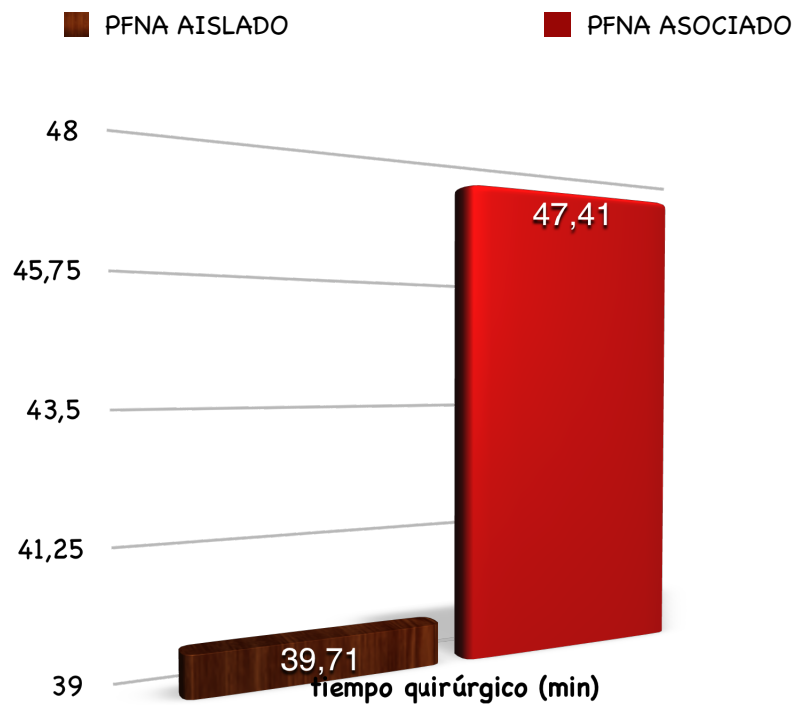


Figura 58. Porcentaje de pérdida de funcionalidad en función de diferentes factores.

#### 4.5.7. Relación del tipo de técnica quirúrgica con el tiempo quirúrgico

El *PFNA* aislado duró de media 39,71min (IC 95% 38,04-41,38), la *augmentación* 43,88min (IC 95% 38,46-49,30), los tornillos canulados 49,35min (IC 95% 42,81-55,89) y la *augmentación* + tornillos canulados 56,67min (IC 95% -7,07-120,40). Agrupando las técnicas “modernas”, el tiempo quirúrgico aumentó en 7,7min respecto al *PFNA* aislado (figura 59). Los resultados fueron estadísticamente significativos ( $p < 0.001$ ).



*Figura 59. Tiempo medio de cirugía según técnica quirúrgica clásica o moderna.*

## **4.6. Análisis de regresión logística de los factores relacionados con las complicaciones mayores**

### *4.6.1. Análisis de regresión logística de los factores relacionados con las complicaciones mecánicas globales (mayores y menores)*

El modelo de regresión logística en el que se introdujeron las variables TAD, posición en el cuadrante 5, calidad de la reducción de la fractura, edad, sexo y técnica quirúrgica (PFNA aislado o asociado a otras técnicas) presentó significación estadística con un valor de  $p = 0,002$ , explicando el 73,4% de la variable de estudio. La “técnica

quirúrgica” fue la única variable que presentó significación estadística, con un valor de  $p = 0,001$  y una *odds ratio* de 4,87 (IC 95% 1,84-12,89). La variable TAD obtuvo un resultado en el límite de la significación ( $p = 0,059$ ) con una *odds ratio* de 1,96 (IC 95% 0,97-3,95). El resto de variables no alcanzaron significación estadística, por lo que no tuvieron una influencia clara con este modelo en el desarrollo de complicaciones mecánicas de forma global.

#### 4.6.2. Análisis de regresión logística de los factores relacionados con las complicaciones mecánicas mayores

El modelo de regresión logística en el que se introdujeron las variables TAD, posición en el cuadrante 5, calidad de la reducción de la fractura, acortamiento, edad y sexo presentó significación estadística con un valor de  $p < 0,001$ , explicando el 91,7% de la variable de estudio. La variable “acortamiento” fue la única que presentó significación estadística, con un valor de  $p < 0,001$  y un *odds ratio* de 6,22 (IC 95% 2,56-15,11).

## **DISCUSIÓN**



## 5. DISCUSIÓN

El objetivo principal de este estudio era evaluar si la utilización de técnicas de aumento de la estabilidad rotacional con tornillo canudado o *augmentación* pueden disminuir las tasas de complicaciones mecánicas graves que acontecen en las fracturas de cadera basicervicales clásicas y equivalentes de *Massoud*, en las cuales las fuerzas torsionales juegan un papel determinante. Lo primero que vamos a explicar es el porqué de la elección de estos patrones fracturarios concretamente para la realización del estudio, la justificación y elección de los implantes empleados.

### 5.1. Patrones de fracturas con inestabilidad rotacional aumentada

Ya se han definido las fracturas basicervicales clásicas como aquellas de trazo único que cruzan a través de la línea y cresta intertrocanterea y constituyen la frontera entre las intracapsulares y extracapsulares. Esto le confiere unas peculiaridades biomecánicas y un difícil manejo terapéutico que hace que hayan sido tratadas a lo largo de los años como intracapsulares, mediante artroplastia o tornillos cannulados y como extracapsulares mediante tornillo-placa deslizante o enclavado endomedular. Existe controversia en la región anatómica de inclusión ya que, según la clasificación *AO-Müller*, forma parte del grupo de fracturas del cuello femoral (31B2.1) y, sin embargo, diversos estudios las han considerado como una entidad dentro del amplio grupo de “fracturas de la región trocanterea” (71-73).

Con frecuencia, como ya hemos indicado, las fracturas transcervicales *Pauwels* III y las pertrocanterea 31A1.1 son etiquetadas erróneamente como basicervicales clásicas, las cuales se presentan únicamente en el 1,8% del total de fracturas (75, 76).

La importancia de reconocer estos patrones de fracturarios se fundamenta en que las fracturas basicervicales presentan una inestabilidad rotacional y axial mayor que muchas de las pertrocanteréas (4, 74, 77), lo que predispone a peores resultados funcionales cuando se utiliza un sistema de tornillo cefálico aislado como *DHS* (74, 140). Además, los resultados y complicaciones en las basicervicales se acercan más a los de las pertrocanteréas inestables que a los de las pertrocanteréas estables (141). Sin embargo, durante años dichas fracturas han sido consideradas como “no problemáticas” (73) a pesar de que diversos estudios han demostrado una alta incidencia de complicaciones y re-operaciones (71-73). Incluso en diversas clasificaciones, como en la de la *AO-OTA* (55), son fracturas etiquetadas en “dos fragmentos” y, por tanto, benévolas en cuanto al pronóstico.

Además, existen algunos tipos de fracturas pertrocanteréas que biomecánicamente simulan una basicervical y que condicionan un mayor número de complicaciones. Por ello hemos incluido en este estudio los patrones “basicervicales relacionados” o “equivalentes” descritos por *Massoud* (65) que definen las fracturas pertrocanteréas con elevada inestabilidad rotacional. Engloba a las “*fracturas pertrocanteréas en la cuales el fragmento cervico-cefálico no permanece conectado a los trocánteres*” (*AO 31 A2.1, A2.2 y A2.3*) y “*aquellas en las que la extensión cortical inferior no es suficientemente amplia para dificultar su movimiento rotacional*” (*AO 31A1.1*) (65).

De esta manera, tanto las fracturas basicervicales clásicas como las equivalentes merecen una atención especial en el tratamiento para evitar complicaciones ya que presentan un comportamiento biológico y mecánico diferenciado.

#### 5.1.1. Comportamiento biológico de las fracturas basicervicales

La presencia de una línea de fractura proximal a la entrada de las ramas metafisarias que nutren cabeza femoral hace que exista más riesgo de necrosis



avascular. Esta situación está claramente documentada en las fracturas subcapitales y transcervicales pero no lo está tanto en las basicervicales, haciendo que aunque sea anatómicamente factible (315), no se han reportado mayores tasas de necrosis avascular en las fracturas basicervicales (72, 73, 75, 141).

### 5.1.2. Comportamiento mecánico de las fracturas basicervicales

Aunque las condiciones biológicas sean muy similares a las fracturas pertrocanteréas como hemos visto, existen diversas características biomecánicas propias que influyen en los resultados:

- Ausencia de interdigitación esponjosa en el foco de fractura. No poseen las espículas óseas del hueso metafisario trocantéreo característico de las fracturas pertrocanteréas.
- Ausencia de inserciones musculares en el fragmento proximal. Estas dos características previas, hacen que presenten elevada inestabilidad rotacional debido a que los fragmentos óseos no se “enganchan” en las interdigitaciones del foco y no se estabilizan por los grupos musculares una vez sintetizados.
- Trazo de fractura vertical (4, 74). Esto condiciona que las fuerzas principales a las que va a ser sometida la fractura son de cizallamiento y no de compresión, lo que favorece el desplazamiento secundario de la fractura, pseudoartrosis y fracaso del implante, así como acortamiento femoral (65), varización y ascenso relativo del trocánter mayor, lo que puede dar lugar a *marcha en Trendelemburg* por acortamiento y debilidad del músculo glúteo medio.
- Trazo de fractura más lateral que el resto de fracturas del cuello femoral. La técnica quirúrgica de “apoyo en tres puntos” con tornillos canulados presenta una elevada estabilidad rotacional constituye el *gold standard* de tratamiento en

fracturas de cuello femoral. Sin embargo, en las basicervicales, su trazo cervical más lateral hace que haya menor cantidad de hueso de soporte externo, lo que favorece, junto con el trazo vertical, el fallo de la fijación con estos sistema debido al predominio de fuerzas varizantes (4).

- Conminución cortical posteromedial. Condiciona la imposibilidad de una reducción anatómica con aposición cortical completa. Esto hace que el fulcro cortical no sea adecuado para soportar las fuerzas de cizallamiento a las que se ven sometido cuando se utilizan tornillos canulados de esponjosa aislados (141).

Todas las características mencionadas condicionan, en definitiva, una elevada inestabilidad vertical axial y principalmente, rotacional. Esto predispone, por una parte, a que se pueda producir la rotación del fragmento cervicocefálico durante la inserción del tornillo o espiral cervical (74, 316) incrementando la incidencia de necrosis avascular y pseudoartrosis (317). Por otra parte, las fuerzas principales a las que se verá sometido el implante durante los ciclos de la marcha y que harán que fracase el mismo serán las fuerzas rotacionales. Esto ha sido previamente reportado por *Lenich et al.* (221), que han establecido una sucesión de fenómenos que ocurren previamente al desarrollo del *cut out* y que se inician por la rotura de las trabéculas alrededor del tornillo cefálico debido a los excesivos momentos torsionales que se generan durante la marcha.

Es por ello que, en vista a que la rotación generada podría ser la fuerza principal que origina los fallos mecánicos del implante, hemos elegido para este estudio exclusivamente las fracturas que en la literatura han sido definidas como las más inestables rotacionalmente, tanto los patrones de basicervicales clásicos como los patrones de fracturas pertrocantéreas que se comportan biomecánicamente como ellas.

## 5.2. Nuevos conceptos sobre la patomecánica del “*cut out*”: la influencia de la rotación

La definición actual de *cut out* ampliamente aceptada se basa en la “*perforación anterosuperior de cabeza o cuello femoral con rotación y desplazamiento en varo del fragmento cervicocefálico*” (151, 228). Sin embargo, clásicamente la rotación del fragmento proximal no ha sido tenida en cuenta, haciendo alusión únicamente a “*la migración anterosuperior del tornillo fuera de la cabeza y colapso en varo de la fractura*” (165, 179, 284), una visión simplista en dos dimensiones de las fuerzas que acontecen en este fenómeno.

### 5.2.1 Modelos clásicos de la biomecánica del *cut out*

Hasta finales de los años 90 sólo se hizo hincapié en las fuerzas en sentido axial craneocaudal que generaban dos fenómenos reportados en la literatura de forma diferenciada y que acontecían durante el proceso de consolidación de la fractura: uno era la migración del tornillo dentro de la cabeza (varización) y el otro la migración del tornillo fuera de la cabeza (*cut out*) (166, 179). De esta manera, los primeros modelos que intentaron simular el fenómeno *cut out* se realizaron bajo cargas axiales cuasi-estáticas (276, 301, 318-320) o dinámicas (85, 293, 318, 321, 322) que simulan los ciclos progresivos de carga pero de forma uniplanar o uniaxial, lo que dista de forma importante de lo que acontece *in vivo*, dando lugar en ocasiones a resultados incongruentes (323).

Sin embargo, algunos de esos estudios unidimensionales ya teorizaron sobre rotación como un factor importante (98, 279, 301, 324, 325). *Den Hartog et al.* (278) en 1991, establecieron un patrón de fracaso de la osteosíntesis diferente al de la migración en sentido craneal estricto, constituido por la rotación del fragmento cefálico y que

acontecía cuando el tornillo se colocaba en posición posteroinferior y *Sommers et al.* (293) en 2004, observaron que la migración siempre ocurría mediante la combinación de dos movimientos (varización del fragmento cervicocefálico y rotación del mismo alrededor del tornillo cefálico) y que se retrasaba con el uso de implantes con hoja espiral debido a la mayor resistencia a las fuerzas de torsión respecto al tornillo cefálico. De esta manera, al fin se hacía hincapié en la rotación cefálica como determinante en el fracaso de la fijación, la cual había estado infravalorada durante años a pesar de que *Mills y Horne* (11) ya habían sugerido que durante la inserción del tornillo cefálico puede acontecer una rotación alrededor del cuello femoral de hasta 30° no detectables en radiografías intraoperatorias y que *Lustenberger et al.* (10) habían establecido que el 12% de las fracturas pertrocantéreas sufrían rotación al colapsarse y dicha rotación era más frecuente en los casos que desarrollaban *cut out*.

En definitiva, los modelos uniaxiales clásicos documentados hasta principios de este siglo no reproducían fielmente los complejos mecanismos que favorecen el desarrollo del *cut out*, pero permitieron formular la hipótesis de la rotación como iniciadora de este fenómeno, lo que dio lugar como veremos, al intento de desarrollo de nuevos modelos y nuevos sistemas de osteosíntesis encaminados a bloquear dichas fuerzas.

### 5.2.2. Modelos actuales de la biomecánica del cut out

En un intento de reproducir los fenómenos que acontecen *in vivo* hasta el desarrollo del *cut out*, se llevaron a cabo modelos de carga multiplanar durante la primera década del siglo XXI basados en estudios previos de telemetría *in vivo* en artroplastias de cadera, que habían mostrado importantes momentos torsionales que actúan sobre la cabeza femoral durante la marcha y originan una fuerza rotacional resultante que tiende a desplazar dicha cabeza hacia atrás (326, 327).

El primero de ellos, desarrollado por *Ehmke et al.* (328) en 2005, fue un modelo de carga dinámico multiplanar biaxial que permitía simular momentos de flexo-extensión y abducción-adducción. Evaluaron el comportamiento del tornillo cuando se les sometía a fuerzas uniaxiales frente a fuerzas multiaxiales y reportaron una importante rotación de la cabeza femoral hacia atrás previo al colapso en varo en los modelos multiaxiales; algo que no ocurría en los uniaxiales, en los que la rotación fue casi inexistente y el colapso en varo fue progresivo pero mucho más lento. Estos resultados determinaron que, por un lado, la rotación de la cabeza femoral es un fenómeno fundamental y previo al colapso en varo y se produce por los momentos de torsión originados durante las fases de flexión y extensión de la cadera y, por otro, que la aparición de dicha rotación de la cabeza femoral acelera la sucesión de los fenómenos posteriores (colapso en varo), algo que no ocurre en los modelos uniaxiales. Además, se postuló que a posición ideal para el tornillo cefálico sería la centro-centro y que cuando dicho tornillo se coloca excéntrico, principalmente en dirección anterior o posterior, los momentos rotacionales son mucho mayores lo que favorece el desarrollo de *cut out*.

El mismo modelo multiplanar lo utilizaron *Kouvidis et al.* (290) en 2009 para analizar el comportamiento del tornillo cefálico único (tornillo placa *DHS*) frente al tornillo doble de un clavo endomedular, obteniendo mejor comportamiento con el doble tornillo. Esto lo justificaron por la mayor resistencia a las fuerzas torsionales que ofrecía el implante con doble tornillo, aunque posiblemente la posición intramedular del implante fuera más determinante que el sistema de anclaje cefálico (329), teniendo en cuenta que los resultados *in vivo* han sido poco satisfactorios con el doble tornillo.

En el año 2011, *Born et al.* (233) publicaron los resultados con un nuevo modelo de carga multiaxial, comparando las hojas espirales (*PFNA*® y *TFN*) frente a los tornillos cefálicos (*Gamma 3* y *Gamma 3 RC*) obteniendo que, con las cargas multiaxiales la resistencia a la migración se reducía un 32% respecto a las cargas uniaxiales y que la dirección de la migración resultante podía ser axial (*cut through*) o cefálica (*cut out*), al contrario que con carga uniaxial que sólo migraba en sentido cefálico. La resistencia a la migración con los sistemas de tornillo cefálico fue un

20-30% superior frente a las hojas espirales y la dirección de la migración fue fundamentalmente cefálica con los tornillos y axial con las hojas espirales. Concluyeron que la resistencia de los tornillos es superior a las hojas espirales, algo que sin embargo, no se ha reportado en otros estudios.

En el año 2011, *Lenich et al.* (280), publicaron un artículo titulado: “¿Es la rotación de la cabeza femoral el potencial inicio del cut out?”, aludiendo de forma directa a ese fenómeno. Investigaron la influencia de la colocación del tornillo en posiciones excéntricas sobre las fuerzas torsionales a las que se ve sometido, las cuales se incrementan a medida que se aleja de la posición central ideal. Sólo con 3mm respecto a la posición ideal (centro-centro) las fuerzas rotacionales aumentan exponencialmente y, tras la rotura de las primeras trabéculas peri-implante se produce, a modo de efecto dominó, una rápida pérdida de la estabilidad originando la migración del tornillo cefálico (330). Concluyeron que los sistemas de hoja espiral eran superiores a los de tornillo cefálico y que a medida que se coloca de forma excéntrica se incrementan las fuerzas torsionales a las que se ven sometidos.

En el año 2012, *Lenich et al.* (221), reportaron un modelo de carga que simula los ciclos de marcha. Basado en lo publicado por *Bergmann et al.* (331) en 2001, respecto a las fuerzas que actúan durante la marcha, diseñaron un test de carga que reproduce fielmente los movimientos de flexo-extensión, adducción-abducción y rotación y evaluaron el comportamiento de dos sistemas de osteosíntesis (*PFNA®* y *Gamma3®*) en sus diferentes formas de fallo (migración cefálica, axial o rotacional). Observaron que independientemente del tipo de implante las fases de fracaso fueron: 1ª (rotación de la cabeza femoral), 2ª (migración del implante) y 3ª (colapso en varo) presentando la hoja espiral mayor resistencia a la migración que el tornillo cefálico. Postularon que el comportamiento de las fracturas conminutas durante la fase de consolidación sería el siguiente: la hoja espiral desliza para permitir la impactación de la fractura y estabilizarla, pero si no ocurre dicha estabilización se produce una rotación del fragmento sobre el tornillo incrementando las fuerzas varizantes e iniciando una migración de la hoja espiral, la cuál al alejarse de la posición ideal centro-centro,

aumenta los momentos torsionales sobre el implante, que irá migrando hasta la salida del mismo fuera de la cabeza femoral. La migración cefálica (*cut out*) fue la forma predominante en ambos implantes frente a la axial (*cut through*), al contrario que los estudios de *Karich et al.* (332) y *Born et al.* (233) que reportaron que el tornillo migraba predominantemente en sentido cefálico y hoja espiral en sentido axial. De todas formas, la migración axial en el sentido de los haces trabeculares principales es más estable que la migración en sentido cefálico, que se aleja de los ejes de carga fisiológicos y que induce mayores momentos varizantes (77), lo que hace que el fenómeno *cut through* es biomecánicamente más beneficioso que el fenómeno *cut out*, el que, al alejarse del eje de carga fisiológico, va a hacer fracasar el implante.

A pesar de los excelentes trabajos de *Lenich, Ehmke, Born...* sobre la rotación y los momentos de torsión en los estudios biomecánicos de simulación de la marcha multiaxiales, se han realizado diversos estudios (333-335) en los años siguientes utilizando los modelos clásicos de carga uniaxial, incurriendo en el mismo sesgo que presentaban los de los años 80 y 90, dando lugar de nuevo a conclusiones erróneas en cuanto a la posición ideal del tornillo (defienden la centro-inferior) y al componente rotacional en el fallo del implante (no refieren la rotación como factor de fracaso de la fijación, sólo la migración cefálica).

En definitiva, los estudios en modelos de carga multiaxiales que se han desarrollado en la última década han permitido un mejor entendimiento de la patomecánica del *cut out*, permitiendo extraer las siguientes conclusiones:

- Las fuerzas de torsión a las que se ve sometido el implante son iniciadoras y determinantes en el desarrollo del *cut out*.
- La rotación de la cabeza femoral es un fenómeno previo al desarrollo del colapso en varo en los modelos multiaxiales, no así en los uniaxiales, lo que cuestiona cualquier resultado obtenido en estos últimos.

- La aparición del fenómeno de rotación cefálica hace que se acelere de forma exponencial el colapso en varo, por lo que, el bloqueo de dicha rotación inicial podría evitar esta cascada de acontecimientos.
- Cuanto más se aleja la colocación del tornillo o espiral cefálica del centro de rotación fisiológico de la cadera más se incrementan las fuerzas torsionales, lo que favorece el desarrollo del *cut out*. Por tanto, la posición ideal sería aquella que minimice las fuerzas rotacionales (centro-centro) y no las fuerzas verticales axiales varizantes (centro-inferior).
- Las hojas espirales presentan un mejor comportamiento que los tornillos cefálicos en la mayoría de los estudios de cargas multiaxiales, aunque alguno ha reportado lo contrario.
- El patrón de fallo predominante de los tornillos cefálicos es mediante la migración cefálica (*cut out*) y, en cambio, en las hojas espirales puede acontecer tanto migración cefálica como axial (*cut through*).

Con estas aseveraciones se podría postular que, minimizando las fuerzas torsionales iniciadoras mediante la utilización de una hoja espiral en posición centro-centro o incrementado la resistencia del implante mediante un tornillo canulado antirrotatorio adicional o cementación, se podrían reducir los índices de fracaso del implante.



### **5.3. El papel del enclavado y la hoja espiral en las fracturas rotacionalmente inestables**

En base a las características biomecánicas citadas previamente sobre las fracturas basicervicales, el implante ideal para el tratamiento de estas fracturas debería permitir una adecuada resistencia a las fuerzas cizallantes y varizantes y, además, soportar las fuerzas rotacionales que se establecen durante los ciclos de la marcha. Hay que tener en cuenta además que estas fracturas presentan una importante conminución en la cortical medial y posterior, lo que hace que los sistemas basados en el “principio de apoyo en tres puntos” (90) como los tornillos y agujas roscadas, no sean capaces de resistir las fuerzas de cizallamiento y retroversión haciendo que fracase la osteosíntesis (4, 73, 90, 140). En cambio, los implantes de fijación a la diáfisis con un sistema de ángulo fijo permiten una mayor resistencia a las fuerzas axiales deformantes, a la vez que el tornillo deslizante permite un colapso controlado de la impactación del foco de fractura. Por esta razón, diversos estudios biomecánicos han demostrado una superioridad clara con la utilización del tornillo placa deslizante *DHS* frente a los tornillos canulados. *Deneka et al.* (140) y *Blair et al.* (4) informaron de una resistencia a la carga hasta el colapso un 50% inferior con los tornillos canulados frente al tornillo-placa deslizante y tornillo antirrotacional, pero no encontraron diferencias significativas en cuanto a la torsión e inclinación lateral.

A pesar de las ventajas biomecánicas de los sistemas de ángulo fijo, la falta de inserciones musculares en el fragmento proximal y a la ausencia de “interdigitaciones” en el trazo de fractura hacen que el foco fracturario esté sometido a importantes fuerzas rotacionales durante los ciclos de marcha, lo que puede hacer fracasar la osteosíntesis debido en mayor parte al componente torsional que al de carga axial vertical. Esto hace que los sistemas de estabilidad angular aislados no permitan un control preciso de todas las fuerzas que acontecen, lo que ha hecho que en un intento de mejorar la estabilidad rotacional se haya aconsejado colocar un tornillo canulado accesorio superior por encima del *DHS* (65, 70, 73, 140). Diversos estudios realizados *in vivo* han mostrado

unos resultados favorables con la utilización del tornillo placa deslizante *DHS* (65, 70, 141, 142) añadiendo en muchos de ellos un tornillo antirrotatorio adicional (65, 70, 142) para reducir la incidencia de complicaciones, reportadas entre en 2.5% y 11% (70, 142). Sin embargo, algunos autores (4, 141) no han encontrado diferencias entre añadir o no el tornillo canulado superior a la placa *DHS*. Por tanto, sigue siendo controvertida la necesidad de añadir otro tornillo al sistema *DHS* en estas fracturas.

Dado que las fracturas basicervicales se comportan como pertrocantéreas inestables en cuanto al número de complicaciones (141), tendría sentido tratarlas de la misma manera utilizando los implantes que aparentemente mejor resultado ofrecen en el momento actual, los clavos endomedulares. Desde su introducción a finales de los años 80, el desarrollo y utilización de los mismos ha crecido de forma exponencial pasando del 3% en 1999 a un 67% en 2006 en Norteamérica (124). Las ventajas biomecánicas respecto a las placas son notables:

- *Transferencia de cargas más eficaz y fisiológica*, por su posición endomedular.
- *Menor brazo de palanca y momentos de inclinación* (hasta un 25-30% menos que los dispositivos extramedulares) por su disposición dentro del canal medular que los hace más resistentes a las fuerzas axiales y varizantes, lo que puede reducir el riesgo de fracaso del implante principalmente en las fracturas inestables (254, 329).
- *“Buttress” intramedular*: actúa como contrafuerte intramedular que hace que se reduzca el desplazamiento medial de la diáfisis principalmente en las fracturas oblicuas invertidas (31A3) que son el mayor problema para los sistemas de tornillo placa deslizante (112, 115, 116). Un estudio de *Parker* (336) con el sistema *DHS* demostró que el porcentaje de medialización de la diáfisis se relacionaba con el riesgo de fracaso de la osteosíntesis. Así, con una medialización de 31-60% el porcentaje de fallo se elevaba a más de un 50%.
- *Reducción del acortamiento y varización de la fractura*, debido a que el “deslizamiento” del fragmento proximal se ve detenido por el contrafuerte

intramedular, más medial que el contrafuerte lateral que ofrecen los sistemas de tornillo placa deslizante. No está demostrado que afecte claramente a los resultados funcionales o la tasa de complicaciones (116), pero biomecánicamente puede producir cojera y *marcha de Trendelemburg* por debilidad del glúteo medio.

- *Tornillo cefálico deslizante*, similar al sistema tornillo placa deslizante pero con la ventaja de que el deslizamiento se produce sobre un apoyo diafisario más medializado y por tanto, más fisiológico para la transmisión de cargas. Los clavos iniciales no deslizantes como el de clavo en *Y de Küntscher*, presentaban unas mayores tasas de complicaciones, no sólo *cut out* sino también *cut through* por la penetración de la lámina dentro de la articulación a medida que la fractura se colapsaba cuando se dejaba a menos de 10mm de la superficie articular (207).
- *Técnica percutánea*, que condiciona menor agresión, menor tiempo quirúrgico, reducción de la estancia hospitalaria y de las tasas de infección y complicaciones de la herida. Aunque estas hipotéticas ventajas no se han podido demostrar claramente en diversos estudios clásicos (125-129) que los comparaban con el tornillo placa deslizante.

A pesar de todas estas ventajas teóricas, todavía no son considerados el *gold standard* por diversos autores debido a los inconvenientes que presentan, principalmente los clavos de primera generación:

- *Fractura de la pared lateral del trocánter*: en las primeras generaciones de clavos como el *Gamma* (con 10° de valgo proximal) acontecía en la introducción del clavo, inserción de la fresa trocantérea proximal o durante el fresado del canal para el tornillo cefálico (66-68). Esto hace que se interrumpa el freno al deslizamiento que supone la pared lateral y se medialice la diáfisis, multiplicando por 8 el riesgo de reoperación (68) y produciendo una

recuperación postoperatoria más prologada y dolorosa, así como un mayor acortamiento de la extremidad y cojera (66, 67, 255).

- *Fractura femoral distal, intraoperatoria y postoperatoria*: alcanzaba hasta un 16% en las primeras generaciones de clavos y se atribuye a un defecto de diseño inicial o a una mala técnica quirúrgica (187, 337). El diseño del primer clavo *Gamma* no era anatómico, tenía un valgo proximal de 10°, un excesivo diámetro y la punta se apoyaba contra la cortical lateral mediante una “carga en tres puntos” haciendo que las fuerzas se concentraran a nivel distal (126, 127, 169, 187-190). Todo esto, junto con los defectos técnicos en la inserción del tornillo de bloqueo distal, favorecía el desarrollo de fracturas intra o postoperatorias (127, 187, 192). Las nuevas generaciones de clavos posteriores a 1997 (3ª generación) han reducido drásticamente esta complicación hasta el 3% (129, 190, 236, 257, 338, 339), haciendo que se iguale el riesgo con clavo o placa, cuando previamente la probabilidad de sufrir una fractura con el clavo era 4.5 veces mayor que con una placa (340).
- *Curva de aprendizaje*: esto puede afectar a los resultados iniciales produciendo un “sesgo en la ejecución quirúrgica” (190, 324, 341, 342), aunque en la revisión de *Parker et al.* (343) con análisis de subgrupos, no han encontrado significación estadística para tal afirmación. En el momento actual, los traumatólogos están muy familiarizados con el sistema endomedular, por lo que los problemas que podían acontecer al inicio ya no se desarrollan.
- *Coste-eficacia*: el único estudio publicado en el momento actual es el de *Swart et al.* (300) en 2014, que intenta una aproximación en la toma de decisiones del tipo de implante en cada fractura en función de criterios de coste-eficacia. Reportó que en las fracturas 31A1 el tornillo placa deslizante es más coste-efectivo, al contrario que en las 31A3 en las que el enclavado endomedular es claramente la técnica más eficiente por el menor número de complicaciones y re-operaciones que presenta. En las fracturas 31A2, en las que el riesgo de fallo del implante estimado en la bibliografía es más impreciso, aparentemente es

más coste-efectivo el uso del tornillo placa deslizante, aunque este resultado está sujeto a variaciones en función de tasas de fracaso del implante (que han disminuido con los clavos de última generación) y el coste de los implantes, que haga que se abarate en enclavado en el futuro.

A pesar de las ventajas del enclavado, existen diversos estudios clásicos (125-129) en los que no se han encontrado diferencias significativas respecto al tornillo deslizante de cadera *DHS* en cuanto al tiempo quirúrgico, estancia hospitalaria, tasa de infección, complicaciones de la herida, fracaso del implante o complicaciones mecánicas pero sí mayores tasas de fractura periimplante con el clavo endomedular. Sin embargo, en estudios más modernos con clavos de última generación y una curva de aprendizaje ya desarrollada, se han observado diferencias claras a favor del enclavado en las fracturas pertrocantéreas oblicuas invertidas (31A3) y subtrocantéreas (112, 115, 116), con unos índices de fractura peri-implante similares a las placas (117). Por tanto, las desventajas clásicas del uso del enclavado endomedular están siendo cuestionadas con los nuevos implantes, lo que hace que actualmente sólo el mayor coste en fracturas 31A1 podría ser una razón de peso para elegir el sistema tornillo-placa deslizante en ese tipo determinado de fractura.

El clavo es, por tanto, el implante más utilizado actualmente para el tratamiento de las fracturas extracapsulares de cadera, principalmente inestables. Se debe tener en cuenta que el concepto de inestabilidad ha cambiado en los últimos años, ya que a los criterios clásicos como la afectación de la cortical posteromedial (56), conminución del macizo trocantéreo (61, 62) trazo oblicuo invertido (56, 60) o extensión subtrocantérea (60) se le han sumado otros igualmente inestables como la fractura pertrocantérea con extensión al cuello (64, 65), afectación de la pared lateral (62, 66-69), trazo cizallante vertical (69, 70) y trazo basicervical (4, 69, 71-74). Esto hace que, dos fracturas consideradas estables inicialmente según la clasificación *AO/OTA*, como la basicervical (31B2.1) y la 31A1.3 (pertrocantérea en dos fragmentos con trazo vertical) debieran incluirse como inestables, no por el grado de conminución de la fractura que es en lo

que se basa dicha clasificación, sino por las fuerzas principales a las que está sometido el implante una vez sintetizado (rotacionales y cizallamiento) que dan lugar a un incremento en el número de complicaciones. Por último, existen algunos patrones de fractura que cambian de tipo al realizar la osteosíntesis debido a la rotura intraoperatoria de la pared lateral, pasando de un patrón aparentemente estable 31A1 a uno inestable 31A3, lo que podría modificar la elección del tipo de implante (69). Esto acontece en el 7%-20% de los pacientes con fractura 31A1 y 31A2 tratados con clavo endomedular *PFNA* (149, 156, 344), cifras similares al 15% (10% intraoperatorias y 5% postoperatorias) reportado en patrones 31A1 tratados con tornillo placa deslizante *DHS* (67). La fractura de la pared del trocánter origina una pérdida del contrafuerte lateral, lo que favorece la medialización de la diáfisis. Esto es importante ya que *Parker* (336) reportó, como hemos explicado ya previamente, que el porcentaje de medialización de la diáfisis se relacionaba con el riesgo de fracaso del *DHS*, estimado en más del 50% cuando el desplazamiento se encuentra entre el 31-60%. La posición intramedular del clavo es una situación beneficiosa que minimiza este fenómeno y por tanto, el riesgo de complicaciones mecánicas (129, 170, 171). Además, no sólo se están redefiniendo los patrones inestables de fractura, sino que los clásicos están aumentando en frecuencia. El estudio de *Lakstein et al.* (345) informó de un incremento desde el 32% en 2001 al 45% en 2010 en los patrones clásicos de inestabilidad, lo que hace que cada vez sea más necesario el uso del enclavado.

Por otra parte, los clavos resisten mejor las fuerzas deformantes a las que están sometidos en las fracturas inestables. De esa manera, mantienen la reducción de la fractura (169, 172) permitiendo conservar el ángulo cervico-diafisario, reduciendo el acortamiento femoral y manteniendo el *offset* (129, 171). Esto puede permitir disminuir el tiempo para la carga completa tanto en fracturas estables como inestables (127, 190, 339, 346) y mejorar los resultados funcionales globales (129).

Por tanto, la utilización en este estudio de un sistema intramedular de tercera generación frente a un sistema extramedular se basa en los siguientes aspectos:

- La fractura basicervical es un patrón inestable y por tanto, debe ser tratada con el mismo sistema que las pertrocantéreas inestables.
- La fractura de la pared lateral acontece en el 15% de las fracturas estables tratadas con *DHS* y conlleva la medialización de la diáfisis con el subsiguiente incremento de las complicaciones mecánicas. La presencia de un sistema de contrafuerte intramedular en caso de fractura de la pared lateral va a minimizar este fenómeno.
- La conservación de la anatomía con el sistema intramedular va a permitir una recuperación más temprana y mejorar los resultados funcionales globales.
- Las tasas de complicaciones clásicas con los sistemas intramedulares de tercera generación, en especial la fractura de la pared lateral del trocánter y fractura femoral distal, se han equiparado a las de los sistemas extramedulares.
- La curva de aprendizaje no es un problema actualmente ya que en nuestro servicio se lleva utilizando el enclavado desde 1987.
- El coste-eficacia que resulta beneficioso para las fracturas estables es cuestionado para las inestables 31A2, ya que el estudio se basa en la media de complicaciones registradas en los últimos años, las cuales se han reducido claramente con los clavos de tercera generación frente a los de segunda (148), mejorando la eficiencia del enclavado. Teniendo en cuenta que las basicervicales presentan un comportamiento y resultados como las inestables, el mayor coste del clavo frente a la placa se ve compensado por el menor índice de complicaciones.

En los últimos años, se ha mejorado el diseño del clavo y la técnica quirúrgica, reduciendo drásticamente el número de complicaciones pero también se ha hecho hincapié en mejorar el anclaje cefálico en un intento de incrementar la resistencia a las

fuerzas rotacionales a las que se ve sometido. Dentro de los nuevos diseños, el doble tornillo y las hojas espirales han sido los más extendidos y documentados.

Al anclaje trilaminar de los primeros sistemas le siguió el tornillo cefálico único, que ha sido el más utilizado durante décadas. En un intento de mejorar la resistencia a las fuerzas rotacionales se diseñó en los años 90 el tornillo cefálico doble y en la primera década de este siglo las hojas espirales. El primero no redujo las tasas de complicaciones mecánicas clásicas y dio lugar a la aparición de complicaciones exclusivas del doble tornillo, el *efecto Z* y *Z invertido* (210-212, 216, 258, 291). Sin embargo, las hojas espirales, con el concepto de mejorar la estabilidad rotacional del implante y conservar stock óseo, han demostrado un incremento de la resistencia a las fuerzas torsionales respecto al tornillo cefálico (221, 280, 295, 347, 348), así como una reducción de la migración y del desarrollo de *cut out* (292-297). Los estudios clínicos no han demostrado una ventaja manifiesta de la hoja espiral, pero sí una tendencia a la reducción de las tasas de *cut out* pasando del 2.3%-8.2% con los sistemas endomedulares de tornillo cefálico (*Gamma Nail*) (127, 175, 179, 215) al 0.9%-4.2% con los sistemas de hoja espiral (*TFN, PFNA...*) (145-154, 239).

El sistema *PFNA (Proximal Femoral Nail Antirotation)* ha sido el utilizado para la realización de este estudio. Es un clavo de tercera generación con un sistema de anclaje cefálico de hoja espiral. La última sigla hace alusión al bloqueo que realiza sobre las fuerzas rotacionales a las que se ve sometido, lo que hace que sea un diseño óptimo para el tratamiento de las fracturas incluidas en este trabajo, las basicervicales y equivalentes.

Los estudios *in vivo* que han sido publicados tras la aparición del clavo endomedular *PFNA®* en el año 2004, avalan la eficacia del mismo en fracturas pertrocantéreas tanto estables como inestables y en fracturas subtrocantéreas. Las tasas de *cut out* oscilan alrededor de un 2% y las fracturas distales entre el 1% y el 7% (145-154). El *cut in* o *cut through* llama la atención por presentar tasas de hasta un 6.3% en algún estudio (151). Esta es una complicación relativamente infrecuente en otros diseños y frecuentemente etiquetada de forma errónea como *cut out*, por lo que la



incidencia real no está clara. Por último, el *pull out* es otra de las complicaciones asociadas a este sistema de deslizamiento libre, con unas tasas de hasta un 5.1% en algún estudio (219), siendo mayores incluso que las de *cut out*.

Centrándonos en las fracturas basicervicales tratadas exclusivamente con clavo endomedular encontramos algunos estudios donde la incidencia de complicaciones mecánicas es preocupante. *Bojan et al.* (253) en 2013, revisando 3066 pacientes tratados con clavo *Gamma*, publicaron unas tasas de *cut out* primario de 1.85%. Las fracturas basicervicales presentaron unas tasas de fallo de la fijación del 9%, un porcentaje incluso mayor que en las consideradas clásicamente más inestables, las oblicuas invertidas complejas, en las cuales la osteosíntesis fracasó en un 6.5%. Excluyendo estos dos patrones fracturarios, las tasas bajaron al 1% en el resto. Dentro de las complicaciones mecánicas, las fracturas basicervicales (31B2.1) y las oblicuas invertidas complejas (31A3.3) contribuyeron cada una con un 26.3% al total de *cut out*. En el año 2013, *Hu et al.* (143) evaluaron los resultados de 32 pacientes con fractura basicervical tratados con clavo endomedular *PFNA*, obteniendo unas nulas tasas de complicaciones mecánicas o pseudoartrosis. Sin embargo, el tamaño muestral fue pequeño y mezclaron diferentes patrones de fracturas, no sólo las basicervicales clásicas. El estudio de *Aguado-Maestro et al.* (349) también en 2013, sobre 200 pacientes tratados con el sistema *PFNA*, mostró unas tasas de *cut out* del 1%, *cut through* 0.5% y rotura del implante del 1%. En los casos de *cut out*, el patrón de fractura basicervical fue la norma.

En definitiva, no sólo la incidencia complicaciones mecánicas ha disminuido con la introducción de los diseños de tercera generación del enclavado endomedular, sino que el patrón de fractura más frecuente asociado a las mismas ha variado respecto al típico que acontecía con los sistemas extramedulares. El contrafuerte intramedular ha hecho que la medialización de la diáfisis y el efecto telescopaje se reduzca y, por tanto, disminuyan los fallos de la fijación en las fracturas 31A3 (oblicuas invertidas y transtrocantéreas) que eran el patrón principal con los sistemas tornillo placa deslizante *DHS*. Esto ha hecho que otros patrones de fractura cobren especial relevancia en el

momento actual, los inestables rotacionalmente, representados por las fracturas basicervicales y relacionadas y que han reportado una reducción escasa de las tasas de complicaciones mecánicas tras la introducción de nuevos implantes, pasando del 2.5%-11% cuando se utilizaba la placa *DHS* con tornillo antirrotatorio al 1%-9% con los sistemas de enclavado endomedular de tornillo o espiral cefálica. Esta ha sido la razón fundamental para la realización de este estudio, intentar reducir las tasas de complicaciones de estos patrones de fractura que aún no han sido resueltos.

## 5.4. Técnicas de aumento de la estabilidad rotacional empleadas en este trabajo

Como se ha explicado previamente, las hojas espirales presentan importantes ventajas biomecánicas respecto a los tornillos cefálicos a la hora de bloquear las fuerzas rotacionales, pero siguen sin ser el implante ideal en las fracturas estudiadas por dos razones. La primera, porque no han hecho desaparecer el fenómeno *cut out* en fracturas rotacionalmente inestables. La segunda, por el comportamiento paradójico de las hojas espirales descrito por *Al-Munajjed et al.* (295), que en su estudio reportaron que la resistencia a las fuerzas rotacionales iniciadoras es claramente superior en la hoja espiral respecto al tornillo cefálico pero, tras la rotura trabecular y rotación cefálica, las fuerzas de *pull out* a las que se ve sometido hacen que la migración y daño en la cabeza femoral sean mayores en la hoja espiral que en el tornillo cefálico. Es decir, resiste más el inicio del *cut out* la hoja espiral pero una vez iniciado se comporta peor que el tornillo cefálico, por lo que habrá que evitar a toda costa esa rotación inicial.

En base a esto, existe una necesidad de implementar aún más la resistencia del implante con otras técnicas adicionales que sean sencillas y reproducibles: la adición de tornillo antirrotatorio no integrado en el dispositivo y la cementación de la hoja espiral.

### 5.4.1. Tornillo antirrotatorio sobre enclavado

Consiste en la colocación de un tornillo canulado por fuera del clavo que ayuda a la resistencia mecánica exclusivamente en las fuerzas torsionales.

La técnica es fácilmente reproducible, ya que se puede aprovechar la guía lateral para aguja antirrotatoria que posee el sistema *PFNA* y que está diseñada para la colocación de una aguja superior previa a la introducción de la espiral, con el objetivo

de evitar que rote el fragmento proximal durante la inserción de la misma. Una vez insertada la espiral, se puede colocar fácilmente un tornillo a través de dicha aguja solidarizando los fragmentos fracturarios en otro punto diferente del clavo permitiendo un anclaje adicional.

Este sistema de tornillo adicional no integrado dentro del clavo permite la colocación de un tornillo antirrotatorio de mayor longitud, que incrementa el agarre pero sin favorecer el desarrollo de la complicación mecánica clásica de los sistemas de doble tornillo a través del clavo, el *efecto Z*, ya que no absorbe cargas en sentido cefálico que pasarán sólo por el sistema endomedular.

Por último, la posibilidad de colocar el tornillo antirrotatorio en cualquier cuadrante permite que la espiral cefálica se posicione centro-centro, lo que reduce las fuerzas torsionales como hemos visto previamente. Esto difiere de los sistemas de doble tornillo integrado, que habitualmente precisan una colocación del tornillo principal en una posición sub-óptima centro-inferior para permitir que “quepa” en posición centro-superior el tornillo antirrotatorio.

Revisando la bibliografía, en dos artículos se menciona la utilización de tornillo antirrotatorio como una técnica de rescate excepcional en casos concretos. Así, *Li et al.* (223) en 2010, mostraron un caso de *cut in* con clavo *Gamma*, que resolvieron colocando un tornillo cefálico más corto y añadiendo un tornillo canulado como antirrotatorio y *Oh et al.* (156) en 2010, en su artículo sobre “trucos y errores del enclavado” reportaron un caso de fractura basicervical tratada con clavo *PFNA* y colocación de un tornillo canulado adicional. Además de estos casos aislados, en el año 2013, *Aguado-Maestro et al.* (350) publicaron el primer estudio y describieron la técnica quirúrgica en detalle de la utilización de forma sistemática del tornillo canulado antirrotatorio asociado al sistema *PFNA*®, con óptimos resultados en 14 pacientes que cumplían los siguientes criterios: fractura 31A1 con una angulación del trazo  $> 70^\circ$ , las cuales definieron como basicervicales, pero que no lo son en sentido estricto, sino basicervicales equivalentes de *Massoud*.

A pesar de que la bibliografía del tornillo antirrotatorio con clavo es anecdótica, sí existen diversos estudios que han publicado su utilización con la placa *DHS* en fracturas inestables basicervicales (65, 70, 73, 140) y transcervicales *Pauwels* 3 (70, 101, 102, 351, 352), cuyos resultados han sido satisfactorios y pueden ser extrapolables al enclavado.

La evaluación de las complicaciones mecánicas en fracturas basicervicales y equivalentes utilizando este sistema de implementación de la resistencia torsional y su comparación con el sistema de hoja espiral aislada constituye el objetivo de este estudio.

#### 5.4.2. Cementación de la hoja espiral del sistema PFNA-A (Augmentación)

Los primeros intentos de incrementar la estabilidad de los implantes en fracturas de cadera mediante el uso de polimetilmetacrilato se realizaron a finales de los años 60 en pacientes con enfermedad metastásica ósea tratados con tornillo placa (353, 354) y posteriormente, se usó en fracturas conminutas en pacientes añosos y osteoporóticos. La cementación se realizaba inicialmente rellenando el foco endóstico de fractura pero evitando la salida del cemento hacia la cortical y periostio para evitar que pudiera alterar la consolidación (355-358). Sin embargo, la presencia de cualquier cantidad de cemento en la fractura era una preocupación para muchos traumatólogos, por lo que comenzó a utilizarse exclusivamente rellenando la cavidad del tornillo cefálico, con óptimos resultados y sin un incremento en las tasas de osteonecrosis o infección, aunque con la pérdida de la capacidad de deslizamiento del tornillo (359-362).

De forma similar a lo acontecido con las placas, se ha intentado incrementar el anclaje del tornillo cefálico con cemento alrededor del mismo en el enclavado endomedular. Estudios biomecánicos demostraron el aumento de la resistencia del tornillo al *cut out* cuando se implementaba el agarre con cemento alrededor del mismo

(363). En 2010, *Dall'Oca et al.* (364) publicaron una serie de 40 pacientes tratados con clavo *Gamma* en los que se aplicó polimetilmetacrilato (3ml con el sistema de vertebroplastia) exclusivamente alrededor del tornillo cefálico, sin bloquear el sistema de deslizamiento ni penetrar en el foco de fractura. Los resultados fueron satisfactorios en todos ellos y no se documentó ninguna de las complicaciones clásicas (infección, necrosis avascular, pseudoartrosis) ligadas al cemento excepto un caso de penetración intraarticular sin repercusión clínica. Comparando con otros 40 pacientes que trataron sin cementación, observaron unos resultados clínicos mejores y una disminución de la estancia hospitalaria en el grupo de la cementación. A pesar de estos resultados prometedores del estudio de *Dall'Oca*, en nuestro conocimiento, no se han realizado más estudios *in vivo* con este sistema, por lo que no puede ser aplicado de forma estandarizada y precisa nuevos estudios de eficacia.

Posteriormente se desarrollaría una sistema específico de cementación alrededor de la hoja espiral fenestrada, el *PFNA-A (augmentación)*, que permite que el cemento introducido a través de la misma salga de forma controlada sólo en la punta por los orificios laterales, reduciendo el riesgo de migración intraarticular o al foco de fractura. El sistema es reproducible y sencillo, gracias al diseño de cánulas y cemento específico para la realización de esta técnica.

Una de las preocupaciones con la hoja espiral es el efecto paradójico de *Al-Munajjed* descrito previamente. Con esa premisa, *Erhart et al.* (241) en 2011, realizaron un estudio en el que demostraron que la cementación incrementaba la resistencia tanto a la rotación como al posterior *pull out* de la hoja espiral principalmente en el hueso osteoporótico, lo que hacía mejorar el mal comportamiento que presenta la hoja espiral aislada cuando se produce el aflojamiento inicial. El mismo autor en 2012 (242), publicó un estudio evaluando la resistencia de la hoja espiral no cementada a la rotación y al posterior *pull out* y la comparó con la que presentaba tras reintroducir en los mismos especímenes otra hoja espiral y *augmentación*. Reportó un incremento de la resistencia a la rotación y al *pull out* cuando se cementaba la hoja espiral previamente extraída por lo que concluyó que la cementación del *PFNA* podía ser una forma óptima

de rescate cuando no existe un daño de la articulación. Esto es un dato importante ya que la forma de fracaso mediante *pull out* es tan frecuente como el *cut out*, lo que permitiría un fácil rescate en estos casos. *Sermon et al.* en 2012 (365) reportaron que pequeñas cantidades de polimetilmetacrilato (3ml) en hueso osteoporótico resistían hasta un 51% más de cargas cíclicas hasta el *cut out* respecto a la hoja espiral no cementada principalmente en el hueso osteoporótico, lo que apoya el concepto de que la *augmentación* compensa el impacto negativo que tiene la osteoporosis en la fuerza de agarre del implante. Además, el mismo autor (366), analizó la resistencia al *cut out* de la hoja espiral con o sin cementación en las posiciones central y excéntrica 7mm, observando un incremento de la resistencia a los ciclos de carga con el cemento de 225% en posición central y hasta 993% cuando se colocaba en posición excéntrica, concluyendo que en colocaciones sub-óptimas de la hoja espiral la *augmentación* podría incrementar de forma sustancial el agarre. En el año 2013, *Fensky et al.* (367) publicaron también resultados favorables a la hoja espiral *PFNA* cementada (con 6ml) en cuanto a la resistencia a la carga y fatiga.

Clásicamente, las preocupaciones respecto a la cementación han sido la necrosis avascular, debido a la obliteración de los vasos cefálicos por aumento de la presión al introducir cemento o a la necrosis térmica de los mismos, condrolisis por el efecto térmico del cemento, migración intraarticular del cemento con lesión articular o hacia el foco de fractura con alteración del proceso de consolidación, infección, bloqueo del sistema de deslizamiento que impida la compresión de la fractura o problemas con la extracción y rescate del fracaso de una fijación cementada. En 2012 *Fliri et al.* (305) evaluaron *ex vivo* la temperatura que se alcanzaba durante el proceso de polimerización del cemento cuando se aplicaban 3ml y 6ml a la hoja espiral de titanio *PFNA* a 37°C, reportando que ninguna temperatura permaneció más de 9 minutos por encima de 41°C en la interfase o alrededores, lo que evitaría la necrosis ósea y el subsiguiente aflojamiento del implante (368, 369). En 2014 *Blankstein et al.* (306) evaluaron la presión intraósea durante el proceso de cementación de la hoja espiral (entre 1ml y 6ml) ya que altas presiones por encima de 47mmHg están asociadas con NAV de la cabeza femoral (370). Reportaron que todas las presiones se mantuvieron por debajo del límite

normal (30mmHg) excepto una, que alcanzó 37mmHg y se normalizó a los 30 segundos, concluyendo que no incrementa el riesgo de NAV. El riesgo de embolismo graso y su repercusión sistémica es otra preocupación con los sistemas de cementación debido al aumento de presiones durante su introducción. Estudios en vertebroplastias han reportado que éste no es un problema que preocupe en la literatura, ya que se han realizado vertebroplastias multinivel de hasta 25ml sin repercusión clínica (371). La migración del cemento al foco de fractura y la alteración de la consolidación (358) acontecía con más frecuencia cuando se cementaba el orificio labrado por la fresa cefálica y después se introducía el tornillo. Con el sistema de espiral fenestrada es improbable que ocurra ya que ésta se introduce primero en su posición definitiva y después se realiza la cementación controlada que sólo saldrá por las perforaciones laterales de la punta de la espiral. Además la viscosidad media-alta del cemento *Traumacem V+* minimiza esta complicación. La migración del cemento a la articulación puede ocurrir si se perfora con la aguja guía para la hoja espiral, lo que ocurre con más frecuencia cuando se cementa previamente a la introducción del tornillo cefálico (364). Esto puede tener un efecto deletéreo con destrucción articular aunque a menudo no tiene repercusión clínica (364). La introducción del cemento de forma controlada y tras la introducción de la hoja espiral, así como la comprobación previa con contraste para ver la migración del mismo, minimiza esta complicación con el sistema *PFNA-A®*. La destrucción de condrocitos debido a la proximidad de la cementación no ha sido aún testada pero, teniendo en cuenta la mayor sensibilidad de los mismos, se debe evitar la posición subcondral del polimetilmetacrilato (307). Las tasas de infección pueden verse incrementadas por el uso de cemento ya que aumenta el espacio para la adhesión de las bacterias y origina necrosis tisular térmica, pero está asociado a la excesiva cantidad del mismo (359). La escasa cantidad de cemento (3-6ml) y la baja temperatura que alcanza hacen que no aumenten las tasas de infección con el sistema *PFNA-A*. El bloqueo del deslizamiento acontecía de forma sistemática en los primeros estudios de cementación alrededor del tornillo cefálico con el sistema *DHS* (359-362), convirtiéndolo en un sistema fijo sin capacidad de deslizamiento y compresión del foco de fractura, pudiendo favorecer la pseudoartrosis. La cementación controlada de la punta no altera dicho



deslizamiento. Por último, los problemas derivados de la extracción del implante o del rescate mediante artroplastia no se han documentado con esta técnica, ya que el sistema de extracción permite sacar fácilmente la hoja espiral cementada (366) y, además, la localización exclusiva del cemento en un pequeño espacio de la cabeza femoral y en una pequeña cantidad (3ml) hace que la osteotomía y colocación de una artroplastia sea sencilla. Por último, el cemento tiene la capacidad de ser perforable, por lo que se puede cambiar el implante y colocar otro en diferente posición (366). En definitiva, los estudios clínicos y de laboratorio han demostrado que el riesgo de complicaciones derivadas de la cementación controlada con el sistema *PFNA-A* es escaso.

Existen escasos estudios clínicos con el sistema *PFNA-Augmentación*. Los publicados han demostrado el perfil de seguridad de la cementación pero no han probado la eficacia comparando con la hoja espiral aislada. En el año 2011, *Kammerlander et al.* (372) publicaron un estudio multicéntrico, en el que participó el Servicio de Traumatología del Hospital Universitario Río Hortega, de 78 pacientes tratados con *augmentación* con un seguimiento de 4 meses. El patrón de fractura fue inestable (31A2 y 31A3) en el 74.5% y no se desarrolló ninguna complicación mecánica (*cut out, cut in...*) ni necrosis avascular ni lisis alrededor del cemento. Sólo hubo un caso de fractura peri-implante en el que se retiró fácilmente la hoja espiral y se colocó otra en la misma posición cefálica sin complicaciones. El proceso de cementación duró 10-15 minutos y se introdujo de media 4,2ml de polimetilmetacrilato. En el año 2014 *Kammerlander et al.* (373) publicaron los resultados a 15 meses del estudio anterior, no observando condrolisis ni necrosis avascular. Estos dos estudios han reportado los primeros resultados del sistema de *augmentación*, con datos principalmente de seguridad pero sin valor en cuanto a la eficacia real. El último estudio publicado en habla inglesa, en nuestro conocimiento, ha sido el de *Scola et al.* (374) en 2014, con 10 casos de cirugía de revisión tratados con *PFNA-A*, por aflojamiento del implante, pseudoartrosis, fracaso de la fijación y fractura peri-implante, reportando una consolidación satisfactoria de la fractura en todos los casos excepto en dos que fallecieron previamente, sin ningún tipo de complicaciones biológicas ni mecánicas.

Por tanto, el sistema de *augmentación* es una técnica prometedora ya que ha demostrado en estudios biomecánicos la capacidad para incrementar la resistencia a las fuerzas de rotación. Es por ello que ha sido una de las técnicas alternativas elegidas para la realización de este trabajo, intentando demostrar el comportamiento clínico cuando se aplica a las fracturas rotacionalmente más inestables y evaluando las potenciales complicaciones en condiciones reales.

## 5.5. Evaluación de los resultados obtenidos en el estudio

### 5.5.1. Datos generales de la muestra y de las técnicas alternativas

Los datos demográficos de edad y sexo presentan una distribución similar a estudios epidemiológicos publicados como el de *Álvarez Nebreda et al.* (19). La edad media en nuestro trabajo fue de 85,65 años, claramente superior a los 80 años del estudio de *Álvarez Nebreda*, pero quizá la exclusión de los menores de 65 años haya influido en este resultado ya que se estima que el 9.5% de las fracturas de cadera acontecen en ese rango etario. La distribución por sexos, 79,7% mujeres y 20,3% hombres se asemeja al 74,3% de mujeres y 25,7% de hombres de otros estudios. Analizando la distribución de estas variables en el grupo *PFNA* aislado frente a “técnicas antirrotación” se han obtenido unos datos equiparables en ambos grupos, siendo la edad media de 85,25 años y 87,31 años respectivamente, discretamente superior en el grupo de antirrotación y la distribución por sexos de 78% mujeres para el grupo *PFNA* aislado y 86% de mujeres para las técnicas alternativas.

La variable osteoporosis (grados 1, 2 y 3 de *Singh*) está presente en el 46,5% de los pacientes. Dentro de los diferentes subgrupos según la técnica quirúrgica empleada, el 57,6% de los pacientes tratados con técnicas antirrotación y el 43,8% del grupo *PFNA* aislado presentaron criterios de osteoporosis, siendo estas diferencias casi estadísticamente significativas ( $p = 0,056$ ), lo que muestra el peor perfil en cuanto a la calidad ósea se refiere, en el grupo de técnicas alternativas que pudiera hacer desbalancear los resultados. Hay que tener en cuenta que el índice de *Singh* tiene baja reproducibilidad y poca correlación con el DEXA (41, 42) pero la disponibilidad que presenta hace que sea utilizado en muchos estudios. Además, el DEXA tampoco sirve como medida útil de osteoporosis ya que tiene un escaso valor predictivo positivo (se estima que el 5% de las mujeres mayores de 50 años padecen osteoporosis pero sólo el 20% de ellas sufrirán alguna fractura) y una baja sensibilidad (ya que más del 95% del

total de fracturas por fragilidad y del 50% de fracturas de cadera aparecen en mujeres sin criterios densitométricos de osteoporosis) (43, 44). Esto hace que, en el momento actual, no podamos cuantificar de forma definitiva la osteoporosis con ningún método, por lo que seguimos utilizando el más sencillo y accesible.

### 5.5.2. Evaluación de las complicaciones mecánicas y no mecánicas

Las “complicaciones mecánicas generales” estuvieron ausentes en el 73,1%, fueron menores en el 18,3% y mayores en el 8,6%. Estos resultados se ven influenciados por los tipos de fracturas incluidas en el estudio que, aunque *a priori* debieran ser más favorables a unos resultados óptimos al no estar incluidas las clásicamente más inestables 31A3, ya se ha documentado que las más problemáticas cuando aplicamos clavos modernos son actualmente las basicervicales (253, 349). De esta manera, el 8,6% de complicaciones mecánicas mayores (9,7% en las basicervicales clásicas y 8,4% en las equivalentes) de este estudio se aproxima al 9% de *cut out* documentado por *Bojan et al.* (253) para las fracturas basicervicales tratadas con clavo *Gamma*. Sin embargo, analizando exclusivamente la complicación mecánica *cut out primario* encontramos unas tasas de 1,3% (0,6% para las clásicas y 0,6% para las equivalentes), siendo claramente inferior al estudio de *Bojan et al.* y asemejándose más al 1% documentado por *Aguado-Maestro et al.* (349) con la hoja espiral *PFNA*. *Bojan* incluyó algún caso de penetración en el eje axial al que denominó *cut out central* que en realidad pudiera ser *cut through*, lo que podría modificar aunque discretamente sus resultados. Otro estudio mencionado previamente en el que se empleó el clavo *PFNA* para el tratamiento de las fracturas basicervicales, el de *Hu et al.* (143), mostró nulas complicaciones mecánicas, aunque el valor es relativo debido al escaso tamaño muestral (32 casos) y a la mezcla de diferentes patrones de fractura, ya que etiquetó a algunas fracturas pertrocantéreas 31A1 como basicervicales.

Con los datos obtenidos en este estudio y lo publicado en otros mencionados previamente, se puede postular que *a priori* el comportamiento clínico de la hoja espiral es superior al tornillo cefálico en las fracturas basicervicales clásicas de cadera. Además, la tasa equiparable obtenida de complicaciones mayores en las basicervicales equivalentes frente a las clásicas (8,4% frente a 9,7%) y de *cut out* (0,6% ambas) confirmarían la teoría de *Massoud* de que presentan un comportamiento biomecánico similar.

No sólo los subtipos de fractura incluidos en el estudio determinan el número global de complicaciones, sino que existen otros factores como la definición precisa de dichas complicaciones (ya que hemos incluido todas las descritas en la literatura, tanto el *back out* como la migración dentro de la cabeza como la consolidación en varo que, a menudo, no se tienen en cuenta) y la caracterización de las mismas dentro de la difícil frontera que las subdivide en “mecánicas”, “técnicas” y “biológicas”. Esto hace que el número total sea superior a otros estudios publicados con la hoja espiral *PFNA* (145-154).

Dentro de las complicaciones mecánicas globales se han evaluado los diferentes subgrupos. Centrándonos en las “mayores” que son las más problemáticas y devastadoras, las más frecuentes han sido la rotación de la cabeza femoral y migración de la espiral dentro de la cabeza (9 casos, que suponen el 34% de las complicaciones mayores y el 3% del total de fracturas), que corresponden a las fases 1 y 2 de *Lenich* et al. (221). La incidencia de esta complicación no puede ser comparada con otros estudios ya que no ha sido incluida previamente, salvo en contadas ocasiones y únicamente haciendo alusión a la migración superior del tornillo dentro de la cabeza femoral (fase 2) sin diferenciar de la rotación de ésta (fase 1) que acontece previamente (166, 179). En el estudio de *Barra et al.* (179) se documentó una incidencia del 1,2% de migración superior de la hoja espiral (fase 2), cifra que no dista del 1,6% (5 casos) de fase 2 obtenidos en nuestro estudio si excluimos la rotación de la cabeza femoral (1,4%, 4 casos). *Barra* en 2001, consideró este fenómeno como “complicaciones radiológicas” sin repercusión clínica, aunque las nuevas teorías basadas en los modelos biomecánicos

multiaxiales han demostrado que en realidad son las fases iniciales de complicaciones mecánicas más graves como el *cut out*, *pull out*, *cut in*... por lo que deben tenerse muy en cuenta y considerarse dentro del amplio espectro de complicaciones mecánicas mayores secundarias al “aflojamiento de la hoja espiral” que ocurre tras la rotura del sistema trabecular alrededor del anclaje cefálico. Esto es importante porque en el momento actual, una vez que aparecen los estadios iniciales, no podemos predecir cuál será la evolución de la osteosíntesis. Puede ocurrir que la rotación de la cabeza femoral haga que aumente la superficie de contacto entre fragmentos y de lugar a una “estabilización secundaria” o puede que continúen las fuerzas rotacionales y cefálicas que actúan sobre el implante y den lugar a la fase 3 de *Lenich* con el consiguiente colapso en varo y fracaso de la osteosíntesis. Este final es el que acontece con más frecuencia, por lo que esperar a la estabilización secundaria no es una situación recomendable ya que es impredecible y, si progresa, la reintervención es infinitamente más compleja. Únicamente en pacientes no deambulantes o con muy mal estado general el tratamiento conservador sería una opción válida. En nuestra serie, prácticamente todos los casos de *cut out*, *cut in*, *pull out* y fractura subcapital tras movilización de la hoja espiral fueron precedidos de las fases de *Lenich*, algunas de las cuales no fueron visibles simplemente porque entre dos revisiones radiográficas progresaron con más rapidez, pasando típicamente de la fase 1 en la revisión al mes a la fase 3 en la revisión a los 2-3 meses. Esta rápida progresión una vez que se inicia el aflojamiento de la espiral y rota la cabeza femoral confirmaría *in vivo* el “efecto paradójico” descrito por *Al-Munajjed et al.* (295) para las hojas espirales, las cuales soportan muy bien las fuerzas torsionales iniciales, pero una vez acontecida la primera fase producen una rápida osteolisis de la cabeza femoral y migración del implante. Los estudios biomecánicos de *Lenich et al.* (280) justificarían esta situación por la posición excéntrica (respecto a la posición ideal centro-centro) que adopta la espiral cefálica una vez aflojada, de forma que, cuanto más migre y se aleje del centro de rotación fisiológico, mayores fuerzas torsionales actuarán sobre el implante, lo que dará lugar a la fase final de colapso de la fractura y salida de la hoja espiral. Dentro de los 9 casos recogidos como estadios 1 y 2 de *Lenich*, sólo en 4 (44%) podemos asegurar que

finalizaron de forma satisfactoria (consolidación de la fractura con seguimiento a dos años) ya que un caso se reintervino de forma precoz a las 8 semanas antes de que siguiera progresando, un caso dio lugar a necrosis avascular 16 meses más tarde y precisó artroplastia parcial y en tres casos aconteció el *exitus* a los 6-7 meses, tiempo durante el cual se fueron aconteciendo de forma progresiva los dos primeros estadios de *Lenich*, no pudiendo determinar si finalmente consolidaría la fractura o progresaría a la fase 3.

La segunda complicación mayor por orden de frecuencia ha sido la fractura distal, que ha acontecido en 5 casos (19% de las complicaciones mayores y 1,7% respecto al total de fracturas). Estas tasas son incluso inferiores a las reportadas previamente para los clavos de tercera generación que se estiman en el 3% y en el caso del *PFNA*, entre el 1% y el 7% (149, 150, 154). Estos datos confirman que el mejor diseño y técnica quirúrgica han hecho que esta desventaja inicial de los clavos respecto a las placas haya desaparecido. Sin embargo, cabe destacar que en el 80% (4/5) de los casos en los que se produjo una fractura distal la longitud del clavo fue de 240mm a pesar de que dicho tamaño sólo constituyó el 10,6% de los implantes de la muestra. Por tanto, a pesar de que esta tercera generación de clavos no presentan el clásico “apoyo en tres puntos” y que el diseño de la punta del mismo es “flexible”, las fuerzas a las que se ve sometido siguen generando una sobrecarga (pico de estrés) sobre el hueso próximo, el cual es mayor cuanto mayor es la longitud. Otros factores, como el tipo de fractura, no fueron determinantes ya que todas fueron 31A2.3 (3/5) y 31A2.2 (2/5). El momento de la fractura fue a los dos meses (2/5), por lo que se especula un fallo intraoperatorio, y tras la consolidación de la fractura (3/5) debido a una nueva caída, que transmite la carga al punto de mayor estrés en la transición clavo-hueso.

La siguiente complicación mayor, ya explicada previamente, ha sido el *cut out*, constituyendo el 15% (4 casos) de las complicaciones mayores y el 1,3% del total de las fracturas basicervicales y relacionadas, repartidas en 0,6% para cada una. Estas tasas podrían ser aún mayores si hubiéramos dejado evolucionar un caso en fase 2 de *Lenich* o si hubiéramos analizado de forma conjunta *cut out*, *pull out*, fractura del cuello

secundaria a movilización y *cut in* que, al fin y al cabo, se postula que tienen un mismo inicio con diferentes desenlaces. Las tasas reportadas con el sistema *PFNA* en diferentes estudios se encuentran alrededor del 2-3% (0,9-6%) (145-154), discretamente menores que con el tornillo cefálico que presenta el 2.3%-8.2% (127, 175, 179, 215) y claramente inferiores al 5-16% del tornillo placa deslizante DHS (207).

La cuarta complicación fue el *cut through* o migración axial de la espiral sin colapso en varo de la fractura, que constituye el 11,5% (3 casos) de las complicaciones mayores y el 1% del total de la muestra. Este es un fenómeno que presenta características diferenciales a otras complicaciones ya que simplemente la hoja espiral penetra en sentido axial pero no se acompaña de las fases de *Lenich*, lo que hace que esta forma de migración sea más estable debido a que sigue el sentido de los haces trabeculares principales y no se aleja del eje cefálico fisiológico (221). En nuestro estudio ocurrió entre 1 y 5 meses y precisó recambio de clavo y reposicionamiento de la hoja espiral en otro cuadrante, con consolidación de la fractura. Quizá este fenómeno se deba al fallo del sistema de deslizamiento que hace que, si la fractura necesita compresión, esta se realice mediante la penetración progresiva de la espiral cefálica. Esta es una complicación infradiagnosticada, a menudo confundida con *cut out* o *cut in* y que se ha incrementado desde la aparición de las hojas espirales con tasas entre el 2.1% (154) y el 6.3% (151), lo que ha hecho que diversos estudios ya la mencionen de forma independiente y que incluso se haya propuesto un límite inferior para el TAD que evite su aparición:  $> 15\text{mm}$  (239) ó  $> 20\text{mm}$  (154, 240). En nuestro estudio el TAD medio de los pacientes que desarrollaron *cut through* fue de 20,63mm (de 17,53mm a 23,88mm) por lo que no se correlaciona claramente con los valores descritos de  $< 15\text{-}20\text{mm}$ . El TAD global medio fue de 20,59mm, la mediana de 19,56mm y la moda de 17,58mm, lo que muestra que la hoja espiral habitualmente fue colocada en posición muy subcondral sin incremento importante de las tasas de *cut through*. Esto hace cuestionar la necesidad de ese límite inferior de TAD para las hojas espirales. La menor superficie de contacto al hueso en el eje axial de las hojas espirales ( $75\text{mm}^2$ ) respecto al tornillo cefálico ( $300\text{mm}^2$ ) podría explicar el incremento de las tasas con las hojas



espirales (233) pero de momento no se pueden demostrar unos valores adecuados para prevenir dicha complicación.

En quinto lugar se encuentra el *pull out*, con 2 casos constituye el 7,7% de las complicaciones mayores y el 0,66% del total de fracturas. Como ya se ha mencionado, es específico de los sistemas de deslizamiento libre como el *PFNA*, en el cual se ha documentado hasta un 5.1% en algún estudio (219). Comienza al igual que el *cut out* por la rotura del sistema trabecular alrededor del implante y conlleva el desacople completo del sistema, pero tiene la ventaja de no producir mucho daño en la cabeza femoral, lo que hace que la reintervención sea más sencilla mediante la recolocación de la hoja espiral e incremento de agarre a la cabeza femoral mediante *augmentación* (242).

En último lugar, con un caso cada uno (3,8% de las complicaciones mecánicas mayores y 0,33% del total) se han reportado en este estudio el fenómeno *cut in*, fractura subcapital tras aflojamiento de la espiral y pseudoartrosis.

En el caso del *cut in*, se desarrolló en el primer mes y se caracterizó por la penetración intraarticular hasta la pelvis, colapso en varo de la fractura y migración de la hoja respecto al clavo (efecto succión). Esto último lo diferencia claramente del *cut through*, que nunca penetra la hoja espiral hacia dentro respecto al clavo, lo que indicaría que la patomecánica es completamente diferente. Dentro de los factores de riesgo descritos en la bibliografía, en nuestro caso sólo destacan la posición centro-inferior con aumento del TAD, el déficit de restablecimiento del soporte medial estable (238), la distracción del foco y la carga axial en varo (229, 238). La paciente era no deambulante, por lo que la carga precoz no fue un condicionante pero sí la osteoporosis severa. El mal estado general y funcional de la paciente hizo que se realizara tratamiento conservador con *exitus* a los dos meses. La patomecánica no está aclarada y se especula si es una variante de aflojamiento de la espiral cefálica siguiendo el patrón de *Lenich* o una sobrecarga de las fuerzas de “apalancamiento” o “campaneo” (*toggling* para los anglosajones) que hagan que la espiral penetre de forma brusca hacia dentro. Es

difícil sacar conclusión alguna con un único caso de este estudio, pero lo que sí está claro es que es una complicación infrecuente.

El caso de fractura subcapital aconteció como consecuencia del aflojamiento de la espiral siguiendo las fases 1 y 2 de *Lenich* pero que, al llegar a la tercera, la migración lateral y superior de la hoja espiral hizo que al salir a nivel del cuello generara un estrés adicional originando la fractura a los 8 meses. No se debió a ningún traumatismo sobre la cadera y se resolvió con la implantación de una artroplastia parcial cementada. Llama la atención que los signos de aflojamiento no fueron tan marcados e incluso la fractura parecía aparentemente consolidada tras 6 meses, lo que puede tener una etiología doble: mecánica y biológica por pseudoartrosis e indicaría que el seguimiento de estas fracturas, una vez que se aprecie cualquier signo de aflojamiento de *Lenich*, deban seguirse durante al menos un año. Esto justificaría que los casos descritos previamente incluidos en los estadios 1 y 2 *Lenich* y que fallecieron a los 6-7 meses no puedan ser considerados de forma definitiva como consolidación de la fractura.

El caso de pseudoartrosis (0,33%) fue confirmado como ausencia completa de callo óseo en TC a los 5 meses en un paciente que presentaba dolor severo de características mecánicas. El paciente había padecido *cut out* tardío años antes en la cadera contralateral, lo que indica que posiblemente la etiología fuera biológica a pesar de que no se documentó hiperparatiroidismo ni otros trastornos endocrinos. El tratamiento mediante reenclavado y *augmentación* en este caso no fue eficaz, dando lugar retardo de consolidación y *cut out* tardío que se resolvió finalmente con artroplastia total de cadera. El problema biológico en los pacientes que presentan *cut out* tardío debe tenerse en cuenta (253), aunque es difícil precisar si una complicación que acontece entre los 6-12 meses se debe a un problema estrictamente biológico o a un problema mecánico instaurado de forma progresiva que hace que al final fracase la osteosíntesis. Nuestra incidencia de esta complicación es menor que la de otros estudios publicados, que se encuentra alrededor del 2% (60, 107, 302).

Las complicaciones incluidas como “menores” son aquellas que pueden originar un déficit anatómico o funcional pero habitualmente no originan reintervención. Muy pocas veces han sido documentadas en los artículos, por lo que la incidencia real es desconocida.

La complicación menor más frecuente fue el *back out* de la espiral cefálica, con 29 casos supone el 52,7% de las complicaciones menores y el 9,6% del total de fracturas. Definido como “la migración lateral de la hoja espiral sin pérdida del anclaje cefálico”, forma parte del sistema de deslizamiento que presentan los métodos de osteosíntesis actuales pero, que se ve incrementado con los sistemas de deslizamiento libre como el *PFNA*. Documentado de forma precisa únicamente en el artículo de *Landevoisin et al.* (150), con una incidencia del 15,7% del total de fracturas de los cuales casi uno de cada tres presentaron dolor por roce con la fascia lata y uno de cada diez precisó retirada de la hoja espiral. Este autor no precisó el porcentaje o cantidad de salida de la hoja espiral que consideró *back out*, pero nosotros lo hemos establecido de forma arbitraria en 10mm, resultado de la diferencia entre la radiografía postoperatoria y tras la consolidación. Este límite de 10mm hace que la salida de la espiral, no sólo pueda originar roce con la fascia lata, que hemos considerado en otro apartado, sino que de lugar a deformidad en varo y acortamiento, así como un ascenso relativo del trocánter mayor respecto al centro de rotación de la cabeza femoral, el denominado *efecto Voss*, muy documentado en las artroplastias y que da lugar a cojera y *marcha en Trendelemburg*. Por tanto, hemos relacionado el *back out* con el acortamiento y la subsiguiente funcionalidad, más que con el roce con la fascia lata. Posteriormente se describe con más detalle el análisis del *back out* y su posible relación con la funcionalidad y tipo de fractura. En cuanto a la relación con el dolor en la fascia lata, únicamente en dos casos se asoció a una salida de la hoja espiral mayor de 10mm, lo que supone que sólo un 7% del fenómeno *back out* dio lugar a síntomas en la cara lateral del muslo. Esto dista del 33% documentado por *Landevoisin*, debido a que los criterios de definición de *back out* han sido diferentes y que posiblemente haya pacientes en los que no se ha registrado en la historia clínica de forma precisa en nuestro estudio retrospectivo.

El roce sintomático con la fascia lata documentado en 13 pacientes (23,6% de las complicaciones menores y 4,3% del total de fracturas) se relacionó con *back out* (salida > 10mm) únicamente en dos casos (15,4%). La media de salida de la hoja espiral en los pacientes que presentaron roce sintomático fue de 5,9mm (0,41-11,72). Por tanto, la mayoría de los pacientes que refieren dolor en la fascia lata no presentan una importante salida de la hoja espiral, aunque este dato podría estar sesgado al no estar recogidos todos los casos de roce sintomático en la historia clínica de este estudio. Sin embargo, nuestras cifras de esta complicación coinciden con el 4,9% documentado por *Landevoisin*. Además, el tratamiento fue conservador (analgésicos +/- infiltraciones corticoanestésicas) en todos los pacientes excepto 2 (15,38% del total de roce sintomático) que precisaron retirada del clavo, dato similar al 12,5% documentado por *Landevoisin*.

La consolidación en varo en 12 pacientes (21,8% de las complicaciones menores y 3,99% del total) fue definida como un ángulo cervico diafisario menor a 120° tras la consolidación sin signos de aflojamiento del implante con o sin *back out*. Combinándolo con la variación de la funcionalidad, sólo el 50% de los pacientes con deformidad en varo recuperaron la funcionalidad previa, dato que coincide con los datos genéricos de pérdida de funcionalidad global tras la fractura de cadera documentado en otros estudios (31). Estos datos sugieren que el varo (ángulo <120°) tras la consolidación podría no ser un determinante en la funcionalidad aunque esta etiología es multifactorial y no puede ser atribuido a un único factor anatómico.

La última complicación menor fue un caso de migración medial, similar a *cut through* pero que fue autolimitado y la fractura consolidó antes de penetrar la hoja espiral en la articulación. En este caso se aprecia un deslizamiento inicial de la hoja espiral el cual, posteriormente se detiene y comienza a penetrar la hoja hacia la cabeza (pero sin efecto succión) debido a que la fractura necesitaba más compresión. Esto apoyaría la tesis del bloqueo del deslizamiento como generador de *cut through*.

Las “complicaciones asociadas a las nuevas técnicas de bloqueo de la rotación” fueron sólo 3 (5% del total de pacientes tratados con sistemas de antirrotación y casi el

1% del total de fracturas incluidas en el estudio). Un caso de gran cantidad de cemento subcondral, aunque sin repercusión clínica a un año de seguimiento a pesar de que las diferentes propiedades biomecánicas del polimetilmetacrilato pueden dañar los condrocitos por su excesiva proximidad. Un caso de penetración intraarticular de cemento sin repercusión clínica a dos años de seguimiento. La escasa cuantía y la posición en una zona de “no carga” pudieran ser los responsables de la ausencia de sintomatología. Esta incidencia del 3,5% (1 de 28 pacientes cementados) supera al 2,5% documentado por *Dall'Oca et al.* (364) en su estudio con cementación previa a la introducción de la hoja espiral no fenestrada. Esto sugiere que la introducción de la hoja espiral y cemento a través de ella con el sistema *PFNA* podría no reducir, contrario a lo que se pensaba, la posibilidad de penetración de cemento en la articulación respecto a otros sistemas más arcaicos de cementación. Existen otros factores, como la penetración articular inadvertida con aguja guía o grado de osteoporosis que podrían ser más determinantes que la espiral fenestrada. Sin embargo, los datos se basan en un pequeño tamaño muestral para poder sacar conclusiones. Por último, un caso relacionado con la penetración intraarticular de un tornillo antirrotatorio (3,2% del total de tornillos y 0,3% del total de fracturas) que precisó la retirada del mismo por dolor persistente sin causa conocida y que, sin embargo, tras la reintervención persistió la sintomatología, por lo que se duda de que fuera el responsable.

Otras complicaciones asociadas hipotéticamente a la *augmentación*, como la necrosis avascular de la cadera (por necrosis térmica o aumento de la presión intraósea al introducir el cemento), artrosis acelerada (por el diferente coeficiente de elasticidad del cemento), la pseudoartrosis (por migración al foco de fractura) o infección, no han sido documentadas en este estudio, lo que coincide con los datos de seguridad reportados por *Kammerlander et al.* (372, 373). Esto puede deberse, entre otras cosas, a que el volumen medio inyectado de cemento fue de 3,5ml y en ningún caso se sobrepasaron los 6ml que aconsejan los estudios (305).

Otras complicaciones asociadas a los tornillos canulados antirrotatorios, como la malposición de los mismos mediante la mal-alineación ( $> 10^\circ$ ) con la hoja espiral que

podiera dificultar el deslizamiento (88), la migración lateral sintomática, necrosis avascular por la posición posterosuperior que dañe los vasos nutricios (99) o condrolisis no han sido documentadas, por lo que se puede concluir que es una técnica segura. La alineación media del tornillo respecto a la espiral fue de 2,44° en la proyección AP y de 3,06° en la proyección axial, no superando en ningún caso los 10°. Además, como ya se ha explicado, la presencia de un doble tornillo integrado en el clavo dio lugar a la aparición del *efecto Z*, algo que no ha ocurrido en ningún caso con los tornillos canulados por fuera del clavo, lo que demuestra que actúan casi exclusivamente como pin antirrotatorio y no como soporte de cargas axiales a pesar de estar localizados a menudo en posiciones superiores (38,7%) y sobrepasar los límites de longitud (longitud media 87,85mm y moda 90mm) que se debían evitar para el pin antirrotatorio cuando se utilizaba un clavo integrado con doble tornillo (218).

Por último, 6 casos (casi un 2%) de “complicaciones generales no mecánicas con *PFNA* aislado” fueron documentadas en nuestro estudio: 3 casos de sangrado persistente que se resolvió mediante arteriografía y embolización, que no se relacionaron con ningún patrón fracturario pero que en dos casos el punto de sangrado se localizó a nivel del tornillo distal, lo que muestra que este paso es trascendental y se debe realizar de forma meticulosa (180, 181). Dos casos de infección, una superficial tratada con antibióticos y una profunda que precisó retirada de material y *Girdlestone*, y un caso de necrosis avascular, la cual se desarrolló de forma bilateral, por lo que el factor fractura y enclavado no ha sido determinante en el desarrollo de la misma.

### 5.5.3. Relación de las complicaciones mecánicas con factores de riesgo

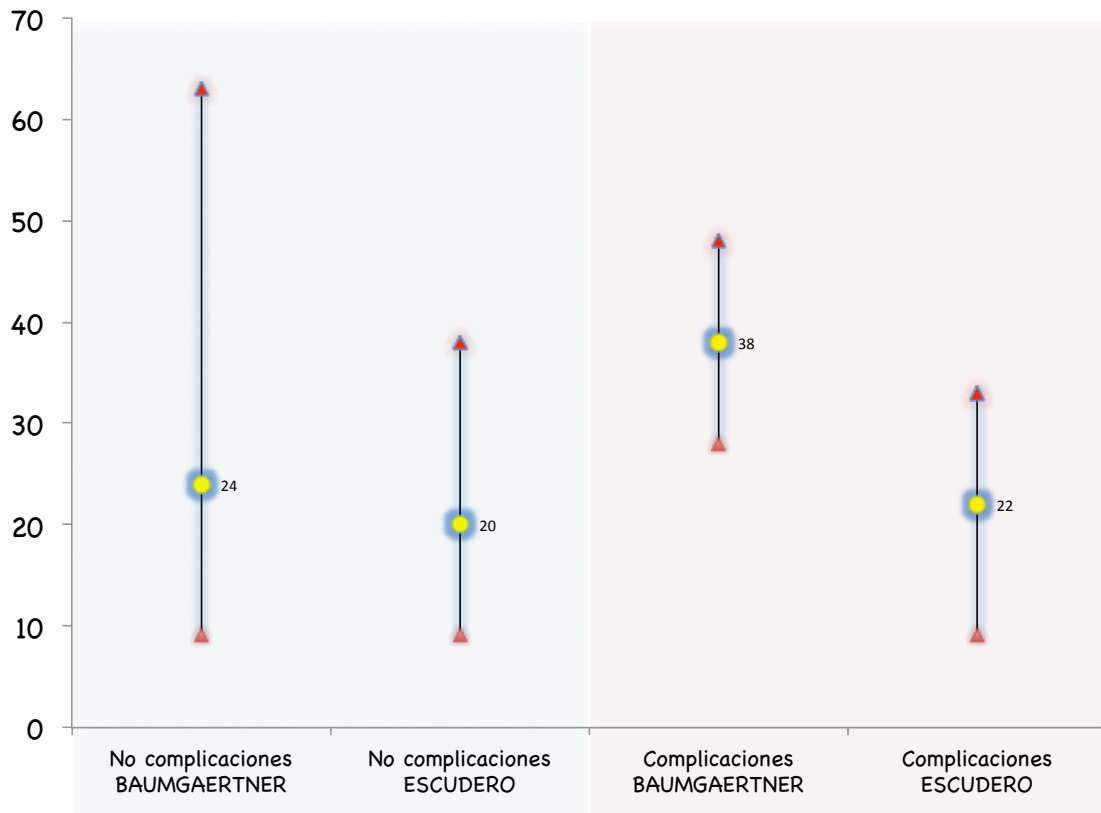
Como ya se ha explicado existen unos factores sobre los que podemos incidir los traumatólogos y otros que son inherentes al paciente o la fractura, y sobre los que no podemos actuar.

### 5.5.3.1. Factores “dependientes” del traumatólogo

Clásicamente, desde el artículo de 1995 de *Baumgaertner et al.* (165), el TAD ha sido considerado como uno de los factores más importantes en el desarrollo de complicaciones mecánicas, estableciéndose en 25mm el límite superior aceptable y sin un límite inferior claramente documentado. La diferencia de valores medios encontrados en nuestro estudio (figura 60), entre pacientes con o sin complicaciones mecánicas mayores ha sido de sólo 2mm, siendo de 20,16mm, IC 95% (19,49-20,83) y rango (9,50-38,31) para los no complicados y de 22,62mm, IC 95% (20,21-25,03) y rango (9,73-33,58) para los complicados, con un valor de  $p = 0.05$ . Esto contrasta con los resultados documentados por *Baumgaertner*, con una media de 24mm para los no complicados y 38mm para los que desarrollaron *cut out*.

La agrupación en dos subgrupos en función del valor clásico de 25mm mostró, con unos valores estadísticamente significativos ( $p < 0,05$ ), que cuando cumplía este criterio las complicaciones mayores descendían un 10,3% (del 16,9% al 6,6%) pero no desaparecían por completo, algo que contrasta con lo publicado por *Baumgaertner*. Esto hace suponer que aunque el TAD es un valor determinante en gran medida para el desarrollo de complicaciones mecánicas, no es el único, haciendo que otros cobren importancia como la reducción de la fractura, la osteoporosis, la rotura del sistema trabecular o el tipo de anclaje cefálico. Este último podría tener una influencia determinante ya que, tanto en el estudio inicial *Baumgaertner et al.* (165) como en el de *Geller et al.* (256) que avalan el límite de 25mm, se han evaluado únicamente los tornillos cefálicos, sistemas que han sido superados por las hojas espirales en diversos estudios biomecánicos. De esta manera, *Nikoloski et al.* (154) han postulado que se deberían modificar los límites del TAD en el caso de las hojas espirales, siendo el superior de hasta 30mm gracias al diferente comportamiento mecánico que presentan. Analizando los valores límite de nuestro estudio, de 9,50mm a 38,31mm para los no complicados y de 9,73mm a 33,58mm para los complicados, vemos que la presencia de valores de TAD mayores a 25mm e incluso a 30mm no conllevan de forma sistemática al desarrollo de *cut out* y, sobre

todo, que valores inferiores a 25mm e incluso a 10mm en algún caso no excluyen la posibilidad de desarrollar esta complicación.



**Figura 60.** Valor de TAD medio y límites en pacientes que no tuvieron complicaciones mecánicas frente a los que las tuvieron según los datos de Baumgaertner y Escudero.

Además del análisis del TAD total (suma de los valores en las proyecciones AP y axial) se han evaluado de forma diferenciada los datos referentes al TAD en AP y TAD en la proyección axial, obteniendo unos resultados similares en cuanto a la media en AP (alrededor de 10mm) pero una variación de 2mm en la proyección axial, con una confianza del 95% de que el verdadero valor en las no complicadas se encuentra entre 10,096 y 10,889mm y en las complicadas entre 10,965 y 13,659mm; y con un valor de  $p = 0,05$ . Estos resultados obtenidos muestran que la media de TAD total fue de alrededor de 2mm mayor en los pacientes que tuvieron complicaciones mecánicas mayores a costa del valor obtenido en la proyección axial, lo que determina que en nuestro estudio ésta ha sido la proyección fundamental. Por



tanto, de nuevo hacemos hincapié en la necesidad de la colocación precisa de la hoja espiral principalmente en la proyección axial, aún más importante que en la AP, que es la que continúa siendo controvertida como veremos más adelante pero no ha sido tan determinante en nuestro estudio.

El valor umbral de TAD de 25mm se basa en los resultados obtenidos por *Baumgaertner* como hemos explicado, pero no constituye un dogma y está siendo cuestionado con los nuevos estudios e implantes. Diversos autores han propuesto valores menores, estableciendo en 20mm e incluso 15mm el TAD óptimo cuando se utiliza un tornillo cefálico e incluso, valores mayores de hasta 30mm cuando utilizamos una hoja espiral. Sin embargo, dado que no existe un valor que excluya la posibilidad del desarrollo de complicaciones mecánicas ni tampoco un valor que haga que se desarrollen de forma sistemática, se ha calculado mediante la curva COR el valor umbral que presenta mejor sensibilidad y especificidad. El estudio de *Bruijn et al.* (375) en 2012, reportó que el valor umbral óptimo de su curva COR era de 19,9mm, ya que presentaba una sensibilidad del 87,5% y especificidad del 44,7%, con un área bajo la curva de 0,67. En contraste, el valor de 25mm presentaba una sensibilidad y especificidad de 50% y 71,4% respectivamente, por lo que concluyó que era menos apropiado, ya que reducía los falsos positivos pero a costa de incrementar los falsos negativos. En nuestro estudio, el valor que mejor equilibrio ha presentado es 17,99mm, con una sensibilidad de 80,8% y una especificidad de 34,5%, siendo el área bajo la curva de 0,62. Los valores de 19,02mm y 25mm mejorarían la especificidad (46,5% y 82,2% respectivamente) a costa de reducir de forma importante la sensibilidad (73,1% y 38,5% respectivamente), lo que hace que estos valores límite presenten una mayor tasa de falsos negativos, algo que debemos evitar. El objetivo es encontrar un valor de TAD óptimo y equilibrado, el cual debemos intentar alcanzar durante la cirugía, en el que la posibilidad de fallo del implante se encuentre claramente reducida. El valor obtenido de < 18mm es el más idóneo en nuestro estudio (frente a 25mm, valores entre paréntesis), en las fracturas basicervicales y equivalentes de *Massoud*, cuyo porcentaje de sensibilidad es de 80,8% (frente a 38,5%), especificidad de 34,5% (frente a 82,2%), Falsos Positivos

(FP) de 65,45% (frente a 17,8%), Falsos Negativos (FN) 19,2% (frente a 61,5%), Valor Predictivo Positivo (VPP) de 10,44% (frente a 16,9%) y Valor Predictivo Negativo de 95% (frente a 93,4%). El intento de alcanzar unos valores de TAD durante la cirugía menores de 18mm hará que la posibilidad de fracaso del implante se vea claramente reducida (FN 19,2%); al contrario que si nos conformamos con el valor clásico de 25mm (FN 61,5%), ya que en el intervalo entre 18mm y 25mm encontraríamos el 42,3% de pacientes que sufrirán una complicación mecánica a pesar de haber dado por válido su valor de TAD.

El siguiente factor analizado ha sido la reducción de la fractura, determinante para la mayoría de los autores (165, 239, 245, 259-261, 264-267). Siguiendo los criterios de *Baumgaetner-Fogagnolo* (257, 258), encontramos que cuando la reducción fue óptima sólo el 6,7% desarrollaron complicaciones mayores, incrementándose hasta el 14,7% si era aceptable y 11,1% si era pobre, no observando un incremento progresivo a medida que empeora la reducción pero sí una diferencia clara de 7,6% en las tasas de complicaciones mayores entre los subgrupos con óptima y no óptima (aceptable y pobre) reducción. Nuestros resultados no fueron estadísticamente significativos ( $p = 0,102$ ), algo que coincide con lo reportado por *Bojan et al.* (253), pero sí existe una tendencia a un mal resultado en reducciones no óptimas.

La influencia de la reducción de la fractura en las complicaciones menores no está tan clara, no apreciándose diferencias entre una óptima y aceptable reducción (17% en ambas) pero sí cuando la reducción fue pobre, en donde se multiplicó por dos hasta el 33%. Es probable que en la naturaleza de las complicaciones menores influyan más otros factores como la osteoporosis o el tipo y conminución de la fractura, que den lugar a un mayor colapso en varo y *back out*, que la propia reducción obtenida.

La posición del implante en los 9 cuadrantes descritos por *Cleveland y Bosworth* ha sido un factor determinante y controvertido durante años. Las posiciones posteriores en la proyección axial, defendidas en los años 70 (107, 274)

en un intento de colocar el tornillo cefálico en la posición lo más alejada posible del área antero-superior, que es por donde se produce la salida, están claramente denostadas. Todavía existe controversia entre la posición central (165, 253, 256, 261, 263, 266, 267, 278-280) o inferior (127, 245, 264, 265, 275, 276) en la proyección AP. Nosotros proferimos la posición central basados en los estudios con modelos uniaxiales de *Lenich*, que demuestran que las fuerzas torsionales son menores, en los multiaxiales que reproducen más fielmente las fuerzas que acontecen y en los diversos estudios clínicos que han demostrado un óptimo comportamiento. Por tanto, la posición más repetida ha sido la centro-centro (186/301) pero sólo ha presentado un 5,4% de complicaciones mayores frente a otras como la centro-anterior (13,3% de complicaciones), centro-posterior (26,7% de complicaciones), centro-inferior (14,3%) y centro-posterior (20%). Otras posiciones favorables han sido la posición centro-superior, con sólo un 3,7% de complicaciones mayores y la antero-inferior, con 0% de complicaciones aunque sólo en 6 pacientes se colocó en esta última. Los resultados fueron estadísticamente significativos ( $p < 0.05$ ). De forma global, las posiciones centrales en la proyección axial en nuestro trabajo tuvieron menor número de complicaciones mayores respecto a las no centrales, algo que coincide en todos los estudios excepto en los de *Kyle et al.* y *Laskin et al.* (107, 274), que defendían las posiciones posteriores y el de *Barra et al.* (376), que reportó la antero-inferior como la óptima.

Analizando por subgrupos se obtuvo que la posición centro-centro era superior al sumatorio del resto (5,4% frente a 13,9% de complicaciones mayores) de forma estadísticamente significativa ( $p < 0,05$ ) y, al contrario, la posición centro-inferior obtuvo peores resultados que la suma del resto de posiciones (14,3% frente al 8,1%), siendo esto último no significativo. Por tanto, la evaluación de valores independientes en cada posición y el análisis en subgrupos han demostrado en nuestro estudio que la posición idónea para evitar complicaciones mecánicas es la centro-centro, siendo claramente superior a la centro-inferior. Sin embargo, el tamaño muestral de la posición centro-inferior fue relativamente pequeño (28 pacientes), haciendo que esta afirmación no pueda aseverarse con rotundidad.

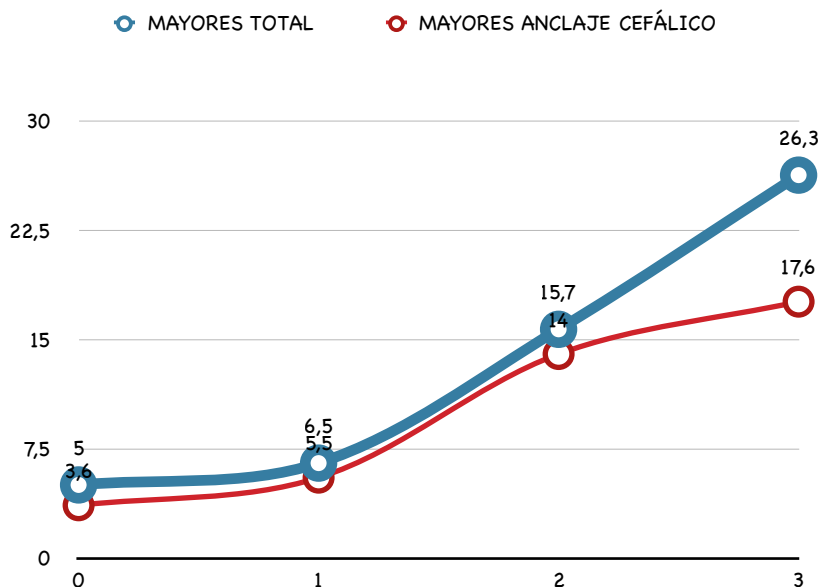
Además de lo anterior, llama la atención que la posición centro-superior haya tenido escasas complicaciones mecánicas mayores, sólo el 3,7% de los 27 pacientes en los que se colocó en dicha posición. Las posiciones superiores han sido reportadas por distintos autores como problemáticas, específicamente la anterosuperior (245, 376, 377) y posterosuperior (265) o de forma genérica las “posiciones altas” (107, 261, 263, 264, 266, 267, 276). La diferencia entre los datos publicados y lo obtenido en nuestro estudio puede deberse a la utilización de la hoja espiral cefálica y a la mayor densidad mineral ósea, fuerza y rigidez de la cabeza femoral en posiciones superiores que pueda hacer compensar la situación a pesar de ser la zona de migración habitual del tornillo cefálico (281).

Las complicaciones menores relacionadas con los cuadrantes de *Cleveland* y *Bosworth* no han presentado un cuadrante claramente definido, lo que hace pensar que los factores para el desarrollo de las mismas son completamente diferentes.

Atribuir a un sólo factor el desarrollo de una complicación mecánica mayor es una tarea complicada, ya que a menudo es la suma de varios lo que favorece en última instancia que se produzca esta situación. *Bojan et al.* (253) ya establecieron que la suma de los tres factores fundamentales en su estudio (fractura basicervical o compleja A3 / tornillo en posición no centrada / reducción no anatómica) era determinante en el incremento de las tasas de complicaciones mecánicas y que todos los casos de *cut out* cumplían al menos uno de los factores. Sin embargo, no consideraron el TAD por tener dificultades para medirlo en su estudio retrospectivo. Nosotros hemos analizado la relación que existe al ir sumándose los tres factores determinantes y dependientes del cirujano: la reducción de la fractura, el TAD y la posición de los cuadrantes de *Cleveland*. Es evidente que el tipo de fractura puede influir pero los criterios de inclusión ya limitan este factor y, además, se analiza específicamente en un apartado diferente. Centrándonos en las complicaciones mayores exclusivamente, se observa que a medida que se va incrementando el número de factores de riesgo, la tasa de complicaciones aumenta de forma cuasi-exponencial llegando hasta el 26,3% (1 de cada 4 pacientes) de posibilidades de

desarrollar una complicación mecánica mayor cuando cumplen 3 factores de riesgo, siendo estos resultados estadísticamente significativos ( $p < 0,05$ ). De forma inversa, la ausencia de factores de riesgo minimiza las posibilidades de complicaciones hasta un 5% pero no las evita por completo, algo diferente de lo reportado por *Bojan*.

Pudiera pensarse que dos de las complicaciones mayores como la fractura femoral diafisaria (más dependiente de la técnica quirúrgica a nivel distal y diseño del clavo que que la posición de la espiral) y la pseudoartrosis (por un problema biológico en nuestro estudio) pudieran influir en los resultados. Extrayendo estos parámetros para dejar sólo los relacionados estrictamente con el anclaje cefálico obtenemos que la curva se modifica discretamente, pero mantiene una progresión creciente cuasi-lineal (figura 61). Por tanto, las complicaciones mayores, tanto totales como las relacionadas con el anclaje cefálico, se relacionan con el número de factores de riesgo dependientes del cirujano que acontezcan, de modo que a medida que se va sumando una reducción no óptima de la fractura, un TAD  $> 25\text{mm}$  y una posición no centro-centro de la espiral, el riesgo se irá incrementando de forma progresiva. Esto es sumamente importante, ya que sobre estos parámetros podemos actuar durante la cirugía para un resultado final satisfactorio.



**Figura 61.** Relación entre el número de factores de riesgo y las tasas de complicaciones mayores. La línea azul marca el total de complicaciones mayores y la roja las relacionadas con el anclaje cefálico (excluyendo la fractura distal y pseudoartrosis).

De nuevo en este apartado, las complicaciones menores no ofrecieron ninguna conclusión respecto a estos parámetros, no encontrándose una relación de progresión clara.

#### 5.5.3.2. Factores “no dependientes” del traumatólogo

Ya hemos explicado los factores dependientes del cirujano, pero existen otros factores relacionados con las complicaciones mecánicas que no podemos controlar, como la osteoporosis que presenta el paciente, el tipo de fractura y el grado de acortamiento de la fractura durante el colapso.

El grado de osteoporosis ha sido uno de los factores más documentados en diversos artículos como un determinante principal en el desarrollo de complicaciones mecánicas (139, 179, 191, 243-247). Sin embargo, en nuestro estudio no hemos encontrado grandes diferencias ni en las tasas de complicaciones mecánicas mayores (9,3% en osteoporóticos frente a 8,1% en no osteoporóticos) ni en las menores (20,7% en osteoporóticos frente a 16,1% en no osteoporóticos). Quizá la clasificación de *Singh* no sea la más adecuada para justificar este parámetro como ya se ha explicado previamente, lo que podría dar lugar al sesgo de los resultados. Sin embargo, el DEXA tampoco ha demostrado ser la prueba definitiva, lo que complica por tanto la cuantificación precisa y la capacidad para establecer una relación entre el grado de osteoporosis y las tasas de complicaciones mecánicas. Los estudios biomecánicos en fémur de cadáver sí han podido demostrar diferencias en la resistencia del anclaje cefálico en función de la densidad mineral ósea (292), lo que hace presuponer que tiene una influencia notable aunque quizá no tan determinante *in vivo* como se creía, siendo más importantes las propiedades biomecánicas de la construcción fémur-implante que las biomateriales puras de DMO del hueso cefálico (281).

El tipo de fractura también se ha relacionado con las tasas de complicaciones mecánicas. En este estudio hemos excluido las 31A3 que, como hemos explicado, no

son rotacionalmente inestables y además, la incidencia de complicaciones mecánicas desde la utilización del enclavado se ha reducido considerablemente, haciendo aflorar otras fracturas como las más problemáticas. Utilizando la clasificación *AO/OTA* encontramos que las que han desarrollado complicaciones mayores con más frecuencia han sido las 31A2.3 (13,6%), seguidas de las basicervicales clásicas 31B2.1 (9,7%), las “aparentemente estables” 31A2.1 (9,5%) y, por último, las inestables 31A2.2 (7,6%). No se ha desarrollado ninguna complicación mecánica mayor con las 31A1.1 que *Massoud* incluye como “inestables” rotacionalmente. Llama la atención que, si de nuevo excluimos aquellas complicaciones no relacionadas con el anclaje cefálico (fracturas diafisarias y pseudoartrosis) encontramos que la fractura más frecuentemente asociada a complicaciones mayores fue la basicervical clásica 31B2.1 con el 9,7%, seguida de la fractura 31A2.1 con un 8%, la 31A2.3 con el 7,3% y la 31A2.2 con el 5,8%. Estos datos confirman que la fractura de la base del cuello es una fractura inestable que presenta unas tasas de complicaciones mecánicas mayores similares a las fracturas pertrocantéreas conminutas, lo que coincide con los estudios antes mencionados (141, 253). Además, la fractura 31A2.1, considerada clásicamente como estable en la clasificación *AO/OTA* presenta una tasa de complicaciones mayores superior incluso a la del mismo grupo pero más conminutas (31A2.2 y 31A2.3), lo que hace dudar que deba incluirse este tipo de fractura en el grupo de las “estables”. Por último, la fractura 31A1.1 considerada como inestable rotacionalmente por *Massoud* por cumplir la premisa de que “*la extensión cortical inferior no es suficientemente amplia para dificultar su movimiento rotacional*”, no ha presentado complicaciones mecánicas, lo que demuestra que su comportamiento es aparentemente diferente y no es tan inestable rotacionalmente como se creía. Sin embargo, estas conclusiones pueden verse cuestionadas porque los resultados de nuestro estudio no fueron estadísticamente significativos ( $p > 0,05$ ) y por la gran variabilidad intra e interobservador que presenta la clasificación *AO/OTA* (378-380), a pesar de que la recogida de datos ha sido llevada a cabo únicamente por un investigador.

Analizando los tipos de fracturas en los subgrupos de *Massoud* encontramos unas tasas de complicaciones mayores discretamente superiores en las basicervicales clásicas (9,7%) frente a las “equivalentes” (8,4%), cuyas diferencias de nuevo se incrementan al considerar sólo las complicaciones relacionadas con el anclaje cefálico (6% en las “equivalentes”) siendo los resultados no significativos. Por tanto, los patrones de inestabilidad rotacional clásicos son aún más inestables que los “equivalentes” debido a que alguno de ellos, el 31A1.1, no ha presentado ninguna complicación mecánica.

El siguiente factor, el acortamiento, que se va desarrollando con la evolución, conlleva una repercusión importante y depende de diversos factores. Las tasas de complicaciones mecánicas mayores se relacionaron con un acortamiento  $> 1\text{cm}$ , constituyendo un 26,1% frente al 5,5% de los que no se acortó la fractura. Esto se debe a la tendencia al *pull out* completo o parcial de la hoja espiral del sistema *PFNA* cuando se produce un “aflojamiento de la espiral” tras la rotura del sistema trabecular perilámina, además de que *per se* la migración lateral del anclaje cefálico y la correspondiente medialización de la diáfisis se ha relacionado con el riesgo de complicaciones mecánicas, principalmente con los sistemas de placa lateral (336). Respecto a las complicaciones menores, teniendo en cuenta la naturaleza de las mismas (*back out* y roce con la fascia lata...), es lógico que se relacionen con el grado de acortamiento  $> 1\text{cm}$  (73,9%) frente a las que se acortaron menos (8,2%). Esto es, en realidad, un factor de confusión a pesar de la significación estadística de los resultados ( $p < 0,001$ ) tanto en las complicaciones mayores como menores porque en ambas está presente con frecuencia para el desarrollo de las mismas y además, el contrafuerte intramedular de los clavos hace que no exista una relación tan clara entre el grado de acortamiento por compresión del foco y las tasas de *cut out*.



#### 5.5.4. Relación de las complicaciones con la técnica quirúrgica

El análisis de las complicaciones en 4 grupos: *PFNA* aislado, *augmentación*, tornillos canulados accesorios y *augmentación* + tornillos, mostró que la ausencia de complicaciones mecánicas fue claramente inferior en cada una de las técnicas de antirrotación respecto al *PFNA* aislado (68,6% con *PFNA* frente al 92% con *augmentación*, 90,3% con tornillos canulados y 100% con el sistema híbrido). Las complicaciones menores se redujeron a menos de la mitad con las técnicas alternativas, pasando de un 20,7% con el *PFNA* aislado a un 8% con *augmentación*, 9,7% con tornillos y 0% con el sistema híbrido. Pero el dato más definitorio de la eficacia de las técnicas alternativas es la ausencia total de complicaciones mayores con éstas, frente al 10,7% del sistema *PFNA* aislado, siendo estos resultados estadísticamente significativos. Es evidente que no todas las complicaciones mayores se pueden atribuir al sistema de anclaje cefálico, por lo que excluyendo los 5 casos de fracturas distales (relacionadas más con la incorrecta técnica quirúrgica o diseño del implante) y el caso de pseudoartrosis (influencia de factores biológicos), obtendríamos unas tasas de 8,2% de complicaciones “potencialmente reducibles” con los sistemas alternativos de anclaje cefálico. Por tanto, las técnicas de bloqueo de la rotación, tanto la *augmentación* como los tornillos canulados adicionales, incrementan la resistencia a las fuerzas torsionales en las fracturas que presentan mayor inestabilidad rotacional haciendo reducir de forma significativa las tasas de complicaciones mayores relacionadas con el anclaje cefálico.

Toda nueva técnica quirúrgica está sometida a complicaciones inherentes a la misma, por lo que se ha evaluado el perfil de seguridad. Las tres complicaciones asociadas a las técnicas alternativas presentaron escasa o nula repercusión, por lo que se consideraron dentro de las complicaciones menores, que pasaron de 8,5% a 13,6%. Las diferencias continuaron siendo significativas, de forma que a pesar de los posibles “riesgos” asociados a estas técnicas las ventajas son claras.

Hemos analizado los diferentes factores de riesgo “dependientes del traumatólogo” más documentados y que podrían influir en los resultados finales si hubiera diferencias importantes en la distribución entre el grupo *PFNA* aislado o técnicas alternativas. El TAD > 25mm, como factor de riesgo fue un 10% mayor en los pacientes con *PFNA* aislado, siendo los resultados no estadísticamente significativos. La posición fuera del cuadrante centro-centro un 20% mayor en el *PFNA* aislado presentando en este caso significación estadística ( $p < 0,05$ ) y, por último, la reducción de la fractura “no óptima” fue casi un 15% mayor también con el *PFNA* aislado de forma estadísticamente significativa. Por último, la suma de errores fue menor, por tanto, en el grupo de técnicas asociadas de forma estadísticamente significativa.

En definitiva, los datos previamente mencionados muestran que utilizando las técnicas de bloqueo de la rotación en las fracturas consideradas rotacionalmente inestables se puede conseguir reducir de forma importante las tasas de complicaciones mecánicas mayores y menores, no suponiendo un incremento en los riesgos relacionados con ellas. Existen factores “dependientes del traumatólogo”, como hemos visto, que pueden determinar la incidencia de complicaciones mecánicas mayores y que se han distribuido en mayor porcentaje en el grupo del *PFNA* aislado, lo que podría desbalancear los resultados negativos hacia éste. Sin embargo, los factores “no dependientes del traumatólogo”, como el grado de osteoporosis o el tipo de fractura de la *AO/OTA* o *Massoud*, se han distribuido de forma completamente diferente, predominando en casi un 14% los pacientes osteoporóticos en el grupo de técnicas antirrotación y un 30% más de fracturas 31B2.1 de la *AO/OTA* y clásicas de *Massoud* que, como hemos visto, presentan más de un 50% de riesgo de complicaciones mecánicas respecto a las equivalentes de forma significativa.

De esta manera, la distribución de los diferentes factores de forma asimétrica en ambos grupos se encuentra aparentemente compensada, lo que hace que las diferencias encontradas en los resultados de ambos se deba principalmente al factor estudiado en este trabajo: las técnicas de estabilidad rotacional adicional.

El análisis multivariante de regresión logística para las complicaciones mecánicas globales mostró que la variable “técnica quirúrgica” fue la más determinante, con una *odds ratio* de 4,87 (IC 95% 1,84-12,89) cuando se utilizaba el *PFNA* aislado. También el TAD > 25mm se relacionó de forma casi significativa con el riesgo de complicaciones mecánicas globales pero con una influencia menor (OR = 1,96). El acortamiento > 1cm se ha relacionado de forma significativa con las complicaciones mecánicas mayores, actuando aparentemente como un factor de riesgo (OR = 6,22) aunque con reservas, ya que como hemos dicho, puede ser un factor de confusión. El resto de parámetros como la calidad de la reducción, la posición de la espiral, la edad y el sexo no han tenido influencia en el desarrollo de complicaciones mecánicas, tanto mayores como globales. Por ello, podríamos concluir que la utilización de técnicas alternativas de bloqueo de la rotación, la precisión en la colocación de la espiral cefálica con un TAD bajo y la utilización de medidas de prevención del acortamiento podrían reducir la incidencia de complicaciones mecánicas en las fracturas extracapsulares de cadera rotacionalmente inestables.

#### 5.5.5. Evaluación de la relación de otros factores

Ya hemos explicado que el grado de acortamiento se relaciona con el tipo de sistema de deslizamiento que presente el clavo, pero también existen otros factores que pueden condicionarlo y que se han analizado: la osteoporosis, el tipo de fractura y el tipo de técnica quirúrgica empleada.

La osteoporosis se relacionó con un mayor acortamiento, siendo > 1cm en el 19,3% de los osteoporóticos frente al 11,8% de los no osteoporóticos. Sin embargo, la magnitud de la diferencia no fue importante (7,5%) y los datos no fueron estadísticamente significativos ( $p = 0,072$ ). La osteoporosis pudiera ser un factor influyente debido a que la escasa densidad ósea puede favorecer un mayor colapso, pero no está claro con estos resultados que sea tan determinante.

El tipo de fractura de la *AO/OTA* que se asoció con más frecuencia, aunque de forma no significativa ( $p > 0,05$ ), a un acortamiento  $> 1\text{cm}$  fue la 31A2.2 (19%), seguida de la basicervical clásica 31B2.1 (17,7%) y la fractura “estable” 31A2.1 (15,9%). Sin embargo, la fractura más conminuta (31A2.3) se acortó sólo en un porcentaje de 6,8%, una cifra incluso menor que el 7,4% de las fracturas estables en dos fragmentos (31A1.1). Estos resultados muestran que el grado de conminución no está tan claramente relacionado con el acortamiento de la fractura cuando se utiliza el enclavado, presentando los patrones en dos fragmentos 31B2.1 y 31A2.1 un acortamiento mayor del esperado. Quizá la conminución del cóncavo medial hace que las fuerzas principales a las que el sistema se ve sometido sean cefálicas y varizantes, lo que incrementa el momento de inclinación y da lugar a una disminución del deslizamiento o el bloqueo del mismo, como reportaron *Loch et al* (301). Esta situación que acontece en las fracturas 31A2.3 y explica el escaso acortamiento que presentan, podría ser desventajosa ya que disminuye el grado de compresión del foco, aunque estudios han demostrado que no está tan clara la necesidad de deslizamiento en el enclavado (209, 381). Las fracturas en dos fragmentos inestables rotacionalmente 31A2.1 y 31B2.1 conservan el cóncavo medial, haciendo que sean las fuerzas en el eje axial cervicocéfálico las predominantes, lo que favorece el deslizamiento del sistema y da lugar a una mayor impactación y acortamiento. Además, estos patrones se asociaron a mayores complicaciones mecánicas, en las cuales el acortamiento es la norma.

El análisis de la clasificación de *Massoud* mostró que en las basicervicales clásicas se produce un mayor acortamiento que en las “equivalentes” (17,7% frente al 14,6%), siendo los datos no estadísticamente significativos y de escasa magnitud, por lo que no se pueden sacar conclusiones.

En cuanto a la técnica quirúrgica, la utilización de técnicas de antirrotación ha mostrado un 10,6% de menores tasas de acortamiento de forma significativa ( $p < 0,05$ ). Esto puede deberse a que la estabilidad rotacional adicional que aportan reduce el colapso al evitar la rotación de la cabeza femoral y la subsiguiente estabilización

secundaria mediante impactación del foco o simplemente, que las menores tasas de complicaciones mayores asociadas a estas técnicas actúen como factor de confusión.

Una vez analizados los factores que influyen en el acortamiento se ha evaluado si éste podría influir en la funcionalidad posterior del paciente ya que se ha postulado que la mejor estabilización inicial por parte del clavo y la conservación de la anatomía femoral proximal (129, 169, 171, 172) podrían repercutir en la carga precoz (127, 190, 339, 346) y funcionalidad definitiva de estos pacientes (129). Nuestros resultados no muestran que el acortamiento  $> 1\text{cm}$  se asocie a mayor pérdida de funcionalidad, sino todo lo contrario (38% perdieron funcionalidad en los que el acortamiento fue  $< 1\text{cm}$  frente al 30% en los que el acortamiento  $> 1\text{cm}$ ). Sin embargo, estos valores no permiten extraer conclusiones relevantes ya que, por un lado, no fueron significativos y por otro, la pérdida de función final es multifactorial, dependiendo posiblemente más de factores como el equilibrio, deterioro cognitivo o medidas fisioterápicas que únicamente de un factor “anatómico”.

Evaluando el tipo de fractura de la *AO/OTA* con la pérdida de la funcionalidad, llama la atención que las fracturas en las que mejor se conservó la función fue en las más conminutas incluidas en este estudio, la 31A2.2 y 31A2.3 (65-72%) frente a las aparentemente estables en dos o tres fragmentos 31A1.1, 31A2.1, 31B2.1 (51-58%), siendo los resultados no estadísticamente significativos ( $p > 0,05$ ). Cuando se clasifican en clásicas y “equivalentes” la pérdida de funcionalidad fue menor en estas últimas (65,7% frente al 51,6%), resultados estadísticamente significativos. De nuevo estos resultados aparentemente incongruentes posiblemente se deben a que la funcionalidad obedece a múltiples factores, aún más importantes que únicamente el trazo fracturario. Lo que sí se puede postular es que presentar una fractura conminuta no va a condicionar una peor funcionalidad ni alteración de la anatomía final cuando se utiliza un sistema endomedular.

El tipo de técnica quirúrgica no se ha relacionado con la funcionalidad en nuestro estudio ya que, aunque reduce el acortamiento, éste no influye tampoco en la función final.

Por tanto, con los parámetros antes analizados en nuestro estudio observamos que el acortamiento de una fractura, definido como un deslizamiento de la hoja espiral  $> 1$  cm, está relacionado de forma importante con el tipo de técnica quirúrgica empleada, siendo menor cuando se utilizan sistemas antirrotación que estabilizan el fragmento cefálico y evitan el colapso de la fractura y también, aunque en menor medida, se relaciona con el grado de osteoporosis y, paradójicamente, con las fracturas en dos fragmentos o tres fragmentos estables de la *AO/OTA*. Las fracturas más conminutas de la *AO/OTA* tuvieron, por el contrario, un menor acortamiento del esperado. Este acortamiento, sin embargo, no se ha relacionado con la funcionalidad final del paciente, como tampoco lo ha hecho el grado de conminución de la fractura ni el tipo de técnica quirúrgica, posiblemente por la existencia de otros factores más importantes que inciden sobre dicha funcionalidad. Esto hace plantearnos la utilización de la técnicas alternativas como una forma de reducir las complicaciones mecánicas, las tasas de reoperación y conservar la anatomía femoral proximal, pero no para tratar de mejorar de forma clara la funcionalidad final del paciente.

Una preocupación de la utilización de estas técnicas más complejas es el incremento del tiempo quirúrgico, que puede asociarse a mayor riesgo anestésico, tasas de infección, complicaciones médicas... El tiempo medio cuando se utilizó el *PFNA* aislado fue de 7,7 minutos menor que cuando se usaron otras técnicas alternativas, siendo unos resultados estadísticamente significativos ( $p < 0,05$ ). Esta diferencia es escasa y no presenta relevancia clínica en los resultados, por lo que no es un condicionante a la hora de utilizar estos sistemas de estabilización adicional.

#### *5.5.6. Evaluación de la magnitud del efecto protector*

Por último, hemos analizado qué repercusión y relevancia clínica podría tener la utilización sistemática de las técnicas alternativas de bloqueo rotacional. De esta manera, las complicaciones menores podrían reducirse un 12,2% y las mayores el

10,7%, cifra importante, teniendo en cuenta que habitualmente estos pacientes que sufren complicaciones mayores precisan una reintervención quirúrgica, lo que incrementa los costes y la mortalidad. La *odds ratio* para las complicaciones menores con estas nuevas técnicas es de 0,41:1 respecto al *PFNA* aislado y la reducción relativa del riesgo del 59%. Dicho porcentaje es el que podríamos reducir si utilizáramos las técnicas alternativas de forma sistemática. El cálculo de la OR y RRR para las complicaciones mayores no puede ser calculado ya que la ecuación es un cociente en el que uno de los valores es 0. Por último, para ver el alcance que tendría la aplicación de medidas antirrotación hemos calculado el NNT, el número de pacientes a tratar para evitar una complicación que, en el caso de las complicaciones menores ha sido de 8,19 y en las mayores de 9,34. Esto hace que, de forma genérica, por cada 10 pacientes tratados con las técnicas utilizadas en este estudio, podríamos evitar una complicación mecánica mayor, lo que le confiere una especial relevancia clínica teniendo en cuenta las repercusiones funcionales, de mortalidad y de gasto que generan.

## 5.6. Fortalezas y debilidades del estudio

La fuerza del estudio radica, en primer lugar, en el amplio tamaño muestral, que permite evaluar incluso las complicaciones mecánicas que aparecen con escasa frecuencia en la literatura. Además, incrementa la precisión del análisis de parámetros que actúan como factores de riesgo (TAD, reducción de la fractura, posición de la espiral...), lo que permite establecer conclusiones más definitivas. En segundo lugar, los estrictos criterios de inclusión permiten seleccionar una muestra más homogénea y centrada exclusivamente en el subtipo de fracturas que queremos estudiar. El seguimiento de, al menos 6 meses, evita las complicaciones tardías no documentadas ya que la gran mayoría acontecen en ese intervalo de tiempo. En tercer lugar, la distribución cuasi-homogénea de factores como edad, sexo y osteoporosis en ambos grupos de estudio permite la comparación de los mismos, evitando que un factor de riesgo desbalanceado hacia uno de ellos altere el resultado final. En cuarto lugar, el análisis ha sido llevado a cabo por un único investigador, lo que evita la variabilidad interobservador que acontece en la evaluación de diversos resultados como la medición de la osteoporosis de *Singh*, el TAD... Por último, los parámetros analizados en las radiografías se han llevado a cabo de forma precisa gracias al registro, no sólo de las placas postoperatorias sino también de la escopia intraoperatoria del PACS, que muestra en muchas ocasiones unas proyecciones AP y axial más puras, lo que facilita la medición de dichos parámetros.

Las limitaciones o debilidades del estudio se basan, en primer lugar, en la propia naturaleza del mismo, ya que al ser retrospectivo no permite valorar determinadas variables no recogidas de rutina en la hoja de evolución como el dolor en la fascia lata... En segundo lugar, a excepción de los pacientes tratados con *augmentación* o tornillos canulados, el resto de intervenciones quirúrgicas han sido llevadas a cabo por diferentes traumatólogos, lo que puede hacer variar los resultados por la precisión y experiencia quirúrgica de cada uno de ellos. Por último, existen algunos parámetros que actúan como factores de riesgo y no se han distribuido de forma homogénea en ambos



grupos: TAD, reducción de la fractura, posición de la espiral y tipo de fractura de la AO;  
lo que pudiera desbalancear los resultados hacia uno u otro lado.



## **CONCLUSIONES**



## 6. CONCLUSIONES

Centrándonos en los objetivos planteados en la presente Tesis Doctoral y basándonos en los resultados obtenidos, formulamos las siguientes conclusiones:

1. Las tasas de *cut out* primario con el sistema de hoja espiral *PFNA* que acontecen en fracturas con elevada inestabilidad rotacional se encuentran alrededor del 1,3%, con una proporción similar entre las basicervicales clásicas y equivalentes, lo que demuestra un comportamiento biomecánico similar acorde con la incidencia de complicaciones.
2. La tasa de *cut out* en fracturas basicervicales clásicas ha sido inferior con el clavo endomedular de hoja espiral de nuestro estudio (0,6%) respecto a otros publicados con tornillos cefálicos (9%), lo que podría sugerir un mejor comportamiento rotacional *in vivo* de las hojas espirales.
3. Los estadios 1 y 2 de *Lenich* (rotación de la cabeza femoral y migración del implante) son habitualmente el preludeo del desarrollo del colapso en varo y salida de la hoja espiral en forma de *cut out*, *pull out*, *cut in...*, estando presentes de forma sistemática previamente al desarrollo de dichas complicaciones. Sólo en escasas ocasiones finalizan de forma satisfactoria y este desenlace es impredecible.
4. Las tasas de fractura diafisaria distal constituyen un porcentaje mínimo del 1,7%, lo que confirma el óptimo comportamiento del clavo *PFNA* de tercera generación y deja de ser una desventaja respecto a las placas laterales. La asociación de dicha fractura con una longitud del clavo de 240mm en el 80% de los pacientes, sugiere que ésta pudiera ser un factor de riesgo determinante.
5. El *cut through* ha presentado unas tasas mínimas del 1%, inferiores de las esperadas con las hojas espirales y con unos valores de TAD de 20,63mm de media, lo que

hace cuestionar que sean las posiciones excesivamente subcondrales las responsables directas.

6. El *pull out* es una complicación poco frecuente (0,66%) a pesar del deslizamiento libre de la hoja espiral, siendo sus tasas inferiores a las del *cut out* clásico. Otras complicaciones infrecuentes han sido el *cut in*, fractura subcapital y pseudoartrosis con un 0,33% cada una.
7. La migración lateral de la hoja espiral de más de 10 mm (*back out*) es frecuente (casi el 10%) pero no se relaciona claramente con el dolor en la fascia lata, presentando este último una mayor incidencia en pacientes con escasa migración lateral.
8. El factor “dependiente del traumatólogo” que más influye en las complicaciones es el TAD aunque el valor clásico de 25mm es controvertido, siendo el de 17,99mm el que presenta unas tasas más equilibradas de sensibilidad y especificidad.
9. La posición en el cuadrante centro-centro es la que presenta un comportamiento más favorable en las fracturas rotacionalmente inestables. Se deben evitar el resto de posiciones aunque principalmente la centro-anterior, centro-posterior, centro-inferior y postero-inferior. Por tanto, la controversia entre la posición central o inferior en la proyección AP se muestra claramente a favor de la primera.
10. La reducción no óptima de la fractura no está asociada de forma definitiva con la incidencia de complicaciones mayores pero sí la suma de los “tres factores dependientes del traumatólogo”, haciendo que el riesgo de complicaciones aumente de forma exponencial a medida que se van cometiendo más “errores” quirúrgicos.
11. La fractura basicervical clásica 31B2.1 y la equivalente 31A2.1 han presentado las mayores tasas de complicaciones mayores dependientes de la espiral, lo que las define como las rotacionalmente más inestables superando a los tipos más conminutos 31A2.2 y 31A2.3. El patrón 31A1.1 no ha presentado ninguna complicación, por lo que podría excluirse del grupo de las “equivalentes”.

12. La osteoporosis no está claramente relacionada con las tasas de complicaciones mecánicas mayores pero sí el grado de acortamiento, un factor determinante que, sin embargo, podría actuar como factor de confusión debido a que la migración lateral acontece de forma sistemática en mayor o menor medida cuando fracasa la osteosíntesis.
13. Las técnicas quirúrgicas de bloqueo de la rotación mediante tornillos canulados adicionales o cementación de la hoja espiral reducen de forma significativa las tasas de complicaciones mayores en las fracturas de cadera rotacionalmente inestables, no incrementan de forma importante el tiempo quirúrgico y presentan un perfil de seguridad óptimo a corto y medio plazo. Se estima que hasta el 8,2% de las complicaciones mayores que están relacionadas con el anclaje cefálico podrían reducirse utilizando dichas técnicas.
14. El acortamiento no se relacionó de forma clara con el grado de osteoporosis pero sí lo hizo con el patrón de fractura, principalmente la basicervical clásica 31B2.1 y las equivalentes 31A2.1 y 31A2.2 y, sobre todo, con la técnica quirúrgica utilizada, siendo mayor cuando no se añaden sistemas antirrotación.
15. La conservación de la funcionalidad no se relacionó de forma clara con el grado de acortamiento ni con la técnica quirúrgica utilizada ni con el tipo de fractura de la *AO/OTA*, pero sí lo hizo con los tipos de *Massoud*, siendo mejor en las “equivalentes”. La etiología multifactorial de este parámetro no permite extraer conclusiones definitivas.
16. En el análisis multivariante, la técnica quirúrgica, el TAD y el grado de acortamiento fueron los factores que presentaron mayor influencia sobre el desarrollo de complicaciones mecánicas.
17. La utilización de técnicas de bloqueo de la rotación reduciría un 56% las tasas de complicaciones menores. Se estima que por cada 9 pacientes tratados con dichos sistemas se podría evitar una complicación menor y, por cada 10 pacientes, una complicación mayor.





## **BIBLIOGRAFÍA**



## 7. BIBLIOGRAFÍA

1. Rydell N. Biomechanics of the hip-joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1973(92):6-15.
2. Reikeras O, Bjerkreim I, Kolbenstvedt A. Anteversion of the acetabulum and femoral neck in normals and in patients with osteoarthritis of the hip. *Acta Orthop Scand.* 1983;54(1):18-23.
3. Hoaglund FT, Low WD. Anatomy of the femoral neck and head, with comparative data from Caucasians and Hong Kong Chinese. *Clin Orthop Relat Res.* 1980(152):10-6.
4. Blair B, Koval KJ, Kummer F, Zuckerman JD. Basicervical fractures of the proximal femur. A biomechanical study of 3 internal fixation techniques. *Clin Orthop Relat Res.* 1994(306):256-63.
5. Crock HV. An atlas of the arterial supply of the head and neck of the femur in man. *Clin Orthop Relat Res.* 1980(152):17-27.
6. Ogden JA. Changing patterns of proximal femoral vascularity. *J Bone Joint Surg Am.* 1974;56(5):941-50.
7. Wolff J. The classic: on the inner architecture of bones and its importance for bone growth. 1870. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(4):1056-65.
8. Cleveland M, Bosworth DM, Thompson FR. Intertrochanteric fractures of the femur; a survey of treatment in traction and by internal fixation. *J Bone Joint Surg Am.* 1947;29(4):1049-67.
9. Walmsley T. The articular mechanism of the diarthroses. *J Bone Joint Surg Am.* 1928;10:40-5.

10. Lustenberger A, Bekic J, Ganz R. [Rotational instability of trochanteric femoral fractures secured with the dynamic hip screw. A radiologic analysis]. *Unfallchirurg*. 1995;98(10):514-7.
11. Mills HJ, Horne G. Displacement of subcapital fractures during internal fixation: a real problem? *Aust N Z J Surg*. 1989;59(3):249-51.
12. Kannus P, Niemi S, Parkkari J, Palvanen M, Vuori I, Jarvinen M. Hip fractures in Finland between 1970 and 1997 and predictions for the future. *Lancet*. 1999;353(9155):802-5.
13. Kannus P, Niemi S, Parkkari J, Palvanen M, Vuori I, Jarvinen M. Nationwide decline in incidence of hip fracture. *J Bone Miner Res*. 2006;21(12):1836-8.
14. Jaglal SB, Weller I, Mamdani M, Hawker G, Kreder H, Jaakkimainen L, et al. Population trends in BMD testing, treatment, and hip and wrist fracture rates: are the hip fracture projections wrong? *J Bone Miner Res*. 2005;20(6):898-905.
15. Giversen IM. Time trends of age-adjusted incidence rates of first hip fractures: a register-based study among older people in Viborg County, Denmark, 1987-1997. *Osteoporos Int*. 2006;17(4):552-64.
16. Lofthus CM, Osnes EK, Falch JA, Kaastad TS, Kristiansen IS, Nordsletten L, et al. Epidemiology of hip fractures in Oslo, Norway. *Bone*. 2001;29(5):413-8.
17. Rogmark C, Sernbo I, Johnell O, Nilsson JA. Incidence of hip fractures in Malmo, Sweden, 1992-1995. A trend-break. *Acta Orthop Scand*. 1999;70(1):19-22.
18. Cummings SR, Nevitt MC, Browner WS, Stone K, Fox KM, Ensrud KE, et al. Risk factors for hip fracture in white women. Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *N Engl J Med*. 1995;332(12):767-73.
19. Alvarez-Nebreda ML, Jimenez AB, Rodriguez P, Serra JA. Epidemiology of hip fracture in the elderly in Spain. *Bone*. 2008;42(2):278-85.

20. Serra JA, Garrido G, Vidan M, Maranon E, Branas F, Ortiz J. [Epidemiology of hip fractures in the elderly in Spain]. *An Med Interna*. 2002;19(8):389-95.
21. Cooper C, Campion G, Melton LJ, 3rd. Hip fractures in the elderly: a world-wide projection. *Osteoporos Int*. 1992;2(6):285-9.
22. Pérez-Ochagavía F, de Pedro JA, de Cabo A, Blanco J, Borrego D, Zan J. Estudio epidemiológico de las fracturas proximales del fémur en una población mayor de 69 años durante los años 2000-2001. *Rev Ortop Traumatol*. 2003;48:113-21.
23. Marín-Peña OR, Trelles-Lesmes F, Torres-Coscoyuela M, Sevillano-González L, Guijarro-Galiano JM. Fracturas pertrocantéreas: enclavado endomedular de Ender. *Rev Ortop Traumatol*. 2005;49:17-24.
24. De la Torre García M, Rodríguez Pérez JC, Moreno Moreu N, Jacinto RL, Hernández Santana A, Deive Maggiolo JC. Estudio del impacto económico de las fracturas de cadera en nuestro medio. *Trauma Fund MAPFRE*. 2012;23(1):15-21.
25. Center JR, Nguyen TV, Schneider D, Sambrook PN, Eisman JA. Mortality after all major types of osteoporotic fracture in men and women: an observational study. *Lancet*. 1999;353(9156):878-82.
26. Frost SA, Nguyen ND, Center JR, Eisman JA, Nguyen TV. Excess mortality attributable to hip-fracture: a relative survival analysis. *Bone*. 2013;56(1):23-9.
27. Omsland TK, Emaus N, Tell GS, Magnus JH, Ahmed LA, Holvik K, et al. Mortality following the first hip fracture in Norwegian women and men (1999-2008). A NOREPOS study. *Bone*. 2014;63:81-6.
28. Magaziner J, Lydick E, Hawkes W, Fox KM, Zimmerman SI, Epstein RS, et al. Excess mortality attributable to hip fracture in white women aged 70 years and older. *Am J Public Health*. 1997;87(10):1630-6.

29. Ikeda N, Inoue M, Iso H, Ikeda S, Satoh T, Noda M, et al. Adult mortality attributable to preventable risk factors for non-communicable diseases and injuries in Japan: a comparative risk assessment. *PLoS Med*. 2012;9(1):e1001160.
30. Vestergaard P, Rejnmark L, Mosekilde L. Increased mortality in patients with a hip fracture-effect of pre-morbid conditions and post-fracture complications. *Osteoporos Int*. 2007;18(12):1583-93.
31. Kim SM, Moon YW, Lim SJ, Yoon BK, Min YK, Lee DY, et al. Prediction of survival, second fracture, and functional recovery following the first hip fracture surgery in elderly patients. *Bone*. 2012;50(6):1343-50.
32. Protzman RR, Burkhalter WE. Femoral-neck fractures in young adults. *J Bone Joint Surg Am*. 1976;58(5):689-95.
33. Aitken JM. Relevance of osteoporosis in women with fracture of the femoral neck. *Br Med J (Clin Res Ed)*. 1984;288(6417):597-601.
34. Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med*. 1988;319(26):1701-7.
35. Cummings SR, Nevitt MC. Non-skeletal determinants of fractures: the potential importance of the mechanics of falls. Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *Osteoporos Int*. 1994;4 Suppl 1:67-70.
36. Hayes WC, Myers ER, Morris JN, Gerhart TN, Yett HS, Lipsitz LA. Impact near the hip dominates fracture risk in elderly nursing home residents who fall. *Calcif Tissue Int*. 1993;52(3):192-8.
37. la Vecchia C, Negri E, Levi F, Baron JA. Cigarette smoking, body mass and other risk factors for fractures of the hip in women. *Int J Epidemiol*. 1991;20(3):671-7.
38. Nih Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention D, Therapy. Osteoporosis prevention, diagnosis, and therapy. *JAMA*. 2001;285(6):785-95.

39. Rosen CJ. Clinical practice. Postmenopausal osteoporosis. *N Engl J Med.* 2005;353(6):595-603.
40. Singh M, Nagrath AR, Maini PS. Changes in trabecular pattern of the upper end of the femur as an index of osteoporosis. *J Bone Joint Surg Am.* 1970;52(3):457-67.
41. Hubsch P, Kocanda H, Youssefzadeh S, Schneider B, Kainberger F, Seidl G, et al. Comparison of dual energy X-ray absorptiometry of the proximal femur with morphologic data. *Acta Radiol.* 1992;33(5):477-81.
42. Koot VC, Kesselaer SM, Clevers GJ, de Hooge P, Weits T, van der Werken C. Evaluation of the Singh index for measuring osteoporosis. *J Bone Joint Surg Br.* 1996;78(5):831-4.
43. Kanis JA, Johnell O, Oden A, De Laet C, Jonsson B, Dawson A. Ten-year risk of osteoporotic fracture and the effect of risk factors on screening strategies. *Bone.* 2002;30(1):251-8.
44. Kanis JA, Johnell O, Oden A, Johansson H, McCloskey E. FRAX and the assessment of fracture probability in men and women from the UK. *Osteoporos Int.* 2008;19(4):385-97.
45. National Osteoporosis Foundation. Osteoporosis: Cost-effectiveness analysis and review of the evidence for prevention, diagnosis and treatment. *Osteoporosis Int.* 1998;10:S1-S80.
46. Gómez Navarro R. Prevalencia de los factores de riesgo de fractura por fragilidad en varones de 40 a 90 años de una zona básica de salud rural. *Rev Esp Salud Pública.* 2011;85(5):491-8.
47. Gluer CC, Cummings SR, Pressman A, Li J, Gluer K, Faulkner KG, et al. Prediction of hip fractures from pelvic radiographs: the study of osteoporotic

- fractures. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *J Bone Miner Res.* 1994;9(5):671-7.
48. Genant HK, Boyd D. Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. *Invest Radiol.* 1977;12(6):545-51.
  49. Benhamou CL, Poupon S, Lespessailles E, Loiseau S, Jennane R, Siroux V, et al. Fractal analysis of radiographic trabecular bone texture and bone mineral density: two complementary parameters related to osteoporotic fractures. *J Bone Miner Res.* 2001;16(4):697-704.
  50. Ito M, Nakamura T, Matsumoto T, Tsurusaki K, Hayashi K. Analysis of trabecular microarchitecture of human iliac bone using microcomputed tomography in patients with hip arthrosis with or without vertebral fracture. *Bone.* 1998;23(2):163-9.
  51. Suhm N, Hengg C, Schwyn R, Windolf M, Quarz V, Hanni M. Mechanical torque measurement predicts load to implant cut-out: a biomechanical study investigating DHS anchorage in femoral heads. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2007;127(6):469-74.
  52. Suhm N, Haenni M, Schwyn R, Hirschmann M, Muller AM. Quantification of bone strength by intraoperative torque measurement: a technical note. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008;128(6):613-20.
  53. Mueller MA, Hengg C, Hirschmann M, Schmid D, Sprecher C, Audige L, et al. Mechanical torque measurement for in vivo quantification of bone strength in the proximal femur. *Injury.* 2012;43(10):1712-7.
  54. De Boeck H. Classification of hip fractures. *Acta Orthop Belg.* 1994;60 Suppl 1:106-9.
  55. Muller ME, Nazarian S. [Classification of fractures of the femur and its use in the A.O. index (author's transl)]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1981;67(3):297-309.



56. Evans EM. The treatment of trochanteric fractures of the femur. *J Bone Joint Surg Br.* 1949;31B(2):190-203.
57. R.S. G. Low angle fixation in fractures of the femoral neck. *J Bone Joint Surg Br.* 1961;43-B:647-63.
58. Pauwels F. Der Schenkelhalsbruch. Ein mechanisches Problem. Beilage Z. *Orthop.;Chir.* 63. Stuttgart, Enke, 1935.
59. Seinsheimer F. Subtrochanteric fractures of the femur. *J Bone Joint Surg Am.* 1978;60(3):300-6.
60. Boyd HB, Griffin LL. Classification and treatment of trochanteric fractures. *Arch Surg.* 1949;58(6):853-66.
61. Tronzo RG. Symposium on fractures of the hip. Special considerations in management. *Orthop Clin North Am.* 1974;5(3):571-83.
62. Jensen JS, Michaelsen M. Trochanteric femoral fractures treated with McLaughlin osteosynthesis. *Acta Orthop Scand.* 1975;46(5):795-803.
63. Fracture and dislocation compendium. Orthopaedic Trauma Association Committee for Coding and Classification. *J Orthop Trauma.* 1996;10 Suppl 1:v-ix, 1-154.
64. Kyle RF, Ellis TJ, Templeman DC. Surgical treatment of intertrochanteric hip fractures with associated femoral neck fractures using a sliding hip screw. *J Orthop Trauma.* 2005;19(1):1-4.
65. Massoud EI. Fixation of basicervical and related fractures. *Int Orthop.* 2010;34(4): 577-82.
66. Gotfried Y. The lateral trochanteric wall: a key element in the reconstruction of unstable pertrochanteric hip fractures. *Clin Orthop Relat Res.* 2004(425):82-6.

67. Im GI, Shin YW, Song YJ. Potentially unstable intertrochanteric fractures. *J Orthop Trauma*. 2005;19(1):5-9.
68. Palm H, Jacobsen S, Sonne-Holm S, Gebuhr P, Hip Fracture Study G. Integrity of the lateral femoral wall in intertrochanteric hip fractures: an important predictor of a reoperation. *J Bone Joint Surg Am*. 2007;89(3):470-5.
69. Kokoroghiannis C, Aktselis I, Deligeorgis A, Fragkomichalos E, Papadimas D, Pappadas I. Evolving concepts of stability and intramedullary fixation of intertrochanteric fractures--a review. *Injury*. 2012;43(6):686-93.
70. Enocson A, Lapidus LJ. The vertical hip fracture - a treatment challenge. A cohort study with an up to 9 year follow-up of 137 consecutive hips treated with sliding hip screw and antirotation screw. *BMC Musculoskelet Disord*. 2012;13:171.
71. Indemini E, Clerico P, Fenoglio E, Mariotti U. A comparative study of trochanteric and basicervical fractures of the femur treated with the Ender and McLaughlin techniques. *Ital J Orthop Traumatol*. 1982;8(3):291-9.
72. Levy RN, Siegel M, Sedlin ED, Siffert RS. Complications of Ender-pin fixation in basicervical, intertrochanteric, and subtrochanteric fractures of the hip. *J Bone Joint Surg Am*. 1983;65(1):66-9.
73. Kuokkanen HO. Treatment options for basicervical fractures of the femoral neck. A clinical follow-up. *Acta Orthop Belg*. 1991;57(2):162-8.
74. Ly TV, Swiontkowski MF. Management of femoral neck fractures in young adults. *Indian J Orthop*. 2008;42(1):3-12.
75. Saarenpaa I, Partanen J, Jalovaara P. Basicervical fracture--a rare type of hip fracture. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2002;122(2):69-72.
76. Valles Figueroa JF, Malacara Becerra M, Mont Landerreche GG, Suarez Ahedo CE, Cardenas Elizondo JL. [Surgical treatment of hip fractures]. *Acta Ortop Mex*. 2010;24(4):242-7.

77. Gill JM, Johnson GR, Sher JL, Kornjaca NA. Biomechanical aspects of the repair of intertrochanteric fractures. *J Biomed Eng.* 1989;11(3):235-9.
78. Swiontkowski MF, Winquist RA, Hansen ST, Jr. Fractures of the femoral neck in patients between the ages of twelve and forty-nine years. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66(6):837-46.
79. Manninger J, Kazar G, Fekete G, Fekete K, Frenyo S, Gyarfás F, et al. Significance of urgent (within 6h) internal fixation in the management of fractures of the neck of the femur. *Injury.* 1989;20(2):101-5.
80. Eiskjaer S, Ostgard SE. Survivorship analysis of hemiarthroplasties. *Clin Orthop Relat Res.* 1993(286):206-11.
81. Selvan VT, Oakley MJ, Rangan A, Al-Lami MK. Optimum configuration of cannulated hip screws for the fixation of intracapsular hip fractures: a biomechanical study. *Injury.* 2004;35(2):136-41.
82. Husby T, Alho A, Ronningen H. Stability of femoral neck osteosynthesis. Comparison of fixation methods in cadavers. *Acta Orthop Scand.* 1989;60(3):299-302.
83. Bray TJ. Femoral neck fracture fixation. Clinical decision making. *Clin Orthop Relat Res.* 1997(339):20-31.
84. Asnis SE, Wanek-Sgaglione L. Intracapsular fractures of the femoral neck. Results of cannulated screw fixation. *J Bone Joint Surg Am.* 1994;76(12):1793-803.
85. Kauffman JI, Simon JA, Kummer FJ, Pearlman CJ, Zuckerman JD, Koval KJ. Internal fixation of femoral neck fractures with posterior comminution: a biomechanical study. *J Orthop Trauma.* 1999;13(3):155-9.
86. Garden RS. Stability and Union in Subcapital Fractures of the Femur. *J Bone Joint Surg Br.* 1964;46:630-47.

87. Parker MJ. Parallel Garden screws for intracapsular femoral fractures. *Injury*. 1994;25(6):383-5.
88. Lindequist S. Cortical screw support in femoral neck fractures. A radiographic analysis of 87 fractures with a new mensuration technique. *Acta Orthop Scand*. 1993;64(3):289-93.
89. Booth KC, Donaldson TK, Dai QG. Femoral neck fracture fixation: a biomechanical study of two cannulated screw placement techniques. *Orthopedics*. 1998;21(11):1173-6.
90. Bout CA, Cannegieter DM, Juttman JW. Percutaneous cannulated screw fixation of femoral neck fractures: the three point principle. *Injury*. 1997;28(2):135-9.
91. Harty M. The calcar femorale and the femoral neck. *J Bone Joint Surg Am*. 1957;39-A(3):625-30.
92. Lindequist S, Wredmark T, Eriksson SA, Samnegard E. Screw positions in femoral neck fractures. Comparison of two different screw positions in cadavers. *Acta Orthop Scand*. 1993;64(1):67-70.
93. Howard CB, Davies RM. Subtrochanteric fracture after Garden screw fixation of subcapital fractures. *J Bone Joint Surg Br*. 1982;64(5):565-7.
94. Karr RK, Schwab JP. Subtrochanteric fracture as a complication of proximal femoral pinning. *Clin Orthop Relat Res*. 1985(194):214-7.
95. Parker MJ, Ali SM. Short versus long thread cannulated cancellous screws for intracapsular hip fractures: a randomised trial of 432 patients. *Injury*. 2010;41(4):382-4.
96. Linde F, Andersen E, Hvass I, Madsen F, Pallesen R. Avascular femoral head necrosis following fracture fixation. *Injury*. 1986;17(3):159-63.

97. Christie J, Howie CR, Armour PC. Fixation of displaced subcapital femoral fractures. Compression screw fixation versus double divergent pins. *J Bone Joint Surg Br.* 1988;70(2):199-201.
98. Goodman SB, Davidson JA, Locke L, Novotny S, Jones H, Csongradi JJ. A biomechanical study of two methods of internal fixation of unstable fractures of the femoral neck. A preliminary study. *J Orthop Trauma.* 1992;6(1):66-72.
99. Nilsson LT, Johansson A, Stromqvist B. Factors predicting healing complications in femoral neck fractures. 138 patients followed for 2 years. *Acta Orthop Scand.* 1993;64(2):175-7.
100. Benterud JG, Husby T, Nordsletten L, Alho A. Fixation of displaced femoral neck fractures with a sliding screw plate and a cancellous screw or two Olmed screws. A prospective, randomized study of 225 elderly patients with a 3-year follow-up. *Ann Chir Gynaecol.* 1997;86(4):338-42.
101. Raaymakers EL. Fractures of the femoral neck: a review and personal statement. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2006;73(1):45-59.
102. Liporace F, Gaines R, Collinge C, Haidukewych GJ. Results of internal fixation of Pauwels type-3 vertical femoral neck fractures. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(8):1654-9.
103. Lu-Yao GL, Keller RB, Littenberg B, Wennberg JE. Outcomes after displaced fractures of the femoral neck. A meta-analysis of one hundred and six published reports. *J Bone Joint Surg Am.* 1994;76(1):15-25.
104. Parker MJ, White A, Boyle A. Fixation versus hemiarthroplasty for undisplaced intracapsular hip fractures. *Injury.* 2008;39(7):791-5.
105. Parker MJ, Pryor G, Gurusamy K. Hemiarthroplasty versus internal fixation for displaced intracapsular hip fractures: a long-term follow-up of a randomised trial. *Injury.* 2010;41(4):370-3.

106. Rogmark C, Flensburg L, Fredin H. Undisplaced femoral neck fractures--no problems? A consecutive study of 224 patients treated with internal fixation. *Injury*. 2009;40(3):274-6.
107. Kyle RF, Gustilo RB, Premer RF. Analysis of six hundred and twenty-two intertrochanteric hip fractures. *J Bone Joint Surg Am*. 1979;61(2):216-21.
108. Haidukewych GJ, Israel TA, Berry DJ. Reverse obliquity fractures of the intertrochanteric region of the femur. *J Bone Joint Surg Am*. 2001;83-A(5):643-50.
109. Pelet S, Arlettaz Y, Chevalley F. [Osteosynthesis of per- and subtrochanteric fractures by blade plate versus gamma nail. A randomized prospective study]. *Swiss Surg*. 2001;7(3):126-33.
110. Sadowski C, Lubbeke A, Saudan M, Riand N, Stern R, Hoffmeyer P. Treatment of reverse oblique and transverse intertrochanteric fractures with use of an intramedullary nail or a 95 degrees screw-plate: a prospective, randomized study. *J Bone Joint Surg Am*. 2002;84-A(3):372-81.
111. Kyle RF, Cabanela ME, Russell TA, Swiontkowski MF, Winkquist RA, Zuckerman JD, et al. Fractures of the proximal part of the femur. *Instr Course Lect*. 1995;44:227-53.
112. Queally JM, Harris E, Handoll HH, Parker MJ. Intramedullary nails for extracapsular hip fractures in adults. *Cochrane Database Syst Rev*. 2014;9:CD004961.
113. Marsh JL, Slongo TF, Agel J, Broderick JS, Creevey W, DeCoster TA, et al. Fracture and dislocation classification compendium - 2007: Orthopaedic Trauma Association classification, database and outcomes committee. *J Orthop Trauma*. 2007;21(10 Suppl):S1-133.

114. Barton TM, Gleeson R, Topliss C, Greenwood R, Harries WJ, Chesser TJ. A comparison of the long gamma nail with the sliding hip screw for the treatment of AO/OTA 31-A2 fractures of the proximal part of the femur: a prospective randomized trial. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92(4):792-8.
115. Kregor PJ, Obremskey WT, Kreder HJ, Swiontkowski MF, Evidence-Based Orthopaedic Trauma Working G. Unstable pertrochanteric femoral fractures. *J Orthop Trauma.* 2005;19(1):63-6.
116. Stern R. Are there advances in the treatment of extracapsular hip fractures in the elderly? *Injury.* 2007;38 Suppl 3:S77-87.
117. Bjorgul K, Reikeras O. Outcome after treatment of complications of Gamma nailing: a prospective study of 554 trochanteric fractures. *Acta Orthop.* 2007;78(2):231-5.
118. Olsson O. Alternative techniques in trochanteric hip fracture surgery. Clinical and biomechanical studies on the Medoff sliding plate and the Twin hook. *Acta Orthop Scand Suppl.* 2000;295:1-31.
119. Watson JT, Moed BR, Cramer KE, Karges DE. Comparison of the compression hip screw with the Medoff sliding plate for intertrochanteric fractures. *Clin Orthop Relat Res.* 1998(348):79-86.
120. Olsson O, Ceder L, Hauggaard A. Femoral shortening in intertrochanteric fractures. A comparison between the Medoff sliding plate and the compression hip screw. *J Bone Joint Surg Br.* 2001;83(4):572-8.
121. Chapman MW, Bowman WE, Csongradi JJ, Day LJ, Trafton PG, Bovill EG, Jr. The use of Ender's pins in extracapsular fractures of the hip. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63(1):14-28.
122. Iwegbu CG, Patel RJ. Difficulties and complications of the Ender method of treatment of trochanteric fractures of the femur. *Injury.* 1981;13(2):116-24.

123. Harper MC, Walsh T. Ender nailing for peritrochanteric fractures of the femur. An analysis of indications, factors related to mechanical failure, and postoperative results. *J Bone Joint Surg Am.* 1985;67(1):79-88.
124. Anglen JO, Weinstein JN, American Board of Orthopaedic Surgery Research C. Nail or plate fixation of intertrochanteric hip fractures: changing pattern of practice. A review of the American Board of Orthopaedic Surgery Database. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(4):700-7.
125. Boriani S, Bettelli G, Zmerly H, Specchia L, Bungaro P, Montanari G, et al. Results of the multicentric Italian experience on the Gamma nail: a report on 648 cases. *Orthopedics.* 1991;14(12):1307-14.
126. Bridle SH, Patel AD, Bircher M, Calvert PT. Fixation of intertrochanteric fractures of the femur. A randomised prospective comparison of the gamma nail and the dynamic hip screw. *J Bone Joint Surg Br.* 1991;73(2):330-4.
127. Leung KS, So WS, Shen WY, Hui PW. Gamma nails and dynamic hip screws for peritrochanteric fractures. A randomised prospective study in elderly patients. *J Bone Joint Surg Br.* 1992;74(3):345-51.
128. Radford PJ, Needoff M, Webb JK. A prospective randomised comparison of the dynamic hip screw and the gamma locking nail. *J Bone Joint Surg Br.* 1993;75(5):789-93.
129. Hardy DC, Descamps PY, Krallis P, Fabeck L, Smets P, Bertens CL, et al. Use of an intramedullary hip-screw compared with a compression hip-screw with a plate for intertrochanteric femoral fractures. A prospective, randomized study of one hundred patients. *J Bone Joint Surg Am.* 1998;80(5):618-30.
130. Green S, Moore T, Proano F. Bipolar prosthetic replacement for the management of unstable intertrochanteric hip fractures in the elderly. *Clin Orthop Relat Res.* 1987(224):169-77.



131. Stern MB, Angerman A. Comminuted intertrochanteric fractures treated with a Leinbach prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 1987(218):75-80.
132. Haentjens P, Casteleyn PP, Opdecam P. Primary bipolar arthroplasty or total hip arthroplasty for the treatment of unstable intertrochanteric and subtrochanteric fractures in elderly patients. *Acta Orthop Belg.* 1994;60 Suppl 1:124-8.
133. Haentjens P, Lamraski G. Endoprosthetic replacement of unstable, comminuted intertrochanteric fracture of the femur in the elderly, osteoporotic patient: a review. *Disabil Rehabil.* 2005;27(18-19):1167-80.
134. Schoenfeld AJ, Leeson MC, Vrabec GA, Scaglione J, Stonestreet MJ. Outcomes of modular proximal femoral replacement in the treatment of complex proximal femoral fractures: a case series. *Int J Surg.* 2008;6(2):140-6.
135. Sancheti K, Sancheti P, Shyam A, Patil S, Dhariwal Q, Joshi R. Primary hemiarthroplasty for unstable osteoporotic intertrochanteric fractures in the elderly: A retrospective case series. *Indian J Orthop.* 2010;44(4):428-34.
136. Skinner P, Riley D, Ellery J, Beaumont A, Coumine R, Shafighian B. Displaced subcapital fractures of the femur: a prospective randomized comparison of internal fixation, hemiarthroplasty and total hip replacement. *Injury.* 1989;20(5):291-3.
137. Skinner PW, Powles D. Compression screw fixation for displaced subcapital fracture of the femur. Success or failure? *J Bone Joint Surg Br.* 1986;68(1):78-82.
138. Madsen F, Linde F, Andersen E, Birke H, Hvass I, Poulsen TD. Fixation of displaced femoral neck fractures. A comparison between sliding screw plate and four cancellous bone screws. *Acta Orthop Scand.* 1987;58(3):212-6.
139. Swiontkowski MF, Harrington RM, Keller TS, Van Patten PK. Torsion and bending analysis of internal fixation techniques for femoral neck fractures: the role of implant design and bone density. *J Orthop Res.* 1987;5(3):433-44.

140. Deneka DA, Simonian PT, Stankewich CJ, Eckert D, Chapman JR, Tencer AF. Biomechanical comparison of internal fixation techniques for the treatment of unstable basicervical femoral neck fractures. *J Orthop Trauma*. 1997;11(5):337-43.
141. Su BW, Heyworth BE, Protopsaltis TS, Lipton CB, Sinicropi SM, Chapman CB, et al. Basicervical versus intertrochanteric fractures: an analysis of radiographic and functional outcomes. *Orthopedics*. 2006;29(10):919-25.
142. Chen CY, Chiu FY, Chen CM, Huang CK, Chen WM, Chen TH. Surgical treatment of basicervical fractures of femur--a prospective evaluation of 269 patients. *J Trauma*. 2008;64(2):427-9.
143. Hu SJ, Yu GR, Zhang SM. Surgical treatment of basicervical intertrochanteric fractures of the proximal femur with cephalomedullary hip nails. *Orthop Surg*. 2013;5(2):124-9.
144. Wang CJ, Brown CJ, Yettram AL, Procter P. Intramedullary femoral nails: one or two lag screws? A preliminary study. *Med Eng Phys*. 2000;22(9):613-24.
145. Simmermacher RK, Ljungqvist J, Bail H, Hockertz T, Vochteloo AJ, Ochs U, et al. The new proximal femoral nail antirotation (PFNA) in daily practice: results of a multicentre clinical study. *Injury*. 2008;39(8):932-9.
146. Takigami I, Matsumoto K, Ohara A, Yamanaka K, Naganawa T, Ohashi M, et al. Treatment of trochanteric fractures with the PFNA (proximal femoral nail antirotation) nail system - report of early results. *Bull NYU Hosp Jt Dis*. 2008;66(4):276-9.
147. Mereddy P, Kamath S, Ramakrishnan M, Malik H, Donnachie N. The AO/ASIF proximal femoral nail antirotation (PFNA): a new design for the treatment of unstable proximal femoral fractures. *Injury*. 2009;40(4):428-32.

148. Lenich A, Vester H, Nerlich M, Mayr E, Stockle U, Fuchtmeier B. Clinical comparison of the second and third generation of intramedullary devices for trochanteric fractures of the hip--Blade vs screw. *Injury*. 2010;41(12):1292-6.
149. Sahin S, Ertürer E, Öztürk I, Toker S, Seçkin F, Akman S. Radiographic and functional results of osteosynthesis using the proximal femoral nail antirotation (PFNA) in the treatment of unstable intertrochanteric femoral fractures. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2010;44(2):127-34.
150. Soucanye de Landevoisin E, Bertani A, Candoni P, Charpail C, Demortiere E. Proximal femoral nail antirotation (PFN-ATM) fixation of extra-capsular proximal femoral fractures in the elderly: retrospective study in 102 patients. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2012;98(3):288-95.
151. Frei HC, Hotz T, Cadosch D, Rudin M, Kach K. Central head perforation, or "cut through," caused by the helical blade of the proximal femoral nail antirotation. *J Orthop Trauma*. 2012;26(8):e102-7.
152. Okcu G, Ozkayin N, Okta C, Topcu I, Aktuglu K. Which implant is better for treating reverse obliquity fractures of the proximal femur: a standard or long nail? *Clin Orthop Relat Res*. 2013;471(9):2768-75.
153. Shen L, Zhang Y, Shen Y, Cui Z. Antirotation proximal femoral nail versus dynamic hip screw for intertrochanteric fractures: a meta-analysis of randomized controlled studies. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2013;99(4):377-83.
154. Nikoloski AN, Osbrough AL, Yates PJ. Should the tip-apex distance (TAD) rule be modified for the proximal femoral nail antirotation (PFNA)? A retrospective study. *J Orthop Surg Res*. 2013;8:35.
155. Aktselis I, Papadimas D, Fragkomichalos E, Deligeorgis A, Kokoroghiannis C. Intramedullary nailing of trochanteric fractures--operative technical tips. *Injury*. 2012;43(6):961-5.

156. Oh JK, Hwang JH, Sahu D. Nailing of intertrochanteric fractures: review on pitfalls and technical tips. *J Orthop Trauma & Rehab.* 2010;14:3-7.
157. Nishiura T, Nozawa M, Morio H. The new technique of precise insertion of lag screw in an operative treatment of trochanteric femoral fractures with a short intramedullary nail. *Injury.* 2009;40(10):1077-83.
158. Dora C, Leunig M, Beck M, Rothenfluh D, Ganz R. Entry point soft tissue damage in antegrade femoral nailing: a cadaver study. *J Orthop Trauma.* 2001;15(7):488-93.
159. Ansari Moein CM, Verhofstad MH, Bleys RL, van der Werken C. Soft tissue injury related to choice of entry point in antegrade femoral nailing: piriform fossa or greater trochanter tip. *Injury.* 2005;36(11):1337-42.
160. Perez EA, Jahangir AA, Mashru RP, Russell TA. Is there a gluteus medius tendon injury during reaming through a modified medial trochanteric portal? A cadaver study. *J Orthop Trauma.* 2007;21(9):617-20.
161. Ansari Moein CM, Verhofstad MH, Bleys RL, van der Werken C. Soft tissue anatomy around the hip and its implications for choice of entry point in antegrade femoral nailing. *Clin Anat.* 2008;21(6):568-74.
162. Gardner MJ, Robertson WJ, Boraiah S, Barker JU, Lorich DG. Anatomy of the greater trochanteric 'bald spot': a potential portal for abductor sparing femoral nailing? *Clin Orthop Relat Res.* 2008;466(9):2196-200.
163. Ansari Moein C, ten Duis HJ, Oey L, de Kort G, van der Meulen W, Vermeulen K, et al. Functional outcome after antegrade femoral nailing: a comparison of trochanteric fossa versus tip of greater trochanter entry point. *J Orthop Trauma.* 2011;25(4):196-201.
164. Haidukewych GJ. Intertrochanteric fractures: ten tips to improve results. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(3):712-9.

165. Baumgaertner MR, Curtin SL, Lindskog DM, Keggi JM. The value of the tip-apex distance in predicting failure of fixation of peritrochanteric fractures of the hip. *J Bone Joint Surg Am.* 1995;77(7):1058-64.
166. Albareda J, Laderiga A, Palanca D, Paniagua L, Seral F. Complications and technical problems with the gamma nail. *Int Orthop.* 1996;20(1):47-50.
167. Rosenblum SF, Zuckerman JD, Kummer FJ, Tam BS. A biomechanical evaluation of the Gamma nail. *J Bone Joint Surg Br.* 1992;74(3):352-7.
168. Skala-Rosenbaum J, Bartonicek J, Bartoska R. Is distal locking with IMHN necessary in every peritrochanteric fracture? *Int Orthop.* 2010;34(7):1041-7.
169. Adams CI, Robinson CM, Court-Brown CM, McQueen MM. Prospective randomized controlled trial of an intramedullary nail versus dynamic screw and plate for intertrochanteric fractures of the femur. *J Orthop Trauma.* 2001;15(6):394-400.
170. Lorich DG, Geller DS, Nielson JH. Osteoporotic peritrochanteric hip fractures: management and current controversies. *Instr Course Lect.* 2004;53:441-54.
171. Pajarinen J, Lindahl J, Savolainen V, Michelsson O, Hirvensalo E. Femoral shaft medialisation and neck-shaft angle in unstable peritrochanteric femoral fractures. *Int Orthop.* 2004;28(6):347-53.
172. Miedel R, Ponzer S, Tornkvist H, Soderqvist A, Tidermark J. The standard Gamma nail or the Medoff sliding plate for unstable trochanteric and subtrochanteric fractures. A randomised, controlled trial. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87(1):68-75.
173. Pervez H, Parker MJ. Results of the long Gamma nail for complex proximal femoral fractures. *Injury.* 2001;32(9):704-7.
174. Docquier PL, Manche E, Autrique JC, Geulette B. Complications associated with gamma nailing. A review of 439 cases. *Acta Orthop Belg.* 2002;68(3):251-7.

175. Bojan AJ, Beimel C, Speitling A, Taglang G, Ekholm C, Jonsson A. 3066 consecutive Gamma Nails. 12 years experience at a single centre. *BMC Musculoskelet Disord*. 2010;11:133.
176. Ozkan K, Unay K, Demircay C, Cakir M, Eceviz E. Distal unlocked proximal femoral intramedullary nailing for intertrochanteric femur fractures. *Int Orthop*. 2009;33(5):1397-400.
177. Gaebler C, Stanzl-Tschegg S, Tschegg EK, Kukla C, Menth-Chiari WA, Wozasek GE, et al. Implant failure of the gamma nail. *Injury*. 1999;30(2):91-9.
178. Alvarez DB, Aparicio JP, Fernandez EL, Mugica IG, Batalla DN, Jimenez JP. Implant breakage, a rare complication with the Gamma nail. A review of 843 fractures of the proximal femur treated with a Gamma nail. *Acta Orthop Belg*. 2004;70(5):435-43.
179. Barra A, Fernández J, Jolín J, Gomar F. El clavo gamma en las fracturas pertrocantéreas de cadera. Revisión de 400 casos. *Rev Esp Cir Osteoart*. 2001;36:161-7.
180. Murphy PG, Geoghegan JG, Austin O, More-O'Ferrall R, Quinlan WR, Keaveny TV. Pseudoaneurysm of the profunda femoris artery due to intertrochanteric fracture of the hip. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1999;119(1-2):117-8.
181. Grimaldi M, Courvoisier A, Tonetti J, Vouaillat H, Merloz P. Superficial femoral artery injury resulting from intertrochanteric hip fracture fixation by a locked intramedullary nail. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2009;95(5):380-2.
182. Albareda-Albareda J, Secura-Mata J, García-Medina R, Palanca-Martín D, Seral-Iñigo E. Influencia de los cerrojos distales en el tratamiento de las fracturas trocantéreas estables mediante clavo gamma. *Rev Esp Cir Osteoart*. 1996;31:187-91.

183. Valverde JA, Alonso MG, Porro JG, Rueda D, Larrauri PM, Soler JJ. Use of the Gamma nail in the treatment of fractures of the proximal femur. *Clin Orthop Relat Res.* 1998(350):56-61.
184. Lopez-Vega M, Gil-Monzo ER, Rodrigo-Perez JL, Lopez-Valenciano J, Salanova-Paris RH, Peralta-Nieto J, et al. [Randomized prospective study on the influence distal block and Gamma 3 nail on the treatment of intertrochanteric fractures of femur]. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2015;59(1):26-35.
185. Calvert PT. The Gamma nail--a significant advance or a passing fashion? *J Bone Joint Surg Br.* 1992;74(3):329-31.
186. Bartonicek J, Dousa P, Krbec M. [Osteosynthesis of proximal Femur Fractures by Means of the Gamma Nail.]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 1998;65(2):74-83.
187. Aune AK, Ekeland A, Odegaard B, Grogaard B, Alho A. Gamma nail vs compression screw for trochanteric femoral fractures. 15 reoperations in a prospective, randomized study of 378 patients. *Acta Orthop Scand.* 1994;65(2):127-30.
188. Park SR, Kang JS, Kim HS, Lee WH, Kim YH. Treatment of intertrochanteric fracture with the Gamma AP locking nail or by a compression hip screw--a randomised prospective trial. *Int Orthop.* 1998;22(3):157-60.
189. Osnes EK, Lofthus CM, Falch JA, Meyer HE, Stensvold I, Kristiansen IS, et al. More postoperative femoral fractures with the Gamma nail than the sliding screw plate in the treatment of trochanteric fractures. *Acta Orthop Scand.* 2001;72(3):252-6.
190. Utrilla AL, Reig JS, Munoz FM, Tufanisco CB. Trochanteric gamma nail and compression hip screw for trochanteric fractures: a randomized, prospective, comparative study in 210 elderly patients with a new design of the gamma nail. *J Orthop Trauma.* 2005;19(4):229-33.

191. Lobo-Escolar A, Joven E, Iglesias D, Herrera A. Predictive factors for cutting-out in femoral intramedullary nailing. *Injury*. 2010;41(12):1312-6.
192. Lacroix H, Arwert H, Snijders CJ, Fontijne WP. Prevention of fracture at the distal locking site of the gamma nail. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Br*. 1995;77(2):274-6.
193. Hesse B, Gachter A. Complications following the treatment of trochanteric fractures with the gamma nail. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2004;124(10):692-8.
194. Ramanoudjame M, Guillon P, Dauzac C, Meunier C, Carcopino JM. CT evaluation of torsional malalignment after intertrochanteric fracture fixation. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2010;96(8):844-8.
195. Tornetta P, 3rd, Ritz G, Kantor A. Femoral torsion after interlocked nailing of unstable femoral fractures. *J Trauma*. 1995;38(2):213-9.
196. Boriani S, De Iure F, Bettelli G, Specchia L, Bungaro P, Montanari G, et al. The results of a multicenter Italian study on the use of the Gamma nail for the treatment of pertrochanteric and subtrochanteric fractures: a review of 1181 cases. *Chir Organi Mov*. 1994;79(2):193-203.
197. van den Brink WA, Janssen IM. Failure of the gamma nail in a highly unstable proximal femur fracture: report of four cases encountered in The Netherlands. *J Orthop Trauma*. 1995;9(1):53-6.
198. Sehat K, Baker RP, Pattison G, Price R, Harries WJ, Chesser TJ. The use of the long gamma nail in proximal femoral fractures. *Injury*. 2005;36(11):1350-4.
199. Iwakura T, Niikura T, Lee SY, Sakai Y, Nishida K, Kuroda R, et al. Breakage of a third generation gamma nail: a case report and review of the literature. *Case Rep Orthop*. 2013;2013:172352.
200. Wee JL, Sathappan SS, Yeo MS, Low YP. Management of gamma nail breakage with bipolar hemi-arthroplasty. *Singapore Med J*. 2009;50(1):e44-7.



201. Zafiropoulos G, Pratt DJ. Fractured Gamma nail. *Injury*. 1994;25(5):331-6.
202. Maes M, Deboer Y, Brabants K. Failure of the titanium trochanteric gamma nail in ununited metastatic fractures. *Acta Orthop Belg*. 2012;78(4):552-7.
203. Nordin M, Frankel VH. Biomechanics of the hip. In: Nordin M, Frankel VH, eds. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. 2nd Ed. Malvern, PA: Lea & Febiger; 1989. p. 135-161.
204. Koval KJ, Friend KD, Aharonoff GB, Zukerman JD. Weight bearing after hip fracture: a prospective series of 596 geriatric hip fracture patients. *J Orthop Trauma*. 1996;10(8):526-30.
205. Koval KJ, Sala DA, Kummer FJ, Zuckerman JD. Postoperative weight-bearing after a fracture of the femoral neck or an intertrochanteric fracture. *J Bone Joint Surg Am*. 1998;80(3):352-6.
206. Cuthbert H, Howat TW. The use of the Kuntscher Y nail in the treatment of intertrochanteric and subtrochanteric fractures of the femur. *Injury*. 1976;8(2):135-42.
207. Davis TR, Sher JL, Horsman A, Simpson M, Porter BB, Checketts RG. Intertrochanteric femoral fractures. Mechanical failure after internal fixation. *J Bone Joint Surg Br*. 1990;72(1):26-31.
208. Kummer FJ, Schwarzkopf R, Takemoto RC, Egol KA. Sliding of two lag screw designs in a highly comminuted fracture model. *Bull NYU Hosp Jt Dis*. 2011;69(4):289-91.
209. Kuzyk PR, Shah S, Zdero R, Olsen M, Waddell JP, Schemitsch EH. A biomechanical comparison of static versus dynamic lag screw modes for cephalomedullary nails used to fix unstable peritrochanteric fractures. *J Trauma Acute Care Surg*. 2012;72(2):E65-70.

210. Werner-Tutschku W, Lajtai G, Schmiedhuber G, Lang T, Pirkl C, Orthner E. [Intra- and perioperative complications in the stabilization of per- and subtrochanteric femoral fractures by means of PFN]. *Unfallchirurg*. 2002;105(10):881-5.
211. Boldin C, Seibert FJ, Fankhauser F, Peicha G, Grechenig W, Szyszkowitz R. The proximal femoral nail (PFN)--a minimal invasive treatment of unstable proximal femoral fractures: a prospective study of 55 patients with a follow-up of 15 months. *Acta Orthop Scand*. 2003;74(1):53-8.
212. Tyllianakis M, Panagopoulos A, Papadopoulos A, Papisimos S, Mousafiris K. Treatment of extracapsular hip fractures with the proximal femoral nail (PFN): long term results in 45 patients. *Acta Orthop Belg*. 2004;70(5):444-54.
213. Strauss EJ, Kummer FJ, Koval KJ, Egol KA. The "Z-effect" phenomenon defined: a laboratory study. *J Orthop Res*. 2007;25(12):1568-73.
214. Morihara T, Arai Y, Tokugawa S, Fujita S, Chatani K, Kubo T. Proximal femoral nail for treatment of trochanteric femoral fractures. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2007;15(3):273-7.
215. Schipper IB, Bresina S, Wahl D, Linke B, Van Vugt AB, Schneider E. Biomechanical evaluation of the proximal femoral nail. *Clin Orthop Relat Res*. 2002(405):277-86.
216. Schipper IB, Steyerberg EW, Castelein RM, van der Heijden FH, den Hoed PT, Kerver AJ, et al. Treatment of unstable trochanteric fractures. Randomised comparison of the gamma nail and the proximal femoral nail. *J Bone Joint Surg Br*. 2004;86(1):86-94.
217. Loubignac F, Chabas JF. A newly designed locked intramedullary nail for trochanteric hip fractures fixation: results of the first 100 Trochanteric implantations. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2009;95(2):139-44.

218. Zirngibl B, Biber R, Bail HJ. How to prevent cut-out and cut-through in biaxial proximal femoral nails: is there anything beyond lag screw positioning and tip-apex distance? *Int Orthop*. 2013;37(7):1363-8.
219. Kraus M, Krischak G, Wiedmann K, Riepl C, Gebhard F, Jockel JA, et al. [Clinical evaluation of PFNA(R) and relationship between the tip-apex distance and mechanical failure]. *Unfallchirurg*. 2011;114(6):470-8.
220. Im GI, Lee SH. Spontaneous extracorporeal extrusion of the lag screw from a proximal femoral nail. *Injury Extra*. 2006;37:147-50.
221. Lenich A, Bachmeier S, Dendorfer S, Mayr E, Nerlich M, Fuchtmeier B. Development of a test system to analyze different hip fracture osteosyntheses under simulated walking. *Biomed Tech (Berl)*. 2012;57(2):113-9.
222. Heineman DJ, van Buijtenen JM, Heuff G, Derksen EJ, Poll RG. Intra-abdominal migration of a lag screw in gamma nailing: report of a case. *J Orthop Trauma*. 2010;24(12):e119-22.
223. Li X, Heffernan MJ, Kane C, Leclair W. Medial pelvic migration of the lag screw in a short gamma nail after hip fracture fixation: a case report and review of the literature. *J Orthop Surg Res*. 2010;5:62.
224. Lozano-Alvarez C, Alier A, Pelfort X, Martinez-Diaz S, Puig L. Cervicocephalic medial screw migration after intertrochanteric fracture fixation, OTA/AO 31-A2, using intramedullary nail Gamma3: report of 2 cases and literature review. *J Orthop Trauma*. 2013;27(11):e264-7.
225. Takasago T, Goto T, Toki S, Hamada D, Yoshioka S, Tonogai I, et al. Intrapelvic migration of the lag screw in intramedullary nailing. *Case Rep Orthop*. 2014;2014:519045.

226. Brunner A, Jockel JA, Babst R. The PFNA proximal femur nail in treatment of unstable proximal femur fractures--3 cases of postoperative perforation of the helical blade into the hip joint. *J Orthop Trauma*. 2008;22(10):731-6.
227. Lucke M, Burghardt RD, Siebenlist S, Ganslmeier A, Stockle U. Medial migration of lag screw with intrapelvic dislocation in gamma nailing--a unique problem? A report of 2 cases. *J Orthop Trauma*. 2010;24(2):e6-e11.
228. Takigami I, Ohnishi K, Ito Y, Nagano A, Sumida H, Tanaka K, et al. Acetabular perforation after medial migration of the helical blade through the femoral head after treatment of an unstable trochanteric fracture with proximal femoral nail antirotation (PFNA): a case report. *J Orthop Trauma*. 2011;25(9):e86-9.
229. Bhatti A, Abbasi A. Intra pelvic total migration of sliding screw in intertrochanteric fracture. *J Coll Physicians Surg Pak*. 2007;17(6):371-3.
230. Naidu Maripuri S, Debnath UK, Hemmadi S, Wilson C. Sliding hip screw in pelvis: a rare intra-operative complication. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2007;127(7):523-5.
231. Frank MA, Yoon RS, Yalamanchili P, Choung EW, Liporace FA. Forward progression of the helical blade into the pelvis after repair with the Trochanter Fixation Nail (TFN). *J Orthop Trauma*. 2011;25(10):e100-3.
232. Flint JH, Sanchez-Navarro CF, Buckwalter JA, Marsh JL. Intrapelvic migration of a gamma nail lag screw: review of the possible mechanisms. *Orthopedics*. 2010;33(4).
233. Born CT, Karich B, Bauer C, von Oldenburg G, Augat P. Hip screw migration testing: first results for hip screws and helical blades utilizing a new oscillating test method. *J Orthop Res*. 2011;29(5):760-6.
234. Tauber M, Resch H. Sigmoid perforation after medial migration of lag screw in gamma nailing. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2006;126(2):118-22.

235. Thies H, von Reinhardstoettner C. [Medial migration of lag screw in gamma nailing. Previously unobserved complication]. *Unfallchirurg*. 2004;107(8):709-11.
236. Al-yassari G, Langstaff RJ, Jones JW, Al-Lami M. The AO/ASIF proximal femoral nail (PFN) for the treatment of unstable trochanteric femoral fracture. *Injury*. 2002;33(5):395-9.
237. Anwar R, Boorgula V, Nicholl JE. Intrapelvic penetration of the dynamic hip screw during removal: lesson learnt--always use a coupling screw. *J Trauma*. 2007;63(5):E105-6.
238. Weil YA, Gardner MJ, Mikhail G, Pierson G, Helfet DL, Lorich DG. Medial migration of intramedullary hip fixation devices: a biomechanical analysis. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2008;128(2):227-34.
239. Liu W, Zhou D, Liu F, Weaver MJ, Vrahas MS. Mechanical complications of intertrochanteric hip fractures treated with trochanteric femoral nails. *J Trauma Acute Care Surg*. 2013;75(2):304-10.
240. Zhou JQ, Chang SM. Failure of PFNA: helical blade perforation and tip-apex distance. *Injury*. 2012;43(7):1227-8.
241. Erhart S, Schmoelz W, Blauth M, Lenich A. Biomechanical effect of bone cement augmentation on rotational stability and pull-out strength of the Proximal Femur Nail Antirotation. *Injury*. 2011;42(11):1322-7.
242. Erhart S, Kammerlander C, El-Attal R, Schmoelz W. Is augmentation a possible salvage procedure after lateral migration of the proximal femur nail antirotation? *Arch Orthop Trauma Surg*. 2012;132(11):1577-81.
243. Laros GS, Moore JF. Complications of fixation in intertrochanteric fractures. *Clin Orthop Relat Res*. 1974(101):110-9.
244. Flores LA, Harrington IJ, Heller M. The stability of intertrochanteric fractures treated with a sliding screw-plate. *J Bone Joint Surg Br*. 1990;72(1):37-40.

245. Larsson S, Friberg S, Hansson LI. Trochanteric fractures. Influence of reduction and implant position on impaction and complications. *Clin Orthop Relat Res.* 1990(259):130-9.
246. Barrios C, Brostrom LA, Stark A, Walheim G. Healing complications after internal fixation of trochanteric hip fractures: the prognostic value of osteoporosis. *J Orthop Trauma.* 1993;7(5):438-42.
247. Yoshimine F, Latta LL, Milne EL. Sliding characteristics of compression hip screws in the intertrochanteric fracture: a clinical study. *J Orthop Trauma.* 1993;7(4):348-53.
248. Yu CT, Wu JK, Chang CC, Chen CL, Wei JC. Early callus formation in human hip fracture treated with internal fixation and teriparatide. *J Rheumatol.* 2008;35(10):2082-3.
249. Aspenberg P, Genant HK, Johansson T, Nino AJ, See K, Krohn K, et al. Teriparatide for acceleration of fracture repair in humans: a prospective, randomized, double-blind study of 102 postmenopausal women with distal radial fractures. *J Bone Miner Res.* 2010;25(2):404-14.
250. Borges JL, Freitas A, Bilezikian JP. Accelerated fracture healing with teriparatide. *Arq Bras Endocrinol Metabol.* 2013;57(2):153-6.
251. Lee YK, Ha YC, Koo KH. Teriparatide, a nonsurgical solution for femoral nonunion? A report of three cases. *Osteoporos Int.* 2012;23(12):2897-900.
252. Pietrogrande L, Raimondo E. Teriparatide in the treatment of non-unions: scientific and clinical evidences. *Injury.* 2013;44 Suppl 1:S54-7.
253. Bojan AJ, Beimel C, Taglang G, Collin D, Ekholm C, Jonsson A. Critical factors in cut-out complication after Gamma Nail treatment of proximal femoral fractures. *BMC Musculoskelet Disord.* 2013;14:1.

254. Curtis MJ, Jinnah RH, Wilson V, Cunningham BW. Proximal femoral fractures: a biomechanical study to compare intramedullary and extramedullary fixation. *Injury*. 1994;25(2):99-104.
255. Kim WY, Han CH, Park JI, Kim JY. Failure of intertrochanteric fracture fixation with a dynamic hip screw in relation to pre-operative fracture stability and osteoporosis. *Int Orthop*. 2001;25(6):360-2.
256. Geller JA, Saifi C, Morrison TA, Macaulay W. Tip-apex distance of intramedullary devices as a predictor of cut-out failure in the treatment of peritrochanteric elderly hip fractures. *Int Orthop*. 2010;34(5):719-22.
257. Baumgaertner MR, Curtin SL, Lindskog DM. Intramedullary versus extramedullary fixation for the treatment of intertrochanteric hip fractures. *Clin Orthop Relat Res*. 1998(348):87-94.
258. Fogagnolo F, Kfuri M, Jr., Paccola CA. Intramedullary fixation of pertrochanteric hip fractures with the short AO-ASIF proximal femoral nail. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2004;124(1):31-7.
259. Bonamo JJ, Accettola AB. Treatment of intertrochanteric fractures with a sliding nail-plate. *J Trauma*. 1982;22(3):205-15.
260. Parker MJ. Valgus reduction of trochanteric fractures. *Injury*. 1993;24(5):313-6.
261. Pervez H, Parker MJ, Vowler S. Prediction of fixation failure after sliding hip screw fixation. *Injury*. 2004;35(10):994-8.
262. Walton NP, Wynn-Jones H, Ward MS, Wimhurst JA. Femoral neck-shaft angle in extra-capsular proximal femoral fracture fixation; does it make a TAD of difference? *Injury*. 2005;36(11):1361-4.
263. Andruszkow H, Frink M, Fromke C, Matityahu A, Zeckey C, Mommsen P, et al. Tip apex distance, hip screw placement, and neck shaft angle as potential risk

- factors for cut-out failure of hip screws after surgical treatment of intertrochanteric fractures. *Int Orthop*. 2012;36(11):2347-54.
264. Mains CC, Newman RJ. Implant failures in patients with proximal fractures of the femur treated with a sliding screw device. *Injury*. 1989;20(2):98-100.
265. Parker MJ. Cutting-out of the dynamic hip screw related to its position. *J Bone Joint Surg Br*. 1992;74(4):625.
266. Gundle R, Gargan MF, Simpson AH. How to minimize failures of fixation of unstable intertrochanteric fractures. *Injury*. 1995;26(9):611-4.
267. Hsueh KK, Fang CK, Chen CM, Su YP, Wu HF, Chiu FY. Risk factors in cutout of sliding hip screw in intertrochanteric fractures: an evaluation of 937 patients. *Int Orthop*. 2010;34(8):1273-6.
268. Mulholland RC, Gunn DR. Sliding screw plate fixation of intertrochanteric femoral fractures. *J Trauma*. 1972;12(7):581-91.
269. Larsson S, Friberg S, Hansson LI. Trochanteric fractures. Mobility, complications, and mortality in 607 cases treated with the sliding-screw technique. *Clin Orthop Relat Res*. 1990(260):232-41.
270. Thomas AP. Dynamic hip screws that fail. *Injury*. 1991;22(1):45-6.
271. Johnson LJ, Cope MR, Shahrokhi S, Tamblyn P. Measuring tip-apex distance using a picture archiving and communication system (PACS). *Injury*. 2008;39(7):786-90.
272. Goffin JM, Jenkins PJ, Ramaesh R, Pankaj P, Simpson AH. What is the relevance of the tip-apex distance as a predictor of lag screw cut-out? *PLoS One*. 2013;8(8):e71195.
273. Kane P, Vopat B, Heard W, Thakur N, Paller D, Koruprolu S, et al. Is tip apex distance as important as we think? A biomechanical study examining optimal lag screw placement. *Clin Orthop Relat Res*. 2014;472(8):2492-8.



274. Laskin RS, Gruber MA, Zimmerman AJ. Intertrochanteric fractures of the hip in the elderly: a retrospective analysis of 236 cases. *Clin Orthop Relat Res.* 1979(141):188-95.
275. Schumpelick W, Jantzen PM. A new principle in the operative treatment of trochanteric fractures of the femur. *J Bone Joint Surg Am.* 1955;37-A(4):693-8.
276. Wu CC, Shih CH, Lee MY, Tai CL. Biomechanical analysis of location of lag screw of a dynamic hip screw in treatment of unstable intertrochanteric fracture. *J Trauma.* 1996;41(4):699-702.
277. Kozono N, Ikemura S, Yamashita A, Harada T, Watanabe T, Shirasawa K. Direct reduction may need to be considered to avoid postoperative subtype P in patients with an unstable trochanteric fracture: a retrospective study using a multivariate analysis. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2014;134(12):1649-54.
278. Den Hartog BD, Bartal E, Cooke F. Treatment of the unstable intertrochanteric fracture. Effect of the placement of the screw, its angle of insertion, and osteotomy. *J Bone Joint Surg Am.* 1991;73(5):726-33.
279. Kawaguchi S, Sawada K, Nabeta Y. Cutting-out of the lag screw after internal fixation with the Asiatic gamma nail. *Injury.* 1998;29(1):47-53.
280. Lenich A, Bachmeier S, Prantl L, Nerlich M, Hammer J, Mayr E, et al. Is the rotation of the femoral head a potential initiation for cutting out? A theoretical and experimental approach. *BMC Musculoskelet Disord.* 2011;12:79.
281. Brown SJ, Pollintine P, Powell DE, Davie MW, Sharp CA. Regional differences in mechanical and material properties of femoral head cancellous bone in health and osteoarthritis. *Calcif Tissue Int.* 2002;71(3):227-34.
282. Clawson DK. Trochanteric Fractures Treated by the Sliding Screw Plate Fixation Method. *J Trauma.* 1964;4:737-52.

283. Jensen JS, Tondevold E, Mossing N. Unstable trochanteric fractures treated with the sliding screw-plate system. A biomechanical study of unstable trochanteric fractures. III. Acta Orthop Scand. 1978;49(4):392-7.
284. Baumgaertner MR, Solberg BD. Awareness of tip-apex distance reduces failure of fixation of trochanteric fractures of the hip. J Bone Joint Surg Br. 1997;79(6):969-71.
285. Parmar V, Kumar AJ. The importance of surgical education in the accuracy of implant placement during hip fracture fixation. J Orthop Traumatol. 2009;10(2):59-61.
286. Doppelt SH. The sliding compression screw--today's best answer for stabilization of intertrochanteric hip fractures. Orthop Clin North Am. 1980;11(3):507-23.
287. Jacobs RR, McClain O, Armstrong HJ. Internal fixation of intertrochanteric hip fractures: a clinical and biomechanical study. Clin Orthop Relat Res. 1980(146):62-70.
288. Heyse-Moore GH, MacEachern AG, Evans DC. Treatment of intertrochanteric fractures of the femur. A comparison of the Richards screw-plate with the Jewett nail-plate. J Bone Joint Surg Br. 1983;65(3):262-7.
289. Kubiak EN, Bong M, Park SS, Kummer F, Egol K, Koval KJ. Intramedullary fixation of unstable intertrochanteric hip fractures: one or two lag screws. J Orthop Trauma. 2004;18(1):12-7.
290. Kouvidis GK, Sommers MB, Giannoudis PV, Katonis PG, Bottlang M. Comparison of migration behavior between single and dual lag screw implants for intertrochanteric fracture fixation. J Orthop Surg Res. 2009;4:16.
291. Simmermacher RK, Bosch AM, Van der Werken C. The AO/ASIF-proximal femoral nail (PFN): a new device for the treatment of unstable proximal femoral fractures. Injury. 1999;30(5):327-32.

292. Windolf M, Muths R, Braunstein V, Gueorguiev B, Hanni M, Schwieger K. Quantification of cancellous bone-compaction due to DHS Blade insertion and influence upon cut-out resistance. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009;24(1):53-8.
293. Sommers MB, Roth C, Hall H, Kam BC, Ehmke LW, Krieg JC, et al. A laboratory model to evaluate cutout resistance of implants for pertrochanteric fracture fixation. *J Orthop Trauma*. 2004;18(6):361-8.
294. Strauss E, Frank J, Lee J, Kummer FJ, Tejwani N. Helical blade versus sliding hip screw for treatment of unstable intertrochanteric hip fractures: a biomechanical evaluation. *Injury*. 2006;37(10):984-9.
295. Al-Munajjed AA, Hammer J, Mayr E, Nerlich M, Lenich A. Biomechanical characterisation of osteosyntheses for proximal femur fractures: helical blade versus screw. *Stud Health Technol Inform*. 2008;133:1-10.
296. O'Neill F, Condon F, McGloughlin T, Lenehan B, Coffey JC, Walsh M. Dynamic hip screw versus DHS blade: a biomechanical comparison of the fixation achieved by each implant in bone. *J Bone Joint Surg Br*. 2011;93(5):616-21.
297. Luo Q, Yuen G, Lau TW, Yeung K, Leung F. A biomechanical study comparing helical blade with screw design for sliding hip fixations of unstable intertrochanteric fractures. *ScientificWorldJournal*. 2013;2013:351936.
298. Knoke M, Gradl G, Maier KJ, Drescher W, Jansen-Troy A, Prescher A, et al. Rotationally stable screw-anchor versus sliding hip screw plate systems in stable trochanteric femur fractures: a biomechanical evaluation. *J Orthop Trauma*. 2013;27(6):e127-36.
299. Hoffmann S, Paetzold R, Stephan D, Puschel K, Buehren V, Augat P. Biomechanical evaluation of interlocking lag screw design in intramedullary nailing of unstable pertrochanteric fractures. *J Orthop Trauma*. 2013;27(9):483-90.

300. Swart E, Makhni EC, Macaulay W, Rosenwasser MP, Bozic KJ. Cost-effectiveness analysis of fixation options for intertrochanteric hip fractures. *J Bone Joint Surg Am.* 2014;96(19):1612-20.
301. Loch DA, Kyle RF, Bechtold JE, Kane M, Anderson K, Sherman RE. Forces required to initiate sliding in second-generation intramedullary nails. *J Bone Joint Surg Am.* 1998;80(11):1626-31.
302. Boyd HB, Lipinski SW. Nonunion of trochanteric and subtrochanteric fractures. *Surg Gynecol Obstet.* 1957;104(4):463-70.
303. Cleveland M, Bosworth DM, Thompson FR, Wilson HJ, Jr., Ishizuka T. A ten-year analysis of intertrochanteric fractures of the femur. *J Bone Joint Surg Am.* 1959;41-A:1399-408.
304. Claffey TJ. Avascular necrosis of the femoral head. An anatomical study. *J Bone Joint Surg Br.* 1960;42-B:802-9.
305. Fliri L, Lenz M, Boger A, Windolf M. Ex vivo evaluation of the polymerization temperatures during cement augmentation of proximal femoral nail antirotation blades. *J Trauma Acute Care Surg.* 2012;72(4):1098-101.
306. Blankstein M, Widmer D, Gotzen M, Hofmann-Fliri L, Richards RG, Gueorguiev B, et al. Assessment of intraosseous femoral head pressures during cement augmentation of the perforated proximal femur nail antirotation blade. *J Orthop Trauma.* 2014;28(7):398-402.
307. Ewald FC, Poss R, Pugh J, Schiller AL, Sledge CB. Hip cartilage supported by methacrylate in canine arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1982(171):273-9.
308. Mauerhan DR, Maurer RC, Effeney D. Profunda femoris arterial laceration secondary to intertrochanteric hip fracture fragments: a case report. *Clin Orthop Relat Res.* 1981(161):215-9.

309. Soballe K, Christensen F. Laceration of the superficial femoral artery by an intertrochanteric fracture fragment. A case report. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69(5):781-3.
310. Keel JD, Eyres KS. Vascular injury by an intertrochanteric fracture fragment. *Injury.* 1993;24(5):350-2.
311. Bannister GC, Gibson AG, Ackroyd CE, Newman JH. The fixation and prognosis of trochanteric fractures. A randomized prospective controlled trial. *Clin Orthop Relat Res.* 1990(254):242-6.
312. Wu CC, Chen WJ. One-stage revision surgery to treat hip infected nonunion after stabilization with a sliding compression screw. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2003;123(8):383-7.
313. Chen CE, Ko JY, Wang JW, Wang CJ. Infection after intramedullary nailing of the femur. *J Trauma.* 2003;55(2):338-44.
314. Herman A, Landau Y, Gutman G, Ougortsin V, Chechick A, Shazar N. Radiological evaluation of intertrochanteric fracture fixation by the proximal femoral nail. *Injury.* 2012;43(6):856-63.
315. Barnes R, Brown JT, Garden RS, Nicoll EA. Subcapital fractures of the femur. A prospective review. *J Bone Joint Surg Br.* 1976;58(1):2-24.
316. Swiontkowski MF. Intracapsular fractures of the hip. *J Bone Joint Surg Am.* 1994;76(1):129-38.
317. Smith FB. Effects of rotatory and valgus malpositions on blood supply to the femoral head; observations at arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1959;41-A(5):800-15.
318. Larsson S, Elloy M, Hansson LI. Fixation of trochanteric hip fractures. A cadaver study of static and dynamic loading. *Acta Orthop Scand.* 1987;58(4):365-8.

319. Haynes RC, Poll RG, Miles AW, Weston RB. An experimental study of the failure modes of the Gamma Locking Nail and AO Dynamic Hip Screw under static loading: a cadaveric study. *Med Eng Phys.* 1997;19(5):446-53.
320. Jenny JY, Rapp E, Cordey J. Type of screw does not influence holding power in the femoral head: a cadaver study with shearing test. *Acta Orthop Scand.* 1999;70(5):435-8.
321. Larsson S, Elloy M, Hansson LI. Fixation of unstable trochanteric hip fractures. A cadaver study comparing three different devices. *Acta Orthop Scand.* 1988;59(6):658-63.
322. Larsson S, Elloy M, Hansson LI. Stability of osteosynthesis in trochanteric fractures. Comparison of three fixation devices in cadavers. *Acta Orthop Scand.* 1988;59(4):386-90.
323. Richards RH, Evans G, Egan J, Shearer JR. The AO dynamic hip screw and the Pugh sliding nail in femoral head fixation. *J Bone Joint Surg Br.* 1990;72(5):794-6.
324. Goldhagen PR, O'Connor DR, Schwarze D, Schwartz E. A prospective comparative study of the compression hip screw and the gamma nail. *J Orthop Trauma.* 1994;8(5):367-72.
325. Mohan R, Karthikeyan R, Sonanis SV. Dynamic hip screw: does side make a difference? Effects of clockwise torque on right and left DHS. *Injury.* 2000;31(9):697-9.
326. Brown RH, Burstein AH, Frankel VH. Telemetering in vivo loads from nail plate implants. *J Biomech.* 1982;15(11):815-23.
327. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech.* 1993;26(8):969-90.

328. Ehmke LW, Fitzpatrick DC, Krieg JC, Madey SM, Bottlang M. Lag screws for hip fracture fixation: Evaluation of migration resistance under simulated walking. *J Orthop Res.* 2005;23(6):1329-35.
329. Haynes RC, Poll RG, Miles AW, Weston RB. Failure of femoral head fixation: a cadaveric analysis of lag screw cut-out with the gamma locking nail and AO dynamic hip screw. *Injury.* 1997;28(5-6):337-41.
330. Dendorfer S, Maier HJ, Taylor D, Hammer J. Anisotropy of the fatigue behaviour of cancellous bone. *J Biomech.* 2008;41(3):636-41.
331. Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, et al. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech.* 2001;34(7):859-71.
332. Karich B, Oldenburg G, Simon B, Bauer C. A new test method to determine the cut-out behaviour of hip screws. *J Biomech.* 2006;39:S525.
333. Huang Y, Zhang C, Luo Y. A comparative biomechanical study of proximal femoral nail (InterTAN) and proximal femoral nail antirotation for intertrochanteric fractures. *Int Orthop.* 2013;37(12):2465-73.
334. Konstantinidis L, Papaioannou C, Hirschmuller A, Pavlidis T, Schroeter S, Sudkamp NP, et al. Intramedullary nailing of trochanteric fractures: central or caudal positioning of the load carrier? A biomechanical comparative study on cadaver bones. *Injury.* 2013;44(6):784-90.
335. Takemoto RC, Lekic N, Schwarzkopf R, Kummer FJ, Egol KA. The effect of two different trochanteric nail lag-screw designs on fixation stability of four-part intertrochanteric fractures: a clinical and biomechanical study. *J Orthop Sci.* 2014;19(1):112-9.
336. Parker MJ. Trochanteric hip fractures. Fixation failure commoner with femoral medialization, a comparison of 101 cases. *Acta Orthop Scand.* 1996;67(4):329-32.

337. Butt MS, Krikler SJ, Nafie S, Ali MS. Comparison of dynamic hip screw and gamma nail: a prospective, randomized, controlled trial. *Injury*. 1995;26(9):615-8.
338. Harrington P, Nihal A, Singhanian AK, Howell FR. Intramedullary hip screw versus sliding hip screw for unstable intertrochanteric femoral fractures in the elderly. *Injury*. 2002;33(1):23-8.
339. Pajarinen J, Lindahl J, Michelsson O, Savolainen V, Hirvensalo E. Pertrochanteric femoral fractures treated with a dynamic hip screw or a proximal femoral nail. A randomised study comparing post-operative rehabilitation. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87(1):76-81.
340. Bhandari M, Schemitsch E, Jonsson A, Zlowodzki M, Haidukewych GJ. Gamma nails revisited: gamma nails versus compression hip screws in the management of intertrochanteric fractures of the hip: a meta-analysis. *J Orthop Trauma*. 2009;23(6):460-4.
341. O'Brien PJ, Meek RN, Blachut PA, Broekhuyse HM, Sabharwal S. Fixation of intertrochanteric hip fractures: gamma nail versus dynamic hip screw. A randomized, prospective study. *Can J Surg*. 1995;38(6):516-20.
342. Hoffman CW, Lynskey TG. Intertrochanteric fractures of the femur: a randomized prospective comparison of the Gamma nail and the Ambi hip screw. *Aust N Z J Surg*. 1996;66(3):151-5.
343. Parker MJ, Handoll HH. Gamma and other cephalocondylic intramedullary nails versus extramedullary implants for extracapsular hip fractures in adults. *Cochrane Database Syst Rev*. 2010(9):CD000093.
344. Knobe M, Drescher W, Heussen N, Sellei RM, Pape HC. Is helical blade nailing superior to locked minimally invasive plating in unstable pertrochanteric fractures? *Clin Orthop Relat Res*. 2012;470(8):2302-12.



345. Lakstein D, Hendel D, Haimovich Y, Feldbrin Z. Changes in the pattern of fractures of the hip in patients 60 years of age and older between 2001 and 2010: A radiological review. *Bone Joint J.* 2013;95-B(9):1250-4.
346. Ekstrom W, Karlsson-Thur C, Larsson S, Ragnarsson B, Alberts KA. Functional outcome in treatment of unstable trochanteric and subtrochanteric fractures with the proximal femoral nail and the Medoff sliding plate. *J Orthop Trauma.* 2007;21(1):18-25.
347. Lenich A, Fierlbeck J, Al-Munajjed A, Dendorfer S, Mai R, Fuchtmeier B, et al. First clinical and biomechanical results of the Trochanteric Fixation Nail (TFN). *Technol Health Care.* 2006;14(4-5):403-9.
348. Lenich A, Mayr E, Ruter A, Mockl C, Fuchtmeier B. First results with the trochanter fixation nail (TFN): a report on 120 cases. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2006;126(10):706-12.
349. Aguado-Maestro I, Escudero-Marcos R, Garcia-Garcia JM, Alonso-Garcia N, Perez-Bermejo DD, Aguado-Hernandez HJ, et al. [Results and complications of pertrochanteric hip fractures using an intramedullary nail with a helical blade (proximal femoral nail antirotation) in 200 patients]. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2013;57(3):201-7.
350. Aguado-Maestro I, Escudero-Marcos R, Nistal-Rodríguez J, Alonso-García N, Pérez-Bermejo D, Bañuelos-Díaz A, et al. Hip fractures with rotational instability: concept and surgical technique. *Surgery Curr Res.* 2013;3:146. doi: 10.4172/2161-1076.1000146.
351. Hertz H, Poigenfurst J. [The influence of primary closed reduction on the incidence of posttraumatic femoral head necrosis (author's transl)]. *Unfallchirurgie.* 1982;8(1):41-7.
352. Pauyo T, Drager J, Albers A, Harvey EJ. Management of femoral neck fractures in the young patient: A critical analysis review. *World J Orthop.* 2014;5(3):204-17.

353. Harrington KD, Johnston JO, Turner RH, Green DL. The use of methylmethacrylate as an adjunct in the internal fixation of malignant neoplastic fractures. *J Bone Joint Surg Am.* 1972;54(8):1665-76.
354. Sim FH, Daugherty TW, Ivins JC. The adjunctive use of methylmethacrylate in fixation of pathological fractures. *J Bone Joint Surg Am.* 1974;56(1):40-8.
355. Harrington KD. The use of methylmethacrylate as an adjunct in the internal fixation of unstable comminuted intertrochanteric fractures in osteoporotic patients. *J Bone Joint Surg Am.* 1975;57(6):744-50.
356. Schatzker J, Ha'eri GB, Chapman M. Methylmethacrylate as an adjunct in the internal fixation of intertrochanteric fractures of the femur. *J Trauma.* 1978;18(10):732-5.
357. Muhr G, Tscherne H, Thomas R. Comminuted trochanteric femoral fractures in geriatric patients: the results of 231 cases treated with internal fixation and acrylic cement. *Clin Orthop Relat Res.* 1979(138):41-4.
358. Cheng CL, Chow SP, Pun WK, Leong JC. Long-term results and complications of cement augmentation in the treatment of unstable trochanteric fractures. *Injury.* 1989;20(3):134-8.
359. Bartucci EJ, Gonzalez MH, Cooperman DR, Freedberg HI, Barmada R, Laros GS. The effect of adjunctive methylmethacrylate on failures of fixation and function in patients with intertrochanteric fractures and osteoporosis. *J Bone Joint Surg Am.* 1985;67(7):1094-107.
360. Szpalski M, Descamps PY, Hayez JP, Raad E, Gunzburg R, Keller TS, et al. Prevention of hip lag screw cut-out by cement augmentation: description of a new technique and preliminary clinical results. *J Orthop Trauma.* 2004;18(1):34-40.

361. Lee PC, Hsieh PH, Chou YC, Wu CC, Chen WJ. Dynamic hip screws for unstable intertrochanteric fractures in elderly patients--encouraging results with a cement augmentation technique. *J Trauma*. 2010;68(4):954-64.
362. Wu MH, Lee PC, Peng KT, Wu CC, Huang TJ, Hsu RW. Complications of cement-augmented dynamic hip screws in unstable type intertrochanteric fractures--a case series study. *Chang Gung Med J*. 2012;35(4):345-53.
363. Paech A, Wilde E, Schulz AP, Heinrichs G, Wendlandt R, Queitsch C, et al. Biopolymer augmentation of the lag screw in the treatment of femoral neck fractures--a biomechanical in-vitro study. *Eur J Med Res*. 2010;15(4):174-9.
364. Dall'Oca C, Maluta T, Moscolo A, Lavini F, Bartolozzi P. Cement augmentation of intertrochanteric fractures stabilised with intramedullary nailing. *Injury*. 2010;41(11):1150-5.
365. Sermon A, Boner V, Boger A, Schwieger K, Boonen S, Broos PL, et al. Potential of polymethylmethacrylate cement-augmented helical proximal femoral nail antirotation blades to improve implant stability--a biomechanical investigation in human cadaveric femoral heads. *J Trauma Acute Care Surg*. 2012;72(2):E54-9.
366. Sermon A, Boner V, Schwieger K, Boger A, Boonen S, Broos P, et al. Biomechanical evaluation of bone-cement augmented Proximal Femoral Nail Antirotation blades in a polyurethane foam model with low density. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2012;27(1):71-6.
367. Fensky F, Nuchtern JV, Kolb JP, Huber S, Rupprecht M, Jauch SY, et al. Cement augmentation of the proximal femoral nail antirotation for the treatment of osteoporotic pertrochanteric fractures--a biomechanical cadaver study. *Injury*. 2013;44(6):802-7.
368. Lundskog J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1972;9:1-80.

369. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983;50(1):101-7.
370. Kiaer T, Pedersen NW, Kristensen KD, Starklint H. Intra-osseous pressure and oxygen tension in avascular necrosis and osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br.* 1990;72(6):1023-30.
371. Heini PF, Orler R. [Vertebroplasty in severe osteoporosis. Technique and experience with multi-segment injection]. *Orthopade.* 2004;33(1):22-30.
372. Kammerlander C, Gebhard F, Meier C, Lenich A, Linhart W, Clasbrummel B, et al. Standardised cement augmentation of the PFNA using a perforated blade: A new technique and preliminary clinical results. A prospective multicentre trial. *Injury.* 2011;42(12):1484-90.
373. Kammerlander C, Doshi H, Gebhard F, Scola A, Meier C, Linhart W, et al. Long-term results of the augmented PFNA: a prospective multicenter trial. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2014;134(3):343-9.
374. Scola A, Gebhard F, Dehner C, Roderer G. The PFNA(R) Augmented in Revision Surgery of Proximal Femur Fractures. *Open Orthop J.* 2014;8:232-6.
375. De Bruijn K, den Hartog D, Tuinebreijer W, Roukema G. Reliability of predictors for screw cutout in intertrochanteric hip fractures. *J Bone Joint Surg Am.* 2012;94(14):1266-72.
376. Barra A, Fernández-Gallart J, Jolín T, Gomar F. Importancia de la colocación del tornillo cefálico y de la distancia al apex en fracturas pertrocanteréas tratadas con clavo Gamma. *Rev Esp Cir Osteoart.* 2002;37:28-34.
377. Guven M, Yavuz U, Kadioglu B, Akman B, Kilincoglu V, Unay K, et al. Importance of screw position in intertrochanteric femoral fractures treated by dynamic hip screw. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010;96(1):21-7.

378. Schipper IB, Steyerberg EW, Castelein RM, van Vugt AB. Reliability of the AO/ASIF classification for pertrochanteric femoral fractures. *Acta Orthop Scand*. 2001;72(1):36-41.
379. Pervez H, Parker MJ, Pryor GA, Lutchman L, Chirodian N. Classification of trochanteric fracture of the proximal femur: a study of the reliability of current systems. *Injury*. 2002;33(8):713-5.
380. van Embden D, Rhemrev SJ, Meylaerts SA, Roukema GR. The comparison of two classifications for trochanteric femur fractures: the AO/ASIF classification and the Jensen classification. *Injury*. 2010;41(4):377-81.
381. Zhu Y, Meili S, Zhang C, Luo C, Zeng BF. Is the lag screw sliding effective in the intramedullary nailing in A1 and A2 AO-OTA intertrochanteric fractures? A prospective study of Sliding and None-sliding lag screw in Gamma-III nail. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med*. 2012;20:60.