

Universidade de Lisboa

Faculdade de Medicina de Lisboa



Conflito Femoroacetabular: Contributo para o
Conhecimento da sua Fisiopatologia e Análise dos
Resultados da Cirurgia

Paulo Renato Amaral Rego

Orientadores: Professor Doutor Jacinto Manuel de Melo Monteiro

Professor Doutor Fernando Manuel Fernandes Simões

Tese especialmente elaborada para obtenção do grau de Doutor em
Medicina na área de

Ortopedia e Traumatologia

2017

Universidade de Lisboa

Faculdade de Medicina de Lisboa



Conflito Femoroacetabular: Contributo para o Conhecimento da sua Fisiopatologia
e Análise dos Resultados da Cirurgia

Paulo Renato Amaral Rego

Orientadores: Professor Doutor Jacinto Manuel de Melo Monteiro

Professor Doutor Fernando Manuel Fernandes Simões

Tese especialmente elaborada para obtenção do grau de Doutor em Medicina na área de
Ortopedia e Traumatologia

Júri:

Presidente: Professor Doutor José Luís Bliebernick Ducla Soares, Professor Catedrático em regime de tenure e Vice-presidente do Conselho Científico da Faculdade de Medicina de Lisboa.

Vogais: Doutor Fernando Manuel Pereira da Fonseca, Professor Auxiliar Convidado da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra.

Doutor António da Fonseca Oliveira, Professor Catedrático Convidado do Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar da Universidade do Porto.

Doutor José Alberto Castro Guimarães Consciência, Professor Associado Convidado da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Nova de Lisboa.

Doutor António José Carvalho Gonçalves Ferreira, Professor Catedrático da Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa.

Doutor Paulo Sérgio de Matos Figueira Costa, Professor Catedrático da Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa.

Doutor João Eurico Cortez Cabral da Fonseca, Professor Catedrático da Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa;

Doutor Jacinto Manuel de Melo Oliveira Monteiro, Professor Catedrático da Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa (orientador)

2017

A impressão desta tese foi aprovada pelo Conselho Científico da Faculdade de Medicina de Lisboa em reunião de 18 de abril de 2017.

**As opiniões expressas nesta publicação são da exclusiva
responsabilidade do seu autor.**

Índice Sumário

Índice sumário	5
Índice detalhado	7
Índice de figuras	10
Índice de tabelas e de quadros	13
Glossário de abreviaturas e notas	14
Agradecimentos	17
Resumo	19
Palavras-chave	22
Summary	23
Keywords	26
Capítulo I – Introdução	27
1. Motivação	29
2. Morfologia normal e alterações frequentes da geometria articular	30
3. Conceito de preservação da anca na sua perspetiva histórica	36
4. Aspetos clínicos	40
5. O estado da arte na preservação articular e no tratamento do conflito femoroacetabular tipo <i>cam</i>	44
6. O nosso contributo	46
7. Bibliografia	48
Capítulo II – Anatomia normal	55
1. Anatomia geral	57
2. Anatomia vascular da coxofemoral	69
3. Implicações cirúrgicas da topografia das artérias nutridoras	73
4. Bibliografia.....	75
Capítulo III – Resultados do tratamento cirúrgico do conflito femoroacetabular tipo <i>cam</i> ..	79
1. Introdução	81
2. Materiais e métodos	83
3. Resultados	93
4. Discussão	100
5. Bibliografia	107
Capítulo IV – Estudo da vascularização intraóssea da epífise proximal do fémur	111
1. Introdução	113
2. Material e métodos	115
3. Resultados	121
4. Discussão	125
5. Bibliografia.....	139
Capítulo V – Estudo morfológico da deformidade	131
1. Introdução	133
2. Material e métodos	135
3. Resultados	139
4. Discussão	142

Índice Sumário

5. Bibliografia	146
Capítulo VI – Estudo da articulação por elementos finitos	149
1. Introdução	151
2. Material e métodos	157
3. Resultados	164
4. Discussão	179
5. Bibliografia	185
Capítulo VII – Discussão e perspectivas futuras	189
1. Discussão da investigação desenvolvida	191
2. Perspetivas de investigação futura.....	196
3. Conclusões	197
4. Bibliografia	198

Índice Detalhado

Índice sumário	5
Índice detalhado	7
Índice de figuras	10
Índice de tabelas e de quadros	13
Glossário de abreviaturas e notas	14
Agradecimentos	17
Resumo	19
Palavras-chave	22
Summary	23
Keywords	26
Capítulo I – Introdução	27
1. Motivação	29
2. Morfologia normal e alterações frequentes da geometria articular	30
2.1 – Cabeça e colo femorais	31
2.2 – Cavidade acetabular	32
2.3 – Conflito e displasia da anca	32
3. Conceito de preservação da anca na sua perspetiva histórica	36
4. Aspetos clínicos	40
4.1 – Sintomas	40
4.2 – Exame objetivo	41
4.3 – Métodos de Imagem	42
5. O estado da arte na preservação articular e no tratamento do conflito femoroacetabular tipo <i>cam</i>	44
6. O nosso contributo	46
6.1 – Estudo clínico	46
6.2 – Anatomia da artéria circunflexa posterior	46
6.3 – Estudo por elementos finitos	47
7. Bibliografia	48
Capítulo II – Anatomia normal	55
1. Anatomia geral	57
1.1 – Aspetos evolutivos	57
1.2 – Aspetos morfológicos e funcionais	59
1.2.1 – Camada estrutural	59
1.2.2 – Camada capsular e ligamentar	62
1.2.3 – Camada contráctil	63
1.2.3.a – Plano profundo	63
1.2.3.b – Plano intermédio	65
1.2.3.c – Plano superficial	66
1.2.3.d – Músculos da coxa com ação na anca	66
1.2.4 – Camada neuromecânica	68

Índice Detalhado

2. Anatomia vascular da coxofemoral	69
2.1 – Região periacetabular	69
2.2 – Região femoral proximal	71
3. Implicações cirúrgicas da topografia das artérias nutridoras	73
4. Bibliografia	75
Capítulo III – Resultados do tratamento cirúrgico do conflito femoroacetabular tipo <i>cam</i>	79
1. Introdução	81
2. Materiais e métodos	83
2.1 – Doentes	83
2.2 – Técnica cirúrgica	85
2.2.1 – Artroscopia da anca	86
2.2.2 – Luxação cirúrgica da anca	89
2.3 – Escala de avaliação funcional	91
2.4 – Análise estatística	92
3. Resultados	93
3.1 – Pré-operatório	93
3.2 – Pós-operatório	96
4. Discussão	100
5. Bibliografia	107
Capítulo IV – Estudo da vascularização intraóssea da epífise proximal do fémur	111
1. Introdução	103
2. Materiais e métodos	115
2.1 – Preparação dos espécimes e injeção de contraste	115
2.2 – Processamento da imagem, mapeamento dos orifícios vasculares e medição das distâncias	118
2.3 – Análise estatística	121
3. Resultados	121
4. Discussão	125
5. Bibliografia	129
Capítulo V – Estudo morfológico da deformidade	131
1. Introdução	133
2. Materiais e métodos	135
2.1 – Doentes	135
2.2 – Morfologia da transição colo-cabeça	136
2.3 – Medida do ângulo ómega (Ω).....	137
2.4 – Localização dos orifícios vasculares	138
2.5 – Análise estatística	139
3. Resultados	139
3.1 – Orifícios vasculares	139
3.2 – Dados dos doentes	140

Índice Detalhado

3.3 – Morfologia da transição colo-cabeça antes e após cirurgia	141
3.4 – Comparação cirurgia aberta com artroscopia	142
4. Discussão	142
5. Bibliografia	146
Capítulo VI – Estudo da articulação por elementos finitos	149
1. Introdução	151
1.1 – Método de análise numérica por elementos finitos	151
1.2 – Propriedades biomecânicas da cartilagem hialina	153
1.3 – Análise numérica por elementos finitos aplicada ao estudo do conflito femoro-acetabular	155
2. Materiais e métodos	157
2.1 – Caracterização da amostra dos casos modelados	157
2.2 – Protocolo de aquisição das imagens e construção dos modelos de elementos finitos	158
2.3 – Definição das condições de fronteira	159
2.4 – Definição dos pontos de superfície e cálculo das pressões.....	161
2.5 – Representação gráfica e análise estatística	163
3. Resultados	164
3.1 – Análise geral das pressões de contacto	164
3.1.1 – Compressão transarticular	165
3.1.2 – Movimento de rotação interna.....	167
3.1.2.a – Casos com maior deformidade <i>cam</i>	167
3.1.2.b – Casos sem deformidade <i>cam</i>	168
3.1.2.c – Caso após cirurgia	168
3.1.3 – Movimento de flexão	168
3.1.3.a – Casos com maior deformidade <i>cam</i>	168
3.1.3.b – Casos sem deformidade <i>cam</i>	169
3.1.3.c – Caso após cirurgia	170
3.2 – Análise da variação da pressão de contacto por nós	171
3.2.1– Movimento de rotação interna	171
3.2.2 – Movimento de flexão	172
3.3 Análise das pressões de contacto médias por nó	174
3.3.1 – Movimento de rotação interna	174
3.3.2 – Movimento de flexão	176
3.4 – Análise das pressões de contacto globais por caso.....	178
4. Discussão	179
5. Bibliografia	185
Capítulo VII – Discussão e perspectivas futuras	189
1. Discussão da investigação desenvolvida	191
2. Perspetivas de investigação futura.....	196
3. Conclusões	197
4. Bibliografia	198

Índice de Figuras

Capítulo I

Figura 1:	Relação morfológica colo-cabeça femorais	33
Figura 2:	Ângulo de cobertura acetabular centro-lateral (Wiberg)	34
Figura 3:	Ângulo de inclinação acetabular (índice acetabular)	34
Figura 4:	Ângulo de anteversão do acetábulo	35
Figura 5:	Relação das margens acetabulares	35
Figura 6:	Evolução de displasia acetabular para coxartrose	36
Figura 7:	Mecanismo <i>cam</i>	37
Figura 8:	Mecanismo <i>pincer</i>	37
Figura 9:	Alteração do raio de curvatura da cabeça femoral.....	40
Figura 10:	Variação da versão acetabular com inclinação e rotação pélvicas	43
Figura 11:	Planos de RMN radial	44

Capítulo II

Figura 1:	Evolução da posição dos apêndices posteriores	57
Figura 2:	Cabeça femoral normal	59
Figura 3:	Estruturas vasculares da cabeça femoral	60
Figura 4:	Cavidade acetabular normal	60
Figura 5:	Labrum acetabular normal	61
Figura 6:	Ligamento redondo e recesso perilabral	62
Figura 7:	Músculos da região trocântérica	64
Figura 8:	Região da chanfradura ciática.....	65
Figura 9:	Vascularização do osso ilíaco	68
Figura 10:	Ramo profundo da artéria circunflexa posterior	69
Figura 11:	Rede anastomótica arterial do fêmur	70
Figura 12:	Ramo trocântérico da artéria circunflexa posterior	70
Figura 13:	Retalho da artéria circunflexa posterior	71

Capítulo III

Figura 1:	Portal inicial na artroscopia da anca	85
Figura 2:	Posicionamento e portais utilizados em artroscopia da anca	86
Figura 3:	Lesão condrolabral	87
Figura 4:	Osteoplastia artroscópica da cabeça femoral	87
Figura 5:	Teste de conflito intraoperatório	88
Figura 6:	Capsulotomia da anca	89
Figura 7:	Imagem intraoperatória de deformidade <i>cam</i>	90
Figura 8:	Dispersão do <i>score</i> NAHS antes e após cirurgia	94
Figura 9:	Variação do <i>score</i> NAHS após cirurgia	97

Índice de Figuras

Capítulo IV

Figura 1:	Cirurgia de redução da cabeça femoral	113
Figura 2:	Perfusão dos fragmentos na cirurgia de redução da cabeça femoral	114
Figura 3:	Estrutura vascular na RMN clínica	115
Figura 4:	Eixos da diáfise femoral	116
Figura 5:	Injeção do ramo profundo da artéria circunflexa posterior	117
Figura 6:	RMN antes e depois da injeção de contraste	118
Figura 7:	Secções do colo femoral a diferentes níveis	118
Figura 8:	Orientação espacial na RMN	119
Figura 9:	Referencial cartesiano	119
Figura 10:	Referencial radial e horário	120
Figura 11:	Prega retinacular póstero-superior	120
Figura 12:	Distância das artérias intraósseas ao bordo cartilagíneo	121
Figura 13:	Distribuição dos orifícios vasculares	122
Figura 14:	Distância superficial às estruturas vasculares	123
Figura 15:	Distância em profundidade às estruturas vasculares	124

Capítulo V

Figura 1:	Esfericidade da osteoplastia femoral	134
Figura 2:	Deformidade <i>cam</i> com localização lateral	134
Figura 3:	Ângulo ómega	135
Figura 4:	Referencial radial e horário	137
Figura 5:	Medida do ângulo ómega	137
Figura 6:	Referencial cartesiano	138
Figura 7:	Comparação da distribuição dos orifícios vasculares	140
Figura 8:	Osteoplastia da cabeça femoral aberta e artroscópica	141
Figura 9:	Relação do ângulo ómega com os orifícios vasculares	142
Figura 10:	Quantificação radial da ressecação	142

Capítulo VI

Figura 1:	RMN das ancas com deformidade	156
Figura 2:	RMN das ancas sem deformidade	157
Figura 3:	Segmentação manual	159
Figura 4:	Elaboração dos modelos a analisar	159
Figura 5:	Distribuição dos nós à superfície	161
Figura 6:	Distâncias dos nós ao centroide da cabeça femoral	162
Figura 7:	Posição relativa dos nós na rotação interna	163
Figura 8:	Método dos trapézios	164

Índice de Figuras

Figura 9:	Movimentos estudados na malha de elementos finitos	165
Figura 10:	Pressões de contacto num caso com deformidade	166
Figura 11:	Compressão da cartilagem na transição condrolabral	167
Figura 12:	Comparação das pressões de contacto	169
Figura 13:	Pressões de contacto num caso <i>pincer</i>	170
Figura 14:	Pressões de contacto na rotação interna	172
Figura 15:	Pressões de contacto na flexão	173
Figura 16:	Pressão de contacto global nos casos <i>cam</i> na rotação interna.....	175
Figura 17:	Pressão de contacto global em todos os casos na rotação interna	175
Figura 18:	Pressão de contacto global nos casos <i>cam</i> na flexão	177
Figura 19:	Pressão de contacto global em todos os casos na flexão	177
Figura 20:	Pressão de contacto global	178

Índice de Tabelas e de Quadros

Tabelas

Capítulo I

Tabela 1: Combinações morfológicas frequentes na coxofemoral.....	36
---	----

Capítulo III

Tabela 1: Caracterização da amostra de doentes	84
Tabela 2: Distribuição de alterações degenerativas.	84
Tabela 3: Distribuição da localização da dor antes e após a cirurgia	93
Tabela 4: Categorização dos valores de NAHS antes da cirurgia	95
Tabela 5: Categorização dos valores do score NAHS após cirurgia	96
Tabela 6: Média de resultados obtidos noutras séries	99

Capítulo VI

Tabela 1: Caracterização dos casos modelados	158
Tabela 2: Comparação das pressões de contacto antes e depois da cirurgia	173

Quadros

Capítulo III

Quadro 1: Score de avaliação NAHS	91
Quadro 2: Questionário de avaliação da qualidade de vida	91

Abreviaturas utilizadas no texto

Σ	somatório
\int	integral
4 ^a AL	quarta artéria lombar
ACA	artéria circunflexa anterior
ACL	ângulo centro-lateral
ACP	artéria circunflexa posterior
ACV	ângulo centro-ventral
AGI	artéria glútea inferior
AGS	artéria glútea superior
AIL	artéria iliolumbar
ALM	automatic linear modelling
AO	artéria obturadora
CCI	coeficiente de correlação interclasse de Cohen
CFA	conflito femoroacetabular
CO	costureiro
DICOM	digital imaging and communications in medicine
DP	desvio padrão da amostra
<i>E</i>	módulo de elasticidade
EIAI	espinha ilíaca ântero-inferior
EIAS	espinha ilíaca ântero-superior
FABER	flexion, abduction, external rotation
fig.	figura
GG	grande glúteo
GI	gêmeo inferior
GS	gêmeo superior
GT	grande trocânter
h	hora
IA	ângulo de índice acetabular
IC ₉₅	intervalo de confiança a 95%
Kgf	quilograma força
máx.	máximo
MEC	matriz extra celular
MG	médio glúteo
min.	mínimo
mm	milímetros
MPa	megapascal
N	Newton
NAHS	non arthritic hip score
NGS	nervo grande ciático
OE	obturador externo
OI	obturador interno
p	significância
PC	pressão de contacto
PCg	pressão de contacto global
PCm	pressão de contacto média
PET	pectíneo
PG	pequeno glúteo
PI	piramidal
png	portable network graphics
PT	pequeno trocânter
QF	quadrado femoral
RA	reto anterior
RE	rotadores externos
RE	rotadores externos

Glossário de Abreviaturas e Notas

RMN.....	ressonância magnética nuclear
r_p	coeficiente de correlação de Pearson
r_s	coeficiente de correlação de Spearman
T.....	tesla
$T_{>0}$	presença de alterações degenerativas
T_0	ausência de alterações degenerativas
TAC.....	tomografia axial computadorizada
TFL.....	tensor da fascia lata
Tö.....	Tönnis
TSE.....	turbo spin echo
ν	coeficiente de poisson
\bar{x}	mediana da amostra
\bar{x}	média da amostra
α	alfa
β	beta
γ	gama
δ	delta
Ω	ómega

Notas do autor

1. Os Capítulos IV, V e parte do Capítulo VI desta tese foram previamente publicados com as seguintes referências:

a) "Morphologic and angular planning for cam resection in femoro-acetabular impingement: value of the omega angle." Autores: Rego P. R., Mascarenhas V., Oliveira F. S., Pinto P. C., Gaspar A., Ovídio J., Collado D. G. *Int Orthop*. 2015 Nov; 40(10):2011-2017. (Fator de impacto: 2,4)

b) "Arterial topographic anatomy near the femoral head-neck perforation with surgical relevance." Autores: Rego P., Mascarenhas V., Collado D., Coelho A., Luis, B., Ganz R. *Bone Joint Surg Am*. aceite para publicação (Fator de impacto: 5,3)

c) "Femoroacetabular impingement of the cam type: finite element simulations and comparison with a non-cam hip." Autores: Simões F. M., Tavares D.G., Jorge J. P., Pires E.B., Rego P. *J Biomech* 2012;45:S270. (Fator de impacto: 2,4).

d) "Finite element analyses of femoroacetabular impingement before and after hip arthroscopy." Autores: Lourenço J., Simões F. M., Rego P. A. *Bio-Medical Materials and Engineering*. 2015;26(3-4):193-206. (Fator de impacto: 0,988)

e) "Finite element simulations of a hip joint with femoroacetabular impingement". Autores: J.P. Jorge, F.M.F. Simões, E.B. Pires, P.A. Rego, D.G. Tavares, D.S. Lopes, A. Gaspar. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17, 1275-1284, 2014. Factor de impacto: 1,85. (Fator de impacto: 1,85)

2. A investigação desenvolvida e apresentada nesta dissertação obteve parecer favorável das Comissões de Ética do Centro Académico de Medicina de Lisboa, do Hospital da Luz e do Hospital Beatriz Ângelo.

3. Esta dissertação de doutoramento foi escrita e revista respeitando o Acordo Ortográfico de 1990 para a língua portuguesa, em vigor desde janeiro de 2012.

4. Todas as fotografias apresentadas fazem parte do arquivo pessoal do autor.

5. Todas as ilustrações manuais foram desenhadas pelo autor.

6. O financiamento para aquisição de material de dissecção no cadáver, material fotográfico, *software* destinado a análise estatística e desenho gráfico foi da inteira responsabilidade do autor.

Agradecimentos

O autor deseja agradecer a todos os que, de forma direta ou indireta, contribuíram para a elaboração dos vários capítulos deste manuscrito, no seu conteúdo e forma:

Ao Professor Doutor Jacinto Monteiro, nosso orientador, pelas preciosas orientações ao longo de todo o desenvolvimento da investigação apresentada e elaboração da dissertação.

Ao Professor Doutor Fernando Simões, nosso coorientador, pela orientação técnica do Capítulo VI e pela revisão do manuscrito em geral.

Ao Professor Doutor Reinhold Ganz pela colaboração na revisão do conteúdo científico do Capítulo IV e na sua preparação para publicação.

À Engenheira Joana Lourenço, por ter conduzido todos os processos, descritos no Capítulo VI, necessários à obtenção das pressões de contacto na cartilagem articular.

Aos Professores Doutores José Roquette e Rui Maio pela cedência das imagens e das instalações onde foram conduzidos os trabalhos de aquisição de RMN dos espécimes de cadáver e a análise dos dados clínicos apresentados nos Capítulos III e IV.

Ao Dr. Vasco Mascarenhas pela preciosa colaboração na visualização e interpretação das imagens clínicas utilizadas na elaboração dos Capítulos III, IV e V e coautoria nalgumas das publicações que deles resultaram.

Ao Dr. Augusto Gaspar pela colaboração ativa na visualização e interpretação das imagens clínicas utilizadas na elaboração dos Capítulos III, IV e V.

À Professora Doutora Teresa Rodrigues, ex-docente do Laboratório de Biomatemática da Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa, pela ajuda incansável na elaboração da análise estatística apresentada ao longo deste manuscrito.

À Dra. Luisa Eiras pelo apoio logístico durante todo o processo de colheita e preparação dos espécimes de cadáver utilizados para a investigação descrita no Capítulo IV.

À nossa Família pelo apoio incondicional em todas as fases de desenvolvimento da investigação e preparação deste manuscrito.

Filosoficamente, a preservação cirúrgica de uma estrutura anatómica parece ser mais interessante do que a sua substituição. No caso das articulações, este conceito parece ser ainda mais adequado pelos problemas, ainda não resolvidos, relacionados com os implantes utilizados em cirurgia ortopédica. Na coxofemoral, o conceito de preservação, melhorando os parâmetros biomecânicos, assume uma complicação técnica acrescida em relação a outras articulações, maioritariamente pelo facto de a circulação epifisária do fémur ser intra-articular e pela proximidade de grandes estruturas neurovasculares.

No caso do conflito femoroacetabular tipo *cam*, a existência de uma deformidade que compromete a esfericidade periférica da cabeça femoral determina um mecanismo sintomático de intrusão acetabular, com aumento da pressão de contacto entre as duas superfícies de cartilagem, que pode ser conducente à degeneração articular precoce e que necessita de ser tratado.

Mesmo nos casos simples, em que existe apenas necessidade de correção intra-articular, a sobreposição desta deformidade da cabeça femoral com a zona de penetração das artérias retinaculares pode comprometer a osteoplastia necessária ao restabelecimento da sua esfericidade. A causa mais frequente de persistência de sintomas após a cirurgia do conflito femoroacetabular parece ser a ressecção insuficiente da deformidade *cam* por receio de lesão iatrogénica das estruturas vasculares. Este assunto, embora relevante, é pouco debatido na literatura. O conflito femoroacetabular tem sido mais explorado nas suas vertentes de diagnóstico e resultados do tratamento cirúrgico artroscópico e menos ao nível da geometria da deformidade, da anatomia topográfica vascular da epífise femoral e do planeamento adequado da cirurgia.

Na nossa evolução cirúrgica nesta área de patologia, apercebemo-nos da existência de algumas lacunas que procuramos preencher com a investigação previamente publicada e descrita nesta tese. A sistematização por Capítulos é o reflexo, precisamente, da necessidade de abordar o tema em áreas do conhecimento distintas e simultaneamente complementares.

A tese apresentada compreende sete capítulos independentes, cada um escrito de acordo com a metodologia habitual presente nas publicações científicas, mas com interconexões relevantes.

Resumo

Nalguns casos, a resposta a questões clínicas pertinentes foi encontrada nas ciências básicas.

Nos dois primeiros capítulos (I e II), introduzimos a relevância e atualidade do tema “conflito femoroacetabular” e descrevemos a anatomia geral e vascular da anca, organizada por camadas funcionais, de acordo com a nossa perspectiva e dando destaque aos aspetos cirúrgicos práticos.

No capítulo seguinte (III), analisamos a nossa própria casuística, comparando a cirurgia aberta com a cirurgia artroscópica no tratamento das deformidades *cam*, com o tempo mínimo de seguimento que nos pareceu adequado (dois anos). Desta análise, devidamente fundamentada pelo recurso a ferramentas estatísticas, as conclusões foram: a) conseguimos melhorar significativamente os sintomas dos doentes; b) os resultados da cirurgia artroscópica e aberta foram sobreponíveis, incluindo as complicações; c) na avaliação pré-operatória o fator mais associado a uma função pobre da anca foi o género feminino; d) a medida angular uniplanar clássica da deformidade, o ângulo alfa, não se correlacionou com os sintomas dos doentes nem com as alterações degenerativas que os mesmos apresentavam antes da cirurgia; e e) a característica isolada que parece influenciar mais a variação da avaliação funcional da cirurgia é o valor da avaliação funcional pré-operatória.

No seguimento desta revisão clínica e da nossa experiência cirúrgica, sentimos a necessidade de caracterizar melhor a topografia da deformidade e a sua relação com as artérias nutridoras da cabeça femoral. A nossa impressão clínica era a de que, em muitos casos, a zona não esférica da cabeça femoral apresentava uma extensão posterior com sobreposição à área de penetração óssea das artérias intra-articulares. Na avaliação pré-operatória para planeamento do tipo e extensão da ressecção óssea, observámos de forma sistemática estruturas de densidade intermédia com uma localização e dimensões sobreponíveis à descrição clássica do retináculo póstero-superior. No entanto, a sua origem arterial nunca foi confirmada na literatura. Para colmatar esta lacuna, efetuámos um estudo em cadáver (Capítulo IV) onde a injeção de uma solução diluída de gadolínio, diretamente no ramo profundo da artéria circunflexa posterior, provou inequivocamente a sua natureza arterial e revelou a topografia intraóssea dos seus ramos terminais. As conclusões mais relevantes deste estudo

Resumo

foram: a) as estruturas observadas na ressonância clínica são, de facto, arteriais; b) a sua distribuição radial é mais anterior do que classicamente se suponha; e c) a distância mínima de resseção em profundidade e lateral na área retinacular deve ser milimétrica, sob pena de causarmos iatrogenia sobre a perfusão da cabeça femoral. Feita a prova da autenticidade da origem arterial das estruturas observadas na RMN clínica, procurámos *in vivo* estabelecer a correlação entre a deformidade *cam* e a região de penetração arterial no colo femoral. Para aferir simultaneamente a eficácia da resseção óssea na região vascular, utilizámos uma amostra de doentes operados por artroscopia e cirurgia aberta (Capítulo V). As conclusões mais importantes deste estudo foram: a) a sobreposição da deformidade com as estruturas vasculares retinaculares acontece muito frequentemente; b) para conseguirmos a forma o mais anatómica possível da transição colo-cabeça foi necessário, na maioria dos casos, efetuar resseção óssea sobre a área vascular; e c) a medida da extensão radial da deformidade *cam*, que denominamos ângulo ómega, pareceu associar-se com os sintomas dos doentes antes da cirurgia de forma muito mais significativa do que o ângulo alfa.

O Capítulo VI da tese surge na sequência de alguns estudos já publicados por nós sobre a caracterização das tensões e pressões envolvidas na compressão da cartilagem pelo efeito *cam* e a sua modificação após a cirurgia utilizando simulações computacionais com elementos finitos. Considerando alguns pontos à superfície da cartilagem da cabeça femoral, as simulações efetuadas mostraram que existiu uma relação significativa entre a pressão de contacto média e a localização desse ponto em relação à deformidade. Quanto maior a distância de determinado ponto de superfície ao centro de rotação, maior foi o somatório das pressões de contacto nele exercidas ao longo de todo o arco de movimento. Este efeito ocorreu de forma semelhante considerando pontos com localização equivalente em todas as ancas estudadas. Verificámos também nas simulações efetuadas que a dimensão da deformidade variou de forma linear com o somatório das pressões de contacto globais nos pontos definidos à superfície em todos os casos estudados e que, após cirurgia, ocorreu uma diminuição significativa das pressões de contacto em todos os pontos de superfície analisados.

Resumo

Finalmente (Capítulo VII), consideramos que alguns dos aspectos descritos nesta dissertação podem ser de aplicação imediata na prática clínica diária. As variáveis discutidas no estudo clínico podem, por um lado, contribuir para melhorar a seleção de doentes candidatos a cirurgia e, por outro, aferir adequadamente as expectativas do doente e do cirurgião em relação aos resultados funcionais. O planeamento pré-operatório pode ser melhorado utilizando a medida da extensão radial da deformidade e a sua relação com as estruturas vasculares, determinando ou não a necessidade de extensão posterior da osteoplastia. Finalmente, na execução do procedimento, as distâncias medidas do bordo da cartilagem até às estruturas vasculares devem influenciar a profundidade e o tipo de resseção óssea ou osteotomia por forma a manter o compromisso adequado entre o restabelecimento da anatomia normal, sem risco significativo de lesão iatrogénica da prega vascular póstero-superior.

Palavras-Chave:

Conflito femoroacetabular, deformidade *cam*, vascularização arterial, elementos finitos, ângulo ómega

Summary

From the philosophical point of view, the surgical preservation of an anatomical structure seems to make more sense than its replacement. In the case of the joints this concept seems to be even more adequate due to the still unresolved problems related to the implants used in orthopedic surgery. In the hip, the preservation concept, improving the biomechanical parameters, assumes an increased technical complication when compared to other joints, because the epiphyseal circulation of the femur is intraarticular and because of the proximity of large neurovascular structures.

In the case of cam-type femoroacetabular impingement, the existence of a deformity that compromises the peripheral sphericity of the femoral head, determines an intrusion mechanism that increases the contact pressure between the articular surfaces and that may be conducive to early joint degeneration. Even in simple cases, when there is only the need for intra-articular correction, the overlapping of this deformity of the femoral head with the area of penetration of the retinacular arteries can compromise the osteoplasty necessary to reestablish its sphericity.

The most frequent cause of persistent symptoms after femoroacetabular impingement surgery seems to be the insufficient osteoplasty of the cam deformity for fear of iatrogenic injury of the vascular structures. This subject, although relevant, has not been adequately debated in the literature. Femoroacetabular impingement has been more explored in its diagnostic aspects and results of the arthroscopic surgical treatment and less in the geometry of the deformity, in the vascular topographic anatomy of the femoral epiphysis or in the adequate planning of the surgery.

In our surgical progression in this area of pathology, we were aware of the existence of some gaps that we seek to fill with the research previously published and described in this thesis. The systematization by chapters reflects precisely the need to address the issue in distinct and simultaneously complementary areas of knowledge.

The presented thesis comprises seven independent chapters, each written according to the usual methodology present in scientific publications, but with relevant interconnections. In some cases, the answer to relevant clinical questions

Summary

was found in the basic sciences.

In the first two chapters (I and II), we introduced the relevance and contemporariness of the theme "femoroacetabular impingement" and described the general and vascular anatomy of the hip, organized by functional layers, according to our perspective and highlighting the practical surgical aspects.

In the next chapter (III), we analyzed our own series of patients, comparing open surgery with arthroscopic surgery in the treatment of cam deformities, with the minimum follow-up time that seemed adequate (two years). From this analysis, duly based on the use of statistical tools, the most important conclusions were: a) we were able to significantly improve patients' symptoms; b) the results of the arthroscopic and open surgery were overlapping, including the complications; c) in the preoperative evaluation, the factor most associated with poor hip function was female gender; d) the classic uniplanar angular measurement of the deformity, the alpha angle, did not correlate with the patients' symptoms nor with the degenerative alterations they presented before surgery; and e) the isolated characteristic that seems to influence more the variation of the functional evaluation of the surgery was the value of the preoperative functional evaluation.

Following this clinical review and our surgical experience, we felt the need to better characterize the topography of the deformity and its relation with the nourishing arteries of the femoral head. Our clinical impression was that, in many cases, the non-spherical zone of the femoral head had a posterior extension, overlapping the area of bone penetration of the retinacular. In the preoperative evaluation to plan the type and extent of bone resection, we systematically observed structures of intermediate density with a location and dimensions that matched the classic description of the posterior-superior retinaculum. However, its arterial origin has never been described or confirmed in the literature. For this reason, we performed a cadaver study (Chapter IV) where the injection of a gadolinium solution directly into the deep branch of the medial circumflex artery unequivocally proved its arterial nature and revealed the intraosseous topography of its terminal branches. The most relevant conclusions of this study were: a) the structures observed in the clinical resonance were, in fact, arterial; b) its radial distribution was more anterior than classically assumed; and c) the minimum distance of deep and lateral resection in the retinacular area should be millimetric,

Summary

otherwise one may cause iatrogenesis on the perfusion of the femoral head while performing head-neck junction cam trimming.

In order to establish the authenticity of the vascular origin of the structures observed in clinical MRI, we sought to establish the correlation between the cam deformity and the region of arterial penetration in the femoral neck, in vivo, using a cohort of patients operated by arthroscopy and open surgery (Chapter V). The most important conclusions of this study were: a) the overlap of the deformity with the retinacular vascular structures happened very frequently; b) in order to achieve the most anatomical shape of the head-neck waist, it was necessary, in most cases, to perform bone resection over the vascular area; and c) the measure of the radial extension of the cam deformity, which we called the omega angle, was much more significantly associated with the patients' symptoms prior to surgery than the alpha angle.

Chapter VI of the thesis follows some studies already published by us on the characterization of the stresses and pressures involved in cartilage compression by the cam effect and the effect of surgery on their modification using finite element simulations. Considering some points on the surface of the femoral head cartilage, the performed analysis showed that there was a significant relationship between the global contact pressure and the position of a certain point related to the protuberant deformity. The greater the distance from a given surface point to the center of rotation, the greater the sum of the contact pressures exerted on it along the entire range of motion. This effect occurred in a similar way considering points with an equivalent location in all the hips studied. We also found that, after surgery, there was a significant decrease in contact pressures at all the surface points analyzed.

Finally in Chapter VII, we consider that some of the aspects described in this dissertation can be applied immediately in daily clinical practice. The selection of patients who are candidates for surgery and the assessment of the patient's and the surgeon's expectations can be improved using the variables previously discussed in our clinical study. The planning of the surgery can be more accurate, using the knowledge of the radial extension of the deformity and its relationship with the vascular structures to determine the need for posterior extension of osteoplasty. Finally, during the execution of the procedure, the distances

Summary

measured from the edge of the cartilage to the vascular structures should influence the depth and shape of bone resection or osteotomy in order to maintain the adequate compromise between restoring the normal anatomy and minimizing the risk of iatrogenic damage of the postero-superior vascular fold.

Keywords:

Femoroacetabular impingement; cam deformity; arterial vascularization; finite elements; ω angle

Capítulo I

Introdução

1. Motivação

A escolha do assunto “conflito femoroacetabular” (CFA) ou *impingement* femoroacetabular como tema de dissertação de doutoramento é justificada pela nossa prática clínica na área da cirurgia de preservação da articulação coxofemoral ou articulação da anca. O interesse genuíno na compreensão da fisiologia e anatomia desta região tem sido crescente nos últimos anos. Em paralelo com a experiência cirúrgica, surgem sempre incertezas técnicas e aspetos ainda mal explorados em determinada patologia específica de uma região anatómica. No estado atual da arte não existe evidência de que a cirurgia que otimiza a morfologia da articulação coxofemoral possa ser utilizada de forma profilática, prevenindo a degeneração articular. As exceções parecem ser os casos em que existe alteração da esfericidade da cabeça femoral bilateral e uma das ancas apresenta osteoartrose⁽¹⁾ ou o caso da displasia acetabular⁽²⁻⁴⁾. As indicações para cirurgia conservadora da anca, na nossa prática clínica, estão, por esse motivo, sempre condicionadas à presença de sintomas.

Apesar do avanço na compreensão da fisiopatologia dos mecanismos de CFA conducentes à lesão da cartilagem, continua a ser muito difícil provar inequivocamente que a cirurgia conservadora assume um papel relevante na prevenção da osteoartrose. As séries publicadas com tempo de seguimento máximo aproximado de 10 anos permitem definir apenas alguns fatores de mau prognóstico como, por exemplo, a idade superior a 40 anos ou a presença de alterações condrais significativas na altura da cirurgia⁽⁵⁻⁹⁾.

A morfologia de CFA é determinada por um conjunto de variantes anatómicas medidas por parâmetros imagiológicos estáticos. A sua combinação com a mobilidade e atividade de determinado sujeito pode levar ao aparecimento do mecanismo dinâmico de CFA ou *impingement*. Por existirem tantas variáveis, algumas das quais neste momento impossíveis de quantificar, a prova definitiva só poderá surgir com o tempo de seguimento suficientemente longo de uma população de indivíduos com morfologia de CFA, sujeitos a cirurgia e com um grupo de controle similar não operado⁽¹⁰⁾.

Com esta dissertação não pretendemos demonstrar de forma inequívoca a

necessidade de tratar cirurgicamente doentes assintomáticos com morfologia de CFA. No entanto, tendo em conta a nossa experiência nesta área, achamos poder vir a dar algum contributo ao conhecimento existente, analisando de forma sistemática os nossos resultados numa determinada amostra de doentes com morfologia de CFA tipo *cam*. Alguns aspetos da anatomia cirúrgica vão ser minuciosamente desenvolvidos e explorados, procurando compreender melhor a fisiopatologia e aperfeiçoar a cirurgia. Procuraremos, de igual modo, demonstrar, através de modelos dinâmicos de computação e análise numérica, que existe uma relação direta entre morfologia e comportamento mecânico na articulação coxofemoral.

2. Morfologia normal e alterações frequentes da geometria articular

De um modo geral, podemos sumarizar as alterações morfológicas da anca num espectro contínuo que vai da instabilidade isolada até ao conflito de espaço com diminuição da mobilidade. Situados num extremo deste espectro encontramos a displasia acetabular e, no outro, o CFA. Em muitas situações, contudo, existe a combinação de várias alterações morfológicas que podem ter maior ou menor expressão e determinar o predomínio de um mecanismo de lesão condral: instabilidade ou conflito⁽¹¹⁾.

A articulação coxofemoral é descrita nos tratados clássicos de anatomia como enartrose, com superfícies articulares esféricas^(12, 13), tendo a cabeça femoral a forma de $\frac{2}{3}$ de uma esfera, em continuidade com o colo femoral e estando revestida de cartilagem em toda a sua extensão, incluindo a zona de transição para o colo anterior e posterior. A cavidade acetabular corresponde a um segmento de esfera côncavo em toda a sua extensão, revestido de cartilagem na sua zona mais periférica (em forma de ferradura), com uma zona não articular central: o transfundoⁱ.

Dada a grande variabilidade individual, é difícil definir com exatidão o limite entre o que é a morfologia normal ou ideal da coxofemoral e a morfologia patológica.

Para melhor entendermos as variantes do normal e o que se considera o

ⁱ Figuras 2 e 4 do capítulo II, páginas 59 e 60.

desvio patológico, será importante descrever e quantificar parâmetros geométricos que nos possam orientar ao longo desta dissertação.

2.1 – Cabeça e colo femorais

Quando consideramos a geometria tridimensional da anca, para além dos parâmetros classicamente descritos que relacionam a diáfise femoral com o colo femoral (ângulo cervico-diafisário = 130° e ângulo de anteversão colo femoral = 10°)⁽¹⁴⁾, é importante termos em conta a relação da morfologia da própria cabeça femoral com o colo. Togood⁽¹⁴⁾, em 2009, publicou um estudo anatómico efetuado em 375 fémures considerados como amostra representativa da população humana e considerou como parâmetros importantes: a) a medida da translação da cabeça femoral (*offset*) sobre o colo nos planos coronal e horizontal; b) a medida da rotação da cabeça (baseada na orientação da cicatriz da cartilagem de crescimento) em relação ao eixo do colo femoral; e c) a concavidade da zona de transição colo-cabeça medida por quatro ângulos; dois no plano horizontal α – alfa e β – beta, respetivamente anterior e posterior, e dois no plano coronal γ – gama e δ – delta, respetivamente superior e inferior (fig. 1a, b e c). Os últimos quatro ângulos são uma adaptação do ângulo alfa⁽¹⁵⁾, descrito por Nötzli à medida da convexidade da transição colo-cabeça nas áreas inferior, posterior e superior. O ângulo alfa, inicialmente medido na radiografia de perfil do fémur proximal, é utilizado na clínica para quantificar a esfericidade da cabeça femoral⁽¹⁶⁻¹⁹⁾. Posteriormente, passou a ser quantificado também em ressonância magnética radial por forma a poder caracterizar a deformidade numa perspetiva tridimensional⁽²⁰⁾. Uma descrição mais detalhada da extensão tridimensional da deformidade e o nosso contributo para a caracterizar serão apresentados no Capítulo V desta tese – Estudo morfológico da deformidade. Os valores médios observados nesta amostra foram consistentes com uma ligeira translação anterior e inferior da cabeça femoral em relação ao colo. Os ângulos médios de inclinação da cartilagem de crescimento mostram que existe uma tendência para a inclinação superior e anterior (abdução e anteversão) da cabeça em relação ao colo. Em relação à concavidade da transição colo-cabeça, esta foi significativamente maior na região posterior e inferior do que na anterior e

superior. O valor médio do ângulo alfa observado foi de 45,61°. Na nossa prática clínica e ao longo desta dissertação, consideraremos 45° o valor normal do ângulo alfa⁽¹⁵⁻¹⁸⁾.

2.2 – Caverna acetabular

Na caverna acetabular, os aspectos quantificáveis da morfologia são definidos em dois parâmetros: dimensão e orientação. A dimensão depende da profundidade, da extensão da zona revestida de cartilagem articular e do tamanho da região central não articular. Na orientação considerada normal, a abertura da caverna acetabular ocorre para diante, para fora e para baixo⁽²¹⁾, dependendo, no entanto, da própria inclinação pélvica (dinâmica). Nalguns casos, pode existir uma má orientação espacial da caverna relativamente à própria hemibacia⁽²²⁾.

Quantificamos estes parâmetros utilizando alguns ângulos e linhas que são visíveis habitualmente numa radiografia ântero-posterior com aquisição padronizada de toda a bacia⁽²³⁻²⁶⁾.

Os ângulos de Wiberg (fig. 2), ou centro lateral (ACL), e Lequesne, ou centro ventral (ACV), medem a quantidade de cobertura da cabeça femoral em projeções radiográficas ortogonais do acetábulo. O ângulo de índice acetabular (IA) (fig. 3) mede a inclinação do teto acetabular. A projeção das margens acetabulares em relação ao centro geométrico de rotação da cabeça femoral dá-nos uma ideia da profundidade do acetábulo e da sua orientação espacial (em conjunto com o ângulo centro lateral). A versão acetabular quantifica a orientação espacial do acetábulo no plano horizontal (fig. 4). A partir da posição de referência anatómica, a anteversão do acetábulo deve ser de cerca de 15 a 20°^(24, 27). A projeção das margens acetabulares (fig. 5) permite caracterizar qualitativamente a sua versão numa radiografia adequada ântero-posterior da bacia⁽²⁸⁾.

2.3 – Conflito e displasia da anca

Considerando estes parâmetros, podemos definir padrões de morfologia anormal frequentes. Existem combinações possíveis de morfologia que caracterizam entidades patológicas conhecidas (tabela 1):

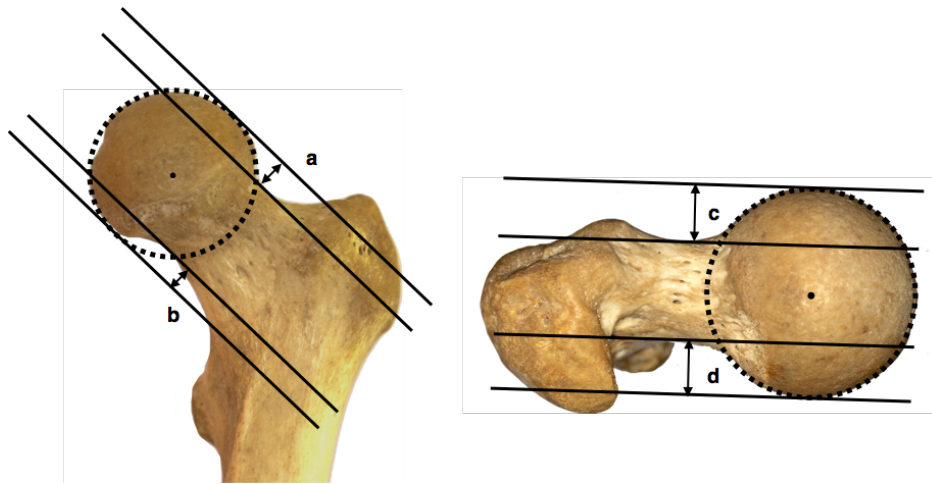


Figura 1a: As distâncias a e b traduzem o alinhamento relativo da cabeça femoral em relação ao colo no plano coronal (ACCC). Na anca ideal, a relação $a/b = 1$; se for >1 , teremos uma translação superior da cabeça femoral; se for <1 , teremos uma translação inferior. O valor médio da população estudada por Togood foi de 0,90. As distâncias c e d traduzem o alinhamento relativo da cabeça femoral em relação ao colo no plano horizontal (ACCH). Se o alinhamento for perfeito, a relação $c/d = 1$; se for >1 , teremos uma translação anterior da cabeça femoral; se for <1 , teremos uma translação posterior. O valor médio da população estudada por Togood foi de 1,14.

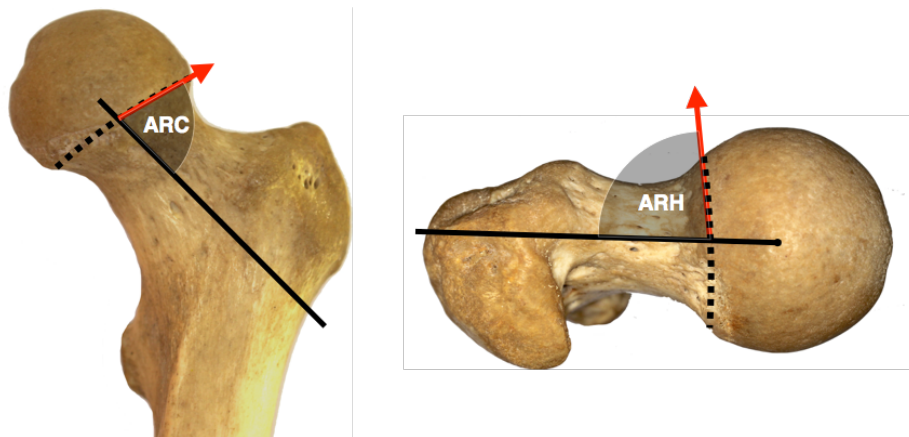


Figura 1b: Os ângulos representados traduzem, respetivamente, a rotação da cabeça nos planos coronal (ARC) e horizontal (ARH) em relação ao colo femoral. Se forem superiores a 90° a rotação é inferior e posterior; se forem inferiores a 90° , a rotação é superior e anterior. Na população normal, em média o ângulo ARC foi de $74,33^\circ$ e o ARH de $81,83^\circ$.

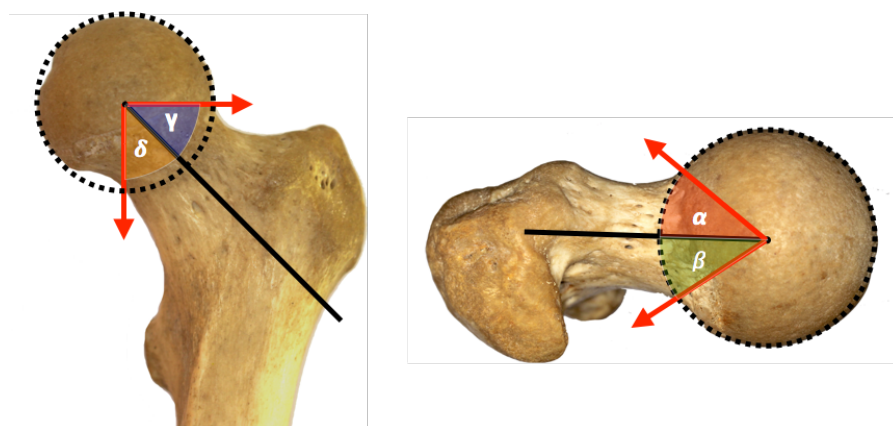


Figura 1c: Os ângulos representados traduzem, respetivamente, a medida da concavidade na transição entre o colo e a cabeça. São formados pela linha do eixo do colo femoral e pela linha que a interceta no centro geométrico da cabeça femoral e passa simultaneamente no ponto da circunferência da cabeça femoral quando esta se reúne com o colo. Podemos considerar o ângulo alfa uma medida de anesfericidade focal, bidimensional. Na população estudada por Togood, o valor médio dos ângulos foi de $\gamma = 41,85^\circ$; $\delta = 42,95^\circ$; $\alpha = 45,61^\circ$ e $\beta = 53,46^\circ$.

1. Num dos extremos do espectro, a *displasia acetabular*, tida como insuficiência de contacto entre as superfícies articulares^(29, 30), caracteriza-se pelo aumento da inclinação do teto cotilóideo (ângulo de índice acetabular) e diminuição da cobertura lateral e/ou anterior (diminuição do ângulo centro-lateral e centro-ventral), podendo ou não estar associada a aumento do ângulo cérico diafisário femoral (coxa valga), anteversão do colo femoral e retroversão do acetábulo⁽¹¹⁾. Esta combinação resulta habitualmente numa sobrecarga estática em carga do teto acetabular e numa instabilidade ou incapacidade de manter o centro de rotação da articulação fixo, com migração lateral, superior e anterior da cabeça, sendo, habitualmente, bastante sintomática e constituindo fator de risco para o aparecimento relativamente precoce de alterações degenerativas na coxofemoral (fig. 6).

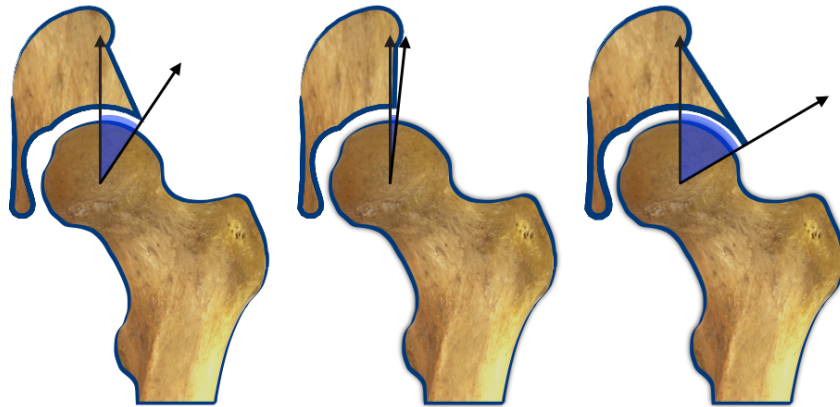


Figura 2: Ângulo de cobertura acetabular centro lateral (ACL) entre uma linha vertical e uma linha que é tangente à margem do rebordo acetabular, com interseção no centro geométrico da cabeça femoral. O valor normal é de 25 a 30° (esquerda); se < a 20° (meio), existe hipocobertura acetabular ou displasia; se > 30° (direita), existe hipercobertura acetabular que predispõe ao conflito femoroacetabular tipo *pincer*.

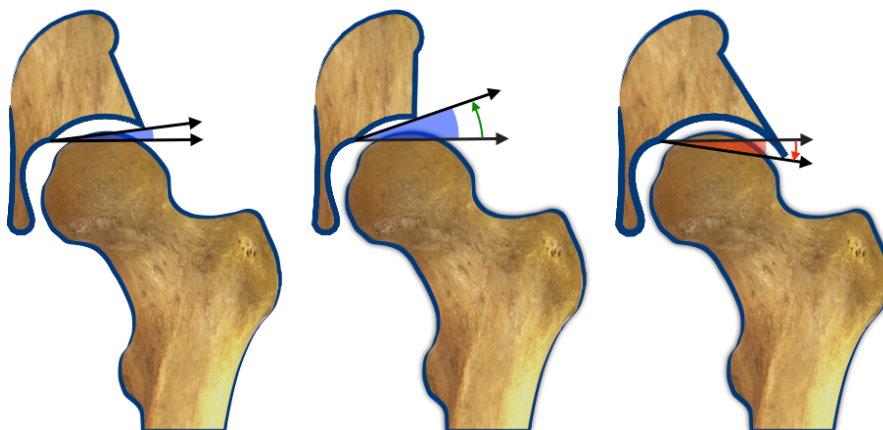


Figura 3: Ângulo de índice acetabular (IA) entre uma linha horizontal e uma linha que é tangente à margem do rebordo acetabular, com interseção no limite interno do teto acetabular (zona de carga). O valor normal é de 0 a 10°; (esquerda) se > 10° (meio), existe hipocobertura acetabular ou displasia; se < 0° (direita), existe hipercobertura acetabular que predispõe a conflito femoroacetabular tipo *pincer*.

2. No outro extremo do espectro, o CFA é caracterizado pela limitação da mobilidade por “falta de espaço” entre a cabeça femoral, ou o colo, e a margem acetabular.

Estão descritos dois mecanismos de conflito: a) mecanismo de intrusão em que a extensão lateral e anterior não esférica da cabeça femoral com (ângulos γ ou α anormais) penetra na cavidade acetabular e cria uma força de compressão anormal na cartilagem acetabular⁽³¹⁻³³⁾. Nesta situação, os parâmetros de cobertura da cabeça femoral e da versão do acetábulo são variáveis, normalmente próximos ou inferiores ao valor normal, sendo a deformidade principal definida por uma protuberância na transição cervico-cefálica de localização radial variável⁽³⁴⁾ ou uma translação posterior da cabeça femoral em relação ao colo. Este mecanismo de lesão articular tem o nome de *cam* pelo facto de a deformidade cefálica se aproximar à

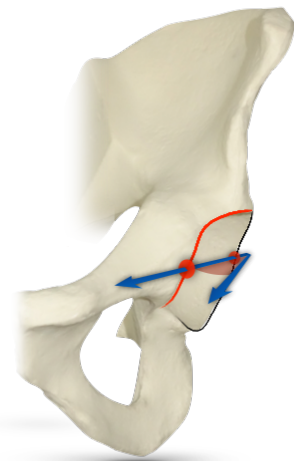


Figura 4: O ângulo de anteversão do acetábulo, medido no plano horizontal, corresponde à interseção de uma linha ântero-posterior no plano sagital com uma linha que é tangente às duas margens acetabulares. Na figura a vermelho e preto, o limite das margens acetabulares anterior e posterior, respetivamente.

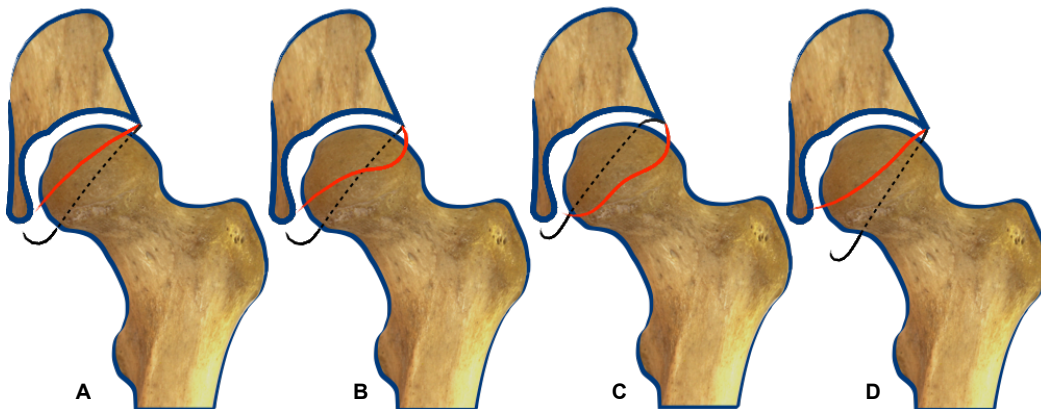


Figura 5: A projeção normal da margem acetabular anterior e posterior (que quantifica a versão acetabular): a posterior deve cruzar o centro de rotação da cabeça femoral e a anterior (vermelho), ser mais medial (A). Quando a posterior é normal e a anterior é mais lateral, intercetando a posterior, temos uma retroversão, com um “excesso” de parede anterior (B); quando a posterior é mais medial e a anterior mais lateral, o acetábulo deve ter tamanho normal, mas está francamente retrovertido (C); quando a parede anterior é grande e a parede posterior é lateral ao centro de rotação da cabeça, existe normalmente hipercobertura acetabular global (D).

	Normal	Displasia	CFA <i>cam</i>	CFA <i>pincer</i>
IA	0 -10°	>10°	variável	<0°
ACL	25-30°	<17°	variável	>30°
ângulo Alfa	<45°	variável	>45°	variável
Retroversão do acetábulo	ausente	frequente	variável	frequente
Anteversão do colo	15-20°	antevertido	variável	variável

Tabela 1: Combinações morfológicas frequentes na articulação coxofemoral.

forma de uma cambota⁽³⁵⁾ (fig. 7); b) mecanismo de impacto do colo femoral contra

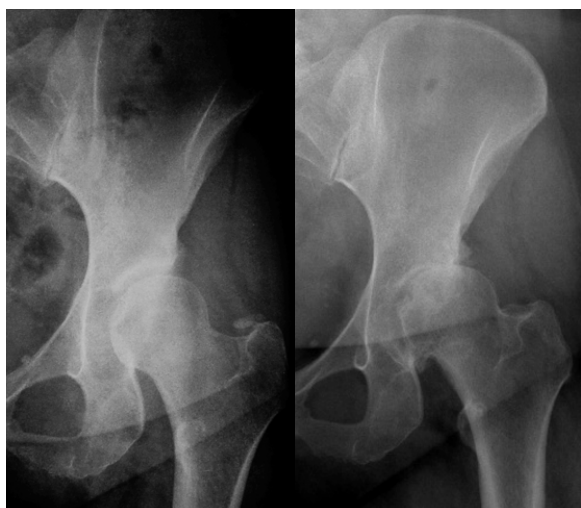


Figura 6: À esquerda – radiografia ântero-posterior da hemibacia (centrada à bacia) de uma doente com 28 anos, com displasia acetabular com um ângulo de índice acetabular de 22° e um ângulo centro lateral de 9°. À esquerda – a mesma doente dois anos depois da primeira radiografia com diminuição significativa da entrelinha articular.

o labrum acetabular que pode ocorrer quando existe retroversão acetabular ou aumento da sua profundidade. Neste mecanismo de pinçamento ou *pincer* existe agressão direta da margem e do labrum acetabular⁽³⁶⁻⁴⁰⁾ (fig. 8). Mesmo sintomática, a hipercobertura acetabular parece, no entanto, poder ser protetora em relação à agressão condral primária⁽⁴¹⁾. Por esse motivo, a nossa dissertação terá como tema o CFA tipo *cam*, nos seus aspetos morfológicos, fisiopatológicos e clínicos. As restantes alterações da morfologia não serão desenvolvidas.

3. Conceito de preservação da anca na sua perspetiva histórica

Na cirurgia ortopédica, a introdução da substituição articular da anca data de meados do século XX com Sir John Charnley e a sua artroplastia de baixa fricção precursora dos sistemas atuais⁽⁴²⁾. Pelo êxito em termos de alívio da dor, aumento da mobilidade na doença degenerativa, pela melhoria dos materiais biocompatíveis e pela menor incidência de infeção, a artroplastia total da anca passou a ser uma das cirurgias efetuadas no aparelho locomotor com maior sucesso. Presentemente,

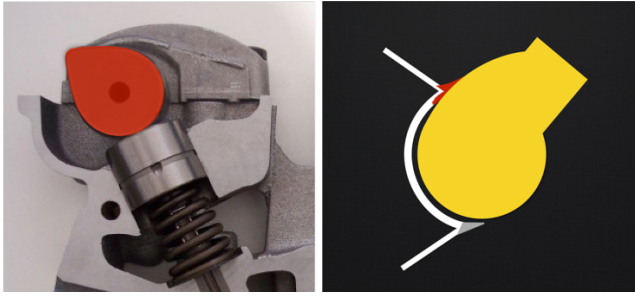


Figura 7: Mecanismo associado à abertura de válvulas de um motor de combustão onde existe uma peça com forma semiovoide denominada *cam*. O nome de *cam* atribuído ao mecanismo de intrusão da cabeça femoral deriva do comportamento de compressão intermitente semelhante ao que acontece com esta estrutura mecânica. A estrutura primordialmente agredida é a cartilagem.

são efetuadas, em média, a nível global por ano, cerca de 130 por 100 000 habitantes, com uma média de 12% de procedimentos cirúrgicos de revisão associados.

Em relação à artroplastia primária, apesar de as taxas de êxito serem muito altas, existem problemas não resolvidos⁽⁴³⁾, como a falência por descolamento

asséptico relativamente precoce em doentes jovens⁽⁴⁴⁾, a infeção por patogénicos multirresistentes, a dificuldade na preservação de capital ósseo para futuras revisões, entre outros. Com a difusão em larga escala da substituição protésica da anca, muitos dos procedimentos de preservação articular foram abandonados pela inconstância dos seus resultados^(45, 46) e dificuldade técnica acrescida. Osteotomias de varização ou valgização, como as descritas por Bombelli⁽⁴⁷⁾ no tratamento de deformidades do fémur proximal, e osteotomias de rotação do colo femoral como as descritas por Sugioka⁽⁴⁸⁻⁵²⁾, foram descontinuadas pela elevada taxa de falência, quer no local da osteotomia, quer no seu objetivo principal, retardar o processo degenerativo mecânico.

O conceito de CFA resultante de contacto anormal entre duas estruturas articulares foi publicado pela primeira vez em 1936, por Smith Peterson⁽⁵³⁾, que descreveu simultaneamente uma osteotomia intra-articular efetuada no colo femoral e margem acetabular destinada a melhorar os sintomas do doente. A formulação do problema e respetiva solução eram muito semelhantes aos conceitos atuais:

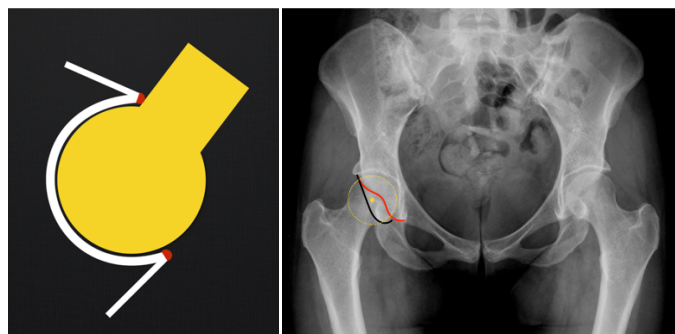


Figura 8: Mecanismo de *pincer* com compressão anormal da margem acetabular resultante de uma situação de hipercobertura. A estrutura primordialmente agredida é o labrum acetabular.

“The question to be answered was: what is the source of this patient

pain? The answer was: The impingement of the femoral neck on the anterior acetabular margin ... the answer to our problem: If we could eliminate this impingement, we should be able to eliminate the resultant reactions and, therefore, pain. To eliminate impingement two regions may be attacked, the neck of the femur and the anterior margin of the acetabulum. To eliminate impingement by a plastic procedure on the femur would be impossible, since this would sacrifice a too large portion of the neck. What would be the effect of removing the anterior wall of the acetabulum? By sacrificing a small portion of this structure, a wide range of motion would be gained."

Embora a técnica cirúrgica publicada na altura fosse rudimentar, notamos a preocupação com a precisão do volume da resseção ao nível do colo femoral, potenciais complicações daí resultantes e também com a necessidade de resolver o conflito mecânico, abordando os dois lados da articulação. Como veremos adiante, o problema da quantidade a ser removida e a morfologia conseguida depois da resseção continuam a ser questões importantes que nos preocupam e que motivaram parte dos estudos anatómicos que apresentamos na nossa dissertação.

A percepção da potencial consequência deste mecanismo patológico surge três décadas mais tarde, com Murray⁽⁵⁴⁾. Na sua publicação, sugeriu existir relação entre uma deformidade subtil do fémur proximal, que denominou de "ligeira inclinação", e o desenvolvimento subsequente de osteoartrose da anca. A deformidade não foi completamente caracterizada nesta altura por terem sido apenas observadas radiografias na incidência ântero-posterior onde era evidente um grau ligeiro de deformidade semelhante ao observado nos casos típicos de epifisiólise proximal do fémur. Solomon⁽⁵⁵⁾ e Harris⁽⁵⁶⁾ reafirmam a ideia de Murray de que alterações morfológicas subtis com alteração da esfericidade da cabeça femoral podiam ser potenciais precursoras de osteoartrose. Em 1975, é descrita por Stulberg, pela primeira vez, a deformidade *pistol grip*⁽⁵⁷⁾, mas a sua importância real só foi reconhecida muito mais tarde por Ganz⁽⁵⁸⁾. Este autor, considerado pioneiro no conceito moderno de preservação da anca, descreve detalhadamente de uma forma integrada⁽³⁷⁾ o mecanismo de agressão articular resultante da presença da deformidade *cam*:

“with isolated cam femoroacetabular impingement, the labrum remains uninvolved over a rather long period. What appears on MRI as rupture of the labrum is in fact an avulsion of the acetabular cartilage from the labrum and then of the sub-chondral bone. Such a cartilage cleavage can become as deep as 2 cm and will be destroyed with time. When the involved area is large enough, the femoral head will migrate into the defect, which can be seen first in MRI and somewhat later in conventional radiography as joint space narrowing. It is only then that the cartilage of the spherical portion of the head (weightbearing area) becomes involved, while the cartilage of the nonspherical portion of the head (nonweightbearing area) shows surface damage early in the disease process.”

Surge, pois, com esta descrição, a primeira associação lógica entre a deformidade cefálica e o aparecimento da alteração degenerativa da cartilagem:

“...many cases of osteoarthritis of the hip that previously were considered “primary” or “idiopathic” are, indeed, caused by minor developmental deformities that were previously unrecognized or ignored and these deformities cause arthritis to develop from what is today called femoroacetabular impingement”.

Ganz descreve também a cirurgia adequada⁽⁵⁹⁾ ao tratamento da deformidade tendo em conta a anatomia vascular⁽⁶⁰⁾ extracapsular das artérias que nutrem a epífise proximal do fêmur. Esta técnica elaborada de luxação cirúrgica da anca, que permite uma ampla exposição da cavidade acetabular e um acesso a toda a periferia da articulação e à extremidade proximal do fêmur, contribuiu muito para a melhor compreensão do fenómeno de CFA através da observação direta da dinâmica da articulação. A sua versatilidade tornou-a técnica de eleição para tratamento de muitas deformidades intra e extra-articulares. Adicionalmente, o conceito de preservação articular renasceu e evoluiu significativamente à luz da possibilidade de corrigir deformidades, utilizando osteotomias mais sofisticadas do colo femoral e da própria cabeça femoral⁽⁶¹⁻⁶⁷⁾.

A compreensão do fenómeno de intrusão acetabular de uma região de raio de curvatura diferente da restante cabeça femoral (fig. 9) e a observação direta de que existia lesão da cartilagem acetabular associada levaram a que Ganz, retomando o conceito de Smith Peterson, descrevesse a técnica de osteoplastia da cabeça femoral como forma de tratar a deformidade, restaurando a sua esfericidade^(9, 68-76).

4. Aspetos clínicos

Normalmente, o CFA é diagnosticado em doentes jovens adultos entre a segunda e quarta décadas de vida. Entendendo o CFA como um mecanismo de agressão articular, o seu diagnóstico só pode ser feito se existirem sintomas. Em indivíduos jovens assintomáticos, a prevalência estimada de alterações

morfológicas predisponentes para CFA é de 14 a 24%^(77, 78). Por esse motivo, o diagnóstico requer a combinação de sintomas, exame objetivo positivo e achados imagiológicos que os possam explicar.

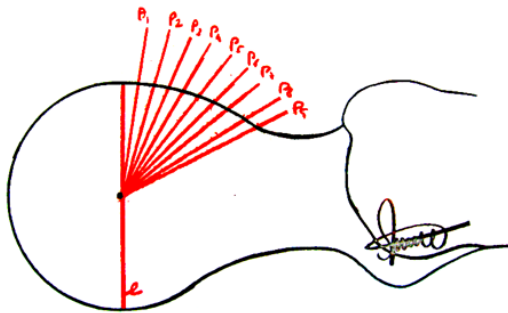


Figura 9: A alteração do raio de curvatura da cabeça femoral em crescente desde a região equatorial da cabeça femoral até à sua periferia pode, durante o mecanismo de intrusão, condicionar o aumento da pressão de contacto entre as superfícies cartilagueas. É lógico supor que a pressão de contacto será tanto maior quanto maior a deformidade.

4.1 – Sintomas

A dor é o sintoma mais frequente. Na maioria dos casos, manifesta-se de forma insidiosa. Em cerca de 30% dos casos pode ser coincidente com um evento específico que desencadeia o início do quadro clínico⁽⁷⁹⁾. Nos casos em que a dor tem um aparecimento progressivo, normalmente existe relação com esforço físico. Na fase inicial, surge após a atividade, mas com a progressão do mecanismo de agressão articular, passa a aparecer durante a mesma. Na presença de uma lesão condral ou labral estabelecida, pode manifestar-se mesmo em repouso. Normalmente, existe relação com o tipo de atividade e posição do membro, com agravamento da dor em flexão e rotação interna ou abdução da anca. Nos doentes mais sintomáticos,

o subir escadas e estar sentado durante alguns minutos pode desencadear dor do tipo moinha que alivia com a extensão, rotação externa e mudança frequente de posição⁽⁸⁰⁾.

A localização mais frequente da dor é inguinal (até 88%), mas pode ser irradiada para o joelho, para a região trocantérica ou pode aparecer isoladamente nestes locais.

A associação de dor trocantérica com inguinal é denominada “sinal em C”. Locais menos frequentes de dor são a região glútea, a face lateral da coxa e a região lombar baixa. Nestas últimas localizações, a dor raramente surge de forma isolada, mas quase sempre em associação com dor inguinal⁽⁷⁹⁾.

A intensidade algica reportada pelos doentes varia de ligeira até bastante incapacitante e pode ser tipo moinha ou picada. Um número significativo de doentes apresenta ainda limitação importante nalgumas atividades da vida diária, como subir escadas, marcha em terreno irregular ou permanecer mais de 30 minutos na posição de sentado⁽⁷⁹⁾. É frequente também o agravamento dos sintomas com a prática de desporto.

4.2 – Exame objetivo

O exame objetivo típico do doente com CFA mostra diminuição da rotação interna da anca em flexão e dor, perto do limite máximo da amplitude. A pesquisa deste sinal de CFA deve ser feita com movimento suave, o mais fisiológico possível até ser sentida resistência ou o doente ter queixas de dor. Nas deformidades tipo *cam* menos acentuadas, o arco de movimento pode ser quase normal^(81, 82). Muitas vezes não existe sinal de *trendlemburg* visível. O teste de “FABER” pode ser positivo também nalguns doentes, particularmente se existe alteração do *offset* colo-cabeça mais lateral (ângulo γ anormal). Nas deformidades cefálicas posteriores, muito menos frequentes, pode existir limitação evidente na rotação externa em extensão.

Alguns estudos⁽⁷⁹⁾ descrevem uma duração média de sintomas, antes do diagnóstico, superior a três anos, o que demonstra bem a necessidade de conhecer a patologia para a diagnosticar corretamente do ponto de vista clínico.

Em qualquer das manobras efetuadas que seja dolorosa, é muito

importante questionar o doente se a dor sentida reproduz as queixas habituais. Se a resposta for positiva, o diagnóstico de CFA é mais provável.

Só com base no exame objetivo é difícil o diagnóstico diferencial entre as várias formas de CFA, exceto nos casos em que existe uma forma de *pincer* global com hipercobertura acetabular e diminuição significativa do arco fisiológico de mobilidade da anca.

Quando existem dúvidas em relação à causa da dor, pode ser utilizado um teste de infiltração intra-articular com anestésico local. Se a resposta ao teste for negativa e não levar ao desaparecimento da dor, é pouco provável que o doente seja candidato a cirurgia uma vez que, mesmo na presença de alterações radiográficas sugestivas, a dor não terá origem numa lesão intra-articular⁽⁸³⁾.

4.3 – Métodos de imagem

A imagiologia assume um papel muito importante no diagnóstico e na seleção dos doentes candidatos a cirurgia. A radiografia simples deve ser o primeiro exame complementar de diagnóstico a ser pedido. Deve ser efetuada de forma correta, sem rotação e sem inclinação anterior ou posterior do anel pélvico. A distância da ampola de raios X ao doente deve ser de cerca de 1,2 metros e o feixe de radiação deve ser dirigido ao ponto médio entre uma linha que une as duas espinhas ilíacas ântero-superiores e o bordo superior da sínfise púbica^(26, 38) (fig. 10). Esta é a forma correta de valorizarmos a projeção radiográfica das paredes acetabulares sem introduzir o erro causado pela paralaxe do raio X. A radiografia centrada a uma só anca não é aceite como imagem adequada para diagnóstico de CFA. A incidência de Dunn e *cross-table view* permitem uma visualização da região anterior e superior e das deformidades aí localizadas (entre a 1 e as 3 horas do mostrador do relógio). A incidência *cross-table view* é efetuada com o fémur em rotação interna com uma distância da ampola ao doente de cerca de 1,2 metros e com o feixe de radiação apontado à prega inguinal do doente⁽³⁸⁾.

A ressonância magnética nuclear (RMN) assume um papel preponderante no diagnóstico do CFA tipo *cam* e permite um estadiamento da lesão primária da cartilagem nas suas formas mais básicas: delaminação e erosão. A articulação da anca pela sua profundidade, anatomia esférica, espessura fina da camada de

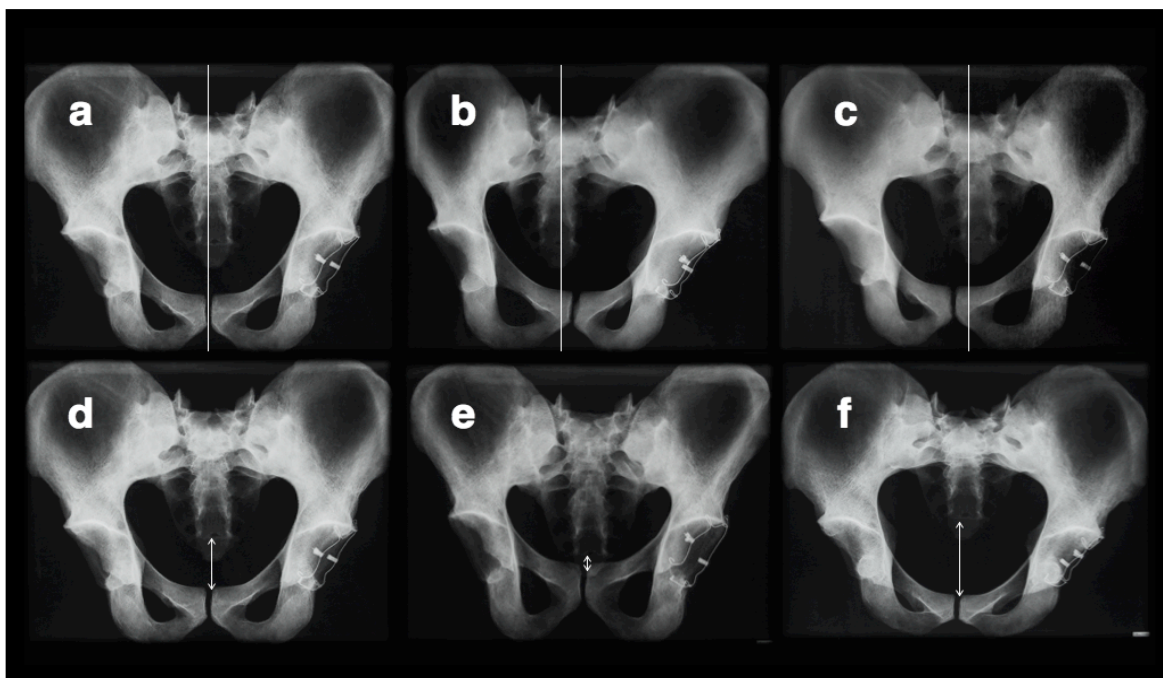


Figura 10: Radiografia ântero-posterior de uma bacia com as paredes do acetábulo esquerdo marcadas com um arame rádio-opaco e em diferentes posições: a) centrada, sem rotação lateral, expressão das margens acetabulares normais: a parede anterior é medial em relação à parede posterior; b) rotação de 10° para a esquerda – retroversão acetabular esquerda; c) rotação de 10° para a direita – anteversão acetábulo esquerdo; d) na inclinação padronizada da bacia, a distância que separa o bordo superior da sínfise púbica da articulação sacrocoxígea deve ser de cerca 32 mm no género masculino e 47 mm no feminino; e) inclinação posterior da bacia – anteversão acetabular; f) inclinação anterior da bacia – retroversão acetabular.

cartilagem, congruência absoluta e orientação espacial do colo femoral torna-se difícil de avaliar detalhadamente por RMN nos planos paralelos habituais. Na última década, foi introduzido um protocolo radial em que os planos de aquisição são feitos de forma perpendicular à superfície articular do acetábulo, sendo o eixo da revolução radial coincidente com o eixo geométrico do colo femoral (fig. 11). Neste protocolo radial, as imagens permitem caracterizar a morfologia da transição colo-cabeça de forma precisa, eliminando artefactos relacionados com o efeito de volume parcial⁽⁸⁴⁾ e distorção dos cortes oblíquos na imagem do labrum e cartilagem acetabulares. Para além do aporte valioso na caracterização rigorosa da geometria intra e extra-articular, a RMN permite localizar estruturas vasculares intra-articulares fundamentais ao planeamento da cirurgia corretiva das deformidades⁽³⁴⁾. O desenvolvimento de *software* específico permite também a interpretação das imagens em dois planos distintos com referência cruzada de modo a conseguir quantificar a extensão radial da deformidade⁽³⁴⁾.

A literatura descreve valores muito variáveis de sensibilidade e especificidade para a RMN na deteção de lesões condrais. A introdução de contraste intra-articular parece aumentar de forma significativa a capacidade

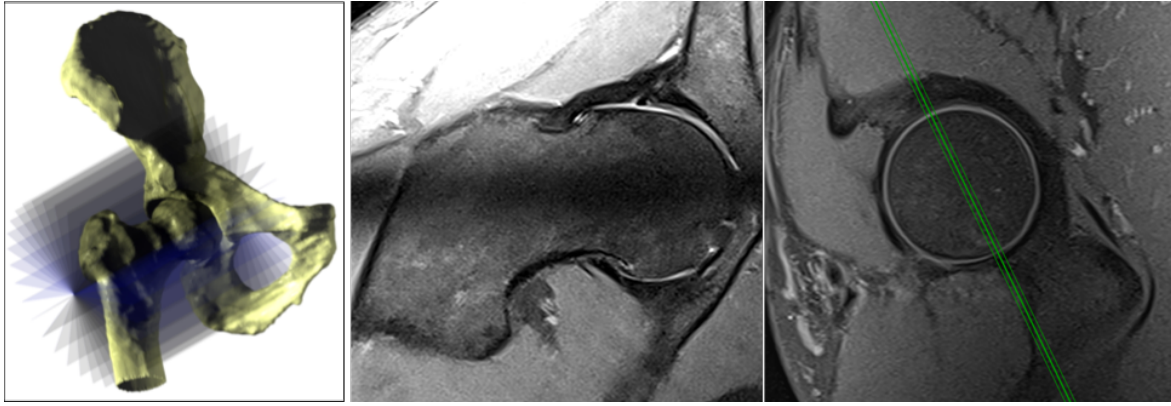


Figura 11: À esquerda, planos de RMN radial com eixo de revolução coincidente com o eixo geométrico do colo femoral. No centro, a imagem de aquisição radial onde a deformidade da cabeça femoral é bastante visível. À direita, o respetivo plano em que a aquisição radial foi efetuada.

diagnóstica da RMN, passando a sensibilidade e especificidade na deteção de lesões de 30% e 36% para 90 e 91%, respetivamente. Embora não esteja publicada a experiência global com a introdução das imagens radiais, alguns autores afirmam que estes valores podem ser próximos de 100%⁽⁸⁴⁾.

5. O estado da arte na preservação articular e no tratamento do conflito femoroacetabular tipo *cam*

Podemos dividir as alterações morfológicas da extremidade proximal do fémur em três grandes categorias: intra-articulares, extra-articulares e mistas com componente intra-articular e extra-articular^(63, 85-88). As formas intra-articulares mais frequentes resultam nos mecanismos atrás descritos de CFA tipo *cam* e *pincer*. As formas extra-articulares podem ser muito complexas e normalmente resultam de alterações do desenvolvimento, com deformidades grosseiras da extremidade proximal do fémur ou acetábulo e incongruência articular.

A descrição anatómica detalhada da perfusão arterial da extremidade proximal do fémur e a compreensão dos mecanismos de lesão articular secundária às variantes patológicas da morfologia, de certa forma, revolucionaram o conceito de cirurgia de preservação da anca. Na sua forma mais simples, a técnica da luxação cirúrgica da anca permite observar o mecanismo de conflito, restaurar a morfologia normal esférica da cabeça femoral com resseção da deformidade *cam* (osteoplastia), reparar lesões do labrum e cartilagem acetabulares.

A possibilidade cirúrgica, adicional, de gerar um retalho de partes moles contendo a perfusão arterial suficiente da cabeça femoral, isolando as suas principais artérias nutridoras e separando-as do colo, permite efetuar osteotomias do colo femoral, alongamento do colo femoral com distalização do grande trocânter (GT) e até mesmo osteotomia da cabeça femoral, preservando intacta a sua vascularização. Este tipo de cirurgia destina-se a tratar deformidades complexas da extremidade proximal do fêmur e sequelas de patologia da anca em crescimento, como doença de Perthes e a epifisiólise proximal do fêmur. Este tema não será desenvolvido por não ser o assunto central desta dissertação. No entanto, os estudos vasculares efetuados em cadáver podem contribuir adicionalmente para melhorar estas técnicas cirúrgicas.

Centrando a nossa atenção só nas formas intra-articulares e mais especificamente no mecanismo de intrusão ou *cam*, podemos afirmar que, muito embora se reconheça o seu mecanismo agressor e a necessidade de tratamento, pouco sabemos ainda em relação à quantificação do dano condral em função da geometria da deformidade e à sua expressão tridimensional e relação com a topografia das estruturas vasculares intra-articulares e intraósseas. De igual modo, a história natural da doença não é bem conhecida. Até ao momento, não foi publicado nenhum estudo que nos diga que a correção da deformidade isolada, em doentes assintomáticos, possa ter influência significativa na sua história natural. Existem estudos na área da imagiologia, com um elevado grau de especificidade para a deteção de anomalias intra-articulares, que apontam para uma elevada prevalência destas deformidades na população em geral, cujo significado é ainda desconhecido. Por este motivo, como já foi referido, as nossas indicações para cirurgia, neste grupo de doentes, baseiam-se em dois pilares fundamentais: a presença de deformidade e a sintomatologia desencadeada pelo mecanismo de intrusão.

Na última década, a par da cirurgia aberta com luxação cirúrgica da anca, a artroscopia tem vindo a assumir um papel relevante. A reabilitação mais precoce, a possibilidade de correção da deformidade *cam* e a possibilidade do tratamento de lesões condrolabrais são argumentos que favorecem a sua utilização. Nalgumas séries publicadas, o resultado do tratamento artroscópico é sobreponível ao da cirurgia aberta em populações semelhantes e sem

deformidade extra-articular associada. Por haver alguma dificuldade na percepção artroscópica da tridimensionalidade da deformidade, existe interesse crescente em caracterizá-la melhor do ponto de vista topográfico e planejar antes da cirurgia os limites da sua ressecção⁽³⁴⁾.

6. O nosso contributo

Nesta dissertação, abordaremos o tema da preservação articular especificamente no que diz respeito ao mecanismo de CFA, onde existe deformidade da cabeça femoral tipo *cam* em três ramos do conhecimento distintos.

6.1 – Estudo clínico

Será descrito um estudo clínico retrospectivo, selecionando-se uma amostra de doentes equiparáveis nos aspetos epidemiológicos exclusivamente com CFA tipo *cam* sintomático com um seguimento médio de cinco anos (dois a dez anos). Neste estudo, descreveremos as técnicas cirúrgicas utilizadas e faremos uma análise sistemática das complicações, dos resultados funcionais obtidos e de algumas insuficiências de diagnóstico e prognóstico que motivaram parte da investigação subsequente explanada nesta tese.

6.2 – Anatomia da artéria circunflexa posterior

Será descrita a anatomia macroscópica e topográfica da principal artéria nutridora da epífise femoral, ao longo do seu trajeto extracapsular e distribuição dos seus ramos terminais intraósseos na cabeça femoral. O estudo macroscópico será apresentado descrevendo a dissecação sistemática efetuada por nós nesta região anatómica no cadáver humano. O estudo da topografia intraóssea será apresentado em dois contextos diferentes: o primeiro em peças anatómicas de cadáver fresco (extremidade proximal do fémur) com injeção de uma solução de gadolínio no ramo profundo da artéria circunflexa posterior e utilizando aquisições de RMN 3 tesla (T); o segundo em doentes portadores de deformidade *cam*,

candidatos a cirurgia por duas técnicas distintas (artroscopia e cirurgia aberta). Neste último contexto, caracterizaremos a deformidade *cam* em termos de topografia, relação espacial com a vascularização intraóssea e, simultaneamente, descreveremos um instrumento de medida da sua extensão radial que poderá ser uma ferramenta na planificação pré-cirúrgica na resseção desta deformidade.

6.3 – Estudo por elementos finitos

Será conduzido um estudo mecânico por elementos finitos da articulação da anca, baseado em modelos construídos a partir de imagens de ressonância magnética radial, gerados por *software* específico, onde procuraremos descrever e quantificar as tensões e as pressões envolvidas nos movimentos frequentes da coxofemoral humana normal e com deformidade da cabeça femoral. Este estudo também se destina à análise comparativa de um modelo real antes e após a osteoplastia da cabeça femoral. Procuraremos demonstrar que existe uma relação entre a variação do raio de curvatura da deformidade e a pressão de contacto em pontos predeterminados da cartilagem femoral no modelo tridimensional (malha de elementos finitos).

7. Bibliografía:

1. Hartofilakidis G, Bardakos NV, Babis GC, Georgiades G. An examination of the association between different morphotypes of femoroacetabular impingement in asymptomatic subjects and the development of osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 2011, May;93(5):580-6.
2. Hasegawa Y, Iwata H, Mizuno M, Genda E, Sato S, Miura T. The natural course of osteoarthritis of the hip due to subluxation or acetabular dysplasia. *Arch Orthop Trauma Surg* 1992;111(4):187-91.
3. Reijman M, Hazes JMW, Pols HAP, Koes BW, Bierma-Zeinstra SMA. Acetabular dysplasia predicts incident osteoarthritis of the hip: The rotterdam study. *Arthritis Rheum* 2005, Mar;52(3):787-93.
4. Wenger DR. Is there a role for acetabular dysplasia correction in an asymptomatic patient? *J Pediatr Orthop* 2013;33 Suppl 1:S8-12.
5. Larson CM, Giveans MR. Arthroscopic debridement versus refixation of the acetabular labrum associated with femoroacetabular impingement. *Arthroscopy* 2009, Apr;25(4):369-76.
6. McCormick F, Nwachukwu BU, Alpaugh K, Martin SD. Predictors of hip arthroscopy outcomes for labral tears at minimum 2-year follow-up: The influence of age and arthritis. *Arthroscopy* 2012, Oct;28(10):1359-64.
7. Horisberger M, Brunner A, Herzog RF. Arthroscopic treatment of femoral acetabular impingement in patients with preoperative generalized degenerative changes. *Arthroscopy* 2010, May;26(5):623-9.
8. Philippon MJ, Schroder E Souza BG, Briggs KK. Hip arthroscopy for femoroacetabular impingement in patients aged 50 years or older. *Arthroscopy* 2012, Jan;28(1):59-65.
9. Philippon MJ, Briggs KK, Yen Y-M, Kuppersmith DA. Outcomes following hip arthroscopy for femoroacetabular impingement with associated chondrolabral dysfunction: Minimum two-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 2009, Jan;91(1):16-23.
10. Palmer AJR, Thomas GER, Pollard TCB, Rombach I, Taylor A, Arden N, et al. The feasibility of performing a randomised controlled trial for femoroacetabular impingement surgery. *Bone Joint Res* 2013, Feb;2(2):33-40.
11. Tibor LM, Liebert G, Sutter R, Impellizzeri FM, Leunig M. Two or more impingement and/or instability deformities are often present in patients with hip pain. *Clin Orthop Relat Res* 2013, Dec;471(12):3762-73.
12. Rouvière H, Delmas A. *Anatomía humana : Descriptiva, topográfica y funcional*. Barcelona: Masson; 2005.
13. Gray H. *Gray's anatomy: With original illustrations by Henry Carter*. Arcturus Publishing; 2009.
14. Toogood PA, Skalak A, Cooperman DR. Proximal femoral anatomy in the normal human population. *Clin Orthop Relat Res* 2009, Apr;467(4):876-85.
15. Nötzli HP, Wyss TF, Stoecklin CH, Schmid MR, Treiber K, Hodler J. The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement. *J Bone Joint Surg Br* 2002, May;84(4):556-60.

16. Sutter R, Dietrich TJ, Zingg PO, Pfirrmann CWA. How useful is the alpha angle for discriminating between symptomatic patients with *cam*-type femoroacetabular impingement and asymptomatic volunteers? *Radiology* 2012, Aug;264(2):514-21.
17. Beaulé PE, Hynes K, Parker G, Kemp KA. Can the alpha angle assessment of *cam* impingement predict acetabular cartilage delamination? *Clin Orthop Relat Res* 2012, Dec;470(12):3361-7.
18. Neumann M, Cui Q, Siebenrock KA, Beck M. Impingement-free hip motion: The 'normal' angle alpha after osteochondroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2009, Mar;467(3):699-703.
19. Meyer DC, Beck M, Ellis T, Ganz R, Leunig M. Comparison of six radiographic projections to assess femoral head/neck asphericity. *Clin Orthop Relat Res* 2006, Apr; 445:181-5.
20. Zingg PO, Ulbrich EJ, Buehler TC, Kalberer F, Poutawera VR, Dora C. Surgical hip dislocation versus hip arthroscopy for femoroacetabular impingement: Clinical and morphological short-term results. *Arch Orthop Trauma Surg* 2013, Jan;133(1):69-79.
21. Govsa F, Ozer MA, Ozgur Z. Morphologic features of the acetabulum. *Arch Orthop Trauma Surg* 2005, Sep;125(7):453-61.
22. Steppacher SD, Lerch TD, Gharanizadeh K, Liechti EF, Werlen SF, Puls M, et al. Size and shape of the lunate surface in different types of pincer impingement: Theoretical implications for surgical therapy. *Osteoarthritis Cartilage* 2014, Jul;22(7):951-8.
23. Banks KP, Grayson DE. Acetabular retroversion as a rare cause of chronic hip pain: Recognition of the "figure-eight" sign. *Skeletal Radiol* 2007, Jun;36 Suppl 1:S108-11.
24. Kim WY, Hutchinson CE, Andrew JG, Allen PD. The relationship between acetabular retroversion and osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 2006, Jun;88(6):727-9.
25. Ezoë M, Naito M, Inoue T. The prevalence of acetabular retroversion among various disorders of the hip. *J Bone Joint Surg Am* 2006, Feb;88(2):372-9.
26. Siebenrock KA, Kalbermatten DF, Ganz R. Effect of pelvic tilt on acetabular retroversion: A study of pelvises from cadavers. *Clin Orthop Relat Res* 2003, Feb(407):241-8.
27. Kalberer F, Sierra RJ, Madan SS, Ganz R, Leunig M. Ischial spine projection into the pelvis : A new sign for acetabular retroversion. *Clin Orthop Relat Res* 2008, Mar;466(3):677-83.
28. Tannenbaum E, Kopydlowski N, Smith M, Bedi A, Sekiya JK. Gender and racial differences in focal and global acetabular version. *J Arthroplasty* 2013, Jun 17.
29. Ganz R, Leunig M. Morphological variations of residual hip dysplasia in the adult. *Hip Int* 2007;17 Suppl 5:S22-8.
30. Michaeli DA, Murphy SB, Hipp JA. Comparison of predicted and measured contact pressures in normal and dysplastic hips. *Med Eng Phys* 1997, Mar;19(2):180-6.
31. Jorge JP, Simões FMF, Pires EB, Rego PA, Tavares DG, Lopes DS, Gaspar A. Finite element simulations of a hip joint with femoroacetabular impingement. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2012, Dec 4.
32. Chegini S, Beck M, Ferguson SJ. The effects of impingement and dysplasia on stress distributions in the hip joint during sitting and walking: A finite element analysis. *J Orthop Res* 2009, Feb;27(2):195-201.
33. Anderson LA, Peters CL, Park BB, Stoddard GJ, Erickson JA, Crim JR. Acetabular cartilage delamination in femoroacetabular impingement. Risk factors and magnetic resonance imaging

- diagnosis. *J Bone Joint Surg Am* 2009, Feb;91(2):305-13.
34. Rego PRA, Mascarenhas V, Oliveira FS, Pinto PC, Gaspar A, Ovídio J, Collado DG. Morphologic and angular planning for *cam* resection in femoroacetabular impingement: Value of the omega angle. *Int Orthop* 2015, Nov 18.
35. Ito K, Minka MA, Leunig M, Werlen S, Ganz R. Femoroacetabular impingement and the *cam*-effect. A mri-based quantitative anatomical study of the femoral head-neck offset. *J Bone Joint Surg Br* 2001, Mar;83(2):171-6.
36. Corten K, Ganz R, Chosa E, Leunig M. Bone apposition of the acetabular rim in deep hips: A distinct finding of global pincer impingement. *J Bone Joint Surg Am* 2011, May;93 Suppl 2:10-6.
37. Ganz R, Leunig M, Leunig-Ganz K, Harris WH. The etiology of osteoarthritis of the hip: An integrated mechanical concept. *Clin Orthop Relat Res* 2008, Feb;466(2):264-72.
38. Tannast M, Siebenrock KA, Anderson SE. Femoroacetabular impingement: Radiographic diagnosis-what the radiologist should know. *AJR Am J Roentgenol* 2007, Jun;188(6):1540-52.
39. Peters CL, Erickson JA. Treatment of femoroacetabular impingement with surgical dislocation and débridement in young adults. *J Bone Joint Surg Am* 2006, Aug;88(8):1735-41.
40. Beck M, Kalhor M, Leunig M, Ganz R. Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: Femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 2005, Jul;87(7):1012-8.
41. Agricola A, Heijboer H, Roze R, Reijman R, Bierma-Zeinstra B-Z, Verhaar V, et al. Pincer deformity does not lead to osteoarthritis of the hip whereas acetabular dysplasia does: Acetabular coverage and development of osteoarthritis in a nationwide prospective cohort study. *Osteoarthritis Cartilage* (2013) <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2013.07.004>.
42. Knight SR, Aujla R, Biswas SP. Total hip arthroplasty - over 100 years of operative history. *Orthop Rev* 2011, Sep 6;3(2):e16.
43. Saleh KJ, Kassim R, Yoon P, Vorlicky LN. Complications of total hip arthroplasty. *Am J Orthop* 2002, Aug;31(8):485-8.
44. Garellick G, Kärrholm J, Rogmark C, Herberts P. *Swedish hip arthroplasty register. Annual Report* 2010.
45. Kaczmarek W, Ceglaz P, Kucharski J, Nikratowicz P, Pucher A, Pietrzak K. The retrospective analysis of good and poor results of the intertrochanteric osteotomy for hip osteoarthritis. *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol* 2010;75(4):220-4.
46. Haverkamp D, Eijer H, Besselaar PP, Marti RK. Awareness and use of intertrochanteric osteotomies in current clinical practice. An international survey. *Int Orthop* 2008, Feb;32(1):19-25.
47. Bombelli R. *Structure and function in normal and abnormal hips: How to rescue mechanically jeopardized hips*. Springer Verlag; 1993.
48. Rijnen WHC, Gardeniers JWM, Westrek BLM, Buma P, Schreurs BW. Sugioka's osteotomy for femoral-head necrosis in young caucasians. *Int Orthop* 2005, Jun;29(3):140-4.
49. Sugano N, Takaoka K, Ohzono K, Matsui M, Saito M, Saito S. Rotational osteotomy for non-traumatic avascular necrosis of the femoral head. *J Bone Joint Surg Br* 1992, Sep;74(5):734-9.
50. Dean MT, Cabanela ME. Transtrochanteric anterior rotational osteotomy for avascular necrosis of the femoral head. Long-term results. *J Bone Joint Surg Br* 1993, Jul;75(4):597-601.
51. Sugioka Y. Transtrochanteric anterior rotational osteotomy of the femoral head in the treatment

- of osteonecrosis affecting the hip: A new osteotomy operation. *Clin Orthop Relat Res* 1978(130): 191-201.
52. Sugioka Y. Orthopedists should never forget the utility of osteotomy as an option for regenerative medicine: The importance of joint preservation surgery and its dissemination. *J Orthop Sci* 2007, Jan;12(1):1-3.
53. Smith-Petersen MN. The classic: Treatment of malum coxae senilis, old slipped upper femoral epiphysis, intrapelvic protrusion of the acetabulum, and coxa plana by means of acetabuloplasty. 1936. *Clin Orthop Relat Res* 2009, Mar;467(3):608-15.
54. Murray RO. The aetiology of primary osteoarthritis of the hip. *Br J Radiol* 1965, Nov;38(455): 810-24.
55. Solomon L. Patterns of osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 1976, May;58(2):176-83.
56. Harris WH. Etiology of osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 1986, Dec(213):20-33.
57. Stulberg SD, Cordell LD, Harris WH, Ramsey PL, MacEwen GD. *The hip: Proceedings of the third open scientific meeting of the hip society. Mosby* 1975:212-28.
58. Ganz R, Parvizi J, Beck M, Leunig M, Nötzli H, Siebenrock KA. Femoroacetabular impingement: A cause for osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 2003, Dec(417):112-20.
59. Ganz R, Gill TJ, Gautier E, Ganz K, Krügel N, Berlemann U. Surgical dislocation of the adult hip a technique with full access to the femoral head and acetabulum without the risk of avascular necrosis. *J Bone Joint Surg Br* 2001, Nov;83(8):1119-24.
60. Gautier E, Ganz K, Krügel N, Gill T, Ganz R. Anatomy of the medial femoral circumflex artery and its surgical implications. *J Bone Joint Surg Br* 2000, Jul;82(5):679-83.
61. Leunig M, Casillas MM, Hamlet M, Hersche O, Nötzli H, Slongo T, Ganz R. Slipped capital femoral epiphysis: Early mechanical damage to the acetabular cartilage by a prominent femoral metaphysis. *Acta Orthop Scand* 2000, Aug;71(4):370-5.
62. Leunig M, Slongo T, Ganz R. Subcapital realignment in slipped capital femoral epiphysis: Surgical hip dislocation and trimming of the stable trochanter to protect the perfusion of the epiphysis. *Instr Course Lect* 2008; 57:499-507.
63. Leunig M, Ganz R. Relative neck lengthening and intracapsular osteotomy for severe perthes and perthes-like deformities. *Bull NYU Hosp Jt Dis* 2011;69 Suppl 1:S62-7.
64. Paley D. Intra-Articular osteotomies of the hip, knee, and ankle. *Operative Techniques in Orthopaedics* 2011, Jun;21(2):184-96.
65. Tannast M, Macintyre N, Steppacher SD, Hosalkar HS, Ganz R, Siebenrock KA. A systematic approach to analyse the sequelae of LCPD. *Hip Int* 2013; 23 Suppl 9:S61-70.
66. Massè A, Aprato A, Grappiolo G, Turchetto L, Campacci A, Ganz R. Surgical hip dislocation for anatomic reorientation of slipped capital femoral epiphysis: Preliminary results. *Hip Int* 2012;22(2): 137-44.
67. Zaltz I, Baca G, Clohisy JC. Unstable SCFE: Review of treatment modalities and prevalence of osteonecrosis. *Clin Orthop Relat Res* 2013, Jul;471(7):2192-8.
68. Philippon MJ, Stubbs AJ, Schenker ML, Maxwell RB, Ganz R, Leunig M. Arthroscopic management of femoroacetabular impingement: Osteoplasty technique and literature review. *Am J Sports Med* 2007, Sep;35(9):1571-80.
69. Sussmann PS, Ranawat AS, Shehaan M, Lorich D, Padgett DE, Kelly BT. Vascular

preservation during arthroscopic osteoplasty of the femoral head-neck junction: A cadaveric investigation. *Arthroscopy* 2007, Jul;23(7):738-43.

70. Sussmann PS, Ranawat AS, Lipman J, Lorch DG, Padgett DE, Kelly BT. Arthroscopic versus open osteoplasty of the head-neck junction: A cadaveric investigation. *Arthroscopy* 2007, Dec; 23(12):1257-64.

71. May O, Matar WY, Beaulé PE. Treatment of failed arthroscopic acetabular labral debridement by femoral chondro-osteoplasty: A case series of five patients. *J Bone Joint Surg Br* 2007, May; 89(5):595-8.

72. Mardones R, Lara J, Donndorff A, Barnes S, Stuart MJ, Glick J, Trousdale R. Surgical correction of "cam-type" femoroacetabular impingement: A cadaveric comparison of open versus arthroscopic debridement. *Arthroscopy* 2009, Feb;25(2):175-82.

73. Parvizi J, Bican O, Bender B, Mortazavi SMJ, Purtill JJ, Erickson J, Peters C. Arthroscopy for labral tears in patients with developmental dysplasia of the hip: A cautionary note. *J Arthroplasty* 2009, Sep;24(6 Suppl):110-3.

74. Leunig M, Horowitz K, Manner H, Ganz R. In situ pinning with arthroscopic osteoplasty for mild SCFE: A preliminary technical report. *Clin Orthop Relat Res* 2010, Dec;468(12):3160-7.

75. Bedi A, Zaltz I, De La Torre K, Kelly BT. Radiographic comparison of surgical hip dislocation and hip arthroscopy for treatment of cam deformity in femoroacetabular impingement. *Am J Sports Med* 2011, Jul;39 Suppl:20S-8S.

76. Papalia R, Del Buono A, Franceschi F, Marinozzi A, Maffulli N, Denaro V. Femoroacetabular impingement syndrome management: Arthroscopy or open surgery? *Int Orthop* 2012, May;36(5): 903-14.

77. Yuan BJ, Bartelt RB, Levy BA, Bond JR, Trousdale RT, Sierra RJ. Decreased range of motion is associated with structural hip deformity in asymptomatic adolescent athletes. *Am J Sports Med* 2013, May 22.

78. Mascarenhas VV, Rego P, Dantas P, Morais F, McWilliams J, Collado D, et al. Imaging prevalence of femoroacetabular impingement in symptomatic patients, athletes, and asymptomatic individuals: A systematic review. *Eur J Radiol* 2016, Jan;85(1):73-95.

79. Clohisy JC, Knaus ER, Hunt DM, Leshner JM, Harris-Hayes M, Prather H. Clinical presentation of patients with symptomatic anterior hip impingement. *Clin Orthop Relat Res* 2009, Mar;467(3): 638-44.

80. Philippon MJ, Maxwell RB, Johnston TL, Schenker M, Briggs KK. Clinical presentation of femoroacetabular impingement. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007, Aug;15(8):1041-7.

81. Diaz-Ledezma C, Novack T, Marin-Peña O, Parvizi J. The relevance of the radiological signs of acetabular retroversion among patients with femoroacetabular impingement. *Bone Joint J* 2013, Jul;95-B(7):893-9.

82. Sekiya, J. K., Safran, M., Ranawat, A. S., & Leunig, M. Techniques in Hip Arthroscopy and Joint Preservation: Expert Consult. *Elsevier Health Sciences*. (2010).

83. Ayeni OR, Farrokhvar F, Crouch S, Chan K, Sprague S, Bhandari M. Pre-operative intra-articular hip injection as a predictor of short-term outcome following arthroscopic management of femoroacetabular impingement. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2014, Apr;22(4):801-5.

84. Petchprapa CN, Dunham KS, Lattanzi R, Recht MP. Demystifying radial imaging of the hip.

Radiographics 2013, May;33(3):E97-E112.

85. Ganz R, Horowitz K, Leunig M. Algorithm for femoral and periacetabular osteotomies in complex hip deformities. *Clin Orthop Relat Res* 2010, Dec;468(12):3168-80.

86. Louahem M'sabah D, Assi C, Cottalorda J. Proximal femoral osteotomies in children. *Orthop Traumatol Surg Res* 2013, Feb;99(1 Suppl):S171-86.

87. Wenger DR, Hosalkar HS. Principles of treating the sequelae of perthes disease. *Orthop Clin North Am* 2011, Jul;42(3):365-72, vii.

88. Anderson LA, Erickson JA, Severson EP, Peters CL. Sequelae of perthes disease: Treatment with surgical hip dislocation and relative femoral neck lengthening. *J Pediatr Orthop* 2010, Dec; 30(8):758-66.

Capítulo II

Anatomía Normal

1. Anatomia geral

1.1 – Aspectos evolutivos

Quando pretendemos descrever, de uma forma adequada, a anatomia da coxofemoral, não podemos deixar de a integrar na perspetiva mais ampla da cintura pélvica e respetiva evolução funcional. A cintura pélvica deriva da evolução da barbatana caudal presente em anfíbios primitivos (Tiktaalik, 375 milhões de anos). Ao contrário do que parece um passo evolutivo grande, a transformação de barbatana em apêndice com esqueleto bem definido e articulação primitiva ao esqueleto axial parece depender apenas de pequenas alterações na ativação seletiva de alguns genes^(1, 2). Na evolução dos apêndices dos anfíbios para os répteis de grande porte e posteriormente para os mamíferos, assistimos à sua

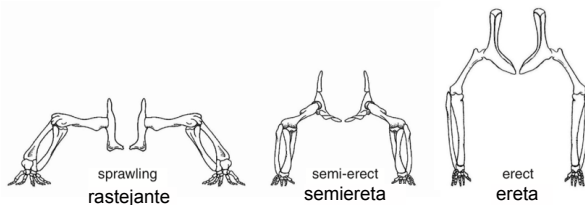


Figura 1: Posição relativa dos apêndices posteriores em relação ao tronco.

progressiva migração para uma posição mais medial e inferior ao eixo longitudinal do tronco. As vantagens óbvias desta migração são minimizar a interferência da marcha com os movimentos respiratórios e melhorar a eficácia dos músculos adutores no trabalho de manter o tronco elevado

do chão, minimizando o consumo de energia (fig. 1). Considerando o apêndice posterior, esta migração foi acompanhada de uma alteração da morfologia da extremidade proximal do fémur e do acetábulo, por forma otimizar a mobilidade. Cabeças femorais mais arredondadas e acetábulos com maior abertura lateral são mais favoráveis do ponto de vista evolutivo porque permitem uma marcha mais rápida com menor dispêndio de energia⁽³⁾. Na maioria dos mamíferos quadrúpedes, a cabeça femoral não está separada do grande trocânter (GT) e apresenta uma forma mais cilíndrica, perfeitamente adaptada aos movimentos de flexão extensão com pouca ou nenhuma rotação. Estas ancas estão adaptadas a longos períodos de marcha ou corrida (no cavalo, por exemplo). Noutras espécies, existiu uma evolução paralela com separação em dois núcleos da extremidade proximal do

fêmur – cabeça femoral/GT – e aparecimento de um colo femoral. Nestas ancas, o acetábulo e a cabeça femoral são esféricos e a presença de um colo femoral com *offset* bem definido permite aumentar significativamente a mobilidade. Exemplos desta morfologia são os macacos trepadores, que necessitam de um arco de mobilidade mais extenso nas ancas, e alguns mamíferos aquáticos.

O bipedismo e a encefalização, que ocorreram entre 6 a 3,2 milhões de anos atrás, são determinados por alterações importantes da morfologia pélvica. As asas do íliaco curvaram para a frente, reposicionando a origem dos músculos glúteos anteriores (pequeno e médio) e do tensor da fáscia lata, alterando a sua função de extensores nos quadrúpedes para abdutores na marcha bípede. A eficácia destes abdutores reflete-se na arquitetura óssea do colo femoral: os humanos praticamente não apresentam osso cortical na região superior do colo pelo facto das forças de tensão serem anuladas pela atividade muscular enquanto os chimpanzés e outros símios apresentam um anel de osso cortical à volta de toda a secção do colo femoral. A cavidade acetabular passou a ter uma abertura anterior e surgiu a lordose lombar. O bipedismo parece ser uma adaptação evolutiva importante na libertação dos membros anteriores para a alimentação e transporte das crias ao longo de distâncias maiores. Nos homínídeos distinguiram-se dois tipos morfológicos de anca diferenciados que se mantêm até à atualidade: 1) coxa reta e 2) coxa rotunda ou profunda^(4, 5). A primeira é mais frequente no género masculino e caracteriza-se pela proeminência óssea crânio-dorsal típica das deformidades *cam* e por uma cavidade acetabular mais pequena. Embora menos adaptada aos movimentos de rotação e descrita como fator de risco para osteoartrose^(6, 7), esta morfologia é mais compatível com períodos longos de marcha e corrida que seriam vantajosas num homínídeo de há três milhões de anos⁽²⁾. A coxa rotunda, mais parecida com as ancas dos chimpanzés, é mais frequente no género feminino e apresenta claras adaptações ao aumento do diâmetro transversal do canal de parto. Este aumento condiciona o afastamento dos centros de rotação das ancas, tornando maior o braço de alavanca determinado pelo peso do corpo. O aumento de tamanho do colo femoral pode compensar esta adaptação, mas torna esta estrutura mais vulnerável a fraturas.

Por outro lado, a medialização dos acetábulos, tornando-os mais profundos,

pode compensar este mecanismo, mantendo o comprimento do colo femoral em dimensões razoáveis⁽²⁾. A coxa rotunda passou a ser coxa profunda, tipo de anca frequentemente observado nos indivíduos do género feminino até aos dias de hoje.

1.2 – Aspetos morfológicos e funcionais

Embora, na maior parte dos tratados clássicos de anatomia, a coxofemoral seja descrita como uma das articulações de carga mais simples do ponto de vista morfológico, nos últimos anos, a descrição de algumas particularidades anatómicas tem enriquecido de forma notável esta aparente simplicidade. A interpretação da função das estruturas anatómicas da anca por “camadas”, com níveis funcionais, específicos e complementares, tem, de certo modo, contribuído para a explicação de fenómenos patológicos sintomáticos.

Não existe um conhecimento detalhado sobre a função combinada dos músculos abomino-pélvicos e a mobilidade da articulação da anca⁽⁸⁾, mas existe uma clara relação entre as duas regiões anatómicas na medida em que uma alteração da cinésia lombo-pélvica global tem influência na da anca e vice-versa. Optamos, pois, pela descrição destas estruturas por camadas funcionais.

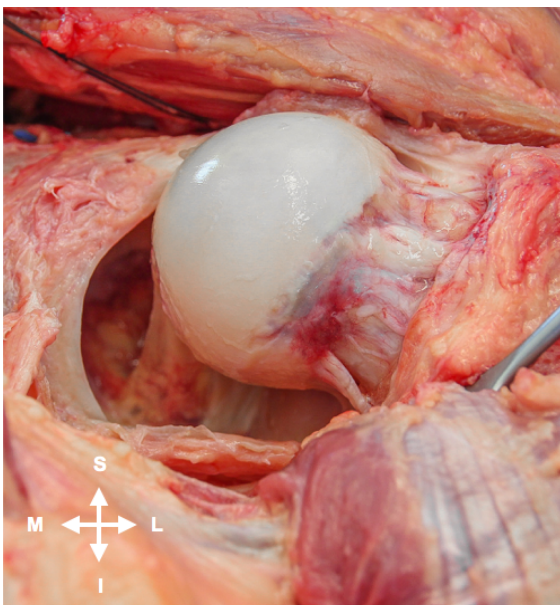


Figura 2: Cabeça femoral – observamos a forma esférica típica de uma coxa rotunda e o revestimento com cartilagem articular hialina ligeiramente lateral à região equatorial e com um bordo irregular, com muita variedade individual. S – superior; I – inferior; M – medial; L – lateral.

1.2.1 – Camada estrutural

Esta camada estrutural óssea é composta essencialmente pelo fémur proximal, pelo acetábulo, pela cartilagem hialina que reveste as duas superfícies articulares e pelo labrum acetabular.

A cabeça femoral apresenta uma forma de segmento de esfera, em continuidade com o colo femoral que normalmente tem uma forma cilíndrica achatada de frente para trás. Nas ancas ditas “rotundas”, existe uma continuidade

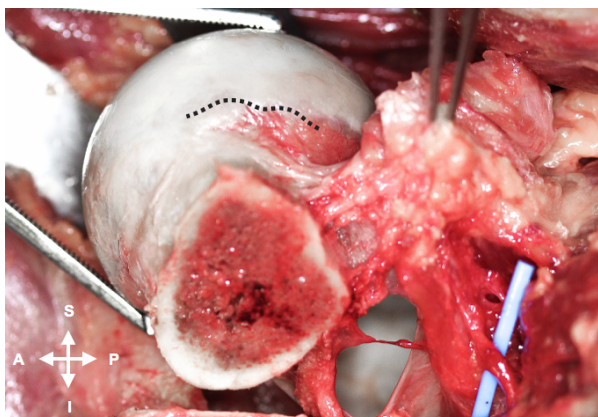


Figura 3: Cabeça femoral separada do colo. Observamos o limite superior do revestimento cartilágneo em continuidade com a prega retinacular superior na região dos orifícios vasculares nutridores. A linha tracejada marca a fronteira com a cartilagem. S – superior; I – inferior; A – anterior; P – posterior.

esférica perfeita entre a periferia da cabeça e o colo femorais (fig. 2). Embora esta seja a anatomia normal classicamente descrita, sabemos que em até 17% dos humanos existem variantes desta morfologia, com a presença de um setor não esférico na junção colo-cabeça femoral⁽⁹⁾.

Normalmente, a cartilagem hialina articular recobre cerca de $\frac{2}{3}$ da cabeça femoral e apresenta uma espessura variável, maior na sua região central e na zona de carga. Os seus limites laterais correspondem à região de transição colo-cabeça, exceto nas áreas superiores onde a cartilagem faz fronteira com a prega sinovial póstero-superior que recobre as artérias retinaculares nutridoras da epífise⁽¹⁰⁾ (fig. 3). A distância média que separa o limite lateral da cartilagem dos orifícios arteriais nutridores não é conhecida. No Capítulo IV desta tese, descrevemos a metodologia utilizada para obter o valor desta distância. Este conhecimento é importante porque a osteoplastia necessária à correção da deformidade necessita de ser efetuada, em muitos casos, próximo destes orifícios nutridores. Na região central, medial e inferior da cabeça femoral, numa depressão não revestida de cartilagem denominada fôvea, insere-se

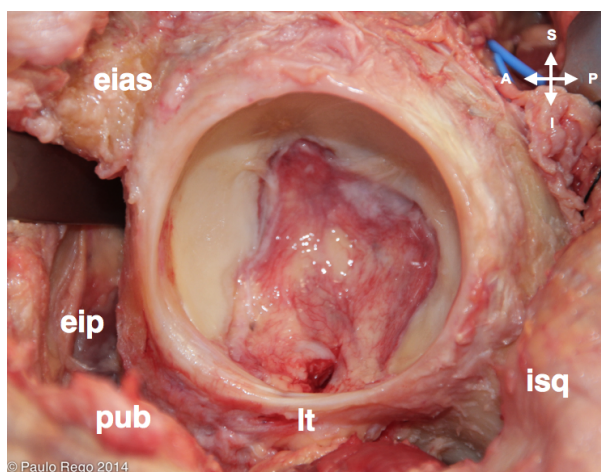
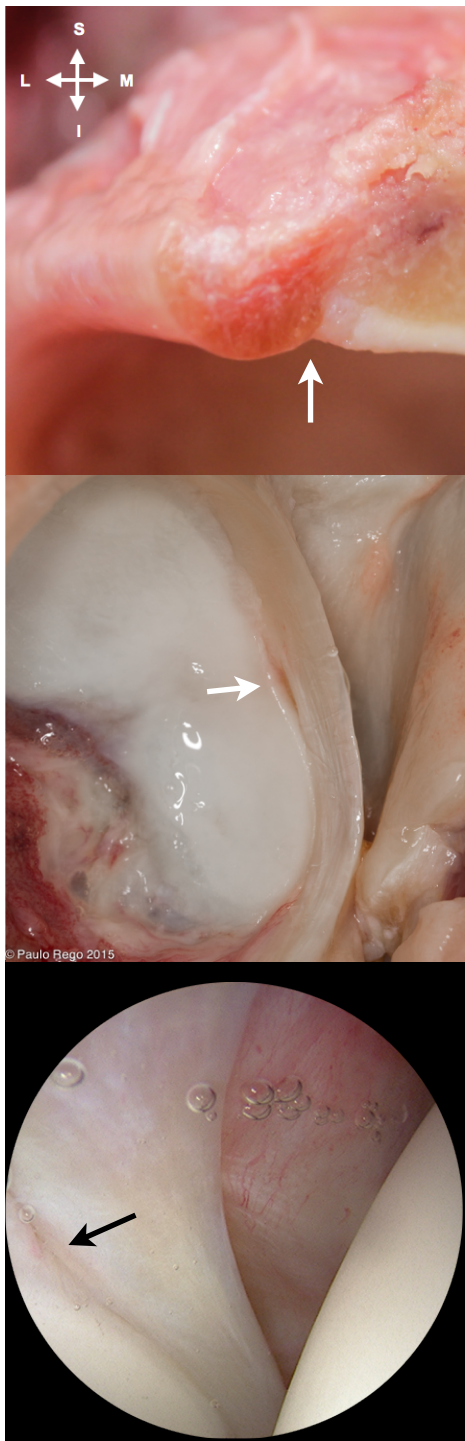


Figura 4: Detalhe da superfície articular da cavidade acetabular. eias – espinha ilíaca ântero-superior; eip – eminência ileopectínea; pub – púbis; lt – ligamento transverso; isq – ísquion. S – superior; I – inferior; A – anterior; P – posterior.

o ligamento redondo, que se estende até ao ligamento transverso do acetábulo.

A cavidade acetabular tem uma forma hemisférica côncava com uma região central deprimida denominada transfundo ou fossa, não articular. A região articular que circunscreve esta depressão é revestida de cartilagem articular e tem a forma de ferradura, semilunar ou crescente (fig. 4). No rebordo da cavidade, em continuidade

com a cartilagem, insere-se o labrum acetabular com uma forma triangular (fig. 5). A sua espessura e forma variam muito de sujeito para sujeito. Em corte transversal, a morfologia também é variável podendo ser triangular ou mais oval. Encontramos, com frequência, uma depressão macroscópica na transição entre a



face articular do labrum e a cartilagem de revestimento da superfície semilunar na região anterior. Existe alguma controvérsia na literatura no que diz respeito ao significado real deste sulco. Alguns autores⁽¹¹⁾ defendem, com base em RMN e em achados intraoperatórios artroscópicos, que a sua presença deve ser interpretada como rotura. Na nossa experiência em mais de 50 dissecções anatómicas com outras finalidades, a presença deste sulco foi constante e não observámos qualquer descontinuidade do labrum com a margem acetabular óssea (fig. 5). Por este motivo, achamos que se trata apenas de uma variante do normal, sem significado patológico. As funções labrais de selagem e pressurização do espaço articular só foram descritas muito recentemente. Do ponto de vista mecânico, contribui de forma significativa para aliviar a tensão sobre a cartilagem durante as fases de compressão transarticular. Nas ancas com insuficiência de cobertura óssea, o labrum normalmente aparece hipertrofiado e assume também um papel na partilha de carga. Tem uma inervação própria (proveniente do nervo obturador) e pode ser fonte importante de dor

Figura 5: Em cima – macrofotografia da secção do labrum acetabular. Observamos a depressão normal existente na transição condrolabral e a continuidade do tecido labral com a superfície óssea e cartilaginosa (seta). S – superior; I – inferior; M – medial; L – lateral. Ao meio – detalhe da superfície articular anterior onde observamos com frequência uma depressão mais acentuada na continuidade condrolabral (seta). Em baixo – imagem artroscópica do mesmo sulco (seta). Esta variante, na nossa opinião, não deve ser confundida com rotura do labrum.

e desconforto quando é submetido a uma tensão anormal ou quando apresenta alterações da sua constituição com interrupção da continuidade com o osso ou cartilagem. Estas alterações muito raramente ocorrem isoladas e estão quase sempre associadas a alterações da morfologia óssea, como a displasia acetabular ou CFA^(12, 13). A capacidade de cicatrização do tecido labral está bem documentada na literatura e depende essencialmente da sua vascularização que chega pela margem óssea acetabular^(14, 15).

1.2.2 – Camada capsular e ligamentar

Nesta camada incluímos o ligamento redondo e a cápsula articular. A função do ligamento redondo (fig. 6) ainda não é completamente conhecida. O aporte vascular através da artéria que existe no seu interior (a. ligamento redondo – ramo da a. obturadora) parece ser inconstante e limitado a uma região perifoveal muito pequena⁽¹⁶⁻¹⁸⁾. Outras funções descritas para o ligamento redondo estão

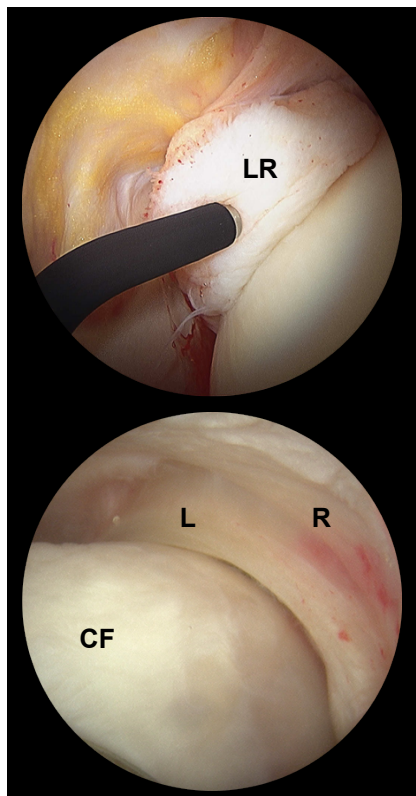


Figura 6: Em cima – imagem artroscópica do ligamento redondo a ser inspecionado com um instrumento flexível. Em baixo – imagem artroscópica do recesso perilabral anterior. LR – ligamento redondo; CF – cabeça femoral; L – labrum; R – recesso perilabral.

relacionadas com a sensibilidade proprioceptiva e estabilidade mecânica da articulação⁽¹⁹⁻²¹⁾. Alguns estudos recentes, no entanto, mostram que a função estabilizadora ocorre apenas em posições de flexão acima dos 90° e consiste na limitação da rotação interna e externa nesta posição de flexão⁽²⁰⁾.

A cápsula articular apresenta uma morfologia variável. Pode ter uma extensão de 19 a 33 mm entre as suas inserções no ílaco e fémur proximal⁽²²⁾. O seu volume é maior na região posterior⁽²³⁾. As suas fibras estão organizadas de forma longitudinal, oblíqua e circular, formando estas últimas um anel espesso denominado *zona orbicularis* que aumenta a coaptação da articulação e que é um ponto de referência importante na cirurgia artroscópica da anca^(24, 25). Na cápsula, para além da *zona orbicularis*, existem mais três regiões de espessamento das fibras, consideradas como ligamentos periarticulares,

com uma orientação preferencial das fibras: ligamentos isquiofemoral, pubofemoral e iliofemoral. O ligamento iliofemoral ou de *Bertin*, com localização ântero-superior com dois feixes distintos, parece ser o mais importante na estabilidade da anca, particularmente em rotação externa. A sua insuficiência por hiperlaxidão ou iatrogenia, após capsulotomia não reparada, parece estar associada a situações de microinstabilidade articular⁽²⁶⁾. No género masculino, todas as regiões da cápsula articular são mais espessas, exceto a região posterior. Em toda a inserção no ílaco existe um sulco constante que separa a sua inserção da face capsular do labrum denominado recesso perilabral (fig. 6). Na anca normal, este recesso perilabral deve ser completamente livre e mais volumoso nos quadrantes inferiores da articulação⁽²²⁾. A formação de aderências da cápsula ao labrum motivadas por sinovite recorrente ou após cirurgia⁽²⁷⁾ pode ser também uma fonte de dor.

1.2.3 – Camada contráctil

Os músculos periarticulares com ação sobre a coxofemoral estão dispostos por vários planos da profundidade para a superfície, alguns com relações íntimas com estruturas vasculares importantes.

Podemos sistematizar a sua descrição por planos, destacando alguns aspetos anátomo-clínicos importantes:

1.2.3.a – Plano profundo

No plano mais profundo posterior, os rotadores externos (RE): piramidal (PI), gémeo superior (GS), obturador interno (OI), gémeo inferior (GI), obturador externo (OE) e quadrado femoral (QF) são todos estabilizadores da anca em rotação interna e rotadores externos com contração ativa. O músculo PI assume a função específica de limitar a rotação interna, ficando mais tenso em flexão da anca particularmente acima dos 90°. Alguns estudos eletromiográficos recentes atribuem-lhe uma função de extensão da coxofemoral⁽²⁸⁾. A sua inserção distal ocorre numa fosseta adjacente ao bordo supero-interno do grande trocânter, mais superficial do que o tradicionalmente descrito⁽²⁸⁾ (fig. 7). Apresenta uma relação

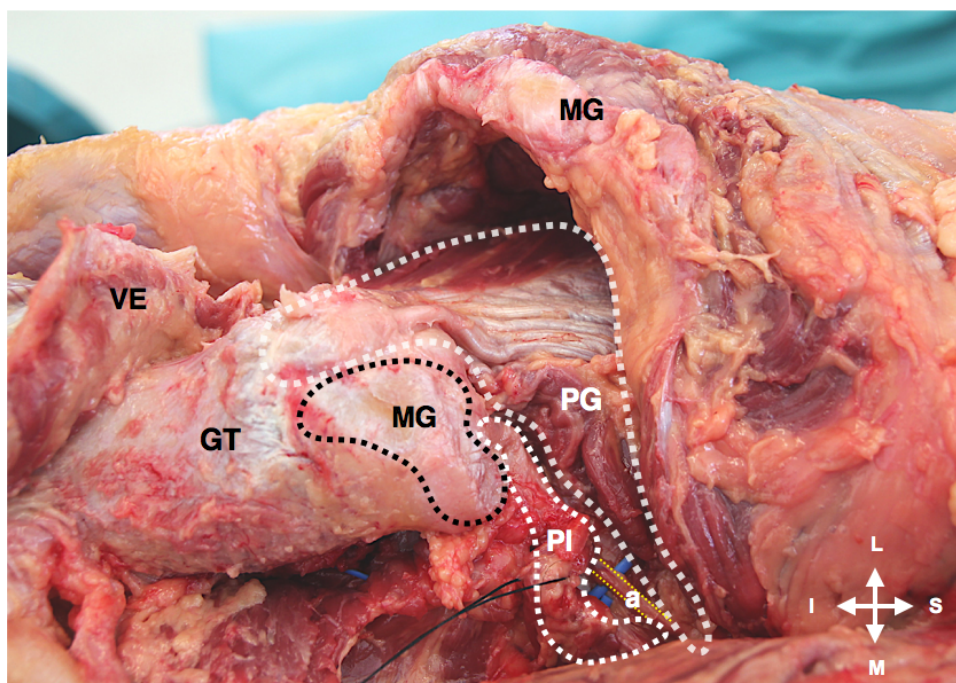


Figura 7: Dissecção da região trocantérica (esquerda) com as respectivas inserções musculares: GT – grande trocânter; VE – vasto externo; MG – médio glúteo; PG – pequeno glúteo; P – piramidal; a – ramo anastomótico da a. glútea superior. S – superior; I – inferior; M – medial; L – lateral.

Íntima com a porção terminal extra articular do ramo profundo da artéria circunflexa posterior (ACP) que penetra na cápsula atrás e abaixo da porção terminal do seu tendão e acima do tendão do gêmeo superior, contornando atrás o tendão do obturador externo. Entre o corpo muscular do PI e o GS, emerge o nervo grande ciático para o seu trajeto extrapélvico (fig. 8).

O OE, para além da sua função de rotador externo, parece ter a função de adutor da anca. O QF localiza-se atrás do OE, abaixo do GI. Ao nível do seu bordo superior, o ramo profundo da ACP dá origem a um ramo constante (fig. 12) que percorre a face lateral do trocânter⁽²⁹⁾. Durante a cirurgia, este ramo é utilizado como referência topográfica para localizar o espaço entre o quadrado femoral e o gêmeo inferior utilizado na exposição lateral da parede posterior do acetábulo e isquion⁽³⁰⁾. Ainda no plano mais profundo, com uma localização superior e anterior, à frente do corpo e tendão do PI, desde a fossa ilíaca externa anterior até à faceta anterior do GT, existe o músculo pequeno glúteo (PG). A sua ação depende da posição relativa do trocânter e da região considerada do músculo. Pode ser abductor, rotador interno ou externo da anca⁽³¹⁾. A sua entese trocantérica pode ser origem de patologia degenerativa frequente e síndromes dolorosas ou mesmo rotura. As fibras da sua face profunda inserem-se na cápsula

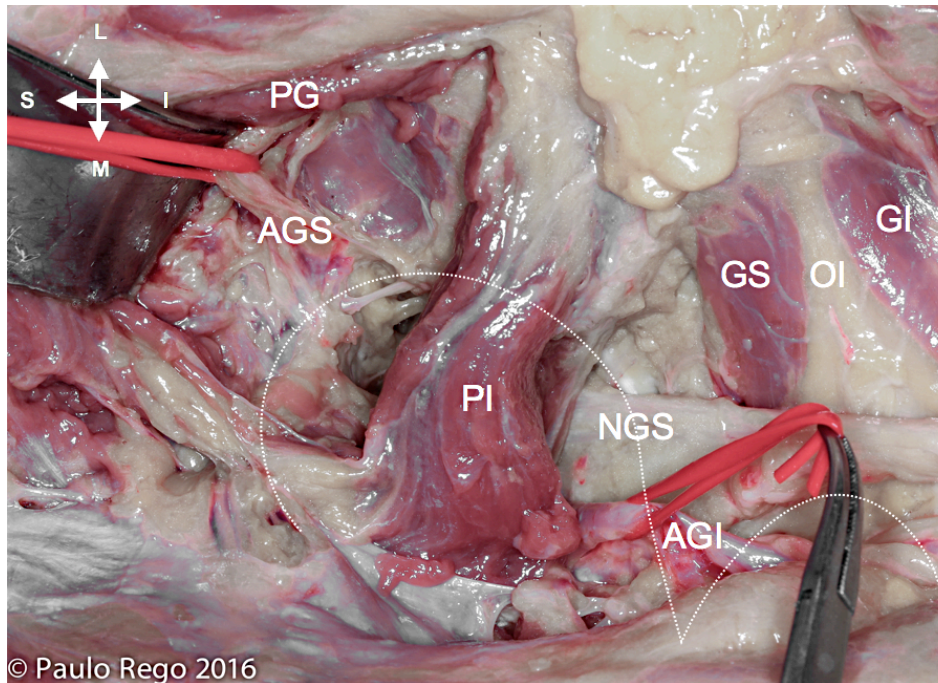


Figura 8: Dissecção da região da chanfradura ciática (direita). Observamos as relações do nervo grande ciático com as estruturas musculares e vasculares. PG – pequeno glúteo; AGS – artéria glútea superior; AGI – artéria glútea inferior; PI – piramidal; GS – gêmeo superior; OI – obturador interno; GI – gêmeo inferior; NGS – nervo grande ciático; S – superior; I – inferior; L – lateral; M – medial. A linha tracejada mostra a posição da chanfradura ciática e espinha ciática.

articular ântero-superior, assumindo um papel ativo na estabilização da migração anterior da cabeça femoral em situações habituais de instabilidade grosseira, como no caso da displasia acetabular⁽³²⁾. Nas abordagens cirúrgicas da anca, o bordo posterior do PG serve de referência para a dissecção da cápsula articular e para localização de ramos anastomóticos da artéria ACP com o sistema da glútea inferior (fig. 8). A inserção trocantérica do PG na faceta anterior do trocânter está recoberta pela inserção do médio glúteo.

Localizado à frente da cápsula, adjacente (lateral) ao músculo íliaco, o músculo iliocapsular estende-se desde a espinha íliaca ântero-inferior (EIAI) até à região mais distal do pequeno trocânter e tem uma função estabilizadora da cabeça femoral, impedindo a sua migração lateral e superior na displasia acetabular⁽³³⁾.

1.2.3.b – Plano Intermédio

O músculo médio glúteo (MG) estende-se da fossa íliaca e da sua própria fáscia aponevrótica até à faceta lateral do trocânter, (fig. 7). A sua inserção distal é mais superficial do que as dos músculos PI e PG. O MG tem essencialmente

funções de abductor, embora as suas fibras anteriores e posteriores possam contribuir, respetivamente, para a rotação interna e externa da anca. Nas abordagens cirúrgicas laterais, o seu bordo posterior pode servir de referência para a localização do tendão do PI. Existe alguma variabilidade de acordo com o género na inserção trocantérica do MG. No género feminino, parece ser proporcionalmente mais pequena, o que pode explicar a maior prevalência de síndromas de irritação trocantérica e roturas tendinosas⁽³⁴⁾.

1.2.3.c – Plano superficial

No plano superficial, o tensor da fáscia lata (TFL) e o grande glúteo (GG) podem ser considerados como o “deltoide da anca”⁽²⁴⁾. Esta estrutura, no seu conjunto, forma um leque vasto que recobre lateralmente os planos profundo e superficial da anca. Tem uma forma triangular com o seu vértice, apontando para baixo. O TFL e o GG apresentam uma inserção importante no bordo anterior e posterior da banda iliotibial. A sua inserção distal na tíbia converte este conjunto num poderoso abductor da anca. Individualmente, o TFL, com uma força contráctil de cerca de 50% da do MG, é o segundo abductor mais importante. Tem importância também na flexão. As fibras mais altas do GG contribuem para a abdução, mas, na sua maioria, o seu corpo funciona como rotador externo e extensor da anca.

1.2.3.d – Músculos da coxa com ação na anca

Sistematizamos neste grupo um conjunto de músculos topograficamente importantes na sua relação com a anca e com estruturas neurovasculares periarticulares importantes.

O psoas-íliaco (PSI) é o músculo flexor mais potente da anca. Estende-se desde os corpos e discos intervertebrais das cinco vértebras lombares e da fossa ilíaca interna até ao pequeno trocânter. A sua ação é de flexão e rotação externa da anca. A proximidade com o rebordo acetabular ao nível da goteira adjacente à eminência iliopectínea explica a elevada prevalência de sintomas de ressalto ou instabilidade mecânica sintomática do seu tendão em situações de anteversão

excessiva do fêmur proximal ou insuficiência da parede anterior do acetábulo (displasia da anca). Existe alguma controvérsia no que diz respeito ao envolvimento do PSI em patologia de conflito com o labrum acetabular. Esta entidade clínica foi descrita, mas o seu tratamento permanece controverso. Alguns autores defendem a tenotomia artroscópica da transição miotendinosa do PSI como forma de aliviar a tensão desenvolvida no labrum ântero-superior⁽³⁵⁾, mas parece que o procedimento pode determinar atrofia muscular permanente da massa muscular retroperitoneal⁽³⁶⁾ e está associado à existência de episódios de instabilidade aguda anterior no pós-operatório⁽³⁷⁾.

Os adutores, em número de cinco, localizam-se no compartimento interno da coxa e são, da profundidade para superfície, o grande adutor, o pequeno adutor, o médio adutor, o pectíneo (PET) e o reto interno. Os adutores são muito importantes na manutenção do equilíbrio transversal da bacia e na marcha bípede. Para além de adutores, a extensão da sua inserção proximal em volta do orifício obturado torna-os extensores ou flexores da anca em função da posição relativa da articulação (inversão das suas ações musculares)^(24, 38). A inserção proximal dos adutores pode ser causa de sintomas quando existe uma hiperatividade dos mesmos para equilibrar transversalmente a bacia nos casos de hipotonia dos abdutores⁽³⁹⁾.

Os músculos isquiotibiais, em número de três – semimembranoso, semitendinoso e longa porção do bicípite crural –, são essencialmente extensores da anca e contribuem de modo bastante significativo para o equilíbrio ântero-posterior da bacia, sendo antagonistas do PSI, costureiro, reto anterior (RA) e TFL. O ligamento iliofemoral de Bertin, pela sua orientação mais vertical e disposição anterior na cápsula, parece contribuir também para a estabilidade ântero-posterior da bacia, antagonizando de forma passiva as ações dos isquiotibiais⁽²⁴⁾.

O costureiro e o RA são músculos da região anterior, essencialmente flexores da anca. Em conjunto com o tensor da fáscia lata, antagonizam os isquiotibiais. A porção refletida do RA é uma estrutura constantemente observada na artroscopia e em cirurgia aberta, sempre localizada acima da inserção ilíaca ântero-superior da cápsula e que deve ser sempre preservada.

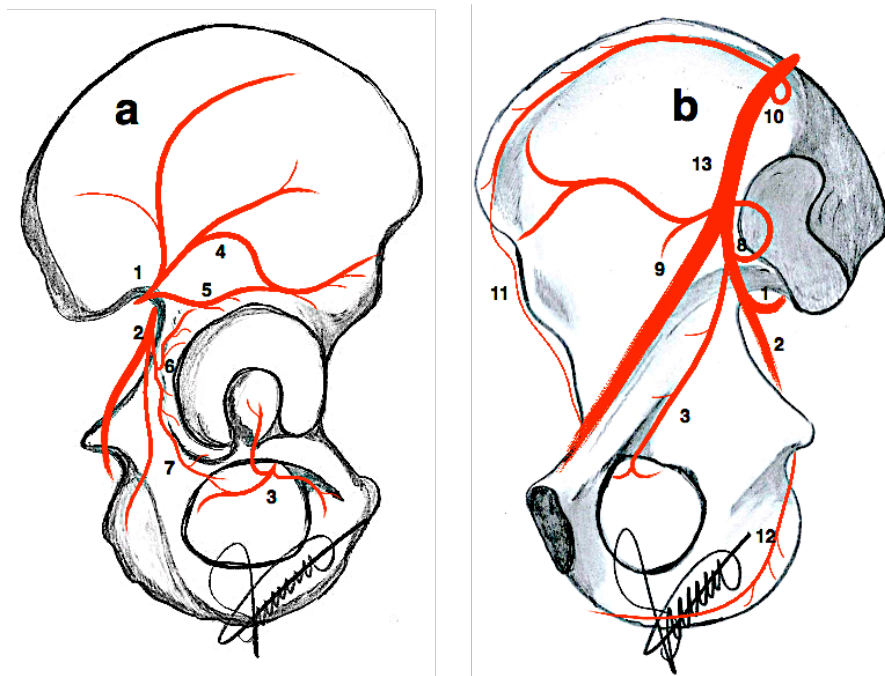


Figura 9: Face externa (a) e interna (b) do íliaco com a respectiva rede anastomótica arterial nutridora da região périacetabular. 1 – a. glútea superior; 2 – a. glútea inferior; 3 – a. obturadora; 4 – a. supra-acetabular; 5 – a. acetabular; 6 – ramo acetabular da a. glútea inferior; 7 – anastomose entre a a. glútea inferior e a obturadora; 8 – a. ileolombar; 9 – ramo nutridor da a. iliolumbar; 10 – 4.^a a. lombar; 11 – a. circunflexa íliaca profunda; 12 – a. pudenda interna; 13 – a. íliaca comum.

1.2.4 – Camada neuromecânica

Este é um conceito teórico que integra uma série de estruturas anatómicas, eventos fisiológicos e alterações cinemáticas em cadeia que dependem da propriocepção e sensibilidade algica das estruturas periarticulares. Localmente, esta camada é formada pelas estruturas neurovasculares, mecanorreceptores e nociocetoras presentes no ligamento redondo, cápsula, labrum e estruturas tendinosas.

Considerando o aspeto global, este nível refere-se à postura da bacia sobre o fémur. O equilíbrio postural pode ser afetado por alterações da cinésia lombar. Por exemplo, uma maior rigidez lombar pode condicionar uma menor adaptação da inclinação sagital posterior da bacia da posição ortostática para a de sentado. Desta forma, a anteversão acetabular dinâmica habitual por inclinação posterior da bacia seria menor, podendo desencadear fenómenos sintomáticos de CFA anterior⁽⁴⁰⁾. De forma inversa, a presença de deformidades cefálicas femorais conducentes a um menor arco de flexão pode originar adaptações secundárias dos músculos estabilizadores da bacia e sintomatologia secundária⁽³⁹⁾.

2. Anatomia vascular da coxofemoral

Faremos referência à vascularização global da articulação coxofemoral com particular detalhe na extremidade proximal do fêmur.

As principais artérias que irrigam a anca são dependentes da artéria íliaca interna e artéria íliaca externa e formam uma rede anastomótica complexa entre si.

2.1 – Região periacetabular

A região periacetabular é nutrida por vários ramos da artéria íliaca interna: as artérias glútea superior (AGS), glútea inferior (AGI), obturadora (AO), quarta artéria lombar (4.^a AL), artéria iliolumbar (AIL) que se anastomosam entre si (fig. 9) de modo a formarem um círculo periacetabular na face externa e interna do osso ílaco⁽⁴¹⁾. Na sua região mais anterior, este círculo anastomótico está conectado com o ramo ascendente da artéria circunflexa anterior (ACA). O conhecimento detalhado desta anatomia vascular é muito importante nos procedimentos cirúrgicos de reorientação acetabular para a preservação da vascularização do fragmento acetabular. A AGS, depois de surgir na face externa do ílaco, dá origem a quatro ramos: superior, inferior, supra-acetabular e

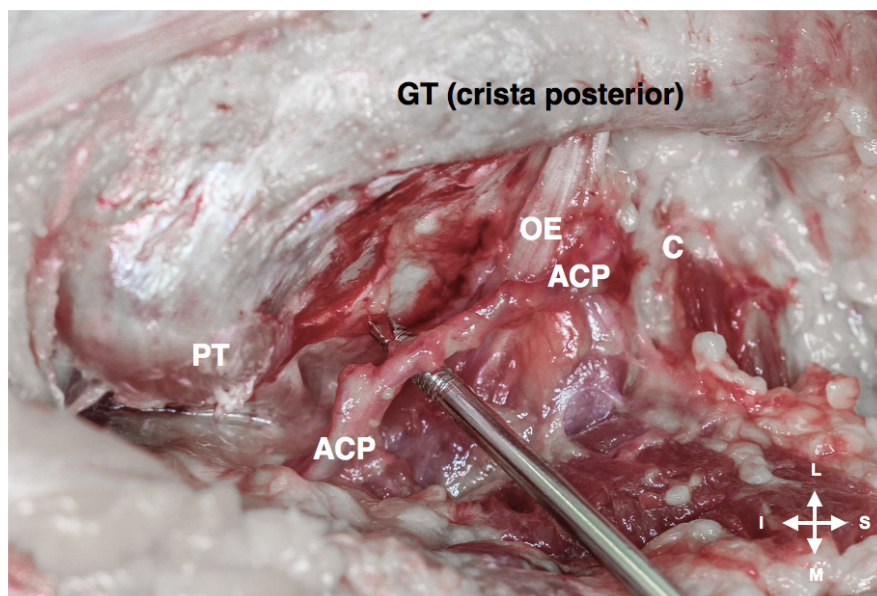


Figura 10: Nesta preparação de cadáver mostramos a relação do ramo profundo da ACP com o pequeno trocânter e com o tendão do obturador externo. PT – pequeno trocânter; ACP – artéria circunflexa posterior; OE – obturador externo; GT – grande trocânter; C – cápsula; S – superior; I – inferior; L – lateral; M – medial.

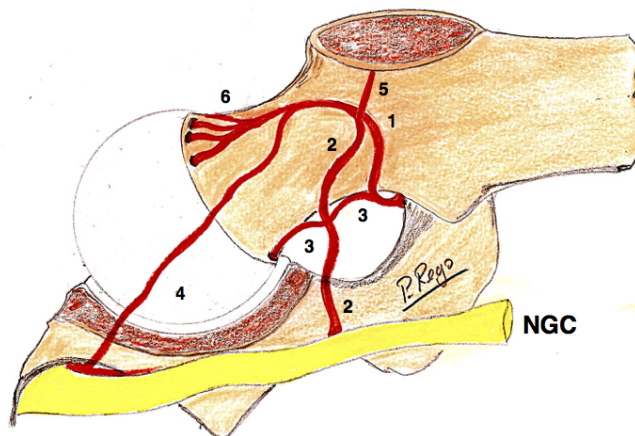


Figura 11: Rede anastomótica arterial na extremidade proximal do fêmur: NGC – nervo grande ciático; 1 – r. profundo da artéria circunflexa posterior; 2 – r. anastomótico com a artéria glútea inferior (nalguns casos pode ser o aporte principal da epífise femoral, substituindo o ramo profundo da artéria circunflexa posterior); 3 – r. inferior na espessura do ligamento de Weitbrecht (a. vincular); 4 – r. anastomótico proveniente da a. glútea inferior; 5 – r. trocantérico; 6 – a. subsinoviais terminais.

acetabular. O ramo inferior percorre o interstício que separa o MG e PG em direção ao TFL na face externa do íliaco, acompanhado do nervo glúteo superior e anastomosa-se com um ramo ascendente da ACA. Os ramos acetabular e supra-acetabular estão anastomosados entre si e percorrem a espessura do músculo PG até à região infrajacente à EIAI. Estes ramos são os mais importantes na nutrição do fragmento acetabular quando este é separado do osso íliaco nas cirurgias de reorientação acetabular (osteotomia periacetabular)⁽⁴¹⁾.

A AGI fornece três ou quatro ramos para a parede e coluna posteriores do acetábulo, estando anastomosada com um ramo da AO para baixo e com a AGS para cima. A AO tem origem na íliaca interna, acompanha a linha do estreito superior da bacia, nutrindo a região da lâmina quadrilátera, penetra no canal subpúbico e divide-se em três ramos.

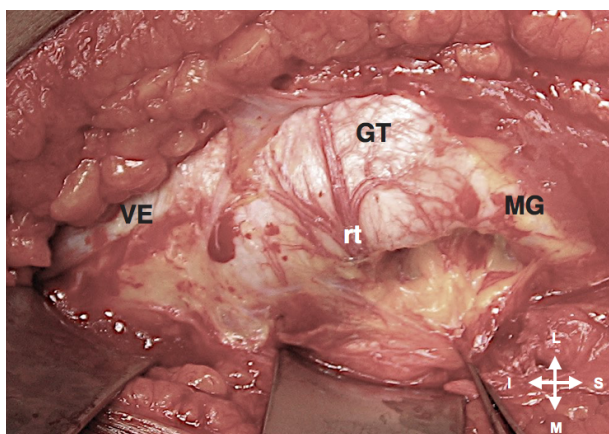


Figura 12: Fotografia intraoperatória onde é evidente a localização do ramo trocantérico da artéria circunflexa posterior. VE – vasto externo; GT – grande trocânter; MG – médio glúteo; rt – ramo trocantérico; S – superior; I – inferior; L – lateral; M – medial.

Um ramo posterior que se anastomosa com a AGI, um ramo anterior que nutre o músculo OE e um ramo acetabular que nutre o ligamento redondo e o transfundo do acetábulo.

As 4.^a AL e AIL têm origem, respetivamente, na a. íliaca primitiva e a. íliaca interna, têm um trajeto recorrente sobre a fossa íliaca interna acima do estreito superior da

bacia e crista íliaca e dão ramos nutritivos importantes. Um dos quais, mais volumoso (fig. 9, n.º 9), é constante e penetra no osso cerca de 1 cm acima do estreito superior da bacia.

2.2 – Região femoral proximal

A vascularização da extremidade superior do fémur é mais complexa e o seu conhecimento é crítico para o cirurgião que aborda a articulação da anca na perspectiva conservadora, quer no tratamento do CFA, quer na correção de deformidades mais complexas.

A epífise proximal do fémur é nutrida essencialmente por dois sistemas de artérias metafisárias anastomosadas com outras artérias locais. Existe um conceito de rede anastomótica extra-articular que nutre um grupo de artérias subsinovial póstero-superior e uma artéria inferior que são responsáveis por cerca de 95% da perfusão da cabeça do fémur.

O conhecimento do contributo dos vários sistemas arteriais na perfusão da epífise femoral não é recente. Truetta⁽⁴²⁾ descreveu detalhadamente a circulação arterial da cabeça femoral dando especial ênfase ao contributo relativo das artérias epifisárias e metafisárias. Uma e duas décadas mais tarde Ogden e Sevitt, respetivamente^(16, 17), descreveram de forma detalhada a circulação intracapital e a forma como se desenvolve ao longo da maturação esquelética, utilizando técnicas de injeção de sulfato bário e azul da Prússia em cortes

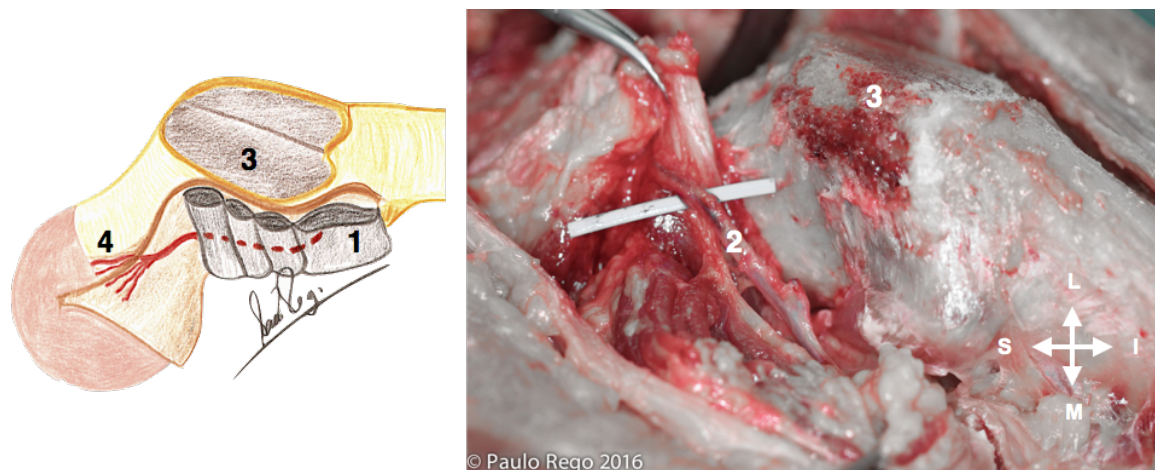


Figura 13: Esquerda: esquema do retalho com os rotadores externos contendo o ramo profundo da a. circunflexa posterior (vista posterior). Direita: fotografia de preparação equivalente no cadáver. 1 – rotadores externos; 2 – ramo profundo da artéria circunflexa posterior; 3 – muro trocântérico removido; 4 – artérias subsinoviais terminais; S – superior; I – inferior; L – lateral; M – medial.

espessos seriados de espécimes de fêmur proximal previamente injetados.

Só muito mais tarde Gautier, Nötzli e Ganz retomaram o interesse por este assunto, detalhando a anatomia extra-articular das artérias nutridoras da extremidade proximal do fêmur com técnicas de injeção de látex⁽²⁹⁾ e estudando de forma dinâmica a perfusão da cabeça femoral com técnicas de *laser doppler*^(43,44). O que sabemos atualmente é que o contributo essencial se faz pelas ACP, AGI e ACA.

A ACP é a mais importante e, só por si, suficiente para assegurar a perfusão de toda a epífise femoral. A sua origem pode ser a artéria femoral profunda ou femoral comum. Após dar quatro ramos superficiais constantes para os músculos locais, o seu ramo terminal profundo passa ao compartimento posterior entre os tendões dos músculos PSI e PET, cerca de 1 cm acima do pequeno trocânter (fig. 10). Neste trajeto, passa por baixo da inserção femoral ínfero-interna da cápsula articular e dá um ramo colateral constante (artéria vincular) que penetra a cápsula e tem um trajeto ao longo da prega sinovial inferior conhecida como ligamento de Weitbrecht (fig.11, n.º 3). Nos trabalhos de cadáver de Sevitt, esta artéria apresenta um território de perfusão que nunca é superior ao $\frac{1}{3}$ inferior da cabeça femoral. No compartimento posterior, o ramo profundo da ACP acompanha o trajeto ascendente do tendão do músculo OE. Primeiro localizada posteriormente, contorna a porção distal do seu tendão abaixo do GI e penetra na cápsula (fig. 10). Nalguns casos, antes de o fazer, este ramo profundo anastomosa-se com um ramo mais desenvolvido da AGI. Nestas variantes, a AGI parece ser o vaso dominante. No seu trajeto ascendente, o ramo profundo, dá um ramo colateral constante ao nível do bordo superior do quadrado femoral que se ramifica na face lateral do trocânter (fig. 12).

Os ramos terminais do ramo profundo são em número de três a cinco e percorrem uma prega sinovial retinacular superior até penetrarem na cabeça femoral por vários orifícios próximos da margem da cartilagem articular. Tanto os estudos mais antigos como os mais recentes com o auxílio de *laser doppler* mostram claramente que as artérias retinaculares superiores são, só por si, suficientes para garantir a perfusão da cabeça femoral, e inversamente, quando o seu fluxo é interrompido, os restantes sistemas nutritivos não são suficientes para manter a perfusão arterial⁽⁴⁴⁾.

A AGI contribui para a perfusão da cabeça femoral através de uma anastomose constante com a ACP que percorre o trajeto ao longo do bordo inferior do músculo PI. Em cerca de 17% dos casos, este ramo pode ser dominante em relação à ACP. A ACA tem um contributo muito marginal, através de uma artéria inconstante que penetra a cápsula e tem um trajeto ascendente ao longo do colo anterior⁽¹⁸⁾.

3. Implicações cirúrgicas da topografia das artérias nutridoras

O conhecimento detalhado da vascularização extraóssea da extremidade proximal do fémur e do ilíaco permitiu desenvolver um novo tipo de cirurgia da anca a que chamamos cirurgia conservadora.

A curva de aprendizagem da técnica da luxação cirúrgica da anca é facilitada pela visualização das estruturas anatómicas, em particular vasculares, e pela visualização direta do mecanismo de conflito. No entanto, nas deformidades mais extensas, a necessitarem de resseção mais alargada, a visualização da região posterior do colo pode ser impossível. Nestes casos, a informação pré-operatória sobre a localização espacial das estruturas vasculares pode ser considerada uma mais-valia. Na cirurgia conservadora mais sofisticada, a possibilidade de efetuar uma abordagem circunferencial do colo femoral, gerando um retalho de partes moles contendo os RE externos e o ramo profundo da ACP (fig.13), permite a execução de osteotomias de realinhamento ao nível do colo femoral. De igual modo, quando existe incongruência da articulação com extrusão da epífise femoral em relação ao acetábulo pela sua dimensão aumentada e forma não esférica (doença de Perthes), é possível, com base neste retalho e no conhecimento da perfusão dupla inferior e superior da cabeça do fémur, efetuar uma osteotomia de redução da cabeça femoral por forma a torná-la mais pequena e mais esférica e assim assegurar a sua continência. Nestas duas últimas situações, o conhecimento da localização do limite posterior da prega retinacular superior pode ser relevante e contribuir para a segurança do procedimento.

A anatomia extracapsular das artérias nutridoras está bem descrita na literatura. Sentimos, contudo, na nossa progressão cirúrgica, a necessidade de estudar mais detalhadamente a topografia das artérias intra-articulares,

nomeadamente, a dimensão da prega retinacular superior, a localização dos orifícios vasculares, a distância dos mesmos à margem da cartilagem e a distância desta margem em profundidade às estruturas vasculares intraósseas no seu trajeto inicial. De igual modo, achamos que a caracterização da deformidade *cam* e a sua relação com as estruturas vasculares podiam ser mais detalhadas, utilizando a ressonância magnética radial. Ao completar esta caracterização, julgamos poder estar a contribuir para aumentar a eficácia do planeamento cirúrgico e a precisão no tratamento desta patologia.

4. Bibliografía:

1. Davis MC, Dahn RD, Shubin NH. An autopodial-like pattern of hox expression in the fins of a basal actinopterygian fish. *Nature* 2007, May 24;447(7143):473-6.
2. Hogervorst T, Bouma HW, de Vos J. Evolution of the hip and pelvis. *Acta Orthop Suppl* 2009, Aug;80(336):1-39.
3. Carrier DR. The evolution of locomotor stamina in tetrapods: Circumventing a mechanical constraint. *Paleobiology* 1987:326-41.
4. Bouma HW, De Boer SF, De Vos J, Van Kampen PM, Hogervorst T. Mammal hip morphology and function: Coxa recta and coxa rotunda. *Anat Rec (Hoboken)* 2013, Feb;296(2):250-6.
5. Flikkers JT, Bouma HW, de Boer SF, Toogood PA, van Kampen PM, Hogervorst T. What ape proximal femora tell us about femoroacetabular impingement: A comparison. *Clin Orthop Relat Res* 2015, Apr;473(4):1204-11.
6. Ganz R, Leunig M, Leunig-Ganz K, Harris WH. The etiology of osteoarthritis of the hip: An integrated mechanical concept. *Clin Orthop Relat Res* 2008, Feb;466(2):264-72.
7. Agricola A, Heijboer H, Roze R, Reijman R, Bierma-Zeinstra B-Z, Verhaar V, et al. Pincer deformity does not lead to osteoarthritis of the hip whereas acetabular dysplasia does: Acetabular coverage and development of osteoarthritis in a nationwide prospective cohort study (CHECK). *Osteoarthritis Cartilage* 2013(0).
8. Tateuchi H, Taniguchi M, Mori N, Ichihashi N. Balance of hip and trunk muscle activity is associated with increased anterior pelvic tilt during prone hip extension. *J Electromyogr Kinesiol* 2012, Jun;22(3):391-7.
9. Gosvig KK, Jacobsen S, Sonne-Holm S, Gebuhr P. The prevalence of *cam*-type deformity of the hip joint: A survey of 4151 subjects of the copenhagen osteoarthritis study. *Acta Radiol* 2008, May; 49(4):436-41.
10. Rego PRA, Mascarenhas V, Oliveira FS, Pinto PC, Gaspar A, Ovídio J, Collado DG. Morphologic and angular planning for *cam* resection in femoroacetabular impingement: Value of the omega angle. *Int Orthop* 2015, Nov.
11. Magerkurth O, Jacobson JA, Morag Y, Fessell D, Bedi A, Sekiya JK. Prevalence of the acetabular sublabral sulcus at MR arthrography in patients under 17 years of age: Does it exist? *Skeletal Radiol* 2015, Jul;44(7):953-61.
12. Leunig M, Podeszwa D, Beck M, Werlen S, Ganz R. Magnetic resonance arthrography of labral disorders in hips with dysplasia and impingement. *Clin Orthop Relat Res* 2004, Jan(418):74-80.
13. Tibor LM, Liebert G, Sutter R, Impellizzeri FM, Leunig M. Two or more impingement and/or instability deformities are often present in patients with hip pain. *Clin Orthop Relat Res* 2013, Dec; 471(12):3762-73.
14. Philippon MJ, Arnoczky SP, Torrie A. Arthroscopic repair of the acetabular labrum: A histologic assessment of healing in an ovine model. *Arthroscopy* 2007, Apr;23(4):376-80.
15. Kalhor M, Beck M, Huff TW, Ganz R. Capsular and pericapsular contributions to acetabular and femoral head perfusion. *J Bone Joint Surg Am* 2009, Feb;91(2):409-18.

16. S Sevitt, R G Thompson. The distribution and anastomoses of arteries supplying the head and neck of the femur. *J Bone Joint Surg Br* 1965, Aug;47:560-73.
17. Ogden JA. Changing patterns of proximal femoral vascularity. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 1974;56(5):941-50.
18. Kalhor M, Horowitz K, Gharehdaghi J, Beck M, Ganz R. Anatomic variations in femoral head circulation. *Hip Int* 2012;22(3):307-12.
19. Cerezal L, Kassarian A, Canga A, Dobado MC, Montero JA, Llopis E, et al. Anatomy, biomechanics, imaging, and management of ligamentum teres injuries. *Radiographics* 2010, Oct;30(6):1637-51.
20. Martin HD, Hatem MA, Kivlan BR, Martin RL. Function of the ligamentum teres in limiting hip rotation: A cadaveric study. *Arthroscopy* 2014, Sep;30(9):1085-91.
21. Perumal V, Woodley SJ, Nicholson HD. Ligament of the head of femur: A comprehensive review of its anatomy, embryology, and potential function. *Clin Anat* 2015, Oct 19.
22. Weidner J, Büchler L, Beck M. Hip capsule dimensions in patients with femoroacetabular impingement: A pilot study. *Clin Orthop Relat Res* 2012, Dec;470(12):3306-12.
23. Cooper HJ, Walters BL, Rodriguez JA. Anatomy of the hip capsule and pericapsular structures: A cadaveric study. *Clin Anat* 2015, Jul;28(5):665-71.
24. Kapandji IA. The physiology of the joints: Lower limb. Elsevier Health Sciences; 1987.
25. Dienst M, Gödde S, Seil R, Hammer D, Kohn D. Hip arthroscopy without traction: In vivo anatomy of the peripheral hip joint cavity. *Arthroscopy* 2001;17(9):924-31.
26. Harris JD, Gerrie BJ, Lintner DM, Varner KE, McCulloch PC. Microinstability of the hip and the splits radiograph. *Orthopedics* 2016, Jan 6:1-7.
27. Krueger A, Leunig M, Siebenrock KA, Beck M. Hip arthroscopy after previous surgical hip dislocation for femoroacetabular impingement. *Arthroscopy* 2007, Dec;23(12):1285-1289.e1.
28. Yoo S, Dedova I, Pather N. An appraisal of the short lateral rotators of the hip joint. *Clin Anat* 2015, Sep;28(6):800-12.
29. Gautier E, Ganz K, Krügel N, Gill T, Ganz R. Anatomy of the medial femoral circumflex artery and its surgical implications. *J Bone Joint Surg Br* 2000, Jul;82(5):679-83.
30. Ganz R, Horowitz K, Leunig M. Algorithm for femoral and periacetabular osteotomies in complex hip deformities. *Clin Orthop Relat Res* 2010, Dec;468(12):3168-80.
31. Beck M, Sledge JB, Gautier E, Dora CF, Ganz R. The anatomy and function of the gluteus minimus muscle. *J Bone Joint Surg Br* 2000, Apr;82(3):358-63.
32. Beck M, Woo A, Leunig M, Ganz R. Gluteus minimus-induced femoral head deformation in dysplasia of the hip. *Acta Orthop Scand* 2001, Feb;72(1):13-7.
33. Babst D, Steppacher SD, Ganz R, Siebenrock KA, Tannast M. The iliocapsularis muscle: An important stabilizer in the dysplastic hip. *Clin Orthop Relat Res* 2011, Jun;469(6):1728-34.
34. Woyski D, Olinger A, Wright B. Smaller insertion area and inefficient mechanics of the gluteus medius in females. *Surg Radiol Anat* 2013, Oct;35(8):713-9.
35. Domb BG, Shindle MK, McArthur B, Voos JE, Magennis EM, Kelly BT. Iliopsoas impingement: A newly identified cause of labral pathology in the hip. *HSS J* 2011, Jul;7(2):145-50.
36. Hain KS, Blankenbaker DG, De Smet AA, Keene JS, Del Rio AM. MR appearance and clinical significance of changes in the hip muscles and iliopsoas tendon after arthroscopic iliopsoas

tenotomy in symptomatic patients. *HSS J* 2013, Oct;9(3):236-41.

37. Sansone M, Ahldén M, Jónasson P, Swärd L, Eriksson T, Karlsson J. Total dislocation of the hip joint after arthroscopy and ileopsoas tenotomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2013, Feb; 21(2):420-3.

38. Rouvière H, Delmas A. Anatomía humana : Descriptiva, topográfica y funcional. Barcelona: *Masson*; 2005.

39. Draovitch P, Edelstein J, Kelly BT. The layer concept: Utilization in determining the pain generators, pathology and how structure determines treatment. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2012, Mar;5(1):1-8.

40. Lazennec J-Y, Brusson A, Rousseau M-A. Hip-spine relations and sagittal balance clinical consequences. *Eur Spine J* 2011, Sep;20 Suppl 5:686-98.

41. Beck M, Leunig M, Ellis T, Sledge JB, Ganz R. The acetabular blood supply: Implications for periacetabular osteotomies. *Surg Radiol Anat* 2003;25(5-6):361-7.

42. Trueta J. The normal vascular anatomy of the femoral head in adult man. 1953. *Clin Orthop Relat Res* 1997, Jan(334):6-14.

43. Ganz R, Gill TJ, Gautier E, Ganz K, Krügel N, Berlemann U. Surgical dislocation of the adult hip a technique with full access to the femoral head and acetabulum without the risk of avascular necrosis. *J Bone Joint Surg Br* 2001, Nov;83(8):1119-24.

44. Nötzli HP, Siebenrock KA, Hempfing A, Ramseier LE, Ganz R. Perfusion of the femoral head during surgical dislocation of the hip. Monitoring by laser doppler flowmetry. *J Bone Joint Surg Br* 2002, Mar;84(2):300-4.

Capítulo III

Resultados do

Tratamento Cirúrgico do

Conflito

Femoroacetabular Tipo

Cam

1. Introdução

A síndrome de conflito femoroacetabular (CFA) tipo *cam* é reconhecida como uma das causas principais de anca dolorosa no adolescente e no adulto jovem. Embora a sua importância real como fator de risco para a osteoartrose de causa mecânica não esteja ainda bem quantificada na literatura^(1, 2), a indicação para tratar as formas sintomáticas e com morfologia bem definida é consensual⁽³⁾ e assenta no facto de existirem evidências macroscópicas⁽⁴⁾ e bioquímicas^(5, 6) de que pode existir lesão precoce da cartilagem em doentes ainda com poucos sintomas.

O tratamento inicial das formas de CFA tipo *cam* baseia-se no uso de medicamentos anti-inflamatórios não esteroides, no repouso e modificação de atividades, particularmente as que envolvam movimentos repetitivos de flexão e rotação interna da anca. Quando as formas de tratamento conservador falham, a opção pode ser o tratamento cirúrgico dirigido à regularização da morfologia óssea anormal e tratamento das lesões da cartilagem e labrum acetabulares subjacentes. O desenvolvimento de uma técnica cirúrgica que permite a luxação da cabeça femoral sem risco acrescido de perturbar a sua perfusão arterial determinou um enorme avanço na compreensão da patologia e do seu mecanismo de lesão. No caso da deformidade *cam*, como previamente descrito, o objetivo do tratamento cirúrgico é, essencialmente, a regularização da protuberância da transição cérvico-cefálica, por forma a restaurar a esfericidade da cabeça femoral. Adicionalmente, as lesões concomitantes do labrum ou da cartilagem podem e devem ser tratadas. Se necessário, em casos em que exista um mecanismo simultâneo de impacto entre o colo femoral e a cabeça femoral (CFA tipo *pincer*), a margem acetabular pode ser parcialmente removida e o labrum reafixado.

A cirurgia aberta oferece um acesso total à articulação coxofemoral, com a possibilidade acrescida de poder evoluir intraoperatoriamente para técnicas mais complexas de realinhamento periarticular, tanto do fémur proximal como do acetábulo⁽⁷⁻⁹⁾. A artroscopia da coxofemoral surge na década de 90^(10, 11) com vários autores a descreverem as técnicas de acesso intra-articular com tração e a

anatomia artroscópica da articulação. As primeiras publicações que descrevem a artroscopia como técnica potencial para tratamento de deformidades intracapsulares da anca remontam à primeira década do milénio atual⁽¹²⁾, mas apresentavam, na altura, pouco tempo de seguimento e indicações limitadas. Nos últimos anos, assistimos a um aumento substancial de publicações demonstrando resultados clínicos e radiológicos promissores a médio prazo do tratamento do CFA com recurso à cirurgia⁽¹³⁻¹⁸⁾.

A nossa experiência no tratamento desta patologia teve início em 2006, altura em que operámos os primeiros doentes com diagnóstico de CFA tipo *cam* com luxação cirúrgica da anca. Resolvemos, nessa altura, criar uma base de dados, registando sistematicamente as características dos indivíduos intervencionados, os achados intraoperatórios que nos permitiram classificar o tipo de conflito, a avaliação funcional em termos de dor, função, atividade e sintomas mecânicos. Os procedimentos efetuados foram registados de forma simples e objetiva e consubstanciados pela medição radiográfica do ângulo alfa⁽¹⁹⁾ antes e depois da cirurgia como forma de quantificar a resseção efetuada da deformidade *cam*. Os doentes foram novamente avaliados após a cirurgia ao longo do tempo, aplicando a mesma avaliação funcional e através da sua resposta a questões destinadas a avaliar a qualidade de vida.

Iniciámos o tratamento artroscópico desta deformidade cerca de três anos depois, continuando a registar a mesma informação. A nossa experiência com a técnica artroscópica tem sido crescente nos últimos anos, em paralelo com a evolução para técnicas mais complexas de osteotomia peri e intra-articular em deformidades infantis e juvenis. Os resultados, apesar de tendencialmente bons, pareceram-nos, ao longo do tempo, dependentes do grau de degeneração articular e da idade do doente na altura da cirurgia. Na literatura, estes parecem ser, igualmente, os fatores de prognóstico mais importantes que condicionam o resultado em termos da avaliação funcional e de progressão para osteoartrose⁽¹³⁻¹⁸⁾.

Com uma casuística de doentes operados por esta patologia que apresenta cerca de meia década de média de tempo de seguimento, decidimos explicar a nossa curva de aprendizagem com sentido crítico, procurando, no nosso caso, identificar as variáveis com impacto mais significativo no resultado final.

Procuramos, com este estudo detalhado de uma amostra de doentes

operados a CFA tipo *cam*, responder às seguintes questões:

1. Quais os fatores significativamente associados ao valor da avaliação funcional pré-operatória?
2. A cirurgia do CFA tipo *cam* pode ser considerada eficaz e segura?
3. Existem diferenças significativas nos resultados da cirurgia artroscópica e aberta?
4. Quais os fatores significativamente associados à avaliação funcional após a cirurgia e à sua variação?

2. Materiais e métodos

2.1 – Doentes

Após parecer favorável das comissões de ética das instituições onde os doentes foram operados, a partir da base de dados relativa ao tratamento cirúrgico do CFA, que até ao final de 2015, incluía um total de cerca de 400 doentes todos operados pelo mesmo cirurgião, seleccionámos os casos com mais de 24 meses de seguimento, tendo ficado apurado um total de 300 doentes. Destes, excluámos todos os casos em que foram associados procedimentos cirúrgicos mais complexos intra-articulares, doentes com diagnóstico de conflito tipo *pincer*, doentes com idade inferior a 17 anos e superior 55 anos, os casos operados por lesão traumática aguda, os doentes operados bilateralmente e os doentes que necessitaram de conversão para artroplastia total da anca (3 casos). Obtivemos, assim, uma amostra final de 198 doentes, todos com manifestações clínicas crónicas, com uma média de idade de 33 anos (DP 9,4), 112 do género masculino e 88 do género feminino. Foram operados 102 por artroscopia e 96 por luxação cirúrgica da anca. Todos os doentes assinaram consentimento informado para a cirurgia e a autorizar o tratamento de dados e registos fotográficos para fins científicos. A tabela 1 resume os dados demográficos dos casos seleccionados para o estudo, incluindo o número de doentes com prática desportiva regular não profissional antes da cirurgia e o tempo de seguimento por técnica cirúrgica.

A base de dados foi elaborada desde o início e os registos foram feitos de

Capítulo III

Caso	Género			Idade média	Lado		Seguimento máximo	Seguimento mínimo	Média seguimento	Desporto
	f	m	total		-	D				
Artroscopia	48 (47%)	54 (53%)	102 (52%)	34a	57%	43%	80 m	24 m	44 m	72 (56%)
Luxação cirúrgica da anca	38 (40%)	58 (60%)	96 (48%)	31a	61%	39%	132 m	25 m	76 m	56 (44%)
Total	86 (44%)	112 (56%)	198 (100%)	33a	59%	41%	132 m	24 m	59 m	128 (64%)

Tabela 1: Distribuição da amostra por género, idade, lateralidade, seguimento máximo, médio, mínimo e prática de desporto regular de não competição antes da cirurgia.

modo contínuo. No entanto, a análise destes dados foi feita de forma retrospectiva porque os doentes não foram aleatoriamente selecionados para cirurgia aberta ou artroscópica. A seleção do tipo de cirurgia foi baseada na preferência do doente e na curva de aprendizagem do cirurgião. A extensão lateral e posterior da deformidade *cam* foi, de igual modo, importante na seleção de casos para cirurgia aberta, pela melhor visualização das estruturas vasculares que esta abordagem permite.

Em todos os casos, a avaliação pré-operatória incluiu um exame objetivo detalhado, no qual destacamos o sinal de conflito considerado positivo quando a flexão até 90° e rotação interna simultânea desencadearam uma dor importante que reproduziu as queixas diárias crónicas que motivaram a ida ao médico. Todos os doentes realizaram radiografias padronizadas ântero-posterior da bacia, incidência *cross-table view* e RMN radial da anca candidata a cirurgia, de acordo com as metodologias descritas no Capítulo I. Quantificámos as alterações degenerativas presentes na radiografia ântero-posterior da bacia de acordo com a classificação de Tönnis (tabela 2), utilizada de forma transversal em diversas publicações da área⁽²⁰⁾. O ângulo alfa foi medido na incidência radiográfica de

Cirurgia	T0	T1	T2	T3
Artroscopia	51%	31%	17%	1%
Luxação cirúrgica da anca	55%	21%	21%	3%
Total	53%	26%	19%	2%

Tabela 2: Distribuição de alterações degenerativas articulares por tipo de procedimento realizado. T– Tönnis.

crosstable view antes e depois da cirurgia em todos os casos por um cirurgião independente e por um radiologista.

Cada doente preencheu uma escala de avaliação funcional “Nonarthritic Hip Score” (NAHS)⁽²¹⁾, validada para a língua portuguesa⁽²²⁾, antes e depois da cirurgia de forma seriada ao longo do tempo. Para efeitos práticos e dado o tempo de seguimento muito longo dos doentes mais antigos desta série, resolvemos incluir apenas a ultima avaliação transversal a todos os doentes efetuada no início de 2016. Nesta ultima avaliação, foram ainda incluídas questões destinadas a inquirir sobre a qualidade de vida diária. Foi calculada a diferença entre a avaliação inicial e atual para cada doente e a variação percentual no valor utilizando a seguinte fórmula [(avaliação final – avaliação inicial) / avaliação inicial] × 100. Foi feito o registo de todos os casos em que foi efetuada reafixação do labrum e técnica de microfraturas para tratamento de lesões limitadas da cartilagem. Foram, de igual modo, registadas as complicações ocorridas utilizando a classificação de Dindo^(23, 24).

2.2 – Técnica cirúrgica

O mesmo cirurgião (autor) operou todos os doentes: 102 doentes por artroscopia e 96 por luxação cirúrgica da anca.

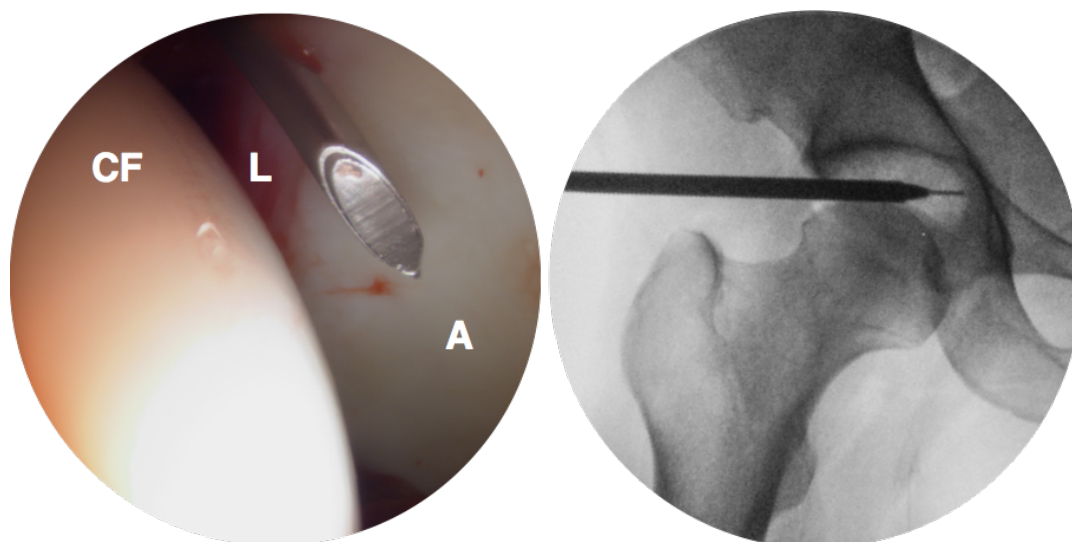


Figura 1: Na artroscopia, o primeiro portal foi sempre colocado com o auxílio do intensificador de imagem e após verificarmos que a anca distraía pelo menos 1 cm de modo e evitar lesão iatrogénica do labrum ou cartilagem da cabeça femoral. CF – cabeça femoral; L – labrum; A – acetábulo.

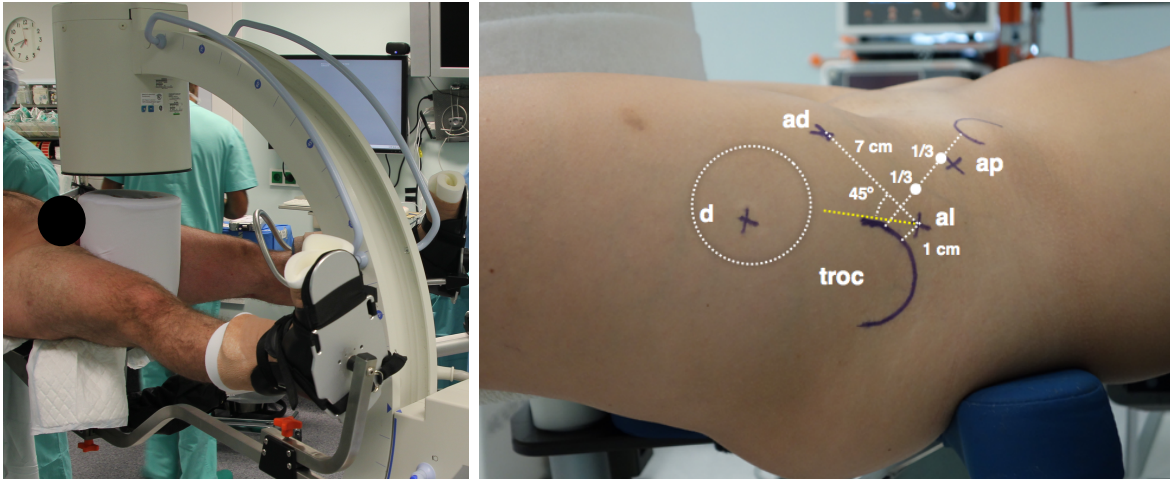


Figura 2: À esquerda – posicionamento perioperatório com o sistema de distração e as proteções almofadadas para as extremidades e para o períneo. À direita – portais utilizados em artroscopia da anca: ap – anterior proximal ($\frac{1}{3}$ com $\frac{2}{3}$ da linha que une a espinha ilíaca ântero-superior ao grande trocânter); al – anterior lateral (1 cm acima e à frente do grande trocânter); ad – anterior distal (7 cm distal ao portal ântero-lateral sobre uma linha que forma 45° com o eixo longitudinal da coxa – linha amarela); d – distal (o portal distal fica numa área que pode ser variável, dependendo da direção necessária para refixação do labrum – circunferência); troc – grande trocânter.

2.2.1 – Artroscopia da anca

Todos os procedimentos foram efetuados sob anestesia geral e relaxamento muscular. O posicionamento dos doentes foi sempre em decúbito dorsal, utilizando um dispositivo de tração para os membros inferiores com proteção almofadada para as extremidades e um poste perineal adequado por forma a evitar potenciais lesões decorrentes da tração. Antes de preparar o campo operatório, testámos sempre a capacidade de distração da articulação sob intensificador de imagem, considerando a distância de segurança para estabelecer os portais sem risco de lesão de partes moles (labrum e cartilagem) cerca de 10 mm (fig. 1). A tração foi sempre aplicada nos dois membros de modo a evitar inclinação lateral da bacia. O tempo de tração máximo, considerando todos os procedimentos, nunca ultrapassou os 120 minutos, sendo em média de cerca de 80 minutos. O primeiro portal foi sempre colocado sob intensificador de imagem e, na maioria dos casos, foi o ântero-lateral. Os portais anterior distal e anterior proximal foram colocados posteriormente sob tração, mas sem auxílio do intensificador de imagem. Um portal mais distal e inferior foi utilizado em função da necessidade de reafixar o labrum acetabular (fig. 2).

Iniciámos o procedimento de forma sistemática, efetuando uma capsulotomia entre os portais ântero-lateral e anterior distal que utilizámos para ter acesso ao compartimento central por forma a inspecionar o labrum, a transição condrolabral e

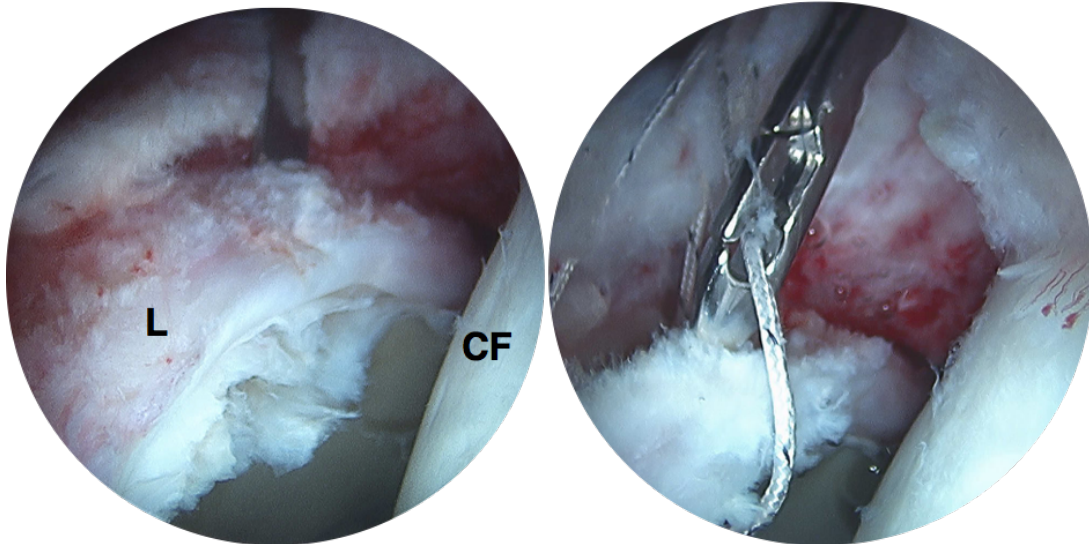


Figura 3: Imagens artroscópicas de uma anca com lesão da cartilagem. Esquerda – lesão condral de espessura parcial, mas com interrupção da junção condrolabral e instabilidade óssea do labrum acetabular. Direita – estabilização do labrum acetabular com sutura de ancoragem em *loop*. L – labrum; CF – cabeça femoral.

a cartilagem acetabular. Nos doentes com lesão *cam*, encontramos, com muita frequência, amolecimento da cartilagem acetabular e, por vezes, rotura da transição condrolabral (fig. 3). Nos casos em que verificámos instabilidade da inserção óssea do labrum ou perda da elasticidade, o mesmo foi estabilizado com suturas de ancoragem. As lesões da cartilagem, quando de espessura incompleta e com área inferior a 5 mm² foram desbridadas. Nos casos com lesão de espessura completa e com área de lesão entre 5 e 15 mm² foram efetuadas microfraturas. Quando a lesão consistiu numa delaminação subcondral isolada sem interrupção

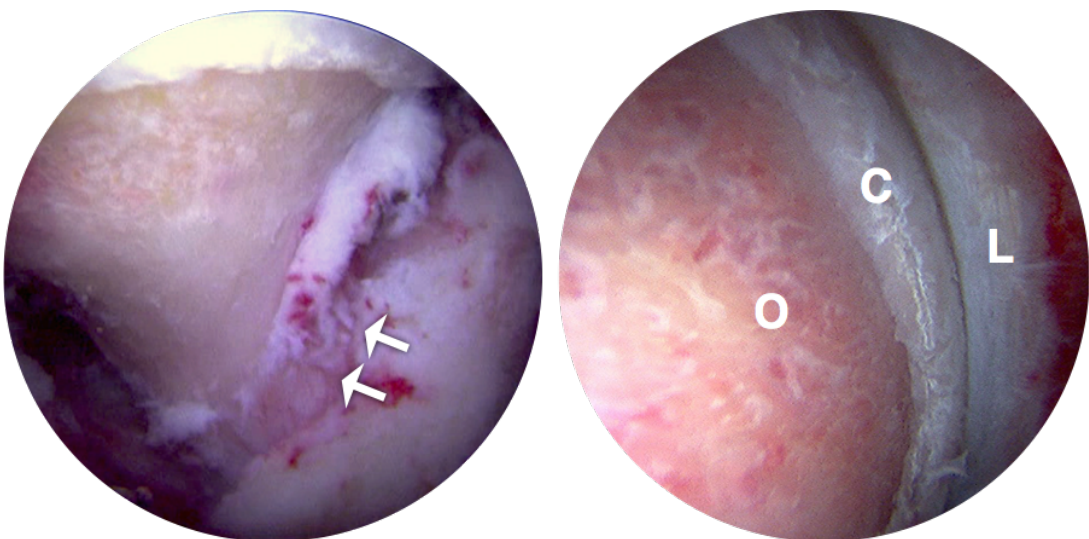


Figura 4: Imagens artroscópicas de uma anca com deformidade *cam* após osteoplastia. Esquerda – osteoplastia extensa de lesão *cam*, muito próxima e sobre a região retinacular pótero-superior (setas brancas). Direita – detalhe da osteoplastia na zona equatorial. O – osteoplastia; C – cartilagem; L – labrum.

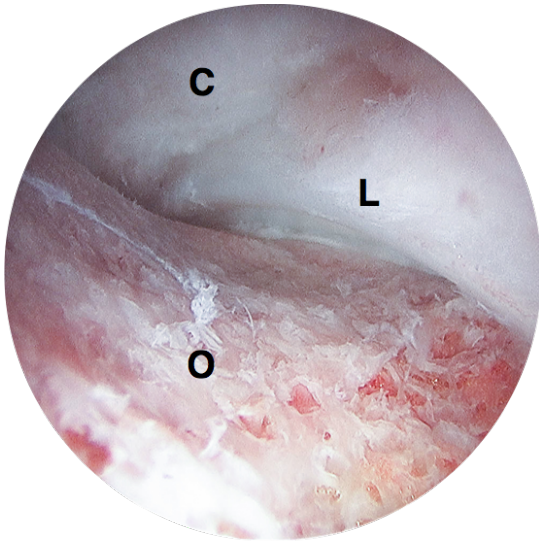


Figura 5: Teste final em flexão e rotação interna da anca após osteoplastia da cabeça femoral. Observamos o espaço livre entre a zona de osteoplastia (O) e o labrum acetabular (L). C – cápsula.

da junção condrolabral, não foi efetuado nenhum tratamento específico.

Não foram efetuadas osteoplastias acetabulares com resseção óssea significativa porque todos os casos do tipo *pincer* foram excluídos deste grupo de doentes.

O compartimento periférico foi abordado, em todos os casos, estendendo a capsulotomia inicial até à base do colo femoral (em forma de T). Esta exposição extensa permitiu quantificar a existência de deformidade *cam* e localizar as pregas

vasculares retinaculares superior e inferior, conferindo uma visão e um posicionamento dos instrumentos motorizados (utilizados na resseção óssea) semelhante à que conseguimos na cirurgia aberta.

A resseção da deformidade foi efetuada sempre da região mais equatorial da cabeça femoral para a periferia e de posterior (próximo da prega retinacular posterior) para anterior e inferior (fig. 4) com controle radioscópico intraoperatório. Durante a cirurgia, o aspeto mais importante foi conseguir uma forma o mais esférica possível da osteoplastia, sem compromisso das artérias retinaculares. Depois de a considerarmos completa, testámos a mobilidade da articulação em flexão e rotação interna sob visualização direta e verificámos ausência de conflito na região anterior (fig. 5). A exposição conseguida, na maior parte dos casos, permitiu também efetuar resseção da deformidade na região mais próxima da prega vascular póstero-superior com controle visual direto. Apercebemo-nos, no entanto, que a ausência de informação disponível na literatura em relação à anatomia detalhada desta região da prega sinovial vascular e das artérias retinaculares podia colocar em risco a sua integridade pela necessidade de efetuar uma resseção mais profunda para corrigir a deformidade.

O protocolo de reabilitação após cirurgia consistiu em descarga do membro inferior operado durante cerca de duas a três semanas e início de reabilitação dos músculos abdutores quatro dias após a cirurgia. Foi efetuada a profilaxia habitual

da trombose venosa profunda durante quatro semanas com heparina de baixo peso molecular e da ocorrência de ossificações heterotópicas com indometacina 25 mg três vezes ao dia, com proteção gástrica associada.

2.2.2 – Luxação cirúrgica da anca

Todos os casos foram efetuados de acordo com a técnica original descrita por Ganz *et al.*⁽²⁵⁾. O posicionamento do doente foi sempre em decúbito lateral. A anca foi abordada utilizando o intervalo de Gibson com incisão da fáscia ao longo do bordo anterior do grande glúteo, expondo o grande trocânter e toda a região dos rotadores externos. Após osteotomia trigástica do mesmo, expusemos a cápsula superior e anterior, explorando o intervalo entre os músculos piramidal e pequeno glúteo, rebatendo o último para a frente e separando-o da cápsula. A capsulotomia foi efetuada ao longo do maior eixo do colo femoral na região ântero-superior, com uma extensão anterior e inferior paralela à linha intertrocanterica anterior e pósterio-superior ao longo do rebordo acetabular, por forma e proteger a prega retinacular pósterio-superior e o labrum (fig. 6). A cabeça femoral foi luxada para a frente, seccionando o ligamento redondo.

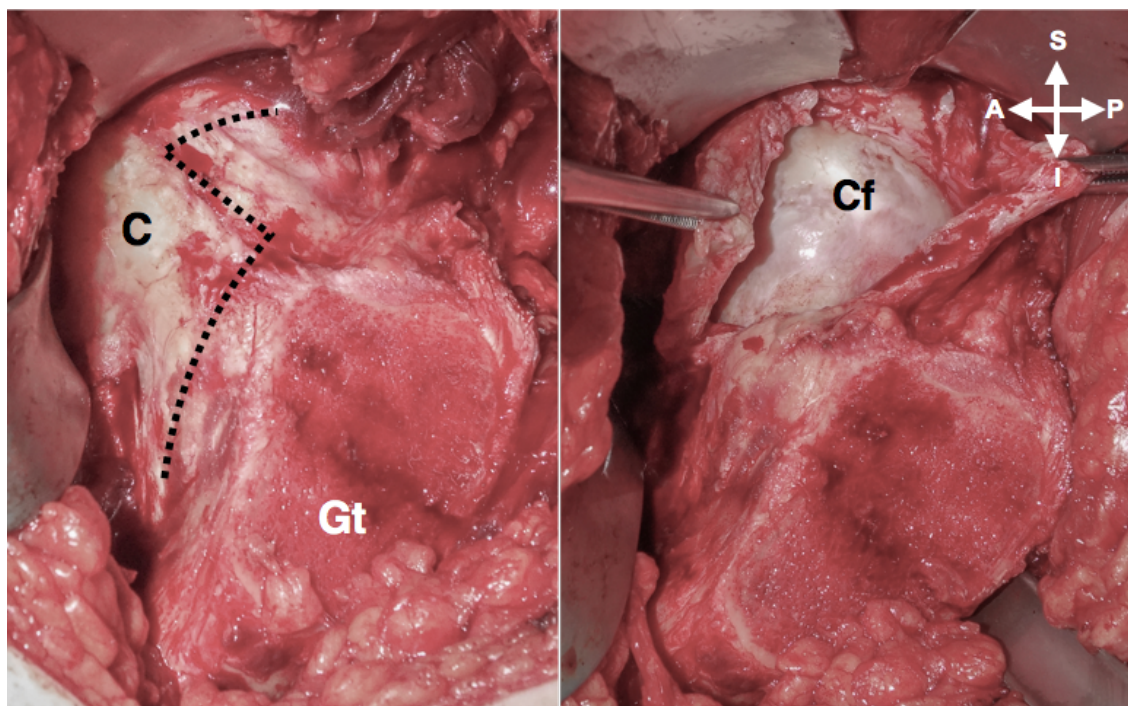


Figura 6: Imagens de cirurgia aberta. Esquerda – exposição da cápsula articular permitida pela osteotomia do trocânter, onde é visível, a tracejado, a linha da capsulotomia a efetuar. Direita – após capsulotomia Gt – grande trocânter; Cf – cabeça femoral; C – cápsula; S – superior; I – inferior; A – anterior; P – posterior.

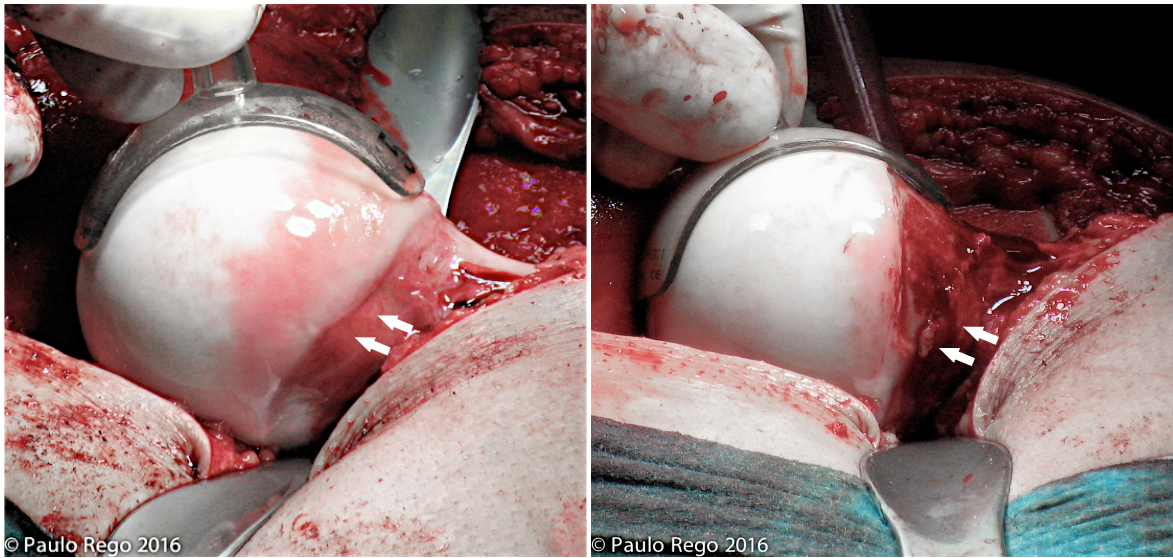


Figura 7: Imagens intraoperatórias de cabeça femoral com deformidade *cam*. À esquerda – antes da osteoplastia, o “esferómetro” permite averiguar que zonas da cabeça fogem à sua esfericidade normal. À direita – depois da osteoplastia, o mesmo instrumento, permite verificar a precisão da resseção óssea. Repare-se como neste caso foi necessário regularizar a deformidade na região da prega retinacular pósterio-superior, identificada nas imagens pelas setas brancas.

Utilizando um instrumento esférico transparente adequado ao diâmetro cabeça femoral, foi aferida a esfericidade da mesma (fig. 7) e efetuada a osteoplastia da deformidade utilizando um osteótomo curvo ou um instrumento motorizado. O instrumento esférico foi novamente utilizado para avaliar a precisão da resseção. Nas regiões das pregas retinaculares ântero-inferior e pósterio-superior, a resseção foi efetuada de modo muito cuidadoso, de forma a preservar a integridade das artérias retinaculares e dos seus orifícios de entrada no ossoⁱⁱ (fig. 7). A cabeça femoral foi reduzida e verificada a ausência de mecanismo de conflito em flexão, rotação interna, rotação externa e abdução sob controle visual direto. Nos casos em que verificámos a presença de lesão do labrum com separação óssea, o mesmo foi reafixado. Em relação às lesões da cartilagem, utilizámos o mesmo algoritmo de tratamento que na artroscopia. Após encerramento parcial da capsulotomia, o grande trocânter foi reinserido com dois ou três parafusos.

O protocolo de reabilitação após cirurgia consistiu em descarga absoluta do membro inferior operado durante cerca de quatro semanas, seguido de um período de duas semanas com carga parcial sem limitação específica de movimentos ativos ou passivos e com início de fortalecimento dos músculos abdutores às duas a três semanas após a cirurgia. A profilaxia habitual da trombose venosa profunda foi efetuada com heparina de baixo peso molecular durante cinco semanas.

ⁱⁱ Ver também figura 8 do Capítulo V, página 141

Nonarthritic Hip Score

As 5 questões seguintes dizem respeito a quantidade de dor que tem sentido na anca que esta a ser avaliada hoje. Assinale a resposta que traduz melhor a quantidade de dor que experimentou nas últimas 48 horas.

Quanta dor sente

1. A andar em terreno plano
2. A subir ou descer escadas
3. A noite na cama
4. Sentada ou deitada
5. Em pé

As 4 questões seguintes dizem respeito aos sintomas que tem sentido na anca que esta a ser avaliada hoje. Assinale a resposta que traduz melhor os sintomas que experimentou nas últimas 48 horas

Ate que ponto se sente incomodado com

1. Sensação de anca «presa», bloqueio da anca
2. Sensação de anca a «ir a baixo»
3. Rigidez na anca
4. Diminuição de mobilidade da anca

As 5 questões seguintes dizem respeito a sua capacidade física. Assinale a resposta que traduz melhor as dificuldades que experimentou com a sua anca nas últimas 24 horas.

Qual o grau de dificuldade que tem com

1. A descer escadas
2. A subir escadas
3. A levantar-se da posição de sentado
4. A calçar as meias
5. A levantar-se da cama

As 6 questões seguintes dizem respeito a sua capacidade de participar em certo tipo de actividades. Assinale com um círculo a resposta que traduz melhor a dificuldade que sentiu no ultimo mes por causa da dor na sua anca. Se não participa em nenhuma destas actividades, por favor, calcule o grau de incomodo que a sua anca lhe causaria se isso acontecesse. Assinale com um círculo a resposta que traduziria melhor esta situação.

Até que ponto a sua anca o incomoda quando participa em:

1. Desportos altamente exigentes nomeadamente futebol, basquetebol, ténis e aerobica.
2. Desportos de baixa exigência (golfe por exemplo)
3. Corrida como exercício
4. Marcha como exercício
5. Actividades domesticas pesadas (mudar mobílias, levantar pesos)
6. Actividades domesticas leves (cozinhar, limpar o pó, aspirar)

Quadro 1: Escala de avaliação utilizada nesta amostra de doentes.

2.3 – Escala de avaliação funcional

A escala de avaliação funcional utilizada ou *score* foi selecionada tendo em conta o facto de ser mais adaptada à função articular de doentes jovens sem osteoartrose e, ainda, por ser utilizada frequentemente para avaliar os resultados da cirurgia conservadora da anca na literatura⁽²⁶⁾. O “Nonarthritic Hip Score” (NAHS) foi desenvolvido e publicado em 2003 por McCarthy *et al.* e consta, essencialmente, de um questionário que avalia a função da anca em quatro aspetos: a dor, a presença de sintomas mecânicos, a função e o nível de

Questionário de avaliação de qualidade de vida geral

1. Conseguiu retomar a sua atividade profissional normal? (s/n)
2. Se praticava desporto antes da cirurgia, melhorou a sua pratica após a cirurgia? (s/n)
- 3 Melhoria na atividade sexual (s/n)

Quadro 2: Questões destinadas a avaliar a qualidade de vida em geral (as questões foram adequadas à faixa etária da amostra de doentes estudada).

atividade física (quadro 1). A avaliação inicial foi feita de forma independente na consulta de preparação para a cirurgia, as avaliações subsequentes em consulta de seguimento e a última, por correio eletrônico enviado por terceiro investigador. Os resultados foram igualmente compilados e transportados para a nossa base de dados por um avaliador independente. As questões destinadas à avaliação da qualidade de vida (quadro 2) foram efetuadas, de igual modo, por avaliador independente e adequadas à faixa etária desta população. Não existe, validada para o *score* NAHS, uma categorização qualitativa em resultados maus, razoáveis, bons e muito bons. Por esse motivo, resolvemos adotar a já existente para o *score* de avaliação de Harris (HHS) dada a associação forte encontrada entre as duas escalas, aquando da validação da primeira⁽²¹⁾. Procurámos comparar os nossos resultados com os existentes na literatura onde foi utilizada a mesma escala de avaliação funcional.

2.4 – Análise estatística

A análise estatística foi efetuada utilizando os pacotes de *software* comercial AcaStat® versão 7122.0 e IBM SPSS® versão 23 para MAC OS X®.

As variáveis contínuas foram descritas através do total de observações (n), média (\bar{x}), desvio padrão (DP), mediana (\tilde{x}), máximo (máx.) e mínimo (min.). As variáveis categóricas foram descritas com frequências absolutas (n) e frequências relativas (%).

A comparação de valores médios de duas variáveis contínuas com distribuição normal foi efetuada utilizando o teste paramétrico *t-Student* ajustado para amostras independentes ou emparelhadas. No caso das variáveis que não apresentaram uma distribuição aproximadamente normal, os métodos paramétricos foram substituídos por métodos não paramétricos. Para a comparação da distribuição de duas variáveis independentes foi utilizado o teste de *Mann-Whitney*.

A associação de duas variáveis categóricas foi estudada através do teste do *qui-quadrado* (χ^2). Utilizámos ainda análise multivariada, *automatic linear modeling* (AML), para identificar quais as variáveis independentes mais associadas ao valor da avaliação funcional antes da cirurgia, após a cirurgia e da

Localização da dor	Antes da cirurgia		Depois da cirurgia	
	%	n	%	n
Inguinal	40%	79	7%	2
Inguinal e trocantérica	4%	8	18%	5
Inguinal, trocantérica e posterior	23%	46	11%	3
Inguinal e posterior	1%	2	0%	0
Trocantérica	4%	8	43%	12
Trocantérica e posterior	26%	51	18%	5
Posterior	2%	4	3%	1
Total	100%	198	100%	28

Tabela 3: Distribuição da localização da dor por territórios, antes e após cirurgia, em número absoluto de doentes e percentagem.

variação da avaliação funcional. Todos os testes estatísticos foram efetuados com duas caudas, considerando um nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$).

3. Resultados

3.1 – Pré-operatório

As características básicas da amostra, em termos de idade, género, tempo de seguimento, prática de desporto e classificação do grau de osteoartrose, estão registadas nas tabelas 1 e 2. A média da idade foi de 33 anos (DP=9,4), sendo ligeiramente superior no género feminino (35) em relação ao masculino (32) e apresentando uma distribuição semelhante nos dois tipos de cirurgia efetuada (tabela 1). Destes doentes, 52% foram operados por artroscopia e 48%, por luxação cirúrgica da anca, com uma média de tempo de seguimento, respetivamente, de 44 (DP=15) e 76 meses (DP=18). A maioria (80%) apresentava alterações degenerativas ligeiras ou inexistentes (Tönnis 0 ou 1). As localizações de dor mais frequentes foram: a região inguinal isolada (40%), seguida de dor trocantérica associada a posterior (26%) e de dor inguinal associada a posterior e trocantérica (23%). A dor posterior isolada foi rara (2%) (tabela 3).

A média do ângulo alfa, medido em graus antes da cirurgia, foi de 71,5 ° (mín.=

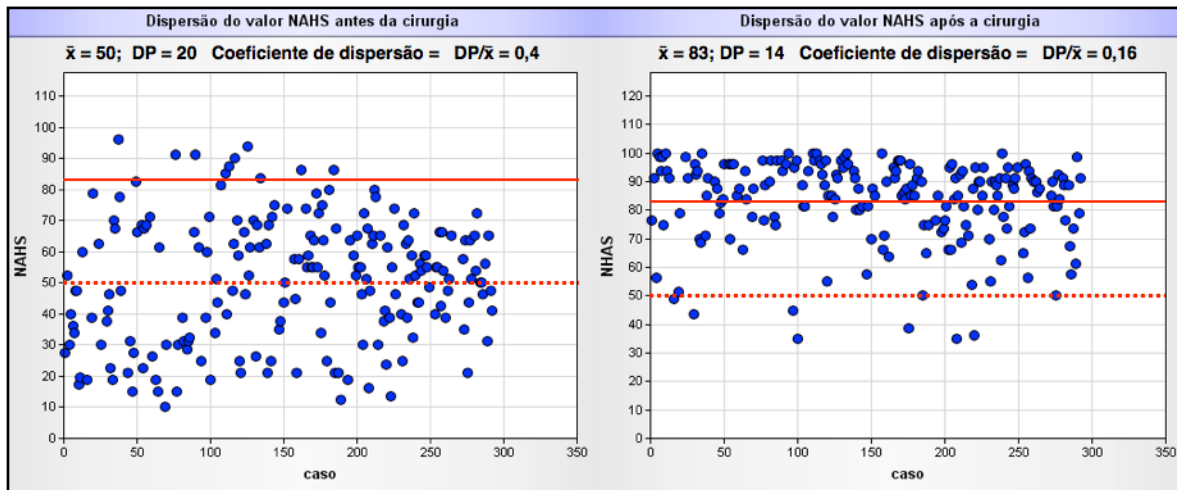


Figura 8: Esta figura mostra lado a lado a dispersão do score funcional NAHS antes (esquerda) e depois da cirurgia (direita). Note-se que o coeficiente de dispersão diminuiu bastante, o que significa que o efeito da cirurgia foi no sentido de aumentar a média do score NAHS da amostra de doentes e homogeneizar os seus valores. A linha vermelha contínua define a média após a cirurgia e a tracejada a média antes da cirurgia. \bar{x} – média; DP – desvio padrão.

36°; máx.=108°; DP=13°). No género feminino, a média foi de 65° (DP =10,4°) e, no masculino, 76° (DP=12,7°), sendo a diferença fortemente significativa ($p < 0,0001$). No grupo de doentes operados por artroscopia, a média foi de 68° (DP=12,5) e, por cirurgia aberta, de 72° (DP=2,5), sendo esta diferença também bastante significativa ($p = 0,0002$). Comparando o ângulo alfa médio obtido em função da presença ($T_{>0}$) ou não (T_0) de alterações degenerativas, a média nos doentes com T_0 foi de 70° e com $T_{>0}$ foi de 73°. Esta diferença, ao nível de significância adotado, não foi significativa ($p = 0,06$).

Considerando a presença ou ausência de alterações degenerativas, verificámos que, nos doentes do grupo T_0 , 54,7% eram do género feminino enquanto no grupo $T_{>0}$ esta percentagem foi de 30,4%, sendo a diferença significativa ($p = 0,001$). Comparando a idade, o grupo T_0 apresentou uma média de 31 anos (DP=9) e o grupo $T_{>0}$, de 36 anos (DP=9,5), sendo a diferença significativa ($p = 0,001$).

A média da avaliação funcional, pelo score NAHS pré-operatório, foi de 50 pontos (mín.=10; máx.=96; DP=20). A figura 8 (gráfico esquerdo) permite visualizar, na amostra, a dispersão dos valores do score antes da cirurgia. Categorizando estes valores, obtivemos 7% de doentes com score entre 0 e 20 pontos, 26% entre 21 e 40 pontos, 32% entre 41 e 60 pontos e 35% com mais de 60 pontos (tabela 4). A média do NAHS pré-operatório foi de 48 pontos na cirurgia

Pré-op	n.º doentes	%	Pós-op	\bar{x} variação após cirurgia	\tilde{x} variação após cirurgia	DP após cirurgia
0-20	14	7	69	366%	394%	175%
21-40	51	26	76	159%	154%	82%
41-60	63	32	86	70%	66%	25%
> 60	70	35	88	25%	27%	23%

Tabela 4: Observamos os valores após cirurgia e média, mediana e desvio-padrão da variação percentual do NAHS em função das categorias definidas no pré-operatório. Repare-se que, apesar de as duas primeiras filas mostrarem um resultado pós-operatório com a média do score NAHS considerado pobre ou razoável (33% dos doentes), é nestes casos que verificamos o valor mais baixo de score pré-operatório e, simultaneamente, a maior variação percentual de score. \bar{x} – média; \tilde{x} – mediana; Pré-op – pré-operatório; Pós-op – pós-operatório.

aberta e de 53 pontos na artroscopia. Esta diferença de 5 pontos não se apresentou estatisticamente significativa ($p=0,08$). Da mesma forma, não encontramos associação significativa com a presença de lesão labral reparada durante a cirurgia ($p=0,3$). No género masculino, a avaliação pré-operatória média foi de 57,5 pontos (DP=18) e, no feminino, de 40,8 pontos (DP=19), sendo esta diferença significativa ($p<0,0001$). A associação da avaliação NAHS pré-operatória com o valor do ângulo alfa foi fraca ($r_p = 0,2$; $p=0,003$). A associação com a idade foi igualmente fraca e negativa ($r_p = -0,15$; $p = 0,02$).

Considerando a presença de alterações degenerativas, obtivemos a média de score NAHS de 47 pontos nos casos T_0 (mín.=10; máx.=96; DP=20,7) e de 53 pontos nos casos $T_{>0}$ (mín.=10; máx.=93; DP=19,2). Esta diferença foi significativa ($p=0,005$).

Foi efetuada uma análise multivariada AML, incluindo todas as variáveis significativamente associadas ao score funcional NAHS pré-operatório (género, presença de alterações degenerativas, idade e o valor do ângulo alfa) e interações significativas entre algumas delasⁱⁱⁱ. O máximo da variação do score explicado (16,9%) foi alcançado com a associação dos fatores: a) género/ângulo alfa pré-operatório (importância relativa de 84,6% e associação negativa com o facto de ser mulher e ter um ângulo alfa menor) e b) alterações degenerativas/

ⁱⁱⁱ Nota: consideramos como interações significativas no nosso modelo, a presença de duas variáveis associadas no mesmo indivíduo e cuja influência no valor final do score é interpretada de forma conjunta.

Pontos	Resultado	N.º doentes	Percentagem
0-70	pobre	59	29%
71-80	razoável	30	15%
81-90	bom	33	17%
91-100	muito bom	76	39%

Tabela 5: Categorização dos valores de NAHS obtidos após cirurgia. A percentagem de doentes da amostra com um score muito bom e bom é de 56%.

idade (importância relativa de 15,4% e associação negativa com maior idade e presença de alterações degenerativas).

3.2 – Pós-operatório

A média da avaliação pós-operatória do NAHS foi de 83 pontos (mín.=35; máx.=100; DP=14,3). A figura 8 (gráfico direito) mostra-nos a dispersão do valor do score após a cirurgia. Agrupando qualitativamente os resultados, verificamos que 29% dos doentes apresentaram um resultado considerado pobre, 15% razoável, 17% bom e 39% muito bom (tabela 5). A diferença absoluta entre os valores da avaliação após e antes da cirurgia foi de 33 pontos (mín.=25; máx.=82,5; DP=14,3; IC₉₅: 29,98 a 35,56), sendo fortemente significativa ($p < 0,0001$). Esta avaliação final não diferiu de forma significativa entre os grupos operados por artroscopia e luxação cirúrgica da anca ($p = 0,62$).

A média da variação relativa de acordo com a fórmula [(avaliação final – avaliação inicial) / avaliação inicial × 100] % foi de 98% (mín.= 26%; \bar{x} = 63%; máx.=675%; DP=111%; IC₉₅: 82,41% a 113,5%). Foi ainda obtido o valor do score funcional após cirurgia e a respetiva variação percentual em função da categorização por pontos do score pré-operatório (tabela 5 e figura 9).

A média do ângulo alfa pós-operatório foi de 40,8° (mín.=25°; máx.= 65°; DP =6°). A diferença deste valor para o valor pré-operatório (71,5°) foi muito significativa ($p < 0,0001$). A diferença entre as médias do ângulo alfa após cirurgia nas duas técnicas foi de 3,3° (luxação cirúrgica da anca = 39°; artroscopia = 42°) e foi estatisticamente significativa ($p < 0,0001$).

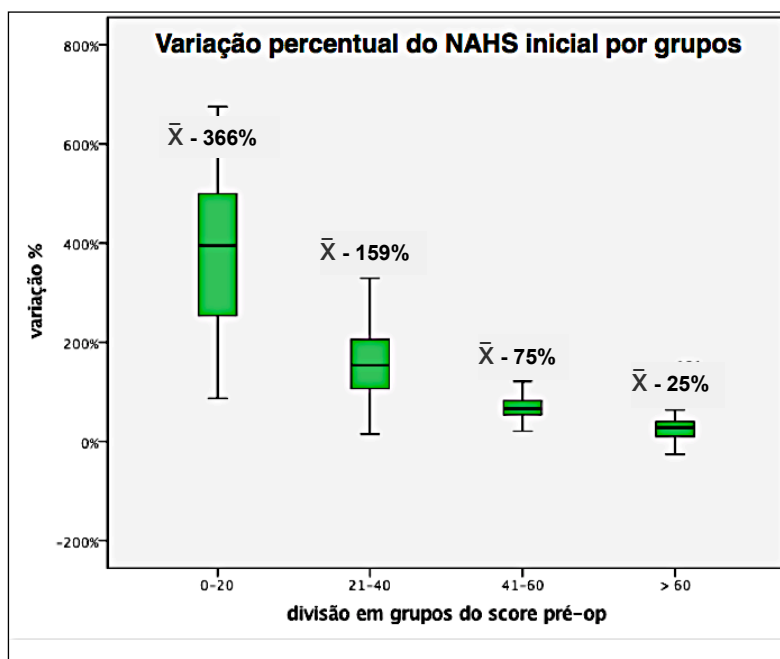


Figura 9: O gráfico mostra a variação do score NAHS após a cirurgia em função do score inicial dividido por categorias: 0 a 20 pontos, 21 a 40 pontos, 41 a 60 pontos e mais de 60 pontos. Note-se que quanto mais baixo foi o score inicial, maior foi a sua variação percentual. \bar{x} – média.

Foram efetuadas microfraturas em 20 doentes (10%), dos quais 19 (95%) apresentavam alterações degenerativas visíveis na radiografia ($T_{>0}$). A associação entre este procedimento e a presença de alterações degenerativas foi significativa ($p < 0,0001$).

Em 135 doentes (65%), o labrum foi reparado com suturas de ancoragem. Destes, 46% apresentaram alterações degenerativas visíveis na radiografia ($T_{>0}$). A associação entre o procedimento reparação do labrum e a presença ou ausência de alterações degenerativas visíveis na radiografia não foi significativa ($p = 0,8$).

Analisámos individualmente a associação das várias variáveis que podiam influenciar o resultado da avaliação funcional pós-operatória no seu valor absoluto e na sua variação relativa (%). Foram testados: o género, a idade, a presença ou ausência de alterações degenerativas, se efetuadas microfraturas ou não, se o labrum foi reparado ou não, o ângulo alfa após cirurgia, a variação do ângulo alfa obtida com a cirurgia e o valor da avaliação NAHS pré-operatória.

O valor absoluto da avaliação funcional após a cirurgia apresentou uma associação significativa moderada com o valor da avaliação inicial ($r_s = 0,35$ com $p < 0,0001$) e uma associação fraca e negativa com a idade ($r_s = -0,19$ com

$p=0,006$). Com as restantes variáveis testadas não foram encontradas associações com significado estatístico.

No seguimento, foi efetuada uma análise multivariada (AML) que englobou todas as variáveis descritas anteriormente associadas de forma significativa ao *score* pós-operatório (NAHS pré-operatório, alterações degenerativas, idade) e interações significativas entre algumas destas variáveis^{iv}. O máximo de variação explicado do NAHS após a cirurgia (16,5%) foi alcançado com os fatores a) NAHS pré-operatório (importância relativa de 72,4% e associação positiva); b) idade (importância relativa de 14,1% e associação negativa); e c) a associação idade/alterações degenerativas (importância relativa de 13,5% e associação positiva – ser mais velho está associado a ter uma pontuação menor, contudo, esta associação negativa é atenuada sempre que um doente não apresenta alterações degenerativas).

A variação percentual do valor da avaliação funcional apresentou uma associação significativa com: a) género, sendo a média no feminino de 178% e no masculino de 64% ($p<0,0001$); b) presença ou ausência de alterações degenerativas, sendo a média nos doentes T_0 de 127% e nos doentes $T_{>0}$ de 100% ($p=0,0005$); c) tipo de cirurgia efetuada ($p=0,016$), sendo a média na cirurgia aberta de 123% e na artroscopia de 107%; e d) valor da avaliação pré-operatória NAHS ($r_s = -0,9$ com $p<0,001$). Verificamos existir uma correlação fraca negativa ($r_s = -0,21$ com $p<0,01$) com o valor do ângulo alfa após cirurgia. As restantes associações testadas (idade, microfraturas, reparação do labrum e variação do ângulo alfa obtida com a cirurgia) não estavam significativamente associadas à variação percentual da avaliação funcional pós-operatória.

Foi feita nova abordagem multivariada AML, incluindo todas as variáveis significativamente associadas à variação percentual do valor NAHS pós-operatório (*score* pré-operatório, tipo de cirurgia, género) e as interações significativas (*score* pré-operatório/género e tipo de cirurgia/ângulo alfa após a cirurgia). O máximo de variação explicado (62,8%) da variação percentual do NAHS foi alcançado com os fatores: a) *score* pré-operatório (importância relativa de 92,4% com associação negativa); b) tipo de cirurgia com uma importância relativa de 4,5%;

^{iv} Nota: consideramos como interações significativas no nosso modelo, a presença de duas variáveis associadas no mesmo indivíduo e cuja influência no valor final do *score* é interpretada de forma conjunta.

Autor	\bar{x} NAHS “pré “	\bar{x} NAHS “pós”
Stähelin 2008	49	74
Philippon 2009	66	81
Brunner 2009	54	85
Haviv 2010	69	84
Rego 2016	50	83

Tabela 6: Média de resultados obtidos em séries similares onde foi utilizado o NAHS. \bar{x} – média.

e c) interação tipo de cirurgia/ângulo alfa com uma importância de 3,2%.

Nesta amostra de doentes, ocorreram 7% de complicações, sem diferença estatisticamente significativa entre a cirurgia artroscópica e aberta. Registámos, na cirurgia aberta, sete complicações importantes: um caso de capsulite adesiva necessitando de reintervenção cirúrgica para libertação das aderências; um caso de atraso de consolidação e dois de pseudartrose da osteotomia trocantérica que necessitaram de reintervenção; dois casos de trombose venosa profunda popliteia e um caso de infeção superficial. Na cirurgia artroscópica, ocorreram sete complicações importantes: dois casos de parestesia do nervo pudendo (ambos reversíveis); um caso de capsulite adesiva a necessitar de reintervenção; um caso de lesão da vulva resultante da tração (área de necrose cutânea reversível); um caso de síndrome compartimental da perna necessitando de descompressão, um caso de hematoma e um caso de ossificação heterotópica. Não encontramos associação entre a idade ou o género dos doentes e a incidência de complicações ($p=0,7$ e $0,2$, respetivamente). A incidência de complicações não foi significativamente superior nos doentes com maior tempo de seguimento.

Cerca de 14% dos doentes após a cirurgia referiram sentir ainda algum tipo de dor, embora com características diferentes da inicial. Estes casos com dor residual resultaram mais frequentemente da cirurgia por artroscopia ($\frac{3}{4}$ dos doentes), foram mais frequentes no género feminino e na presença de alterações degenerativas, mas sem significado estatístico. O ângulo alfa final obtido após a correção cirúrgica (média de $40,8^\circ$) também não se correlacionou estatisticamente com a persistência de dor após a cirurgia ($p=0,4$). A localização mais frequente da dor após cirurgia passou a ser a região trocantérica (43% dos casos), seguindo-se

a região posterior (18%). A dor inguinal isolada passou a existir em apenas 7% dos casos. O número relativo de doentes que retomou a sua atividade profissional sem limitações foi de 98%. Cerca de 80% consideraram que melhoraram a prática de desporto (não competição) e 87% a sua atividade sexual (63% género masculino). Em relação a estas variáveis, não existiu diferença estatisticamente significativa entre as duas técnicas cirúrgicas.

Comparando os nossos resultados em termos de score NAHS antes e após a cirurgia com outras séries da literatura⁽²⁷⁻³⁰⁾, verificamos serem bastante similares (tabela 6).

4. Discussão

Nas ultimas décadas o CFA tem sido reconhecido como fator de risco para osteoartrose em doentes jovens sintomáticos. A popularização da cirurgia artroscópica tem sido crescente⁽³¹⁾ e é considerada, pela maioria dos autores, como a técnica de eleição no tratamento de deformidades intra-articulares simples que não impliquem alteração da posição espacial do acetábulo e correção de desvios do colo ou cabeça femorais. A luxação cirúrgica da anca é uma técnica que maximiza a exposição acetabular, femoral e que permite tratar deformidades mais complexas e cujas indicações se têm vindo a estabelecer ao longo do tempo. A artroscopia, por apresentar uma reabilitação menos prolongada quando comparada com a cirurgia aberta, é preferida por muitos cirurgiões como a ferramenta de eleição para tratar o CFA tipo *cam* isolado. No nosso processo inicial de seleção para cirurgia artroscópica, para além da preferência do doente, pesaram outros fatores relacionados com a curva de aprendizagem: a dimensão da deformidade *cam* e a ausência de deformidade na região do retináculo póstero-superior. Por este motivo, os doentes submetidos a cirurgia aberta apresentaram um valor médio de ângulo alfa pré-operatório superior em cerca de 11° ao do grupo tratado por artroscopia. Como na nossa casuística o início da cirurgia artroscópica precedeu em cerca de três anos o da cirurgia aberta, o tempo de seguimento médio dos doentes deste grupo diferiu em cerca de 46 meses do grupo dos doentes operados por luxação cirúrgica da anca (tabela 1). A média da idade, a distribuição por género e pela classificação de Tönnis não foram

significativamente diferentes pelo que julgamos poderem ser amostras comparáveis entre si e passíveis de servirem o modelo estatístico para aferir sobre a eficácia e segurança do tratamento cirúrgico em geral do CFA, bem como determinar fatores de prognóstico sobre as avaliações funcionais antes e depois da cirurgia.

Tal como noutras séries publicadas, a nossa amostra só incluiu doentes sintomáticos e mostrou preferência por casos com menos alterações degenerativas (Tönnis 0 e 1). Em todos os casos, a apresentação clínica foi insidiosa com o desenvolvimento de sintomas ao longo de meses e com uma topografia semelhante à descrita na literatura: predominantemente inguinal e trocantérica⁽³²⁾, sendo raros os casos de dor isolada na região glútea posterior (tabela 3). Estes resultados corroboram o que se conhece da literatura e chamam a atenção para o facto de a apresentação de dor isolada na região glútea posterior obrigar necessariamente a um diagnóstico diferencial em relação à sua proveniência de outras regiões anatómicas contíguas, nomeadamente as articulações sacroilíacas e a coluna lombar.

Nos doentes com localização da dor mais atípica, efetuámos uma injeção intra-articular com anestésico local, sob controle radiográfico, por forma a ter a certeza de que a origem da dor seria a articulação coxofemoral.

Na nossa série, verificámos que, antes da cirurgia, a correlação entre a medida do ângulo alfa e a avaliação funcional foi fraca. Por outro lado, observámos que não existiu diferença estatisticamente significativa ($p=0,06$) na diferença (3°) dos valores de ângulo alfa pré-operatório medidos nos subgrupos com e sem alterações degenerativas (T_0) e ($T_{>0}$). Estes resultados, particularmente o primeiro, levam-nos a supor que ângulo alfa isolado provavelmente foi insuficiente para caracterizar adequadamente a deformidade. Seria importante definir parâmetros com maior correlação clínica e que, nos permitissem planear mais detalhadamente a cirurgia^(33, 34), tanto mais que a causa mais frequente de revisão dos procedimentos artroscópicos parece ser a resseção insuficiente da deformidade por dificuldade técnica ou não compreensão da sua morfologia tridimensional^(35, 36). O valor do ângulo alfa medido antes da cirurgia foi significativamente superior nos doentes do género masculino, o que parece estar de acordo com as observações feitas em amostras de populações assintomáticas e sintomáticas com deformidade *cam* documentada^(34, 37-39).

Embora as variáveis género e presença de alterações degenerativas tenham sido as únicas associadas ao valor da avaliação funcional pré-operatória de uma forma significativa, na abordagem multivariada, não foi possível identificar uma variável isolada como fator preditivo do *score* pré-operatório. O modelo explicou apenas 16,9% da sua variação e com base em interações de variáveis presentes no mesmo indivíduo. Neste caso, as interações género/ângulo alfa e alterações degenerativas/idade explicaram, respetivamente, 85% e 15% dos 16,9% de variação do *score*. Ao contrário de outras séries publicadas, o valor da avaliação pré-operatória não variou de forma independente em função da presença de alterações degenerativas, do género ou da idade dos doentes. No nosso caso, pensamos que a explicação para este facto tenha a ver com a associação intrínseca entre estas variáveis na nossa amostra. Paradoxalmente, os doentes com presença de alterações degenerativas apresentaram-se menos sintomáticos em relação ao subgrupo sem alterações degenerativas. Pensamos que este achado possa ser explicado pelo facto de os primeiros serem maioritariamente do género masculino e a série incluir um número relativamente baixo de doentes com osteoartrose grau 2 e 3 (20%).

Os doentes do género feminino apresentaram um valor de avaliação média pré-operatória significativamente mais baixo do que os doentes do género masculino e a interação género/ângulo alfa foi a que apresentou maior associação ao valor da avaliação pré-operatória. Na literatura existem algumas séries⁽³⁹⁻⁴¹⁾ que referem esta variação entre os géneros na avaliação funcional pré-operatória. A explicação possível para que no género feminino ocorra a conjugação de deformidades mais pequenas com mais sintomas (menor pontuação na avaliação funcional pré-operatória) pode ser justificada pelo facto do arco de mobilidade ser mais amplo, desencadeando mais sintomas mesmo para deformidades pequenas⁽³⁸⁾. Todos os estudos referidos até ao presente medem a deformidade num só plano o que, de novo, nos parece insuficiente para caracterizar uma deformidade cervico-cefálica que interage com o acetábulo ao longo de um arco de mobilidade que é tridimensional. Reconhecendo estas limitações, procurámos contribuir para melhor caracterizar a deformidade, criando um parâmetro que mediu a sua extensão radial (Capítulo V desta tese).

Após a cirurgia, a variação positiva da escala de avaliação funcional, em

termos de diferença entre o valor pré-operatório e o quociente de variação, traduz uma melhoria franca de sintomas como se verifica pela abolição de dor em cerca de 80% dos casos. Mesmo nos casos em que esta persistiu, a sua topografia passou de inguinal a trocantérica. A melhoria da atividade desportiva presente em cerca de 80% dos casos também reflete a importância clínica do incremento na escala funcional.

Comparando os valores do *score* NAHS antes e após a cirurgia com outras séries recentes semelhantes que utilizaram a mesma escala^(17, 27-30), verificámos que os valores não diferem muito dos nossos (tabela 6).

Os resultados obtidos com as duas técnicas cirúrgicas não diferiram entre si em termos do valor absoluto da avaliação NAHS, o que provavelmente significou, à semelhança de outras séries^(15,42, 43), que ambas foram eficazes no tratamento do CFA tipo *cam*. A maior variação percentual, e estatisticamente significativa, obtida com a cirurgia aberta poderá ser explicada pelo facto dos doentes que foram operados por esta técnica apresentarem também um *score* funcional inicial mais baixo.

A diminuição constante e significativa do ângulo alfa conseguida com a cirurgia reflete também a sua eficiência. Apesar de ter existido uma diferença significativa de 3,3° na variação deste ângulo, entre as duas técnicas cirúrgicas, a relevância clínica deste achado é discutível, uma vez que o erro possível na medição do ângulo alfa em radiografias de perfil *cross-table view* varia de 2,1 a 6°⁽⁴⁴⁾. A corroborar esta opinião, a associação entre o valor medido do ângulo alfa no pós-operatório e o valor do *score* NAHS após a cirurgia e respetiva variação é fraca, à semelhança do que acontece noutras séries^(27, 42).

Durante ambos os procedimentos cirúrgicos, reparámos o labrum por rotura ou instabilidade grosseira do mesmo em 65% dos casos. O facto de não ter existido uma associação significativa entre a presença de lesão labral e a avaliação funcional antes da cirurgia ou a presença de lesões degenerativas quantificáveis na radiografia simples parece estar de acordo com a opinião expressa por alguns autores de que as lesões labrais podem ser muito precoces no conflito femoroacetabular e que só por si podem não ser determinantes como causa de sintomas nem parecem estar associadas a pior resultado funcional a médio prazo⁽⁴⁵⁻⁴⁷⁾.

A percentagem de 7% de complicações observada, na sua maioria grau II e III da classificação de Dindo adaptada à cirurgia ortopédica^(23, 24), não parece ser muito diferente das descritas noutras séries⁽⁴⁸⁻⁵¹⁾ que reportam resultados do tratamento artroscópio e aberto do CFA ou, de um modo genérico, na artroplastia total da anca⁽⁵²⁾. Nenhuma das complicações foi irreversível. Não ocorreu nenhum caso de necrose avascular da cabeça femoral, infeção profunda ou fratura de stress relacionada com a resseção óssea. As complicações observadas diferiram qualitativamente entre a artroscopia e a luxação cirúrgica da anca, estando na primeira mais relacionadas com a tração aplicada nos dois membros e na segunda com a osteotomia trocantérica. A cirurgia aberta apresentou mais complicações a necessitarem de reintervenção, mas sem diferença significativa. Não observámos uma variação estatisticamente significativa da incidência de complicações ao longo do tempo.

Considerando a diminuição do ângulo alfa médio para valores próximos do normal (45°), a variação positiva significativa dos valores da avaliação funcional NAHS, o desaparecimento da dor em 80% dos casos, a retoma da atividade profissional prévia em 98% dos casos, a melhoria da prática desportiva em 80% e da atividade sexual em 87% dos casos e a incidência de complicações comparável à de outros procedimentos cirúrgicos estabelecidos, julgamos que a cirurgia do CFA é eficaz e segura. Os resultados alcançados com ambas as técnicas não apresentaram diferença relevante, sendo a incidência de complicações sobreponível e aparentemente não influenciada de forma significativa pela curva de aprendizagem do cirurgião.

Na discussão dos fatores relacionados com o doente, teremos necessariamente de interpretar de forma distinta o valor absoluto da avaliação funcional dos doentes após a cirurgia e a sua variação relativa.

Na nossa série, existiu uma dispersão grande dos valores da escala de avaliação NAHS obtida antes da cirurgia (coeficiente de dispersão 40%), o que reflete a heterogeneidade da amostra em termos de sintomas. Após cirurgia, esta dispersão diminuiu significativamente para um valor baixo (coeficiente de dispersão 16%). A variação positiva e a convergência dos valores do *score* funcional, na nossa opinião, refletem a melhoria global do estado dos doentes e, novamente, a eficácia da cirurgia (fig. 8). O valor absoluto médio da avaliação

funcional de 83 pontos na avaliação NAHS, por analogia com o *score* de Harris^(21, 53) (tabela 5) é considerado por alguns autores como sendo um bom resultado.

Na nossa série, verificámos que apenas 55% dos doentes apresentavam resultados bons e muito bons, utilizando a classificação qualitativa do NAHS. Apesar de, numa primeira análise, este resultado parecer menos favorável, temos de ter em conta a avaliação inicial e a respetiva variação para podermos valorizar devidamente o resultado final após cirurgia. Quando consideramos, por exemplo, os doentes com *score* inicial inferior a 20 pontos (tabela 4 e fig. 9), verificamos que atingem um valor pós-operatório médio de 69 pontos, que é considerado pobre. No entanto, neste grupo a mediana e a média da variação são, respetivamente, de 394% e 366%. Parece-nos, pois, que, apesar de o resultado final estar incluído na categoria dos resultados menos bons, o facto de quase quadruplicarem o valor inicial demonstra a eficácia da cirurgia. Sendo a variação do *score* funcional um aspeto tão significativo nesta amostra, resolvemos determinar quais as variáveis a ele associadas. No nosso modelo de análise multivariada relativo ao valor do NAHS após a cirurgia também não fomos capazes de identificar uma variável isolada como fator preditivo do *score* pós-operatório. O modelo encontrado explicou apenas 16,5% da sua variação com base nas variáveis individuais *score* pré-operatório e idade com a importância de 72,4% e 14,1%, respetivamente, e na interação idade/alterações degenerativas com uma importância relativa de 13,5%. Mesmo não encontrando um fator preditivo independente, à semelhança de outras séries^(54, 55), existiu uma associação forte com o valor do *score* pré-operatório e muito mais fraca com a idade. A presença de alterações degenerativas provavelmente influenciou pouco o resultado final porque esta amostra incluía apenas 2% de casos com alterações degenerativas mais avançadas Tönnis 3. A literatura mostra-nos também que, mesmo para doentes com alterações degenerativas, exceto se grau 3 da classificação de Tönnis, a cirurgia parece melhorar a qualidade de vida^(28, 56).

Quando consideramos a variação percentual do *score*, o nosso modelo de análise multivariada parece ser capaz de explicar melhor a sua variação (62,8%) do que nos casos anteriores. Define uma importância maior (92,4%) com uma associação negativa para a variável *score* pré-operatório. Apesar de, na determinação das associações individuais de variáveis com a variação NAHS o

género ser estatisticamente significativo, esta observação curiosamente não tem tradução no modelo de análise multivariada. A explicação pode estar relacionada com o facto de os doentes do género feminino terem sido também os que apresentaram um *score* funcional mais baixo (a diferença do *score* pré-operatório entre os dois géneros é de cerca de 16 pontos). Os nossos resultados apontam ainda no sentido de uma importância relativa muito menos relevante com o tipo de cirurgia efetuada (menor incremento da pontuação na cirurgia artroscópica) o que, provavelmente, está relacionado com o facto de a avaliação inicial ser inferior nos doentes operados por cirurgia aberta.

Quanto mais elevado foi o *score* inicial de um doente, menor pareceu ser o incremento do mesmo. Esta associação explicou a convergência da dispersão dos valores que observamos após a cirurgia (fig. 8).

As limitações deste estudo estão relacionadas com o facto de ser retrospectivo e a técnica cirúrgica não ter sido escolhida de forma aleatória o que, pelo menos numa fase inicial, fez com que os doentes com as deformidades maiores fossem tratados com cirurgia aberta. A utilização de uma só escala de avaliação funcional pode ser limitativa, ainda que seja utilizada em cerca de 30% das séries publicadas sobre o tratamento de CFA⁽²⁶⁾.

O modelo estatístico desenvolvido não permitiu definir fatores preditivos em relação à evolução do *score* funcional após cirurgia, mas permitiu concluir que a cirurgia do CFA é eficaz e segura nas suas duas vertentes, artroscópica e aberta, que a medida do ângulo alfa não parece caracterizar bem a deformidade pela ausência de correlação clínica, que o género feminino beneficia mais da cirurgia porque parte de uma avaliação inicial inferior e apresenta uma avaliação final similar à do género masculino e que a presença de alterações degenerativas ligeiras não contraindica a cirurgia, mas está associada a um resultado funcional pós-operatório mais baixo.

5. Bibliografía:

1. Beaulé PE, Hynes K, Parker G, Kemp KA. Can the alpha angle assessment of cam impingement predict acetabular cartilage delamination? *Clin Orthop Relat Res* 2012, Dec;470(12):3361-7.
2. Lequesne M, Bellaïche L. Anterior femoroacetabular impingement: An update. *Joint Bone Spine* 2012, May;79(3):249-55.
3. Hartofilakidis G, Bardakos NV, Babis GC, Georgiades G. An examination of the association between different morphotypes of femoroacetabular impingement in asymptomatic subjects and the development of osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 2011, May;93(5):580-6.
4. Ganz R, Leunig M, Leunig-Ganz K, Harris WH. The etiology of osteoarthritis of the hip: An integrated mechanical concept. *Clin Orthop Relat Res* 2008, Feb;466(2):264-72.
5. Hashimoto S, Rai MF, Gill CS, Zhang Z, Sandell LJ, Clohisy JC. Molecular characterization of articular cartilage from young adults with femoroacetabular impingement. *J Bone Joint Surg Am* 2013, Aug 21;95(16):1457-64.
6. Bedi A, Lynch EB, Sibilsky Enselman ER, Davis ME, Dewolf PD, Makki TA, et al. Elevation in circulating biomarkers of cartilage damage and inflammation in athletes with femoroacetabular impingement. *Am J Sports Med* 2013, Nov;41(11):2585-90.
7. Leunig M, Puloski S, Beck M, Siebenrock K-A, Ganz R. Proximal femoral osteotomy: Current indications and techniques. *Seminars in Arthroplasty* 2005, Mar;16(1):53-62.
8. Ganz R, Huff TW, Leunig M. Extended retinacular soft-tissue flap for intra-articular hip surgery: Surgical technique, indications, and results of application. *Instr Course Lect* 2009;58:241-55.
9. Schoenecker PL, Clohisy JC, Millis MB, Wenger DR. Surgical management of the problematic hip in adolescent and young adult patients. *J Am Acad Orthop Surg* 2011, May;19(5):275-86.
10. Glick JM. Hip arthroscopy. *Surg Technol Int* 1993, Oct;2:455-8.
11. Williams MS, Hutcheson RL, Miller AR. A new technique for removal of intraarticular bullet fragments from the femoral head. *Bull Hosp Jt Dis* 1997;56(2):107-10.
12. Clohisy JC, McClure JT. Treatment of anterior femoroacetabular impingement with combined hip arthroscopy and limited anterior decompression. *Iowa Orthop J* 2005;25:164-71.
13. Ng VY, Arora N, Best TM, Pan X, Ellis TJ. Efficacy of surgery for femoroacetabular impingement: A systematic review. *Am J Sports Med* 2010, Nov;38(11):2337-45.
14. Clohisy JC, St John LC, Schutz AL. Surgical treatment of femoroacetabular impingement: A systematic review of the literature. *Clin Orthop Relat Res* 2010, Feb;468(2):555-64.
15. Botser IB, Smith TW, Nasser R, Domb BG. Open surgical dislocation versus arthroscopy for femoroacetabular impingement: A comparison of clinical outcomes. *Arthroscopy* 2011, Feb;27(2):270-8.
16. Philippon MJ, Schroder E, Souza BG, Briggs KK. Hip arthroscopy for femoroacetabular impingement in patients aged 50 years or older. *Arthroscopy* 2012, Jan;28(1):59-65.
17. Nwachukwu BU, Rebolledo BJ, McCormick F, Rosas S, Harris JD, Kelly BT. Arthroscopic versus open treatment of femoroacetabular impingement: A systematic review of medium- to long-term outcomes. *Am J Sports Med* 2016, Apr;44(4):1062-8.
18. Martin RK, Dzaja I, Kay J, Memon M, Duong A, Simunovic N, Ayeni OR. Radiographic outcomes following femoroacetabular impingement correction with open surgical management: A

systematic review. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2016, Aug 31.

19. Nötzli HP, Wyss TF, Stoecklin CH, Schmid MR, Treiber K, Hodler J. The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement. *J Bone Joint Surg Br* 2002, May;84(4):556-60.

20. Busse J, Gasteiger W, Tönnis D. [Significance of the "summarized hip factor" in the diagnosis and prognosis deformed hip joints]. *Arch Orthop Unfallchir* 1972;72(3):245-52.

21. Christensen CP, Althausen PL, Mittleman MA, Lee J-A, McCarthy JC. The nonarthritic hip score: Reliable and validated. *Clin Orthop Relat Res* 2003, Jan(406):75-83.

22. Del Castillo LNC, Leporace G, Cardinot TM, Levy RA, de Oliveira LP. Translation, cross-cultural adaptation and validation of the brazilian version of the nonarthritic hip score. *Sao Paulo Med J* 2013;131(4):244-51.

23. Dindo D, Demartines N, Clavien P-A. Classification of surgical complications. *Annals of Surgery* 2004, Aug;240(2):205-13.

24. Sink EL, Leunig M, Zaltz I, Gilbert JC, Clohisy J. Reliability of a complication classification system for orthopaedic surgery. *Clin Orthop Relat Res* 2012, Apr 19;470(8):2220-6.

25. Ganz R, Gill TJ, Gautier E, Ganz K, Krügel N, Berlemann U. Surgical dislocation of the adult hip a technique with full access to the femoral head and acetabulum without the risk of avascular necrosis. *J Bone Joint Surg Br* 2001, Nov;83(8):1119-24.

26. Hetaimish BM, Khan M, Crouch S, Simunovic N, Bedi A, Mohtadi N, et al. Consistency of reported outcomes after arthroscopic management of femoroacetabular impingement. *Arthroscopy* 2013, Apr;29(4):780-7.

27. Stähelin L, Stähelin T, Jolles BM, Herzog RF. Arthroscopic offset restoration in femoroacetabular cam impingement: Accuracy and early clinical outcome. *Arthroscopy* 2008, Jan; 24(1):51-57.e1.

28. Philippon MJ, Briggs KK, Yen Y-M, Kuppersmith DA. Outcomes following hip arthroscopy for femoroacetabular impingement with associated chondrolabral dysfunction: Minimum two-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 2009, Jan;91(1):16-23.

29. Brunner A, Horisberger M, Herzog RF. Sports and recreation activity of patients with femoroacetabular impingement before and after arthroscopic osteoplasty. *Am J Sports Med* 2009, Feb 26;37(5):917-22.

30. Haviv B, Singh PJ, Takla A, O'Donnell J. Arthroscopic femoral osteochondroplasty for cam lesions with isolated acetabular chondral damage. *J Bone Joint Surg Br* 2010, May;92(5):629-33.

31. Bozic KJ, Chan V, Valone FH, Feeley BT, Vail TP. Trends in hip arthroscopy utilization in the united states. *J Arthroplasty* 2013, Sep;28(8 Suppl):140-3.

32. Clohisy JC, Knaus ER, Hunt DM, Leshner JM, Harris-Hayes M, Prather H. Clinical presentation of patients with symptomatic anterior hip impingement. *Clin Orthop Relat Res* 2009, Mar;467(3): 638-44.

33. Rego PRA, Mascarenhas V, Oliveira FS, Pinto PC, Gaspar A, Ovídio J, Collado DG. Morphologic and angular planning for cam resection in femoroacetabular impingement: Value of the omega angle. *Int Orthop* 2015, Nov 18.

34. Mascarenhas VV, Rego P, Dantas P, Gaspar A, Soldado F, Consciência JG. Cam deformity and the omega angle, a novel quantitative measurement of femoral head-neck morphology: A 3D CT

gender analysis in asymptomatic subjects. *Eur Radiol* 2016, Aug 30.

35. Bogunovic L, Gottlieb M, Pashos G, Baca G, Clohisy JC. Why do hip arthroscopy procedures fail? *Clin Orthop Relat Res* 2013, May 1.

36. Ross JR, Larson CM, Adeoyo O, Kelly BT, Bedi A. Residual deformity is the most common reason for revision hip arthroscopy: A three-dimensional CT study. *Clin Orthop Relat Res* 2014, Dec 5;473(4):1388-95.

37. Jamali AA, Mak W, Wang P, Tai L, Meehan JP, Lamba R. What is normal femoral head/neck anatomy? An analysis of radial CT reconstructions in adolescents. *Clin Orthop Relat Res* 2013, Nov;471(11):3581-7.

38. Yanke AB, Khair MM, Stanley R, Walton D, Lee S, Bush-Joseph CA, et al. Sex differences in patients with CAM deformities with femoroacetabular impingement: 3-Dimensional computed tomographic quantification. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic Related Surgery* 2015, Dec; 31(12):2301-6.

39. Hetsroni I, Dela Torre K, Duke G, Lyman S, Kelly BT. Sex differences of hip morphology in young adults with hip pain and labral tears. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic Related Surgery* 2013, Jan;29(1):54-63.

40. Halim A, Badrinath R, Carter CW. The importance of sex of patient in the management of femoroacetabular impingement. *Am J Orthop* 2015, Apr;44(4):172-5.

41. Joseph R, Pan X, Cenkus K, Brown L, Ellis T, Di Stasi S. Sex differences in self-reported hip function up to 2 years after arthroscopic surgery for femoroacetabular impingement. *Am J Sports Med* 2016, Jan;44(1):54-9.

42. Büchler L, Neumann M, Schwab JM, Iselin L, Tannast M, Beck M. Arthroscopic versus open cam resection in the treatment of femoroacetabular impingement. *Arthroscopy* 2013, Apr;29(4): 653-60.

43. Zingg PO, Ulbrich EJ, Buehler TC, Kalberer F, Poutawera VR, Dora C. Surgical hip dislocation versus hip arthroscopy for femoroacetabular impingement: Clinical and morphological short-term results. *Arch Orthop Trauma Surg* 2013, Jan;133(1):69-79.

44. Mast NH, Impellizzeri F, Keller S, Leunig M. Reliability and agreement of measures used in radiographic evaluation of the adult hip. *Clin Orthop Relat Res* 2010, Jul 2;469(1):188-99.

45. Register B, Pennock AT, Ho CP, Strickland CD, Lawand A, Philippon MJ. Prevalence of abnormal hip findings in asymptomatic participants: A prospective, blinded study. *Am J Sports Med* 2012, Oct 25;40(12):2720-4.

46. Lee AJJ, Armour P, Thind D, Coates MH, Kang ACL. The prevalence of acetabular labral tears and associated pathology in a young asymptomatic population. *Bone Joint J* 2015, May;97-B(5): 623-7.

47. Haefeli PC, Albers CE, Steppacher SD, Tannast M, Büchler L. What are the risk factors for revision surgery after hip arthroscopy for femoroacetabular impingement at 7-year followup? *Clin Orthop Relat Res* 2016, Oct 7.

48. Papavasilio AV. Complications of arthroscopic surgery of the hip. *Bone Joint Res* 2012, Jul;1(7): 131-44.

49. McCarthy JC, Lee J-A. Hip arthroscopy: Indications, outcomes, and complications. *Instr Course Lect* 2006;55:301-8.

50. Sink EL, Beaulé PE, Sucato D, Kim Y-J, Millis MB, Dayton M, et al. Multicenter study of complications following surgical dislocation of the hip. *J Bone Joint Surg Am* 2011, Jun 15;93(12): 1132-6.
51. Harris JD, McCormick FM, Abrams GD, Gupta AK, Ellis TJ, Bach BR, et al. Complications and reoperations during and after hip arthroscopy: A systematic review of 92 studies and more than 6,000 patients. *Arthroscopy* 2013, Mar;29(3):589-95.
52. Cushner F, Agnelli G, FitzGerald G, Warwick D. Complications and functional outcomes after total hip arthroplasty and total knee arthroplasty: Results from the global orthopaedic registry (GLORY). *Am J Orthop* 2010, Sep;39(9 Suppl):22-8.
53. Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: Treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am* 1969, Jun;51(4):737-55.
54. Malviya A, Stafford GH, Villar RN. Impact of arthroscopy of the hip for femoroacetabular impingement on quality of life at a mean follow-up of 3.2 years. *J Bone Joint Surg Br* 2012, Apr; 94(4):466-70.
55. McCarthy JC, Jarrett BT, Ojeifo O, Lee JA, Bragdon CR. What factors influence long-term survivorship after hip arthroscopy? *Clin Orthop Relat Res* 2011, Feb;469(2):362-71.
56. Hingsammer AM, Stelzeneder D, Kalish LA, Millis MB, Kim Y-J. Prognostic factors for mid-term symptom relief after open surgical correction for femoroacetabular impingement. *Hip Int* 2015;25(5):406-12.

Capítulo IV

Estudo da

Vascularização

Intraóssea da Epífise

Proximal do Fémur

1. Introdução

Como referido anteriormente, o conhecimento detalhado da vascularização da epífise femoral é crucial na cirurgia de preservação da anca^(1, 2). Na nossa experiência clínica⁽³⁾, verificamos que, em alguns casos de conflito femoroacetabular (CFA), a região de deformidade *cam* apresenta uma extensão lateral e posterior sobre a área das estruturas vasculares ao nível da transição colo-cabeça. O tratamento cirúrgico da deformidade nesta área pode pôr em risco as estruturas vasculares por lesão direta das artérias retinaculares no seu trajeto intraósseo inicial⁽⁴⁾, causando isquemia e concomitante necrose da epífise^v.

Nas sequências de RMN utilizadas na prática clínica diária, podemos, muitas vezes, constatar o trajeto intraósseo inicial de estruturas de sinal de moderada intensidade (fig. 2) que, pela sua localização, parecem ser vasculares. No entanto, a prova desta origem nunca foi descrita. Se estas estruturas corresponderem à vascularização arterial intraóssea da epífise, o conhecimento da sua topografia pode ser importante no planeamento e execução de ressecções ósseas na junção colo-cabeça. Em todos os casos em que efetuámos cirurgia para correção de CFA, artroscópica ou aberta, pudemos identificar visualmente o limite anterior da prega retinacular, condição suficiente para efetuar uma

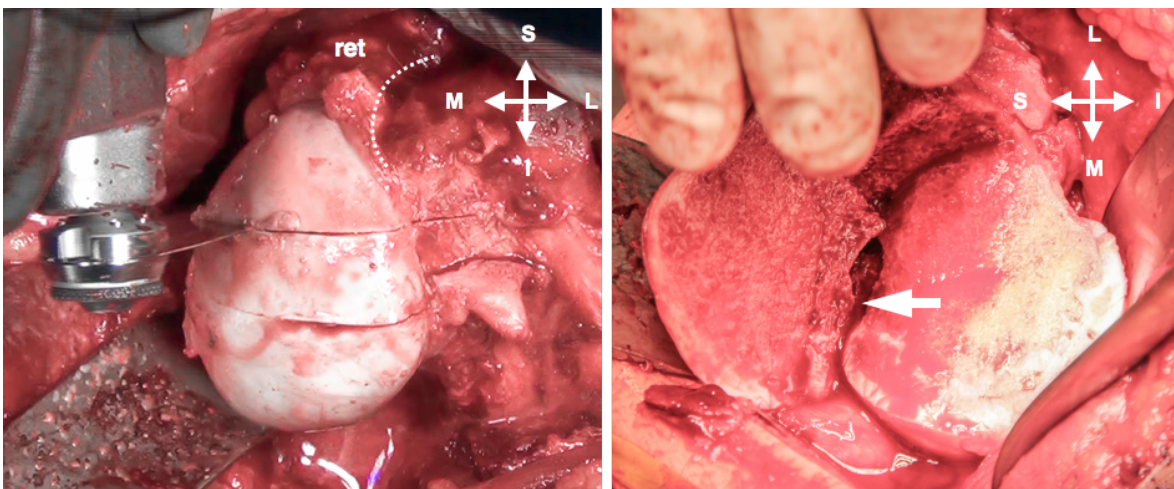


Figura 1: Imagens de uma cirurgia de osteotomia de redução da cabeça femoral num doente com sequela de doença de Perthes. À esquerda – o corte da cabeça estende-se ao colo e prolonga-se até á cortical posterior. O limite anterior da prega sinovial, após ter sido feito o retalho, é perfeitamente visível na linha tracejada. O limite posterior é muitas vezes impossível de visualizar. À direita – observamos o fragmento móvel da cabeça pediculado. A extensão do corte posterior (seta branca) não deve intercalar a região dos orifícios nutridores da cabeça femoral sob pena de causarmos necrose do fragmento e comprometermos o resultado final da cirurgia. S – superior; I – inferior; L – lateral; M – medial.

^v Figura 3 do Capítulo II, página 60.

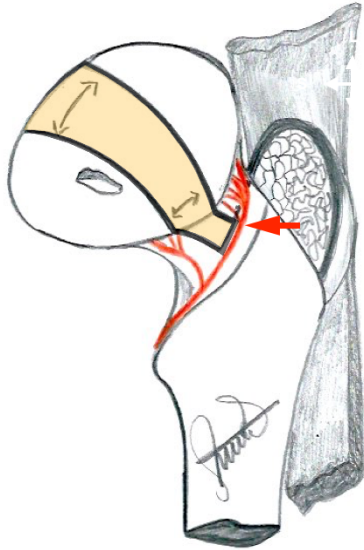


Figura 2: Esquema de uma osteotomia de ressecção da cabeça femoral numa perspectiva posterior. A região amarela corresponde ao fragmento ósseo a ressecar. Observe-se que o fragmento superior da cabeça deve conter a prega retinacular e que a osteotomia posterior para o colo deve ter um ponto de saída (seta vermelha) inferior ao limite posterior da prega retinacular para não existir o risco de necrose avascular do fragmento superior.

osteoplastia segura na região anterior e ântero-superior do colo femoral. Na maior parte dos casos, todavia, a extensão e limite posterior da prega sinovial retinacular foram impossíveis de identificar, comprometendo potencialmente a segurança de abordagens circunferenciais do colo, nomeadamente quando necessitamos de estender a osteoplastia para a região posterior e ou inferior da cabeça femoral ou no caso de cirurgia intra-articular mais complexa com separação das estruturas vasculares do colo posterior e geração de um retalho vascular da cabeça femoral^(4, 5). Um exemplo de técnica cirúrgica intra-articular complexa onde esta informação pode ser muito relevante é a osteotomia de redução da cabeça femoral onde o corte paralelo ao eixo do colo femoral se estende para a cortical posterior do mesmo (figs. 1 e 2). Não existe também nenhum estudo anatómico detalhado sobre a topografia dos orifícios vasculares nutridores superficiais e o trajeto inicial intraósseo das artérias epifisárias em relação à margem da cartilagem na cabeça do fêmur. A existência da prega sinovial *in vivo* que recobre esta área (fig. 11) impede a visualização direta dos orifícios e dificulta, por esse motivo, a ressecção mais extensa de deformidades nesta área.

Durante o nosso percurso na cirurgia conservadora da anca, pela crescente complexidade dos casos, sentimos a necessidade de aumentar a segurança dos procedimentos cirúrgicos, alargando o nosso conhecimento da anatomia vascular. O estudo em cadáver que apresentamos neste capítulo, refletindo a nossa motivação, procurou encontrar resposta para algumas questões que consideramos pertinentes:

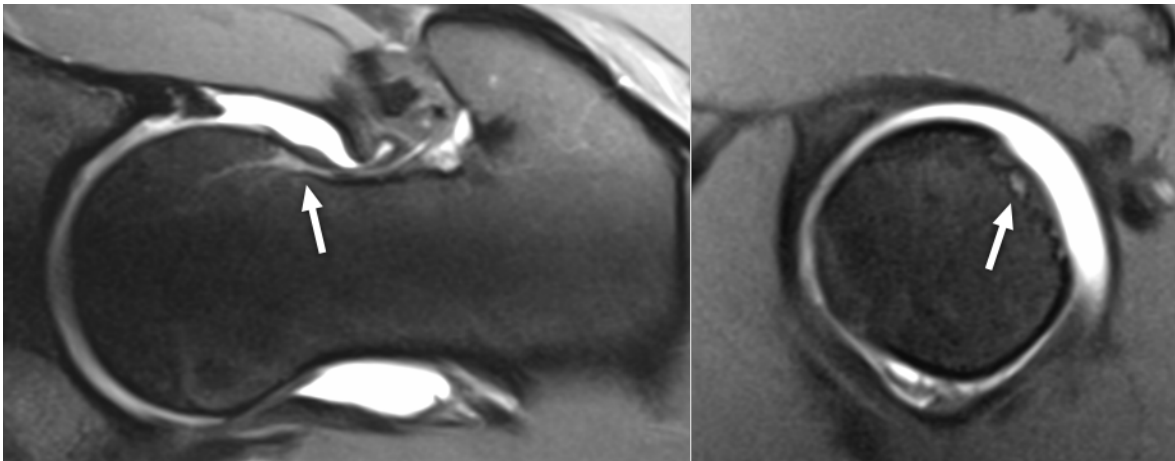


Figura 3: Imagem de RMN onde observamos uma estrutura de intensidade de sinal intermédio que penetra na cabeça femoral em sequência radial à direita e em sequência sagital à esquerda (seta branca).

1. As estruturas de sinal intermédio que se observam na RMN a perfurar o córtex da região superior da transição colo-cabeça (fig. 3) captam contraste e podem ser consideradas indubitavelmente estruturas arteriais intraósseas?
2. Se estas estruturas captarem contraste, qual a distribuição dos orifícios ósseos arteriais na transição colo-cabeça e os limites e dimensões da prega retinacular vascular póstero-superior?
3. Qual a distância de superfície da margem da cartilagem até ao orifício ósseo de entrada de cada estrutura vascular identificada?
4. Qual a distância em profundidade da margem da cartilagem até ao trajeto intraósseo inicial de cada estrutura vascular identificada?

2. Materiais e Métodos

2.1 – Preparação dos espécimes cadáver e injeção de contraste

Dissecámos oito cadáveres humanos frescos cedidos pelo Instituto Nacional de Medicina Legal e Ciências Forenses, todos do género masculino e com idades compreendidas entre os 20 e os 60 anos (média 50 anos). Ambas as extremidades proximais do fémur foram colhidas (de acordo com protocolo abaixo descrito) e utilizadas para injeção seletiva de solução diluída de gadolínio (gadobutrol 0.5:200), Gadavist ® no ramo profundo da artéria circunflexa posterior

(ACP). Foram excluídas deste estudo ancas com evidência de alterações degenerativas significativas e lesões traumáticas.

Com o cadáver em posição lateral em marquês de autópsia, expusemos a fáscia lata com uma incisão de cerca de 30 cm centrada no grande trocânter (GT) que, de seguida, foi aberta ao longo do bordo anterior do grande glúteo, expondo a área lateral e posterior do médio glúteo (MG) e rotadores externos (RE). Os músculos MG e vasto externo foram desinseridos do fémur ao nível do perióstio e rebatidos. Dissecámos o intervalo entre o MG e o músculo piramidal, laqueando as anastomoses encontradas com o sistema das artérias glútea superior e inferior. Expusemos cuidadosamente o pequeno trocânter (PT) e, nesta área, encontrámos de forma sistemática o ramo profundo da ACP posterior localizado 5 a 10 mm acima da base do PT. O seu trajeto proximal foi explorado e laqueámos todas as anastomoses encontradas. A cápsula foi exposta de forma circunferencial, exceto na área dos RE. O quadrado femoral foi desinserido da crista intertrocântica posterior para expor o segmento proximal do ramo profundo da ACP. A cápsula foi ressecada de forma circunferencial, exceto na sua porção pósterio-superior e os RE divididos a cerca de 4 cm da sua inserção trocântica. O ramo profundo da ACP foi laqueado o mais distal possível, por forma a ter comprimento suficiente para a introdução de um cateter.

Para podermos encontrar mais tarde na RMN o eixo vertical do colo femoral⁽⁶⁾, efetuámos um orifício a meio do córtex inferior do colo em linha com a diáfise (fig. 4). O trajeto definido pela broca, visível nas sequências de RMN, serviu mais

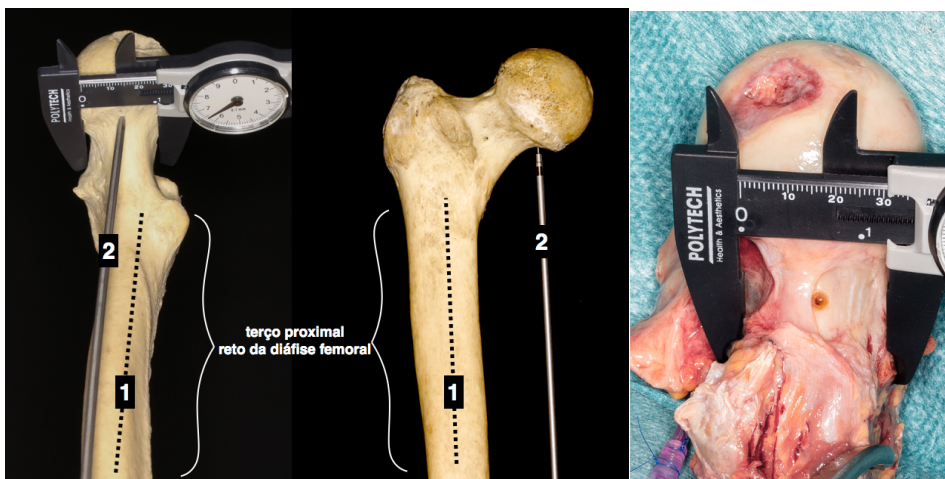


Figura 4: Foi feito um orifício no ponto médio da região inferior do colo femoral com uma broca de 2,5 mm alinhada com os dois eixos anatómicos longitudinais do fémur e com o auxílio de uma craveira. A posição do orifício corresponde às 6 horas do mostrador do relógio e o trajeto intraósseo da broca aponta para as 12 horas no córtex superior.

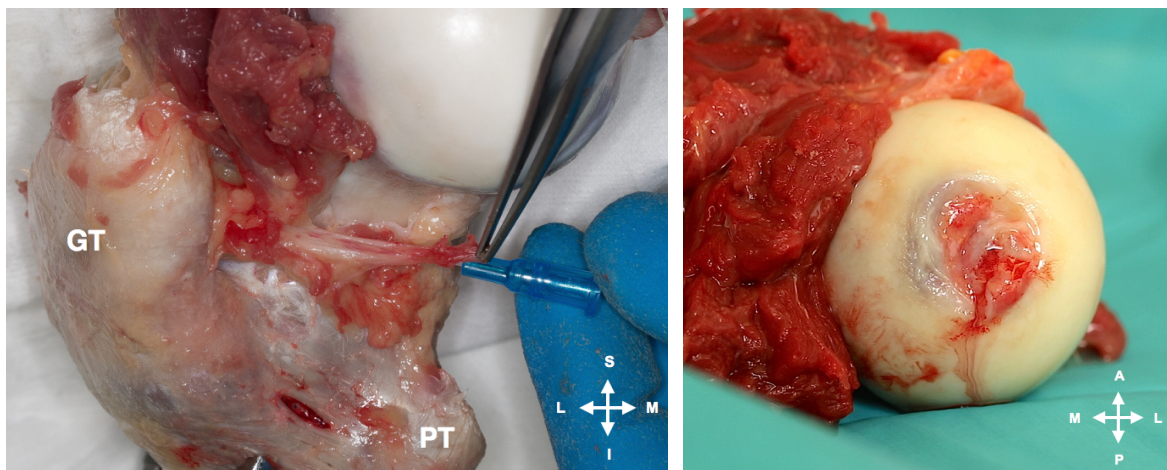


Figura 5: À esquerda – técnica de canalização do ramo profundo da artéria circunflexa posterior. À direita – extravasão de soro fisiológico na fôvea após injeção na peça anatómica. GT – grande trocânter; PT – pequeno trocânter; S – superior; I – inferior; L – lateral; M – medial.

tarde para definir as 12 e 6 horas (h) do mostrador do relógio que utilizámos para descrever a topografia das estruturas vasculares no colo e na cabeça femorais (fig. 8). A peça foi recolhida efetuando a osteotomia 1 cm abaixo do PT. O ramo profundo da artéria ACP foi canalizado com um cateter 22 – gauge (fig. 5), fixado com sutura vascular prolene 4/0. A permeabilidade do vaso foi testada injetando 20 cc de soro fisiológico isotónico. Em todos os espécimes, apesar de existir alguma fuga do soro pelos ramos anastomóticos pequenos, observámos o preenchimento macroscópico da prega retinacular superior e extravasão de soro na fôvea da cabeça femoral (fig. 5), demonstrando o adequado preenchimento de todo o sistema vascular arterial. O diâmetro da cabeça femoral foi medido utilizando uma craveira. A imagiologia das peças foi efetuada num aparelho de RMM 3T (Siemens ® Verio, Erlangen, Germany) num tempo máximo de 4 horas após a sua colheita. As sequências foram adquiridas antes e após a injeção manual da solução de gadolínio para responder à primeira hipótese formulada, ou seja, determinar se as estruturas de sinal intermédio que se observam na RMN a perfurar o córtex da região superior da transição colo-cabeça captariam contraste e poderiam ser, por isso, consideradas como estruturas arteriais intraósseas. Só considerámos completa a injeção manual de contraste quando observámos extravasão do mesmo pela fôvea. As sequências efetuadas foram coronal, axial e axial perpendicular ao eixo do colo femoral nas ponderações T1, T2 e T2 *fat-sat*. Foi feita também uma aquisição volumétrica e reconstruções radiais de todos os espécimes.

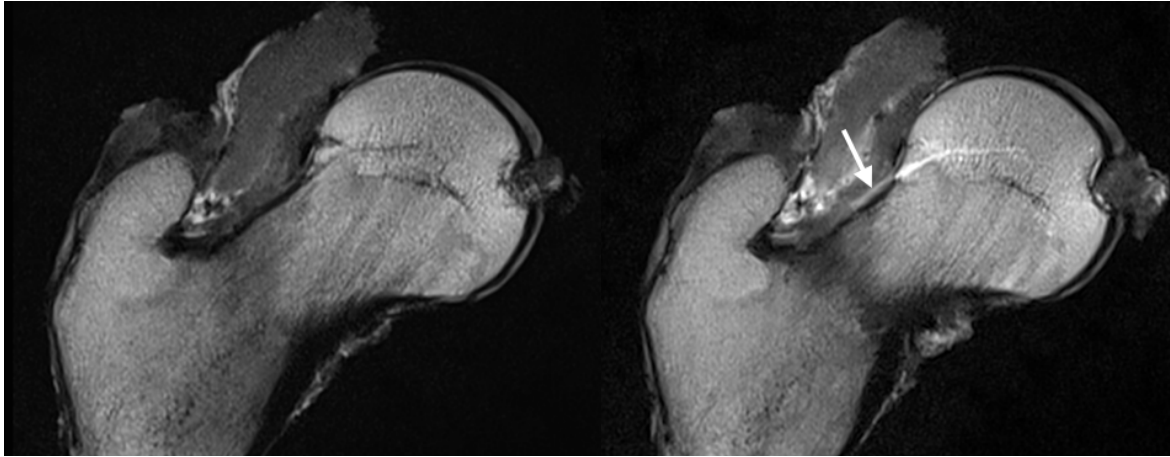


Figura 6: Imagem da sequência coronal T1 RMN da mesma peça antes (esquerda) e depois da injeção de contraste (direita). Para além da captação de contraste intraósseo, note-se a presença de uma estrutura hiperintensa ao longo do córtex superior do colo femoral (seta) e que não está presente na preparação da esquerda (antes da injeção de contraste). Esta estrutura corresponde a um ramo terminal da ACP que percorre toda a prega sinovial.

2.2 – Processamento da imagem, mapeamento dos orifícios vasculares e medição das distâncias

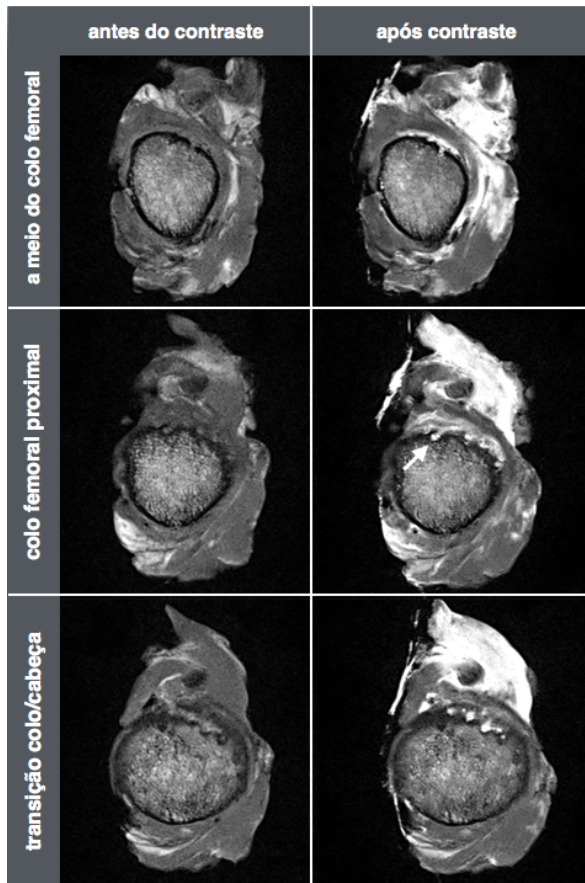


Figura 7: Observamos as imagens de secções do colo femoral a três níveis diferentes antes e após a injeção do contraste. Nas imagens do meio, à direita, observamos claramente a penetração óssea de uma artéria retinacular (seta).

Escolhemos as sequências T1 para o mapeamento dos orifícios vasculares pelo melhor contraste que apresentam em relação às estruturas vasculares preenchidas com gadolínio (figs. 6 e 7). A interpretação das imagens antes e depois da injeção da solução de gadolínio foi feita por dois radiologistas seniores.

As medições foram comparadas utilizando testes de concordância interobservador.

Utilizámos o orifício perfurado no colo (fig. 8) para definir o seu eixo vertical e as posições 12 e 6h num mostrador de relógio. A posição das 3h foi definida como anterior e a das 9h como posterior.

Para além das referências horárias,

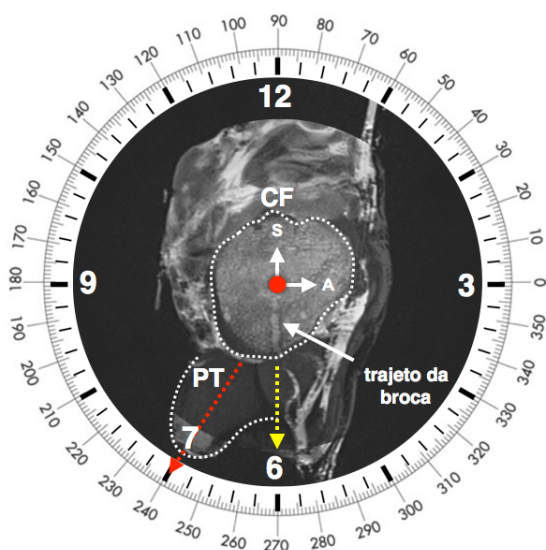


Figura 8: Imagem de RMN que serviu de base à orientação das sequências em cada caso. Observamos o trajeto do orifício efetuado previamente que define a linha vertical do colo femoral e que marca as 6 horas (inferior) e as 12 horas (superior). Nestas sequências para orientação dos casos observamos que a posição da linha que divide simetricamente o pequeno trocânter (PT) coincide com as 7h do mostrador do relógio ou com 240° de uma régua de transferidor. S – superior; A – anterior.

cortical do colo, sendo o eixo y coincidente com o eixo vertical do colo femoral definido pelo trajeto da broca (figs. 8 e 9). Nestes eixos medimos as coordenadas cartesianas de todos os orifícios vasculares que conseguimos identificar na região de

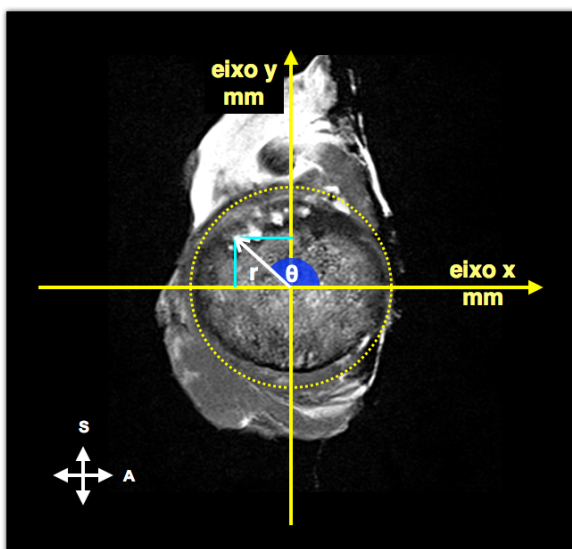


Figura 9: Referencial cartesiano para medida das coordenadas dos orifícios vasculares ao nível da região da prega sinovial superior (transição colo cabeça). As coordenadas (x, y) obtidas foram depois convertidas a coordenadas radiais definidas pelo ângulo teta (θ) e pela distância r do orifício ao centro do colo femoral. S – superior; A – anterior.

utilizamos uma régua de transferidor. As 3h corresponderam a 0°; as 12h, a 90°; as 9h, a 180°; e as 6h, a 270°. Em todos os casos, a projeção de uma linha que dividiu o PT em duas metades simétricas coincidia com as 7h ou 240° (fig. 8). Todos os espécimes foram convertidos a ancas esquerdas para tornar as medições angulares mais fáceis. Por forma a aumentar a precisão do estudo da distribuição dos orifícios vasculares, utilizamos dois métodos diferentes.

Na sequência RMN perpendicular ao colo do fémur, criamos um referencial de dois eixos (x, y) centrado no círculo que melhor se adaptou ao contorno do osso

transição entre a cabeça e o colo. Estas coordenadas foram convertidas a polares (radiais), utilizando a fórmula $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ e $\theta = \tan^{-1}y/x$ (onde r = distância do orifício ao centro do colo femoral (raio), e θ = ângulo formado entre a linha r e a linha x). Para confirmar os resultados obtidos com o primeiro método descrito, a posição dos orifícios foi de novo medida nas mesmas sequências utilizando um transferidor digital (*software Onde Rulers®*). As mesmas imagens obtidas a partir das sequências T1 de RMN foram divididas em doze setores coincidentes com um mostrador de relógio e com uma régua de transferidor

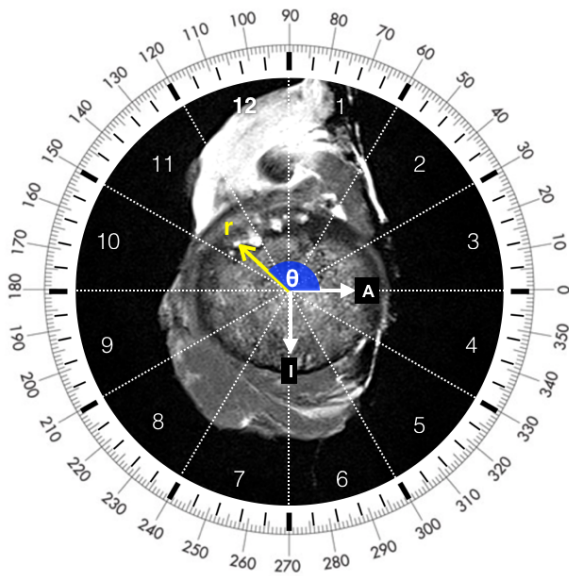


Figura 10: Referencial construído com uma régua de transferidor 360° e mostrador do relógio para confirmar a medida das coordenadas dos orifícios vasculares pelo ângulo teta (θ) e pela distância r do orifício ao centro do colo femoral. I – inferior; A – anterior.

de 360°: 12-1h (90 a 60°), 1-2h (60 a 30°), 2-3 h (30 a 0°/360), 3-4h (0/360 a 330°), 4-5 h (330 a 300°), 5-6h (300 a 270°), 6-7h (270 a 240), 7-8h (240 a 210°), 8-9h (210 a 180°), 9-10h (180 a 150°), 10-11 h (150 a 120°) e 11-12h (120 a 90°). Neste sistema, medimos novamente a distância r e o ângulo θ (fig. 10). Para aferir a concordância entre as medidas obtidas por ambos os métodos, utilizamos o teste do coeficiente *K de Cohen* (concordância intraclasse). O transferidor digital foi utilizado também para determinar a posição (no mostrador do relógio em

horas e angular em graus) da estrutura vascular mais anterior e da mais posterior, que definem os limites da prega retinacular superior. A distância entre estas duas estruturas foi também medida em milímetros e correspondeu à largura ou extensão radial da prega retinacular (fig. 11). Utilizando as reconstruções radiais obtidas a partir das aquisições volumétricas, procuramos encontrar nas imagens o trajeto inicial intraósseo das estruturas vasculares preenchidas com solução de gadolínio. Medimos em cada uma delas a distância (em milímetros) da margem

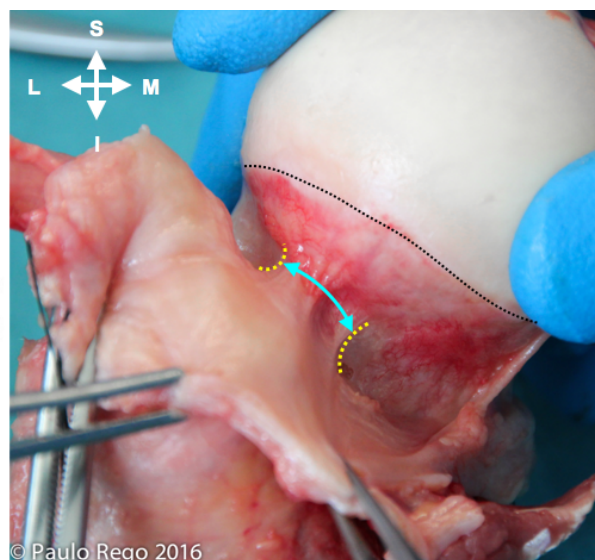
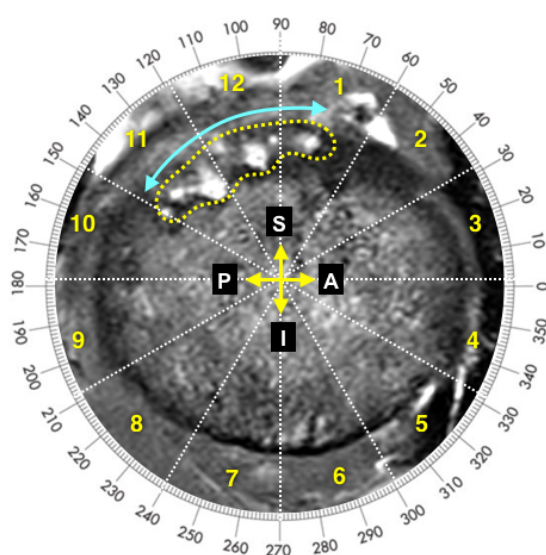


Figura 11: À esquerda, – medição do limite anterior e posterior da prega retinacular pósterio-superior (linhas amarelas tracejadas) e a sua extensão radial ou largura (linha azul), utilizando os dois referenciais. À direita – um espécime de cadáver onde mostramos a prega retinacular em toda a sua extensão (linha azul) e os seus limites posterior e anterior (linhas amarelas). Note-se a impossibilidade de visualizar as estruturas vasculares que estão envolvidas pelo tecido sinovial laxo que forma a prega. A – anterior; P – posterior; S – superior; I – inferior; L – lateral; M – medial.

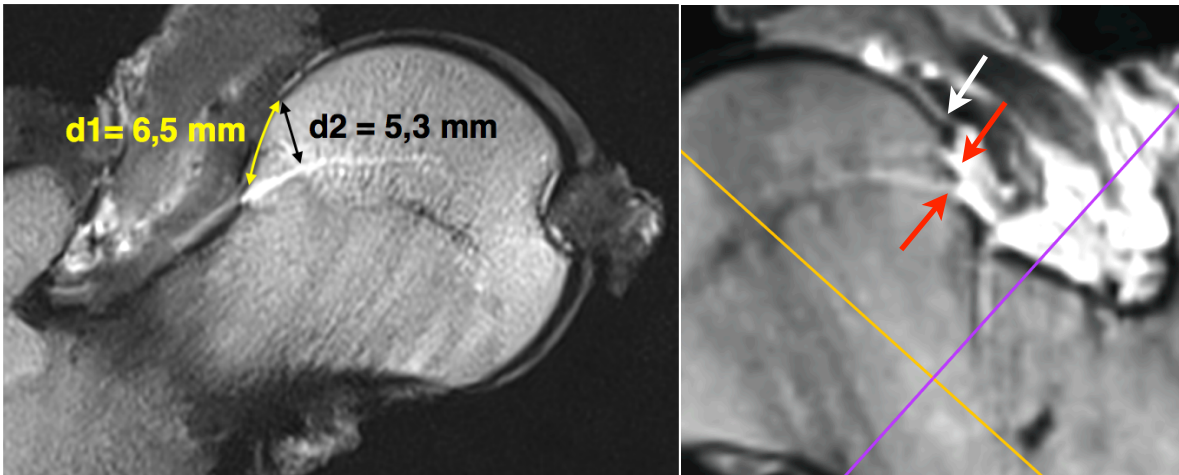


Figura 12: À esquerda – distância média medida da margem lateral da cartilagem até ao seu orifício de entrada (à superfície d1) e até ao respetivo trajeto intraósseo inicial (em profundidade d2). À direita – detalhe da reconstrução radial de um espécime onde é possível identificar o limite da cartilagem (seta branca) e a penetração de duas estruturas vasculares na cabeça femoral (setas vermelhas).

lateral da cartilagem até ao seu orifício de entrada à superfície (d1) e ao respetivo trajeto inicial intraósseo em profundidade (d2) (fig.12).

Para aferir a concordância interobservador, utilizámos o teste do coeficiente *K de Cohen*.

2.3 – Análise estatística

Adotámos um nível de significância relativamente alto $p \leq 0.001$ pelo facto de neste estudo a amostra de espécimes ($n=16$) ser pequena. Utilizámos os pacotes de *software* comercial AcaStat® e Statviz® para MAC OS X®.

Analisámos a distribuição dos orifícios vasculares antes e depois da injeção de contraste.

A correlação entre as distâncias, medidas à superfície e em profundidade, da margem da cartilagem às estruturas vasculares foi determinada utilizando o teste de correlação de *Pearson*. A concordância interobservador para as medições das coordenadas dos orifícios e distâncias foi determinada calculando o coeficiente *K de Cohen*⁽⁷⁾.

3. Resultados

Em todos os espécimes incluídos neste estudo foi possível dissecar e encontrar o ramo profundo da ACP a uma distância de 5 a 10 mm proximal ao

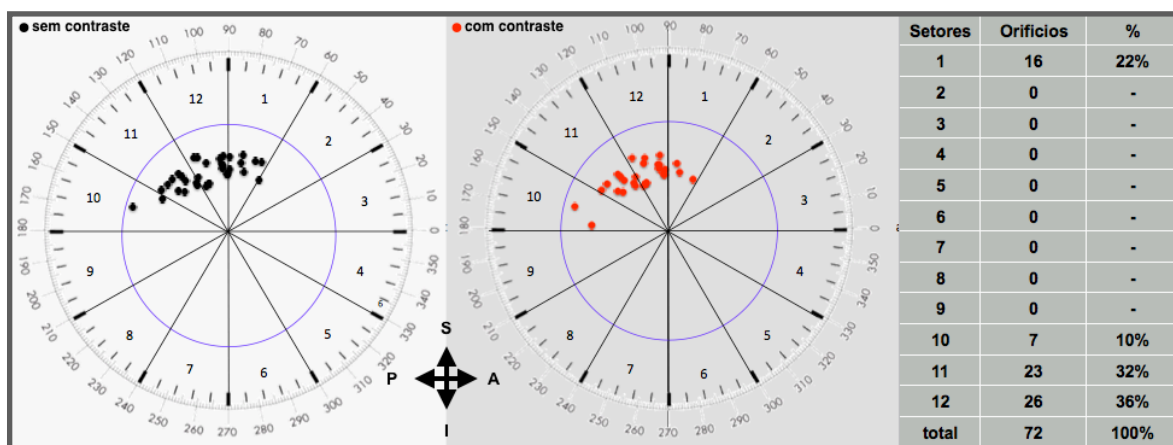


Figura 13: Distribuição dos orifícios vasculares por setor horário. A maior concentração foi observada entre as 10 e as 12 horas com cerca de 68% dos orifícios vasculares. O gráfico da esquerda com os pontos a preto mostra a distribuição de orifícios antes da injeção de contraste. O gráfico do meio com os pontos a vermelho mostra a mesma distribuição depois da injeção de contraste. À direita, a tabela resume a mesma distribuição. A – anterior; P – posterior; S – superior; I – inferior.

pequeno trocânter^{vi}. Verificámos de forma sistemática o enchimento da prega retinacular e extravasão de líquido pela fóvea com a injeção de soro fisiológico (fig. 5). Posteriormente, tal como esperado, pela positividade deste teste de permeabilidade, encontrámos captação de contraste ao longo de todas as estruturas vasculares intracapsulares nas sequências de RMN efetuadas (figs. 6 e 7).

Na análise das imagens obtidas, observámos uma média de quatro orifícios por exemplar (min.=3; máx.=6; DP=0,9). Este número não dependeu da idade, lateralidade ou diâmetro da cabeça.

Dos 72 orifícios encontrados na RMN pré-contraste, 80% mostraram captação após a injeção da solução de gadolínio diluído. O contrário foi bastante menos frequente. Só 5% dos orifícios não visíveis sem contraste passaram a ser identificados com a injeção de contraste.

Utilizando o mostrador de relógio, a distribuição global dos orifícios (antes e após a injeção) mostrou predomínio entre as 10 e as 12h (setores 11 e 12) com 32 e 36% dos orifícios, respetivamente. Das 12h à 1h (setor 1), contámos 22% dos orifícios e das 9 às 10h (setor 10), 10%. Entre a 1h e as 9h (setores 2 a 9) não encontrámos orifícios vasculares (fig.13). Dos espécimes analisados neste estudo, 60% apresentaram pelo menos uma estrutura vascular localizada no setor entre as 12 e a 1h (setor 1).

O coeficiente de correlação interclasse de Cohen (CCI) encontrado foi > 0,8, demonstrando forte concordância entre as duas metodologias diferentes aplicadas nesta determinação.

^{vi} Figura 10 do Capítulo II, página 69

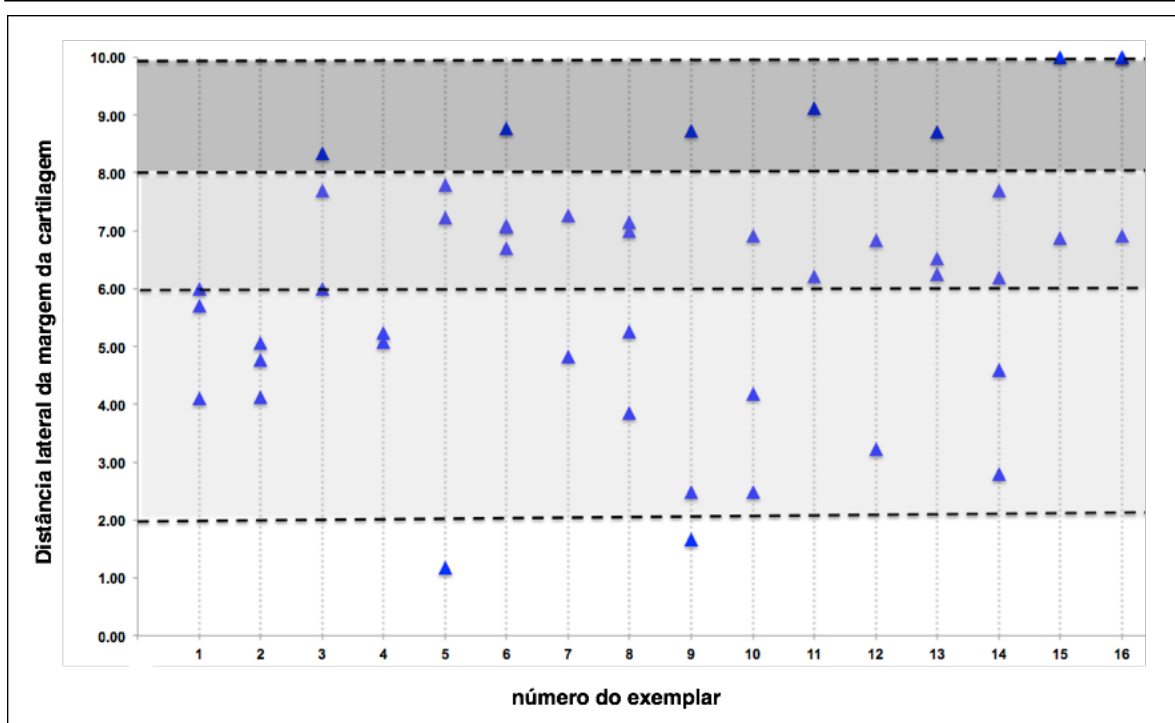


Figura 14: A figura representa a distância lateral da margem da cartilagem ao orifício de cada artéria (triângulo azul). As zonas cinzas e as linhas tracejadas representam os limites e extensão lateral da ressecção óssea. Se limitássemos a ressecção a 2 mm de distância da cartilagem (zona branca), todos os exemplares desta série preservariam pelo menos dois vasos intactos. Se aumentássemos a distância para 6 mm (zona cinza inferior), 9 dos 16 exemplares (ancas número 3, 5, 6, 8, 11, 13, 14, 15 e 16) preservariam pelo menos duas estruturas vasculares intactas. Se a distância subisse para 8 mm (zona cinza intermédia), nenhum exemplar preservaria pelo menos dois vasos intactos. Aos 10 mm de ressecção lateral, todos os vasos seriam danificados em todos os exemplares.

A prega retinacular pósterio-superior, contendo as artérias terminais da ACP, apresentou em média uma extensão radial perpendicular ao eixo do colo femoral de cerca de 20 mm (13 a 26 mm). O seu bordo anterior localizou-se em média nos 65° ou às 12h e 50 minutos (m) (dos 40°/1h:35m até aos 95°/11h:50m). O seu bordo posterior localizou-se em média nos 143° ou às 10h:20m (dos 117°/11h:5m até aos 170°/9h:20m) (fig.11). O valor do CCI encontrado foi novamente elevado, superior a 0,8.

Nas reconstruções radiais, identificámos claramente 50 orifícios vasculares e o respetivo trajeto intraósseo com captação de contraste. A distância de superfície d1 da margem lateral da cartilagem até ao orifício vascular por baixo da prega sinovial foi em média de 6,5 mm (1,6 até 10,8 mm). A distância d2 em profundidade da mesma margem da cartilagem até ao trajeto intraósseo inicial foi em média de 5,3 mm (1,7 a 9,6) (fig. 12). Obtivemos nestas medições novamente uma forte concordância interobservador com CCI > 8. Observámos uma correlação moderada entre as duas distâncias ($r_p = 0,6$; $p < 0,0001$) e não observámos correlação entre o tamanho da cabeça femoral e as distâncias

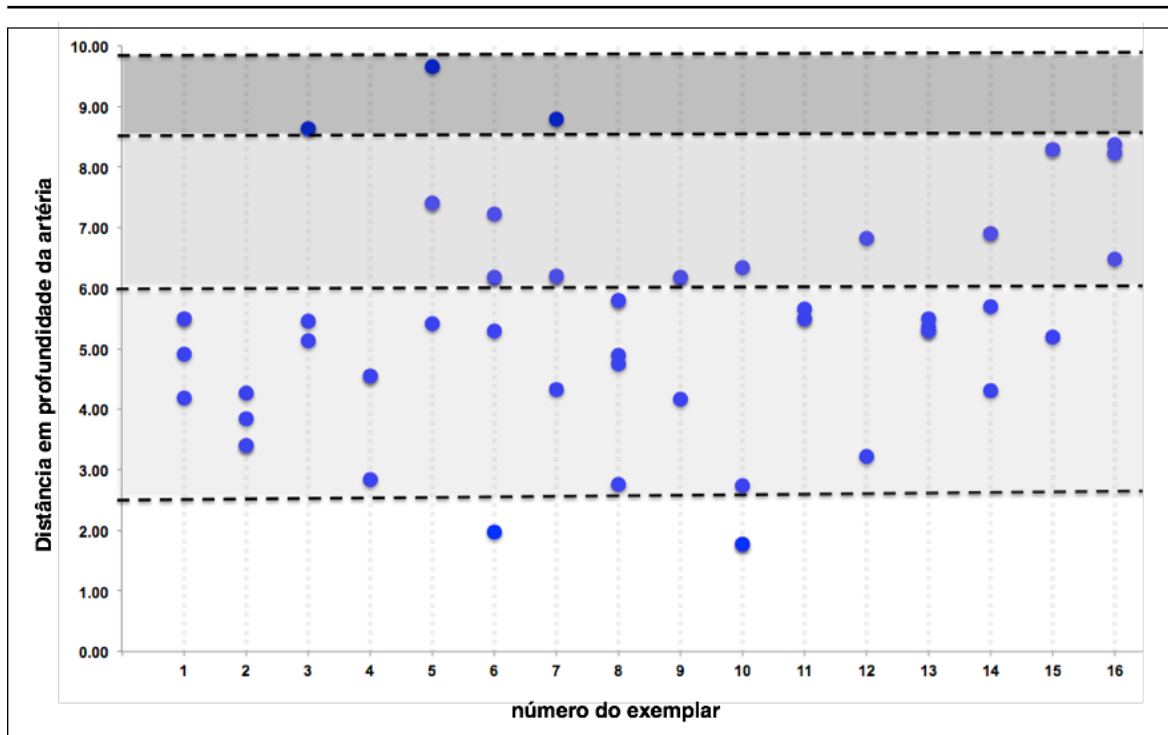


Figura 15: A figura representa a distância em profundidade da margem da cartilagem ao trajeto intraósseo de cada artéria (ponto azul). As zonas cinzentas e as linhas tracejadas representam os limites e profundidade da ressecção óssea. Se limitássemos a ressecção a 2,5 mm de profundidade (zona branca), todos os exemplares desta série preservariam pelo menos dois vasos intactos. Se aumentássemos a profundidade para 6 mm (zona cinza inferior), só 4 dos 16 exemplares (ancas número 5, 6, 7 e 16) preservariam pelo menos duas estruturas vasculares intactas. Se a distância subisse para 8,5 mm (zona cinza intermédia), nenhum exemplar preservaria pelo menos dois vasos intactos. Aos 10 mm de profundidade de ressecção, todos os vasos seriam danificados em todos os exemplares

medidas.

Considerando uma hipotética ressecção lateral, todos os espécimes neste estudo preservariam pelo menos duas artérias intactas se a distância fosse inferior a 2 mm. Se aumentássemos para 6 mm, 9 espécimes dos 16 preservariam pelo menos duas artérias intactas. Se aumentássemos a distância de ressecção para 8 mm, nenhum exemplar preservaria pelo menos duas artérias íntegras. A uma distância lateral de 10 mm, todos os vasos seriam danificados em todos os espécimes (fig. 14).

Considerando o trajeto dos vasos intraósseos e novamente uma hipotética osteoplastia na região retinacular, todos os espécimes neste estudo preservariam pelo menos duas artérias intactas se a ressecção em profundidade fosse inferior a 2,5 mm. Se a profundidade da ressecção aumentasse para 6 mm, só 4 dos 16 espécimes preservariam pelo menos duas artérias intactas. Se aumentássemos a profundidade de ressecção para 8,5 mm, nenhum exemplar preservaria pelo menos duas artérias íntegras. A uma profundidade de 10 mm, todos os vasos seriam danificados em todos os espécimes (fig.15).

4. Discussão

A literatura é escassa no que diz respeito à quantificação e localização de orifícios vasculares na transição colo-cabeça femorais e não existe nenhum estudo publicado que demonstre a natureza arterial das estruturas que, na RMN, são interpretadas como de origem vascular. De igual modo, a topografia intraóssea detalhada das estruturas arteriais não é bem conhecida, nomeadamente a distância que separa a margem da cartilagem dos orifícios vasculares laterais e a localização exata e a extensão da prega retinacular superior. Jung descreve a distribuição de orifícios na cabeça femoral em 30 espécimes de cadáver⁽⁸⁾, contudo não faz qualquer menção à sua permeabilidade. Outros autores estudaram a distribuição de orifícios em espécimes de osso seco⁽⁶⁾, assumindo que os mesmos contribuem de forma idêntica para a perfusão da cabeça femoral e que estão todos relacionados com a penetração intraóssea de estruturas vasculares.

Uma das publicações descreve a vascularização da cabeça femoral baseada em reconstruções de RMN com injeção de solução de gadolínio diluído⁽⁹⁾, mas não descreve a localização precisa das estruturas vasculares intraósseas.

O conhecimento detalhado da perfusão arterial da epífise proximal do fémur é da máxima importância para a execução de procedimentos cirúrgicos com vista à preservação da anca. Nas osteoplastias simples do colo-cabeça, por vezes, existe necessidade de estender a resseção óssea para as áreas mais laterais e até posteriores^(5, 10, 11). Nestes casos, o conhecimento do limite da localização do bordo posterior da prega sinovial define uma área posterior segura de resseção sem a presença de orifícios vasculares, localizada entre as 9h e a 1h no mostrador do relógio. Esta informação pode ser utilizada na resseção de deformidades da cabeça menos típicas que envolvam uma circunferência de 360°.

Algumas deformidades, particularmente as que resultam da doença de Perthes, são caracterizadas pela existência de uma cabeça femoral aplanada de dimensão superior ao acetábulo, muitas vezes com uma porção central necrótica. Uma das mais recentes e eficazes correções possíveis nestas situações é a resseção da região central aplanada da cabeça femoral mais por forma a reduzir

o seu tamanho e torná-la mais esférica e congruente com o acetábulo. Este tipo de cirurgia assenta no conceito de perfusão dupla da epífise femoral em que a região inferior é nutrida por uma artéria epifisária inferior constante (artéria vincular)^{vii}, e a região superior, pelas artérias retinaculares superiores⁽¹²⁻¹⁴⁾. Sendo assim, é possível separar a região superior da cabeça femoral, ressecar um segmento intermédio e reduzir o seu volume com risco reduzido de necrose avascular. Esta técnica é complexa e de execução muito rigorosa, contendo dois passos críticos: a geração de um retalho com os RE contendo o ramo profundo da ACP, separando do colo femoral posterior todas as estruturas vasculares, exceto na região dos orifícios retinaculares^(4, 5, 11, 15); e a orientação dos cortes da osteotomia do fragmento proximal que devem, simultaneamente, ter o tamanho adequado e não intercalar o bordo posterior da prega retinacular e dos orifícios posteriores (figs. 1 e 2). De acordo com este estudo anatómico, a zona posterior segura para evitar a lesão vascular deve ser inferior à posição das 9h no mostrador do relógio.

A melhoria recente na resolução espacial das imagens de RMN e na qualidade do seu processamento permite a visualização nas sequências radiais de uma possível estrutura vascular na região póstero-superior do colo femoral e nas sequências sagitais oblíquas de orifícios vasculares⁽⁹⁾. No estudo descrito neste capítulo, o preenchimento por contraste de 80% destas estruturas, visível após a injeção da solução de gadolínio, demonstra indubitavelmente a sua natureza arterial⁽³⁾ e fornece um elemento de extrema utilidade na interpretação das imagens de RMN *in vivo*.

Tal como está descrito na literatura, também encontramos uma concentração muito significativa de orifícios vasculares na região póstero-superior da cabeça femoral. Alguns estudos⁽⁶⁾ descrevem uma percentagem significativa de orifícios vasculares encontrados na região anterior do colo (32 a 40%), no entanto, como os próprios reconhecem, o registo de orifícios com diâmetro tão pequeno como 0,5 mm em osso seco pode levar a uma sobrestimação do número de vasos que contribuem para a perfusão da cabeça femoral. Adicionalmente, ao contrário do nosso estudo, a natureza arterial ou venosa é impossível de determinar em osso seco, por isso, a relevância clínica daquelas observações parece ser

^{vii} Figura 11 do Capítulo II, página 70.

questionável. O nosso estudo confirma a existência de uma percentagem muito menor de orifícios anteriores (22%). Todavia, cerca de 60% dos espécimes estudados apresentavam pelo menos um orifício retinacular com localização anterior às 12h do mostrador do relógio.

O preenchimento arterial com contraste permitiu-nos determinar com precisão a dimensão e os limites anterior e posterior da prega retinacular. Estes limites não estão definidos de forma clara na literatura existente. No nosso estudo, o bordo anterior do retináculo foi definido próximo da 1h no mostrador de relógio, 12h:50m em média. Por este motivo, julgamos que o limite ântero-superior da 1h para uma osteoplastia segura em superfície e profundidade, estabelecido previamente por alguns autores, pode não ser tão isento de risco de lesão vascular como se tem pensado até agora⁽¹⁵⁾.

A localização do limite posterior do retináculo não está descrita. A posição média encontrada das 10h e extrema das 9h nalguns casos mostra claramente que a metade inferior do colo femoral é uma região segura para efetuar osteoplastias posteriores e estender posteriormente a osteotomia transversal do colo femoral em cirurgias para redução do volume da cabeça femoral.

A localização exata dos orifícios de entrada das artérias sob a prega sinovial também não é conhecida. No nosso estudo, as distâncias medidas à superfície e em profundidade de 6,5 mm (1,4 a 9,9 mm) e 5,3 mm (1,2 a 8,1), respetivamente, demonstram que a margem de resseção segura na região da prega retinacular superior não é muito grande. O achado de que todos os espécimes apresentavam pelo menos duas estruturas vasculares com mais de 2 mm de profundidade e de distância lateral à margem da cartilagem, mostra-nos que essa deve ser a distância considerada absolutamente segura para resseção óssea em profundidade e lateralmente. Se aumentarmos a distância de resseção, aumentaremos significativamente o risco de lesão vascular iatrogénica. Nalguns casos, no entanto, a área com deformidade coincide com a área da prega retinacular⁽³⁾ e, por isso, recomendamos, independentemente da técnica cirúrgica utilizada, um controle visual constante da prega retinacular.

As limitações principais deste estudo são o número reduzido de espécimes de cadáver utilizado e alguns aspetos técnicos na injeção de contraste. Apesar de termos feito a injeção seletiva no ramo profundo da artéria circunflexa posterior e

de termos laqueado minuciosamente todos os ramos anastomóticos encontrados, observámos ainda alguma extravasão de contraste. Este facto pode explicar que algumas estruturas (20%) previamente identificadas como vasculares não tenham captado contraste após a injeção seletiva. Para além disso, é razoável supor que alguns destes orifícios também não sejam permeáveis *in vivo*. De facto, existe a ideia prévia de que a escassez de orifícios vasculares na região anterior da junção colo-cabeça possa ser justificada pela involução que se observa das estruturas vasculares à medida que o colo femoral cresce no feto⁽¹³⁾.

Os resultados obtidos, apesar de serem bastante concisos, resultam de injeções feitas em cadáver e podem não corresponder ao que existe *in vivo*, em ancas patológicas. Por esse motivo, resolvemos aplicar a mesma metodologia na localização de orifícios vasculares, procurando alguma relação com a extensão das deformidades sintomáticas. No capítulo seguinte descreveremos esse estudo.

5. Bibliografia

1. Ganz R, Gill TJ, Gautier E, Ganz K, Krügel N, Berlemann U. Surgical dislocation of the adult hip a technique with full access to the femoral head and acetabulum without the risk of avascular necrosis. *J Bone Joint Surg Br* 2001, Nov;83(8):1119-24.
2. Gautier E, Ganz K, Krügel N, Gill T, Ganz R. Anatomy of the medial femoral circumflex artery and its surgical implications. *J Bone Joint Surg Br* 2000, Jul;82(5):679-83.
3. Rego PRA, Mascarenhas V, Oliveira FS, Pinto PC, Gaspar A, Ovídio J, Collado DG. Morphologic and angular planning for *cam* resection in femoroacetabular impingement: Value of the omega angle. *Int Orthop* 2015, Nov 18.
4. Leunig M, Puloski S, Beck M, Siebenrock K-A, Ganz R. Proximal femoral osteotomy: Current indications and techniques. *Seminars in Arthroplasty* 2005, Mar;16(1):53-62.
5. Ganz R, Huff TW, Leunig M. Extended retinacular soft-tissue flap for intra-articular hip surgery: Surgical technique, indications, and results of application. *Instr Course Lect* 2009;58:241-55.
6. Lavigne M, Kalhor M, Beck M, Ganz R, Leunig M. Distribution of vascular foramina around the femoral head and neck junction: Relevance for conservative intracapsular procedures of the hip. *Orthopedic Clinics of North America* 2005, Apr;36(2):171-6.
7. Barnhart HX, Haber MJ, Lin LI. An overview on assessing agreement with continuous measurements. *J Biopharm Stat* 2007;17(4):529-69.
8. Dy CJ, Thompson MT, Usrey MM, Noble PC. The distribution of vascular foramina at the femoral head/neck junction: Implications for resurfacing arthroplasty. *J Arthroplasty* 2012, Oct;27(9):1669-75.
9. Boraiah S, Dyke JP, Hettrich C, Parker RJ, Miller A, Helfet D, Lorch D. Assessment of vascularity of the femoral head using gadolinium (gd-dtpa)-enhanced magnetic resonance imaging: A cadaver study. *J Bone Joint Surg Br* 2009, Jan;91(1):131-7.
10. Sussmann PS, Ranawat AS, Lipman J, Lorch DG, Padgett DE, Kelly BT. Arthroscopic versus open osteoplasty of the head-neck junction: A cadaveric investigation. *Arthroscopy* 2007, Dec;23(12):1257-64.
11. Leunig M, Ganz R. Relative neck lengthening and intracapsular osteotomy for severe perthes and perthes-like deformities. *Bull NYU Hosp Jt Dis* 2011;69 Suppl 1:S62-7.
12. Seivitt S, Thompson RG. The distribution and anastomoses of arteries supplying the head and neck of the femur. *J Bone Joint Surg Br* 1965, Aug;47:560-73.
13. Ogden JA. Changing patterns of proximal femoral vascularity. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 1974;56(5):941-50.
14. Kalhor M, Horowitz K, Gharehdaghi J, Beck M, Ganz R. Anatomic variations in femoral head circulation. *Hip Int* 2012;22(3):307-12.
15. Sussmann PS, Ranawat AS, Shehaan M, Lorch D, Padgett DE, Kelly BT. Vascular preservation during arthroscopic osteoplasty of the femoral head-neck junction: A cadaveric investigation. *Arthroscopy* 2007, Jul;23(7):738-43.

Capítulo V

Estudo Morfológico da Deformidade

1. Introdução

Nas últimas duas décadas, a cirurgia conservadora da coxofemoral ganhou popularidade crescente pelos seus resultados promissores e conceito biológico mais interessante do que o de substituição. A cirurgia artroscópica é cada vez mais utilizada no tratamento do conflito femoroacetabular (CFA), particularmente da deformidade *cam*, em boa parte pelo facto de a reabilitação ser mais célere, aparentemente, sem compromisso dos resultados funcionais⁽¹⁾. Por esse motivo, existe interesse, por um lado, no desenvolvimento de ferramentas para o planeamento cirúrgico na ressecção da zona não esférica na transição entre o colo e a cabeça femorais e, por outro, na avaliação da precisão cirúrgica da osteoplastia.

Na cirurgia aberta, com luxação cirúrgica da anca, o cirurgião pode controlar a forma tridimensional e a extensão da ressecção utilizando instrumentos específicos denominados “esferómetros”⁽²⁾ (fig. 1). Na cirurgia artroscópica, no entanto, não é possível o uso destes instrumentos, sendo mais difícil a perceção da extensão radial da deformidade. Por este motivo, a precisão da osteoplastia efetuada por artroscopia pode depender muito mais da curva de aprendizagem do cirurgião do que no caso de o ser por cirurgia aberta⁽³⁾.

A morfologia da deformidade presente na transição colo-cabeça pode ter muitas variáveis e ser quantificada de forma bidimensional por diversos parâmetros geométricos descritos no Capítulo I desta tese. As suas variações são expressas pela dimensão da proeminência e pela sua localização radial. Se esta se localizar nos quadrantes superiores, terá expressão na radiografia ântero-posterior (AP) da bacia com um ângulo gama (γ) aumentado⁽⁴⁻⁶⁾, morfologia *pistol grip* (fig. 2) e uma extensão posterior com sobreposição à região anatómica dos orifícios nutridores dependentes do ramo profundo da artéria circunflexa posterior (ACP). Se a localização for a região anterior do colo femoral, não é, habitualmente, visível na radiografia AP, só altera a expressão do ângulo alfa (α) e não se estende na direção da prega vascular. Um aspeto importante quando planeamos a osteoplastia de deformidades *cam* com extensão lateral⁽⁷⁾ é termos a certeza de que a ressecção realizada na área pósterio-superior do colo femoral não coloca em risco as artérias retinaculares no início do seu trajeto

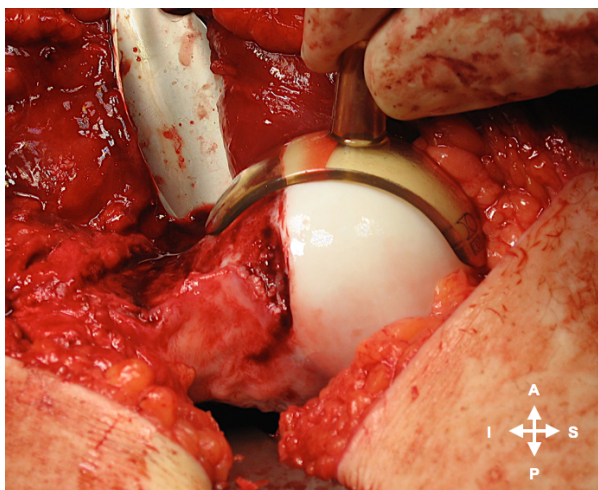


Figura 1: Os esfêrometros têm tamanhos diferentes de acordo com o diâmetro da cabeça femoral e são utilizados para avaliar a esfericidade da resseção femoral na cirurgia aberta com luxação cirúrgica da anca. A – anterior; P – posterior; S – superior; I – inferior.

intraósseo⁽⁸⁻¹¹⁾.

A proteção da perfusão arterial da cabeça femoral deve ser a prioridade máxima em todas as vertentes da cirurgia conservadora da anca, desde a osteoplastia simples artroscópica até aos procedimentos de realinhamento mais complexos. A lesão das artérias retinaculares ou da artéria ACP no seu trajeto extracapsular, mesmo nos procedimentos cirúrgicos mais elementares, pode originar uma

complicação irreversível – necrose avascular da epífise femoral que normalmente, pelo seu mau prognóstico, implica cirurgia de substituição articular, precisamente o conceito oposto ao da preservação.

Na cirurgia do CFA, a capacidade de poder determinar com precisão a localização das estruturas vasculares intraósseas com base na ressonância magnética pré-operatória pode permitir um planeamento mais adequado e um cuidado especial na abordagem cirúrgica, com proteção proativa da perfusão arterial da cabeça femoral.

Para validar a interpretação das imagens de RMN nos doentes, utilizámos um grupo de controle, descrito no capítulo anterior, constituído por espécimes de fémur proximal colhidos em cadáver fresco, onde injetámos uma solução de gadolínio no ramo profundo da ACP. Concluímos que a maioria dos orifícios vasculares (80%) que captaram contraste eram também visíveis nas imagens pré-contraste e que, portanto, este conhecimento poderia ser utilizado *in vivo*.

Não existe nenhum estudo,

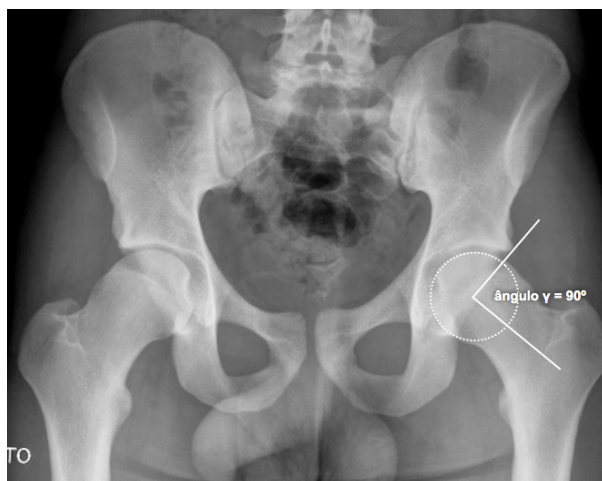


Figura 2: A extensão e a localização da deformidade *cam* podem ser muito variáveis. Esta radiografia mostra uma deformidade bilateral muito importante, com extensão lateral claramente visível na incidência ântero-posterior da bacia, quantificável utilizando a medida do ângulo gama (γ).

publicado na literatura, que quantifique a extensão radial da deformidade *cam*, que a localize em relação às estruturas vasculares e que compare a precisão da sua ressecção entre as duas técnicas cirúrgicas mais utilizadas: cirurgia artroscópica e luxação cirúrgica da anca. No estudo descrito neste capítulo, procuramos responder às seguintes questões:

1. Qual a relação entre a forma e topografia da deformidade *cam* e a localização dos orifícios vasculares ?
2. A ressecção óssea de deformidades caracterizadas por um ângulo alfa superior a 80° foi efetuada de modo semelhante utilizando a artroscopia e a luxação cirúrgica da anca?

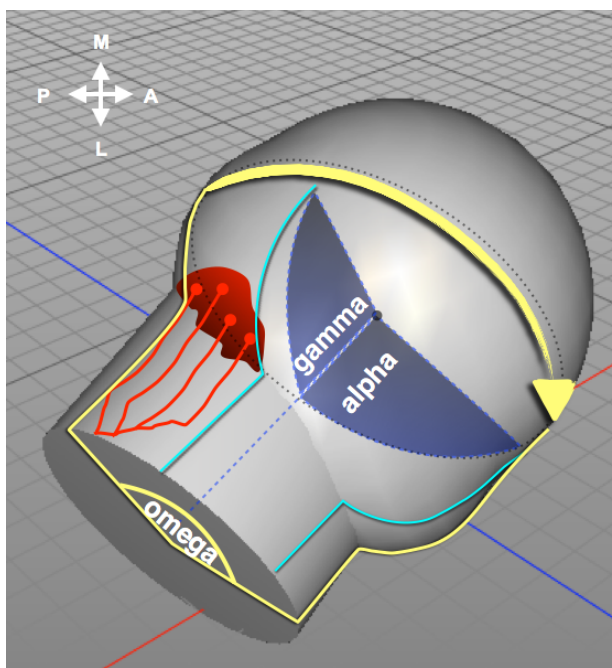


Figura 3: O ângulo ómega (Ω) mede a extensão radial da deformidade na cabeça do fêmur, tem uma orientação espacial perpendicular aos ângulos gama (γ) e alfa (α). A sua localização e extensão podem ser determinadas nas RMN clínicas com sequências radiais. P – posterior; A – anterior; M – medial; L – lateral.

A compreensão da possível variação da extensão radial da deformidade levou à necessidade de descrever um parâmetro angular não descrito previamente: o ângulo ómega (Ω). Este ângulo pode ser relacionado com a presença de estruturas vasculares na cabeça do fêmur, nomeadamente nos seus quadrantes superiores, e a sua determinação pode caracterizar de forma tridimensional a deformidade e, portanto, contribuir para aumentar a precisão do planeamento cirúrgico, em particular nas regiões posteriores da cabeça femoral (fig. 3).

2. Materiais e métodos

2.1 – Doentes

Selecionámos retrospectivamente 25 doentes submetidos a cirurgia para tratamento de CFA tipo *cam* operados entre 2008 e 2012. O único critério de

inclusão foi a presença de um ângulo alfa maior ou igual a 80° , medido na radiografia de *cross table view*. Em 14 casos, foi utilizada luxação cirúrgica da anca convencional com osteotomia do grande trocânter e, em 11 casos, artroscopia da anca com acesso inicial ao compartimento central.

Todos os doentes foram operados pelo mesmo cirurgião (autor). Os que foram operados por luxação cirúrgica da anca apresentavam um ângulo de cobertura acetabular centro-lateral maior ou igual a 30° . Os operados por artroscopia apresentavam um ângulo centro lateral inferior a 30° ou preferiram a cirurgia artroscópica em relação à cirurgia aberta. O tempo de seguimento médio desta série de doentes foi de 46 meses (24 a 80 meses).

Como critérios de exclusão considerámos cirurgia prévia da anca, displasia acetabular, sequelas de doença de Perthes ou epifisiólise superior do fémur e osteoartrose de grau superior 1 na classificação de Tönnis. Registámos a idade, género, lado e índice de massa corporal.

À semelhança do Capítulo III, nesta amostra de doentes também foi utilizada a avaliação funcional “Nonarthritic Hip Score”⁽¹²⁾ aplicada antes e depois da cirurgia aos 3, 6, 12 meses e depois anualmente. Nos casos em que o seguimento foi superior a 2 anos, foi utilizada a avaliação funcional preenchida na última consulta.

2.2 – Morfologia da transição colo-cabeça

Em todos os doentes foram obtidas sequências radiais RMN 3T antes e depois da cirurgia. Utilizámos o mesmo protocolo e o mesmo aparelho (Siemens Verio®, Erlangen, Germany) em todos os casos e a interpretação das imagens foi feita por dois radiologistas seniores, com experiência e de forma independente. Foram obtidas imagens no formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), intercetando a transição cabeça-colo femorais, perpendiculares ao eixo do colo do fémur e tendo o pequeno trocânter como referência espacial. Sobre a imagem foi colocada uma régua de transferidor digital (Onde Rulers®) por forma à posição 240° estar localizada a meio do pequeno trocânter (PT) (fig. 4). Dividimos de forma semelhante à descrita no capítulo anterior as imagens em 12 setores de acordo com referências horárias no mostrador de relógio. Utilizando

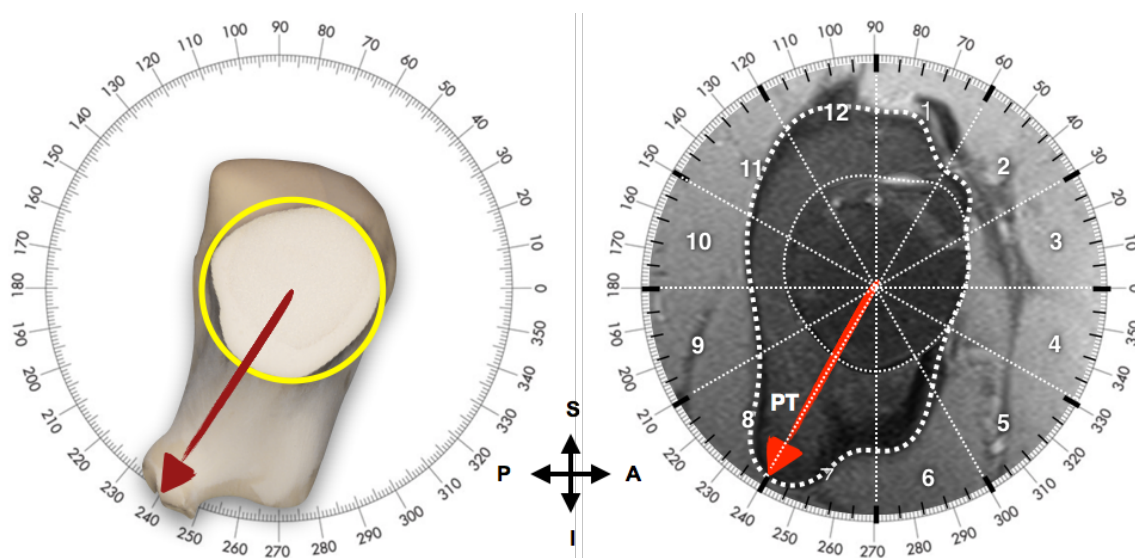


Figura 4: Posição das referências adquiridas em RMN nos doentes antes e depois da cirurgia. O pequeno trocânter foi colocado nos 240° (7h) de acordo com a orientação anatómica descrita no capítulo anterior desta tese. A – anterior; P – posterior; S – superior; I – inferior.

uma ferramenta de localização cruzada (Osirix®) e o transferidor digital sobreposto, medimos e registámos o valor do ângulo alfa ao longo dos 16 cortes radiais. Considerámos ângulos anormais se superiores a 45 graus⁽¹³⁻¹⁵⁾. O ângulo alfa foi medido em sequências T2 *fat-sat* entre o eixo do colo do fémur e um segmento de reta com origem no centro da cabeça do fémur, intercetando o ponto a partir do qual o contorno periférico da cabeça femoral excedia o raio da mesma.

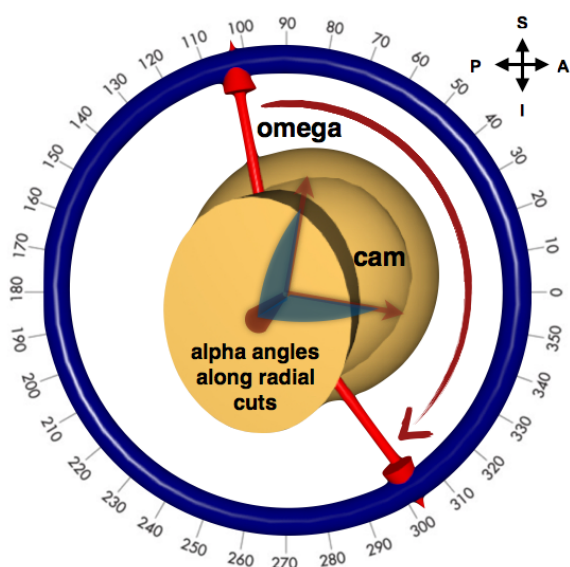


Figura 5: A extensão e a localização da deformidade *cam* podem ser medidas utilizando uma régua de transferidor. Ao longo desta extensão radial, os ângulos alfa (arcos azuis) têm um valor superior ao normal. A – anterior; P – posterior; S – superior; I – inferior.

O centro geométrico da cabeça femoral foi identificado colocando um círculo sobre o seu contorno. O eixo do colo do fémur foi definido como uma linha que passava através do centro de rotação da cabeça femoral e no centro do colo do fémur no seu ponto mais estreito.

2.3 – Medida do ângulo ómega

No sentido dos ponteiros do relógio, a começar a partir do PT, determinámos a localização em graus dos planos onde o valor do ângulo alfa ultrapassou o limite do normal (45°) e

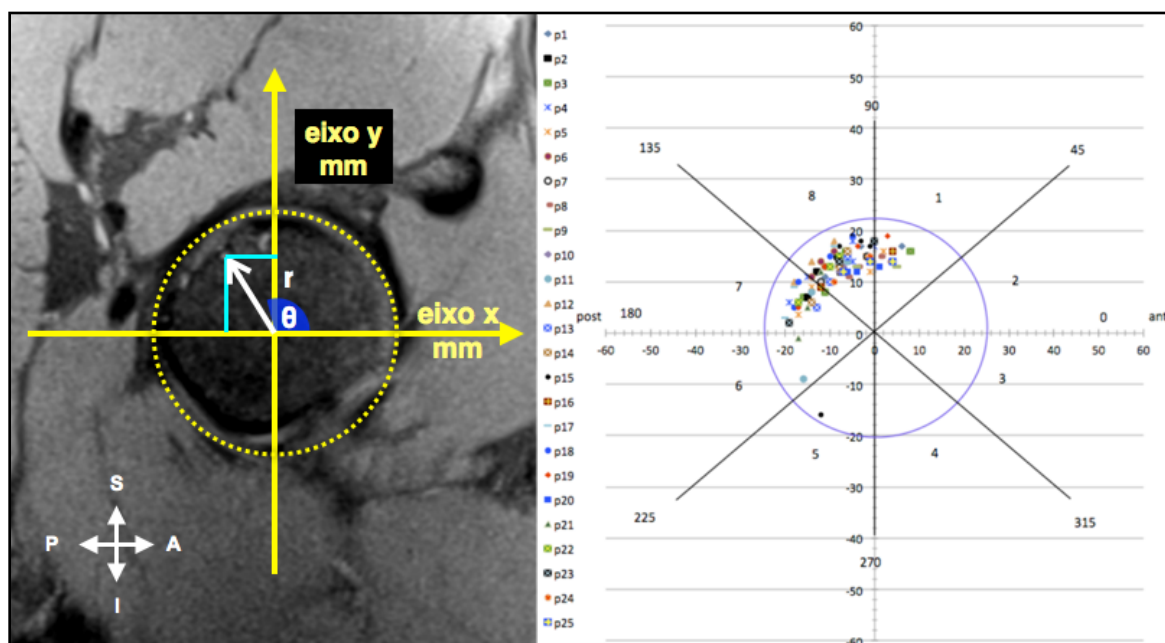


Figura 6: À esquerda, mostramos o referencial cartesiano para medida das coordenadas dos orifícios vasculares ao nível da região da prega sinovial superior na transição colo-cabeça. As coordenadas (x, y) obtidas foram depois convertidas a coordenadas radiais, definidas pelo ângulo teta (θ) e pela distância r do orifício ao centro do colo femoral. Os orifícios vasculares são representados à direita.

quando voltou novamente ao seu valor normal. A diferença entre estas duas medições foi considerada a extensão radial da deformidade a que chamamos ângulo ómega (Ω) (fig. 5).

Estas medições foram feitas antes e depois da cirurgia em todos os doentes para avaliar a eficácia da ressecção utilizando artroscopia e luxação cirúrgica da anca.

2.4 – Localização dos orifícios vasculares

A localização espacial dos orifícios vasculares foi efetuada seguindo a mesma metodologia que foi apresentada no capítulo anterior, neste caso utilizando o PT como forma de orientar as imagens em relação a um referencial de 360° e ao mostrador do relógio. Foram utilizadas sequências T2 *fat-sat* para melhor visualização das estruturas. Medimos novamente as coordenadas cartesianas num referencial de dois eixos (x, y) com posterior conversão a coordenadas polares (fig. 6). Voltámos a confirmar esta medição utilizando uma régua de transferidor digital (metodologia idêntica à que foi apresentada no Capítulo IV).

Comparámos a distribuição dos orifícios vasculares em coordenadas polares com a extensão radial *cam* (ângulo Ω) antes e depois da cirurgia.

2.5 – Análise estatística

Utilizámos os pacotes de *software* comercial AcaStat ® versão 7122.0 e IBM SPSS ® versão 23 para MAC OS X®.

Utilizámos o teste *t de Student* ajustado para amostras independentes para comparar a localização dos orifícios vasculares nos doentes e exemplares de cadáver e para a determinar a associação entre a extensão radial absoluta da deformidade (Ω) e a sua extensão para os setores posteriores da cabeça femoral.

Utilizámos o teste *t de Student* ajustado para amostras dependentes para verificar a existência de diferença significativa antes e depois da cirurgia no *score* funcional aplicado e na extensão da deformidade *cam*.

Utilizámos o teste não paramétrico de correlação de *Spearman* para analisar a associação entre a extensão radial da deformidade *cam* e a localização dos orifícios antes da cirurgia, a associação entre os ângulos alfa e ómega e a associação entre o ângulo ómega e o *score* funcional pré-operatório NAHS.

Utilizámos o teste do *qui-quadrado* (χ^2) na comparação da resseção da deformidade conseguida entre a cirurgia aberta e a artroscopica sobre a região vascular.

Para calcular a razão de variação do NAHS antes e após a cirurgia foi utilizada a fórmula: (NAHS depois – NAHS antes)/NAHS antes \times 100.

O nível de significância adotado foi de 1% ($\alpha=0,01$) pelo facto de, neste estudo, a amostra de indivíduos (n=25) não ser muito grande.

3. Resultados

3.1 – Orifícios vasculares

A média de orifícios encontrada por exemplar analisado foi de 3,8 (min.=3; máx.= 6; DP=0,7). Este resultado não variou com a idade, género ou lado.

Utilizando o mostrador de relógio, a distribuição global dos orifícios mostrou predomínio entre as 10 e as 12h (setores 11 e 12) com 30 e 39% dos orifícios, respetivamente. Das 12h à 1h (setor 1), contámos 13% e das 9 às 10h (setor 10), 15% dos orifícios. Entre as 7 e as 9h (setores 7 e 8), encontrámos 3% dos orifícios.

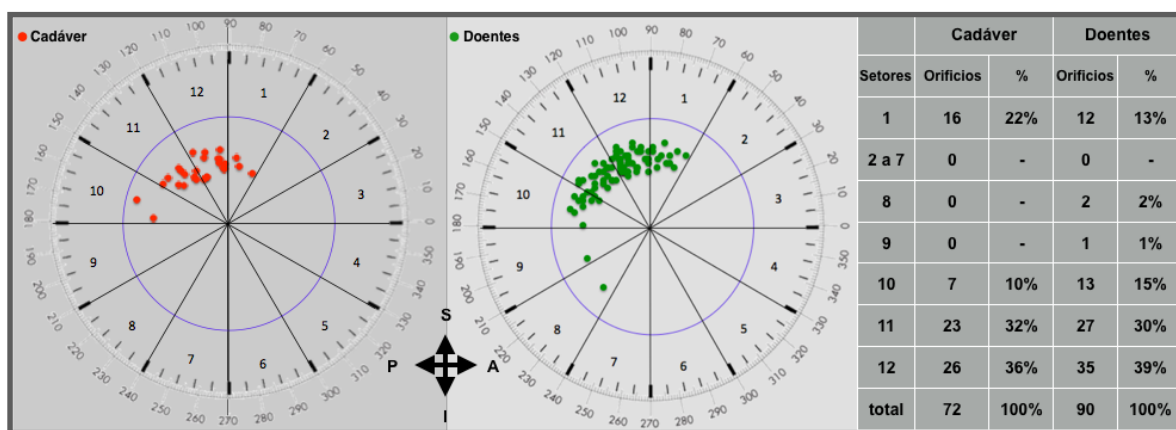


Figura 7: Comparação da distribuição dos orifícios vasculares por setor horário entre os espécimes de cadáver e os doentes com ângulo alfa superior a 80°. Em ambos os casos, contabilizámos cerca de 70% de orifícios entre as 10 e as 12 horas. O gráfico da esquerda, com os pontos a vermelho, mostra a distribuição de orifícios no cadáver; o gráfico do meio apresenta a distribuição nos doentes e a tabela à direita mostra a distribuição geral. Em termos globais, não existiu diferença estatisticamente significativa entre as duas distribuições. A – anterior; P – posterior; S – superior; I – inferior.

Entre as 7 e a 1h (setores 2 a 7), não encontramos orifícios (fig. 7).

Comparando esta distribuição com a que obtivemos no estudo anterior em espécimes de cadáver, notamos que os setores que apresentam predominância de orifícios são os mesmos: entre as 10 e as 12 horas com valores percentuais semelhantes. No cadáver, a expressão no setor 1 (anterior) de orifícios parece ser superior ao deste estudo (22% para 13%). A distribuição global dos orifícios vasculares não difere de forma significativa entre os espécimes colhidos no cadáver e o grupo dos doentes para a dimensão das amostras ($p = 0,03$).

Das ancas analisadas neste estudo, 44% apresentaram pelo menos uma estrutura vascular localizada no setor entre as 12 e a 1h (setor 1).

3.2 – Dados dos doentes

Dos 25 doentes incluídos no estudo, 24 eram do género masculino. A idade média foi de 30 anos (de 19 a 50 anos) e o seguimento médio foi de 46 meses (24 a 80 meses).

Foram operados 14 doentes utilizando luxação cirúrgica da anca com osteotomia trocantérica (fig. 8) e 11 utilizando artroscopia com a técnica de acesso ao compartimento central^{viii}. O *score* NAHS médio antes da cirurgia foi de 54 pontos. Após a cirurgia, registámos um incremento absoluto de 32 pontos para um valor final de 84 pontos ($p < 0,001$), com uma média de variação positiva de

^{viii} Ver Capítulo III.

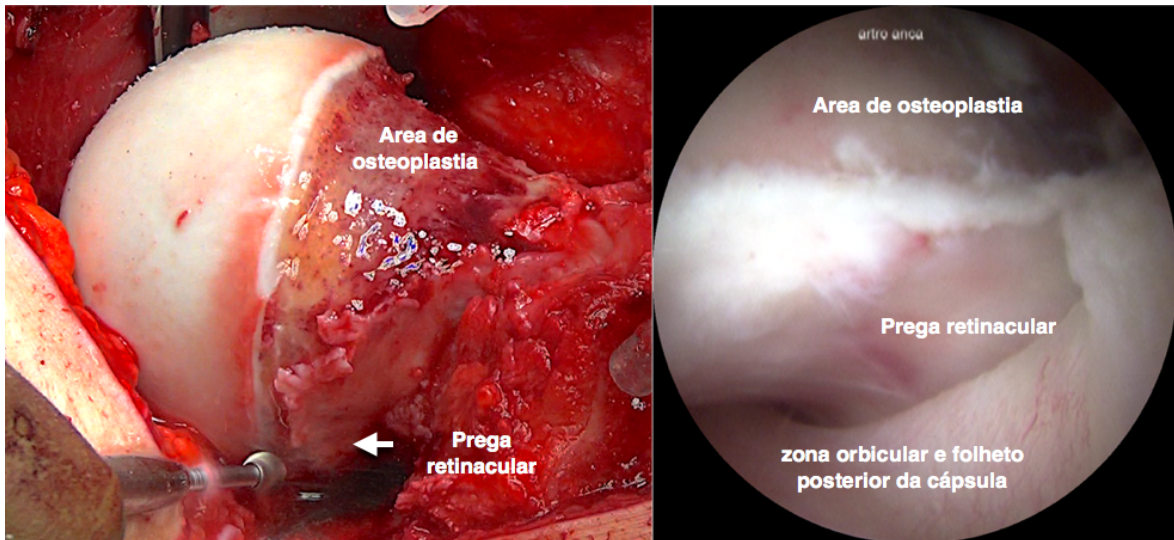


Figura 8: À esquerda – um exemplo de osteoplastia aberta onde é possível observar a sua extensão para a região retinacular posterior. Note-se que a osteoplastia nesta área não deve ser muito estendida lateralmente e em profundidade dada a proximidade dos orifícios vasculares. À direita – observamos uma osteoplastia artroscópica sobre a prega vascular com a mesma extensão posterior.

93% em relação ao valor inicial. Verificámos que, à semelhança do que foi encontrado na amostra estudada no Capítulo III, não existiu uma associação relevante entre o valor NAHS e o ângulo alfa antes da cirurgia ($p=0,7$). Pelo contrário, verificámos uma associação moderada a forte negativa entre o valor do ângulo ómega e o valor da avaliação pré-operatória ($r_s = -0,5$ com $p < 0,05$).

3.3 – Morfologia da transição colo-cabeça antes e após cirurgia

A média do ângulo alfa antes da ressecção foi de 90° (80° a 108°), passando para 40° (30° a 50°) após a ressecção ($p < 0,0001$). A média da extensão radial da lesão *cam* (ângulo omega) foi de 138° (90 a 180°). Verificámos a existência de deformidade em todos os doentes entre as 12 e as 3h com sobreposição à área retinacular em 76% dos casos (das 10 às 12h, setores 11 e 12) (fig. 9).

A presença de um ângulo ómega maior foi associada à extensão posterior da deformidade ($p = 0,001$).

Não existiu associação significativa entre os valores dos ângulos alfa e ómega antes da cirurgia ($p = 0,3$).

A ressecção da deformidade em termos de extensão radial foi totalmente conseguida em 22 casos (88%) (fig. 10). Em três doentes não foi possível estender a osteoplastia posterior, existindo deformidade residual entre as 10 e as 12h (setores 11 e 12).

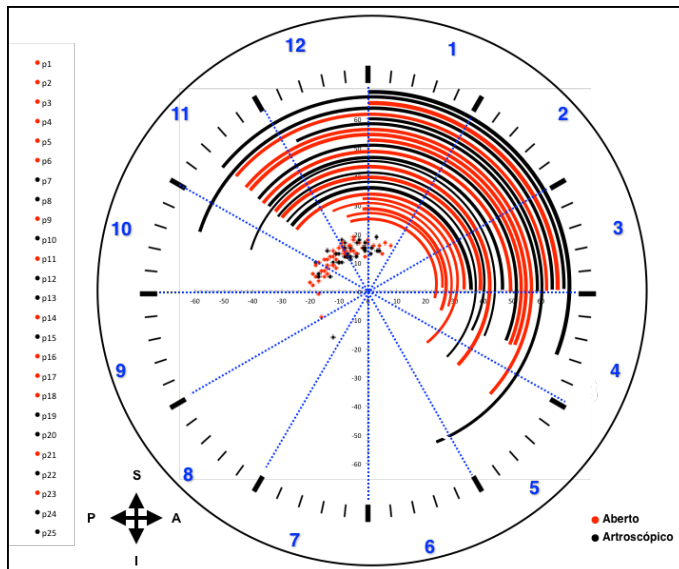


Figura 9: Extensão do ângulo ômega por setores horários e relação com os orifícios vasculares na transição colo-cabeça. A vermelho, os doentes operados por luxação cirúrgica da anca e a preto, os doentes operados por artroscopia. Note-se a presença de deformidade em todos os casos entre as 12 e as 3h e a extensão posterior da deformidade sobre a área vascular muito frequente (76%). A – anterior; P – posterior; S – superior; I – inferior.

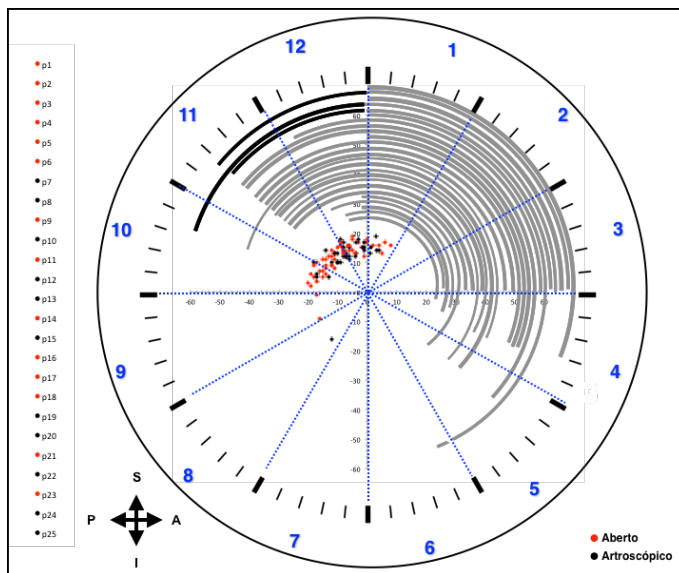


Figura 10: Representação gráfica da quantificação radial da ressecção efetuada (curvas cinza). Notamos três casos de ressecção posterior insuficiente (12%), dois em cirurgia artroscópica e um em cirurgia aberta (curvas pretas). A – anterior; P – posterior; S – superior; I – inferior.

3.4 – Comparação cirurgia aberta com artroscopia

A distribuição de orifícios vasculares foi semelhante entre os grupos cirurgia aberta e cirurgia artroscópica.

Comparando as técnicas cirúrgicas, não existiu diferença significativa na extensão global da ressecção ($p = 0,08$) e na sua extensão posterior, sobre a área vascular ($p = 0,06$).

4. Discussão

A morfologia bidimensional das deformidades do CFA pode ser quantificada, utilizando o ângulo alfa (radiografia *cross table view – offset* colo-cabeça anterior) e ângulo gama (radiografia ântero-posterior da bacia – *offset* colo-cabeça lateral)^(13, 15-17). O objetivo da cirurgia, aberta ou artroscópica, é restaurar a esfericidade da

cabeça do fémur ao longo de toda a sua área de transição com o colo femoral, incluindo, por vezes, a área crítica sobre a prega retinacular lateral. Os cirurgiões menos experientes podem incorrer no risco de lesar irreversivelmente a perfusão arterial da cabeça femoral ao regularizarem a deformidade nesta área. As melhorias recentes na resolução e *software* de processamento das imagens de ressonância magnética levaram a uma melhor identificação da prega retinacular

póstero-superior⁽¹⁸⁾ em sequências radiais e dos orifícios vasculares em sequências oblíquas sagitais perpendiculares ao eixo do colo femoral. A identificação destas estruturas, combinada com a caracterização morfológica da deformidade *cam*, pode ser uma ferramenta adicional no planeamento pré-operatório⁽¹⁹⁾. O ponto inicial do ângulo ómega pode ser particularmente útil na decisão se é necessário efetuar uma resseção posterior para restabelecer a esfericidade da cabeça femoral.

À semelhança de outros estudos publicados na literatura^(10, 11, 18, 20-24), os nossos resultados mostraram uma predominância clara de orifícios na região póstero-superior da cabeça femoral entre as 10 e as 12 horas (setores 11 e 12).

A extensão da deformidade *cam* (valor do ângulo ómega) não pareceu influenciar a localização dos orifícios vasculares. Encontrámos também uma relação entre o valor do ângulo ómega e a extensão posterior da deformidade. Um valor maior de ângulo ómega está associado a uma tendência para a respetiva deformidade *cam* se estender sobre a área retinacular e, conseqüentemente, a sua resseção completa apresentar maior risco de lesão vascular.

Nesta amostra de doentes, não encontrámos nenhuma associação estatística entre o valor do ângulo ómega e o valor do ângulo alfa. O significado deste achado é que podemos ter uma deformidade *cam* muito protuberante, com um ângulo alfa muito elevado, condicionando um mecanismo de intrusão muito agressivo⁽²⁰⁾ numa área localizada ou, pelo contrário, uma lesão com o ângulo alfa mais pequeno, mas com uma extensão radial superior, condicionando uma área de intrusão na cavidade acetabular mais significativa.

Encontrámos ainda, à semelhança do que aconteceu com a amostra de doentes estudada no Capítulo III, uma ausência de correlação entre a medida do ângulo alfa e a avaliação de sintomas pelo *score* funcional. Por outro lado, observamos uma correlação negativa significativa entre o ângulo ómega e os sintomas. Quanto mais extenso foi o ângulo ómega, mais baixo foi o *score* funcional. Este achado pode ser explicado pelo mecanismo de maior intrusão acetabular antes explicado. Nesta amostra não conseguimos identificar nenhuma associação das dimensões da deformidade com o género porque os doentes com ângulo alfa superior a 80 graus eram todos do género masculino, exceto num caso.

Na sequência destas observações, consideramos que o ângulo alfa medido na radiografia só por si não foi preditivo da morfologia tridimensional da deformidade *cam* e, por isso, não deve ser utilizado de forma isolada como ferramenta no planeamento pré-operatório da cirurgia do CFA.

Como a deformidade se estendeu para os setores posteriores da cabeça em 76% dos casos, para conseguir uma osteoplastia completa foi necessário, na maior parte das situações, estender a resseção até à região posterior e lateral do colo sobre a prega vascular sinovial.

Outro aspeto relevante foi o facto de encontrarmos, em 44% das ancas, pelo menos uma estrutura vascular anterior (entre as 12 e a 1h) na área da deformidade *cam*, o que significa que, em quase metade dos doentes, e considerando a resseção anterior, esta aconteceu numa área vascular do colo. Esta topografia está de acordo com os resultados apresentados no Capítulo IV, onde se descreve o bordo anterior do retináculo como localizado entre as 1h:35m e as 11h:50m, e confirma a importância da localização precisa das estruturas vasculares quando se efetua uma recessão óssea próxima da 1h no mostrador do relógio⁽⁷⁾. O seu conhecimento prévio através da leitura das imagens de RMN radial e localização das estruturas vasculares pode contribuir para aumentar a segurança deste procedimento.

Comparando os resultados entre as duas técnicas cirúrgicas em termos de extensão e precisão de resseção óssea, concluímos que não existiu diferença significativa. Na cirurgia aberta por luxação cirúrgica da anca existiu um controle visual constante da área retinacular e a osteoplastia pôde ser efetuada recorrendo a instrumentos esféricos transparentes. Na cirurgia artroscópica, as referências para efetuar uma osteoplastia anatómica são mais difíceis de avaliar.

Muitos cirurgiões utilizam as pregas sinoviais superior e inferior como guias para a resseção artroscopia. Intraoperatoriamente, no entanto, pode ser mais difícil a perceção da extensão posterior da deformidade sobre a prega retinacular.

Quando, na RMN, observámos uma extensão posterior do ângulo ómega, modificámos intencionalmente a técnica cirúrgica artroscópica, passando a estender mais o ramo posterior da capsulotomia de modo a visualizar toda a prega vascular (fig. 8)

Utilizando o conceito da extensão radial da deformidade e a sua relação

com estruturas vasculares, conseguimos uma resseção semelhante na cirurgia aberta e artroscópica inclusive na área retinacular. Tal como vimos no Capítulo III, a melhoria significativa do *score* funcional refletiu a eficácia da resseção.

As principais limitações deste estudo foram o número pequeno de doentes, a sua natureza retrospectiva e o critério de seleção não aleatório para inclusão no grupo operado por cirurgia aberta ou artroscópica. Reconhecemos que o método utilizado na medição do ângulo ómega necessita sempre da aquisição de imagens radiais em RMN, o que pode ser um impedimento à sua utilização generalizada, pelo que serão necessários desenvolvimentos futuros para tornar a medição mais prática e reproduzível.

5. Bibliografía

1. Stähelin L, Stähelin T, Jolles BM, Herzog RF. Arthroscopic offset restoration in femoroacetabular *cam* impingement: Accuracy and early clinical outcome. *Arthroscopy* 2008, Jan;24(1):51-57.e1.
2. Espinosa N, Rothenfluh DA, Beck M, Ganz R, Leunig M. Treatment of femoroacetabular impingement: Preliminary results of labral refixation. *J Bone Joint Surg Am* 2006, May;88(5):925-35.
3. Sussmann PS, Ranawat AS, Shehaan M, Lorich D, Padgett DE, Kelly BT. Vascular preservation during arthroscopic osteoplasty of the femoral head-neck junction: A cadaveric investigation. *Arthroscopy* 2007, Jul;23(7):738-43.
4. Doherty M, Courtney P, Doherty S, Jenkins W, Maciewicz RA, Muir K, Zhang W. Nonspherical femoral head shape (pistol grip deformity), neck shaft angle, and risk of hip osteoarthritis: A case-control study. *Arthritis Rheum* 2008, Oct;58(10):3172-82.
5. Tanzer M, Noiseux N. Osseous abnormalities and early osteoarthritis: The role of hip impingement. *Clin Orthop Relat Res* 2004, Dec(429):170-7.
6. Spencer S, Millis MB, Kim Y-J. Early results of treatment of hip impingement syndrome in slipped capital femoral epiphysis and pistol grip deformity of the femoral head-neck junction using the surgical dislocation technique. *J Pediatr Orthop* 2006;26(3):281-5.
7. Sussmann PS, Ranawat AS, Shehaan M, Lorich D, Padgett DE, Kelly BT. Vascular preservation during arthroscopic osteoplasty of the femoral head-neck junction: A cadaveric investigation. *Arthroscopy* 2007, Jul;23(7):738-43.
8. M DD. Complications of hip arthroscopy. *Techniques in Orthopaedics* .
9. Ganz R, Gill TJ, Gautier E, Ganz K, Krügel N, Berlemann U. Surgical dislocation of the adult hip a technique with full access to the femoral head and acetabulum without the risk of avascular necrosis. *J Bone Joint Surg Br* 2001, Nov;83(8):1119-24.
10. Lavigne M, Kalhor M, Beck M, Ganz R, Leunig M. Distribution of vascular foramina around the femoral head and neck junction: Relevance for conservative intracapsular procedures of the hip. *Orthopedic Clinics of North America* 2005, Apr;36(2):171-6.
11. Kalhor M, Beck M, Huff TW, Ganz R. Capsular and pericapsular contributions to acetabular and femoral head perfusion. *J Bone Joint Surg Am* 2009, Feb;91(2):409-18.
12. Christensen CP, Althausen PL, Mittleman MA, Lee J-A, McCarthy JC. The nonarthritic hip score: Reliable and validated. *Clin Orthop Relat Res* 2003, Jan(406):75-83.
13. Neumann M, Cui Q, Siebenrock KA, Beck M. Impingement-free hip motion: The 'normal' angle alpha after osteochondroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2009, Mar;467(3):699-703.
14. Jamali AA, Mak W, Wang P, Tai L, Meehan JP, Lamba R. What is normal femoral head/neck anatomy? An analysis of radial CT reconstructions in adolescents. *Clin Orthop Relat Res* 2013, Nov;471(11):3581-7.
15. Beaulé PE, Hynes K, Parker G, Kemp KA. Can the alpha angle assessment of *cam* impingement predict acetabular cartilage delamination? *Clin Orthop Relat Res* 2012, Dec;470(12):3361-7.

16. Sutter R, Dietrich TJ, Zingg PO, Pfirrmann CWA. How useful is the alpha angle for discriminating between symptomatic patients with *cam*-type femoroacetabular impingement and asymptomatic volunteers? *Radiology* 2012, Aug;264(2):514-21.
17. Büchler L, Neumann M, Schwab JM, Iselin L, Tannast M, Beck M. Arthroscopic versus open *cam* resection in the treatment of femoroacetabular impingement. *Arthroscopy* 2013, Apr;29(4):653-60.
18. Boraiah S, Dyke JP, Hettrich C, Parker RJ, Miller A, Helfet D, Lorich D. Assessment of vascularity of the femoral head using gadolinium (gd-dtpa)-enhanced magnetic resonance imaging: A cadaver study. *J Bone Joint Surg Br* 2009, Jan;91(1):131-7.
19. Rego PRA, Mascarenhas V, Oliveira FS, Pinto PC, Gaspar A, Ovídio J, Collado DG. Morphologic and angular planning for *cam* resection in femoroacetabular impingement: Value of the omega angle. *Int Orthop* 2015, Nov 18.
20. Audenaert EA, Mahieu P, Pattyn C. Three-dimensional assessment of *cam* engagement in femoroacetabular impingement. *Arthroscopy* 2011, Feb;27(2):167-71.
21. Jung A, Wurtz JP, Randrianarivo P. [Arterial circulatory modifications in aseptic necrosis of the hip and in epiphysiolysis]. *Mem Acad Chir (Paris)* 1965, May 12;91(15):489-506.
22. Kalhor M, Horowitz K, Gharehdaghi J, Beck M, Ganz R. Anatomic variations in femoral head circulation. *Hip Int* 2012;22(3):307-12.
23. Grose AW, Gardner MJ, Sussmann PS, Helfet DL, Lorich DG. The surgical anatomy of the blood supply to the femoral head: Description of the anastomosis between the medial femoral circumflex and inferior gluteal arteries at the hip. *J Bone Joint Surg Br* 2008, Oct;90(10):1298-303.
24. Dy CJ, Thompson MT, Usrey MM, Noble PC. The distribution of vascular foramina at the femoral head/neck junction: Implications for resurfacing arthroplasty. *J Arthroplasty* 2012, Oct;27(9):1669-75.

Capítulo VI

Estudo da Articulação

por

Elementos Finitos

1. Introdução

1.1 – Método de análise numérica por elementos finitos

O método dos elementos finitos é uma ferramenta numérica utilizada na simulação de uma grande diversidade de problemas mecânicos. As suas origens remontam a 1940⁽¹⁾, no entanto, só a tecnologia computacional avançada das últimas duas décadas permitiu o seu pleno desenvolvimento. Este método foi concebido especialmente para análise estrutural, mas tem sido utilizado em várias áreas da indústria metalúrgica, aeronáutica, de construção civil, entre outras, com o intuito de prever a deformação, a tensão ou as características dos fluxos de ar, de líquidos ou de campos magnéticos, particularmente nos casos em que o comportamento material ou a geometria do problema são complexos. A antecipação do comportamento mecânico de determinada estrutura deformável pode otimizar a sua utilização, prevenir o seu colapso e minorar o risco de acidentes daí resultantes.

A sua utilização na área médica tem crescido de forma exponencial, especialmente nas disciplinas cirúrgicas. No caso da ortopedia, tem sido utilizado de forma eficaz para prever o comportamento mecânico de implantes na sua interface com o tecido ósseo⁽²⁾ e o comportamento de estruturas biológicas sujeitas a determinadas forças deformantes⁽³⁾. A análise numérica do comportamento mecânico normal da cartilagem hialina e a comparação com situações patológicas em várias articulações têm sido também objeto de várias publicações⁽⁴⁻⁶⁾. Este tipo de análise de estruturas mais complexas necessita sempre de ter uma contextualização clínica, particularmente na interpretação dos seus resultados.

De acordo com o método de análise numérica por elementos finitos, as geometrias mais elaboradas são divididas em vários elementos finitos triangulares no plano bidimensional, ou tetraédricos no espaço tridimensional, ligados entre si por pontos a que chamamos nós. Ao conjunto destes pequenos tetraedros ligados entre si damos o nome de malha. A solução do problema é aproximada em cada elemento finito por funções simples (no caso de elementos finitos triangulares ou

tetraédricos, admite-se que o campo de deslocamentos é uma função linear das coordenadas dos pontos). A aproximação será tanto melhor quanto maior for o número de elementos finitos que compõe a malha, daí resultando um grande número de equações simultâneas que são resolvidas de forma a obter a solução aproximada no domínio (objeto com geometria complexa). Atualmente são comercializados vários programas de *software* para a resolução de diversos tipos de problemas pelo método dos elementos finitos como, por exemplo, o ELFEN®, o ABAQUS®, o NASTRAN® e o ANSYS®. Apesar de terem sido concebidos para aplicações específicas, funcionam todos de acordo com a mesma sequência de eventos: pré-processamento, análise numérica e pós-processamento.

O pré-processamento inclui normalmente a geração manual ou automática da malha de elementos finitos da estrutura ou domínio a analisar. No caso de aplicações desenvolvidas na área da cirurgia ortopédica que envolvam a análise de estruturas ósseas de forma isolada ou em conjunto com partes moles (cartilagem, por exemplo), como não é possível a geração computadorizada das estruturas a analisar, os contornos e volume devem ser adquiridos a partir da segmentação de imagens médicas com a maior resolução possível por forma a minorar os erros por distorção. Habitualmente, as modalidades de imagem escolhidas são a tomografia axial computadorizada (TAC), no caso de a análise interessar apenas tecido ósseo, ou a ressonância magnética nuclear (RMN), no caso de ser dirigida também às partes moles. No caso concreto dos modelos que analisamos, a modalidade escolhida foi a RMN. As imagens eleitas para a análise numérica dos nossos casos foram obtidas num equipamento de alta resolução e segundo protocolos radiais não convencionais por forma a evitar o efeito de volume parcial⁽⁷⁾ e a obter um modelo sólido do osso e cartilagens o mais próximo possível da realidade.

Gerada a malha de elementos finitos sobre a estrutura complexa que queremos estudar, a análise numérica é feita após a imposição das condições de fronteira e de interface. Estas correspondem a quantidades físicas como carga aplicada, o ponto da sua aplicação, quais os nós da malha que são móveis, quais os que são fixos ou qual o centro de rotação, no caso de o problema envolver movimento angular. As propriedades mecânicas, nomeadamente as constantes elásticas, que definem o comportamento dos materiais em presença são também

impostas nesta fase.

Na fase da análise numérica, as equações do problema são resolvidas e a solução é fornecida sob uma forma global para todos os nós do domínio (aplicando uma força externa, obtemos o comportamento global do sistema). Ainda nesta fase, a partir do conhecimento dos deslocamentos dos nós da malha, obtêm-se as correspondentes deformações e tensões no interior dos elementos finitos bem como as pressões entre as várias estruturas que compõem a malha.

No pós-processamento, é feita a apresentação dos resultados sob a forma numérica ou gráfica. Na forma gráfica, as grandezas de magnitude diferente são codificadas por cores diferentes. A computação atual permite a elaboração de sequências animadas onde a variação dos resultados obtidos é novamente representada por padrões de cores. Na validação dos resultados é fundamental comparar os resultados obtidos com outros métodos experimentais e outras técnicas de computação similares.

1.2 – Propriedades biomecânicas da cartilagem hialina

A cartilagem hialina articular é constituída essencialmente por elementos celulares e por uma matriz extracelular (MEC). Os elementos celulares, os condrócitos, ocupam cerca de 1% a 10% do peso hidratado, mas, apesar de pouco abundantes, têm uma elevada atividade metabólica, sintetizando os componentes da MEC por forma a manter e reparar a estrutura da cartilagem. A MEC envolvente, de aspeto homogéneo e translúcido, é formada por duas fases: a matriz orgânica sólida composta por dois tipos principais de constituintes – colagénio e proteoglicanos – e uma fase fluida intersticial móvel que corresponde maioritariamente a água com sais de sódio, potássio, cálcio e cloro dissolvidos⁽⁸⁾.

O conteúdo em água é bastante elevado, variando entre 60% a 80% do peso total. A distribuição da fase fluida não é homogénea ao longo da espessura da MEC, sendo geralmente mais abundante junto à superfície articular. O material sólido corresponde a cerca de 20% a 30% do peso hidratado. O colagénio constitui 50 a 60% do peso seco da cartilagem (15 a 22% do peso hidratado), sendo a macromolécula mais abundante. O seu conteúdo não é uniforme, sendo substancialmente mais elevado nas camadas superficiais (80%), decrescendo até

à zona profunda (65%). O colagénio do tipo II, específico do tecido cartilágneo, é o mais abundante⁽⁹⁾.

O comportamento mecânico da cartilagem é determinado pelas interações destes seus componentes principais: colagénio, proteoglicanos e fluido intersticial. Em solução aquosa, os proteoglicanos são polianiónicos, surgindo os locais negativamente carregados nos grupos sulfato e carboxilo. A repulsão mútua dessas cargas negativas faz com que as moléculas de proteoglicanos agregados se espalhem e ocupem um grande volume que, na matriz condral, é limitado pela rede de colagénio. A presença de água entre as macromoléculas hidrófilas e a relativa impermeabilidade da MEC determinam a resposta mecânica da cartilagem em função do tempo e da compressão aplicada. Quando comprimida durante um curto período de tempo, as cargas negativas da fase sólida (proteoglicanos) aumentam a força de repulsão entre elas e são responsáveis pela sua rigidez à compressão, determinando um comportamento aproximadamente elástico linear. Para este comportamento contribui também o facto de a expressão de fluido na MEC não ser instantânea, o que se deve à força de atrito intramatricial que se opõe ao movimento de líquido através da sua espessura e à superfície. Quando a compressão é muito curta, a tensão é suportada pelas duas fases, sendo que o aumento da pressão hidrostática na fase líquida contribui de forma significativa para diminuir a tensão na fase sólida da matriz⁽⁸⁾. Por outro lado, se a compressão aplicada for mais prolongada, assistimos a uma deformação progressiva da cartilagem com a expulsão de fluido da MEC e consolidação da mesma. Neste último caso, a tensão é mais suportada pela fase sólida e menos pela fase líquida. A este comportamento mecânico da cartilagem dependente do tempo e que tem em conta a existência de uma fase sólida e uma fase fluida chamamos de modelo bifásico^(10, 11).

No caso da análise por elementos finitos da cartilagem estão descritas simulações numéricas com o modelo bifásico, bastante mais complexas do que num modelo elástico linear, sem considerar a fase líquida e a movimentação de fluidos na matriz. Alguns autores defendem a possibilidade de utilizar fidedignamente, em análise numérica, o modelo elástico linear da cartilagem em duas situações: quando a aplicação da carga é muito rápida no tempo ou no final da deformação da fase sólida quando já não ocorre movimentação de fluidos^(4, 12, 13).

1.3 – Análise numérica por elementos finitos aplicada ao estudo do conflito femoroacetabular

Na última década, o conflito femoroacetabular tem despertado interesse crescente, nomeadamente no que diz respeito à descrição do mecanismo de lesão da cartilagem articular e possível relação com a coxartrose. A compressão anormal da cartilagem secundária à deformidade óssea pode ser uma das causas.

Algumas publicações recentes procuram correlacionar a anomalia morfológica com a pressão de contacto intra-articular desenvolvida nalgumas atividades de rotina do dia a dia. Chegini⁽¹³⁾ utiliza o método dos elementos finitos para calcular pressões de contacto (PC) em modelos virtuais de ancas com morfologia *cam*, *pincer* e displasia. Anderson⁽¹⁴⁾ procura correlacionar as pressões de contacto obtidas em ancas de cadáver com as obtidas em análises de elementos finitos em modelos de anca reconstruídos a partir de TAC tridimensional. Nenhum destes modelos é baseado na recriação da deformidade real do doente e ambos apresentam, portanto, alguma limitação na interpretação clínica dos resultados.

A observação direta sistemática de alterações macroscópicas nas cartilagens da cabeça femoral e do acetábulo durante a cirurgia do conflito femoroacetabular do tipo *cam* fez-nos pensar em desenvolver um modelo tridimensional, baseado na anatomia específica do doente, que permitisse calcular a PC em pontos específicos da superfície durante o movimento. Julgámos que a conceção deste modelo e a análise do seu comportamento pode ser um contributo para caracterizar o tipo e magnitude das pressões envolvidas e melhor compreender o mecanismo de agressão das cartilagens femoral e acetabular devidas à presença da deformidade.

Entendendo a deformidade *cam* como uma asfericidade da cabeça femoral nas suas regiões mais periféricas, no seu modelo geométrico encontraremos um maior raio de curvatura à medida que nos afastamos da região equatorial da cabeça femoral^(15, 16) para a periferia. Num sistema mecânico *cam* (superfície externa em forma de espiral de progressão geométrica e tribologia metálica rígida), esta variação do raio de curvatura aumenta a força de atrito e a pressão

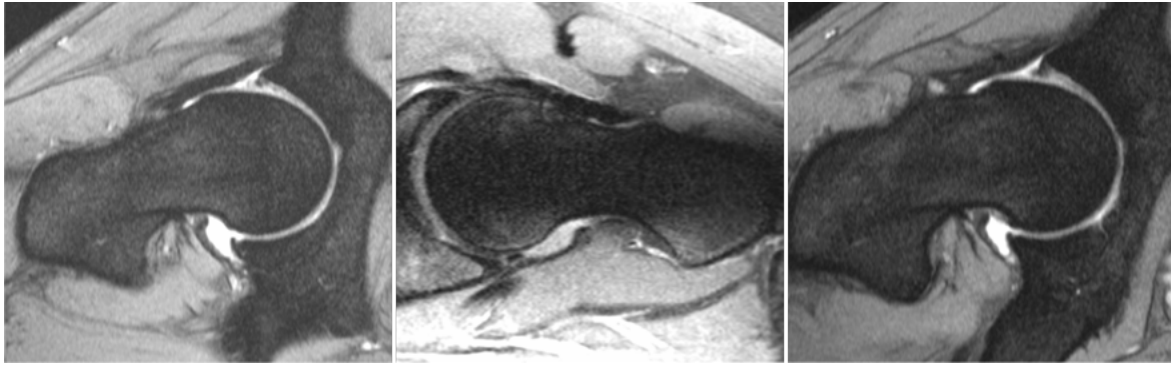


Figura 1: Imagem de RMN T1 "turbo spin echo" (TSE) dos casos com deformidade cam importante. A anca da esquerda (caso 1) apresenta uma deformidade significativa na região ântero-superior, sendo o valor do maior ângulo alfa de 95°. A anca do meio (caso 2) e da esquerda (caso 3) apresentam a deformidade também com uma localização ântero-superior e com o maior ângulo alfa medido, respetivamente de 60° e 98°.

de contacto entre as duas superfícies^{ix}. Combinando os dois conceitos, esperaríamos encontrar uma relação positiva entre o aumento do raio da espiral de progressão geométrica *cam* e a PC à superfície. Exemplificando: se definirmos determinados nós na malha de elementos finitos à superfície que estejam orientados de acordo com um eixo que é perpendicular ao do eixo do movimento, esperaríamos encontrar uma PC crescente nesses nós se a sua distância ao centro de rotação aumentar num determinado sentido.

Os modelos publicados de análises por elementos finitos de deformidades tipo *cam*^(13, 17, 18) analisam as tensões e pressões de acordo com a sua localização e determinam ao longo do movimento qual o valor do seu pico máximo. Não estabelecem, no entanto, a correlação entre a localização dos nós em relação à deformidade e a PC a que são sujeitos ou a pressão de contacto média (PCm) em cada nó ao longo de todo o ciclo de movimento. Não existe também nenhum estudo publicado que compare casos com deformidade *cam* de magnitude diferente.

As questões formuladas a que procuraremos responder com as análises numéricas apresentadas são:

1. Nos nós seleccionados sobre a deformidade, a PC aumentará quando ocorrer o mecanismo de intrusão da deformidade no acetábulo?
2. Durante o movimento de rotação interna, a PC será tanto maior num nó da malha quanto mais afastado este estiver do centro de rotação?

^{ix} Figura 9 do Capítulo I, página 40.

3. Considerando casos com morfologia diferente, a PC no conjunto dos nós selecionados será tanto maior quanto maior for a deformidade *cam*?
4. Os casos sem deformidade apresentarão uma PC de magnitude inferior?
5. Após a cirurgia de correção da deformidade, as PC diminuirão significativamente?

2. Materiais e métodos

2.1 – Caracterização da amostra dos casos modelados

Neste estudo, incluímos três casos com morfologia *cam* variável e dois casos sem deformidade *cam*, um com cobertura acetabular normal (ACL de 28°), outro com cobertura acetabular aumentada (ACL 43°). A reconstrução de todos os casos foi feita a partir das imagens de RMN T1 “turbo spin echo” (TSE). Um dos casos com deformidade foi também segmentado após cirurgia (figs. 1 e 2). As características morfológicas e os dados relativos aos doentes estão descritos na tabela 1. A modelação dos casos foi efetuada em colaboração com diferentes investigadores do Departamento de Engenharia Civil do Instituto Superior Técnico, Universidade Técnica de Lisboa, tendo sido todos os modelos validados por dois investigadores seniores, um engenheiro e um ortopedista. Os dados resultantes das análises (pressões de contacto à superfície da malha de elementos finitos) foram previamente publicados na literatura por este grupo de trabalho, onde nos incluímos⁽¹⁹⁻²²⁾.

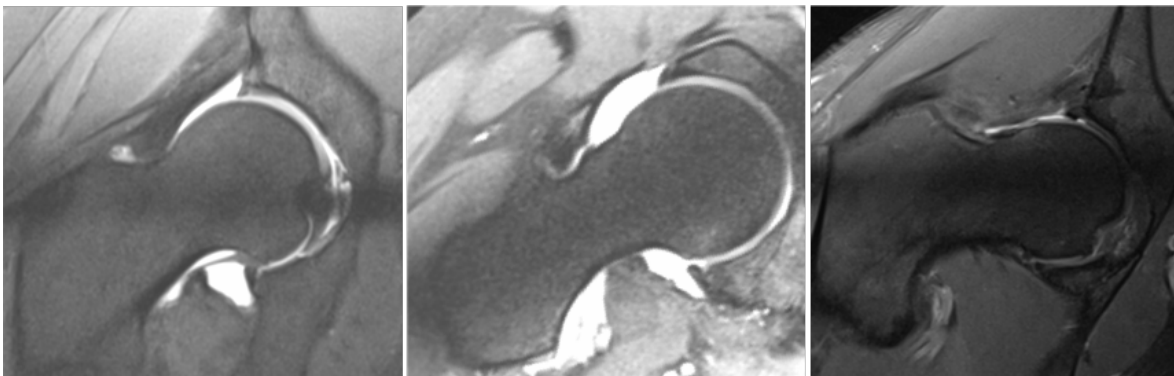


Figura 2: Imagem de RMN T1 “turbo spin echo” (TSE) dos casos sem deformidade *cam* identificável na RMN radial e do caso após correção cirúrgica. Na anca da esquerda (controle 1), o maior ângulo alfa medido foi na região ântero-superior e foi de 40°. Na anca do meio (controle 2), existe uma ligeira protusão na região inferior do colo, secundária a uma reação cortical óssea de conflito com a margem acetabular. O maior ângulo alfa de 45° foi medido na região ântero-superior. Na anca da direita (caso 1 após cirurgia), observamos a regularização da deformidade *cam* existente antes da cirurgia. O maior ângulo alfa de 40° foi medido na região ântero-superior.

Caso	Género	Idade	Lado	Peso kg	α antes	α depois	Ω antes	Ω depois	ACL
1	M	19	d	70	95	40	105	0	30
2	M	31	e	75	66	-	90	-	30
3	M	26	d	70	98	-	120	-	27
controle 1	f	31	d	60	40	-	-	-	28
controle 2	f	50	d	65	45	-	-	-	43
média	-	27	-	69	86	40	105	0	29

Tabela 1: Dados relativos aos doentes cujas ancas foram analisadas pelas simulações de elementos finitos. O único caso a ser analisado após cirurgia foi o caso 1.

2.2 – Protocolo de aquisição das imagens e construção dos modelos de elementos finitos

Para elaborar os modelos das diversas ancas, necessitámos de delimitar, com precisão, os contornos da cartilagem da cabeça femoral, da cavidade acetabular, do labrum e do tecido ósseo. A RMN 3T (Siemens® Verio, Erlangen) que utilizámos na clínica para diagnóstico e planeamento da cirurgia pareceu-nos oferecer a resolução suficiente. As sequências radiais T1 (TSE) e T2 (TSE), pela capacidade de eliminarem o artefacto de efeito de volume⁽⁷⁾, pareceram as mais adequadas para adquirir os contornos dos tecidos. Apesar da sua elevada resolução, as diferenças de intensidade nos tons de cinzento não foram suficientes para a aquisição automática dos contornos pelo que optámos pela segmentação manual à semelhança de outros estudos publicados na literatura^(17,19, 22). A escolha da sequência T1 ou T2, em cada caso, foi baseada na melhor distinção entre os tons de cinzento. As 24 imagens radiais foram convertidas do formato nativo DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) para formato png (Portable Network Graphics) e depois manualmente segmentadas utilizando o *software* Rhinoceros®, que permite a segmentação manual e a extração de dados geométricos dos contornos das estruturas a segmentar (fig. 3). Os dados geométricos extraídos são representados numa superfície, utilizando uma técnica de interpolação de pontos baseada em funções de base radial (RBFs). O *software* utilizado para esta interpolação é o FastRbf™ (Fast Field Technology), concebido para MATLAB® (versão 6.0 para Windows®).

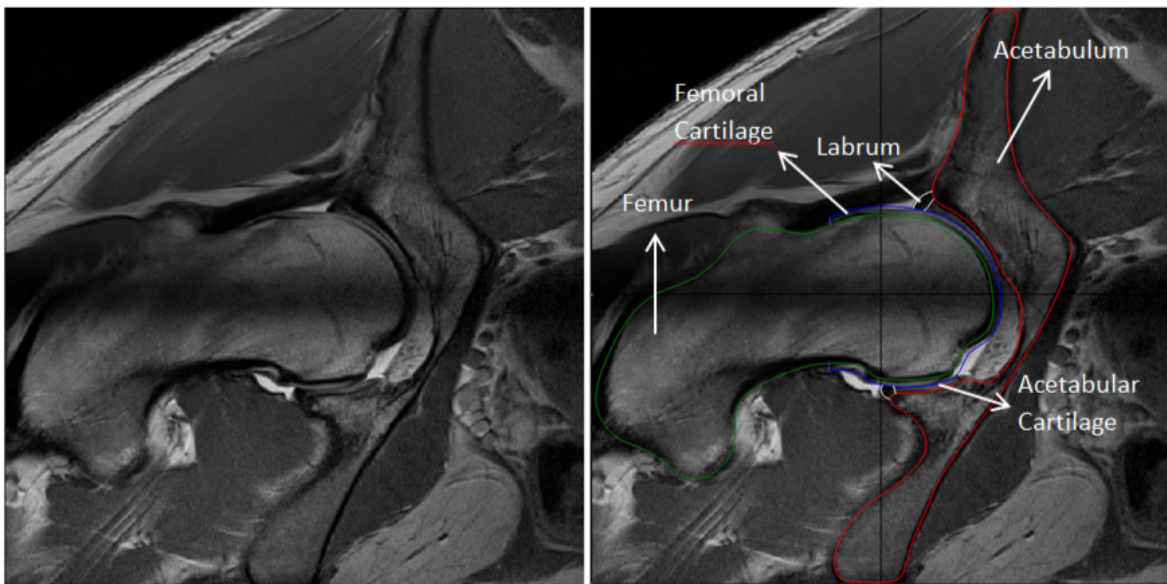


Figura 3: Segmentação manual dos contornos do caso 1.

Esta interpolação de pontos permite uma aproximação mais próxima da realidade anatómica, definindo a superfície entre as curvas radiais obtidas a partir da RMN.

O passo seguinte consistiu na criação de modelos tridimensionais sólidos das estruturas utilizando o software SolidWorks® (versão 2016). Nestes modelos, é criada uma malha de elementos triangulares de superfície que é depois interpolada com elementos cúbicos por forma a criar a espessura do sólido. Utilizando o software Abaqus CAE® (versão 6.13), a malha dos elementos sólidos da cartilagem articular da cabeça femoral, acetábulo e labrum foi discretizada em elementos finitos (ordem de grandeza aproximada 2×10^6 a 3×10^6) (fig. 4).

2.3 – Definição das condições de fronteira

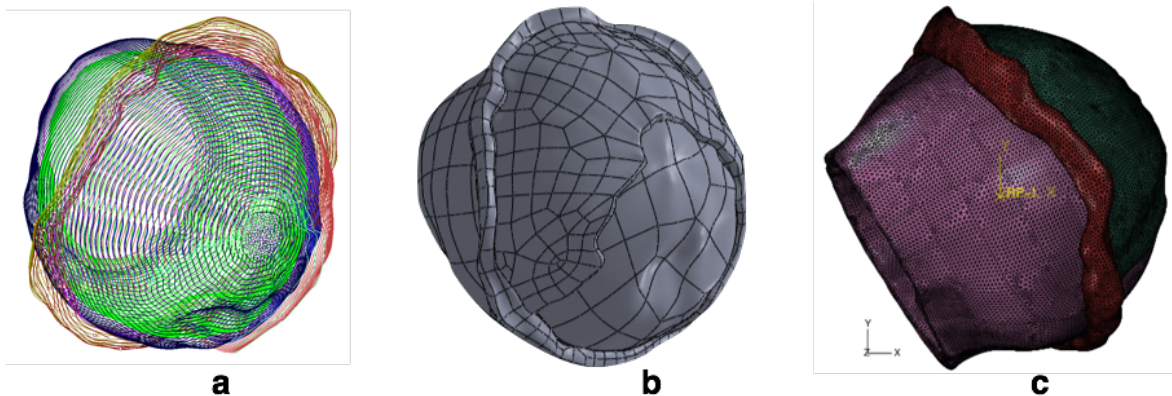


Figura 4: Passos da elaboração dos modelos a analisar: a) montagem final das curvas obtidas na segmentação manual; b) sólido tridimensional gerado pelo software SolidWorks®; e c) malha de elementos finitos tetraédricos utilizando o software Abaqus®.

Consideramos o tecido ósseo como estrutura rígida uma vez que estudos preliminares não revelaram diferença nos resultados das pressões intra- articulares, sendo o osso uma estrutura rígida ou elástica linear^(13, 21).

Apesar do comportamento mecânico real da cartilagem ser bifásico, a frequência dos ciclos de carga para a atividade que analisámos (flexão da anca da posição de pé para a posição de sentado e movimento isolado de rotação interna em carga) é da ordem de grandeza de 1 Hertz (1 ciclo por segundo) e pudemos, por isso, negligenciar a fase associada à migração de fluidos para fora da MEC. Desta forma, a cartilagem articular e o labrum foram considerados sólidos com propriedades elásticas lineares isotrópicas^(12, 13, 17).

Em todos os casos analisados nesta série, atribuímos à cartilagem articular o módulo de elasticidade (E) de 12 megapascal (MPa) e o coeficiente de Poisson (ν) de 0,4. Em relação ao labrum acetabular, os valores foram respetivamente de $E = 20$ MPa $\nu = 0,4$ ⁽¹³⁾.

A interface da cartilagem acetabular com as superfícies ósseas foi considerada como fixa. A cartilagem da cabeça femoral foi considerada a superfície principal, sendo o labrum e a cartilagem acetabular as superfícies secundárias. Consideramos não existir atrito nos movimentos analisados entre ambas as superfícies. O centro de rotação da cabeça femoral não foi restringido. O labrum foi considerado em continuidade física absoluta com a cartilagem acetabular em todos os casos porque nas imagens de RMN e intraoperatoriamente nenhum dos casos apresentava descontinuidade da junção condrolabral. As PC observadas nos vários modelos foram medidas em MPa (1 MPa = 10,19 kgf/cm²).

Em todos os casos, o padrão de forças aplicadas no centroide da cabeça femoral foi semelhante porque entre os casos estudados não existiu diferença significativa do peso do doente que variou entre os 65 e os 70 Kg.

A sequência de procedimentos que vai ser enumerada a seguir foi semelhante em todos os seis casos, anteriormente descritos, a partir dos quais foi elaborada a análise numérica.

Primeiro os modelos foram sujeitos a uma força de compressão transarticular com uma componente no eixo horizontal x igual a 450 Newton (N) e uma componente de 1875 N no eixo vertical y . Estes valores correspondem à

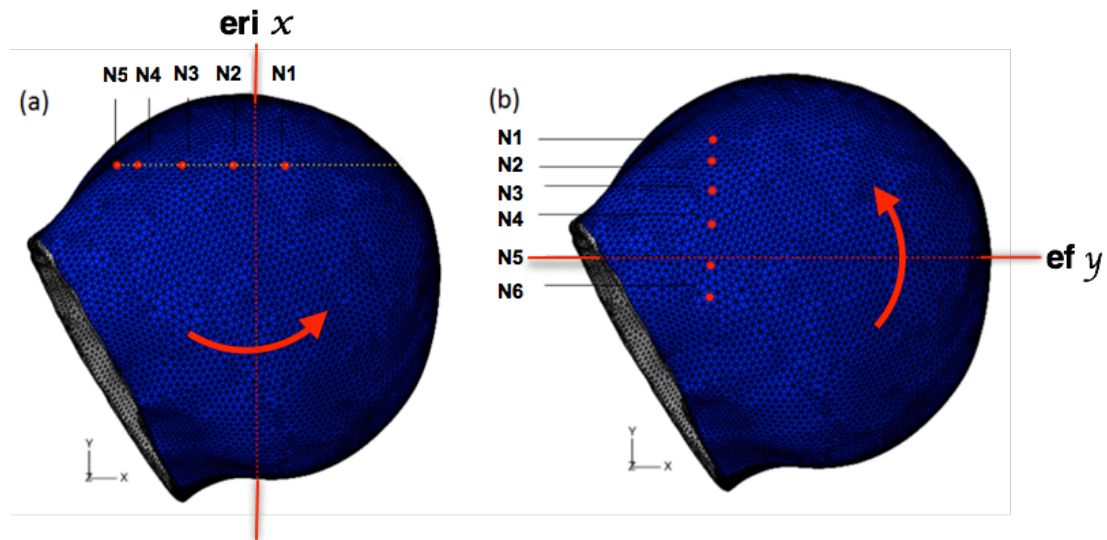


Figura 5: Distribuição dos nós à superfície da malha em linha reta e perpendiculares ao eixo do movimento de rotação interna (eri x) e flexão (ef y). A linha estende-se sobre a região de maior deformidade e a numeração dos nós é crescente do equador para a periferia da cabeça.

força máxima observada na anca numa atividade de rotina como a marcha num indivíduo com um peso de 750 N = 75 quilograma (Kg).

Estando a anca submetida a esta força de compressão, efetuámos um movimento de rotação interna de 40° em torno do eixo y, que corresponderia, por exemplo, a uma mudança de direção súbita na marcha com o pé homolateral fixo no terreno.

Em alternativa, e por forma a simular o movimento fisiológico na mudança de posição de ortostatismo para posição sentada num indivíduo com o peso de 750 N, a anca foi submetida à mesma força de compressão e sujeita a um movimento de flexão de 90° em torno do eixo x (fig. 5). Registámos as áreas onde a PC foi mais elevada, menos elevada e a migração da área com maiores PC ao longo do movimento. As deformidades ocorridas nas estruturas articulares foram igualmente registadas no final da compressão transarticular e na fase terminal do movimento angular. Nem todos os casos completaram o arco de mobilidade pretendido, por conflito mecânico que conduziu a problemas de convergência numérica.

2.4 – Definição dos pontos de superfície e cálculo das pressões

À superfície das malhas de elemento finitos da cabeça femoral e na zona de maior deformidade, foram marcados nós ao longo de linhas retas com

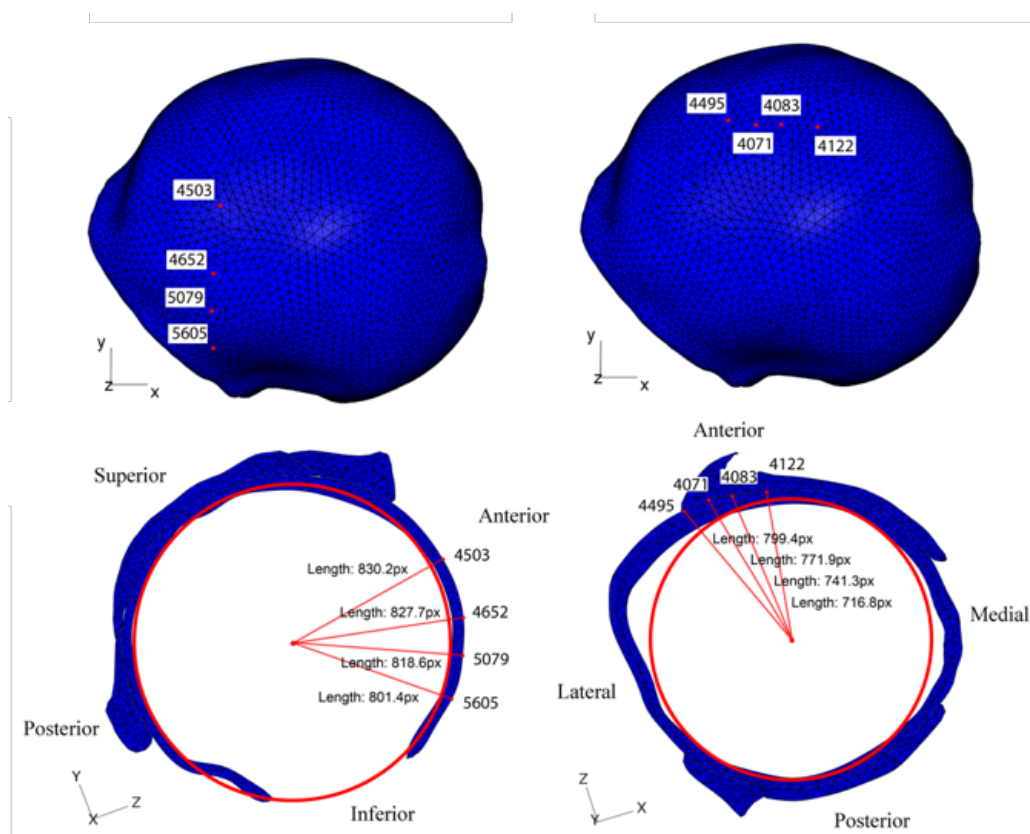


Figura 6: Variação das distâncias dos nós marcados à superfície ao centro de rotação da cabeça femoral. À esquerda no movimento de flexão, quanto mais afastado do equador da cabeça, maior a distância. À direita, no movimento de rotação interna, quanto mais afastado do equador, menor a distância ao centro de de rotação. As figuras em cima mostram a marcação dos nós selecionados à superfície da malha de elementos finitos do caso 3. As figuras em baixo mostram uma secção da malha de elementos finitos do mesmo caso, interessando os pontos à superfície e o centro de rotação da cabeça femoral. Esta disposição foi semelhante para os casos 1, 2 e 3, controle 1 e 2 e caso 1 após cirurgia.

orientação perpendicular aos eixos de rotação definidos para o movimento de rotação interna e para o movimento de flexão do respetivo caso. Foram escolhidos quatro ou cinco nós no plano horizontal e cinco ou seis nós no plano vertical, dependendo da dimensão da cabeça femoral a analisar (fig. 5). Esta disposição, em todos os modelos construídos e no movimento de rotação interna, colocou uma extremidade do segmento que continha os nós mais próximos do equador da cabeça femoral, onde a deformidade é menor (menor distância ao centro de rotação da cabeça femoral), e a outra mais afastada e próxima do colo femoral (maior distância ao centro de rotação da cabeça femoral). No caso da flexão, a extremidade desta linha superior estava igualmente mais próxima do equador, onde a deformidade é maior (maior distância ao centro de rotação da cabeça femoral), e a outra, inferior, mais próxima da transição colo-cabeça (menor distância ao centro de rotação da cabeça femoral) (fig. 6).

Durante a aplicação das várias forças predefinidas, as tensões de contacto foram medidas em cada um dos nós para cada anca estudada. Os valores foram

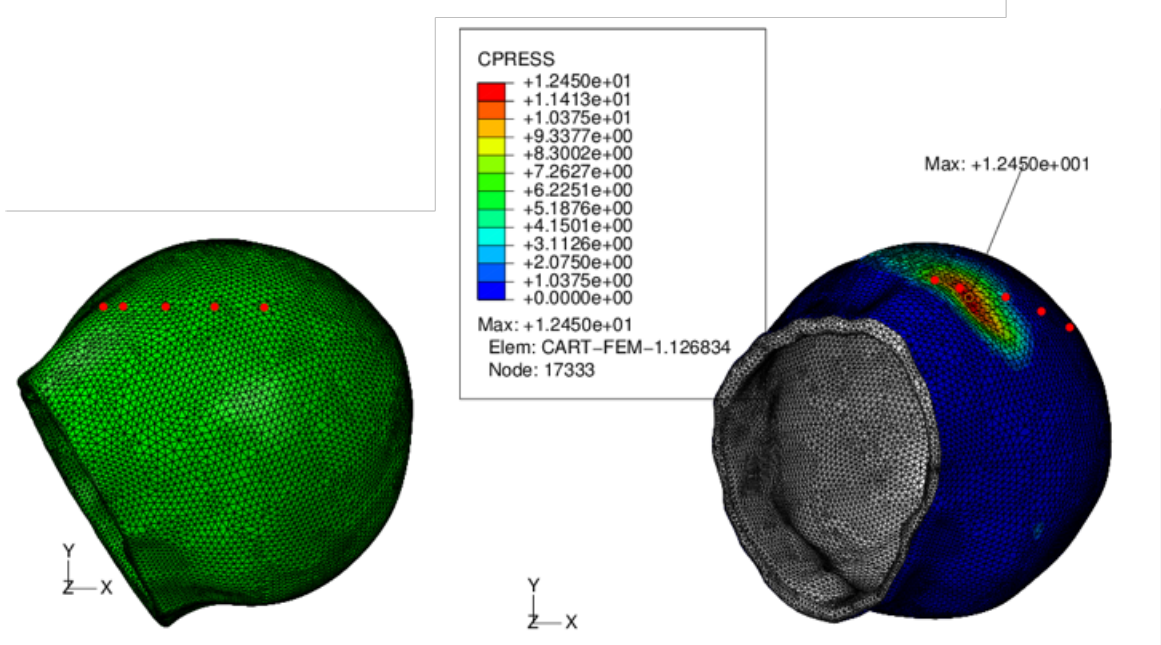


Figura 7: Posição relativa dos nós antes (esquerda) e após (direita) o movimento de rotação interna de 40°. Na imagem da direita verificamos a coincidência da linha representada pelos nós com a zona de maior pressão de contacto localizada sobre a deformidade *cam*.

registados numericamente em função dos incrementos de movimento angular. Convencionámos que os nós seriam numerados de forma crescente do equador para a periferia de tal modo que o nó número 1 (N1) estaria mais perto do equador e o nó número 5 (N5) ou número 6 (N6) estaria mais afastado. No caso do movimento de rotação interna, a numeração dos nós de 1 a 5 coincidiu com o aumento da distância ao centro de rotação. No movimento de flexão, a numeração de 1 a 5 ou 6 coincidiu com uma diminuição da distância ao centro de rotação. Em todos os casos, foi registada a pressão de contacto em MPa em cada um dos nós durante os movimentos de rotação interna até 40° e de flexão até 90° (fig. 7).

Calculámos também a PC média (PCm) em cada nó durante todo o movimento de rotação de acordo com o método dos trapézios ilustrado na figura 8. O quociente do somatório das PCm de todos os nós pelo número de nós em cada caso estudado foi denominado pressão de contacto global (PCg).

2.5 – Representação gráfica e análise estatística

Para poder comparar os valores entre si, fizemos a representação gráfica das pressões de contacto da seguinte forma:

1. Variação da pressão de contacto em função da rotação em graus no conjunto dos nós definido para cada caso.
2. Pressões médias de contacto medidas em todos os casos em cada nó equivalente durante todo o movimento de rotação.
3. Pressão de contacto global para os movimentos de rotação interna e flexão em cada caso analisado.

A análise estatística foi efetuada utilizando o pacote de *software* comercial AcaStat® versão 7122.0. para MAC OS.

A comparação dos valores das PC antes e após a cirurgia em nós de superfície equivalentes foi efetuada utilizando o teste de *Wilcoxon* para variáveis dependentes não paramétricas. Para determinar se existia uma correlação entre as PCm em nós equiparáveis nos casos com deformidade *cam* antes da cirurgia, foi utilizado o teste não paramétrico de correlação de *Spearman*.

Os testes estatísticos foram efetuados com duas caudas, considerando um nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$).

3. Resultados

3.1 – Análise geral das pressões de contacto

Os casos 1 e 2 atingiram a amplitude máxima de movimento de 40° e 90°

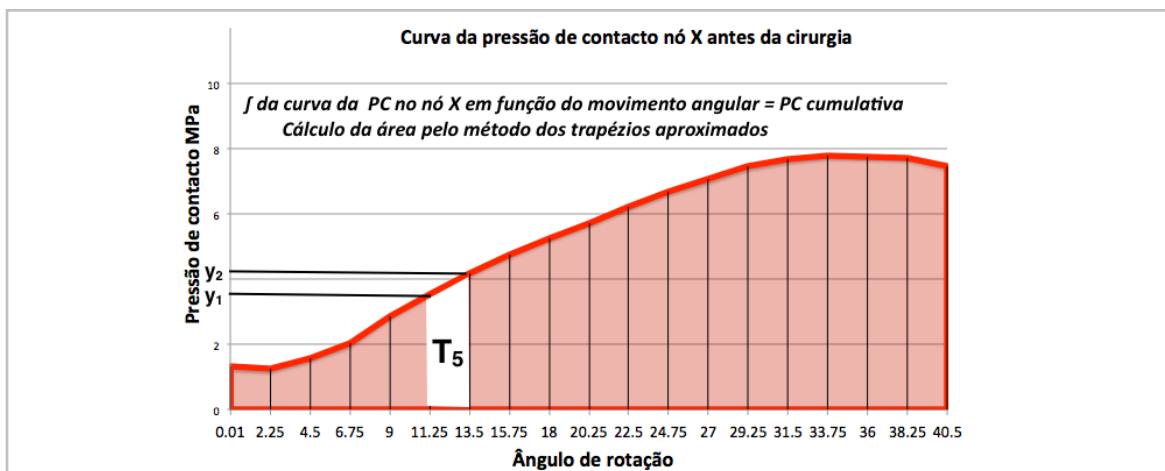


Figura 8: Foi feito o cálculo da área debaixo de cada curva de variação da pressão em cada nó em função da posição angular (integral) no movimento de rotação interna e flexão. Sendo desconhecida a função f (ângulo rotação) = pressão de contacto, utilizámos o método dos trapézios: cálculo da área infrajacente a cada incremento de rotação, multiplicando a diferença entre dois incrementos sucessivos pela pressão média correspondente a esses incrementos. Na figura, o trapézio T5 apresentaria uma área calculada por $(Y_2 - Y_1) \times (13,5^\circ - 11,25^\circ)$. O somatório de todos os trapézios corresponde ao valor total da área sob a curva. Para normalizar o valor do integral e para poder equiparar o movimento de flexão com o de rotação interna, o valor deste integral foi dividido pelo ângulo máximo de rotação registado em cada caso.

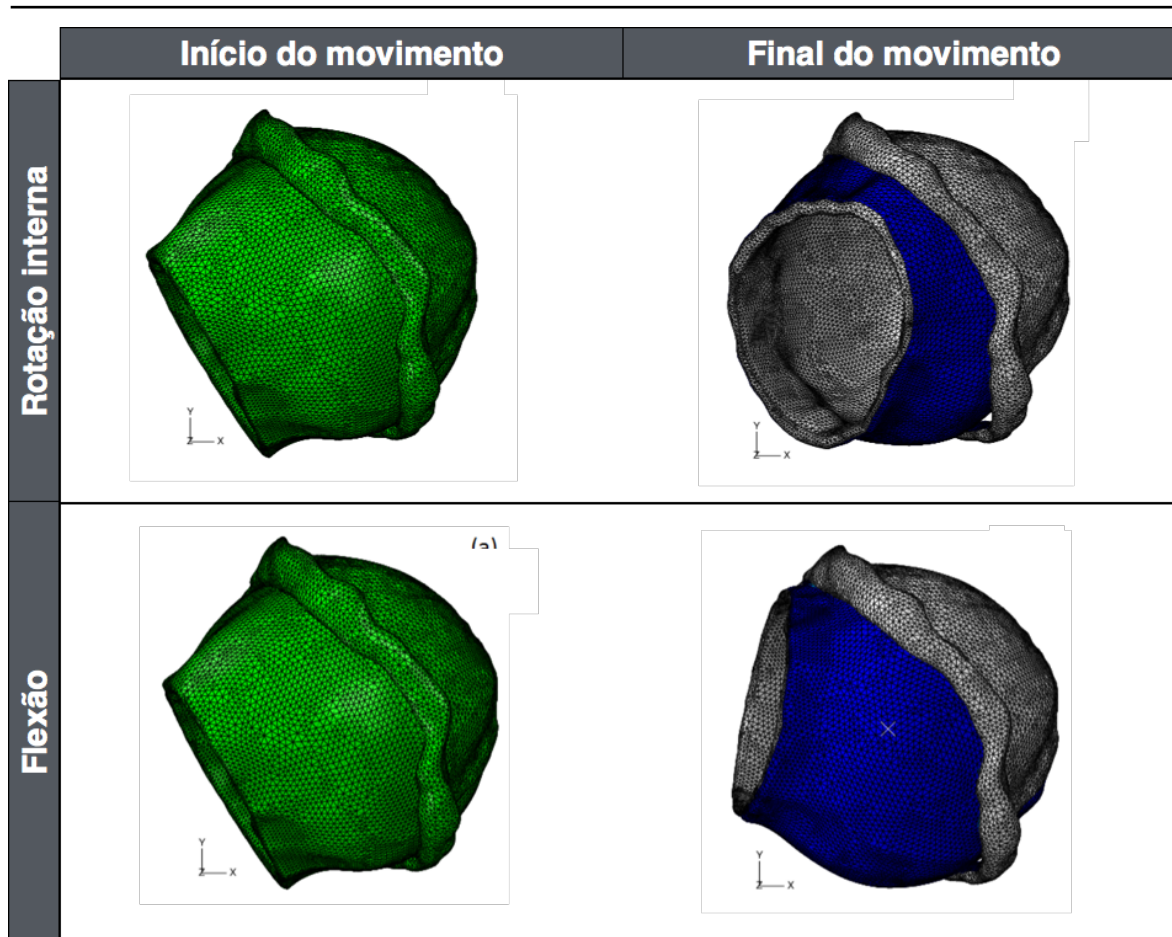


Figura 9: Malha de elementos finitos do caso 1 antes (verde) e depois (azul) dos movimentos de rotação interna - 40° e flexão 90°. As malhas de elementos finitos visíveis correspondem à cartilagem da cabeça femoral, à cartilagem acetabular e ao labrum.

de rotação interna e flexão, respetivamente (fig. 9). Os casos 3 e controle 2 só atingiram os 25° e 30° de rotação interna, respetivamente; no primeiro caso, pelo volume da deformidade cefálica; no segundo, pelo contacto direto do colo com a margem acetabular. No caso controle 1, não foi possível efetuar o movimento de flexão por questões relacionadas com a convergência do modelo. No caso controle 2, o movimento de flexão só foi possível até aos 80° por motivo da existência de contacto direto entre o colo femoral e a margem acetabular (fig. 13).

Descrevemos os resultados obtidos de forma ordenada, partindo da observação geral do comportamento do modelo para a análise detalhada dos valores de PC obtidos nos dois arcos de movimento em cada nó, em cada caso.

3.1.1 – Compressão transarticular

A compressão transarticular levou a um aumento progressivo da PC nas articulações sendo atingida uma pressão máxima, antes do início do movimento,

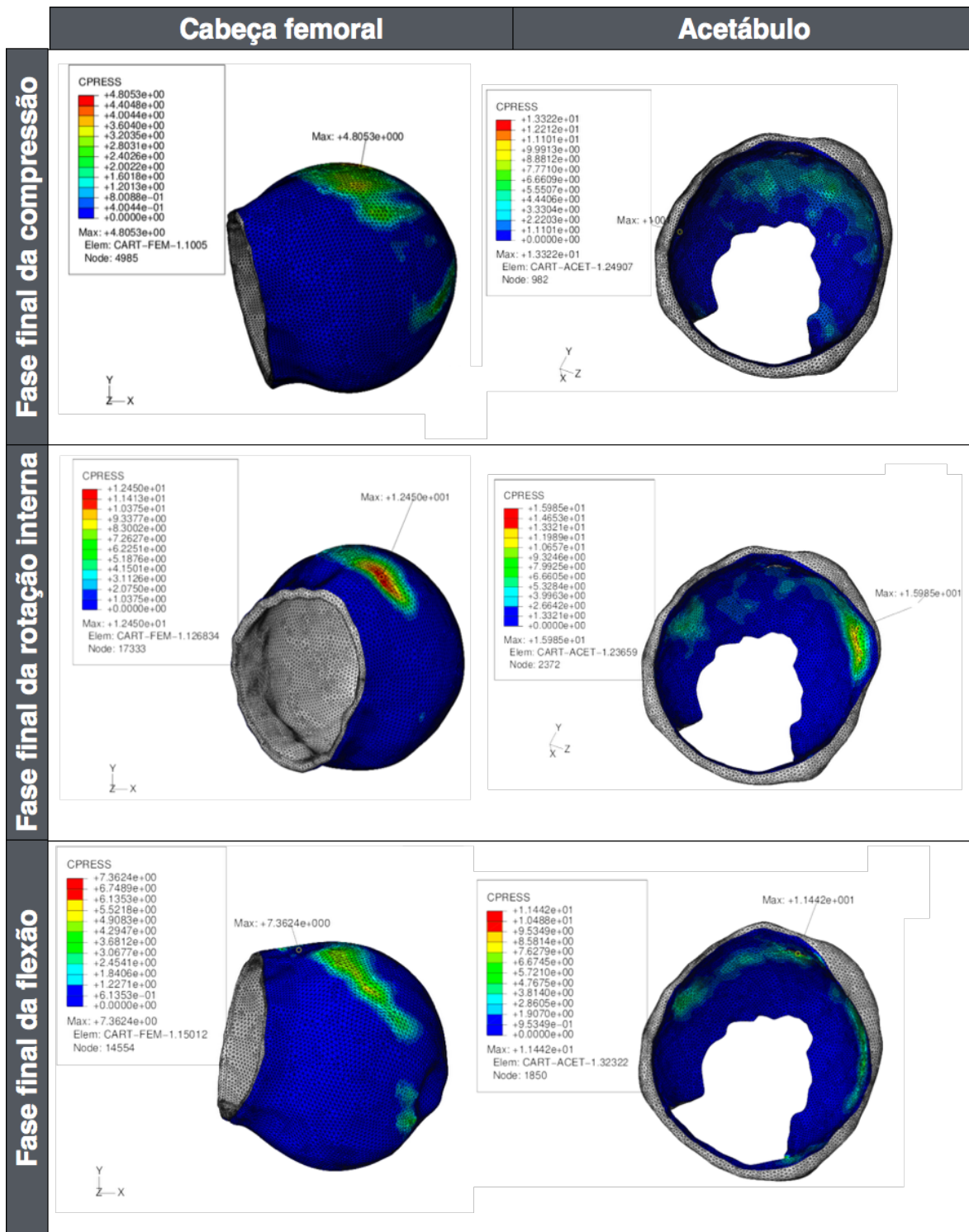


Figura 10: Distribuição das pressões de contacto no caso 1 (antes da cirurgia). Em cima, no final da fase de compressão transarticular, a zona de maiores pressões aparece na região ântero-superior da articulação. No meio, no final do movimento de rotação interna, a zona de maiores pressões aparece na região anterior da articulação ao nível da transição condrolabral, notando-se uma deformação importante do labrum acetabular. Em baixo, no final do movimento de flexão, a zona de maiores pressões aparece na região superior da articulação também ao nível da transição condrolabral, notando-se uma deformação menos importante do labrum acetabular do que no movimento de rotação interna.

na região ântero-interna da ordem dos 4 a 5 MPa em todos os modelos testados (fig. 10).

3.1.2 – Movimento de rotação interna

3.1.2.a – Casos com maior deformidade cam (1, 2 e 3).

Nestes casos, os comportamentos gerais foram semelhantes, variando, no entanto, as pressões de contacto máximas durante o arco de movimento (fig. 10).

Na cabeça femoral, observou-se um aumento progressivo da PC inicialmente, justa-equatorial anterior. À medida que a deformidade entrou em contacto com a cavidade acetabular, verificou-se um aumento rápido da PC e uma concentração de pressões na área mais elevada da deformidade cam com diminuição concomitante da pressão em toda a cabeça femoral. Na amplitude máxima do movimento, as maiores pressões ocuparam uma área relativamente mais extensa do que a que ocorreu no movimento de flexão. Os valores máximos atingidos variaram entre 12 e 13 MPa.

No acetábulo verificou-se o aparecimento de uma área de pressões aumentadas que se estendeu da periferia até meio da parede anterior. No final do movimento de rotação interna, verificou-se um aumento progressivo desta área de maiores pressões e uma migração para a transição condrolabral na região anterior, onde a pressão máxima atingiu valores da ordem dos 13 a 15 MPa na amplitude máxima. Nesta região de maiores PC, o labrum exibiu uma deformação muito significativa (fig. 10).

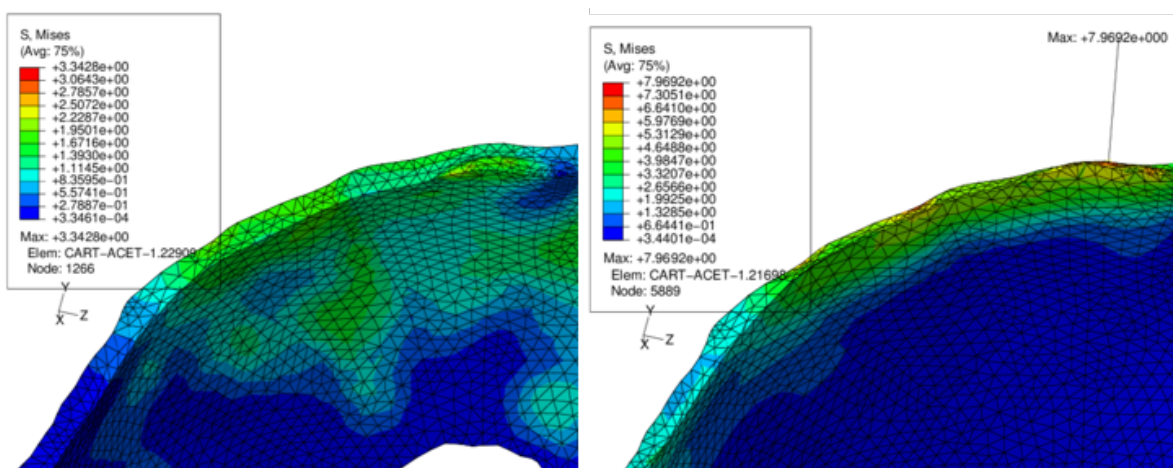


Figura 11: Compressão efetiva que ocorre ao nível da transição condrolabral no final do movimento de flexão até 90°. À esquerda, antes da flexão e após a fase de compressão transarticular. À direita, após o movimento de flexão até 90°.

3.1.2.b – Casos sem deformidade cam (controle)

Nos casos controle, sem deformidade *cam*, a progressão das áreas de maior pressão, com o movimento de rotação interna, foi semelhante à dos casos com deformidade. No final do movimento, as pressões máximas de contacto apresentadas foram menores e na ordem dos 10 MPa na cartilagem femoral e acetabular. Notamos, na distribuição das PC, uma área mais extensa com pressões alteradas, significando que, nos casos controle, a zona de contacto foi mais extensa no final do movimento de rotação, no entanto com uma PC máxima inferior à dos casos com deformidade *cam* (fig. 12).

3.1.2.c – Caso após cirurgia

No caso após cirurgia (caso 1 pós-operatório), verificámos o mesmo padrão de distribuição, mas com uma área de intrusão acetabular maior do que a que ocorreu no mesmo caso modelado antes da cirurgia (fig. 12). Neste caso, as PC máximas foram da ordem dos 10 MPa na cartilagem femoral e acetabular.

3.1.3 – Movimento de flexão

3.1.3.a – Casos com maior deformidade cam (1, 2 e 3)

Na cabeça femoral observou-se um aumento progressivo da PC, inicialmente para-equatorial anterior. À medida que a deformidade *cam* entrou em contacto com a cavidade acetabular, verificou-se uma migração lateral e superior da zona de maiores pressões. A PC máxima nestes casos variou entre 7 e 11 MPa e foi atingida aos 90° de flexão, na zona de maior elevação da deformidade *cam*.

No acetábulo verificou-se, inicialmente, o aparecimento de uma área anterior e periférica de pressões elevadas. Ocorreu uma migração superior desta área, ao longo da periferia, estando localizada, aos 90° de flexão, na região superior. A PC atingiu valores máximos entre os 10 e os 11 MPa (figs. 10 e 11)

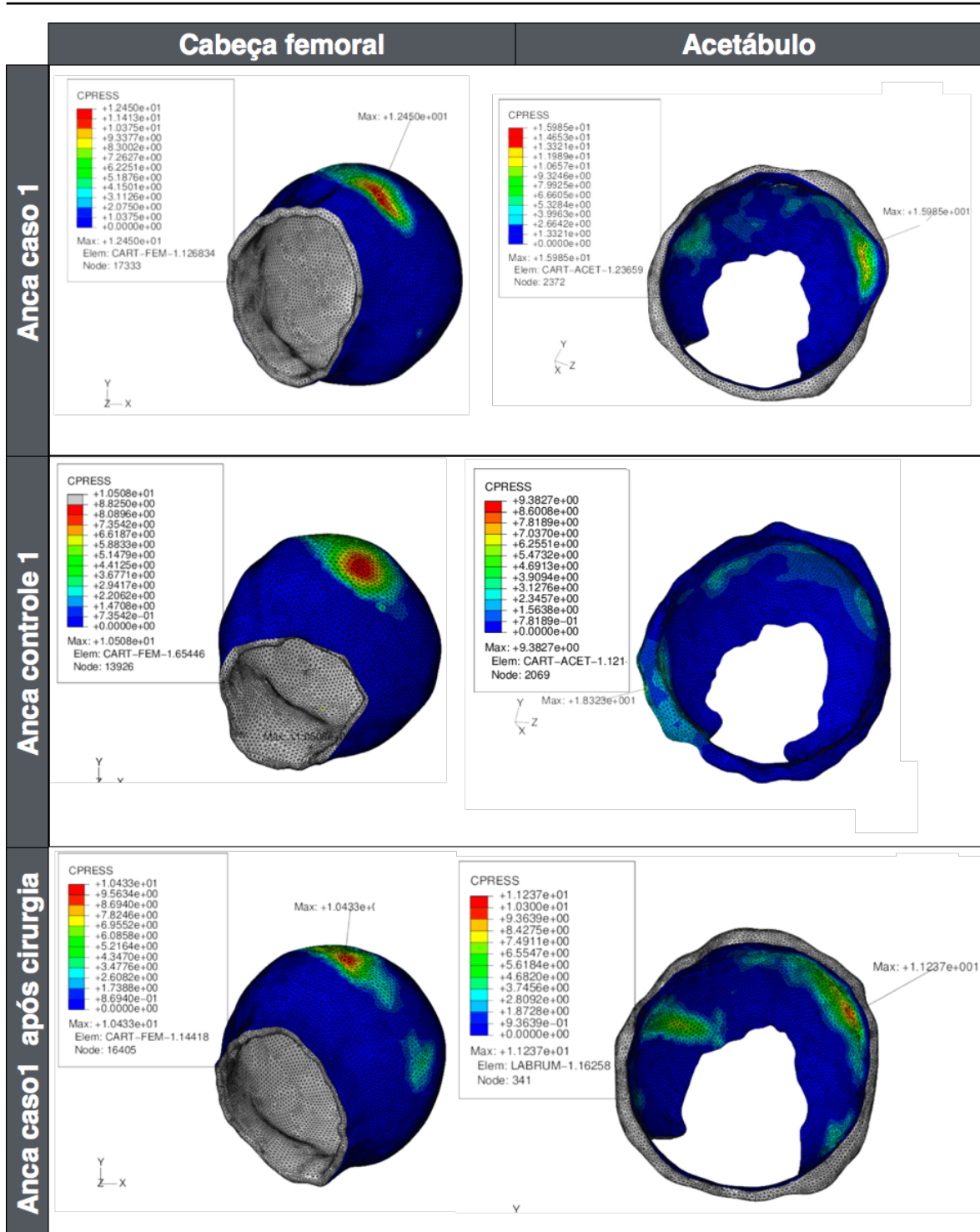


Figura 12: Distribuição das pressões de contacto no final do movimento de rotação interna (zonas de pressão não aumentada representadas pela cor azul e pressões máximas pela cor vermelha). Em cima, no caso 1, a distribuição das pressões de contacto na cabeça femoral e acetabular com a deformidade labral bastante evidente. No meio, é representada a distribuição das pressões de contacto no caso controle 1. Em baixo, são representadas as mesmas pressões no caso 1 após cirurgia. Repare-se que nos casos controle e após a cirurgia a deformidade do labrum é praticamente inexistente.

3.1.3.b – Casos sem deformidade cam (controle)

Só foi possível efetuar a análise do movimento de flexão no caso controle

2. Com o início do movimento, observámos o aparecimento de uma área de

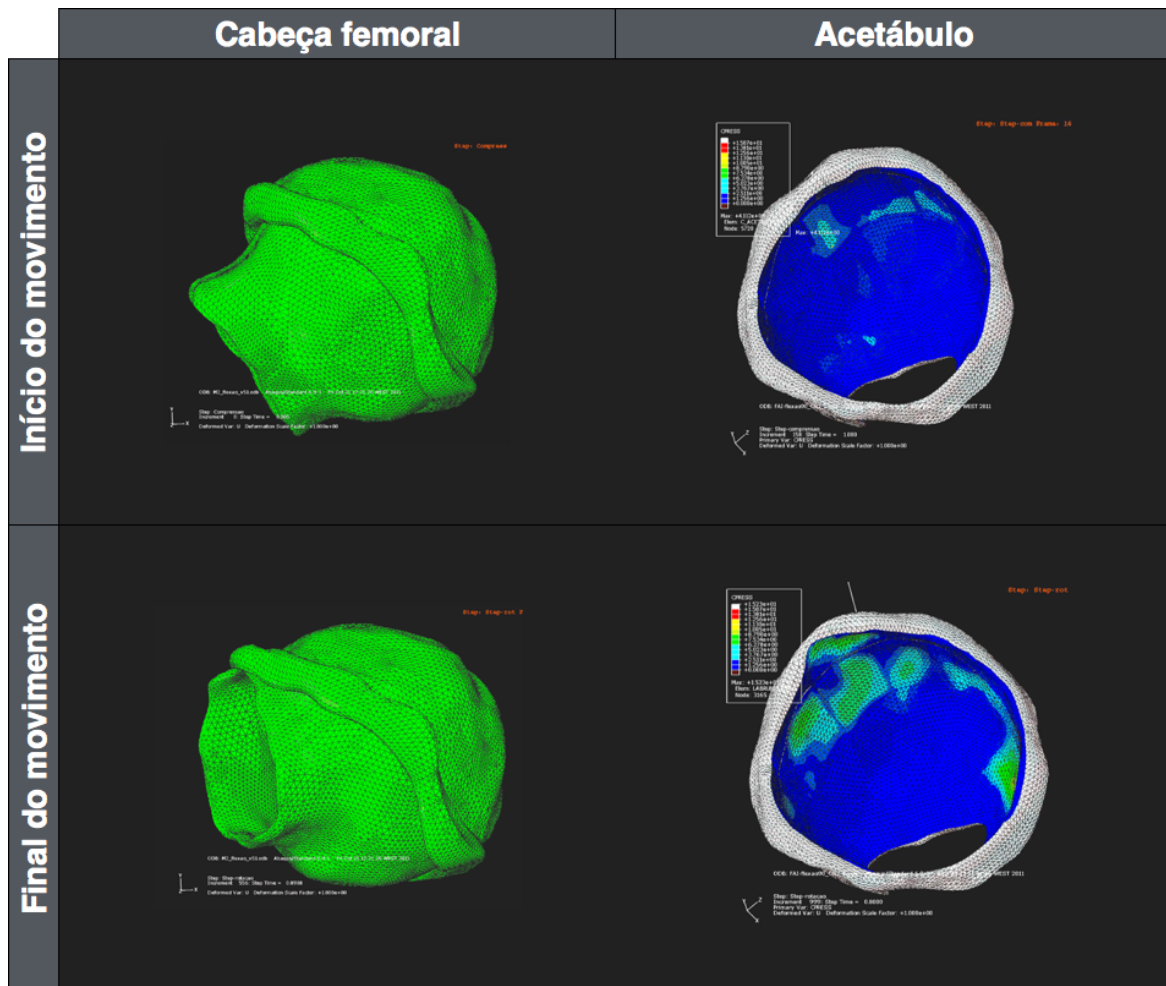


Figura 13: Representação do caso controle 2 no movimento de flexão. Em cima, à esquerda – no final da fase de compressão, antes do início do movimento de flexão. Em cima, à direita – áreas de PC na cartilagem acetabular no final da fase de compressão. Em baixo, à esquerda – após o movimento de flexão máximo de 80°. Em baixo, à direita – áreas de PC na cartilagem acetabular no final do movimento de flexão. No final do movimento notamos a deformidade importante no labrum na região superior. Nesta simulação, apesar de a PC máxima ter sido de 15 Mpa, a imagem da malha de elementos finitos da cartilagem acetabular mostra áreas de contacto intra-articulares com valores de pressão mais baixos comparativamente com a malha obtida no final do movimento de flexão do caso 1.

pressão aumentada junto à margem acetabular anterior. À medida que a flexão foi ocorrendo, verificámos a migração dessa área até à região superior do acetábulo, não existindo, no entanto, uma compressão tão significativa da cartilagem acetabular como nos casos anteriores, sendo os valores máximos da ordem dos 8MPa. O labrum sofreu uma deformidade importante na região superior (fig. 13), coincidente com uma PC máxima de 15 MPa num dos seus nós.

3.1.3.c – Caso após cirurgia

No caso com a deformidade *cam* corrigida, observámos um comportamento na migração das áreas de contacto semelhante ao que foi

descrito nos casos anteriores. As PC máximas foram, contudo, menores: 7,7 MPa na cabeça femoral e 9,9 MPa na cartilagem acetabular.

3.2 – Análise da variação da PC por nós

Para efetuarmos esta análise, foi feita a representação gráfica das PC obtidas em todos os casos em determinado movimento. Comparámos as PC entre nós diferentes no mesmo caso e entre casos diferentes. Foi utilizado o teste não paramétrico de *Wilcoxon* para comparar as médias das PC entre nós equivalentes no caso 1 antes e após a cirurgia.

3.2.1 – Movimento de rotação interna

Nos casos com maior deformidade (1, 2 e 3), observámos a existência de curvas de pressão semelhantes para nós equivalentes, embora com magnitudes diferentes. A PC no nó 1, localizado mais próximo da região equatorial, foi maior durante a primeira metade do movimento de rotação interna, com um valor entre os 2 e os 4 MPa, diminuindo progressivamente até ser nula no final do movimento. O nó 2 exibiu uma curva semelhante com um valor máximo da PC, correspondendo à fase do movimento em que a PC do nó 1 apresentava já uma regressão franca. O valor no nó 2 da PC máxima nos casos 1 e 2 foi da ordem dos 5 MPa. No caso 3, foi de 6,5 MPa. O nó 3 descreveu uma curva semelhante à do nó 2 em todos os casos, mas as suas PCs máximas exibiram tendencialmente valores superiores (6 a 8 MPa nos casos 1 e 2 e 8 a 10 MPa no caso 3) e surgiram mais tarde no movimento em relação ao nó 2 (numa posição com maior rotação interna). A evolução da PC no nó 4 mostrou um incremento significativo só na segunda metade do movimento de rotação interna, sendo o nó que atingiu a maior PC em todos os casos (10 a 12 MPa), exceto no caso 2, onde o valor máximo foi de 6,5 MPa (caso com deformidade mais pequena). O nó 5, no caso 1, mostrou uma curva sobreponível à do nó 4, mas com valores menores de PC máxima. No caso 2, a PC foi nula durante todo o movimento, provavelmente, por estar localizado numa área que não penetrou no acetábulo.

Nos casos controle e após cirurgia, a evolução seriada das PC medidas

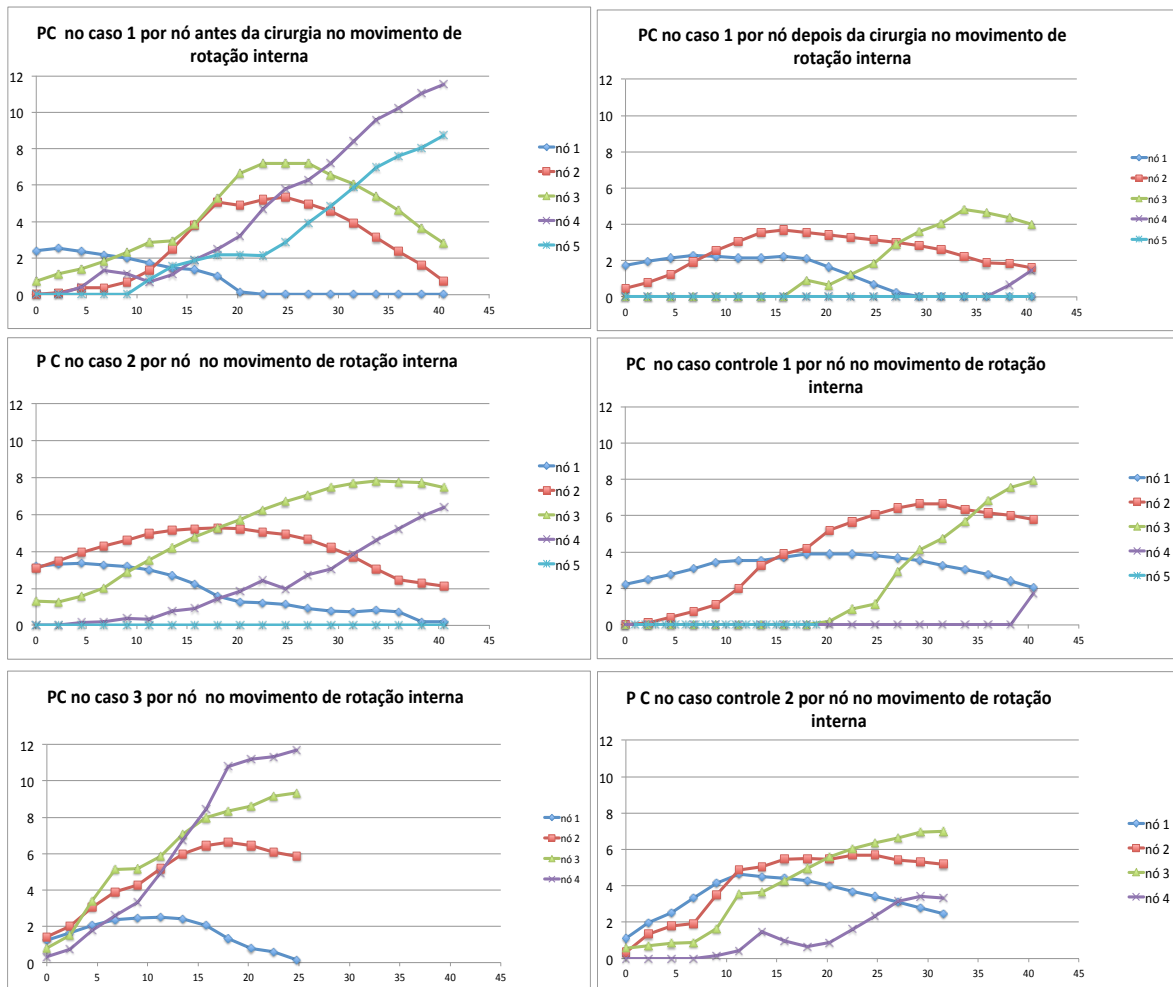


Figura 14: Representação gráfica da evolução das PC ao longo do movimento de rotação interna nos diferentes casos analisados. Os nós estão numerados em crescente da região equatorial para a periferia.

nos vários nós foi semelhante, embora com uma magnitude e com uma distribuição mais homogénea ao longo do movimento de rotação interna (fig. 14). Os nós mais periféricos – 3, 4 e 5 – foram aqueles que apresentaram curvas com médias de PC significativamente inferiores ($p < 0,05$) no caso 1 após cirurgia quando comparada com as médias do caso 1 antes da cirurgia (tabela 2).

3.2.2 – Movimento de flexão

De um modo geral, neste movimento, observámos em todos os casos a subida da PC de modo progressivo, primeiro no nó mais próximo do equador e depois sequencialmente nos nós mais periféricos (fig. 15). Esta observação foi diferente da registada no movimento de rotação interna, onde, desde o início, verificámos uma PC superior a zero MPa em quase todos os nós (fig. 14).

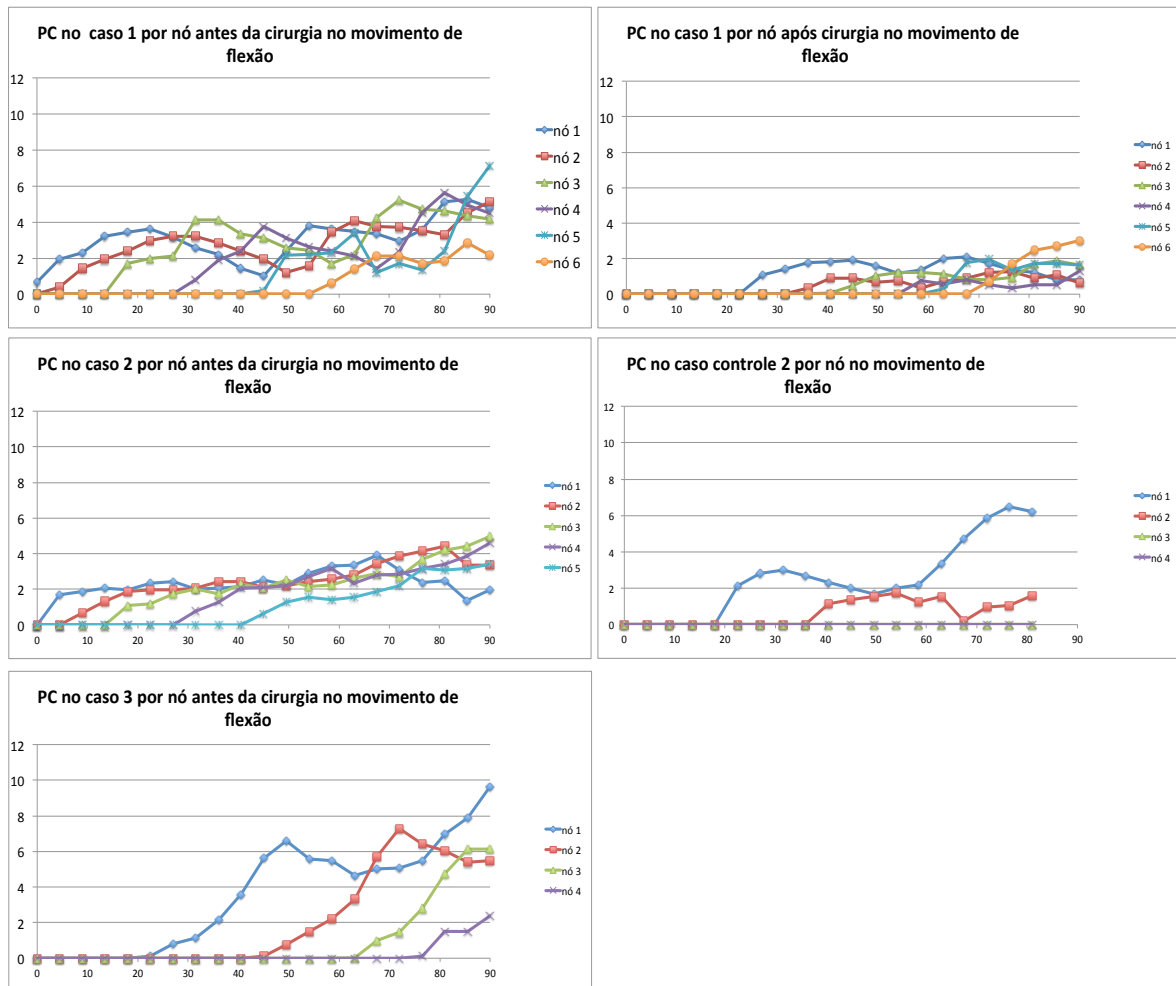


Figura 15: Representação gráfica da evolução das PC ao longo do movimento de flexão nos diferentes casos analisados. Os nós estão numerados em crescente da região equatorial para a periferia.

Verificámos também que no movimento de flexão, de um modo geral, as curvas de PC nos nós mais periféricos atingiram valores menos elevados e durante menos tempo do que nos nós mais perto da região equatorial. A PC nos nós 1, 2 e 3 variou com a magnitude da deformidade *cam*. Quanto maior a deformidade, mais alta foi a PC atingida nos nós mais perto do equador (fig. 15).

Comparando as médias das PC nos nós equivalentes no caso 1 antes e depois da cirurgia, observámos que existe uma diferença com significado estatístico ($p < 0,05$) em todos os nós, exceto no mais afastado do equador (tabela 2).

Diferenças das médias de PC testadas	N1	N2	N3	N4	N5	N6
PC caso 1 - PC caso 1 pós-op (r. interna)	p=0,13	p=0,3	p<0,05	p<0,05	p<0,05	-
PC caso 1 - PC caso 1 pós-op (flexão)	p<0,05	p<0,05	p<0,05	p<0,05	p<0,05	p=0,3

Wilcoxon Sign Rank test - AcaStat © versão 7122.0 MAC OS X®.

Tabela 2: Significado estatístico da diferença das médias das pressões de contacto instantânea nos dois movimentos por nós equivalentes entre o caso 1 antes e depois da cirurgia. PC – pressão de contacto; pós-op. – pós-operatório.

No caso controle 2, a variação da PC com o movimento apresenta um aspecto completamente diferente do que acontece os outros casos. Só nos nós mais perto do equador é que registamos subida do seu valor. Nos nós mais periféricos o seu valor permanece nulo (fig. 15).

3.3 – Análise das PC médias por nó

Esta análise foi feita calculando a PC média em cada nó (PCm), através da determinação do integral sob a sua curva de progressão em função do movimento, de acordo com o método dos trapézios (fig. 8). Utilizamos o teste de correlação de *Spearman* para comparar a correlação existente, na variação da PCm nos vários nós, entre os casos com a deformidade *cam*.

3.3.1 – Movimento de rotação interna

Comparando a PCm entre os nós equivalentes do caso 1, 2 e 3 com deformidade *cam* significativa (fig. 16), observamos que:

- a) Existe um aumento progressivo da PCm, nos três casos, do nó 1 até ao nó 3, onde as curvas têm magnitudes diferentes, apresentando uma variação sobreponível.
- b) No nó 4, a PCm mantém-se elevada nos casos 1 e 3, diminuindo de forma abrupta no caso 2.
- c) No nó 5, a PCm, no caso 1, diminui para um valor de cerca de metade do valor máximo. No caso 2, diminui para zero (nó não penetra na cavidade acetabular).
- d) Só determinámos uma associação forte e significativa ($r_p = 1$ e $p < 0,05$) entre a variação das PC globais exibidas entre o caso 1 e o caso 3 para os primeiros 4 nós.

Comparando a PCm entre os nós equivalentes dos casos 1, 2 e 3, caso 1 pós-operatório e casos controle, observamos que (fig.17):

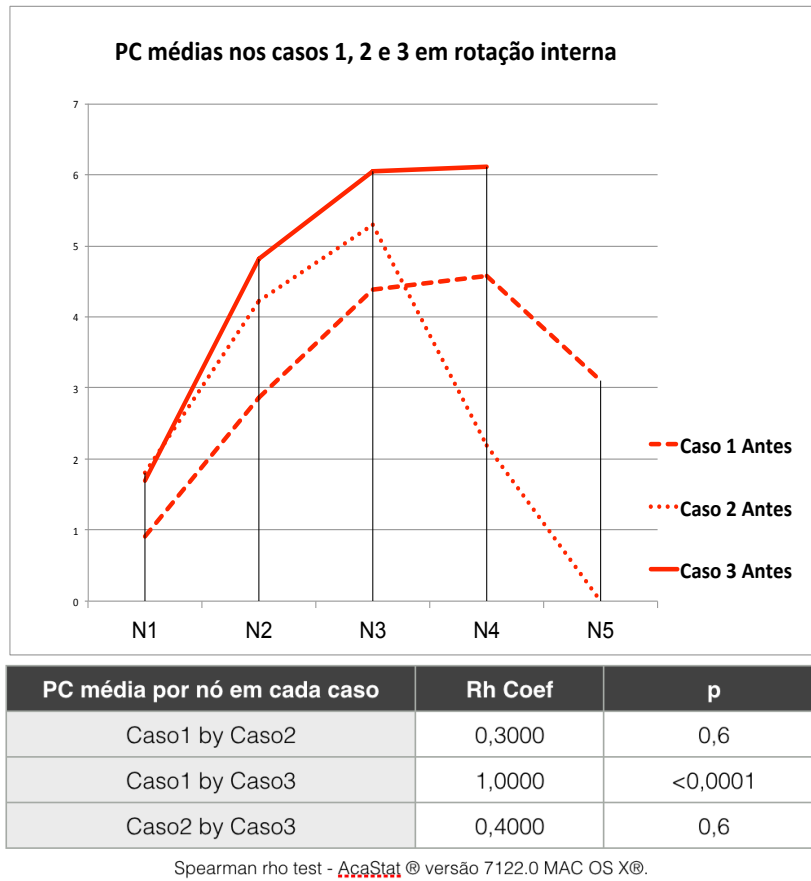


Figura 16: PCm em cada nó equivalente nos casos 1, 2 e 3 no movimento de rotação interna. Repare-se na semelhança da variação da PCm de nó para nó e como aumentou nos nós mais periféricos. Em baixo, tabela que mostra a correlação da curva de variação da PCm entre os casos 1, 2 e 3. Existiu uma correlação forte ($r_s = 1$) entre as curvas de pressão descritas por pontos equivalentes entre os casos 1 e 3 (casos com deformidade *cam* maior).

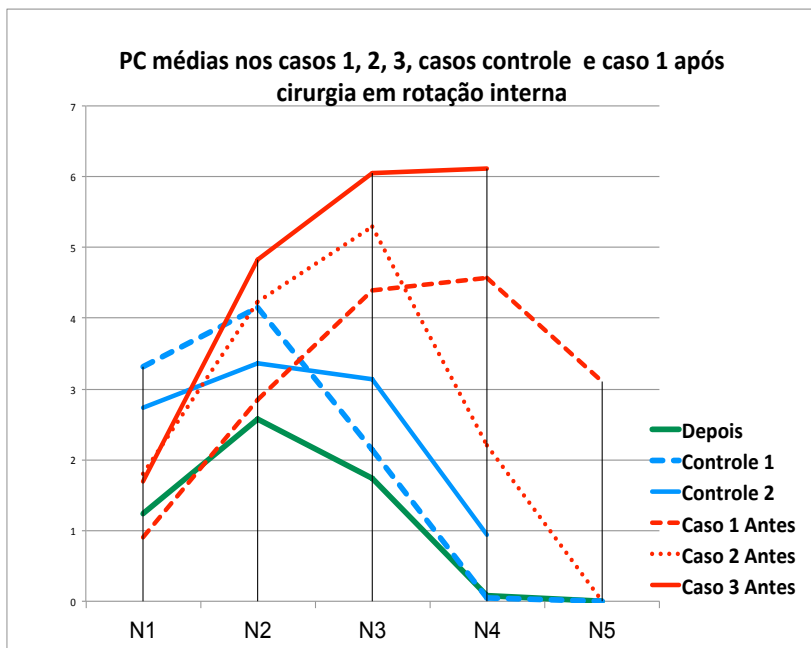


Figura 17: PCm em cada nó equivalente em todos os casos analisados. Repare-se na diferença evidente na PCm que existiu entre o caso antes e após cirurgia. Os valores, nos casos controle e no caso após cirurgia, não aumentaram nos nós mais periféricos tal como aconteceu nos casos 1, 2 e 3.

- a) No nó 1, mais próximo do equador, os casos que exibiram PCm maior foram os de controle. Os casos 1, 2 e 3 e 1 após cirurgia exibiram um valor inferior, semelhante entre si e inferior aos casos controle.
- b) No nó 2, todos os casos apresentaram uma subida de PCm, mas a diferença entre os casos com deformidade *cam* e os casos controle diminuiu significativamente, ocorrendo a PCm mais elevada deste nó no caso 3.
- c) No nó 3, a PCm sobe significativamente nos casos com deformidade e diminuiu nos casos controle e após cirurgia.
- d) No nó 4, a PCm continua a aumentar nos casos com maior deformidade (1 e 3), diminuindo no caso 2, nos dois casos controle e no caso após cirurgia.

3.3.2 – Movimento de flexão

Comparando a PCm entre os nós equivalentes do caso 1, 2 e 3 com deformidade *cam* (fig. 18), observamos que:

- a) Existiu uma diminuição progressiva da PCm, do nó 1 até ao nó 6 em todos os casos. A variação da PCm foi negativa à medida que nos afastámos dos nós mais perto do equador e simultaneamente mais próximos do centroide de rotação da cabeça.
- b) O caso 3, com a maior deformidade *cam*, apresentou uma queda de PCm do nó 1 para o nó 3 mais acentuada que os restantes casos.
- c) Apesar de não existir correlação entre os valores de PCm entre os nós equivalentes nos casos 1, 2 e 3, a representação gráfica mostra-nos que os comportamentos dos casos 1 e 2 foram próximos entre si e distintos do caso 3.
- d) No movimento de flexão a tendência foi oposta à do movimento de rotação interna onde a PCm foi maior nos nós mais periféricos (fig. 16).

Comparando a PCm entre os nós equivalentes dos casos 1, 2 e 3, caso 1 pós-operatório e anca controle, observamos que (fig. 19):

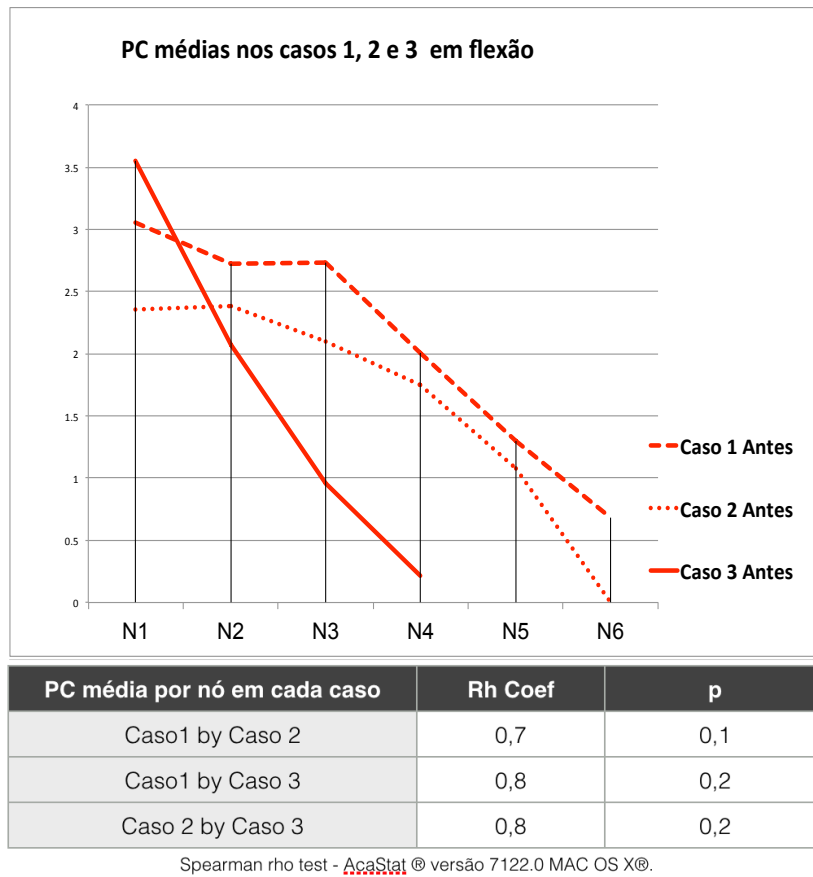


Figura 18: PCm em cada nó equivalente nos casos 1, 2 e 3 no movimento de flexão. Repare-se como esta diminui nos nós mais periféricos. Em baixo, tabela que mostra ausência de correlação significativa nos valores de PCm nos casos testados.

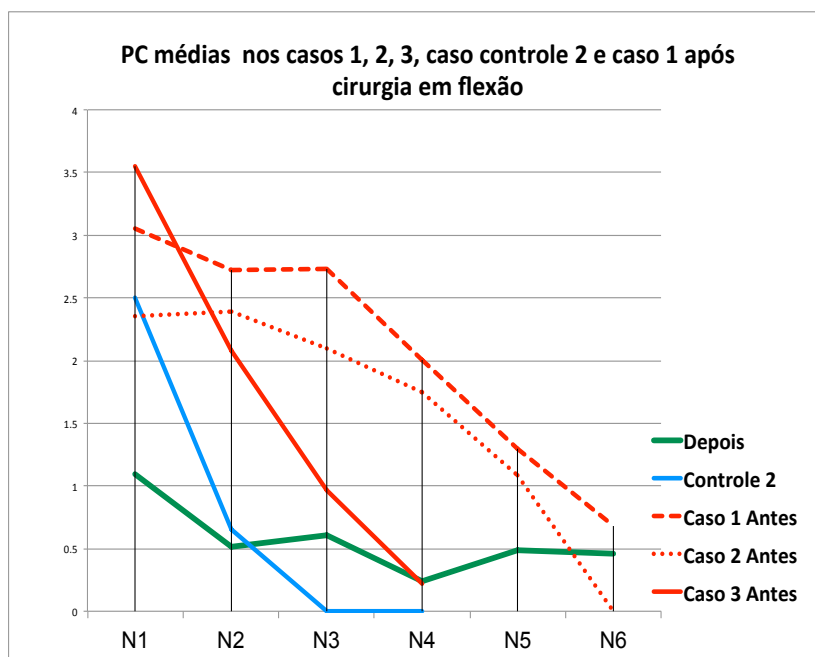


Figura 19: PCm em cada nó equivalente em todos os casos analisados no movimento de flexão. Repare-se como a pressão de contacto diminui nos nós mais periféricos em todos os casos.

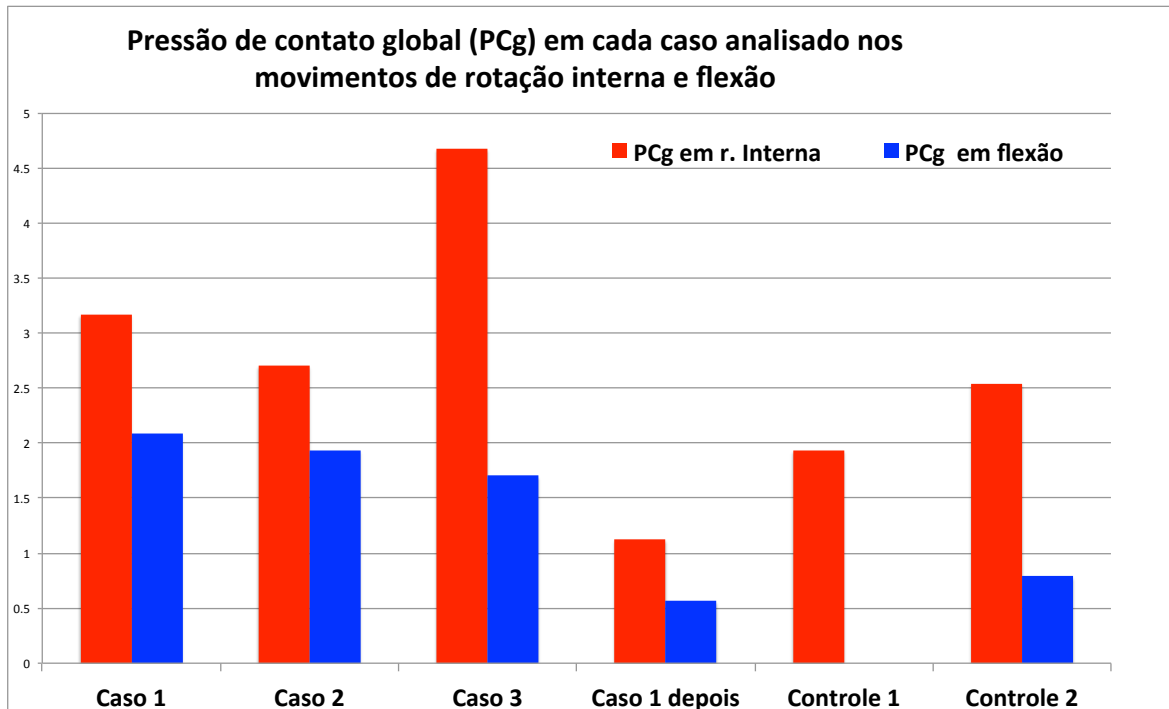


Figura 20: Pressão de contacto global por cada caso e por tipo de movimento. O caso 3 apresenta a maior deformidade *cam*, seguido do caso 1 e do caso 2.

- a) A PCm é inferior em todos os nós do caso controle 2 e após cirurgia quando comparados com os casos com deformidade *cam*.
- b) Em todos os casos, observamos uma tendência de diminuição das PCm no sentido dos nós periféricos.

3.4 – Análise das PC globais por caso

Para poder comparar de uma forma global os casos analisados entre si e em função do movimento efetuado, representámos graficamente a PCg (o quociente do somatório das PCm de todos os nós pelo número de nós em cada caso estudado) (fig. 20). Considerando o movimento de rotação interna, ordenando do maior para o menor valor de PCg, a seriação foi: caso 3, caso 1, caso 2, caso controle 2, caso controle 1 e caso 1 após cirurgia. No movimento de flexão a ordem foi: caso 1, caso 2, caso 3, caso 1 após cirurgia e caso controle 2. Observamos que a PCg em todos os casos testados é bastante superior no movimento de rotação interna.

4. Discussão

A análise numérica por elementos finitos é uma ferramenta utilizada com relativa frequência em ortopedia com o objetivo de prever comportamentos mecânicos de determinadas estruturas biológicas ou implantes. A sua aplicação na cirurgia conservadora consiste na demonstração matemática de que as alterações morfológicas ósseas podem alterar significativamente a magnitude e a área de distribuição das pressões de contacto intra-articulares e condicionar, desse modo, algum mecanismo patológico de agressão da cartilagem hialina^(13, 17, 18, 23). Na literatura, existem poucos estudos baseados na anatomia específica do doente e onde se compare a anatomia antes e depois da correção de deformidades. O estudo aqui apresentado foi baseado nas nossas observações intraoperatórias de que a deformidade *cam* induziria lesão na cartilagem por um mecanismo de compressão suprafisiológica da cartilagem hialina articular elástica contra uma estrutura relativamente rígida – osso subcondral acetabular. As primeiras publicações em que estivemos envolvidos⁽¹⁹⁻²¹⁾ demonstraram claramente que a deformidade *cam* seria responsável por um aumento muito significativo da PC de uma forma global e em determinados nós da malha de elementos finitos nos movimentos de rotação interna e flexão. Posteriormente⁽²²⁾, foi demonstrado que existia uma diminuição franca da PC em nós específicos da malha de elementos finitos após a cirurgia de regularização da deformidade *cam*. Reunindo todos os casos analisados, pretendemos, com o estudo apresentado, comparar entre si as PC associadas a protuberâncias de magnitude diferente, com casos controle sem deformidade e com um caso após cirurgia corretiva. Para além da análise do comportamento geral dos modelos e da PC em cada nó definido na malha, introduzimos uma nova variável, a pressão de contacto média, calculada em cada nó com base no integral da curva definida pelo valor da PC ao longo do tempo em função do ângulo de movimento. Esta variável pretende representar em cada nó a história das pressões de contacto. Pensamos que a sua determinação pode ter interesse adicional para comparar morfologias diferentes, uma vez que a tensão desenvolvida na cartilagem articular, responsável pelos fenómenos degenerativos

precoces, é cumulativa⁽²⁴⁻²⁶⁾.

Neste estudo, à semelhança de outros previamente publicados^(13, 17, 18), a cartilagem foi considerada como um sólido com comportamento elástico linear e isotrópico. Embora o comportamento real da cartilagem seja descrito com base num modelo bifásico onde existe uma fase sólida e uma fase líquida sendo a sua deformação dependente do tempo^(11, 27), se o carregamento for rápido a análise de pressões de contacto pode ser efetuada de forma fidedigna, utilizando um modelo elástico linear^(4, 12).

Os movimentos simples de rotação interna e de flexão foram escolhidos pela necessidade de comparar as pressões de contacto de forma idêntica em todos os casos e pela necessidade de estudar a pressão de contacto média em cada ponto ou nó da malha de elementos finitos. A simulação de movimentos complexos e combinados não permitiria esta comparação. Sabemos que no dia a dia os movimentos simples também ocorrem nalgumas atividades normais.

Na análise geral das PC, por observação do comportamento macroscópico da malha de elementos finitos em todos os casos, o primeiro aspeto relevante é o de que a génese das pressões elevadas está relacionada com o movimento e não com a compressão estática transarticular. As deformidades *cam* volumosas parecem ser fundamentalmente a causa desta alteração das PC e da deformidade muito importante do labrum no final dos movimentos de rotação interna e flexão (figs.10 e 13). Nos casos sem deformidade e após cirurgia, a área de contacto foi aparentemente maior, todavia sem deformidade do labrum e com uma PC máxima inferior. A área de maior PC apareceu, em todos os casos, no final do movimento de rotação interna na região anterior e no final do movimento de flexão na região superior do acetábulo. Estas localizações coincidentes com as 12h e as 3h do mostrador do relógio^x correspondem precisamente às observações intraoperatórias de erosão e delaminação condrais no início do processo de osteoartrose relacionado com o mecanismo de intrusão acetabular^(16, 28-31). A deformação importante do labrum, exibida nas mesmas localizações, particularmente no final do movimento de rotação interna, parece estar também relacionada com o facto de essa ser a localização mais frequente de roturas da transição condrolabral por CFA tipo *cam* encontrada durante a cirurgia^(31, 32).

^x Ver Capítulos IV e V.

No nosso caso controle 2, a presença de hipercobertura acetabular aparentemente condicionou uma localização mais lateral do labrum (fig. 13) e, por esse motivo, observámos, também no movimento de flexão, uma deformação importante do mesmo e uma PC máxima de 15 MPa sem, todavia, termos registado uma PCg da mesma ordem de grandeza da que ocorreu nos casos com deformidade *cam* para o mesmo movimento (fig. 20).

A observação macroscópica da malha de elementos finitos, no caso em que foi efetuada cirurgia, revelou o aparecimento de áreas de contacto com a PC máxima inferior aos casos com deformidade e semelhante à que ocorreu nos casos controle. Estas observações estão de acordo com a melhoria de sintomas que habitualmente resulta do tratamento cirúrgico do CFA. A área mais extensa de contacto articular observada na malha após a correção cirúrgica no final do movimento de rotação interna (fig. 12) demonstra que a regularização cirúrgica da deformidade permitiu também, de certa forma, uma distribuição das PC mais homogénea pela superfície articular.

Nas curvas de pressão dos vários nós selecionados à superfície da malha de elementos finitos, em todos os casos e para os dois movimentos (figs. 14 e 15), observámos que, de um modo geral, existe tendência para um comportamento semelhante na curva de PC entre nós equivalentes em casos diferentes. Embora com magnitudes diferentes, esta semelhança entre o perfil das curvas sugere que a transmissão das PC ocorre de forma semelhante em determinado movimento, em todos os casos estudados. Observámos que essa realidade acontece particularmente nos nós intermédios. No caso da rotação interna, existiu um comportamento sinusoidal com uma subida da pressão no nó seguinte acompanhada de uma diminuição da pressão do nó prévio e assim sucessivamente. Achamos que este comportamento pode ser explicado pela intrusão progressiva da região de deformidade *cam* na cavidade acetabular, desencadeando a transição da PC progressivamente de uma região para a região adjacente ao longo da cartilagem da cabeça femoral sobre a deformidade. Observámos também que a PC aumentou claramente à medida que fomos considerando os nós mais afastados do centro de rotação da cabeça femoral (periféricos).

Nos casos com deformidade *cam*, o cálculo da PCm efetuado para cada

uma das curvas descrita por cada nó de forma individual (fig. 16) confirma que o histórico de PC em cada nó é tanto maior, quanto mais afastado este estiver da região equatorial e do centro de rotação da cabeça femoral. A diminuição da PCm observada nos nós mais periféricos, em cada caso, provavelmente estará relacionada com o facto de estes estarem localizados numa região que não chega a penetrar ou penetrou pouco na cavidade acetabular por incompatibilidade mecânica com a deformidade *cam*. No caso da flexão, o aumento da PC ocorre de forma mais progressiva ao longo dos nós escolhidos, provavelmente porque a diferença de raio de curvatura entre a extremidade próxima do equador e a extremidade periférica do segmento onde estão marcados os nós não é tão significativa como a que acontece no movimento de rotação interna (fig. 6). O cálculo da PCm nos nós escolhidos sobre a deformidade (fig. 18) mostra que, neste movimento, os pontos mais perto do equador são os que apresentam a PCm mais significativa, e que esse efeito vai diminuindo de forma progressiva quando caminhamos no sentido periférico.

Estes resultados confirmam a nossa hipótese de que a PCm na deformidade *cam* é tanto maior quanto maior é a distância do nó considerado ao centro de rotação e está de acordo com os achados intraoperatórios, nesta patologia, que nos mostram alterações macroscópicas degenerativas nas regiões mais periféricas da cabeça femoral, onde a deformidade é mais exuberante^{xi(33-35)}.

Um dos aspetos que pode ser relevante na caracterização do fenómeno de intrusão da deformidade *cam* no acetábulo é a determinação da existência de uma relação direta entre a dimensão tridimensional da deformidade e a magnitude das pressões de contacto desenvolvidas na cartilagem articular. Por esse motivo, no nosso estudo, na quantificação da deformidade, para além do ângulo alfa, utilizámos a medida da extensão radial da deformidade, ângulo ómega⁽³⁶⁾, introduzida no Capítulo V desta tese.

Estudando a variação dos valores das PCm de nó para nó entre os três casos modelados com deformidade, observámos que existe uma correlação estatisticamente significativa e fortíssima entre dois deles no movimento de rotação interna (fig. 16). A seriação crescente destes casos pelos valores dos dois ângulos referidos coincidiu com a seriação crescente do valor da PCg no

^{xi} *Figura 7 do Capítulo III, página 90.*

movimento de rotação interna (fig. 20). No caso que apresentou a maior deformidade e a PCg mais elevada, o movimento de rotação interna não foi além de 25° pela impossibilidade de penetração acetabular da protuberância. Estes resultados parecem estar de acordo com uma potencial maior agressividade das deformidades maiores que, mesmo penetrando pouco no acetábulo, podem causar PC muito elevadas. No caso do movimento de flexão, a comparação da variação dos valores das PCm de nó para nó entre os três casos modelados não apresentou significado estatístico (fig. 18). Na flexão, os valores de PCg foram inferiores quando comparados aos observados na rotação interna e a sua seriação não correspondeu à magnitude das deformidades. Do ponto de vista clínico, este resultado pode significar que, considerando a mesma anca com morfologia *cam*, o movimento com maior agressividade para a cartilagem articular parece ser a rotação interna.

Nos casos selecionados como controle, tanto no movimento de rotação interna como no movimento de flexão, observámos diferença nas PCm nos nós equivalentes, quando comparados com os casos com deformidade. Os gráficos das figuras 17 e 19 mostram esta diferença de PCm entre nós equivalentes, mais significativa nas regiões mais afastadas do centroide da cabeça femoral. A PCm nos nós equivalentes e a PCg no movimento de rotação interna, no caso controle 2, atingem valores elevados, próximos das do caso 2, onde a deformidade *cam* é menos volumosa. No caso controle 1, as PCm e o valor da PCg são inferiores quando comparadas com as do caso 2. Estes resultados mostram-nos que a hipercobertura acetabular pode ser responsável pelo aumento das PC exibidas durante o movimento de rotação interna e que estas podem atingir a magnitude das que se observam num caso com deformidade *cam* moderada, tal como acontece no caso 2.

Analisando os resultados obtidos no caso 1 após a cirurgia, verificamos que, em ambos os movimentos (tabela 2 e figuras 17 e 19), ocorre uma diminuição substancial de PCm nos nós equivalentes do caso 1 com a realização da cirurgia. As PCm são mesmo inferiores às que encontramos nas ancas controle 1 e 2. A diferença das médias observada entre o caso antes da cirurgia e depois da cirurgia é significativa nos nós onde ocorre a maior PC: nós 3, 4 e 5 no caso do movimento de rotação interna; nós 1, 2, 3, 4 e 5 no caso do movimento

de flexão (tabela 2). Os valores obtidos de PC são semelhantes aos que podemos encontrar descritos na literatura para ancas consideradas normais⁽³⁷⁻³⁹⁾. O gráfico da figura 20 mostra que existe, de igual modo, uma diminuição muito importante da PCg no caso após cirurgia. Do ponto de vista clínico, estes resultados estão provavelmente relacionados com a diminuição das queixas e melhoria da função da articulação que ocorre na vasta maioria dos doentes submetidos a cirurgia para regularização da deformidade *cam*.

Este estudo por elementos finitos de vários casos com morfologias diferentes parece estar de acordo com as observações intraoperatórias e atesta a eficácia da cirurgia na modificação da magnitude das PC desenvolvidas durante os movimentos. Parece ser significativo não só o aumento das PC resultantes da intrusão acetabular da deformidade *cam*, mas também a concentração das áreas de pressão aumentada na região ântero-superior da cavidade acetabular onde são encontradas as lesões da cartilagem e do labrum. Reconhecemos, no entanto, algumas limitações importantes decorrentes do reduzido número de casos analisados, da resolução da RMN poder introduzir algumas irregularidades na geração da malha de elementos finitos e, finalmente, do facto de o comportamento da cartilagem articular e do labrum ter sido considerado como elástico linear e o do osso como rígido.

Bibliografia:

1. Gareth Llewelyn Roberts and Ian Pallister. Finite element analysis in trauma and orthopaedics. *Orthopaedics and Trauma* 2012, Dec;26(6):410-6.
2. Daniel Klues DA. Finite element analysis in orthopaedic biomechanics. In: *Finite Element Analysis in Orthopaedic Biomechanics*. ; 2010. p. 151 to.
3. Niroomandi S, González D, Alfaro I, Bordeu F, Leygue A, Cueto E, Chinesta F. Real-time simulation of biological soft tissues: A PGD approach. *Int J Numer Method Biomed Eng* 2013, May; 29(5):586-600.
4. Goldsmith AA, Hayes A, Clift SE. Application of finite elements to the stress analysis of articular cartilage. *Med Eng Phys* 1996, Mar;18(2):89-98.
5. Landinez-Parra NS, Garzón-Alvarado DA, Vanegas-Acosta JC. A phenomenological mathematical model of the articular cartilage damage. *Comput Methods Programs Biomed* 2011, Dec;104(3):e58-74.
6. Maas SA, Ellis BJ, Rawlins DS, Weiss JA. Finite element simulation of articular contact mechanics with quadratic tetrahedral elements. *J Biomech* 2016, Mar 21;49(5):659-67.
7. Petchprapa CN, Dunham KS, Lattanzi R, Recht MP. Demystifying radial imaging of the hip. *Radiographics* 2013, May;33(3):E97-E112.
8. Sophia Fox AJ, Bedi A, Rodeo SA. The basic science of articular cartilage: Structure, composition, and function. *Sports Health* 2009, Nov;1(6):461-8.
9. Espanha M. Cartilagem articular estrutura e composição histoquímica. *Acta Reumatol Port* ; 2010(35):424-33.
10. Loret B, Simões FM. Articular cartilage with intra- and extrafibrillar waters: A chemo-mechanical model. *Mechanics of Materials* 2004, May;36(5-6):515-41.
11. Loix F, Simões FM, Loret B. Articular cartilage with intra and extrafibrillar waters – simulations of mechanical and chemical loadings by the finite element method. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* 2008, Oct;197(51-52):4840-57.
12. Ateshian GA, Ellis BJ, Weiss JA. Equivalence between short-time biphasic and incompressible elastic material responses. *J Biomech Eng* 2007, Jun;129(3):405-12.
13. Chegini S, Beck M, Ferguson SJ. The effects of impingement and dysplasia on stress distributions in the hip joint during sitting and walking: A finite element analysis. *J Orthop Res* 2009, Feb;27(2):195-201.
14. Anderson AE, Ellis BJ, Maas SA, Weiss JA. Effects of idealized joint geometry on finite element predictions of cartilage contact stresses in the hip. *J Biomech* 2010, May 7;43(7):1351-7.
15. Canale ST, Beaty JH, Campbell WC. *Campbell's operative orthopaedics* 2013.
16. Ito K, Minka MA, Leunig M, Werlen S, Ganz R. Femoroacetabular impingement and the cam-effect. A mri-based quantitative anatomical study of the femoral head-neck offset. *J Bone Joint Surg Br* 2001, Mar;83(2):171-6.
17. Ng KCG, Rouhi G, Lamontagne M, Beaulé PE. Finite element analysis examining the effects of cam FAI on hip joint mechanical loading using subject-specific geometries during standing and

maximum squat. *HSS J* 2012, Oct;8(3):206-12.

18. Hellwig FL, Tong J, Hussell JG. Hip joint degeneration due to cam impingement: A finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2015, Jan 8:1-8.

19. Rego P, Jorge JP, Simões FMF, Pires EB, Lopes DS, Pinto P, et al. Pressão de contacto intra-articular no conflito femuro-acetabular contributo para o seu melhor esclarecimento através de estudo tridimensional por elementos finitos. *Revista Portuguesa De Ortopedia* 2010, Sep;19(1).

20. Simões FMF, Tavares DG, Jorge JP, Pires EB, Rego PA. Femoroacetabular impingement of the cam type: finite element simulations and comparison with a non cam hip. *J Biomech* 2012, Jul; 45:S270.

21. Jorge JP, Simões FMF, Pires EB, Rego PA, Tavares DG, Lopes DS, Gaspar A. Finite element simulations of a hip joint with femoroacetabular impingement. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2012, Dec 4.

22. Lourenço J, Simões FMF, Rego PA. Finite element analyses of femoroacetabular impingement before and after hip arthroscopy. *Bio-Medical Materials and Engineering* 2015, Dec;26(3-4): 193-206.

23. Ng KCG, Lamontagne M, Labrosse MR, Beaulé PE. Hip joint stresses due to cam-type femoroacetabular impingement: A systematic review of finite element simulations. *PLoS One* 2016;11(1):e0147813.

24. Chen CT, Burton-Wurster N, Lust G, Bank RA, Tekoppele JM. Compositional and metabolic changes in damaged cartilage are peak-stress, stress-rate, and loading-duration dependent. *J Orthop Res* 1999, Nov;17(6):870-9.

25. King KB, Opel CF, Rempel DM. Cyclical articular joint loading leads to cartilage thinning and osteopontin production in a novel in vivo rabbit model of repetitive finger flexion. *Osteoarthritis Cartilage* 2005, Nov;13(11):971-8.

26. Buckwalter JA, Anderson DD, Brown TD, Tochigi Y, Martin JA. The roles of mechanical stresses in the pathogenesis of osteoarthritis. *Cartilage* 2013, Oct;4(4):286-94.

27. Loret B, Simões FM. Articular cartilage with intra- and extrafibrillar waters – mass transfer and generalized diffusion. *European Journal of Mechanics - A/Solids* 2007, Sep;26(5):759-88.

28. Myers SR, Eijer H, Ganz R. Anterior femoroacetabular impingement after periacetabular osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 1999, Jun(363):93-9.

29. Leunig M, Casillas MM, Hamlet M, Hersche O, Nötzli H, Slongo T, Ganz R. Slipped capital femoral epiphysis: Early mechanical damage to the acetabular cartilage by a prominent femoral metaphysis. *Acta Orthop Scand* 2000, Aug;71(4):370-5.

30. Leunig M, Podeszwa D, Beck M, Werlen S, Ganz R. Magnetic resonance arthrography of labral disorders in hips with dysplasia and impingement. *Clin Orthop Relat Res* 2004, Jan(418):74-80.

31. Ganz R, Leunig M, Leunig-Ganz K, Harris WH. The etiology of osteoarthritis of the hip: An integrated mechanical concept. *Clin Orthop Relat Res* 2008, Feb;466(2):264-72.

32. Beck M, Kalhor M, Leunig M, Ganz R. Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: Femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 2005, Jul;87(7):1012-8.

33. Tanzer M, Noiseux N. Osseous abnormalities and early osteoarthritis. *Clin Orthop Relat Res* 2004, Dec;429:170-7.

34. Siebenrock KA, Wahab KHA, Werlen S, Kalhor M, Leunig M, Ganz R. Abnormal extension of the femoral head epiphysis as a cause of cam impingement. *Clin Orthop Relat Res* 2004, Jan(418): 54-60.
35. Lavigne M, Parvizi J, Beck M, Siebenrock KA, Ganz R, Leunig M. Anterior femoroacetabular impingement: Part I. Techniques of joint preserving surgery. *Clin Orthop Relat Res* 2004, Jan(418): 61-6.
36. Rego PRA, Mascarenhas V, Oliveira FS, Pinto PC, Gaspar A, Ovídio J, Collado DG. Morphologic and angular planning for cam resection in femoro-acetabular impingement: Value of the omega angle. *Int Orthop* 2015, Nov 18.
37. Afoke NY, Byers PD, Hutton WC. Contact pressures in the human hip joint. *J Bone Joint Surg Br* 1987, Aug;69(4):536-41.
38. Michaeli DA, Murphy SB, Hipp JA. Comparison of predicted and measured contact pressures in normal and dysplastic hips. *Med Eng Phys* 1997, Mar;19(2):180-6.
39. Anderson AE, Ellis BJ, Maas SA, Peters CL, Weiss JA. Validation of finite element predictions of cartilage contact pressure in the human hip joint. *J Biomech Eng* 2008, Oct;130(5):051008.

Capítulo VII

Discussão

e

Perspetivas Futuras

1. Discussão da investigação desenvolvida

Toda a investigação básica e clínica desenvolvida ao longo desta dissertação na área das disciplinas cirúrgicas, mais propriamente na cirurgia ortopédica, teve por base a motivação clínica e a experiência acumulada na análise dos registos, à medida que a nossa experiência cirúrgica se foi dilatando. Embora reconheçamos algumas limitações no desenho inicial do que pretenderia ser um estudo prospetivo dos dados que fomos registando, consideramos que o seu contributo pode ter algum significado porque procurámos, nas ciências básicas, resposta para algumas insuficiências sentidas na nossa prática cirúrgica.

Na amostra de doentes, que consideramos suficiente para podermos efetuar uma análise com significado estatístico⁽¹⁾, resolvemos incluir apenas formas de CFA tipo *cam* porque não existe evidência até à data de que outros mecanismos de conflito, embora sintomáticos, sejam verdadeiramente agressivos para a cartilagem articular⁽²⁾. Do estudo clínico efetuado, o facto mais relevante, na nossa opinião, foi o de que, embora tenham sido utilizadas técnicas cirúrgicas com um acesso diferente, em alturas diferentes da curva de aprendizagem, o resultado entre as duas não diferiu de forma significativa. Nas duas subamostras, a avaliação funcional dos doentes e a resseção conseguida, avaliada pela medida do ângulo alfa na radiografia, não apresentaram diferença estatisticamente significativa. Outros autores também reportaram resultados sobreponíveis, comparando, de igual modo, a cirurgia aberta com a cirurgia artroscópica⁽³⁻⁶⁾. Estes dados mostram que a via de abordagem não foi relevante na obtenção dos resultados.

A resseção adequada da deformidade, provavelmente, terá sido o fator determinante na melhoria global experimentada pelos doentes estudados. A confirmar este aspeto, algumas casuísticas de procedimentos de revisão, após osteoplastia primária falhada^(8, 9), mostram claramente que a causa mais frequente de falência da cirurgia e manutenção das queixas é a resseção óssea insuficiente, particularmente na área vascular da transição colo-cabeça⁽⁹⁾.

Na cirurgia aberta com luxação cirúrgica da anca, a exposição das pregas retinaculares não é problemática⁽¹⁰⁻¹³⁾, mas o mesmo não acontece na cirurgia

artroscópica, particularmente nos casos em que a deformidade se estende à área vascular da cabeça femoral^(14, 15). Nestes casos, existe o risco adicional de a resseção ser insuficiente, o que pode ser potencialmente prejudicial para a cartilagem articular, especialmente se existirem arestas ósseas cortantes nos limites da resseção.

Durante a nossa curva de aprendizagem da artroscopia da anca, com base na experiência proveniente da cirurgia aberta, a preocupação de efetuar uma resseção o mais precisa e completa possível da deformidade *cam* levou-nos a modificar progressivamente a técnica cirúrgica. Passámos a efetuar a capsulotomia transversal, entre os dois portais iniciais, de forma mais ampla, e a incluir também um ramo lateral longitudinal até a base do colo do fémur na localização equivalente às 12h. Outra modificação sistemática foi a colocação de pontos de tração nos folhetos anterior e posterior da capsulotomia para expor a região retinacular e facilitar o acesso aos setores posteriores entre as 10 e as 12 h. Com controle radiográfico, colocando a articulação em extensão, conseguimos completar, na maioria dos casos, a resseção da deformidade na área vascular, respeitando os seus orifícios nutridores⁽¹⁶⁾.

A percepção de que existia, muitas vezes, deformidade sobre a região retinacular pósterio-superior levou-nos a interpretar progressivamente de forma mais cuidadosa a localização das estruturas que consideramos vasculares nas sequências de RMM. Observamos que, em muitos casos⁽¹⁶⁾, estas assumiam uma posição muito mais anterior da que estava descrita nas escassas publicações existentes acerca da perfusão arterial da epífise proximal do fémur⁽¹⁷⁻¹⁹⁾.

Na literatura, não encontramos nenhuma referência acerca da origem vascular das estruturas que observávamos e, por esse motivo, planeámos o estudo apresentado no Capítulo IV desta dissertação. Apesar das limitações já apontadas, julgamos que a origem arterial destas estruturas foi convenientemente esclarecida. Este estudo permitiu também determinar as distâncias de segurança em profundidade e lateralidade do trajeto inicial intraósseo das artérias nutridoras em relação à margem cartilaginosa da cabeça femoral, a extensão radial da prega retinacular e a sua localização no sistema de setores horários.

A importância prática deste contributo está patente na informação que pode ser utilizada na execução da osteoplastia da deformidade *cam* e noutros

procedimentos de cirurgia intra-articular que impliquem a mobilização do ramo profundo da artéria circunflexa posterior⁽²⁰⁻²²⁾. A nossa experiência no tratamento de deformidades mais complexas tem sido crescente e o conhecimento adquirido com esta demonstração no cadáver levou ao seu aperfeiçoamento. Não temos, na nossa casuística, nenhum caso de necrose avascular da epífise femoral dependente da técnica de mobilização do ramo profundo da artéria ACP.

Na nossa amostra de doentes, um resultado inesperado foi a correlação fraca ou não existente entre a avaliação funcional antes da cirurgia e o valor do ângulo alfa medido na radiografia na incidência de *cross table view*. Toda a literatura existente até ao momento enfatiza pouco a relação entre a dimensão da deformidade e a função da anca antes da cirurgia. Na maior parte dos casos, é avaliada a eficácia da cirurgia tendo em conta a variação do *score* funcional e a variação do ângulo alfa, sem ser feita a correlação entre estes dois parâmetros antes da cirurgia. A nossa amostra de doentes operados revelou que a correlação entre o valor do ângulo alfa e a avaliação da função inicial da anca foi fraca. A explicação possível para esta observação pode ser o facto de o ângulo alfa, medido na radiografia simples, não ser preditivo da dimensão real da deformidade porque a mede num só plano.

No estudo por elementos finitos, a dimensão da deformidade, medida na RMN pelos ângulos alfa e ómega, apresentou uma relação mais bem definida, com a alteração das pressões de contacto observadas nos casos estudados. Quanto maior foi a deformidade em determinado caso, maior a pressão de contacto global nele desenvolvida.

Sentimos a necessidade de evoluir para uma perceção tridimensional da morfologia da protuberância *cam*, determinando a sua extensão radial expressa pelo ângulo ómega, descrito no Capítulo V e por nós definido pela primeira vez⁽¹⁶⁾. A correlação desta nova medida angular com a avaliação antes da cirurgia pareceu ser significativa e mais forte, apresentando, no entanto, uma variação negativa. Doentes com uma deformidade mais extensa apresentaram menos pontuação na avaliação antes da cirurgia (mais sintomáticos). Nos casos estudados por elementos finitos, a extensão radial da deformidade também pareceu relacionar-se com a pressão de contacto global desenvolvida. Os casos com mais extensão radial foram os que apresentaram pressões de contacto mais

elevadas. Pensamos que estes resultados foram relevantes, embora reconhecamos as suas limitações importantes, nomeadamente o facto de a medição do ângulo ómega ser complexa, de terem sido utilizados apenas 25 doentes para validar este parâmetro imagiológico e de terem sido feitas apenas três simulações de elementos finitos em casos com esta deformidade. A validação clínica deste ângulo necessitará, sem dúvida, de ser efetuada no futuro com amostras maiores de doentes e com métodos de medição mais práticos^(16, 23). A sua mais-valia, de momento, está relacionada com o planeamento da cirurgia e com a perceção da necessidade de efetuar ou não resseção óssea na área vascular da cabeça.

Outro aspeto relevante, na amostra dos doentes intervencionados, foi a impossibilidade de efetuar uma análise de regressão multivariada pela existência de interdependências entre as variáveis estudadas. Um bom exemplo disso foi a associação de variáveis descritas no Capítulo III, antes da cirurgia e depois da cirurgia. O modelo automático linear (ALM) efetuado mostrou-nos que as variáveis estudadas, quando analisadas em conjunto, não conseguiram explicar mais do que 17% do valor do *score* NAHS obtido antes da cirurgia.

Em relação aos aspetos avaliados após a cirurgia, como nesta amostra de doentes o tempo de seguimento mínimo foi de dois anos, não procurámos encontrar fatores preditivos de conversão para artroplastia total da anca. Procurámos, de uma forma mais racional, variáveis que estivessem associadas de forma independente ao valor absoluto da escala de avaliação aplicada e à sua variação após cirurgia. No caso do valor absoluto pós-operatório do *score* NAHS, o nosso modelo estatístico voltou a não identificar variáveis independentes, mas antes associações de variáveis que, no seu conjunto, explicaram apenas 16% da sua flutuação. Quando analisámos as variáveis implícitas na variação percentual do *score* NAHS, pelo contrário, encontramos uma isolada que explicou uma percentagem de 62,8% da sua variação percentual e que foi o próprio valor NAHS pré-operatório. Estes resultados são inesperados, mas traduzem, à semelhança de outra série publicada recentemente⁽²⁴⁾, a dificuldade em conseguir determinar fatores independentes preditivos do prognóstico funcional neste tipo de cirurgia. O género e a presença de alterações degenerativas foram outras variáveis encontradas, não independentes, a ter em conta, porque apresentaram uma

associação forte com a variação percentual da escala de avaliação NAHS quando testadas individualmente. Um valor de *score* funcional pré-operatório mais baixo e a pertencer ao género feminino pareceu estar associado a uma maior variação percentual da avaliação funcional após a cirurgia. A presença de alterações degenerativas, por outro lado, esteve associada a uma variação menor. Na impossibilidade estatística de determinar fatores de prognóstico, a inclusão destas variáveis na elaboração da indicação cirúrgica, mesmo com as limitações referidas, pode ajudar a melhorar a seleção dos doentes que mais beneficiarão com a cirurgia do CFA.

Quando analisamos em detalhe a variação do NAHS em função do seu valor inicial, apercebemo-nos de que os casos com avaliação inicial menos favorável no pós-operatório, na sua maioria, se enquadram na categoria dos resultados menos bons mas que, no entanto, pelo facto de a avaliação inicial ser muito baixa, exibem uma variação percentual muitas vezes superior a 100%. Este último aspeto pode ser relevante na aferição das expectativas do cirurgião e do doente em relação à cirurgia. Os doentes que apresentaram uma avaliação inicial muito baixa, melhoraram significativamente, mas pouco frequentemente atingiram um resultado bom ou excelente; por outro lado, a maior parte dos doentes com um valor de avaliação inicial alto atingiu um valor de avaliação igualmente alto após a cirurgia, à custa de uma variação menos importante.

Algumas conclusões resultantes da análise numérica por elementos finitos contribuíram para consolidar aspetos clínicos observados e resultados da cirurgia. A relação positiva, que demonstrámos, entre as pressões de contacto desenvolvidas e a dimensão da deformidade *cam* e o facto destas pressões intra-articulares diminuírem de forma significativa com a regularização cirúrgica da protuberância foram as observações que mais consubstanciam a necessidade de tratar doentes sintomáticos com deformidade desde que não existam muitas alterações degenerativas. Embora este tipo de análise numérica, baseada na anatomia específica do doente, não possa ser aplicada de forma prática na clinica, por exemplo como forma de avaliar a eficácia da osteoplastia femoral, julgamos que pode ser alargada à compreensão das pressões de contacto existentes noutras deformidades e à avaliação da potencial correção cirúrgica que mais se aproxima da anca normal.

2. Perspetivas de investigação futura

Pensamos que a continuidade dos trabalhos de investigação apresentados nesta dissertação deve assentar em dois pilares:

a) na continuidade dos estudos clínicos, dilatando a amostra analisada no Capítulo III, incluindo mais doentes à medida que o tempo de seguimento for aumentando. Num prazo de cinco anos, talvez estejamos em condições de determinar fatores preditivos de prognóstico com uma associação mais forte e, se for o caso, descrever a curva de sobrevida das articulações, tendo como ponto final a conversão para a artroplastia total da anca. O tempo relativamente curto de seguimento desta série apresentada não nos permite basear a nossa indicação cirúrgica muito para além da existência de sintomas e expressão imagiológica simultânea do mecanismo de CFA;

b) na continuidade dos estudos morfológicos, validando clinicamente o conceito do ângulo ómega. A medição radial da extensão da deformidade *cam* é um parâmetro que pode ser utilizado de forma prática e imediata em clínica como ferramenta de planeamento da cirurgia, especialmente para avaliar a extensão posterior da deformidade onde a resseção é mais crítica em termos de preservação articular. A sua validação clínica não pode ser feita num número tão reduzido de casos. Necessita de uma amostra de indivíduos sintomáticos, estabelecendo um controle com uma amostra de indivíduos não sintomáticos para poder inferir a sua utilidade como parâmetro radiográfico com potencial influência na seleção de doentes candidatos a cirurgia. A sua metodologia de medição também deve ser melhorada, utilizando formas de medição automática. No sentido de dar sequência à validação desta medida angular, está em curso um segundo estudo, no qual participamos, em indivíduos assintomáticos onde foi efetuada uma análise automática da medição do ângulo ómega utilizando *software* específico e através de reconstruções tridimensionais de tomografia axial computadorizada adquirida por situações não relacionadas com aparelho locomotor. A medição do ângulo ómega deve passar também a ser incluída na descrição das RMN efetuadas em doentes sintomáticos candidatos a cirurgia.

3. Conclusões

Consideramos que alguns dos aspetos descritos nesta dissertação podem ser de aplicação imediata na prática clínica diária. Incorporando no algoritmo de decisão da indicação cirúrgica as variáveis discutidas no estudo clínico podemos, por um lado, contribuir para melhorar a seleção de doentes candidatos a cirurgia e, por outro, aferir adequadamente as expectativas do doente e do cirurgião em relação aos resultados funcionais. O planeamento pré-operatório pode ser melhorado numa perspetiva tridimensional, utilizando a medida da extensão radial da deformidade e a sua relação com as estruturas vasculares, determinando ou não a necessidade de extensão posterior da osteoplastia. Finalmente, durante a cirurgia, as distâncias medidas do bordo da cartilagem até às estruturas vasculares devem influenciar a profundidade e o tipo de ressecção óssea ou osteotomia por forma a manter o compromisso adequado entre o restabelecimento da anatomia normal, sem risco significativo de lesão iatrogénica da prega vascular pósterosuperior.

Existem, contudo, limitações relevantes assinaladas ao longo de toda esta dissertação relacionadas fundamentalmente com o tempo relativamente curto de seguimento da amostra de doentes estudados e com a impossibilidade de determinar fatores de prognóstico de sobrevida da articulação em que ocorre mecanismo de CFA e que é sujeita a cirurgia.

Julgamos que a questão mais relevante não foi ainda respondida e, seguramente, não o será nos próximos anos: “Existe indicação para a cirurgia da deformidade *cam* em doentes assintomáticos?”. Os resultados apresentados nesta tese mostram que, na era atual, o tratamento deve ser dirigido apenas a doentes sintomáticos, com deformidade estabelecida e com poucas alterações degenerativas. Cabe-nos a responsabilidade de dar continuidade à validação de alguns dos parâmetros e ideias aqui introduzidas e continuar a contribuir para aprofundar o conhecimento nesta área específica do conhecimento médico.

4. Bibliografía:

1. Jones SR, Carley S, Harrison M. An introduction to power and sample size estimation. *Emerg Med J* 2003, Sep;20(5):453-8.
2. Agricola A, Heijboer H, Roze R, Reijman R, Bierma-Zeinstra B-Z, Verhaar V, et al. Pincer deformity does not lead to osteoarthritis of the hip whereas acetabular dysplasia does: Acetabular coverage and development of osteoarthritis in a nationwide prospective cohort study (CHECK). *Osteoarthritis and Cartilage*, Vol 21 , Issue 10 , 1514 - 1521
3. Botser IB, Smith TW, Nasser R, Domb BG. Open surgical dislocation versus arthroscopy for femoroacetabular impingement: A comparison of clinical outcomes. *Arthroscopy* 2011, Feb;27(2): 270-8.
4. Zingg PO, Ulbrich EJ, Buehler TC, Kalberer F, Poutawera VR, Dora C. Surgical hip dislocation versus hip arthroscopy for femoroacetabular impingement: Clinical and morphological short-term results. *Arch Orthop Trauma Surg* 2013, Jan;133(1):69-79.
5. Büchler L, Neumann M, Schwab JM, Iselin L, Tannast M, Beck M. Arthroscopic versus open cam resection in the treatment of femoroacetabular impingement. *Arthroscopy* 2013, Apr;29(4):653-60.
6. Nwachukwu BU, Rebolledo BJ, McCormick F, Rosas S, Harris JD, Kelly BT. Arthroscopic versus open treatment of femoroacetabular impingement: A systematic review of medium- to long-term outcomes. *Am J Sports Med* 2016, Apr;44(4):1062-8.
7. Lourenço J, Simões FMF, Rego PA. Finite element analyses of femoroacetabular impingement before and after hip arthroscopy. *Bio-Medical Materials and Engineering* 2015, Dec;26(3-4): 193-206.
8. Bogunovic L, Gottlieb M, Pashos G, Baca G, Clohisy JC. Why do hip arthroscopy procedures fail? *Clin Orthop Relat Res* 2013, May 1.
9. Ross JR, Larson CM, Adeoyo O, Kelly BT, Bedi A. Residual deformity is the most common reason for revision hip arthroscopy: A three-dimensional CT study. *Clin Orthop Relat Res* 2014, Dec 5;473(4):1388-95.
10. Ganz R, Gill TJ, Gautier E, Ganz K, Krügel N, Berlemann U. Surgical dislocation of the adult hip a technique with full access to the femoral head and acetabulum without the risk of avascular necrosis. *J Bone Joint Surg Br* 2001, Nov;83(8):1119-24.
11. Lavigne M, Parvizi J, Beck M, Siebenrock KA, Ganz R, Leunig M. Anterior femoroacetabular impingement: Part I. Techniques of joint preserving surgery. *Clin Orthop Relat Res* 2004, Jan(418): 61-6.
12. Beck M, Leunig M, Parvizi J, Boutier V, Wyss D, Ganz R. Anterior femoroacetabular impingement: Part II. Midterm results of surgical treatment. *Clin Orthop Relat Res* 2004, Jan(418): 67-73.
13. Espinosa N, Rothenfluh DA, Beck M, Ganz R, Leunig M. Treatment of femoro-acetabular impingement: Preliminary results of labral refixation. *J Bone Joint Surg Am* 2006, May;88(5): 925-35.
14. Mardones R, Lara J, Donndorff A, Barnes S, Stuart MJ, Glick J, Trousdale R. Surgical

correction of "cam-type" femoroacetabular impingement: A cadaveric comparison of open versus arthroscopic debridement. *Arthroscopy* 2009, Feb;25(2):175-82.

15. Haefeli PC, Albers CE, Steppacher SD, Tannast M, Büchler L. What are the risk factors for revision surgery after hip arthroscopy for femoroacetabular impingement at 7-year followup? *Clin Orthop Relat Res* 2016, Oct 7.

16. Rego PRA, Mascarenhas V, Oliveira FS, Pinto PC, Gaspar A, Ovídio J, Collado DG. Morphologic and angular planning for cam resection in femoro-acetabular impingement: Value of the omega angle. *Int Orthop* 2015, Nov 18.

17. Boraiah S, Dyke JP, Hettrich C, Parker RJ, Miller A, Helfet D, Lorich D. Assessment of vascularity of the femoral head using gadolinium (gd-dtpa)-enhanced magnetic resonance imaging: A cadaver study. *J Bone Joint Surg Br* 2009, Jan;91(1):131-7.

18. Dy CJ, Thompson MT, Usrey MM, Noble PC. The distribution of vascular foramina at the femoral head/neck junction: Implications for resurfacing arthroplasty. *J Arthroplasty* 2012, Oct; 27(9):1669-75.

19. Lavigne M, Kalhor M, Beck M, Ganz R, Leunig M. Distribution of vascular foramina around the femoral head and neck junction: Relevance for conservative intracapsular procedures of the hip. *Orthopedic Clinics of North America* 2005, Apr;36(2):171-6.

20. Leunig M, Puloski S, Beck M, Siebenrock K-A, Ganz R. Proximal femoral osteotomy: Current indications and techniques. *Seminars in Arthroplasty* 2005, Mar;16(1):53-62.

21. Ganz R, Huff TW, Leunig M. Extended retinacular soft-tissue flap for intra-articular hip surgery: Surgical technique, indications, and results of application. *Instr Course Lect* 2009;58:241-55.

22. Leunig M, Ganz R. Relative neck lengthening and intracapsular osteotomy for severe perthes and perthes-like deformities. *Bull NYU Hosp Jt Dis* 2011;69 Suppl 1:S62-7.

23. Mascarenhas VV, Rego P, Dantas P, Gaspar A, Soldado F, Consciência JG. Cam deformity and the omega angle, a novel quantitative measurement of femoral head-neck morphology: A 3D CT gender analysis in asymptomatic subjects. *Eur Radiol* 2016, Aug 30.

24. Malviya A, Stafford GH, Villar RN. Impact of arthroscopy of the hip for femoroacetabular impingement on quality of life at a mean follow-up of 3.2 years. *J Bone Joint Surg Br* 2012, Apr; 94(4):466-70.
