



**Adriana Cardoso
Azevedo**

**Estudo da viabilidade de conceito de artroplastia da
anca *resurfacing* em material cerâmico**



**Adriana Cardoso
Azevedo**

**Estudo da viabilidade de conceito de artroplastia da
anca *resurfacing* em material cerâmico**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Materiais e Dispositivos Biomédicos, realizada sob a orientação científica do Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro, e co-orientação do Professor Doutor Filipe José Alves de Oliveira, Investigador Principal do CICECO, Departamento de Engenharia de Materiais e Cerâmica da Universidade de Aveiro.

Financiado pelo projeto POCI-01-0145- Supported by the project POCI-01-
FEDER-032486, fundado pela FEDER, 0145-FEDER-032486, funded by
através do Programa Operacional de FEDER, through COMPETE2020 -
Competitividade e Internacionalização Programa Operacional Competitividade
(POCI)-COMPETE2020, e por fundos e Internacionalização (POCI), and by
nacionais (OE), através da national funds (OE), through
FCT/MCTES. FCT/MCTES.

Dedico este trabalho aos meus pais e a todos o que contribuem para a minha felicidade.

o júri

Presidente

Prof. Doutora Susana Maria Henriques Olhero

Investigadora Principal, Universidade de Aveiro

Prof. Doutor José António de Oliveira Simões

Professor coordenador c/ agregação, ESAD- Escola Superior de Artes e Design de Matosinhos

Prof. Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos

Professor auxiliar, Universidade de Aveiro

agradecimentos

Ao longo da elaboração desta dissertação tive o apoio de muitas pessoas, quero aqui expressar o meu agradecimento a toda a minha enorme família, aos meus amigos, a todos os colegas de laboratório que tive o prazer de conhecer durante este ano letivo e a todas as entidades que se disponibilizaram para este trabalho. No entanto vou deixar um especial agradecimento aqueles que estiveram mais próximos de todo este processo e foram fundamentais na conclusão do mesmo.

Agradeço ao meu orientador, o Professor Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos, e ao meu co-orientador o Professor Doutor Filipe José Alves de Oliveira, por todo o tempo que disponibilizaram, pela ajuda e conhecimentos que partilharam.

Um especial agradecimento à Eng^a Mónica Faria por toda a disponibilidade oferecida, pelos conhecimentos e experiência que partilhou comigo e por todo o apoio que me deu, que foi crucial para o desenvolvimento deste trabalho. Até nos seus momentos mais difíceis a Mónica sempre se demonstrou acessível.

Ao Eng^o Nuno Oliveira, à Eng^a Inês Oliveira e à Dr^a Ana Violeta Girão também agradeço pela ajuda que sempre disponibilizaram, pela paciência e sem dúvida pela ótima companhia que me fizeram ao longo deste ano letivo, sem esquecer o apoio emocional e motivação dada. À Dr^a Marisa Costa também agradeço pelos conselhos e conhecimentos partilhados. Ao Sérgio Pratas agradeço o tempo disponibilizado no revestimento de fresas com diamante CVD.

Agradeço a todos os técnicos do DEMAC e do DEM. Em especial ao Eng^o António Festas do DEM.

Às grandes amigas que me acompanharam em todo este percurso académico e que levo comigo para o resto da vida, a Carmen Nunes, a Filipa Rodrigues e a Viviana Gomes, pelas boas memórias criadas, pela paciência, pelo apoio, e por estarem sempre presentes nos bons e maus momentos.

À minha grande amiga de infância Raquel Sousa à qual eu já considero família.

E por fim o maior agradecimento de todos vai para os meus pais e irmã. Pelo amor, carinho, paciência e boa educação que me deram. Espero conseguir compensar-lhes com orgulho todo o esforço e sacrifício feito para me darem o melhor o que podiam. Agradeço do fundo do coração.

À minha avó paterna cuja partida me despedaçou o coração durante esta etapa da minha vida, obrigada por toda a infância bonita que me proporcionou e por me ter dado uma família tão numerosa e bem-disposta. Gostava muito que tivesse assistido à conclusão deste desafio que foi o Mestrado.

palavras-chave

Prótese de *resurfacing*, anca, nitreto de silício (Si_3N_4), cerâmico, compósito, biomateriais, artroplastia da anca.

Resumo

A artroplastia de *resurfacing* da anca (ARA) é um procedimento cirúrgico alternativo à artroplastia total da anca (ATA), desenvolvido para pacientes jovens, com vantagens como a facilitação de uma cirurgia de revisão futura e conservação óssea. Devido às reações adversas dos tecidos relacionadas com a presença de iões metálicos provenientes do material usado, este procedimento entrou em desuso. O presente trabalho consiste na proposta e desenvolvimento de um conceito inovador para uma prótese *resurfacing* da anca em material cerâmico face aos problemas associados aos atuais dispositivos em metal.

Para este efeito foram estudadas as capacidades mecânicas e propriedades de um cerâmico à base de nitreto de silício (Si_3N_4) como potencial biomaterial com aplicação em artroplastia da anca. Numa primeira fase foram fabricados provetes através da mistura de pós de Si_3N_4 com ítria (Y_2O_3) e alumina (Al_2O_3) e sinterização sem pressão, para avaliação do comportamento mecânico em ensaios de compressão, flexão, dureza e tenacidade à fratura e avaliação microestrutural e composição em fases. O material produzido apresentou uma tensão de resistência à compressão média de 1750 MPa, uma tensão de resistência à flexão de 712 MPa, uma dureza de 15 GPa e uma tenacidade à fratura entre 5,9-8,4 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{0,5}$. Este material produzido possui um módulo de Young de 303 GPa, e um coeficiente de Poisson de 0,28. As condições de produção a nível laboratorial são inferiores às existentes atualmente na indústria pelo que os resultados podem ainda ser melhorados.

Numa segunda fase foram produzidos 2 kg de pós para fabrico de cilindros a partir dos quais os componentes acetabular e femoral do modelo de *resurfacing* foram obtidos por maquinaria CNC das peças "em verde". Após sinterização e acabamento manual, as peças foram implantadas em osso sintético, tendo sido obtidos ótimos resultados de alcance de movimentos da articulação próstética.

Foi ainda realizado um ensaio de rutura numa componente femoral, considerando o pior cenário possível, sem suporte interno, tendo a prótese suportado uma carga máxima de 18 kN, próximo do relatado na literatura para o material cerâmico de referência. O resultado de uma simulação pelo método de elementos finitos em SolidWorks sugere uma tensão de rutura de cerca de 656 MPa.

Concluiu-se deste estudo que o cerâmico de Si_3N_4 produzido tem potencial para aplicação em artroplastia de *resurfacing* da anca quando comparado como os dispositivos de metal e com os cerâmicos atualmente utilizados na área ortopédica. O trabalho desenvolvido apresenta um conceito com grande potencial que motiva a continuação da sua investigação.

Keywords

Resurfacing, hip, silicon nitride (Si_3N_4), ceramic, composite, biomaterials, hip arthroplasty.

Abstract

Hip resurfacing arthroplasty (ARA) is a surgical procedure alternative to total hip arthroplasty (ATA), developed for young patients, with advantages such as the facilitation of revision surgery and bone conservation. Due to adverse tissue reactions related to the presence of metal ions from the material used in the medical devices, this procedure is much less common than ATA. The present work consists in the proposal and development of an innovative concept for a resurfacing hip prosthesis in a ceramic material to face of the problems associated with the current metallic devices.

A silicon nitride (Si_3N_4) ceramic is thus proposed as a biomaterial with potential for application in hip arthroplasty. Firstly, specimens were fabricated by mixing Si_3N_4 powders with yttria (Y_2O_3) and alumina (Al_2O_3) and pressure-less sintering. The mechanical behaviour under compression and flexural forces was evaluated, and hardness and fracture toughness tests were also conducted. Microstructural evaluation and phase composition were assessed. The material produced presented an average compressive strength stress of 1750 MPa, a flexural strength of 712 MPa, a hardness of 15 GPa and a fracture toughness of 5, 9-8.4 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{0.5}$. This material has a Young modulus of 303 GPa, and a Poisson's ratio of 0.28. The production conditions at the laboratory level are lower than those currently existing in the industry, so results could be further improved.

In a second phase, 2 kg of powders were produced to produce cylinders from which the acetabular and femoral components of the resurfacing model were obtained by CNC machining of the "green" parts. After sintering and some hand finishing, the pieces were implanted in synthetic bone, with excellent results of range of motion of the prosthetic joint.

A femoral component rupture test was also performed, considering the worst-case scenario without internal support, and the prosthesis supported a maximum load of 18 kN, a value similar to the reference ceramic material. The result of a finite element simulation in SolidWorks suggests a tensile strength of about 656 MPa.

It was concluded from this study that the Si_3N_4 ceramic produced has potential for application in hip resurfacing arthroplasty when compared with the metal devices and the ceramics currently used in the orthopaedic area. The work developed presents a concept with great potential that motivates the continuation of its investigation.

Índice

Índice de Figuras	iii
Índice de tabelas	vii
Lista de Abreviaturas	ix
1. Introdução Geral	1
2. Revisão da literatura	5
2.1 Artroplastia Total da Anca (ATA).....	5
2.2 Artroplastia de <i>Resurfacing</i> da Anca (ARA)	6
2.3 Anatomia da articulação da anca	7
2.3.1 Cinemática da articulação da anca	9
2.3.2 Suporte de cargas	11
2.4 Patologias e indicações para artroplastia de <i>resurfacing</i>	12
2.5 Evolução da artroplastia de <i>resurfacing</i>	13
2.5.1 Tendências na utilização de dispositivos de <i>resurfacing</i> da anca	16
2.6 Modelos de aplicação.....	18
2.6.1 Modelo BHR	19
2.6.2 Modelo Cormet.....	20
2.7 Registos clínicos e taxas de sucesso.....	21
2.8 Casos de insucesso e falhas associadas.....	23
2.8.1 Dispositivos metal-metal	23
2.8.2 Dispositivos cerâmico-cerâmico.....	26
2.9 Novos modelos e investigação corrente	27
2.9.1 BIOLOX® <i>delta</i>	27
2.9.2 PE altamente reticulado (HXLPE).....	29
2.9.3 Nitreto de Silício	29
3. Metodologia Experimental e Resultados	34
3.1 Produção do material cerâmico.....	34
3.1.1 Remoção dos ligantes	35
3.1.2 Sinterização.....	36
3.2 Caracterização do material cerâmico.....	37
3.2.1 Cálculo de Retrações	37
3.2.2 Ensaio Mecânicos	38
3.2.3 Propriedades elásticas (Módulo de <i>Young</i> , Coeficiente de <i>Poisson</i> e Módulo de corte)	50
3.2.4 Caracterização microestrutural	52
3.2.5 Composição de fases.....	54

3.3	Conceção de modelo de <i>resurfacing</i> cerâmico	55
3.4	Fabrico e maquinação de implantes <i>resurfacing</i>	56
3.5	Implantação em modelo CAD	62
3.6	Implantação em osso sintético	64
3.6.1	Estudo de amplitude movimentos	66
3.7	Ensaio de carga da componente femoral.....	69
3.7.1	Simulação de tensão fratura	74
4.	Conclusões	76
5.	Desenvolvimento futuro	78
	Referências	79

Índice de Figuras

Figura 1 – Componentes de uma prótese ATA. Adaptado de [9].	5
Figura 2 – Radiografia de uma articulação da anca submetida a uma ATA. Adaptado de: [10].	6
Figura 3 – Radiografia de uma articulação submetida a uma ARA. Adaptado de: [11].	7
Figura 4 – Representação do plano frontal de uma articulação da anca normal. Adaptado de: [13].	7
Figura 5 – Sistema de ligamentos da articulação da anca. Adaptado de [14].	8
Figura 6 – Quadrantes dos músculos superficiais da anca e região pélvica em relação à sua posição e função. Adaptado de: [14].	9
Figura 7 – À esquerda limite normal para abdução entre 45°-50°. À direita limite normal para adução entre 20°-30°. Adaptado de: [14].	10
Figura 8 – À esquerda limite normal para flexão é 135°. À direita limite normal para extensão cerca de 30°. Adaptado de: [14].	10
Figura 9 – À esquerda limite normal para rotação externa (45°). À direita limite normal para rotação interna (35°). Adaptado de: [14].	10
Figura 10 – Valores médios da resultante das forças de contato na articulação da anca para diferentes atividades para um indivíduo de 75 kg. Adaptado de [16].	12
Figura 11 – À esquerda, molde de Smith Petersen, em Vitalium (liga de CoCr) de 1938, substituindo os <i>designs</i> anteriores em vidro. À direita, primeiro dispositivo de artroplastia dupla cúpula de interface metal-metal <i>press-fit</i> desenvolvido por Müller and Boltzy. Adaptado de [26].	14
Figura 12 – Painel histórico em exibição no Instituto de Substituição de Articulações em Los Angeles, EUA. São apresentados seis designs de artroplastia dupla cúpula, todos usando componentes acetabulares de PE e componentes femorais CoCrMo, ambas as componentes cimentadas. Da esquerda para a direita e de cima para baixo: Paltrinieri e Trentani (1971), ICH (Eicher e Capello, 1973), Wagner (1974), THARIES (Amstutz e Clarke, 1975), ICLH (Freeman e Swanson, 1976) e TARA (Townley, 1977). Adaptado de [26].	14
Figura 13 – Gráficos de tendência dos diferentes tipos de fixação na artroplastia da anca de 2000 a 2017, para todas as idades (esquerda) e para pacientes com idades inferiores a 50 anos (direita). Adaptado de [31].	16
Figura 14 – Gráfico de tendência dos diferentes tipos de fixação na artroplastia primária da anca de 2003 a 2017 no Reino Unido. Adaptado de [18].	17
Figura 15 – Aplicação de prótese <i>resurfacing</i> da anca primária por idade desde 2003 a 2017. Adaptado de [30].	18

Figura 16 – À esquerda modelo <i>Birmingham</i> de ARA, adaptado de [38]. À direita modelo <i>Cormet</i> de ARA, adaptado de [39].	19
Figura 17 – Percentagem cumulativa de revisão de ARA primária por género e diâmetro da componente femoral. Adaptado de [30].	22
Figura 18 – Incidência cumulativa dos principais diagnósticos de revisão da ARA. Adaptado de [30].	23
Figura 19 – Descoberta operativa de uma mulher de 55 anos com prótese de <i>resurfacing</i> da anca cuja concentração sistémica de Co era 217µg/L. A paciente apenas sentia um ligeiro desconforto. Na imagem observa-se uma metalose severa do tecido e fluído anormal. Adaptado de [47].	25
Figura 20 – Fratura periprostática de um dispositivo BHR após 3,8 anos da sua colocação. Adaptado de [48].	26
Figura 21 – Percentagem cumulativa de revisão de ATA utilizando interfaces cerâmico-cerâmico (compósitos), para diferentes diâmetros de componente femoral. Adaptado de [30].	27
Figura 22 – Dispositivo de <i>resurfacing</i> H1, em cerâmico. Adaptado de [37].	28
Figura 23 – Implante de <i>resurfacing</i> utilizado por Pritchett num dos seus estudos. Adaptado de [51].	29
Figura 24 – <i>Designs</i> de dispositivos biomédicos em Si ₃ N ₄ para a artroplastia e reconstrução da coluna fabricados pela empresa Amedica Corp., Salt Lake City, Utah, USA. Adaptado de: [58].	30
Figura 25 – Mecanismo de propagação de fissuras para um cerâmico de microestrutura convencional (A) e para a microestrutura do Si ₃ N ₄ .(B) Adaptado de: [58].	32
Figura 26 – Esquema ilustrativo do procedimento utilizado para o fabrico de amostras pequenas do cerâmico de Si ₃ N ₄ .	34
Figura 27 – Ciclo de calcinação.	36
Figura 28 – Ciclo de Sinterização.	37
Figura 29 – Esquema ilustrativo das retrações.	38
Figura 30 – Gráfico de tensão em relação ao deslocamento dos resultados obtidos nos ensaios de compressão com identificação do valor médio de tensão de rutura.	40
Figura 31 – Esquema de teste de flexão a 3 pontos e possíveis secções transversais. F= Força aplicada; L = Distância entre suportes; R=Raio; b= Espessura; d= Altura. Adapdado de: [63].	41
Figura 32.A – Amostras de Si ₃ N ₄ utilizadas nos ensaios de flexão antes de serem retificadas e polidas. Figura 32.B – Amostras utilizadas nos ensaios de flexão após retificação e polimento.	42
Figura 33 – Comparação das arestas de uma amostra de Si ₃ N ₄ retificada e polida (amostra A) e uma amostra antes de ser retificada e polida (B).	43

Figura 34 – Gráfico de tensão em relação ao deslocamento dos resultados obtidos nos ensaios de flexão a 3 pontos.	43
Figura 35 – Geometria do indentador e indentação da técnica Vickers de medição da dureza, d_1 corresponde ao comprimento das diagonais da indentação em mm. Adaptado de: [63].	44
Figura 36 – Medidas características da indentação de Vickers. Adaptado de: [64].	45
Figura 37 – Indentação com uma carga de 2kgf em cerâmico de Si_3N_4	45
Figura 38 – Indentação com uma carga de 10kgf em cerâmico de Si_3N_4	46
Figura 39 – Medição das fraturas.....	48
Figura 40 – Imagens de SEM de cerâmico de Si_3N_4 sinterizado atacado com plasma de CF_4 . Figura 41. A – Ampliação de 2,5k, com escala de 4 μm . Figura 42.B – Ampliação de 5k, com escala de 2 μm . Figura 43.C – Ampliação de 10k, com escala de 1 μm . Figura 44.D – Ampliação de 15k, com escala de 1 μm	53
Figura 45 – Resultados obtidos da análise de DRX efetuada ao pó sinterizado.....	54
Figura 46 – Em cima representação da componente acetabular e suas dimensões. Em baixo representação da componente femoral e suas dimensões.	56
Figura 50 – Fotografias da maquinação. À esquerda maquinação da parte interior da peça, à direita maquinação da parte exterior com a peça colocada no suporte.	58
Figura 51 – Peça femoral em verde após maquinação à esquerda e suporte auxiliar para peça femoral à direita. Diâmetro externo da componente femoral: 59 mm.....	59
Figura 52 – Peça acetabular em verde após maquinação à esquerda e suporte auxiliar para peça acetabular à direita. Diâmetro externo da componente acetabular: 71,65 mm.	59
Figura 53 – Tentativas de maquinação de próteses que falharam.	60
Figura 54 – Componente acetabular e componente femoral de Si_3N_4 em verde após maquinação. À esquerda componente acetabular de diâmetro externo 71,65 mm e à direita a componente femoral com 59 mm de diâmetro externo.	60
Figura 55 – Peças finais sinterizadas. Na fotografia à esquerda componente acetabular de diâmetro externo 59,3 mm (peça da esquerda) e componente femoral de diâmetro externo 49,7 mm (peça direita). Na fotografia da direita as mesmas componentes dispostas de maneira diferente.....	62
Figura 56 – Montagem dos modelos CAD da região proximal do fêmur com dispositivo de <i>resurfacing</i> proposto implantado. Vista frontal à esquerda, vista frontal seccionada ao centro e à direita.....	63

Figura 57 – Vista no plano transversal do conjunto dos modelos CAD da região proximal do fêmur com dispositivo de <i>resurfacing</i> proposto implantado. À esquerda vista no plano transversal superior, à direita vista no plano transversal inferior.....	63
Figura 58 – Modelo CAD do osso femoral proximal após implantação do dispositivo proposto.	63
Figura 59 – Modelos de ossos sintéticos Sawbones [®] utilizados para a implantação.	64
Figura 60 – Etapas de corte realizadas no osso femoral sintético.	65
Figura 61 – Componente femoral fabricada implantada em osso sintético à esquerda e um modelo idêntico de osso sintético femoral intacto.	65
Figura 62 – Modelos de fêmur e acetábulo após implantação da prótese em material cerâmico de Si ₃ N ₄	66
Figura 63 – Vista frontal da articulação após implantação da prótese em osso sintético. À esquerda posição normal da articulação e à direita articulação com rotação interna (0-35°).	67
Figura 64 – Vista posterior após implantação da prótese em osso sintético. À esquerda posição normal da articulação e à direita articulação com rotação interna (0-35°).....	67
Figura 65 – Diferentes amplitudes da articulação da anca com a prótese implantada. À esquerda em amplitude de abdução (45-50°), no centro amplitude normal (0°) e à direita amplitude de adução (20-30°).....	68
Figura 66 – Comparação do modelo sintético após implantação com modelo sintético idêntico intacto. À esquerda posição normal da articulação, à direita articulação em rotação interna.....	68
Figura 67 – À esquerda o desenho esquemático e à direita uma fotografia da montagem para o teste de resistência da cabeça femoral não suportada, proposto por Dickinson <i>et al.</i> .No diagrama a força encontra-se representada pela seta e a zona sobe <i>stress</i> está a tracejado vermelho. Adaptado de: [74].	70
Figura 68 – Modelo CAD das estruturas desenvolvidas à esquerda. Fotografia da disposição das peças antes do ensaio mecânico de rutura da componente femoral sem suporte interno.	71
Figura 69 – Gráfico de carga em relação ao deslocamento do ensaio mecânico da componente femoral sem suporte interno.....	72
Figura 70 – À esquerda modelo CAD, ao centro modelo de elementos finitos e à direita resultados de tensão obtidos.	74

Índice de tabelas

Tabela 1 – Resumo da amplitude de movimentos da articulação da anca.	11
Tabela 2 – Número de operações primárias por tipo e idade de 2000 a 2017. Adaptado de [31]. .	17
Tabela 3 – Lista de publicações que reportam informação de implantes <i>resurfacing</i> da anca BHR a longo prazo (<i>follow-up</i> superior a 10 anos).	19
Tabela 4 – Lista de publicações que reportam informação de implantes <i>resurfacing</i> da anca <i>Cormet</i>	21
Tabela 5 – Percentagem cumulativa de revisões de artroplastias totais da anca por tipo, relatadas pelo AOANJRR em 2018. Adaptado de [30].	22
Tabela 6 – Cálculo das retrações ocorridas entre cada etapa do processamento do material.	38
Tabela 7 – Resultados dos ensaios de compressão	40
Tabela 8 – Dimensões e resultados dos ensaios de flexão a 3 pontos.	43
Tabela 9 – Microdureza de Si_3N_4	45
Tabela 10 – Macrodureza de Si_3N_4	46
Tabela 11 – Equações de tenacidade à fratura.	47
Tabela 12 – Resultados de tenacidade à fratura.	48
Tabela 13 – Resumo dos resultados obtidos em ensaios mecânicos e comparação com valores da literatura.	49
Tabela 14 – Comparação das propriedades mecânicas do cerâmico de Si_3N_4 com materiais utilizados em <i>resurfacing</i> da anca.	50
Tabela 15 – Módulo de Young, Módulo de corte e Coeficiente de Poisson. Comparação com valores da literatura e com materiais utilizados em <i>resurfacing</i> da anca.	52
Tabela 16 – Compostos presentes no cerâmico de Si_3N_4 após sinterização.	55
Tabela 17 – Dimensões do modelo de <i>resurfacing</i> em verde (após maquinação), e dimensões finais (após sinterização).	56
Tabela 18 – Parâmetros de desbaste e corte.	57
Tabela 19 – Comparação das dimensões projetadas e as dimensões reais da prótese produzida.	61
Tabela 20 – Comparação de ensaios de carga.	73

Lista de Abreviaturas

ATA	Artroplastia Total da Anca Total Hip Arthroplasty
ARA	Artroplastia de <i>Resurfacing</i> da Anca Hip <i>Resurfacing</i> Arthroplasty
NJR	Registo Nacional da Articulação <i>National Joint Registry</i>
OA	Osteoartrite Osteoarthritis
PE	Polietileno Polyethylene
ZTA	Alumina tenacificada com zircónia Zirconia Toughened Alumina
ORSI	Sociedade de Investigação Internacional de Osteoartrite Osteoarthritis Research Society International
AOANJRR	Registo Nacional de Artroplastia da Associação Ortopédica Australiana Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry
SHAR	Registo Suíço da Artroplastia da Anca Swedish Hip Arthroplasty Register
FDA	Administração de Alimentos e Drogas Food and Drug Administration
BHR	Birmingham Hip <i>Resurfacing</i>
HA	Hidroxiapatite Hydroxyapatite
HP	Pressão a quente Hot Pressing
HIP	Pressão Isostática a Quente Hot Isostatic Pressing

PEG	Polietilenoglicol Polyethylene glycol
IET	Técnica de excitação por impulso Impulse Excitation Technique
SEM	Microscópia eletrónica de Varrimento Scanning Electron Microscope
DRX	Difração de raios-X X-ray diffraction
CNC	Controlo Numérico Computorizado Computer Numerical Control
CAD	Desenho assistido por computador Computer Aided Design
CAM	Maquinação assistida por computador Computer Aided Manufacturing
UHMWPE	Polietileno de ultra alto peso molecular Ultra-high-molecular-weight polyethylene

1. Introdução Geral

A artroplastia da articulação da anca é um dos procedimentos de artroplastia mais realizados, sendo ultrapassada apenas pela artroplastia do joelho. Existem dois principais tipos de procedimento, a Artroplastia Total da Anca (ATA) e a Artroplastia de *Resurfacing* da Anca (ARA). O procedimento convencional é a artroplastia total, a ARA é um procedimento cirúrgico alternativo desenvolvido para pacientes jovens, com o objetivo de preservar uma maior quantidade de osso femoral, trazendo vantagens como a diminuição da taxa de luxação, maior estabilidade, manutenção da anatomia normal da articulação, evitar *stress shielding*, permitindo o retorno a atividades físicas de alto impacto e a facilitação de uma cirurgia de revisão futura.

Segundo o Relatório Anual de 2018 do *National Joint Registry* (NJR) do Reino Unido, 88,8% das artroplastias da anca são devido a casos de osteoartrite (OA). A osteoartrite é uma doença caracterizada pela deterioração e abrasão da cartilagem das articulações. Esta é a doença mais comum das articulações, e afeta principalmente a anca e o joelho, em adultos de idade avançada sendo das principais causas de incapacidade na população sénior. O envelhecimento da população e o aumento da prevalência da obesidade tem levado também a um aumento da prevalência desta doença. Ao longo dos anos tem sido reportado um maior aparecimento desta doença em pacientes mais jovens, daí a motivação para a investigação de dispositivos de *resurfacing*.

Os pacientes elegíveis para uma ARA são jovens e pessoas ativas com idades inferiores a 65 anos, com boa qualidade óssea, cuja probabilidade de serem submetidos a uma cirurgia de revisão no seu tempo de vida seja alta e nas quais a mobilidade da anca afete significativamente a qualidade de vida nas suas atividades diárias. Preferencialmente devem ser pacientes com uma boa morfologia de osso e do sexo masculino.

Ao longo dos anos a realização de procedimentos ARA tem decrescido. Os dispositivos disponíveis no mercado atual são dispositivos de interface metal-metal em ligas de Crómio-Cobalto (CoCr), com resultados que se têm mostrado desencorajadores ao longo do tempo. A principal causa são as reações adversas dos tecidos relacionadas com a presença de metal, como aparecimento de pseudotumores e metaloses, bem como a elevada concentração sistémica de iões metálicos observada em pacientes submetidos a este tipo de intervenção, esta presença de iões metálicos tem gerado controvérsia na comunidade médica [1]–[3]. Parte da comunidade inicialmente defendia que estas concentrações não eram prejudiciais, no entanto já algumas

investigações provaram a toxicidade dos íons de Cr e Co e a sua interferência com algumas funções biológicas, bem como a sua correlação com o aparecimento de reações adversas dos tecidos e pseudotumores [2]–[5]. A taxa de revisão para dispositivos de *resurfacing* tem-se revelado superior à taxa observada para dispositivos de ATA. Por estes motivos os cirurgiões têm abandonado este procedimento.

O insucesso destes dispositivos devido ao material motivou o interesse pelos cerâmicos. Os materiais cerâmicos são uma solução emergente na ATA com ótimos resultados. Estes materiais têm algumas vantagens devido à sua dureza e biocompatibilidade, eliminando a ocorrência de corrosão comum dos materiais metálicos e a possibilidade de osteólise (reabsorção óssea) induzida pelos detritos de polietileno (PE), têm também uma molhabilidade superior e são mais hidrofílicos favorecendo uma melhor lubrificação da articulação próstética. O desgaste de interfaces cerâmico-cerâmico na ATA é referenciada com uma taxa de 4,3 $\mu\text{m}/\text{ano}$ [6].

Através de processos de fabrico mais refinados e a criação de estruturas compósitas, a última geração de cerâmicos apresenta propriedades mecânicas muito melhoradas, com uma menor tendência à fratura e taxas de desgaste de terceiro corpo muito mais reduzidas, o que seriam os aspetos mais preocupantes na utilização destes materiais em artroplastias.

O sucesso da utilização de compósitos de alumina tenacificada com zircónia (ZTA) em artroplastias ou de Nitreto de Silício (Si_3N_4) em variadas aplicações ortopédicas, demonstrando propriedades apropriadas destes materiais foi uma das grandes motivações à proposta de um conceito de *resurfacing* da anca em material cerâmico.

O Si_3N_4 , em específico, já é utilizado há mais de 50 anos em aplicações industriais que necessitam de um material com grande resistência à fratura sob condições extremas de operação, e mais recentemente, desde 2008, tem sido utilizado como material ortopédico na artrodese da coluna cervical e toracolombar com poucas falhas reportadas. Este material é biocompatível, com características favoráveis de interação celular. Sob a forma densa e polida apresenta taxas de desgaste muito baixas, com resistência mecânica e tenacidade comparável aos melhores valores obtidos com outros cerâmicos policristalinos (como p.e. a alumina e zircónia) [7].

Este material tem vindo a ser defendido como adequado para artroplastia de articulações como a da anca. A combinação de dois processos de fabrico, neste caso combinação da sinterização e prensagem isostática a quente, tipo de processamento utilizado na fabricação de interfaces de alumina (Al_2O_3) para artroplastia, é um método

referido na literatura com resultados de alta rigidez e custos acessíveis a nível industrial [8]. Os aditivos de sinterização de Si_3N_4 mais utilizados são a ítria (Y_2O_3) e a alumina (Al_2O_3). Os resultados mostram que o material obtido apresenta uma tenacidade à fratura aceitável, sendo por isto bastante resistente à iniciação e propagação de fraturas, tendo ainda módulos de rutura superiores à Al_2O_3 . Este material tem ainda a capacidade de suportar grandes cargas, sendo por isso considerado promissor e interessante para aplicações na artroplastia da anca.

O objetivo principal desta dissertação é então conseguir desenvolver e produzir um conceito com performance adequada para aplicação na artroplastia *resurfacing* da anca em material cerâmico, face ao problema associado aos atuais dispositivos de *resurfacing* em metal. O dispositivo desenvolvido é menos invasivo que uma ATA, obter maior preservação óssea e uma revisão mais simples.

É também um objetivo a produção de material cerâmico em Si_3N_4 com características microestruturais e propriedades mecânicas adequadas. Neste trabalho o grande foco está na validação do material cerâmico de Si_3N_4 para aplicação ortopédica em artroplastia da anca e em demonstrar o potencial de um conceito de *resurfacing* da anca produzido por este cerâmico, comparando os resultados com as propriedades e comportamento dos dispositivos *resurfacing* em metal-metal, e interfaces cerâmicas já no mercado utilizadas na ATA ou em investigação decorrente.

2. Revisão da literatura

Como já referido na introdução a ATA é o procedimento convencional de substituição da articulação da anca e a ARA é um procedimento cirúrgico alternativo desenvolvido para pacientes cuja mobilidade da anca afete significativamente a sua qualidade de vida nas suas atividades diárias.

2.1 Artroplastia Total da Anca (ATA)

Na ATA a cabeça femoral é removida bem como uma certa quantidade de osso femoral para a colocação de uma haste no componente femoral. Um dispositivo de ATA é composto por mais do que dois componentes, entre eles a haste femoral, componente acetabular, interface articular e cabeça femoral tal como podemos observar na Figura 1. A Figura 2 apresenta uma radiografia onde é observável um dispositivo de ATA implantado.

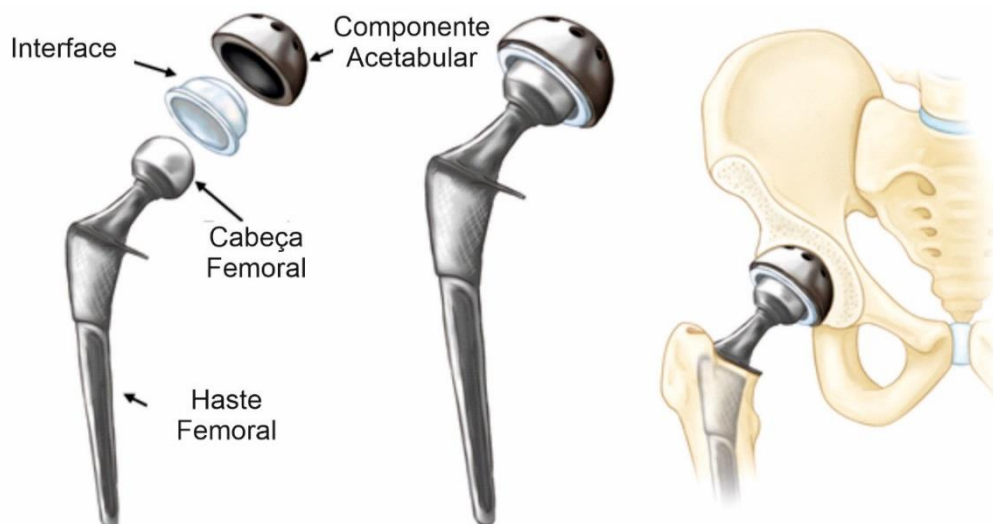


Figura 1 – Componentes de uma prótese ATA. Adaptado de [9].

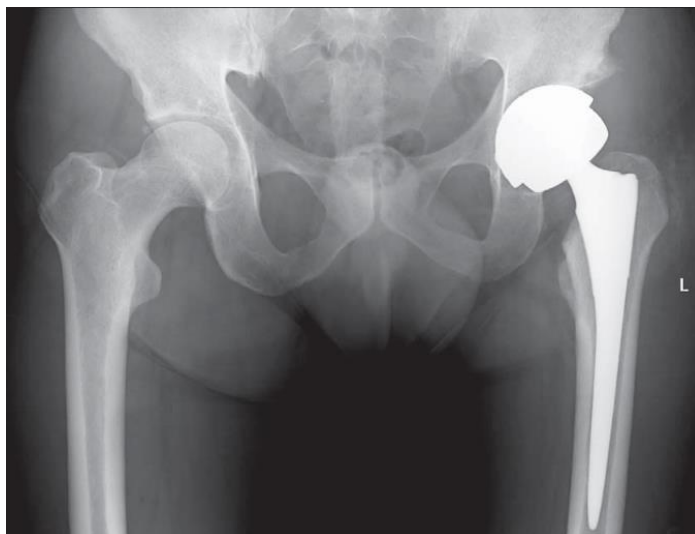


Figura 2 – Radiografia de uma articulação da anca submetida a uma ATA. Adaptado de: [10].

2.2 Artroplastia de *Resurfacing* da Anca (ARA)

O principal objetivo da ARA é ser um procedimento menos invasivo de modo a preservar uma maior quantidade de osso femoral facilitando uma revisão futura em pacientes jovens e ativos, para os quais a mobilidade da articulação da anca tenha alto impacto na sua qualidade de vida. Os dispositivos de *resurfacing* têm também várias vantagens como a diminuição da taxa de luxação, maior estabilidade, manutenção da anatomia normal da articulação, manutenção da biomecânica coxofemoral, evitar *stress shielding* e o retorno a atividades físicas de alto impacto [11]. A Figura 3 apresenta uma radiografia de um dispositivo de ARA que, comparando com a Figura 2 permite observar que esta é muito menos invasiva, e requer menos remoção óssea para a sua implantação.



Figura 3 – Radiografia de uma articulação submetida a uma ARA. Adaptado de: [11].

2.3 Anatomia da articulação da anca

A anca é uma articulação do tipo *ball-and-socket*. Está rodeada de músculos fortes que permitem um grande alcance de movimento e uma elevada estabilidade. Esta articulação é sinovial pois possui: uma cavidade articular, superfícies revestidas por cartilagem articular, é rodeada por uma cápsula ligamentosa, e possui uma membrana sinovial que produz líquido sinovial o que permite movimentos com baixo atrito [12].

A articulação da anca está representada na Figura 4: a cabeça do fémur aloja-se numa cavidade profunda (acetábulo), formada pelo ílio, ísquio e púbis.

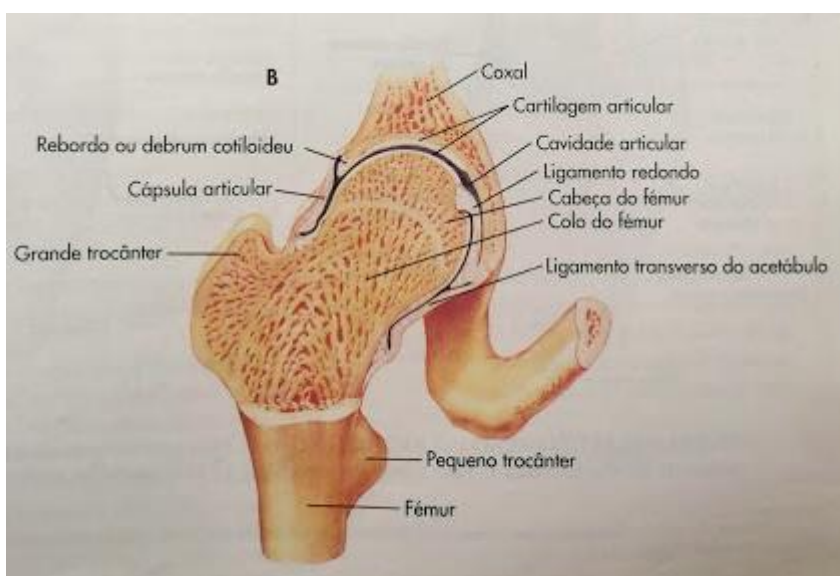


Figura 4 – Representação do plano frontal de uma articulação da anca normal. Adaptado de: [13].

A Figura 5 apresenta o sistema de ligamentos presentes na articulação da anca. Os ligamentos iliofemoral, isquiofemoral e pubofemoral reforçam a cápsula articular. A cápsula articular é uma estrutura fibrosa que se encontra desde o lábio glenoide, ou rebordo, até ao colo do fémur. O ligamento da cabeça do fémur também conhecido por ligamento redondo liga a cabeça do fémur à pélvis, cuja funcionalidade está relacionada com o posicionamento central e a conformação precisa da cabeça articular [12].

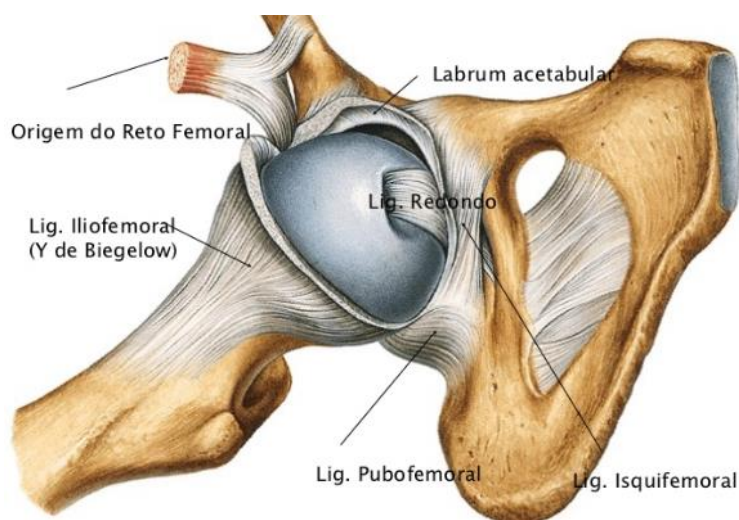


Figura 5 – Sistema de ligamentos da articulação da anca. Adaptado de [14].

O acetábulo tem em média uma inclinação de 41° em relação ao plano transversal, o ângulo de inclinação do pescoço femoral (colo do fémur) é em média 126° , mas dependendo do paciente este ângulo pode variar, sendo que para inclinações acima de 140° , designa-se coxa valga, e quando a inclinação é inferior a 125° coxa vara. A cabeça do fémur sobre o colo deve estar compreendida entre 12° a 30° . [12]

Os músculos superficiais da anca e região pélvica podem ser divididos através da sua posição e função, como ilustrado na figura 6 em:

- Grupo flexor – quadrante anterior,
- Grupo extensor – quadrante posterior,
- Grupo abductor – quadrante lateral,
- Grupo adutor – quadrante medial.

No grupo flexor o principal músculo é o psoas-ilíaco, auxiliado pelo sartório e o recto femoral. O grupo extensor consiste essencialmente nos músculos glúteo máximo e os isquiotibiais. Os músculos abdutores principais são o médio glúteo e o grande abductor

com assistência do pequeno glúteo, e os músculos adutores principais são o músculo grácil, o pectíneo, o adutor longo, adutor *brevis* e o adutor *magno* [14].

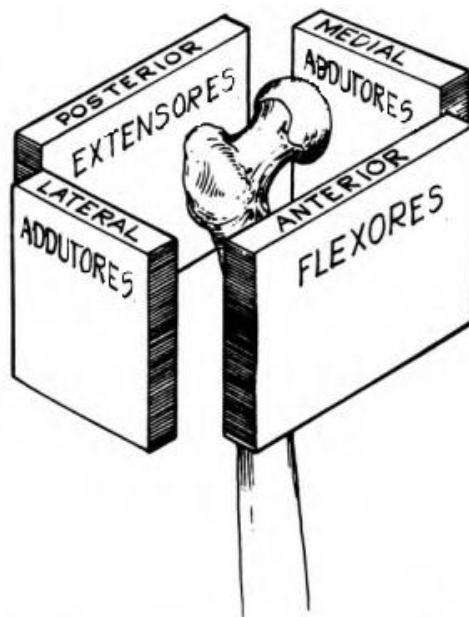


Figura 6 – Quadrantes dos músculos superficiais da anca e região pélvica em relação à sua posição e função. Adaptado de: [14].

2.3.1 Cinemática da articulação da anca

Devido à sua anatomia esférica, esta articulação possui um grande alcance de movimentos, como extensão, flexão, adução, abdução, rotação interna e externa. Os alcances dos vários movimentos da articulação a anca têm variações entre indivíduos.

Segundo Hoppenfeld *et al.* um indivíduo na posição vertical deve ser capaz de afastar a perna lateralmente pelo menos 45°, este movimento designa-se abdução [14]. A partir da posição de abdução e aproximando a perna lateralmente ao corpo e cruzando-a com a outra perna, o indivíduo deverá ser capaz de alcançar pelo menos 20° de amplitude: este movimento designa-se adução. Os movimentos de abdução e adução encontram-se ilustrados na Figura 7. Ao levantar o joelho em direção ao abdômen deve ser possível alcançar uma amplitude de 135° de flexão. Um indivíduo deitado de bruços e elevando a sua perna posteriormente deve conseguir realizar extensão em cerca de 30°. Os movimentos de flexão e extensão encontram-se ilustrados na Figura 8. Na Figura 9 podemos observar os movimentos de rotação externa e interna. A rotação externa normal é cerca de 45° e a interna de 35° [14].

Na tabela 1 encontram-se resumidas as amplitudes normais de cada movimento da articulação da anca e definição do mesmo.

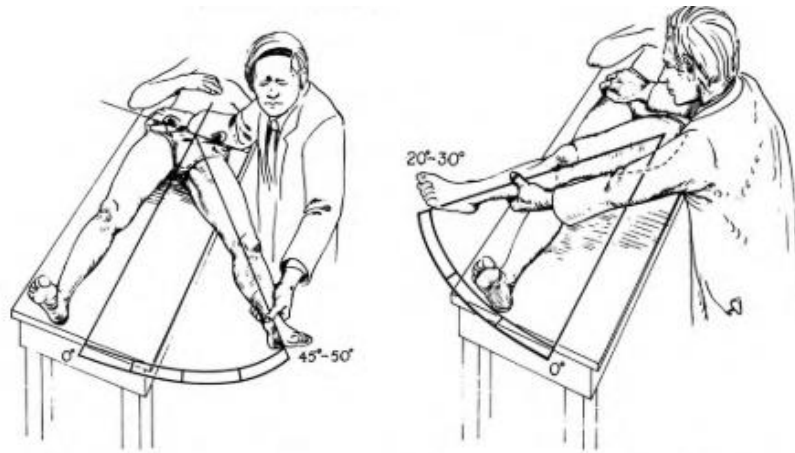


Figura 7 – À esquerda limite normal para abdução entre 45°-50°. À direita limite normal para adução entre 20°-30°. Adaptado de: [14].

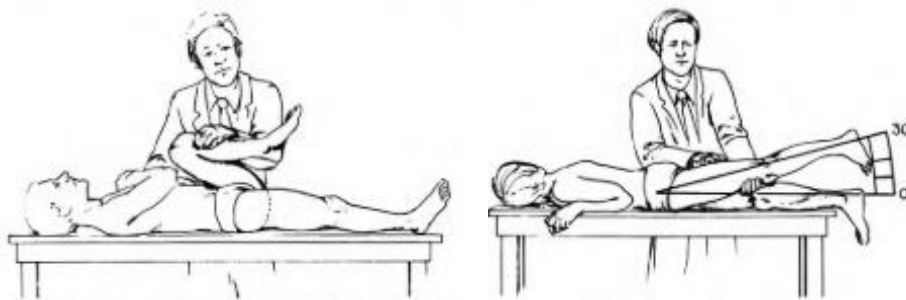


Figura 8 – À esquerda limite normal para flexão é 135°. À direita limite normal para extensão cerca de 30°. Adaptado de: [14].

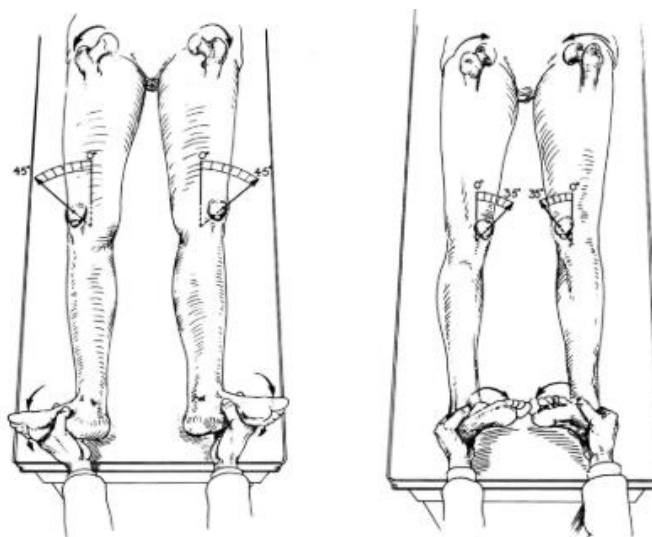


Figura 9 – À esquerda limite normal para rotação externa (45°). À direita limite normal para rotação interna (35°). Adaptado de: [14].

Tabela 1 – Resumo da amplitude de movimentos da articulação da anca.

Movimento	Definição	Amplitude de movimentos
Flexão	Elevação da coxa até ao abdómen.	0° - 135°
Extensão	Mover a perna posteriormente (direção oposta ao abdómen).	0° - 30°
Abdução	Afastar a perna lateralmente.	0° - 45°
Adução	Aproximar a perna lateralmente ao corpo e cruzando-a com a outra perna.	0° - 20°
Rotação Externa	Rodar os pés para fora.	0° - 45°
Rotação Interna	Rodar os pés para dentro.	0° - 35°

2.3.2 Suporte de cargas

A articulação da anca tem uma grande dimensão e realiza um grande suporte de cargas. O suporte de cargas depende da atividade que está a ser exercida e as mais comuns incluem o caminhar, correr, saltar, subir escadas, descer escadas, sentar e levantar.

Durante a caminhada, existem dois valores de pico da força resultante na articulação, o primeiro referente à fase inicial de apoio de ciclo de marcha, e o segundo pico referente à fase final de apoio do ciclo de marcha. A velocidade da caminhada ou corrida influencia a força de reação do solo e a força resultante na articulação, pois quanto maior a velocidade maior a força de reação resultante [15].

A força resultante na articulação durante a caminhada atinge entre 211% a 285% do peso total do corpo, chegando a rondar os 500% do peso do corpo para corrida e podendo alcançar mais de 760% do peso do corpo em situações extremas como tropeçar [15]–[17]. Subir e descer escadas são atividades cuja força resultante é superior à da corrida. O gráfico da Figura 10 representa os valores de forças de contato obtidas por

Bergman *et al.* para diferentes atividades. Para um indivíduo de 75 kg, andar pode originar forças de contato com um pico de 1800 N e descer escadas 2000 N [16].

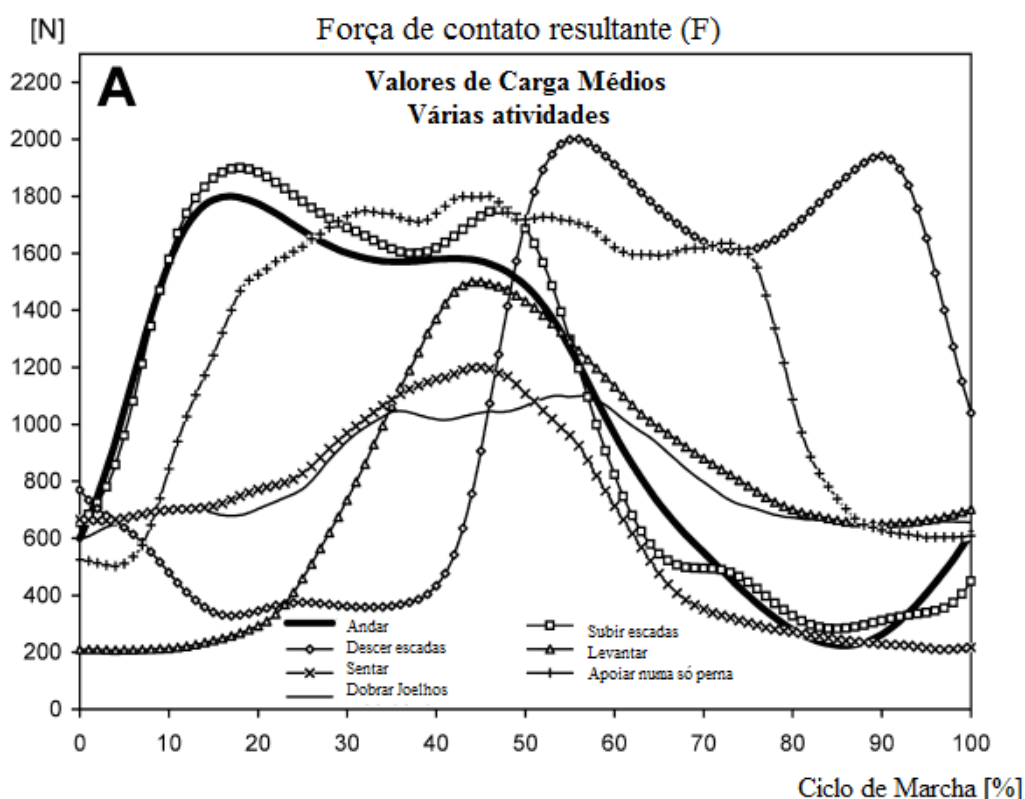


Figura 10 – Valores médios da resultante das forças de contato na articulação da anca para diferentes atividades para um indivíduo de 75 kg. Adaptado de [16].

2.4 Patologias e indicações para artroplastia de *resurfacing*

A grande maioria das artroplastias da anca são realizadas em casos de osteoartrite, segundo o 15º Relatório Anual do *National Joint Registry* (NJR) publicado em 2018, 88,8% das artroplastias da anca são devido unicamente a esta patologia [18]. A osteoartrite é uma doença caracterizada pela deterioração e abrasão da cartilagem das articulações e também é comum serem utilizados os termos osteoartrose e artrite.

Segundo a investigação da Osteoarthritis Research Society International (OARSI), estima-se que esta doença afeta 240 milhões de pessoas globalmente, e afeta mais mulheres do que homens [19]. A anca e o joelho são das articulações mais afetadas por esta patologia. Estudos revelam que a prevalência da osteoartrite tem aumentado ao longo dos anos devido ao envelhecimento da população e ao aumento da prevalência de obesidade [20]. Também têm sido observado um maior aparecimento desta doença em

pacientes mais jovens [21], [22]. De acordo com Yu *et al.* a estimativa de incidência de osteoartrite na Inglaterra para pessoas com idades superiores a 15 anos é de 8,6 em 1000, sendo 6,3/1000 para homens e 10,8/1000 para mulheres [21]. A incidência aumenta com a idade, e afeta especificamente a articulação da anca com uma incidência de 1,4/1000 [21].

Segundo a literatura a elegibilidade de pacientes para uma artroplastia de *resurfacing* é diferente de uma artroplastia total da anca. Os pacientes elegíveis são jovens e pessoas ativas com idades inferiores a 65 anos, com obrigatoriamente boa qualidade óssea, com elevada probabilidade de serem submetidos a uma cirurgia de revisão no seu tempo de vida. Alguns estudos referem também que devem ser pacientes com uma boa morfologia de osso, preferencialmente do sexo masculino. Pacientes mais velhos, do sexo feminino e com ossos mais pequenos, fracos ou danificados têm maior risco de complicações [23]–[25].

A artroplastia de *resurfacing* pode ser recomendada quando é considerado que a articulação da anca afeta significativamente a qualidade de vida de um paciente nas suas atividades diárias.

2.5 Evolução da artroplastia de *resurfacing*

As primeiras tentativas de *resurfacing* da anca remontam a 1940 quando Smith Petersen tenta criar um molde para regeneração da cartilagem da articulação da anca com intenção da remoção do mesmo quando a cabeça femoral e o acetábulo se tornassem lisos e congruentes, como o apresentado na Figura 11. Apesar do insucesso destes moldes, uma vez que a regeneração da cartilagem nunca era completamente adquirida e a maioria dos moldes nunca eram retirados dos pacientes, este conceito inspirou designs subsequentes de artroplastia. As primeiras tentativas com dois componentes começaram a aparecer nos anos 50 por Charnley usando Teflon, Müller and Boltzy nos anos 60 usando duas componentes em metal (Figura 11), e Gerard no início dos anos 70 usando interfaces metal-metal e metal-polietileno dando alguns graus de liberdade entre os dispositivos implantados e o osso. Todos estes designs eram não cimentados. Estes procedimentos eram comumente designados de artroplastia dupla cúpula. Nos anos 70 este procedimento ganhou alguma popularidade em vários países utilizando componentes acetabulares em polietileno (PE) e componentes femorais em liga de CoCr, ambas fixadas com cimento ósseo como alguns dos modelos observáveis na Figura 12 [25], [26].

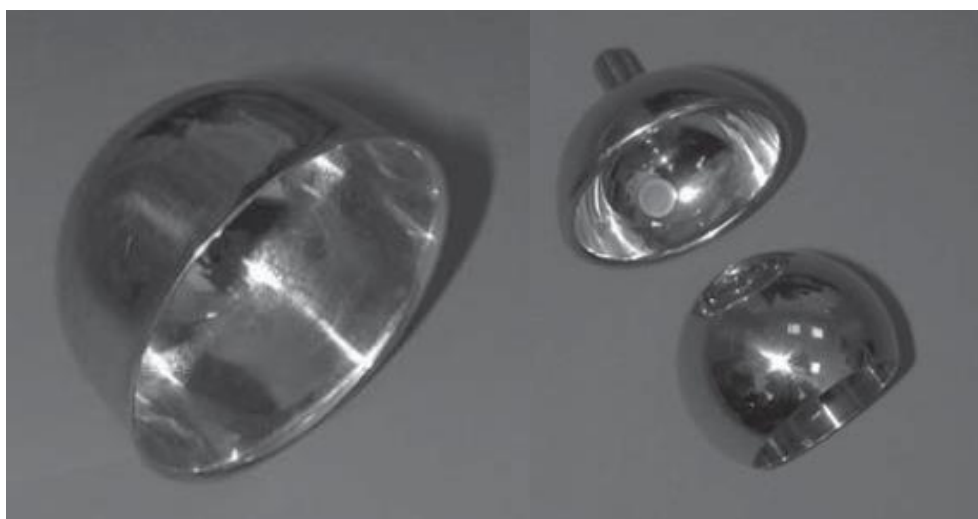


Figura 11 – À esquerda, molde de Smith Petersen, em Vitalium (liga de CoCr) de 1938, substituindo os *designs* anteriores em vidro. À direita, primeiro dispositivo de artroplastia dupla cúpula de interface metal-metal *press-fit* desenvolvido por Müller and Boltzy. Adaptado de [26].



Figura 12 – Painel histórico em exibição no Instituto de Substituição de Articulações em Los Angeles, EUA. São apresentados seis designs de artroplastia dupla cúpula, todos usando componentes acetabulares de PE e componentes femorais CoCrMo, ambas as componentes cimentadas. Da esquerda para a direita e de cima para baixo: Paltrinieri e Trentani (1971), ICH (Eicher e Capello, 1973), Wagner (1974), THARIES (Amstutz e Clarke, 1975), ICLH (Freeman e Swanson, 1976) e TARA (Townley, 1977). Adaptado de [26].

Tal como atualmente a artroplastia de *resurfacing* é dirigida a paciente mais jovens, a artroplastia dupla cúpula também foi desenvolvida com esse objetivo,

infelizmente estes *designs* primários mostraram ter um fraco desempenho a longo prazo comparando com a ATA [25]. As altas taxas de falha destes dispositivos foram associadas principalmente à fragmentação do cimento que originava desgaste por efeito de terceiro corpo e a superfícies de suporte que exibiam taxas de desgaste de PE extremamente altas [27].

O conceito de *resurfacing* foi abandonado durante algum tempo pela grande maioria dos cirurgiões e rejeitado na comunidade ortopédica. Apenas alguns cirurgiões continuaram convencidos da viabilidade deste procedimento, e após a primeira geração de dispositivos demonstrar altas taxas de desgaste assético, nos anos 90 começou-se a optar por materiais com menor desgaste, dispositivos com dois componentes em liga de CoCrMo com alto teor de carbono cujas características de desgaste eram muito melhores [28], [29]. Estes modelos obtiveram bons resultados a curto prazo, originando um aumento da popularidade do procedimento de ARA no início dos anos 2000 [25].

Em 2008 começaram a aparecer estudos que desapoiavam este procedimento, nomeadamente Pandit *et al.* reportou o aparecimento de reações adversas do tecido local, designadas de pseudotumores em 12 de 1300 pacientes submetidos a ARA [1], e Haan *et al.* examinou os níveis de iões metálicos de Co (Cobalto) e Cr (Crómio), cujo as concentrações altas geravam preocupação [2]. Estas publicações foram as primeiras a revelar estes problemas e levaram a uma onda de investigações que questionava a utilização de dispositivos com interface metal-metal, provando a toxicidade dos iões de Cr e Co e a sua interferência com algumas funções biológicas, bem como a sua correlação com o aparecimento de reações adversas dos tecidos [2]–[5].

A crença de que o material era a fonte das falhas associadas a todos os dispositivos de ARA metal-metal, levou a um grande decréscimo da utilização destes a partir de 2010, tal como podemos constatar nos relatórios anuais da Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry (AOANJRR) [30], Swedish Hip Arthroplasty Register (SHAR) [31] e National Joint Registry (NJR) for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man [18].

Apesar do seu grande desuso atualmente, relacionado com o material, e adicionais contradições no *design* dos componentes e técnica cirúrgica, o facto da ARA proporcionar a conservação óssea continua a ser do interesse de muitos investigadores. Muitos ensaios clínicos de duração entre 10 a 15 anos apoiam o seu uso em pacientes jovens, preferencialmente homens [32]–[34]. Até final de 2018 apenas dois modelos de *resurfacing* estão aprovados nos Estados Unidos pela Food and Drug Administration (FDA) [35], o modelo de *Birmingham Hip Resurfacing* (BHR) e o modelo *Cornet*

apresentados e especificados no capítulo 2.6 Modelos de aplicação. O modelo *Birmingham* é o mais utilizado e referido na literatura, apresentando taxas de sucesso mais satisfatórias [32], [33].

A utilização de materiais cerâmicos na ATA é cada vez mais comum, devido à sua baixa taxa de desgaste e biocompatibilidade mostrando altas taxas de sucesso, principalmente em interfaces de PE-cerâmico [36]. Têm surgido algum interesse por estes materiais em dispositivos de *resurfacing* da anca, em 2017 iniciaram-se os primeiros ensaios clínicos em humanos com um dispositivo de ARA em material cerâmico pelo *Imperial College* de Londres [37].

2.5.1 Tendências na utilização de dispositivos de *resurfacing* da anca

Os gráficos da Figura 13 apresentam a tendência na artroplastia da anca de 2000 a 2017 na Suécia, como podemos observar, as próteses de *resurfacing* tiveram um número máximo de implantações em 2008, tendo um declínio a partir desse ano o que condiz com a sua evolução histórica referida anteriormente. São colocadas principalmente em pacientes mais jovens, com idades inferiores a 50 anos. Segundo o relatório anual do Registo Sueco em 2017 apenas 0,8% das artroplastias da anca foram *resurfacing*, sendo que para pacientes com idades inferiores a 50 anos esta taxa aumenta para 7,5% como podemos confirmar através da Tabela 2 [31].

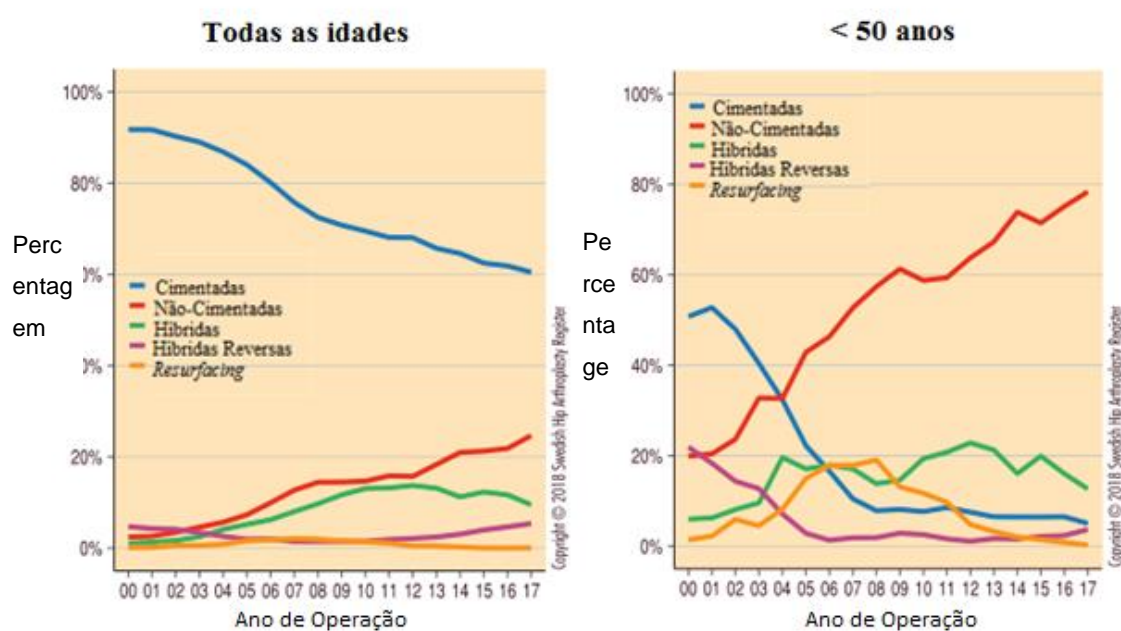


Figura 13 – Gráficos de tendência dos diferentes tipos de fixação na artroplastia da anca de 2000 a 2017, para todas as idades (esquerda) e para pacientes com idades inferiores a 50 anos (direita). Adaptado de [31].

Tabela 2 – Número de operações primárias por tipo e idade de 2000 a 2017. Adaptado de [31].

Tipo de fixação	<50 anos		50–59 anos		60–75 anos		>75 anos		Total	%
	Number	%	Number	%	Number	%	Number	%		
Cimentada	2 212	16.7	13 640	37.8	110 006	77.6	71 636	93.6	197 494	73.8
Não-Cimentada	7 236	54.6	13 272	36.8	14 869	10.5	1 103	1.4	36 480	13.6
Híbrida Reversa	2 120	16.0	6 623	18.4	12 396	8.7	2 292	3.0	23 431	8.8
Híbrida	640	4.8	1 619	4.5	4 057	2.9	1 390	1.8	7 706	2.9
Resurfacing	1 000	7.5	881	2.4	258	0.2	2	0.0	2 141	0.8
Dados em falta	49	0.4	49	0.1	254	0.2	110	0.1	462	0.2
Total	13 257	100.0	36 084	100.0	141 840	100.0	76 533	100.0	267 714	100.0

Copyright © 2018 Sociedade Britânica de Ortopedia e Traumatologia

Na Inglaterra a tendência é semelhante, pois a partir de 2007 houve um grande declínio no uso de próteses de *resurfacing* como podemos observar no gráfico da Figura 14 do 15º relatório anual do Reino Unido publicado em 2018. Em 2017 as implantações de dispositivos de *resurfacing* corresponderam a 0,6% de todas as artroplastias da anca, os pacientes foram majoritariamente homens. Desde 2003 a 2017, 4% da artroplastias da anca no Reino Unido foram de *resurfacing* [18].

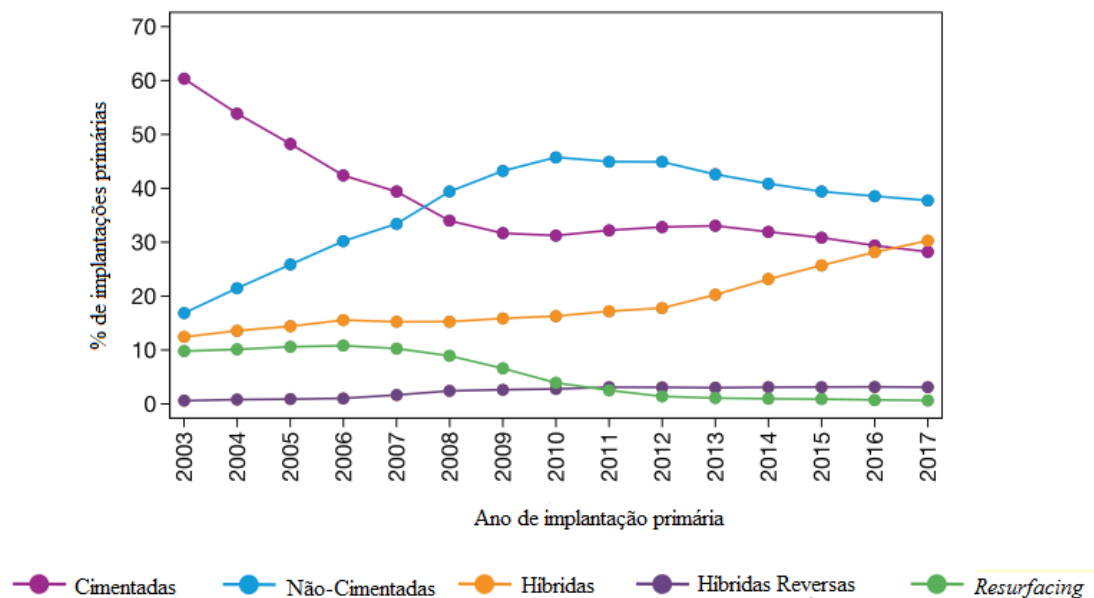


Figura 14 – Gráfico de tendência dos diferentes tipos de fixação na artroplastia primária da anca de 2003 a 2017 no Reino Unido. Adaptado de [18].

A tendência mantém-se também na Austrália, cuja implementação de dispositivos de ARA tem decrescido desde 2005, em 2017 o número de procedimentos foi inferior em 7,3% face a 2016, e 78,5% inferior a 2005. Em 2017 na Austrália a ARA representou 2,9% de todos os procedimentos de artroplastia da anca, e 98% das ARA foram realizadas com pacientes do sexo masculino, mais de 50% dos pacientes tinham idade inferior a 55 anos, e verificou-se um aumento dos pacientes com idades entre os 55-74 anos submetidos a ARA face a 2016 como podemos observar no gráfico da Figura 15 [30].

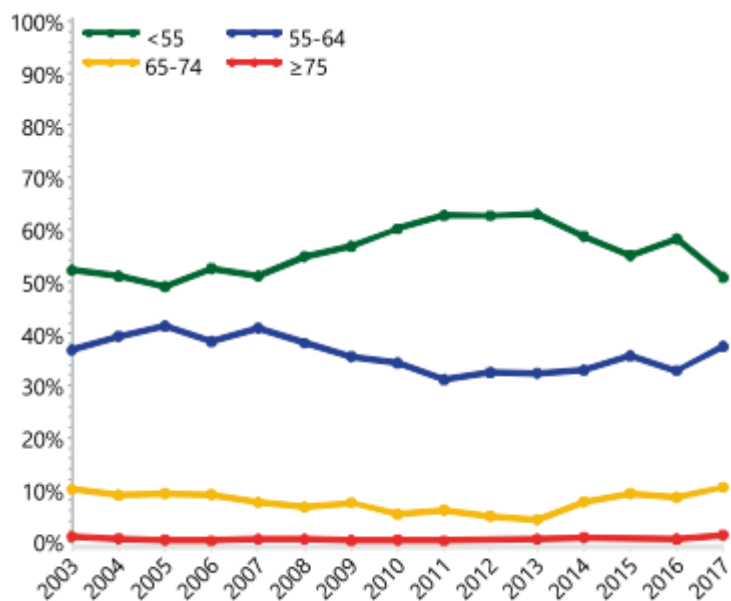


Figura 15 – Aplicação de prótese *resurfacing* da anca primária por idade desde 2003 a 2017. Adaptado de [30].

2.6 Modelos de aplicação

Os dois modelos de *resurfacing* aprovados pelo FDA, nomeadamente, o modelo de *Birmingham* (BHR) e o modelo *Cormet* apresentados na Figura 16 são do tipo metal-metal.

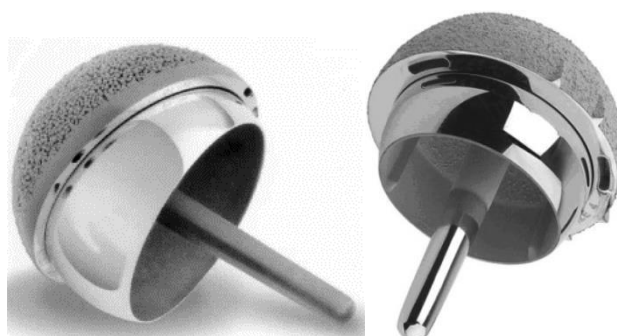


Figura 16 – À esquerda modelo *Birmingham* de ARA, adaptado de [38]. À direita modelo *Cormet* de ARA, adaptado de [39].

2.6.1 Modelo BHR

O modelo Birmingham Hip *Resurfacing* (BHR) da Smith & Nephew, foi implantado pela primeira vez em 1997 e em 2006 foi aprovado pelo FDA. A implantação deste modelo em mulheres é desaconselhada pelos fabricantes e não são fabricadas componentes femorais de diâmetros inferiores a 46 mm, porque as mulheres têm mais número de doenças associadas e em geral menos qualidade óssea, principalmente a partir dos 50 anos relacionado com fatores hormonais (menopausa). A componente femoral é em liga de CoCrMo e têm um *design* para fixação cimentada. A componente acetabular é também na mesma liga CrCoMo com revestimento de hidroxiapatite (HA) na parte exterior e tem um *design* para fixação não-cimentada. É um dispositivo do tipo semi-constrangido. Ambas as ligas de CrCoMo contêm alto teor de carbono de acordo com as normas ASTM F75 e ISO 5832-4.

Este modelo é o que apresenta maior número de estudos clínicos. Na Tabela 3 apresenta-se uma lista de seis estudos de longa duração utilizando este modelo. Em resumo, nestes seis estudos foram avaliados um total de 2332 impantes em 2073 pacientes, o tempo médio de seguimento foi de 12 anos e a taxa de sucesso durante esse tempo foi em média 94,3%.

Tabela 3 – Lista de publicações que reportam informação de implantes *resurfacing* da anca BHR a longo prazo (*follow-up* superior a 10 anos).

Estudo/ Referência	Ano de Publicação	Número de implantes BHR	Número de pacientes	Tempo médio de <i>Follow-up</i> em anos	Taxa de sucesso do implante BHR %
Daniel [32]	2014	1000	886	13,7	95,8

Estudo/ Referência	Ano de Publicação	Número de implantes BHR	Número de pacientes	Tempo médio de <i>Follow-up</i> em anos	Taxa de sucesso do implante BHR %
Van Der Straeten [40]	2013	250	232	13,2	92,4
Treacy [33]	2011	144	130	10,9	93,5
Reito [41]	2014	261	219	10,4	91,0
Coulter [42]	2012	230	213	10,4	94,5
Matharu [43]	2013	447	393	10,1	94,1
Total/ Média Ponderada		2332	2073	11,45	94,3

O Relatório Anual de 2018 do registo nacional de articulações da Austrália (AOANJRR) apresenta dados acerca da taxa de revisão dos dispositivos de *resurfacing*. O modelo BHR é o dispositivo com o maior número de implantações e com o seguimento mais longo, os dados apontam para 11504 implantações das quais 846 necessitaram de revisão e é o único com dados de 15 e 17 anos de *follow-up*. A taxa de revisão para 17 anos é de 10,6%, e para 15 anos é de 10% [30].

No caso do Reino Unido o relatório anual de 2018 do NJR refere um tempo máximo de seguimento de 14 anos, reporta 21620 dispositivos BHR implantados com uma idade média de 55 anos e 74% dos pacientes do sexo masculino e refere uma taxa de revisão de 11% em 14 anos. Este modelo de *resurfacing* é de longe o mais utilizado no Reino Unido [18].

2.6.2 Modelo Cormet

O modelo *Cormet*, apresentado em 1997, de fixação híbrida, onde a componente femoral é cimentada e a componente acetabular é não-cimentada. A componente acetabular tem um revestimento de plasma spray de titânio e hidroxiapatite (HA). O metal utilizado é liga de CoCr de acordo com a norma ASTM F75. A cabeça femoral varia de 40 a 56 mm de diâmetro externo [39].

O número de estudos com este dispositivo é muito menor que o BHR, e a maioria dos estudos existentes tem tempos de *follow-up* inferiores a 10 anos e um número de pacientes pequeno. A Tabela 4 apresenta três estudos realizados com o modelo *Cormet*.

Em 708 implantações com uma média de seguimento de 8 anos a taxa de sucesso foi 91,0%.

Tabela 4 – Lista de publicações que reportam informação de implantes *resurfacing* da anca *Cormet*.

Estudo/ Referência	Ano de Publicação	Número de implantes Cormet	Número de pacientes	Tempo de Follow-up em anos	Taxa de sucesso do implante Cormet %
Gross [44]	2012	373	329	11	93,0
Kodás [45]	2012	234	215	5	94,0
Seppänen [46]	2016	101	-	8	91,0
Total/ Média Ponderada		708	-	8	93,0

Analisando o Relatório Anual da AOANJRR de 2000 a 2017 verifica-se que foram implantados 626 modelos de *resurfacing Cormet*, dos quais 117 necessitaram de revisão e a taxa de revisão ao fim de 10 anos foi de 17,4% (muito superior à observada para o modelo BHR) [30]. Segundo o Relatório do NJR para o Reino Unido de 2003 a 2017 foram implantadas 3700 dispositivos *Cormet* e a taxa de revisão ao fim de 14 anos foi de 23,34% (também muito superior à do modelo BHR) [18].

2.7 Registos clínicos e taxas de sucesso

As taxas de sucesso dos dispositivos de *resurfacing* da anca encontram-se bem relatadas nos relatórios anuais de 2018 do AOANJRR e pelo NJR do Reino Unido.

O registo nacional de artroplastia da Austrália registou 17345 ARAs em 17 anos das quais se verifica que 1656 necessitaram de ser revistas. Na tabela 5 é possível observar os dados em percentagem cumulativa de revisões de artroplastias da anca por tipo, onde podemos constatar que a taxa de revisão de dispositivos de *resurfacing* ao fim de 15 anos foi de 13,1% e ao fim de 17 anos foi de 13,7%, a partir do terceiro ano as taxas de revisão são sempre superiores às de ATA. No relatório também é possível verificar que as taxas de revisão para mulheres são muito mais altas do que nos homens, ao fim de 15 anos após uma intervenção de ARA o sexo masculino tem uma taxa de

revisão de apenas 9,2% enquanto que nas mulheres é cerca de 23,8%. O diâmetro da componente femoral também influencia a taxa de revisão, sendo que para diâmetros externos superiores a 50 mm as taxas de revisão são substancialmente mais baixas como podemos observar no gráfico da Figura 17 [30].

Tabela 5 – Percentagem cumulativa de revisões de artroplastias totais da anca por tipo, relatadas pelo AOANJRR em 2018. Adaptado de [30].

Procedimento de artroplastia	N	N	1 anos	3 anos	5 anos	10 anos	15 anos	17 anos
	Revisões	Total						
Convencional	19200	420260	1.7 (1.7, 1.8)	2.8 (2.7, 2.8)	3.8 (3.7, 3.8)	6.6 (6.5, 6.7)	9.7 (9.5, 9.9)	10.8 (10.5, 11.1)
Resurfacing	1656	17345	1.7 (1.5, 1.9)	3.3 (3.0, 3.5)	5.0 (4.7, 5.4)	9.6 (9.1, 10.1)	13.1 (12.4, 13.8)	13.7 (12.9, 14.5)
TOTAL	20856	437605						

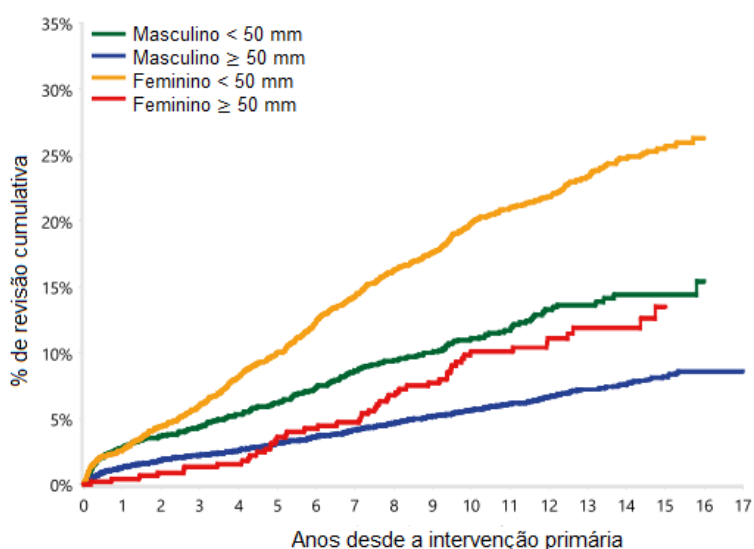


Figura 17 – Percentagem cumulativa de revisão de ARA primária por género e diâmetro da componente femoral. Adaptado de [30].

No relatório anual de 2018 do NJR no Reino Unido a taxa de revisão mostra resultados inferiores aos relatados na Austrália, sendo que a taxa de revisão de dispositivos metal-metal de ARA ao fim de 14 anos foi de 14,76%, é um valor significativamente mais alto quando comparado com a taxa de revisão da ATA não-cimentada no mesmo período que foi de 5,38%. É referido que tal como todos os dispositivos de interface metal-metal o seu uso é muito limitado. Neste relatório também é visível a diferença da taxa de revisão entre homens e mulheres, sendo que para

pacientes entre 55 e 64 anos, para homens ao fim de 14 anos a taxa de revisão foi de 9,82% e para as mulheres foi de 23,49% [18].

2.8 Casos de insucesso e falhas associadas

2.8.1 Dispositivos metal-metal

Na literatura as causas principais de revisão de dispositivos de ARA metal-metal são reações adversas ou patologias relacionadas com metal, desgaste assético e fraturas periprostáticas do pescoço femoral [24].

No relatório anual de 2018 do AOANJRR em 1512 próteses de ARA revistas cujo diagnóstico para a sua colocação foi osteoartrite (OA), 27,5% foram revistas devido a patologias relacionadas com o material metálico, 24,3% devido a desgaste e 18,3% devido a fraturas periprostáticas, com uma incidência inferior também foram relatadas causas como lise dos tecidos, infecção, dor, osteonecrose, deslocação da prótese e desalinhamento da prótese. A incidência destas falhas é representada no gráfico da Figura 18. Na maioria das revisões, cerca de 71%, ambos os componentes são substituídos, apenas 23,4% das revisões são feitas com apenas a substituição da componente femoral [30].

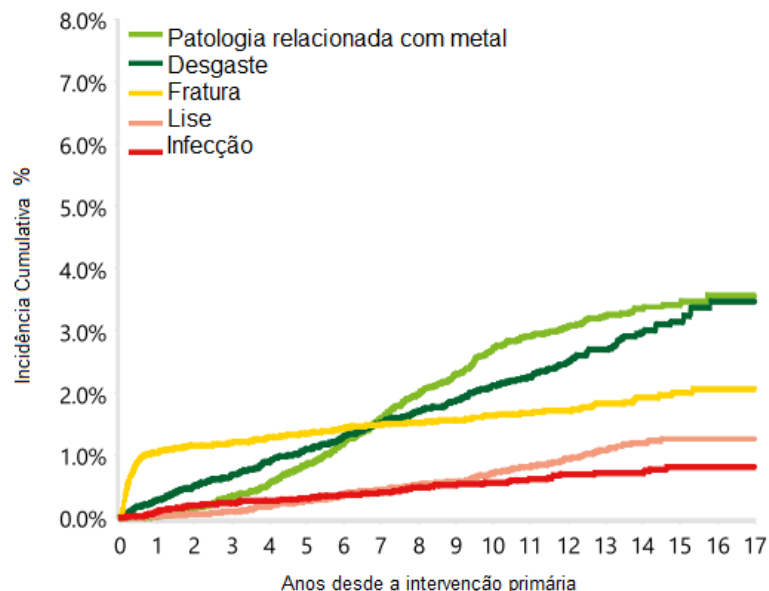


Figura 18 – Incidência cumulativa dos principais diagnósticos de revisão da ARA. Adaptado de [30].

O NJR do Reino Unido em 2018 relata igualmente as reações adversas ao metal como a principal causa de insucesso dos dispositivos de ARA observando-se uma incidência maior da dor como motivo de revisão e uma taxa menor para as fraturas periprostáticas. Neste relatório comparando as causas de falha da ARA com a ATA, foi relatado um maior valor de PTIR (número de revisões dividido pelo total de próteses por ano em risco) para falhas devido a desgaste assético e dor nos procedimentos de ARA. As próteses do tipo metal-metal provocaram uma maior incidência de reações adversas a partículas de desgaste [18].

2.8.1.1 Reações adversas e patologias relacionadas com o metal

Um dos grandes motivos pelo qual estes dispositivos são pouco utilizados é o aumento sistémico dos níveis de iões metálicos de Cr e Co observado nos pacientes que são submetidos a uma intervenção de ARA. Uma elevada concentração sistémica dos iões de Cr e Co é sinal de desgaste do dispositivo e evidências sugerem que está relacionado com falhas precoces devido a reações adversas dos tecidos locais, e por isso os seus níveis são periodicamente seguidos em pacientes que são submetidos a ARA. Concentrações de iões de Co superiores a 20 µg/L têm sido frequentemente associadas a metaloses e desenvolvimento de osteólise [47].

As reações adversas do tecido caracterizam-se por presença de fluidos anormais, pseudotumores sólidos ou semi-sólidos, e músculo ou osso danificado através de detritos de metal. A Figura 19 apresenta uma reação adversa dos tecidos causada por uma prótese de *resurfacing* da anca. O diagnóstico precoce deste tipo de reações é importante uma vez que reações severas e com diagnóstico tardio podem resultar em danos irreparáveis do tecido e operações reconstrutivas muito complexas. Os sintomas destas reações podem incluir dor, fraqueza e diferenças mecânicas.



Figura 19 – Descoberta operativa de uma mulher de 55 anos com prótese de *resurfacing* da anca cuja concentração sistêmica de Co era 217 μ g/L. A paciente apenas sentia um ligeiro desconforto. Na imagem observa-se uma metalose severa do tecido e fluído anormal. Adaptado de [47].

2.8.1.2 Desgaste assético

O desgaste assético de ambas as componentes, femoral e acetabular, é também reportado como uma causa muito comum de revisão da ARA. A falha da componente femoral já foi no passado reportada como a mais comum, no entanto estudos mais recentes afirmam que um mau posicionamento da componente acetabular pode resultar numa taxa de desgaste do dispositivo muito maior e a falha do mesmo.

A longo prazo o desgaste e as reações adversas são as falhas mais comuns dos dispositivos de ARA.

2.8.1.3 Fraturas periprostáticas

As fraturas do pescoço femoral são a falha mais comum a curto prazo. Entre os fatores de risco associados encontra-se principalmente o tamanho reduzido da componente femoral, a baixa densidade óssea e idade acima de 65 anos dos pacientes. Por este motivo a ARA é recomendada apenas para pacientes jovens, com boa qualidade óssea e de preferência do sexo masculino, cuja cabeça femoral tem dimensões maiores. A Figura 20 mostra uma fratura periprostática de um dispositivo BHR após 3,8 anos da sua colocação.

O posicionamento da componente femoral com um ângulo de inclinação mais baixo (inferior a 120° , coxa vara) pode também influenciar o desgaste assético do implante e aumentar o risco de fratura do pescoço femoral.



Figura 20 – Fratura periprostática de um dispositivo BHR após 3,8 anos da sua colocação. Adaptado de [48].

2.8.2 Dispositivos cerâmico-cerâmico

Os dispositivos em cerâmico-cerâmico ainda não são aprovados para utilização na ARA, mas já têm grande aplicação na ATA.

Segundo o relatório anual de 2018 do AOANJRR, em 84474 dispositivos cerâmico-cerâmico utilizados na ATA, ao fim de 16 anos de a taxa de revisão foi de 7,6%. Apenas as interfaces de cerâmico-XLPE e metal-XLPE obtiveram taxas ainda mais reduzidas, de 6,2% e 6,3% respectivamente.

É possível observar uma tendência no aumento da utilização de cerâmicos compósitos. As principais falhas associadas a este tipo de interfaces são o desgaste assético, fratura, deslocação do dispositivo, infecção, e discrepância no comprimento da perna. As taxas de insucesso encontram-se relacionadas com o tamanho da componente femoral utilizada, sendo que para diâmetros maiores as taxas de revisão são inferiores como podemos observar no gráfico da Figura 21. Para diâmetros inferiores a 28 mm a principal causa de falha foi a deslocação do dispositivo com uma incidência cumulativa de 1,8%, para diâmetros de 32 a 38 mm a principal falha foi o desgaste assético e para diâmetros superiores a 40 mm as principais falhas foram o desgaste e a fratura [30].

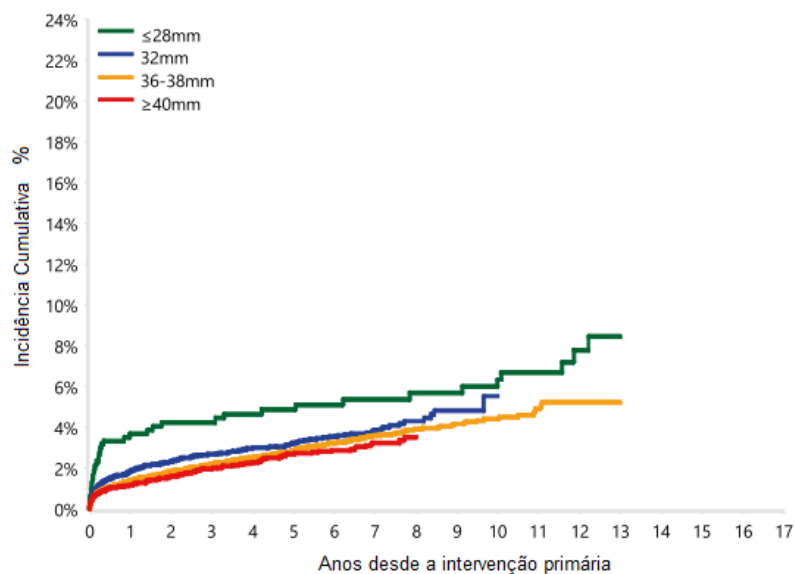


Figura 21 – Percentagem cumulativa de revisão de ATA utilizando interfaces cerâmico-cerâmico (compósitos), para diferentes diâmetros de componente femoral. Adaptado de [30].

O relatório de 2018 do NJR do Reino Unido refere uma taxa de insucesso deste tipo de interfaces de 3,52% ao fim de 14 anos, e refere também a grande tendência de utilização destes materiais principalmente em pacientes jovens [18].

Na literatura é possível verificar que a última geração de materiais cerâmicos tem muito menos tendência à fratura e taxas de desgaste de terceiro corpo muito mais reduzidas, o que seriam os aspetos mais preocupantes na utilização destes materiais em artroplastias.

2.9 Novos modelos e investigação corrente

2.9.1 BIOLOX® *delta*

Como já referido anteriormente a tendência da utilização de materiais cerâmicos na ATA é emergente. Os cerâmicos têm demonstrado algumas vantagens face a materiais metálicos ou de PE convencionalmente utilizados na artroplastia da anca, como a sua elevada dureza e biocompatibilidade, eliminação da ocorrência de corrosão comum dos materiais metálicos e a possibilidade de osteólise (reabsorção óssea) induzida pelos detritos de PE. Têm também uma molhabilidade superior e são mais hidrofílicos favorecendo uma melhor lubrificação da articulação próstética [49]. A taxa de desgaste de interfaces cerâmico-cerâmico na ATA é referenciada como sendo de 4,3 µm/ano [6].

Em 2017 iniciaram-se os primeiros ensaios clínicos em pacientes humanos para um dispositivo de ARA com interface cerâmico-cerâmico pelo *Imperial College* de Londres. O dispositivo em estudo, designado H1 é apresentado na Figura 22. Os componentes deste modelo são em cerâmico BIOLOX[®]*delta*, revestido por titânio poroso com *spray* de HA na interface do implante com o osso, sendo a sua fixação não cimentada. O seu *design* tem um contorno de modo a se aproximar mais da anatomia normal da anca e para ser apropriado tanto ao sexo masculino como feminino.



Figura 22 – Dispositivo de *resurfacing* H1, em cerâmico. Adaptado de [37].

O material cerâmico BIOLOX[®]*delta* encontra-se na vanguarda dos materiais cerâmicos para aplicações biomédicas, tendo atualmente uma grande aplicação em interfaces da ATA. Este material é de alumina tenacificada com zircónia (ZTA), o inclui na sua composição óxido de estrôncio (SrO), ítria (Y₂O₃), e óxido de crómio (Cr₂O₃) [50]. A sua microestrutura garante uma menor probabilidade de iniciação e propagação de fraturas no material.

O risco de fratura continua a ser o principal problema destes materiais, no entanto esta nova geração de cerâmicos tem sido reportada com uma probabilidade de fratura entre 0% a 5,3%, bem como muito menor probabilidade de ocorrer desgastes de terceiro corpo, muito típico nestas interfaces. Outra preocupação tem sido o ruído, pois muitas vezes as articulações em cerâmico-cerâmico produzem ruído durante o movimento, o que pode afetar a qualidade de vida dos pacientes [49].

2.9.2 PE altamente reticulado (HXLPE)

É possível encontrar também na literatura alguns estudos recentes de Pritchett *et al.* utilizando PE altamente reticulado (HXLPE) na ARA [51], [52]. Em 2018 Pritchett publicou um desses estudos com o objetivo de determinar a função, complicações, taxa de sobrevivência do implante no corpo humano, a conservação do osso acetabular, a biomecânica da articulação e a osteólise e desgaste do PE utilizando o modelo apresentado na Figura 23. A componente acetabular tinha duas peças, uma em titânio com um revestimento de nitreto de titânio e outra de HXLPE, e a componente femoral em titânio também com revestimento de nitreto de titânio para fixação não cimentada. Após a implantação deste modelo em 234 pacientes, e um tempo médio de seguimento de 8 anos, a taxa de sucesso obtida foi de 97%, concluindo que é um procedimento viável a médio prazo para pacientes jovens, mas que necessita de mais estudos de aprovação e com populações maiores [51].



Figura 23 – Implante de *resurfacing* utilizado por Pritchett num dos seus estudos. Adaptado de [51].

2.9.3 Nitreto de Silício

Outros materiais que também têm tido alguma aplicação biomédica são os cerâmicos à base de nitreto de silício (Si_3N_4). Estes materiais há décadas que são utilizados em aplicações industriais que necessitam de componentes com grande resistência à fratura sob condições extremas de operação, como altas temperaturas, sendo então muito utilizados em peças de motores ou suportes de alta performance.

Desde 2008 foi aprovada a sua aplicação como materiais ortopédicos na artrodese da coluna cervical e toracolombar, e até 2015 já tinham sido implantados cerca

de 25000 dispositivos de Si_3N_4 com poucas falhas reportadas [7]. Vários estudos tem demonstrado a biocompatibilidade deste material, devido às suas características favoráveis de interação celular [53]–[55], também é possível encontrar na literatura alguns estudos que referem a osteointegração deste material com o osso adjacente se não for polido [56], [57]. Sob a forma densa e polida exibe taxas de desgaste muito baixas, com resistência mecânica e tenacidade comparável aos melhores valores obtidos com outros cerâmicos policristalinos (como p.e. a alumina e zircônia) [7], [58].

Este material tem vindo a ser defendido como adequado para artroplastia de articulações como a da anca, uma vez que as suas propriedades mecânicas têm sido melhoradas através de processos de fabrico mais refinados e com a utilização de aditivos para a criação de estruturas compósitas.

Os resultados mostram que o material obtido apresenta uma tenacidade à fratura elevada, sendo por isto bastante resistente à iniciação e propagação de fraturas, tendo ainda módulos de rutura superiores à alumina (Al_2O_3). Devido a esta capacidade de suportar grandes esforços mecânicos é por isso considerado promissor. A Figura 24 apresenta *designs* de dispositivos biomédicos em Si_3N_4 para a artroplastia e reconstrução da coluna fabricados pela empresa Amedica Corp., Salt Lake City, Utah, EUA [8].

Este material tem características de grande interesse e apesar de já existir algumas publicações que referem a sua elegibilidade como material de aplicação em ATA este ainda se encontra em processo de aprovação para esse efeito. Os bons resultados com compósitos deste material motivaram a proposta desta dissertação, por este motivo será abordado de uma forma mais pormenorizada neste capítulo.



Figura 24 – *Designs* de dispositivos biomédicos em Si_3N_4 para a artroplastia e reconstrução da coluna fabricados pela empresa Amedica Corp., Salt Lake City, Utah, USA. Adaptado de: [58].

2.9.3.1 Processos de fabrico

As propriedades mecânicas do Si_3N_4 dependem da sua densidade e microestrutura, que estão relacionadas com os aditivos auxiliares que são utilizados para o seu processo de sinterização e em relação à técnica de processamento utilizada.

Existem várias técnicas de produzir cerâmicos de Si_3N_4 entre as mais comuns encontra-se a ligação por reação (*Reaction-Bonding*), sinterização e sinterização auxiliada por pressão.

Reaction-Bonding de Si_3N_4 consiste na produção de um material cerâmico a partir do aquecimento de uma amostra porosa e compacta de silício em pó numa atmosfera de gás nitrogénio (nituração). A reação ocorre a 1200 °C, e usualmente o ciclo de nituração é longo e as temperaturas atingem 1450 °C. A maior vantagem deste processo é o facto de não serem observadas grandes alterações dimensionais da amostra (retrações), no entanto a porosidade do material obtido é maior e as suas propriedades mecânicas inferiores aos processos alternativos.

Os procedimentos de sinterização utilizam como aditivos óxidos de metais, como a ítria (Y_2O_3) e alumina (Al_2O_3), pois a natureza covalente entre os átomos de silício e nitrogénio (Si – N) dificulta a sua sinterização. Durante a sinterização os aditivos óxidos reagem com a sílica (SiO_2) presente na superfície do Si_3N_4 e formam um líquido à temperatura de sinterização que auxilia o transporte de massa durante a densificação. Durante o arrefecimento, este fluído solidifica e forma uma fase amorfa (vítrea) ou uma fase vítrea parcialmente cristalizada em volta dos grãos de Si_3N_4 .

Técnicas que conjugam temperatura com pressão, designadas por *Hot Pressing* (HP), e pressão isostática a quente, *Hot Isostatic Pressing* (HIP), permitem obter cerâmicos com grandes capacidades mecânicas, mas são limitados pela geometria no primeiro caso e custos associados ao equipamento. Nestes procedimentos a mistura de pó compactada é aquecida numa atmosfera de Nitrogénio (N_2) a temperaturas superiores a 1700 °C, sob pressões de 50 MPa (HP) ou 150-200 MPa (HIP). Processos como sinterização por pressão de gás ou apenas sinterização, também permitem obter resultados bastante bons a um custo mais baixo.

O processo com melhores resultados e custo acessível é a sinterização sem utilização de pressão. Neste caso o material compacto é simplesmente sinterizado em atmosfera de nitrogénio a temperaturas superiores a 1700 °C.

2.9.3.2 Microestrutura

A grande tenacidade à fratura dos cerâmicos de Si_3N_4 está relacionada com a microestrutura, e esta depende dos aditivos utilizados e processo de fabrico.

O nitreto de silício exibe duas modificações cristalográficas: α e β . A maioria dos cerâmicos sinterizados de Si_3N_4 são produzidos a partir de pó rico em $\alpha - \text{Si}_3\text{N}_4$, que durante a sinterização se transforma em agulhas hexagonais de $\beta - \text{Si}_3\text{N}_4$. Estas agulhas têm um comprimento típico entre 1-4 μm , e são rodeadas por uma fase intergranular vítrea amorfa, ou parcialmente vítrea com alguma recristalização durante o arrefecimento e cuja composição química depende dos aditivos de sinterização utilizados. O crescimento dos cristais $\beta - \text{Si}_3\text{N}_4$ ocorre de forma acicular, em forma de agulhas de secção hexagonal com crescimento segundo o eixo c.

A geometria alongada dos grãos β permite uma deflexão de fissuras ao longo dos seus limites, fornecendo mecanismos de dissipação de energia que reduzem a tendência rápida de propagação de fissuras tal como ilustrado na Figura 25. É esta a principal característica que torna este material tão interessante, e com uma tenacidade à fratura superior à maioria dos cerâmicos utilizados na área ortopédica [58].

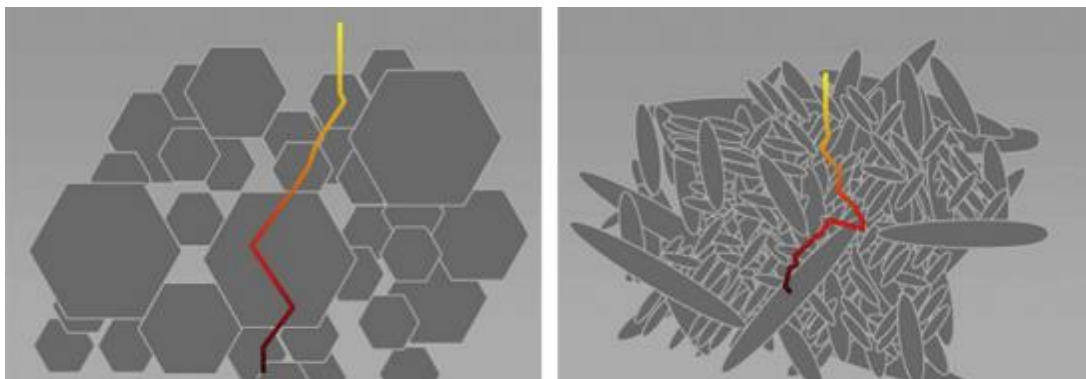


Figura 25 – Mecanismo de propagação de fissuras para um cerâmico de microestrutura convencional (A) e para a microestrutura do Si_3N_4 . (B) Adaptado de: [58].

A homogeneização dos componentes através do processo de moagem é também um aspeto que influencia a microestrutura e propriedades mecânicas do material. Segundo a literatura uma moagem em moinho de bolas planetário de alta energia é o método que permite ter uma microestrutura mais homogénea e conseqüentemente melhores propriedades mecânicas. [59]

A ítria e a alumina são os aditivos mais utilizados, e permitem a formação de uma interface intergranular de pequena espessura, promovendo uma alta densificação do

material. É conhecido que a formação de uma fase intergranular vítrea degrada as propriedades mecânicas a alta temperatura, no entanto, o objetivo deste estudo é a utilização do Si_3N_4 como um biomaterial numa prótese de *resurfacing* a da anca, logo as propriedades a alta temperatura são de menor relevância no estudo em questão.

3. Metodologia Experimental e Resultados

3.1 Produção do material cerâmico

A preparação do pó é feita em moinho de bolas com 2-propanol como meio líquido, misturando-se 89,3% de Si_3N_4 , 7% de Y_2O_3 e 3,7% de Al_2O_3 e, com dois ligantes, uma resina e polietilenoglicol (PEG). As bolas utilizadas são de Si_3N_4 e é sempre utilizada a mesma quantidade em cada moagem. Por cada 100 g de pó adiciona-se 1,875 g de resina, previamente diluída em 20 ml de 2-propanol, 1,875 g de PEG e mais 70 a 75 ml de 2-propanol [60]. A moagem é realizada num moinho planetário durante 8 horas a 200 rpm. A composição, percentagem de ligantes e tempos de moagem utilizados de modo a proporcionar uma boa prensagem e resistência mecânica das peças em verde, já tinham sido estudados por trabalhos anteriores.

Depois da moagem o material é seco numa estufa a 100 °C e peneirado. Após este processo para obtenção do material em pó este é prensado axialmente e depois prensado isostaticamente a frio, obtendo-se uma amostra que de seguida é calcinada (remoção dos ligantes). Por fim é realizada a sinterização da peça em atmosfera de nitrogênio. Em cada processo é medido o diâmetro, a espessura e o peso de cada amostra. A Figura 26 apresenta um esquema ilustrativo do procedimento utilizado para o fabrico de amostras do cerâmico de Si_3N_4 .

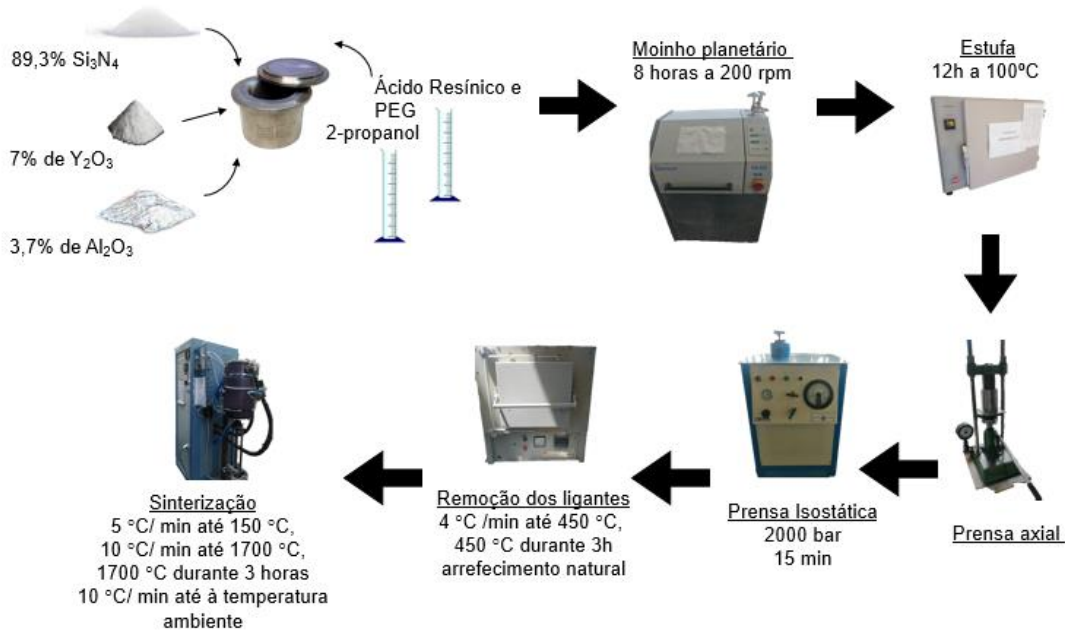


Figura 26 – Esquema ilustrativo do procedimento utilizado para o fabrico de amostras pequenas do cerâmico de Si_3N_4 .

3.1.1 Remoção dos ligantes

Os cerâmicos são difíceis de manusear e moldar para as formas desejadas devido à sua natureza pouco plástica e falta de coesão. Por este motivo são utilizados dois aditivos orgânicos poliméricos, o polietilenoglicol 400 (PEG) e um ácido resínico.

O PEG é um polímero de baixo peso molecular que se decompõem para formar produtos de degradação voláteis a temperaturas de 350 °C [61]. Este ligante permite uma melhor resistência mecânica do material cerâmico em verde, e sendo utilizado numa quantidade entre 0,05% e 2% relativamente ao peso atua ainda como lubrificante, prevenindo a adesão do material à parede do molde e assim facilitando a desmoldagem da peça.

O ácido resínico é pez de louro, também conhecido por colofónia ou breu e é a parte sólida da resina natural de pinheiro. Este ligante é natural e *eco-friendly*, não sendo prejudicial para o meio ambiente. É solúvel em solventes orgânicos como álcoois, éteres e acetonas. Funde a temperaturas entre os 100 °C -150 °C e degrada-se a temperaturas superiores a 300 °C [62]. Esta resina oferece uma melhor resistência mecânica às peças em verde.

Os ligantes são auxiliares transientes que têm de ser completamente removidos antes da densificação do material a altas temperaturas de modo a evitar grandes fissuras indesejáveis nas peças. Esta remoção térmica foi realizada num forno de câmara, da marca Termolab, com uma taxa de aquecimento lenta. Para amostras pequenas, cuja finalidade era ensaios mecânicos, o ciclo utilizado foi uma taxa de aquecimento de 4 °C/min (correspondente a 2h) até atingir uma temperatura de 450 °C, seguido de um patamar de 3h a 450 °C e por fim arrefecimento natural. Na Figura 27 está representado o ciclo de calcinação utilizado para as componentes femoral e acetabular finais, devido à sua grande dimensão, foi utilizado uma taxa de aquecimento ainda mais ainda lenta, de 1,5 °C/min (correspondente a 5h), de modo a assegurar que os ligantes eram completamente removidos mantendo uma boa qualidade mecânica das peças após a sua sinterização.

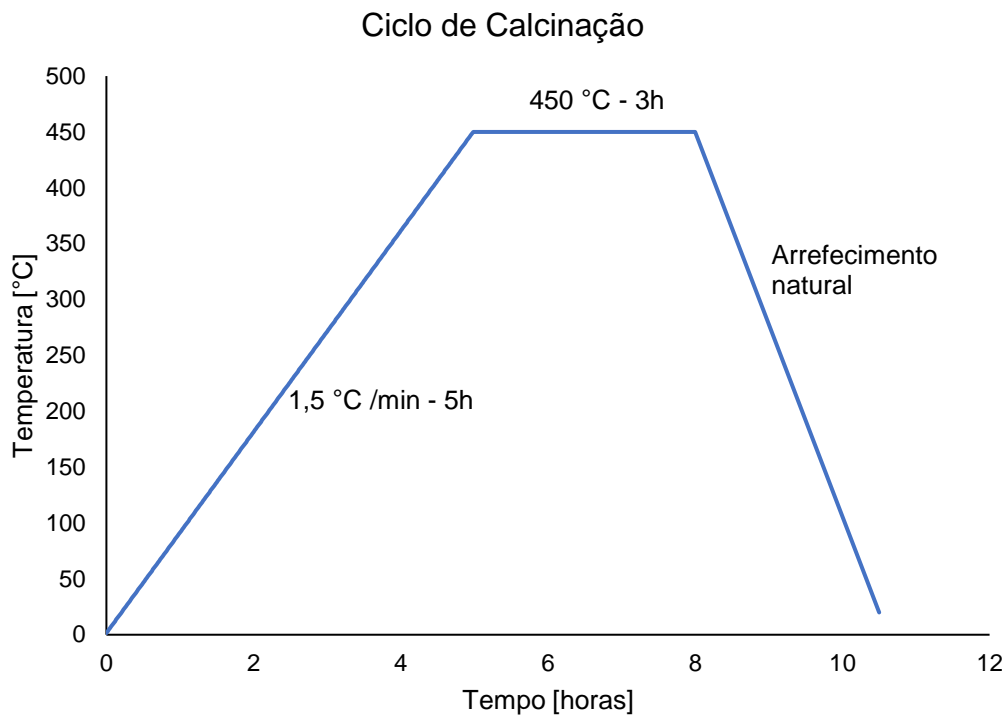


Figura 27 – Ciclo de calcinação.

3.1.2 Sinterização

A sinterização é realizada num forno de grafite de alta temperatura em atmosfera controlada de nitrogénio. Peças de menores dimensões foram sinterizada num forno da Thermal Techonology modelo 1000-3560-FP20, enquanto que as peças finais do implante, devido ao seu tamanho foram sinterizadas num forno industrial da empresa DURIT. O ciclo de sinterização realizado para amostras e provetes, pode ser descrito por um aumento de temperatura de 5 °C/min até 150 °C, seguido de 10 °C/min até 1700 °C, um patamar a 1700 °C durante 3 horas, e um arrefecimento de 10 °C/min até à temperatura ambiente.

Na sinterização das peças finais no forno industrial, nomeadamente a componente acetabular e femoral, foi utilizado um ciclo de sinterização ligeiramente diferente que é apresentado na Figura 28, a temperatura de sinterização utilizada foi 50 °C acima para assegurar a densificação das peças uma vez que estas têm dimensões maiores. O ciclo utilizado teve uma taxa de aquecimento inicial de 15 °C/min até 100 °C, seguido de 10 °C/min até 1750 °C, um patamar a 1750 °C durante 3 horas, e um arrefecimento de 10 °C/min até à temperatura ambiente. As peças finais tiveram de ser

sinterizadas duas vezes, pois a densificação da primeira sinterização não foi completamente satisfatória.

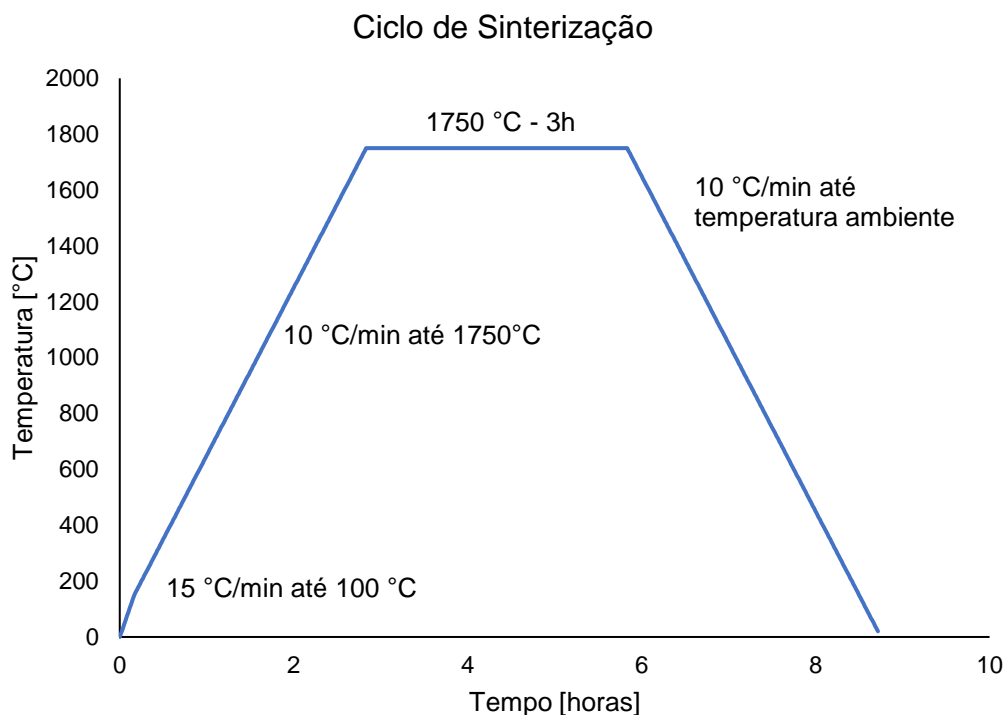


Figura 28 – Ciclo de Sinterização.

3.2 Caracterização do material cerâmico

De modo a perceber o comportamento do cerâmico produzido foram feitos alguns ensaios e testes para a sua caracterização mecânica e propriedades.

3.2.1 Cálculo de Retrações

Antes de se iniciar os ensaios mecânicos foi estudada a retração do cerâmico em cada fase do seu processamento. Foram fabricadas três amostras em forma de disco com cerca de 40 mm de diâmetro e 5 mm de espessura, e foram medidas as suas dimensões em verde, após calcinação e por fim, após sinterização. Foi utilizado um molde de 59 mm de diâmetro. As dimensões de cada amostra, nomeadamente o seu diâmetro (D), espessura (x), e a sua massa (m) foram medidas para cada etapa do processo de fabricação do material. Também foi medida a densidade do material após sinterização através do método de Arquimedes. O estudo das retrações é de extrema importância para obter peças finais com a dimensão desejada.

Na Tabela 6 e na Figura 29 encontram-se o cálculo da perda de massa (m) e das retrações entre cada etapa do processamento do material relativamente diâmetro (D) e espessura (x). É de assinalar que entre a dimensão do molde utilizado e o diâmetro final da peça sinterizada observa-se uma retração média de 26 %, e a retração entre peça em verde (após prensagem isostática) e a peça sinterizada observa-se uma retração de 18 % no seu diâmetro. Utilizou-se o valor da retração segundo o diâmetro para escolher a dimensão dos moldes de modo a obter dispositivos com as dimensões finais pretendidas após sinterização. A espessura antes da prensagem isostática não foi medida devido à fragilidade das peças nesta etapa.

Tabela 6 – Cálculo das retrações ocorridas entre cada etapa do processamento do material.

Verde → Calcinado			Calcinado → Sinterizado			Verde → Sinterizado			Molde → Sinterizado		
m	D	x	m	D	x	M	D	x	m	D	x
4 %	1 %	1 %	1 %	17 %	16 %	5 %	18 %	17 %	6 %	26 %	-

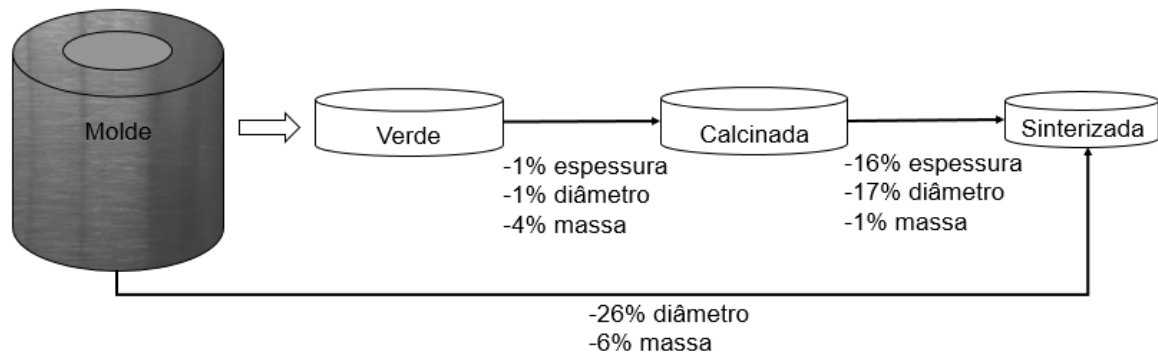


Figura 29 – Esquema ilustrativo das retrações.

3.2.2 Ensaios Mecânicos

A nível mecânico foram realizados ensaios de compressão, ensaios de flexão a 3 pontos, estes ensaios foram limitados pelas condições laboratoriais existentes, foi também avaliada a micro e macrodureza do material bem como a sua tenacidade à fratura.

3.2.2.1 Ensaios de Compressão

Nos testes de compressão o provete é submetido a uma força axial compressiva, distribuída uniformemente por toda a sua secção transversal. As condições de fabrico de provetes de ensaio existentes apenas possibilitaram a obtenção de formas cilíndricas e

cuja relação comprimento e diâmetro é inferior a 1,5 ($l/d < 1,5$). Num provete cilíndrico para ensaios de compressão é aconselhável que a altura seja 2 vezes superior ao seu diâmetro [63]. O comprimento não deverá ser demasiado grande para evitar efeitos de flambagem (flexão transversal), nem muito pequeno pois o atrito nas superfícies de contacto com a máquina de ensaio pode prejudicar a validade dos ensaios realizados. O diâmetro médio dos provetes produzidos foi de 8,4 mm e a altura média 10,7 mm.

O processo de fabricação dos provetes em ambiente laboratorial constitui uma limitação aos resultados deste ensaio devido à impossibilidade de obter provetes com as dimensões adequadas, bem como a dificuldade em obter duas faces completamente paralelas. A tecnologia atualmente encontrada na indústria permitiria obter amostras de maior qualidade.

Os cerâmicos caracterizam-se por ter uma resistência baixa em tração e alta em compressão, e também por terem uma resistência à compressão que é tipicamente cerca de três vezes superior à resistência em flexão.

Por definição, a tensão nominal (σ) é igual ao quociente entre a força aplicada (F) e a área transversal (A), tal como apresentado na Equação (1).

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (1)$$

Foi utilizada uma força compressiva a uma taxa de 0,5 mm/ min até à rutura numa máquina universal de ensaios mecânicos (Shimadzu Autograph modelo AG 25 TA). A célula de carga utilizada foi de 250 kN.

O molde utilizado tem um diâmetro de 10,2 mm, mas não tem comprimento suficiente para colocar a quantidade de pó necessária para ter uma altura 1,5 vezes superior ao seu diâmetro de uma só vez. Foram feitas tentativas de ir pressionando o pó e colocando-o por partes no molde, no entanto isto pode afetar gravemente as características mecânicas do material e provocar fissuras, o que poderá afetar os resultados do ensaio.

A Tabela 7 apresenta a média da área da secção, a densidade das amostras testadas e a tensão de rutura obtida nos ensaios de compressão realizados. Os provetes foram fabricados e testados em três lotes diferentes. Sendo o primeiro lote constituído por três provetes (1_1 a 1_3), o segundo e o terceiro por seis provetes (2_1 a 2_6 e 3_1 a 3_6).

A Figura 30 apresenta o gráfico da tensão em função do deslocamento de todos os provetes. O valor médio obtido para a tensão de rutura nos ensaios de compressão realizados foi de 1750 MPa, mas tal como já referido anteriormente e comprovado pelo gráfico dos resultados, a preparação das amostras não permitia produzir resultados

completamente fiáveis, pois não existiam as condições de fabrico que garantissem o paralelismo das faces dos cilindros. É possível observar algumas oscilações nas curvas do gráfico da Figura 30 indicando que os provetes poderiam apresentar superfícies não planas, algo difícil de controlar durante o seu fabrico e retificação. Por outro lado a diferença entre o valor mínimo obtido e o valor máximo obtidos é demasiado alta. O melhor resultado obtido foi de 3097 MPa, e tendo em conta a influência das condições não favoráveis de produção das amostras, este material tem um potencial para ter uma tensão de rutura de cerca de 3000 MPa quando submetido a uma força de compressão.

Tabela 7 – Resultados dos ensaios de compressão

	Área [mm ²]	Densidade [g/cm ³]	Tensão de Rutura [MPa]
Média	55,6±0,1	3,26±0,00	1750±133

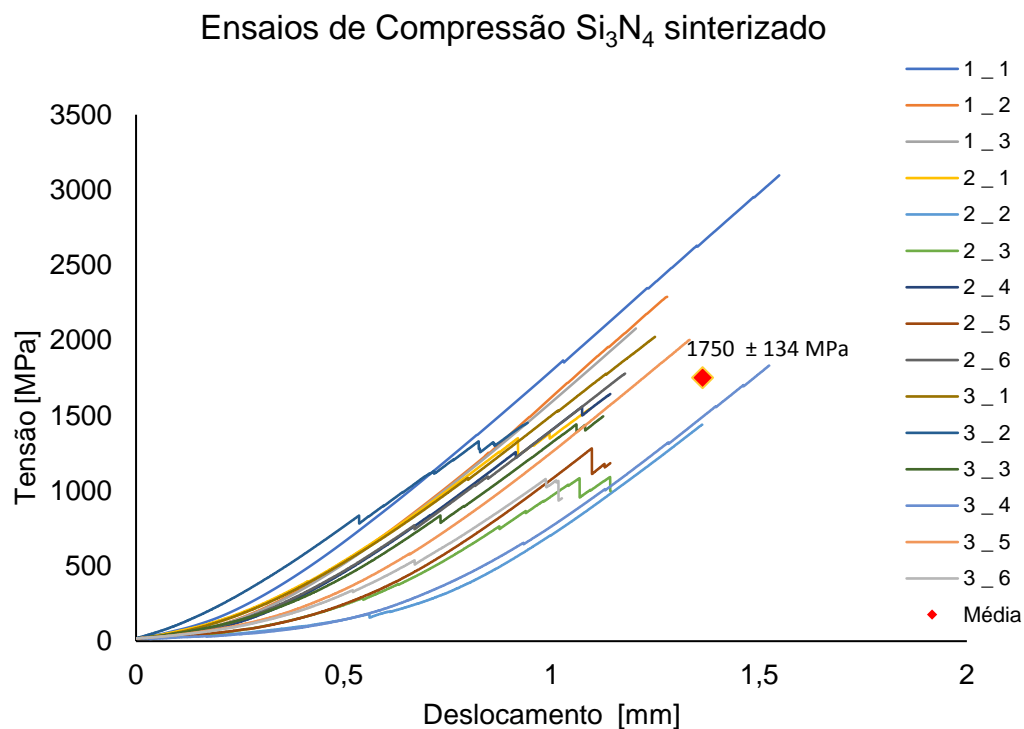


Figura 30 – Gráfico de tensão em relação ao deslocamento dos resultados obtidos nos ensaios de compressão com identificação do valor médio de tensão de rutura.

3.2.2.2 Ensaio de Flexão

O comportamento tensão-deformação de cerâmicos não é habitualmente apurado através de ensaios de tração por vários motivos, nomeadamente: a dificuldade de preparar corpos de prova com a geometria necessária, a dificuldade de agarrar o material sem o fraturar e o facto dos cerâmicos falharem após apenas 0,1% da deformação, sendo necessário que os corpos de prova estejam perfeitamente alinhados para evitar a presença de tensões de flexão, cujo cálculo é difícil. Deste modo, os testes de flexão são aplicados frequentemente.

Foram realizados testes de flexão a 3 pontos utilizando provetes de secção retangular. A técnica utilizada encontra-se ilustrada na Figura 31.

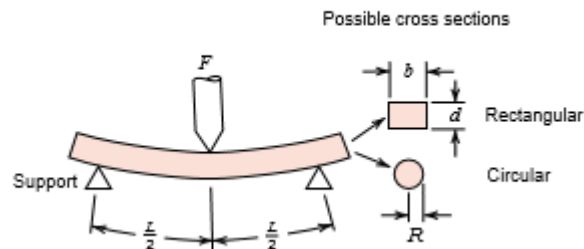


Figura 31 – Esquema de teste de flexão a 3 pontos e possíveis secções transversais. F= Força aplicada; L = Distância entre suportes; R=Raio; b= Espessura; d= Altura. Adaptado de: [63].

As amostras foram preparadas através do corte de blocos do material sinterizado, utilizando uma retificadora plana universal equipada com um disco de corte diamantado. Os provetes testados apresentavam secção retangular com uma altura média de 2,63 mm e uma espessura média de 7,10 mm, após terem sido polidos e as suas arestas quebradas.

O ensaio foi realizado a uma velocidade de 0,5 mm/min, até à rotura da amostra. Foi utilizada a máquina da Zwick/Roell Z020.

A tensão à fratura utilizando este teste de flexão é conhecida como resistência à flexão, módulo de rutura ou resistência à fratura. Para um provete com uma secção retangular a resistência à flexão (σ_{fs}) é apresentada na Equação (2):

$$\sigma_{fs} = \frac{3F_f L}{2bd^2} \quad (2)$$

Onde F_f é a carga no momento de fratura, L é a distância entre os pontos do suporte, b é a espessura da secção transversal e d a altura da secção transversal. Nos ensaios foi utilizado um $L=14,5$ mm. Foi utilizada uma célula de carga de 20 kN.

Tal como nos ensaios de compressão a preparação de amostras deste compósito encontram-se limitadas às condições laboratoriais existentes que não são as mais favoráveis. O corte de amostras a partir de amostras maiores pode originar microfissuras que poderão influenciar o teste para valores de resistência mais baixos.

Após o fabrico de discos de Si_3N_4 e do seu corte para a forma de provetes de secção retangular, obtiveram-se os seguintes provetes apresentados na Figura 32.A. Em seguida estes foram retificados, polidos (Figura 32.B) e as suas arestas vivas foram desbastadas. Foram fabricados 20 provetes, mas apenas testados 16 uma vez que 4 dos provetes fabricados apresentavam defeitos. Na Figura 33 é possível observar a diferença entre provetes com e sem a aresta desbastada.

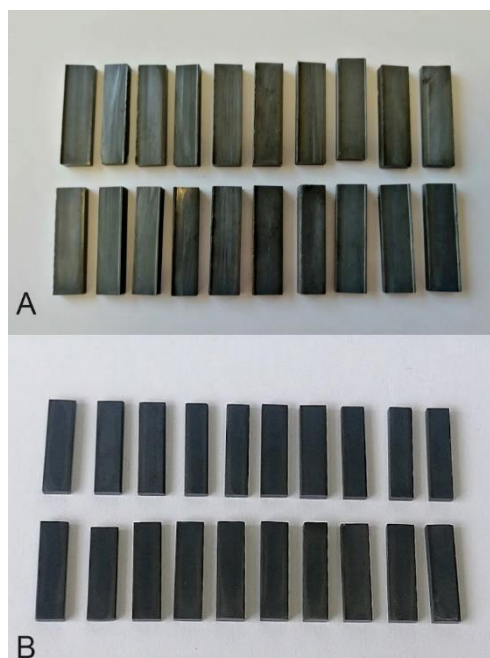


Figura 32.A – Amostras de Si_3N_4 utilizadas nos ensaios de flexão antes de serem retificadas e polidas. Figura 32.B – Amostras utilizadas nos ensaios de flexão após retificação e polimento.

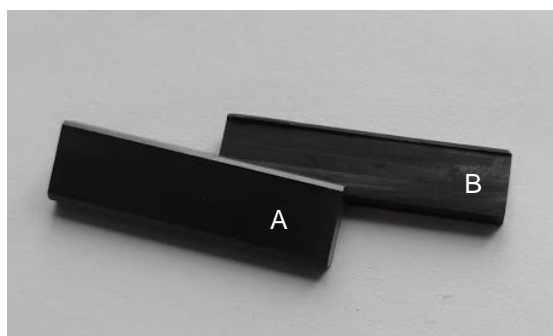


Figura 33 – Comparação das arestas de uma amostra de Si_3N_4 retificada e polida (amostra A) e uma amostra antes de ser retificada e polida (B).

Na Tabela 8 é apresentada a média da área da secção e da densidade dos provetes, e a tensão rutura média obtida. A média da tensão de rutura obtida nestes ensaios foi de 712 MPa. Na Figura 34 é apresentado o gráfico da tensão em relação ao deslocamento de cada amostra.

Tabela 8 – Dimensões e resultados dos ensaios de flexão a 3 pontos.

	A	Densidade	Tensão de Rutura
	[mm²]	[g/cm³]	[MPa]
Média	18,7±0,5	3,26±0,00	712±19

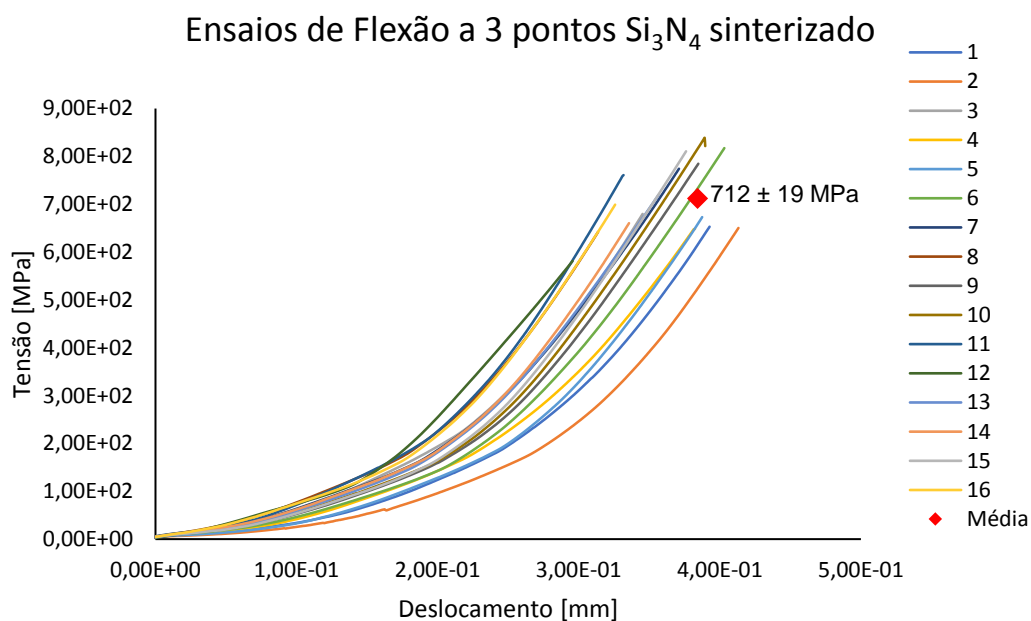


Figura 34 – Gráfico de tensão em relação ao deslocamento dos resultados obtidos nos ensaios de flexão a 3 pontos.

Os resultados destes ensaios foram bastante satisfatórios tendo em conta as condições de fabrico e equipamento disponíveis. O melhor resultado obtido foi 837 MPa.

3.2.2.3 Dureza Vickers e tenacidade à fratura por indentação

Outra propriedade mecânica relevante ao estudo é a dureza. A dureza é a medida da resistência do material a uma deformação plástica localizada, seja ela por pequenas indentações ou riscando o material. Existem diferentes técnicas quantitativas de medição da dureza, onde um pequeno indentador é forçado na superfície do material a ser testado, em condições de carga e taxa de aplicação controladas. A profundidade e tamanho da indentação resultante é medida e é relacionada com um valor de dureza quantitativo. Estas medidas são relativas e a comparação de valores obtidos por diferentes técnicas deve ser cuidadosa.

O teste escolhido para este estudo foi o teste de dureza Vickers. Neste teste o pequeno indentador de diamante têm uma geometria em pirâmide como apresentada na Figura 35.

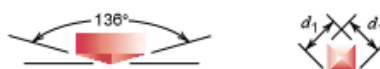


Figura 35 – Geometria do indentador e indentação da técnica Vickers de medição da dureza, d_1 corresponde ao comprimento das diagonais da indentação em mm. Adaptado de: [63].

A indentação resultante é então observada, medida e convertida num valor de dureza através da fórmula apresentada na Equação (3) [63], onde P é a carga aplicada em kg, e d_1 é o comprimento da diagonal da indentação em mm. Foram aplicadas cargas de 2 kgf (HV2) e 10 kgf (HV10), correspondentes ao estudo da microdureza e macrodureza respetivamente.

$$HV = 1.845 \frac{P}{d_1^2} \quad (3)$$

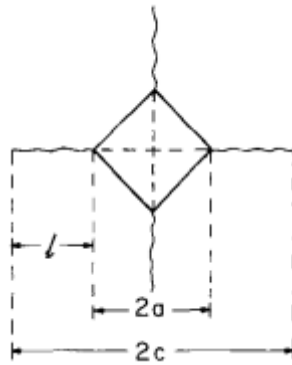


Figura 36 – Medidas características da indentação de Vickers. Adaptado de: [64].

3.2.2.3.1 Microdureza

Após realizadas seis microindentações com uma carga de 2 kgf, foram medidas as diagonais resultantes da impressão e calculado o número de Vickers (HV2) e depois convertido para GPa, os resultados são apresentados na Tabela 9. Foi observado que o material produzido tem em média uma microdureza de 15,7 GPa.

Tabela 9 – Microdureza de Si₃N₄.

Indentação	D [μm]	Dureza [GPa]
Média	48,0±0,1	15,7±0,1

A Figura 37 apresenta uma das indentações realizadas para a medição da microdureza do material.

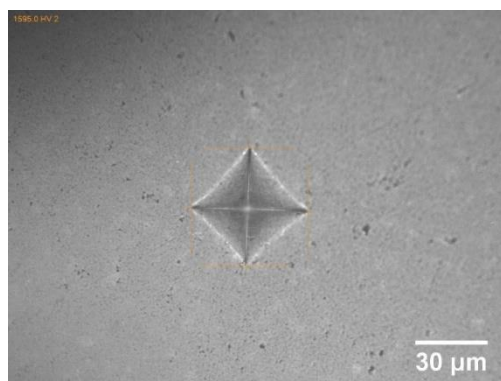


Figura 37 – Indentação com uma carga de 2kgf em cerâmico de Si₃N₄.

3.2.2.3.2 Macro dureza

À semelhança da microdureza foi estudada a macrodureza do material, foram realizadas nove indentações com uma carga de 10 kgf, sendo observada uma dureza um pouco mais baixa, em média 14,4 GPa como apresentado na Tabela 10. Esta diferença era esperada, na utilização de uma carga de 10 kgf a área da indentação é maior, logo também há uma maior probabilidade de apanhar defeitos no material. A Figura 38 apresenta uma indentação com carga 10 kgf realizada numa amostra do cerâmico de Si_3N_4 .

Tabela 10 – Macro dureza de Si_3N_4 .

Indentação	D [μm]	Dureza de Vickers [GPa]
Média	112,2 \pm 0,3	14,4 \pm 0,1

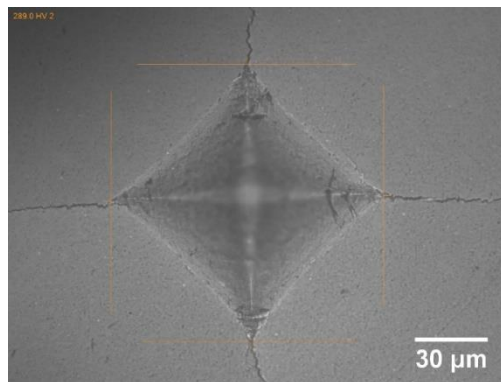


Figura 38 – Indentação com uma carga de 10kgf em cerâmico de Si_3N_4 .

3.2.2.3.3 Tenacidade à fratura

Existem vários métodos de calcular a tenacidade à fratura, entre eles encontra-se o sistema de Palmqvist e o sistema Radial-Mediano, também designado por Half-Penny. Nas fraturas do tipo Palmqvist a razão entre o comprimento da fissura (l) e metade da diagonal de indentação (a) está compreendida entre 0,25 e 2,5 ($0,25 \leq l/a \leq 2,5$). Enquanto que as fraturas do tipo Half-Penny a razão entre o comprimento da fissura (c), sendo $c = l+a$, e metade da diagonal é superior a 2,5 ($c/a \geq 2,5$) [64].

A fissuras obtidas por indentação de Vickers encontram-se dentro dos parâmetros para aplicar o sistema de Palmqvist, e dentro dos parâmetro para a aplicar o método Radial-Mediano proposto por Evans *et al.* ($0,6 \leq c/a \leq 4,5$) [65]. A Tabela 11 apresenta as equações aplicadas neste estudo. K_{Ic} é a tenacidade à fratura, P é a carga aplicada, a , c

e l são as medidas características da indentação de Vickers ilustradas na Figura 36, e ϕ é um fator de restrição ($\phi \approx 3$) [66].

Tabela 11 – Equações de tenacidade à fratura.

Equação	Autor	Referência
Método Palmqvist		
$K_{Ic} = 0,0889(H(\frac{P}{4l})^{0.5})$	(4) Shetty <i>et al.</i> 1985	[67]
$K_{Ic} = 0,087(H(\frac{P}{4l})^{0.5})$	(5) Warren <i>et al.</i> 1983	[68]
$K_{Ic} = \frac{0,035 (\frac{l}{a})^{-\frac{1}{2}} (\frac{H}{\phi E})^{-\frac{2}{5}} (Ha^{\frac{1}{2}})}{\phi}$	(6) Niihara <i>et al.</i> 1982	[66]
$\phi \approx 3$		
$K_{Ic} = \frac{0,048 (\frac{l}{a})^{-\frac{1}{2}} (\frac{H}{\phi E})^{-\frac{2}{5}} (Ha^{\frac{1}{2}})}{\phi}$	(7) Niihara <i>et al.</i> 1983	[69]
$\phi \approx 3$		
Método Radial-Median		
$K_{Ic} = 0,079(\frac{P}{a^2}) \log(4,5(\frac{a}{c}))$	(8) Evans <i>et al.</i> 1976	[65]

As medidas das indentações foram obtidas através do perfilómetro SenSOFAR, modelo S-Neox (Sensofar Metrology Barcelona, Espanha) tal como apresentado na Figura 39. E os resultados médios para cada equação aplicada encontram-se na Tabela 12. Resumindo, a tenacidade à fratura do cerâmico de Si_3N_4 produzido obteve resultados entre $5,89 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0,5}$ e $8,44 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0,5}$.

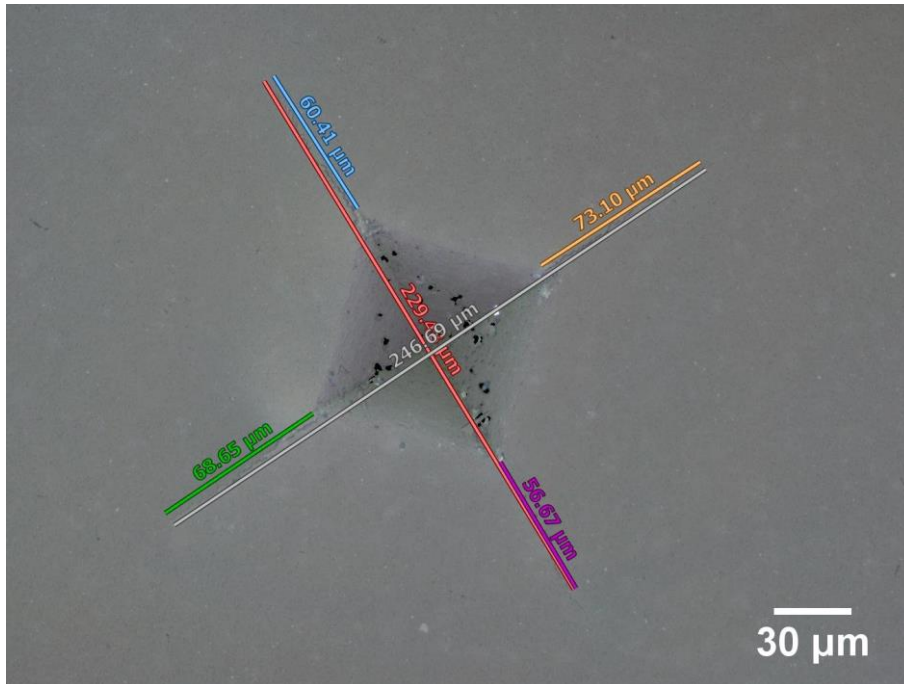


Figura 39 – Medição das fraturas.

Tabela 12 – Resultados de tenacidade à fratura.

Autor	Resultado
Método Palmqvist	
Shetty <i>et al.</i> 1985	$6,57 \text{ Mpa}\cdot\text{m}^{0,5}$
Warren <i>et al.</i> 1983	$6,43 \text{ Mpa}\cdot\text{m}^{0,5}$
Niihara <i>et al.</i> 1982	$6,16 \text{ Mpa}\cdot\text{m}^{0,5}$
Niihara <i>et al.</i> 1983	$8,44 \text{ Mpa}\cdot\text{m}^{0,5}$
Método Radial-Median	
Evans <i>et al.</i> 1976	$5,89 \text{ Mpa}\cdot\text{m}^{0,5}$

3.2.2.1 Resumo das propriedades mecânicas e discussão

Na Tabela 13 encontram-se resumidos os resultados obtidos nos ensaios mecânicos realizados em amostras do cerâmico de Si_3N_4 , bem como valores reportados na literatura por Bal *et al.* e Clarke *et al.*, e por dois fornecedores comerciais [58], [70]–[72]. É de referir que os valores reportados por Bal *et al.* e Clarke *et al.*, referem-se a cerâmicos de Si_3N_4 sinterizados por *Hot Pressing* (HP) e *Hot Isostatic Pressing* (HIP), métodos que como anteriormente explicado permitem obter melhores propriedades mecânicas, mas cujo preço é mais elevado e indisponível para este estudo.

O material cerâmico de Si_3N_4 produzido revelou ter propriedades mecânicas iguais ou superiores ao material atualmente no mercado industrial, e ligeiramente inferiores aos cerâmicos de Si_3N_4 sinterizados por HP e HIP atualmente utilizados como biomateriais e cujo estudo para aplicação em próteses totais da anca encontra-se em investigação corrente.

Tabela 13 – Resumo dos resultados obtidos em ensaios mecânicos e comparação com valores da literatura.

	Resultados Si_3N_4	Bal <i>et al.</i> 2012 [58]	Clarke <i>et al.</i> 2015 [70]	Accuratus, Ceramic Corporation [71]	Superior Technical Ceramics [72]
Resistência à compressão [MPa]	1079-3000 $\bar{x} = 1750$	2500- 3000	4000	-	2500
Resistência à flexão [MPa]	581-839 $\bar{x} = 712$	800-1000	900-1000	689	900
Dureza Vickers [GPa]	14-16	13-16	15	15	15
Tenacidade à Fratura [MPa·m^{0,5}]	5,9-8,4	8-11	5,7-10,6	5,7	6

Na Tabela 14 apresenta-se uma comparação entre as propriedades mecânicas do compósito produzido com materiais cerâmicos utilizados em interfaces de próteses da anca e com a liga metálica utilizada nas próteses BHR e *Cormet*[®]. O material produzido tem em geral propriedades um pouco inferiores ao *BIOLOX*[®]*delta*, o material que está atualmente na vanguarda dos cerâmicos para aplicações biomédicas. Ainda assim é de

referir que para as condições laboratoriais existentes os resultados foram bastante satisfatórios e que a tenacidade à fratura obtida chega a ser superior à do BIOLOX® *delta*.

Concluindo é de sublinhar a elevada resistência à flexão e tenacidade à fratura deste cerâmico. Através destes resultados obtidos é possível afirmar que o cerâmico de Si₃N₄ produzido em ambiente laboratorial por sinterização sem pressão tem um grande potencial para aplicações biomédicas, nomeadamente para utilização em próteses de *resurfacing* da anca. Os resultados obtidos para as propriedades mecânicas foram satisfatórios para o objetivo deste estudo.

Tabela 14 – Comparação das propriedades mecânicas do cerâmico de Si₃N₄ com materiais utilizados em *resurfacing* da anca.

	Resultados Si ₃ N ₄	BIOLOX® <i>delta</i> [50], [58]	Liga de	
			CrCo [58]	Al ₂ O ₃ [58]
Resistência à compressão [MPa]	1079-3000 $\bar{x} = 1750$	4300	600-1800	2000-3000
Resistência à flexão [MPa]	581-839 $\bar{x} = 712$	1200	450 ^a - 655 ^b	300-500
Dureza Vickers [GPa]	14-16	18	3-4	14-16
Tenacidade à Fratura [MPa·m^{0,5}]	5,9-8,4	6,5	50-100	4-5

^a Tensão de cedência (*yield point*) [73].

^b Resistência à tração [73].

3.2.3 Propriedades elásticas (Módulo de *Young*, Coeficiente de *Poisson* e Módulo de corte)

Os materiais cerâmicos têm módulos de *Young* bem definidos, e geralmente são valores mais altos do que os característicos dos metais. Esta propriedade dá informação acerca da rigidez de certo material sólido e pode ser medida de várias formas. É definido pela razão entre a tensão uniaxial, σ , e a deformação proporcional (diferença no

comprimento dividida pelo comprimento original), ϵ , como apresentado na Equação (9), onde E representa o módulo de *Young*.

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (9)$$

O módulo de corte, G , também conhecido como módulo de rigidez ou módulo de torção é definido como a razão entre a tensão de cisalhamento, τ , aplicada e deformação específica do material, γ , tal como apresentado na Equação (10).

$$G = \frac{\tau}{\gamma} \quad (10)$$

O coeficiente de *Poisson*, ν , é o valor absoluto da razão entre a deformação transversal, $d\epsilon_{trans}$, e a deformação axial, $d\epsilon_{axial}$, resultante de uma força axial distribuída uniformemente num material homogêneo e isotrópico como apresentado na Equação (11). E é calculado através da Equação (12).

$$\nu = -\frac{d\epsilon_{trans}}{d\epsilon_{axial}} \quad (11)$$

$$\nu = \frac{E}{2G} - 1 \quad (12)$$

O Módulo de *Young*, também conhecido por módulo de elasticidade, o coeficiente de *Poisson* e o módulo de corte do material foram obtidos de acordo com a norma ASTM C 1259 e através do equipamento GrindoSonic MK5i. Uma forma bastante precisa de medir estas propriedades é através da frequência natural de vibração do material, que é dependente do módulo elástico, massa e geometria da amostra este método chama-se técnica de excitação por impulso (IET- Impulse Excitation Technique). Foram preparados discos sinterizados do material com um uma razão entre o diâmetro e a espessura do disco superior a 4.

O módulo de *Young* é obtido utilizando a frequência ressonante na vibração usando o modo flexural. O módulo de corte é obtido usando a frequência ressonante na vibração utilizando o modo torsional de medição. O módulo de *Young* e o módulo de corte permitem depois calcular o coeficiente de *Poisson*.

No seguimento da norma ASTM C 1259 foram testadas três amostras cujos resultados se apresentam na Tabela 15. O módulo de *Young* para o material foi em média 303 GPa, o módulo de corte foi 118 GPa e o coeficiente de *Poisson* 0,28.

Na Tabela 15 estes valores foram comparados novamente com os valores referenciados por Bal *et al.*, Clake *et al.*, e dois fornecedores comerciais. O material apresenta propriedades elásticas muito semelhantes a estes. Na Tabela 15 são também comparados os valores de módulo de *Young* e coeficiente de *Poisson* com materiais

cerâmicos utilizados em interfaces de próteses da anca e com a liga metálica utilizada nas próteses BHR e *Cormet*[®]. O material apresenta um módulo elástico inferior à alumina e ao *BIOLOX*[®]*delta*, e apresenta o coeficiente de *Poisson* mais elevado que estes dois cerâmicos. Ou seja, é menos rígido do que estes.

Tabela 15 – Módulo de Young, Módulo de corte e Coeficiente de Poisson. Comparação com valores da literatura e com materiais utilizados em *resurfacing* da anca.

	Resultados Si₃N₄	Bal <i>et al.</i> 2012 [58]	Clarke <i>et al.</i> 2015 [70]	Accuratus, <i>Ceramic Corporation</i> [71]	Superior Technical Ceramics [72]
Módulo de Young [GPa]	300-305	300-320	296-313	310	300
Módulo de corte [GPa]	117-119	120-126	117-123	125	117
Coeficiente de Poisson	0,28	0,25-0,27	0,27	0,24	0,28
	Resultados Si₃N₄	BIOLOX [®] <i>delta</i> [50]	Liga de CrCo [58]	Al₂O₃ [58]	
Módulo de Young [GPa]	300-305	350	210-250	400-450	
Coeficiente de Poisson	0,28	0,24	0,27-0,32	0,27	

3.2.4 Caracterização microestrutural

A avaliação da microestrutura dos materiais produzidos, foi realizada através de microscopia eletrónica de varrimento, analítica e de alta resolução, de emissão *Schottky* (Scanning Electron Microscope - SEM) utilizando o modelo SEM Hitachi (SU-70). Foi utilizada uma amostra previamente retificada e polida e foi realizado um ataque químico com plasma de tetrafluormetano (CF₄) durante 2 minutos de modo a revelar as fronteiras de grão.

Através da observação das imagens apresentadas na Figura 40 é possível distinguir de forma clara os grãos β – Si_3N_4 , que apresentam um tom escuro, e a fase intergranular que se apresenta num tom mais claro. Os grãos alongados de β – Si_3N_4 têm um crescimento segundo o eixo c . É possível observar nas imagens grãos alongados de comprimento médio variante entre 1- 4 μm e alguns grãos seccionados transversalmente apresentando uma forma hexagonal e uma largura inferior a 1 μm .

Na Figura 40–C estão identificados: um grão de comprimento excepcional de 6 μm , um grão de tamanho médio e um grão seccionado transversalmente de forma hexagonal com uma largura inferior a 1 μm . A fase intergranular apresenta uma espessura nanométrica.

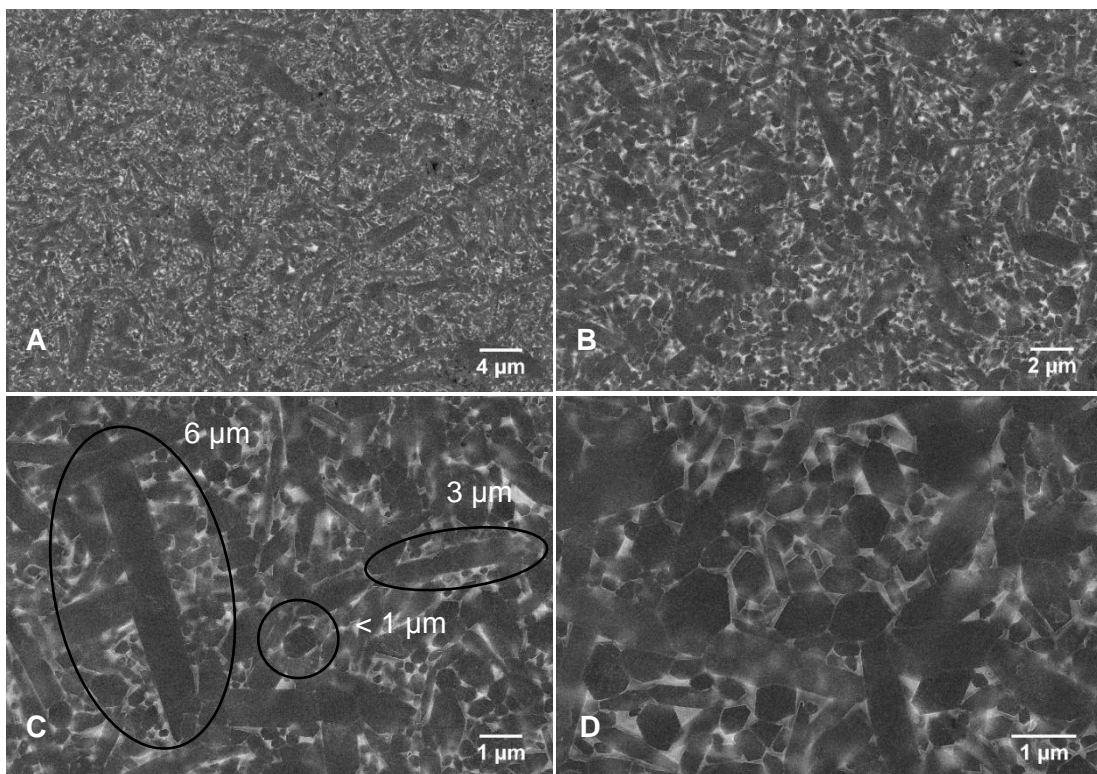


Figura 40 – Imagens de SEM de cerâmico de Si_3N_4 sinterizado atacado com plasma de CF_4 . Figura 41. A – Ampliação de 2,5k, com escala de 4 μm . Figura 42. B – Ampliação de 5k, com escala de 2 μm . Figura 43. C – Ampliação de 10k, com escala de 1 μm . Figura 44. D – Ampliação de 15k, com escala de 1 μm .

A microestrutura do cerâmico produzido é semelhante à descrita na literatura e justifica os bons resultados obtidos nos testes mecânicos, mais concretamente os resultados de tenacidade à fratura. Era talvez de esperar uma tensão de rutura nos ensaios de flexão a 3 pontos um pouco mais próxima dos 900 MPa tendo em conta a qualidade da microestrutura observada, no entanto é de referir que o processamento de

amostras para ensaios de flexão no ambiente laboratorial existente não é o mais adequado.

3.2.5 Composição de fases

A avaliação da composição de fases, foi realizada através de difração de raios-X (DRX) com pó sinterizado do material. Foram reaproveitados detritos do material provenientes de testes destrutivos, como os testes de compressão, esses detritos foram depois moídos num almofariz até obter um pó mais fino.

Através da análise dos difratogramas de raios-X do pó do cerâmico de Si_3N_4 sinterizado confirmou-se a presença de β – Si_3N_4 e de outras duas fases cristalinas que podemos observar na Figura 45 e que se encontram descritas na Tabela 16.

A presença de oxinitreto de ítrio silício alumínio ($\text{YAl}_{0,5}\text{Si}_{0,5}\text{N}_{0,5}\text{O}_{2,5}$) e oxinitreto de ítrio silício (YSiNO_2) revela que parte da fase vítrea intergranular recristalizou, pelo menos parcialmente e formou estes dois compostos. Os vidros não difratam devido à sua estrutura desordenada, pelo que a identificação de picos de oxinitretos no DRX mostra que a fase intergranular não é completamente amorfa.

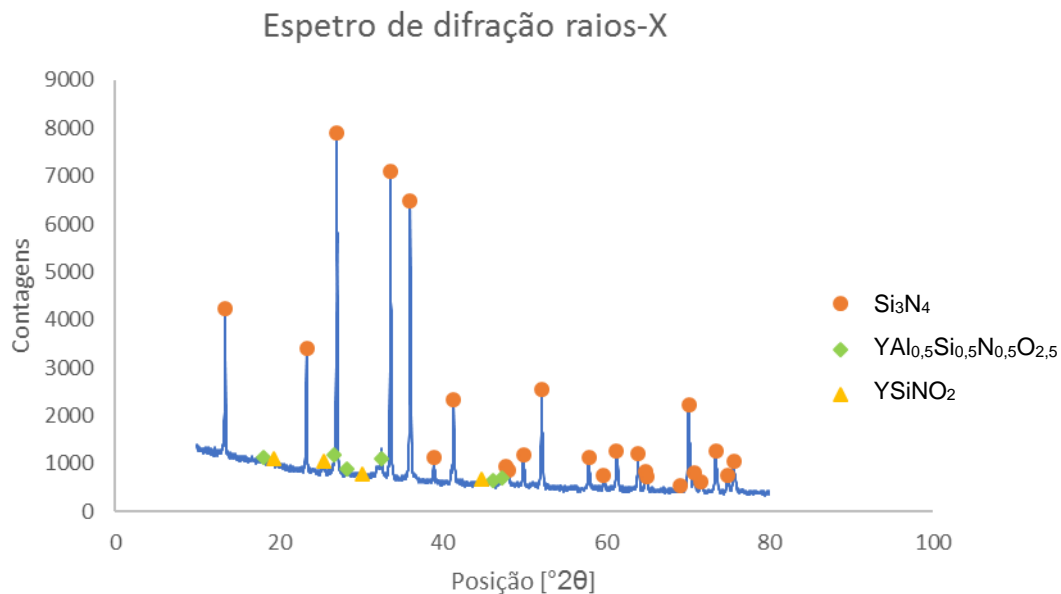


Figura 45 – Resultados obtidos da análise de DRX efetuada ao pó sinterizado.

Tabela 16 – Compostos presentes no cerâmico de Si₃N₄ após sinterização.

Nome do composto	Fórmula química
β-Nitreto de Silício	Si ₃ N ₄
Oxinitreto de ítrio silício alumínio	YAl _{0.5} Si _{0.5} N _{0.5} O _{2.5}
Oxinitreto de ítrio silício	YSiNO ₂

3.3 Conceção de modelo de *resurfacing* cerâmico

Após a caracterização do material e alguma pesquisa acerca do design e dimensões de próteses de *resurfacing* já existentes no mercado, foi discutida a espessura e formato ideal das duas peças finais do implante. O diâmetro externo da componente acetabular teve de ser limitado a 60 mm, uma vez que um dos objetivos deste estudo é a implantação em osso sintético, e o material disponível para esta etapa corresponde a estas dimensões.

Foi realizado o desenho do modelo em CAD (*Design* assistido por computador - *Computer assisted design*) das duas peças finais utilizando o programa SolidWorks. Neste programa foi também simulada a implantação num modelo de fémur.

Foi decidido produzir uma prótese final cuja componente acetabular teria 60 mm de diâmetro externo e 50 mm de diâmetro interno, e uma componente femoral com 50 mm de diâmetro externo e 40 mm de diâmetro interno. A maquinação da prótese foi realizada com o material em verde e só depois as peças foram sinterizadas, por este motivo, foram realizados também desenhos CAD com as dimensões das componentes tendo em conta a retração sofrida na sinterização. Através destes desenhos foram desenvolvidos os devidos programas CAM (*Computer-aided Manufacturing*) para a maquinação em torno CNC (Controlo Numérico Computorizado). A componente femoral e a componente acetabular encontram-se ilustradas na Figura 46 e as suas dimensões após maquinação em verde e após sinterização encontram-se apresentadas na Tabela 17.

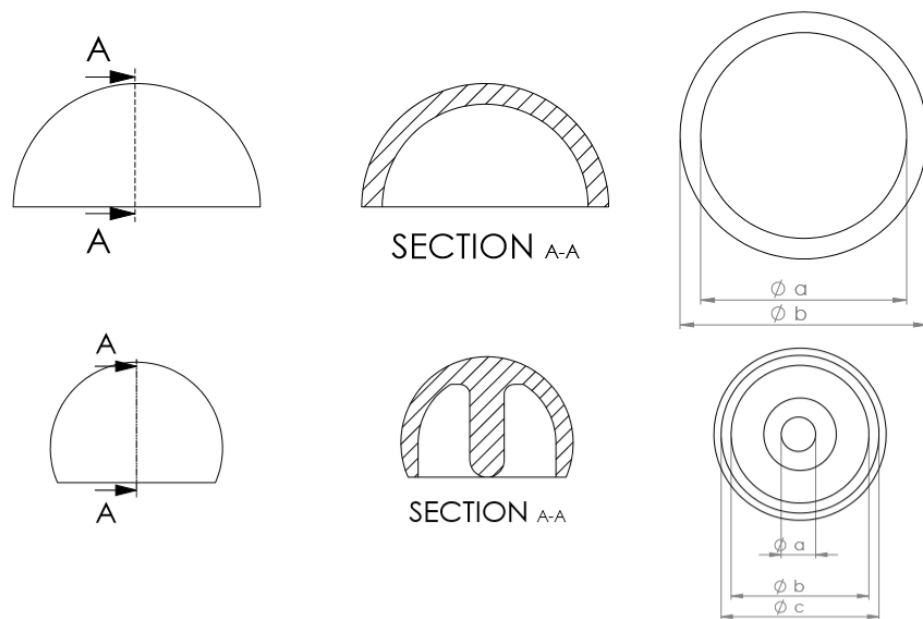


Figura 46 – Em cima representação da componente acetabular e suas dimensões. Em baixo representação da componente femoral e suas dimensões.

Tabela 17 – Dimensões do modelo de resurfacing em verde (após maquinação), e dimensões finais (após sinterização).

Componente femoral		
	Dimensão em Verde	Dimensão Finais
a	11,8 mm	10,0 mm
b	47,2 mm	40,0 mm
c	59,0 mm	50,0 mm
Componente acetabular		
	Dimensão em Verde	Dimensão Finais
a	59,0 mm	50,0 mm
b	70,8 mm	60,0 mm

3.4 Fabrico e maquinação de implantes *resurfacing*

Seguidamente foi iniciado o processo de fabrico do implante tal como descrito na secção 3.1, tendo sido produzidos cerca de 2 kg de pó de Si_3N_4 . Em seguida conformaram-se cilindros com cerca de 70 mm diâmetro e 52 mm de altura destinados ao

fabrico da componente femoral, e 85 mm de diâmetro e 46 mm de altura para a componente acetabular, por prensagem uniaxial seguida de prensagem isostática. Os cilindros de Si_3N_4 para componentes acetabulares foram produzidos com cerca de 400 g de pó, e os femorais 300 g. Foram fabricados cinco cilindros de Si_3N_4 , dois para a componente acetabular e três para a femoral. Foram também fabricados dois cilindros de alumina com as mesmas dimensões e procedimento para a realização de duas maquinações de teste, foram produzidos com cerca de 430 g de pó para a componente femoral e 540 g para a acetabular, pois a densificação da alumina é maior.

Os cilindros em verde foram depois maquinados numa fresadora CNC da marca MIKRON, modelo VCE 500, para dimensões que tiveram em consideração as retrações determinadas com as amostras de teste, finalizando-se com a sua sinterização. As fresas de metal duro utilizadas no corte e desbaste foram revestidas com diamante CVD utilizando um reator do grupo de investigação. Foram também maquinados dois suportes para auxílio da maquinação das peças por torneamento.

Os parâmetros de corte e acabamento utilizados na maquinação das componentes acetabular e femoral encontram-se apresentados na Tabela 18.

Tabela 18 – Parâmetros de desbaste e corte.

Parâmetro	Desbaste	Acabamento
Velocidade de corte	95 m/min	95 m/min
Avanço em corte	1000 mm/min	1000 mm/min
Rotação	3000 rpm	3000 rpm
Avanço por dente	0,17 mm	0,17 mm
Penetração	0,5 mm	-
Passo lateral	5 mm	0,3 mm
Sobre espessura	0,3	-

Seguem-se algumas fotografias tiradas durante a maquinação das peças do cerâmico de Si_3N_4 em verde na CNC. Primeiro foi maquinado o interior das peças, de seguida estas foram coladas no suporte previamente fabricado e foram maquinadas na

sua parte exterior, tal como se observa na Figura 47. Após este procedimento foram cuidadosamente descoladas dos suportes para prosseguirem para o processo de sinterização.

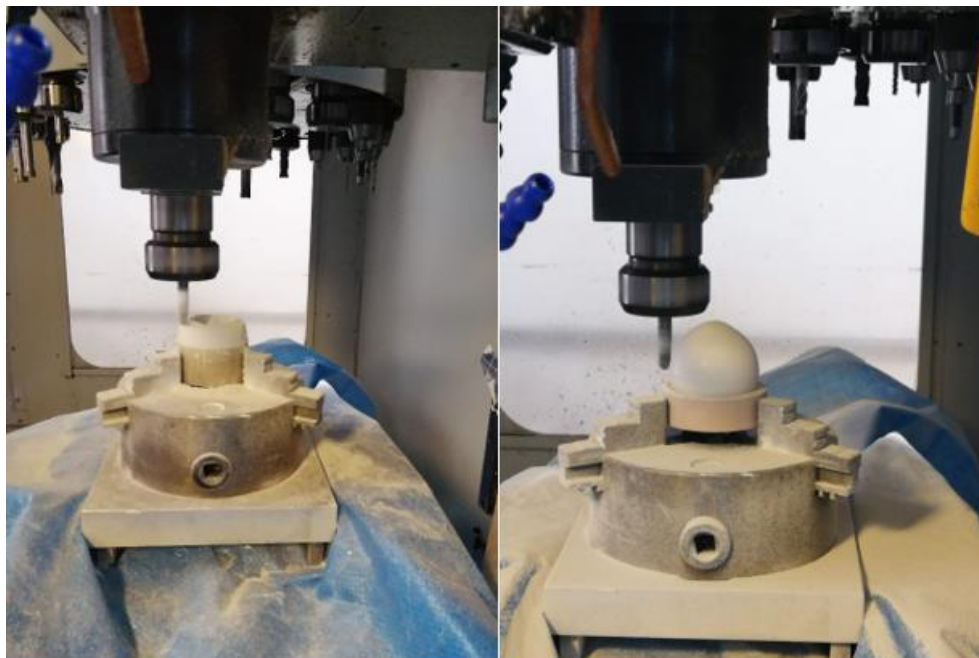


Figura 47 – Fotografias da maquinação. À esquerda maquinação da parte interior da peça, à direita maquinação da parte exterior com a peça colocada no suporte.

A Figura 48 e Figura 49 apresentam uma fotografia dos suportes auxiliares fabricados para a componente femoral e acetabular respetivamente. O material utilizado nestes suportes foi um compósito designado Ureol e os suportes foram maquinados por torneamento.

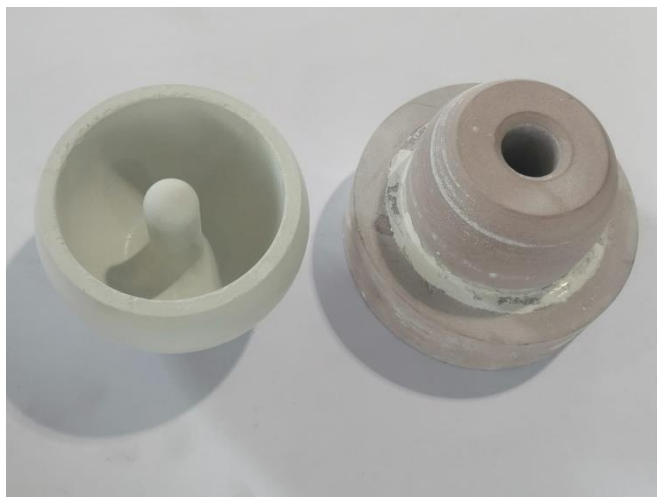


Figura 48 – Peça femoral em verde após maquinação à esquerda e suporte auxiliar para peça femoral à direita. Diâmetro externo da componente femoral: 59 mm.



Figura 49 – Peça acetabular em verde após maquinação à esquerda e suporte auxiliar para peça acetabular à direita. Diâmetro externo da componente acetabular: 71,65 mm.

Inicialmente a maquinação foi testada com peças de alumina em verde para perceber as limitações do procedimento sem gastar material cerâmico de Si_3N_4 cuja produção é demorada e mais dispendiosa. Estas tentativas não foram bem-sucedidas inicialmente, pois algumas peças partiram quando eram descoladas do suporte ou quando os cilindros eram apertados na CNC, para não se deslocarem durante a maquinação. Algumas fotografias de tentativas não sucedidas encontram-se na Figura 50, podemos observar dois cilindros de Si_3N_4 e um de alumina cujo processo de maquinação não correu bem. Após ajustado o procedimento foi possível maquinar com sucesso dois cilindros de Si_3N_4 e obter uma componente femoral e uma componente

acetabular, que se encontram apresentadas na Figura 51, e também uma componente femoral com a haste partida que acabou por ter alguma utilidade para este trabalho.

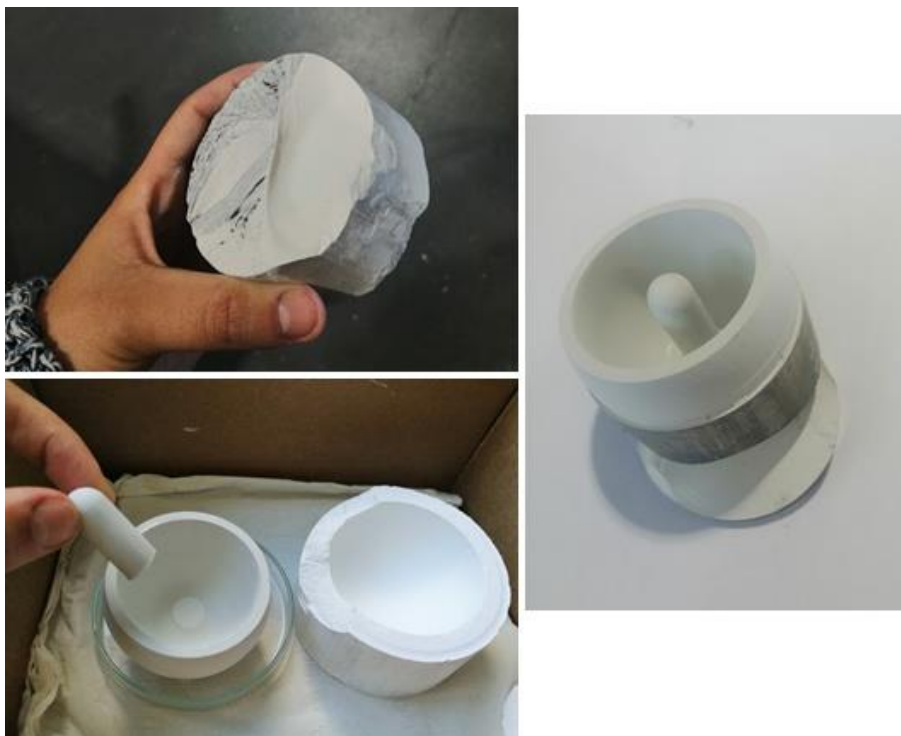


Figura 50 – Tentativas de maquinação de próteses que falharam.



Figura 51 – Componente acetabular e componente femoral de Si_3N_4 em verde após maquinação. À esquerda componente acetabular de diâmetro externo 71,65 mm e à direita a componente femoral com 59 mm de diâmetro externo.

Posteriormente as peças maquinadas foram então sinterizadas. As componentes finais para implantação em osso sintético foram sinterizadas no forno da empresa DURIT e são apresentadas na Figura 52. A componente femoral cuja haste partiu durante a maquinação foi também sinterizada.

A maquinação do compósito produzido em verde mostrou-se ser possível, no entanto é preciso algum cuidado durante o processo. As peças são muito frágeis, e durante o seu manuseamento e colocação é necessária alguma sensibilidade. O acabamento da prótese obtido foi muito satisfatório não sendo necessário grandes procedimentos de polimento.

Um dos possíveis problemas era que as peças tivessem retrações ligeiramente diferentes e que a componente acetabular e femoral não encaixassem uma na outra. Apesar de o encaixe obtido não ter sido perfeito, com algum polimento verificou-se uma grande melhoria, no entanto a superfície das componentes pode ser melhorada para obter interfaces completamente coincidentes e que se toquem em todos os pontos da sua superfície.

Durante a sinterização a retração da prótese teve uma pequena diferença da retração teórica esperada. A Tabela 19 apresenta a comparação entre as medidas inicialmente projetadas e as medidas reais da prótese produzida. A diferença nunca ultrapassa 1 mm das dimensões pretendidas, no entanto o facto de a componente acetabular ter uma diferença de 0,7 mm de diâmetro externo influencia a implantação em osso sintético.

Tabela 19 – Comparação das dimensões projetadas e as dimensões reais da prótese produzida.

	Dimensões esperadas		Dimensões obtidas	
	Diâmetro interno	Diâmetro externo	Diâmetro interno	Diâmetro externo
Componente femoral	40 mm	50 mm	39,9 mm	49,7 mm
Componente acetabular	50 mm	60 mm	50,0 mm	59,3 mm



Figura 52 – Peças finais sinterizadas. Na fotografia à esquerda componente acetabular de diâmetro externo 59,3 mm (peça da esquerda) e componente femoral de diâmetro externo 49,7 mm (peça direita). Na fotografia da direita as mesmas componentes dispostas de maneira diferente.

3.5 Implantação em modelo CAD

De modo a entender melhor como iria ser realizado o corte de osso sintético, foi realizada uma implantação virtual da prótese de *resurfacing* num modelo CAD do fêmur através do programa SolidWorks. O modelo CAD do fêmur foi fornecido pelo orientador. A cabeça femoral deste modelo apresenta um diâmetro de aproximadamente 50 mm e o eixo do pescoço femoral perfaz um ângulo de 126° com o eixo que atravessa a diáfise do fêmur, representando um fêmur normal. A introdução do dispositivo de *resurfacing* proposto tenta replicar a anatomia do pescoço femoral e foi colocado respeitando o ângulo de 126° .

Um dos grandes objetivos dos dispositivos de *resurfacing* é a conservação de osso femoral. As imagens da Figura 53 até à Figura 55 apresentam a implantação realizada em *software*.

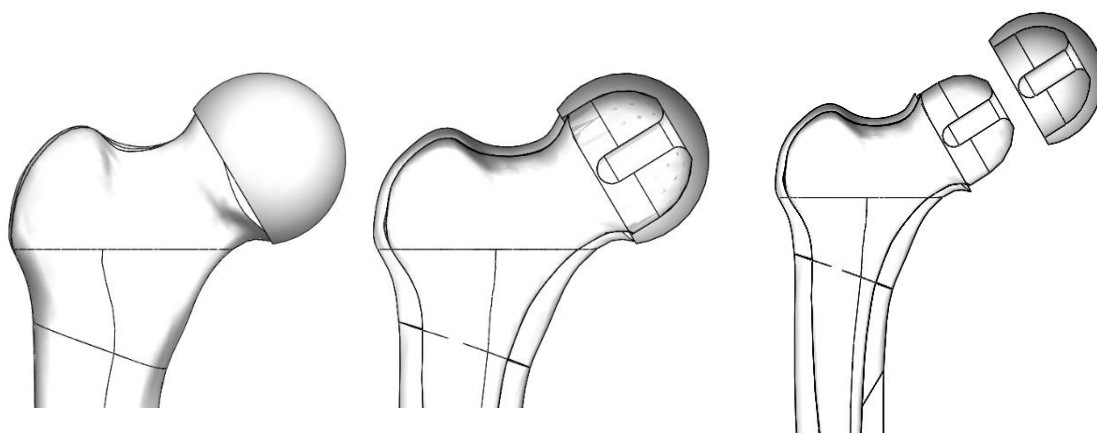


Figura 53 – Montagem dos modelos CAD da região proximal do fêmur com dispositivo de *resurfacing* proposto implantado. Vista frontal à esquerda, vista frontal seccionada ao centro e à direita.

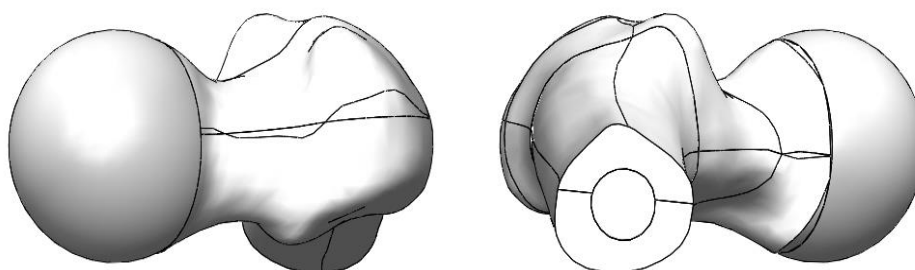


Figura 54 – Vista no plano transversal do conjunto dos modelos CAD da região proximal do fêmur com dispositivo de *resurfacing* proposto implantado. À esquerda vista no plano transversal superior, à direita vista no plano transversal inferior.

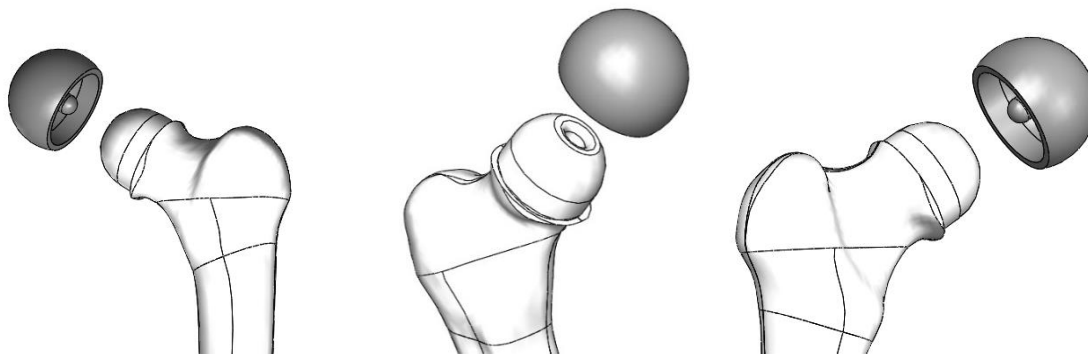


Figura 55 – Modelo CAD do osso femoral proximal após implantação do dispositivo proposto.

3.6 Implantação em osso sintético

Após a maquinação e sinterização das duas componentes, estas foram implantadas em ossos sintéticos de quarta geração da marca Sawbones®, modelo 3405 direito para o acetábulo e modelo 3406 direito para o fêmur, ambos apresentados na Figura 56. Não foram utilizados cimentos de fixação. O material destes modelos de ossos sintéticos é constituído por uma mistura de fibras de vidro curtas e resina epóxica injetada à volta de um núcleo de espuma de poliuretano.

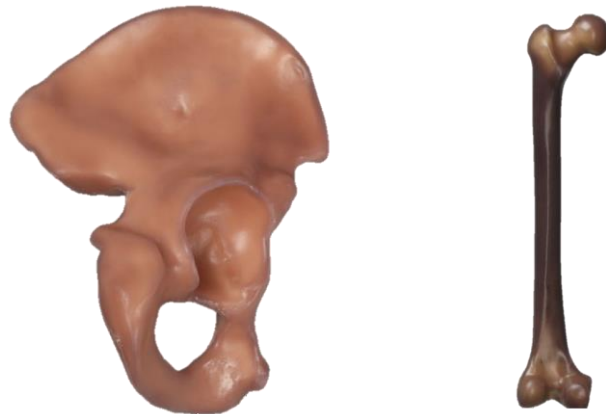


Figura 56 – Modelos de ossos sintéticos Sawbones® utilizados para a implantação.

A Figura 57 apresenta algumas fotografias de diferentes etapas do procedimento do corte de osso sintético femoral. Inicialmente foi escolhida a posição correta para o corte. Foi feita uma perfuração do canal femoral e de grande parte do osso cortical com uma broca craniana de 40 mm internos, de seguida com uma serra foi feito um corte do restante osso cortical, por fim na última etapa a cabeça femoral foi lixada até obter uma forma redonda, o mais próximo possível do interior da prótese e de modo que toda a superfície desta tocasse no osso esponjoso.



Figura 57 – Etapas de corte realizadas no osso femoral sintético.

Após a realização e acabamento do corte do osso, foi realizada a implantação da componente femoral. A Figura 58 apresenta a comparação entre o fêmur sintético em que a prótese foi implantada e um modelo idêntico intacto.



Figura 58 – Componente femoral fabricada implantada em osso sintético à esquerda e um modelo idêntico de osso sintético femoral intacto.

O acetábulo em osso sintético tem um preço elevado, por este motivo a decisão de produzir uma prótese com 60 mm de diâmetro externo na componente acetabular, foi exatamente com o propósito de reaproveitar um modelo já existente de projetos anteriores. Na Figura 59 podemos observar duas fotografias tiradas aos modelos ósseos após a implantação da prótese de cerâmico de Si_3N_4 desenvolvida.

Como referido anteriormente, o diâmetro externo da componente acetabular fabricada é 0,7 mm inferior à dimensão pretendida de 60 mm.



Figura 59 – Modelos de fêmur e acetábulo após implantação da prótese em material cerâmico de Si_3N_4 .

3.6.1 Estudo de amplitude movimentos

Após a implantação foi verificado que a articulação prostética tinha o mesmo alcance de movimentos que a articulação nativa da anca.

As Figura 60 e Figura 61 apresentam a articulação da anca com a prótese implantada em vista frontal e posterior respetivamente, numa posição normal e numa posição de rotação interna. Verifica-se que a amplitude obtida de rotação interna está dentro do padrão desejado.



Figura 60 – Vista frontal da articulação após implantação da prótese em osso sintético. À esquerda posição normal da articulação e à direita articulação com rotação interna (0-35°).



Figura 61 – Vista posterior após implantação da prótese em osso sintético. À esquerda posição normal da articulação e à direita articulação com rotação interna (0-35°).

A Figura 62 apresenta fotografias tiradas à articulação com a prótese implantada em diferentes posições, nomeadamente em abdução, em posição normal e em adução. Foi também verificado que os movimentos se encontram dentro dos padrões normais da articulação nativa da anca.



Figura 62 – Diferentes amplitudes da articulação da anca com a prótese implantada. À esquerda em amplitude de abdução (45-50°), no centro amplitude normal (0°) e à direita amplitude de adução (20-30°).

A Figura 63 apresenta uma comparação entre o modelo sintético da articulação da anca após a implantação da prótese e um modelo sintético idêntico intacto.

O resultado obtido permite afirmar que a prótese produzida tem um procedimento de colocação simples, que permite uma grande amplitude de movimentos, idêntica à articulação nativa, e uma grande conservação de osso femoral, sendo este procedimento muito menos invasivo que uma ATA.



Figura 63 – Comparação do modelo sintético após implantação com modelo sintético idêntico intacto. À esquerda posição normal da articulação, à direita articulação em rotação interna.

Este estudo permitiu ter uma noção quais as amplitudes esperadas com a prótese de *resurfacing* proposta. Estudos semelhantes com aplicação de carga poderão ser realizados futuramente de modo a entender a influência das posições das componentes na transferência de carga da articulação.

3.7 Ensaio de carga da componente femoral

Existem várias normas para a avaliação mecânica pré-clínica de implantes de ATA, no entanto para implantes de *resurfacing* as normas de ensaio pré-estabelecidas são inexistentes. Existe pouca informação acerca dos ensaios utilizados em componentes metálicas, e para componentes cerâmicas a informação é ainda menor. No entanto, existe um estudo de Dickinson *et al.* com o propósito de desenvolver um processo de verificação de resistência mecânica para análise pré-clínica de próteses de *resurfacing* da anca em material cerâmico [74]. O modelo em estudo é designado DeltaSurf® (Finsbury Development Ltd, Leatherhead, UK; CE- Marked 05/2010) fabricado com o material compósito BIOLOX® *delta*. Este modelo não se encontra ainda em ensaios clínicos, ao contrário do modelo H1 em estudo pelo *Imperial College* referido anteriormente.

Um dos testes realizados neste estudo, considerava o pior cenário de carga sobre a prótese, um cenário onde a prótese está sujeita a uma força compressiva sem suporte interno, tal como se mostra na Figura 64.

Apesar de ser referido que esta carga não é a carga fisiológica, permite comparar os resultados com o ponto de cedência de implantes de *resurfacing* convencionais de metal.

Devido à fácil reprodutibilidade deste ensaio, foi testada uma cabeça femoral colocando-a num suporte de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) com a haste horizontal e aplicada carga a partir de uma forma acetabular. Os ensaios foram conduzidos numa máquina de ensaios Shimadzu AG-X plus, a uma velocidade de 1 mm/min e com uma célula de carga de 100 kN. Foi utilizada a componente femoral cuja haste partiu para este teste destrutivo.

Após realizado este ensaio também foi realizada uma simulação em SolidWorks para avaliar as tensões de rutura resultantes.

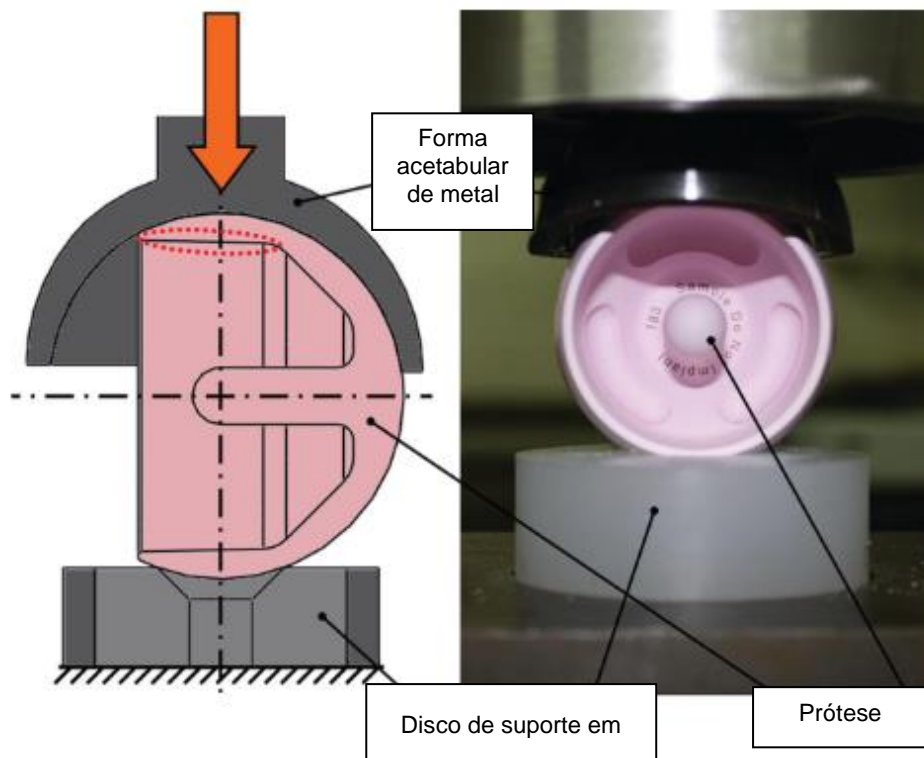


Figura 64 – À esquerda o desenho esquemático e à direita uma fotografia da montagem para o teste de resistência da cabeça femoral não suportada, proposto por Dickinson *et al.*. No diagrama a força encontra-se representada pela seta e a zona sobre *stress* está a tracejado vermelho. Adaptado de: [74].

Foram desenhadas em CAD duas estruturas para a realização deste teste. A estrutura superior que tem uma forma acetabular é de aço Ck45, a estrutura inferior que vai funcionar como suporte de UHMWPE. As estruturas foram fabricadas no departamento de mecânica da Universidade de Aveiro. A Figura 65 apresenta o modelo CAD das estruturas e uma fotografia tirada antes da realização do ensaio. É a parte superior que vai aplicar carga na componente femoral.

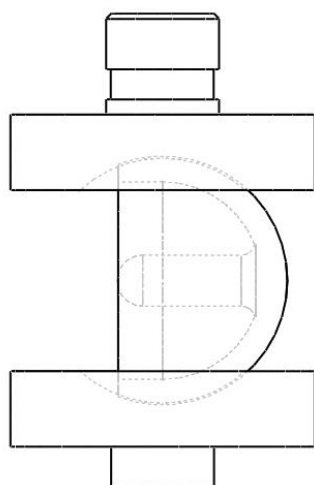


Figura 65 – Modelo CAD das estruturas desenvolvidas à esquerda. Fotografia da disposição das peças antes do ensaio mecânico de rutura da componente femoral sem suporte interno.

O alinhamento da prótese para que ficasse numa posição completamente vertical foi feito com o auxílio de um objeto metálico com uma superfície plana. A peça foi colocada de modo a que não se mover, mas sem a aplicação de carga.

Os resultados do ensaio podem ser observados no gráfico da Figura 66. A componente começou a fraturar quando aplicada uma carga de 11,4 kN, esta fratura acredita-se ter ocorrido na parte interior da componente, possivelmente devido a um defeito de fabrico. Como esta componente partiu a haste durante a maquinação, inicialmente foi considerada inadequada para este estudo, não tendo sido retificada antes da sinterização o que poderá ter provocado esta primeira fratura na peça.

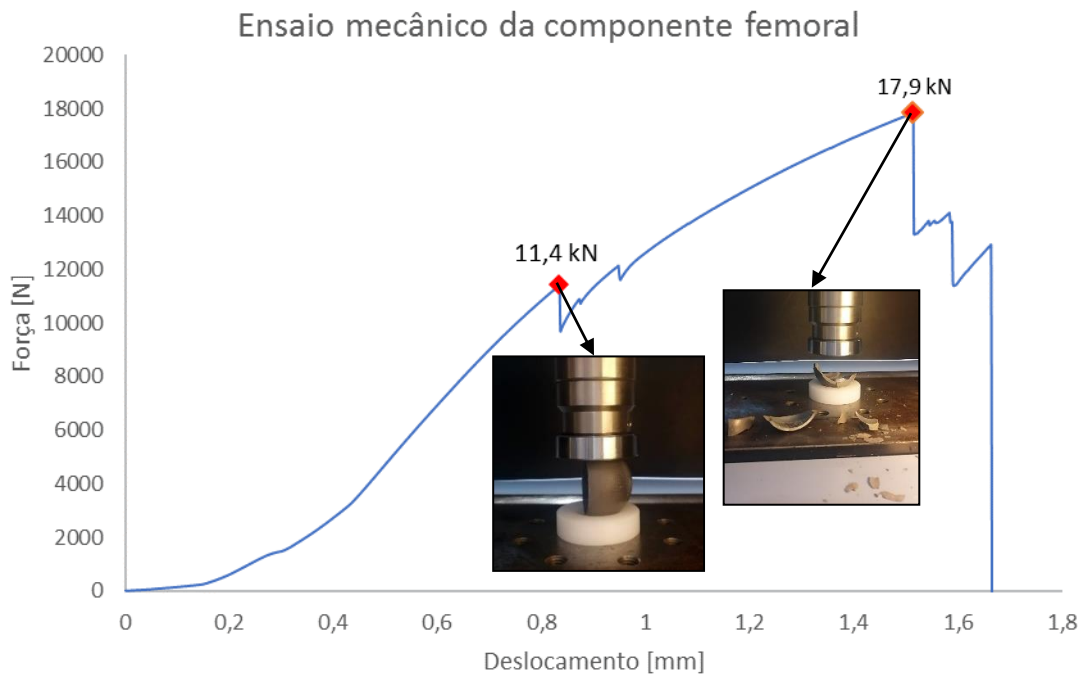


Figura 66 – Gráfico de carga em relação ao deslocamento do ensaio mecânico da componente femoral sem suporte interno.

Os resultados obtidos por Dickinson *et al.* com o material BIOLOX[®] *delta* para o mesmo ensaio mecânico de componentes femorais sem suporte interno, com diâmetros de 40 mm foram entre 10,4-13,4 kN, e para diâmetros de 58 mm entre 18,8-20,5 kN [74]. A componente femoral de Si₃N₄ fabricada tem um tamanho médio de 49 mm, e um resultado de carga máxima de 17,9 kN.

Como já referido BIOLOX[®] *delta* é o cerâmico mais utilizado em implantes ortopédicos. O design da componente DeltaSurf[®] tem também mais vantagens mecânicas, como podemos observar no esquema da Figura 64, ao contrário do design simples e esférico que proponho, o seu interior não é redondo e têm maior espessura na parede onde é aplicada carga do que na restante parede.

O ponto de cedência das próteses BHR é reportado como sendo 5,6 kN [62], e estudos referem fraturas do pescoço femoral dentro de um intervalo de 4-16 kN. [75]

Dickinson *et al.* também realizou o mesmo ensaio com a componente DeltaSurf[®] cimentada em espuma de poliuretano (da marca Sawbones[®]) para comprovar que a resistência mecânica não era afetada pela implantação, os resultados demonstraram até um aumento da resistência após a implantação.

Posto isto, o resultado deste ensaio foi extremamente satisfatório e comprova o grande potencial do cerâmico de Si₃N₄ como material para utilização em artroplastia, uma vez que o resultado de carga máxima que o implante suportou (49 mm – 17,9kN) foi dentro do intervalo de carga máxima que a próteses DeltaSurf® suportaram (40 mm – 13,4 kN e 58 mm – 20,5 kN). Tendo em conta que o diâmetro da prótese é exatamente um tamanho médio entre 40 e 58 mm, e que a média das cargas máximas obtidas para o DeltaSurf® foi de 14,3-16,95 kN, a prótese fabricada com material cerâmico de Si₃N₄ obteve um resultado de suporte de carga superior à prótese DeltaSurf® fabricada com BIOLOX® *delta*. Apresenta ainda um suporte de carga maior que o ponto de cedência da prótese BHR e a resistência excede a do osso de suporte (pescoço femoral). A Tabela 20 apresenta um resumo comparativo dos valores obtidos neste ensaio.

É de referir que este ensaio considera o pior cenário possível. Tal como já abordado na revisão de literatura, estudos referem que a carga mais extrema na articulação da anca ocorre quando uma pessoa tropeça, essa carga pode chegar até 760 % do peso do corpo, se considerarmos o pior caso de um individuo obeso essa carga pode ser considerada aproximadamente 8 kN [15]–[17], [76].

A realização deste ensaio com mais componentes femorais do mesmo tamanho e o estudo de diferentes designs seria de grande interesse para poder tirar conclusões mais significantes e no mínimo deveriam ter sido testadas três componentes para comparação dos resultados. Seria vantajoso ter conseguido filmar o ensaio com câmaras de alta velocidade e alta resolução para conseguir perceber em que zona precisa é que a prótese fraturou.

Tabela 20 – Comparação de ensaios de carga.

	Compósito Si₃N₄	DeltaSurf® [74]	BHR [62]	Pescoço femoral [75]
Carga aplicada até rutura	11,4-17,9 kN	40 mm: 10,4-13,4 kN 58 mm: 18,8-20,5 kN	5,6 kN ¹	4-16 kN

¹ Ponto de cedência da BHR.

3.7.1 Simulação de tensão fratura

Consoante os resultados obtidos no ensaio de carga, foi realizada uma simulação com a carga de rutura máxima do ensaio. A Figura 67 apresenta o modelo CAD do ensaio, o modelo de elementos finitos e os resultados de tensão obtidos na simulação. Podemos observar uma mancha laranja na Figura 67 que representa o local de concentração de tensões obtido na simulação. A tensão de rutura obtida foi de 656 MPa. Comparando com os valores de tensão obtidos nos ensaios de flexão a 3 pontos (712 MPa) este ensaio obteve um resultado $\approx 8\%$ inferior aos resultados de flexão.

O facto de a prótese ter tido uma pequena rutura aos 11,4 kN deve-se provavelmente a defeito de fabrico. A tensão máxima foi apenas 8% inferior à obtida nos ensaios de flexão (712 MPa). No entanto, em condições ótimas de processamento, o material tem potencial para suportar tensões superiores a 800 MPa. Mais ensaios de carga deste tipo teriam de ser realizados para ter conclusões mais concretas acerca deste comportamento, mas de um modo geral o conceito proposto tem potencial e resultados satisfatórios que motivam mais estudos.

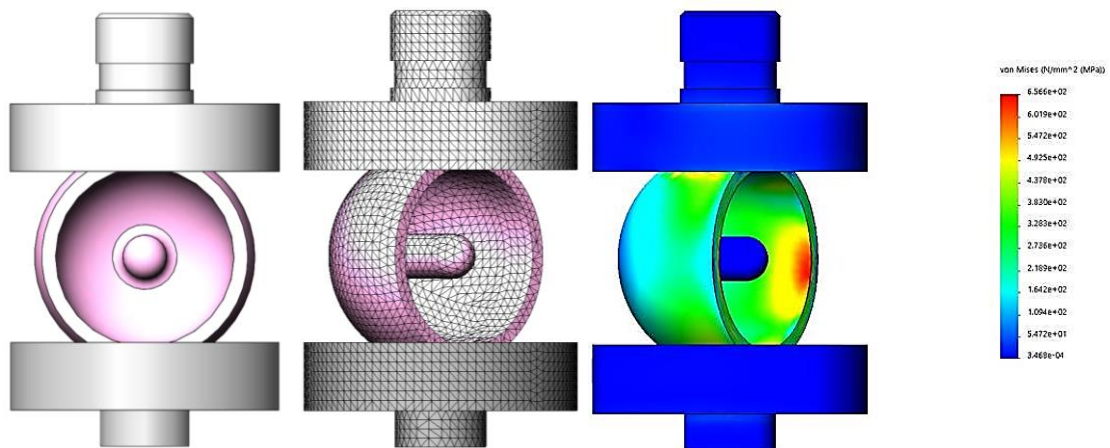


Figura 67 – À esquerda modelo CAD, ao centro modelo de elementos finitos e à direita resultados de tensão obtidos.

4. Conclusões

A presente dissertação teve como objetivo o desenvolvimento de um conceito com performance adequada para aplicação na artroplastia *resurfacing* da anca em material cerâmico, face ao problema associado aos atuais dispositivos de *resurfacing* em metal. Os dispositivos de *resurfacing* são menos invasivos que os utilizados em ATA, sendo obtida maior preservação óssea, e uma revisão mais simples.

O grande foco esteve na validação do material cerâmico de Si_3N_4 para aplicação ortopédica e na demonstração do potencial de um conceito de *resurfacing* da anca produzido com este cerâmico, comparando os resultados com as propriedades e comportamento dos dispositivos *resurfacing* em metal-metal (BHR), e interfaces cerâmicas já utilizadas na ATA, como o BIOLOX[®]*delta*.

O material produzido apresenta em geral propriedades mecânicas como resistência à compressão, resistência à flexão e dureza inferiores ao BIOLOX[®]*delta*, mas é importante referir que este material está atualmente na vanguarda dos cerâmicos para aplicações biomédicas e sobretudo é produzido condições mais favoráveis do que as disponíveis em laboratório. É de sublinhar a elevada tenacidade à fratura do cerâmico de Si_3N_4 , que é mais elevada até que a do BIOLOX[®]*delta*.

Foi comprovado que apesar das condições desfavoráveis, a composição produzida e técnicas utilizadas permitiram resultados semelhantes aos resultados obtidos com cerâmicos de Si_3N_4 produzidos com processos de sinterização como prensagem isostática a quente (HIP).

A maquinação dos componentes em verde é um processo viável, mas que deve ser conduzida com grande cuidado. Após sinterização os componentes apresentaram as medidas esperadas, de acordo com os testes de retração.

As implantações realizadas mostraram a implantabilidade deste dispositivo em estruturas ósseas.

Efetou-se um ensaio de carga na cabeça femoral com resultados extremamente satisfatórios: a prótese fabricada com material cerâmico de Si_3N_4 obteve um resultado de suporte de carga superior à prótese DeltaSurf[®] fabricada com BIOLOX[®]*delta*. Apresenta ainda um suporte de carga maior que o ponto de cedência da prótese BHR e a resistência excede a do osso de suporte (pescoço femoral). Este ensaio apesar de demonstrar o grande potencial do cerâmico necessita ser repetido com um maior número de componentes femorais para validar o conceito.

De modo geral, os resultados obtidos nesta dissertação e todo o trabalho realizado permitem afirmar que o cerâmico de Si_3N_4 produzido em ambiente laboratorial tem um grande potencial e é muito promissor para aplicações biomédicas, nomeadamente para utilização em próteses de *resurfacing* da anca. Os resultados obtidos para as propriedades mecânicas foram satisfatórios para o objetivo deste estudo.

5. Desenvolvimento futuro

Os resultados e conclusões obtidas nesta dissertação permitiram entender a grande potencialidade do cerâmico fabricado como material utilizado em próteses de *resurfacing* da anca, no entanto existem vários aspetos a serem melhorados e uma grande quantidade de estudos que podem ser desenvolvidos como continuação deste trabalho.

Sugere-se então as seguintes etapas:

- Simulação *in vitro* biomecânica com aplicação de carga;
- Otimização do design proposto;
- Estudo e desenvolvimento de modelos numéricos baseados na articulação da anca e comparação com simulação *in vitro*;
- Desenvolvimento de modelos numéricos da implantação da prótese;
- Produção de mais componentes femorais e realização de mais testes mecânicos pré-clínicos idênticos aos propostos por Dickinson *et al.* [74];
- Estudar a aplicação de revestimentos e desgaste da prótese;

Referências

- [1] H. Pandit *et al.*, “Pseudotumours associated with metal-on-metal hip resurfacings,” vol. 90, no. 7, 2008.
- [2] R. De Haan, C. Pattyn, H. S. Gill, D. W. Murray, P. A. Campbell, and K. De Smet, “Correlation between inclination of the acetabular component and metal ion levels in metal-on-metal hip resurfacing replacement,” *J. Bone Jt. Surg. - Br. Vol.*, vol. 90-B, no. 10, pp. 1291–1297, Oct. 2008.
- [3] A. J. Hart *et al.*, “Pseudotumors in association with well-functioning metal-on-metal hip prostheses: A case-control study using three-dimensional computed tomography and magnetic resonance imaging,” *J. Bone Jt. Surg. - Ser. A*, vol. 94, no. 4, pp. 317–325, Feb. 2012.
- [4] P. Campbell, E. Ebramzadeh, S. Nelson, K. Takamura, K. De Smet, and H. C. Amstutz, “Histological features of pseudotumor-like tissues from metal-on-metal hips,” in *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2010, vol. 468, no. 9, pp. 2321–2327.
- [5] Y.-M. Kwon, S. J. Ostlere, P. McLardy-Smith, N. A. Athanasou, H. S. Gill, and D. W. Murray, “‘Asymptomatic’ Pseudotumors After Metal-on-Metal Hip Resurfacing Arthroplasty: Prevalence and Metal Ion Study,” *J. Arthroplasty*, vol. 26, no. 4, pp. 511–518, Jun. 2011.
- [6] Y. Higuchi, Y. Hasegawa, T. Seki, D. Komatsu, and N. Ishiguro, “Significantly Lower Wear of Ceramic-on-Ceramic Bearings Than Metal-on-Highly Cross-Linked Polyethylene Bearings: A 10- to 14-Year Follow-Up Study,” *J. Arthroplasty*, vol. 31, no. 6, pp. 1246–1250, Jun. 2016.
- [7] B. J. McEntire, B. S. Bal, M. N. Rahaman, J. Chevalier, and G. Pezzotti, “Ceramics and ceramic coatings in orthopaedics,” *J. Eur. Ceram. Soc.*, vol. 35, no. 16, pp. 4327–4369, Dec. 2015.
- [8] B. S. Bal, A. Khandkar, R. Lakshminarayanan, I. Clarke, A. A. Hoffman, and M. N. Rahaman, “Fabrication and Testing of Silicon Nitride Bearings in Total Hip Arthroplasty. Winner of the 2007 ‘HAP’ PAUL Award,” *J. Arthroplasty*, vol. 24, no. 1, pp. 110–116, Jan. 2009.
- [9] “Total Hip Replacement - OrthoInfo - AAOS.” [Online]. Available: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-hip-replacement/>. [Accessed: 23-Oct-2019].
- [10] I. D. Learmonth, C. Young, and C. Rorabeck, “The operation of the century: total

- hip replacement,” *Lancet*, vol. 370, no. 9597. Elsevier, pp. 1508–1519, 27-Oct-2007.
- [11] A. Lons, A. Arnould, T. Pommepuy, E. Drumez, and J. Girard, “Excellent short-term results of hip resurfacing in a selected population of young patients,” *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 101, no. 6, pp. 661–665, Oct. 2015.
- [12] D. P. Byrne, K. J. Mulhall, and J. F. Baker, “Anatomy & Biomechanics of the Hip,” *Open Sport. Med. J.*, vol. 4, no. 1, pp. 51–57, 2010.
- [13] P. Seeley, R; Stephens, T; Tate, “Anatomy & Physiology,” in *McGraw-Hill Companies*, 2001, p. 976.
- [14] S. Hoppenfeld and R. Hutton, “Physical examination of the spine and extremities,” no. 6, pp. 143–169, 1976.
- [15] G. Giarmatzis, I. Jonkers, M. Wesseling, S. Van Rossom, and S. Verschueren, “Loading of Hip Measured by Hip Contact Forces at Different Speeds of Walking and Running,” 2015.
- [16] G. Bergmann *et al.*, “Realistic loads for testing hip implants,” *Biomed. Mater. Eng.*, vol. 20, no. 2, pp. 65–75, 2010.
- [17] G. Bergmann *et al.*, “Hip contact forces and gait patterns from routine activities,” in *Journal of Biomechanics*, 2001, vol. 34, no. 7, pp. 859–871.
- [18] National Joint Registry, “15th Annual Report 2018,” Hertfordshire, 2018.
- [19] L. March, M. Cross, N. Arden, and G. Hawker, “Osteoarthritis: A serious disease,” *OARSI*, pp. 1–103, 2016.
- [20] A. A. Kiadaliri, L. S. Lohmander, M. Moradi-Lakeh, I. F. Petersson, and M. Englund, “High and rising burden of hip and knee osteoarthritis in the Nordic region, 1990–2015: Findings from the Global Burden of Disease Study 2015,” *Acta Orthop.*, vol. 89, no. 2, pp. 177–183, 2018.
- [21] D. Yu, G. Peat, J. Bedson, and K. P. Jordan, “Annual consultation incidence of osteoarthritis estimated from population-based health care data in England,” *Rheumatol. (United Kingdom)*, vol. 54, no. 11, pp. 2051–2060, Nov. 2015.
- [22] J. Leskinen, A. Eskelinen, H. Huhtala, P. Paavolainen, and V. Remes, “The incidence of knee arthroplasty for primary osteoarthritis grows rapidly among baby boomers: A population-based study in Finland,” *Arthritis Rheum.*, vol. 64, no. 2, pp. 423–428, Feb. 2012.
- [23] J. Girard, “Hip Resurfacing: International Perspectives,” *HSS J. ®*, vol. 13, no. 1, pp. 7–11, Feb. 2017.
- [24] R. Sershon, R. Balkissoon, and C. J. Della Valle, “Current indications for hip

- resurfacing arthroplasty in 2016,” *Curr. Rev. Musculoskelet. Med.*, vol. 9, no. 1, pp. 84–92, Mar. 2016.
- [25] H. C. Amstutz and M. J. Le Duff, “Hip resurfacing: History, current status, and future,” *HIP International*, vol. 25, no. 4, pp. 330–338, 25-Jul-2015.
- [26] H. C. Amstutz and M. J. Le Duff, “Background of metal-on-metal resurfacing,” *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 220, no. 2, pp. 85–94, Feb. 2006.
- [27] H. G. Willert, H. Bertram, and G. H. Buchhorn, “Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of bone cement fragmentation.,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 258, pp. 108–21, Sep. 1990.
- [28] H. C. Amstutz, P. Grigoris, and F. J. Dorey, “Evolution and future of surface replacement of the hip,” in *Journal of Orthopaedic Science*, 1998, vol. 3, no. 3, pp. 169–186.
- [29] M. Wagner and H. Wagner, “Preliminary results of uncemented metal on metal stemmed and resurfacing hip replacement arthroplasty,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 329 SUPPL., pp. S78-88, Aug. 1996.
- [30] A. O. A. N. J. R. R. (AOANJRR), “Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: 2018 Annual Report,” Adelaide, 2018.
- [31] S. Hip and A. Register, “Swedish Hip Arthroplasty Register Annual Report 2017,” 2017.
- [32] J. Daniel, C. Pradhan, H. Ziaee, P. B. Pynsent, and D. J. W. McMinn, “Results of birmingham hip resurfacing at 12 to 15 years: A single-surgeon series,” *Bone and Joint Journal*, vol. 96B, no. 10, pp. 1298–1306, Oct-2014.
- [33] R. B. C. Treacy, C. W. McBryde, E. Shears, and P. B. Pynsent, “Birmingham hip resurfacing: A minimum follow-up of ten years,” *J. Bone Jt. Surg. - Ser. B*, vol. 93 B, no. 1, pp. 27–33, Jan. 2011.
- [34] G. S. Matharu, J. Daniel, H. Ziaee, and D. J. W. McMinn, “Failure of a Novel Ceramic-on-Ceramic Hip Resurfacing Prosthesis,” *J. Arthroplasty*, vol. 30, no. 3, pp. 416–418, 2015.
- [35] FDA, “Metal-on-Metal Hip Implants - Metal-on-Metal Hip Implant Systems.” Center for Devices and Radiological Health, pp. 1–3, 2013.
- [36] Y. Higuchi, Y. Hasegawa, T. Seki, D. Komatsu, and N. Ishiguro, “Significantly Lower Wear of Ceramic-on-Ceramic Bearings Than Metal-on-Highly Cross-Linked Polyethylene Bearings: A 10- to 14-Year Follow-Up Study,” *J. Arthroplasty*, vol. 31, no. 6, pp. 1246–1250, Jun. 2016.
- [37] J. P. Cobb, S. J. Clarke, J. Jeffers, R. Wozencroft, C. Halewood, and A. A. Amis,

- “Anatomic ceramic hip resurfacing arthroplasty: first in human trials,” *Orthop. Proc.*, vol. 100-B, no. SUPP_1, p. 29, Jan. 2018.
- [38] K. A. De Smet, C. Pattyn, and R. Verdonk, “Early Results of Primary Birmingham Hip Resurfacing Using a Hybrid Metal-On-Metal Couple,” *HIP Int.*, vol. 12, no. 2, pp. 158–162, Apr. 2002.
- [39] M. Norton, “The Cormet™ hip resurfacing prosthesis,” in *The Hip Resurfacing Handbook*, Woodhead Publishing, 2013, pp. 39–43.
- [40] C. Van Der Straeten, D. Van Quickenborne, B. De Roest, A. Calistri, J. Victor, and K. De Smet, “Metal ion levels from well-functioning birmingham hip resurfacings decline significantly at ten years,” *Bone Jt. J.*, vol. 95 B, no. 10, pp. 1332–1338, Oct. 2013.
- [41] A. Reito, T. Puolakka, P. Elo, J. Pajamäki, and A. Eskelinen, “Outcome of Birmingham hip resurfacing at ten years: role of routine whole blood metal ion measurements in screening for pseudotumours,” *Int. Orthop.*, vol. 38, no. 11, pp. 2251–2257, Nov. 2014.
- [42] G. Coulter, D. A. Young, R. E. Dalziel, and A. J. Shimmin, “Birmingham hip resurfacing at a mean of ten years,” *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 94-B, no. 3, pp. 315–321, Mar. 2012.
- [43] G. S. Matharu, C. W. McBryde, W. B. Pynsent, P. B. Pynsent, and R. B. C. Treacy, “The outcome of the Birmingham Hip Resurfacing in patients aged < 50 years up to 14 years post-operatively,” *Bone Joint J.*, vol. 95-B, no. 9, pp. 1172–1177, Sep. 2013.
- [44] T. P. Gross, F. Liu, and L. A. Webb, “Clinical Outcome of the Metal-on-Metal Hybrid Corin Cormet 2000 Hip Resurfacing System. An up to 11-Year Follow-Up Study.,” *J. Arthroplasty*, vol. 27, no. 4, pp. 533-538.e1, Apr. 2012.
- [45] G. Kordás, J. Baxter, N. Parsons, M. L. Costa, and S. J. Krikler, “Minimum 5-year follow-up after cormet hip resurfacing. A single surgeon series of 234 hips,” *HIP Int.*, vol. 22, no. 2, pp. 189–194, Mar. 2012.
- [46] M. Seppänen *et al.*, “Poor 10-year survivorship of hip resurfacing arthroplasty: 5,098 replacements from the Finnish Arthroplasty Register,” *Acta Orthop.*, vol. 87, no. 6, pp. 554–559, Dec. 2016.
- [47] D. J. Langton *et al.*, “The clinical implications of elevated blood metal ion concentrations in asymptomatic patients with MoM hip resurfacings: A cohort study,” *BMJ Open*, vol. 3, no. 3, p. e001541, Jan. 2013.
- [48] G. S. Matharu, C. W. McBryde, M. P. Revell, and P. B. Pynsent, “Femoral Neck

- Fracture After Birmingham Hip Resurfacing Arthroplasty: Prevalence, Time to Fracture, and Outcome After Revision,” *J. Arthroplasty*, vol. 28, no. 1, pp. 147–153, Jan. 2013.
- [49] J. Gallo, S. B. Goodman, J. Lostak, and M. Janout, “Advantages and disadvantages of ceramic on ceramic total hip arthroplasty: A review,” vol. 156, no. 3, pp. 204–212, 2012.
- [50] W. Burger and H. G. Richter, “High Strength and Toughness Alumina Matrix Composites by Transformation Toughening and ‘In Situ’ Platelet Reinforcement (ZPTA) - The New Generation of Bioceramics,” *Key Eng. Mater.*, vol. 192–195, pp. 545–548, Sep. 2000.
- [51] J. W. Pritchett, “Polyethylene Hip Resurfacing to Treat Arthritis and Severe Acetabular Insufficiency,” *J. Arthroplasty*, vol. 33, no. 11, pp. 3508–3513, Nov. 2018.
- [52] J. W. Pritchett, “Hip Resurfacing Using Highly Cross-linked Polyethylene: Prospective Study Results at 8.5 Years,” *J. Arthroplasty*, vol. 31, no. 10, pp. 2203–2208, Oct. 2016.
- [53] C. Santos, S. Ribeiro, J. K. M. F. Daguano, S. O. Rogero, K. Strecker, and C. R. M. Silva, “Development and cytotoxicity evaluation of SiAlONs ceramics,” *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 27, no. 1, pp. 148–153, Jan. 2007.
- [54] B. Cappi, S. Neuss, J. Salber, R. Telle, R. Knüchel, and H. Fischer, “Cytocompatibility of high strength non-oxide ceramics,” *J. Biomed. Mater. Res. - Part A*, vol. 93, no. 1, pp. 67–76, Apr. 2010.
- [55] M. Mazzocchi, D. Gardini, P. L. Traverso, M. G. Faga, and A. Bellosi, “On the possibility of silicon nitride as a ceramic for structural orthopaedic implants. Part II: chemical stability and wear resistance in body environment,” *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, vol. 19, no. 8, pp. 2889–2901, Aug. 2008.
- [56] M. C. Anderson and R. Olsen, “Bone ingrowth into porous silicon nitride,” *J. Biomed. Mater. Res. Part A*, vol. 9999A, no. 4, p. NA-NA, Mar. 2009.
- [57] C. C. Guedes e Silva, B. König, M. J. Carbonari, M. Yoshimoto, S. Allegrini, and J. C. Bressiani, “Bone growth around silicon nitride implants—An evaluation by scanning electron microscopy,” *Mater. Charact.*, vol. 59, no. 9, pp. 1339–1341, Sep. 2008.
- [58] B. S. Bal and M. N. Rahaman, “Orthopedic applications of silicon nitride ceramics,” *Acta Biomater.*, vol. 8, no. 8, pp. 2889–2898, Aug. 2012.
- [59] X.-J. Liu, Z.-Y. Huang, Q.-M. Ge, X.-W. Sun, and L.-P. Huang, “Microstructure and

- mechanical properties of silicon nitride ceramics prepared by pressureless sintering with MgO–Al₂O₃–SiO₂ as sintering additive,” *J. Eur. Ceram. Soc.*, vol. 25, no. 14, pp. 3353–3359, Sep. 2005.
- [60] J. Yang, F. J. Oliveira, R. F. Silva, and J. M. F. Ferreira, “Pressureless sinterability of slip cast silicon nitride bodies prepared from coprecipitation-coated powders,” *J. Eur. Ceram. Soc.*, vol. 19, no. 4, pp. 433–439, 1999.
- [61] J. A. Lewis, “Binder removal from ceramics,” *Annu. Rev. Mater. Sci.*, vol. 27, no. 1, pp. 147–173, Aug. 1997.
- [62] U. F. and D. A. Center for Devices and Radiological Health, “Summary of Safety and Effectiveness Data: Birmingham hip resurfacing (BHR) system,” 2006. [Online]. Available: https://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf4/P040033b.pdf. [Accessed: 05-Oct-2019].
- [63] D. G. R. William D. Callister, “Fundamentals of Materials Science and Engineering: An Integrated Approach.” p. 910, 2009.
- [64] Z. Li, A. Ghosh, A. S. Kobayashi, and R. C. Bradt, “Indentation Fracture Toughness of Sintered Silicon Carbide in the Palmqvist Crack Regime,” *J. Am. Ceram. Soc.*, vol. 72, no. 6, pp. 904–911, 1989.
- [65] A. G. Evans and T. R. Wilshaw, “Quasi-static solid particle damage in brittle solids-I. Observations analysis and implications,” *Acta Metall.*, vol. 24, no. 10, pp. 939–956, Oct. 1976.
- [66] K. Niihara, R. Morena, and D. P. H. Hasselman, “Evaluation of K_{Ic} of brittle solids by the indentation method with low crack-to-indent ratios,” *J. Mater. Sci. Lett.*, vol. 1, no. 1, pp. 13–16, Jan. 1982.
- [67] D. K. Shetty, I. G. Wright, P. N. Mincer, and A. H. Clauer, “Indentation fracture of WC-Co cermets,” *J. Mater. Sci.*, vol. 20, no. 5, pp. 1873–1882, 1985.
- [68] R. Warren and H. Matzke, “Indentation Testing of a Broad Range of Cemented Carbides,” in *Science of Hard Materials*, Boston, MA: Springer US, 1983, pp. 563–582.
- [69] K. Niihara, “A fracture mechanics analysis of indentation-induced Palmqvist crack in ceramics,” *J. Mater. Sci. Lett.*, vol. 2, no. 5, pp. 221–223, 1983.
- [70] I. C. Clarke, J. Y. Lazennec, E. J. Smith, N. Sugano, B. J. McEntire, and G. Pezzotti, “Ceramic-on-Ceramic Bearings: Simulator Wear Compared to Clinical Retrieval Data,” in *Materials for Total Joint Arthroplasty*, IMPERIAL COLLEGE PRESS, 2015, pp. 85–131.
- [71] C. C. Accuratus, “Sintered Reaction Bonded Silicon Nitride Material Properties,”

2013. [Online]. Available: <http://accuratus.com/silinit.html>. [Accessed: 28-Jul-2019].
- [72] S. T. Ceramics, "Direct Pressure Sintered Silicon Nitride (Si₃N₄): Balancing High Performance With Cost Effectiveness," 2018. [Online]. Available: https://www.ceramics.net/sites/default/files/silicon_nitride-6.14.18.pdf. [Accessed: 27-Jul-2019].
- [73] A. E. System, "Arcam Cobalt Chrome Alloy ASTM F75." [Online]. Available: <http://www.arcam.com/wp-content/uploads/arc-024-cocr-mtrl-ds-v2.pdf>. [Accessed: 22-Oct-2019].
- [74] A. S. Dickinson, M. Browne, K. C. Wilson, J. R. T. Jeffers, and A. C. Taylor, "Pre-clinical evaluation of ceramic femoral head resurfacing prostheses using computational models and mechanical testing," *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 225, no. 9, pp. 866–876, 2011.
- [75] P. Pottecher *et al.*, "Prediction of Hip Failure Load: In Vitro Study of 80 Femurs Using Three Imaging Methods and Finite Element Models—The European Fracture Study (EFFECT)," *Radiology*, vol. 280, no. 3, pp. 837–847, Sep. 2016.
- [76] G. Bergmann, F. Graichen, and A. Rohlmann, "Hip joint loading during walking and running, measured in two patients.," *J. Biomech.*, vol. 26, no. 8, pp. 969–90, Aug. 1993.