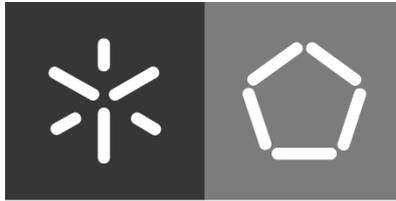




Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Carlos Jorge Cunha Andrade

**Projeto, manufatura e validação
mecânica de uma solução
multimaterial (liga Ti6Al4V e CoCr)
para implantes de anca**



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Carlos Jorge Cunha Andrade

**Projeto, manufatura e validação
mecânica de uma solução multimaterial
(liga Ti6Al4V e CoCr) para implantes de
anca**

Dissertação de mestrado
Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Trabalho efetuado sob a orientação do:
Professor Doutor Flávio Jorge Fernandes Bartolomeu
Professor Doutor Filipe Samuel Correia Pereira Silva

junho de 2023

DIREITOS DE AUTOR E CONDIÇÕES DE UTILIZAÇÃO DO TRABALHO POR TERCEIROS

Este é um trabalho académico que pode ser utilizado por terceiros desde que respeitadas as regras e boas práticas internacionalmente aceites, no que concerne aos direitos de autor e direitos conexos.

Assim, o presente trabalho pode ser utilizado nos termos previstos na licença abaixo indicada.

Caso o utilizador necessite de permissão para poder fazer um uso do trabalho em condições não previstas no licenciamento indicado, deverá contactar o autor, através do RepositóriUM da Universidade do Minho.

Licença concedida aos utilizadores deste trabalho



Atribuição-NãoComercial

CC BY-NC

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Professor Doutor Filipe Samuel Silva pela oportunidade, pelo apoio e por garantir que esta tese fosse possível de realizar e terminar.

Ao meu orientador Doutor Flávio Bartolomeu pela paciência, pelo conhecimento partilhado, pela disponibilidade e pela amizade (que espero continuar,) ao longo de todo o processo.

Aos meus colegas no CMEMS, Ana Cristina, Ângela, Brunos, Vipin, Diana e a todos os outros, pela ajuda, companhia e conselhos durante esta fase da minha vida.

Aos meus amigos e companheiros durante toda esta aventura, David, Tomás, Mina, Açores, Shake, Marques, Alves e Canedo, um obrigado pelos momentos vividos, sejam pelas conversas durante a madrugada antes dos testes, pela diversão nos bailaricos, pelas viagens, pelas memórias, companhia e por tudo o resto que não consigo enumerar. Obrigado por toda a ajuda e apoio que me deram para terminar esta etapa e que venham mais anos como estes.

À minha namorada que desde sempre esteve ao meu lado, pela preocupação, pelo apoio, pela casmurrice e por todas as outras coisas que ambos sabemos. Sei que o orgulho que tem por mim, fica apenas atrás do orgulho que tenho por ela, obrigado por tudo.

Por último, resta-me agradecer às pessoas mais importantes da minha vida e sem as quais nada disto seria possível, os meus pais. Obrigado pelos conselhos, pelo suporte, por toda a ajuda que me deram e dão, e por todos os esforços que fazem diariamente por mim. Espero apenas um dia poder retribuir tudo o que fazem por mim. A eles, dedico este trabalho.

DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE

Declaro ter atuado com integridade na elaboração do presente trabalho académico e confirmo que não recorri à prática de plágio nem a qualquer forma de utilização indevida ou falsificação de informações ou resultados em nenhuma das etapas conducente à sua elaboração.

Mais declaro que conheço e que respeitei o Código de Conduta Ética da Universidade do Minho.

RESUMO

A necessidade de soluções para a mobilidade humana é uma constante no desenvolvimento científico. Os implantes de anca e os seus componentes continuam em constante evolução, pelo que a descoberta de soluções mais resistentes e mais duradouras, capazes de providenciar mais conforto para o paciente, são urgentes. A maioria das soluções existentes tem como base a utilização de componente monomaterial, seja ele metálico, cerâmico ou polimérico que dificilmente responde a todas as necessidades da aplicação e do paciente.

Esta dissertação surge com o objetivo de solucionar os problemas existentes no componente acetabular do implante de anca, através de uma solução disruptiva capaz de combinar diferentes materiais, e suas diferentes propriedades intrínsecas, em distintas zonas de um mesmo componente. Esta solução é apenas possível recorrendo a uma tecnologia de manufatura inovadora: *Multimaterial Laser Powder Bed Fusion*.

Neste estudo investigou-se a combinação de duas ligas metálicas: liga Ti6Al4V que apresenta uma excelente resistência mecânica bem como uma excelente biocompatibilidade, sendo por isso indicada para a integração óssea; liga CoCr que possui uma excelente resistência ao desgaste bem como propriedades antibacterianas, indicadas para o contacto constante e necessário da articulação da anca.

Foram produzidas amostras monomaterial de CoCr e de Ti6Al4V (amostras controlo) e amostras multimaterial Ti6Al4V-CoCr. No fabrico das amostras multimaterial recorreram-se a estratégias de otimização da interface bem como a geometrias de *interlocking* mecânico entre ambos os materiais, ambicionando sucesso na produção de amostras com resistência mecânica.

As amostras foram analisadas recorrendo à Microscopia Eletrónica de Varrimento para análise morfológica, observação de defeitos, sendo que as propriedades mecânicas foram determinadas através de ensaios de corte, com foco na análise da resistência da transição entre os materiais distintos.

Os resultados obtidos indicam que esta combinação de materiais apresenta capacidade para ser adotada numa solução protética, pelo que entre os grupos de amostras produzidos, a melhor alternativa garante uma resistência de 337,27 MPa comparativamente ao osso com 40,95 MPa. Estes resultados validam a/o capacidade/potencial da tecnologia *Multimaterial Laser Powder Bed Fusion* gerar soluções de engenharia baseadas num conceito multimaterial, o material adequado no local necessário.

PALAVRAS-CHAVE

IMPLANTE, MULTIMATERIAL, LIGAS DE TITÂNIO E COBALTO, TESTES DE CORTE, *LASER POWDER BED FUSION*

ABSTRACT

Achieving the solutions for better human mobility is a constant research endeavour. The hip joints are in the epicentre of human locomotion, which equates to an urgent need to obtain more appropriate, resistant, long lasting, and comfortable solutions for hip implants and their components. Most of the existing solutions use monomaterial components manufactured from either a metal or a ceramic or a polymer. These existing solutions hardly fulfil all the necessary requirements for the application and the patient.

This thesis emerges with the objective to solve the existing problems in the acetabular component of the hip implant through a disruptive solution capable of combining different materials for various zones of the implant. This solution is only possible through the use of an innovative manufacturing technology: Multimaterial Laser Powder Bed Fusion.

In this study, we focus on the use of a Titanium alloy (Ti6Al4V) and a Cobalt alloy (CoCr). The Ti6Al4V alloy imparts great mechanical properties and biocompatibility, which is a requirement for proper bone integration. On the other hand, the CoCr alloy possesses better wear resistance and antibacterial properties, advantageous for the inherent contact and friction required in the hip joint.

Various monomaterial samples of CoCr and Ti6Al4V were produced (control specimens), along with multimaterial samples Ti6Al4V-CoCr. Different optimization strategies, as well as geometric interlocking structures between both materials at the interface, allowed the successful production of mechanically adequate testing samples.

Scanning Electron Microscopy analysed the visual morphological quality and presence of defects and cracks, whereas the mechanical properties were determined by the shear tests. The shear tests were focused on the resistance of the transition between both materials.

The results obtained indicate that this material combination of Ti6Al4V and CoCr is valid and adequate for a prosthetic solution. The best results obtained present a maximum shear stress value of 337,27 MPa, which is vastly superior to the maximum shear stress value of the human bone, 40,95 MPa. These results therefore validate the proposition presented in the beginning of this thesis, a multimaterial prosthesis is possible and adequate.

KEYWORDS

IMPLANT, MULTIMATERIAL, TITANIUM AND COBALT ALLOYS; SHEAR TESTS; LASER POWDER BED FUSION

ÍNDICE

Agradecimentos.....	iii
Resumo.....	v
Abstract.....	vi
Índice.....	vii
Índice de Figuras.....	x
Índice de Tabelas.....	xiii
Lista de Símbolos.....	xiv
1. Introdução.....	1
1.1. Objetivos.....	1
1.2. Motivação e Relevância.....	2
1.3. Estrutura.....	3
2. Estado de arte.....	4
2.1. Introdução.....	4
2.2. Patologias.....	5
2.3. Próteses de anca.....	7
2.3.1. Componente acetabular.....	8
2.3.2. Componente femoral.....	8
2.3.3. Famílias de próteses.....	9
2.3.3.1. Próteses modulares.....	9
2.3.3.2. Próteses cimentadas/Não cimentadas.....	10
2.3.3.3. Próteses dupla mobilidade.....	11
2.4. Artroplastia da anca.....	12
2.5. Historial da artroplastia de anca.....	13
2.6. Processos de fabrico.....	16
2.6.1. Powder bed fusion.....	16

2.6.1.1.	Selective Laser Melting (SLM)	16
2.6.1.2.	Electron Beam Melting (EBM)	17
2.6.1.3.	Selective laser Sintering (SLS)	18
2.6.2.	Inkjet 3D printing /binder jetting	19
2.6.3.	Fused deposition Modeling (fdm)	19
2.6.4.	Wire Arc Additive Manufacturing(WAAM).....	20
2.6.5.	Extrusion based 3D printing	20
2.6.6.	Verificação de Qualidade.....	21
2.7.	Laser Powder Bed Fusion e parâmetros laser	22
2.7.1.	Problemas e restrições da tecnologia de manufatura	23
2.8.	Método dos elementos finitos	24
3.	Materiais e Métodos	25
3.1.	Multimaterial Laser Powder Bed Fusion	25
3.2.	Materiais utilizados no estudo.....	26
	Titânio Ti6Al4V	27
	Cobalto Crômio Co-Cr	27
3.3.	Métodos Experimentais	28
3.3.1.	Polimento das Amostras	28
3.3.2.	Análise de Microscopia de Varrimento Eletrônico.....	29
3.3.3.	Testes de corte.....	30
4.	Projeto, produção e discussão dos resultados.....	32
4.1.	Simulação Numérica	32
4.1.1.	Geometria	32
4.1.2.	Materiais do componente.....	33
4.1.3.	Condições de fronteira	34
4.1.4.	Geometrias estudadas	34
4.1.5.	Resultados da simulação	35

4.2.	Otimização experimental monomaterial monocamada.....	38
4.2.1.	Estudo da Influência da potência.....	38
4.2.2.	Estudo da influência do espaçamento entre linhas	40
4.3.	Otimização experimental mono-material multicamada.....	42
4.3.1.	Comportamento das amostras.....	42
4.3.1.1.	Delaminação das amostras	43
4.3.1.2.	Estudo da trajetória do laser.....	43
4.3.2.	Otimização dos parâmetros para amostras multicamada.....	45
4.3.3.	Produção de Suportes	46
4.3.3.1.	Ajuste dos parâmetros do laser aos suportes	47
4.4.	Projeto e Manufatura multi-material.....	49
4.4.1.	Projeto das trajetórias laser.....	49
4.4.2.	Amostras monomaterial.....	52
4.4.3.	Amostras Multi-material	53
4.4.3.1.	Amostra com transição plana	53
4.4.3.2.	Amostra com transição Muralha	54
4.4.3.3.	Amostras com transição Xadrez.....	54
4.4.3.4.	Amostras com transição Pirâmide	55
4.5.	Análise morfológica	57
4.6.	Propriedades mecânicas	61
5.	Conclusões e trabalhos futuros.....	64
5.1.	Conclusões Gerais.....	64
5.2.	Sugestões de Trabalhos Futuros.....	65
	Referências	66

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Número de Artroplastias realizado entre 2012 e 2020.....	2
Figura 2 - Anatomia da articulação coxofemoral (reproduzido de www.auladeanatomia.com – acesso a 05/06/2022)	5
Figura 3 - Artrose da anca (reproduzido de www.saudebemestar.pt – acesso a 03/04/2022) ..	7
Figura 4 - Componentes de prótese de anca (adaptado de www.medicalexpo.com – acesso a 07/04/2022).....	7
Figura 5 - Estrutura do componente acetabular: Componentes Shell e Liner (adaptado de www.dryalkincamurcu.com – acesso a 20/03/2023)	8
Figura 6 - Estrutura do componente femoral: Cabeça e Haste femoral (adaptado de www.stryker.com – acesso a 13/02/2023)	9
Figura 7 - Implantes modulares com diversos níveis de modularidade (reproduzido de [26]) ..	10
Figura 8 - Cimento cirúrgico utilizado em artroplastias (reproduzido de www.medicalexpo.com - acesso a 05/04/2023)	11
Figura 9 – Limitações de mobilidade em próteses e ângulo máximo: (a) e (c)- Prótese com uma superfície de contacto;(b) e (d) – Prótese com duas superfícies de contacto – Dupla mobilidade (reproduzido de [27]).....	11
Figura 10 - Procedimento da cirurgia de artroplastia (adaptado de [28]).....	12
Figura 11 - Componente Pinnacle em ALTRX (reproduzido de [16]).....	15
Figura 12 – Representação esquemática do processo de manufatura <i>Selective Laser Melting</i> (adaptado de [29]).....	17
Figura 13 - Representação esquemática do processo de manufatura <i>Electron Beam Melting</i> (adaptado de [30]).....	18
Figura 14 - Representação esquemática do processo de manufatura <i>Selective Laser Sintering</i> (adaptado de [30]).....	18
Figura 15 - Representação esquemática do processo de manufatura <i>Fused Deposition Modeling</i> (adaptado de [30]).....	19
Figura 16 - Representação esquemática do processo de manufatura <i>Wire Arc Welding</i> (adaptado de [30]).....	20
Figura 17 - Representação esquemática do processo de manufatura <i>Extrusion based 3D printing</i> (adaptado de [30]).....	20

Figura 18 - Imagem MEV do efeito <i>balling</i> existente numa amostra (adaptado de [21]).	23
Figura 19 - Defeitos típico na produção por LPBF: (a) Fratura e separação da cama devido a acumulação de tensões residuais na peça; (b) rachaduras e fratura da peça devido a tensões acumuladas na peça (adaptado de www.engineering.com – acesso a 14/03/2023).	23
Figura 20 - Defeitos típicos na produção por LPBF:(a) Delaminação de várias camadas de uma peça; (b) Vista aproximada da delaminação entre todas as camadas existentes (adaptado de [22]).	24
Figura 21 - Sistema Laser Bende BD-HZ200W presente no laboratório CMEMS.	25
Figura 22 - Bases utilizadas para produzir as amostras:(a) - base do equipamento; (b) - medalha de titânio colada à base do equipamento.	25
Figura 23 - Representação esquemática da produção de uma camada.	26
Figura 24 – Polidora mecânica utilizada na preparação das amostras.	29
Figura 25 - Equipamento utilizado para a análise de Microscopia Eletrónica de Varrimento (MEV) (reproduzido de semat.lab.uminho.pt – acesso a 06/05/2023).	29
Figura 26 - Prensa hidráulica utilizada nos ensaios de corte das amostras produzidas: (a) - Estrutura da prensa hidráulica; (b) - Detalhe da zona de testes da prensa.	30
Figura 27 - Dispositivo de corte utilizado nos ensaios:(a) – Dispositivo completo; (b) – metades do dispositivo, cada metade segura metade da amostra; (c) – vista interior em detalhe do dispositivo.	31
Figura 28 - Geometria global a estudar e simular.	33
Figura 29 - Atribuição dos materiais no software de Simulação: Titânio no topo e CoCr no fundo.	33
Figura 30 - Caso de estudo de corte analisado através da simulação.	34
Figura 31 - Geometrias analisadas durante o processo de simulação:(a) -Transição Plana; (b) - Transição Muralha; (c) - Transição Xadrez; (d) - Transição Ganchos.	35
Figura 32 - <i>Iso Clipping</i> dos resultados da simulação: (a) – Interface plana; (b) – Interface Muralha; (c) – Interface Xadrez; (d) – Interface ganchos.	36
Figura 33 – Resultados gráficos das diversas simulações realizadas: (a) – Interface plana; (b) – Interface Muralha; (c) – Interface Xadrez; (d) – Interface ganchos.	37
Figura 34 – Sistematização da influência da potência no tamanho e qualidade da <i>melt pool</i> .	39
Figura 35 - Sistematização da influência do espaçamento no tamanho e qualidade da <i>melt pool</i> do CoCr.	41
Figura 36 - Sistematização da influência do espaçamento no tamanho e qualidade da <i>melt pool</i> do Ti6Al4V.	41

Figura 37 - Amostra de Ti6Al4V produzida inicialmente.....	42
Figura 38 - Delaminação das amostras de CoCr.	42
Figura 39 - Fenómeno de contração e delaminação das camadas superiores.	43
Figura 40 - Estudo da sinterização consecutiva ou aleatória.	44
Figura 41 - Desenho responsável pela sinterização dos suportes nas amostras.	46
Figura 42 – Suportes que servem de base para a produção das amostras.	48
Figura 43 - Trajetória utilizada nas amostras de controlo em CoCr e Ti6Al4V.....	49
Figura 44 - Trajetória utilizada nas amostras de transição plana.....	50
Figura 45 – Trajetória utilizada nas amostras com transição Muralha.	50
Figura 46 - Trajetória utilizada nas amostras com transição Xadrez.....	51
Figura 47 - Trajetória utilizada nas amostras com transição Pirâmide.....	52
Figura 48 - Amostras de controlo produzidas: (a) - Amostra de Ti6Al4V; (b) - Amostra de CoCr.	52
Figura 49 - Amostras com interface plana e visível delaminação e separação.	53
Figura 50 - Amostras Muralha produzidas: (a) - Vista lateral da amostra; (b) - Vista de corte da amostra.	54
Figura 51 - Amostras Xadrez produzidas: : (a) – Amostra Xadrez produzida com 55 W; (b) – Amostra Xadrez produzida com 50 W	55
Figura 52 - Amostras Pirâmide produzidas: : (a) – Amostra pirâmide com pilares mais largos; (b) – Amostra pirâmide com pilares mais finos.....	56
Figura 53 - Amostras produzidas antes e pós polimento: (a) e (b) – amostra Ti6Al4V antes e após polimento; (c) e (d) – amostra CoCr antes e após polimento; (e) e (f) - amostra Muralha antes e após polimento; (g) e (h) – amostra Xadrez antes e após polimento.....	57
Figura 54 - Análise MEV das amostras de controlo: (a), (b) e (c) - Amostras CoCr; (d), (e) e (f) - Amostras Ti6Al4V.	58
Figura 55 – Análise MEV da amostra Muralha: (a), (b) e (c) – Defeitos presentes na amostra a 270 x de ampliação; (d) – Detalhe da difusão na amostra a 1000 x de ampliação.	59
Figura 56 – Análise MEV da amostra Xadrez (a) – defeitos presentes na amostra; (b) - Zona de difusão em maior detalhe.	59
Figura 57 - Análise MEV da amostra Xadrez ao longo de toda a sua altura.	60
Figura 58 - Curvas Carga-Extensão das amostras testadas.....	61

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Composição química da liga Ti6Al4V[3].	27
Tabela 2 - Propriedades da liga Ti6Al4V[3]	27
Tabela 3 - Composição química da liga CoCr[1]	28
Tabela 4 - Propriedades da liga CoCr [1], [2].....	28
Tabela 5 - Resultados obtidos da simulação das diversas geometrias.	35
Tabela 6 - Propriedades do estudo da Potência do laser.	38
Tabela 7 - Propriedades do estudo do Espaçamento entre linhas.....	40
Tabela 8 - Parâmetros do ensaio da influência da trajetória laser nas amostras.	44
Tabela 9 - Estudo de otimização da potência e frequência do laser.	45
Tabela 10 - Parâmetros finais a utilizar na produção.	46
Tabela 11 - Parâmetros utilizados para a produção dos suportes.	48
Tabela 12 - Sistematização dos resultados dos testes de corte.	62

LISTA DE SÍMBOLOS

Siglas, abreviaturas e acrónimos

CMEMS	Centro de Sistemas Microelectromecânicos;
LPBF	Laser Powder Bed Fusion
MEV	Microscopia Eletrónica de Varrimento
PBF	Powder Bed Fusion
SLM	Selective Laser Melting
EBM	Electron Beam Melting
SLS	Selective Laser Sintering
UHMWPE	Ultra High Molecular Weight Polyethylene
PTFE	Politetrafluoretileno
PMMA	Polimetilmetacrilato
FDM	Fused Deposition Modeling
WAAM	Wire Arc Additive Manufacturing

1. INTRODUÇÃO

A mobilidade no ser humano é um fator de extrema importância, sendo necessária para praticamente toda e qualquer atividade levada a cabo no dia a dia. Esta capacidade inerente ao corpo humano pode no entanto ser afetada e restringida. Quando o aparecimento de problemas e patologias nas articulações é inevitável, seja por razões congênitas ou por traumatismos ou lesões, as soluções médicas são por vezes limitadas, pelo que se recorre muitas vezes forçosamente à substituição dos componentes articulares naturais por alternativas artificiais e manufaturadas pelo ser humano.

Uma das articulações mais importantes no corpo humano corresponde à articulação coxofemoral, que tal como indica o nome, conecta e é responsável pela mobilidade entre o tronco e as pernas, mais concretamente a anca e o fémur. Esta articulação é complexa na sua morfologia e função uma vez que possui vários eixos de movimento bem como funções de sustentação de carga e de mobilidade.

Tendo em conta a função complexa desta articulação é necessário um substituto igualmente complexo e adequado, pelo que a procura e o desenvolvimento de próteses e articulações artificiais continua incessantemente.

Aquando da escolha de um material a implementar, é necessário muitas vezes um compromisso entre as várias propriedades mecânicas, físicas, químicas e biológicas dos nossos materiais, uma vez que diferentes zonas da articulação têm diferentes necessidades.

Através desta variedade de necessidades surgiu a ideia de implementar diversos materiais em diversos componentes ou até zonas de componentes de prótese, onde as propriedades desse material melhor servissem a função necessitada. Esta é uma área ainda pouco estudada uma vez que as interações entre os diversos materiais bem como o fabrico destas geometrias de componente são um algo complicadas tendo em conta a aplicação e as condições adversas e exigentes necessárias ao funcionamento da prótese.

1.1. OBJETIVOS

Esta dissertação tem como objetivo o estudo das interações, bem como o fabrico e análise da interface entre dois materiais com propriedades benéficas para a implementação numa prótese de anca, mais concretamente o componente acetabular desta prótese.

Os materiais de interesse passam pela liga de titânio Ti6Al4V bem como a liga de cobalto-crômio CoCr. O primeiro, tem propriedades relevantes no que concerne à capacidade de carga e

biocompatibilidade com o corpo humano, sendo mais fácil a sua integração com o osso. Quanto à segunda liga, esta possui interesse associado ao baixo coeficiente de atrito e elevada tensão de cedência, tendo capacidades anti bacteriais muito elevadas.[1]–[4]

De forma a verificar se é possível esta integração multimaterial, esta dissertação tem como objetivo o estudo das propriedades, produção, análise e testagem dos materiais em amostra mono e multimaterial.

Este estudo engloba uma pesquisa sobre diversos mecanismos de *interlocking* mecânico para garantir a integridade mecânica das mesmas, pelo que, conseqüentemente, através da análise dos resultados, determinar-se-á se a utilização de uma prótese multimaterial será possível e válida.

Os resultados são verificados através de análises de Microscopia Eletrónica de Varrimento e ensaios de corte às diferentes amostras produzidas.

1.2. MOTIVAÇÃO E RELEVÂNCIA

Com o enorme aumento da expectativa de vida da população nas últimas décadas, também a quantidade de artroplastias sofreu uma evolução, vendo crescimentos de 18,3% de 2020 para 2021 [5] [6].

Esta crescente procura, combinada com a necessidade de melhorar as condições de vida dos pacientes que se submetem a artroplastias, levam a uma constante pesquisa e desenvolvimento das soluções a aplicar nos pacientes [7]. Podemos ver na Figura 1 um número das operações de artroplastia realizadas, sendo estimado um aumento deste número em 31 % até 2025 [8].

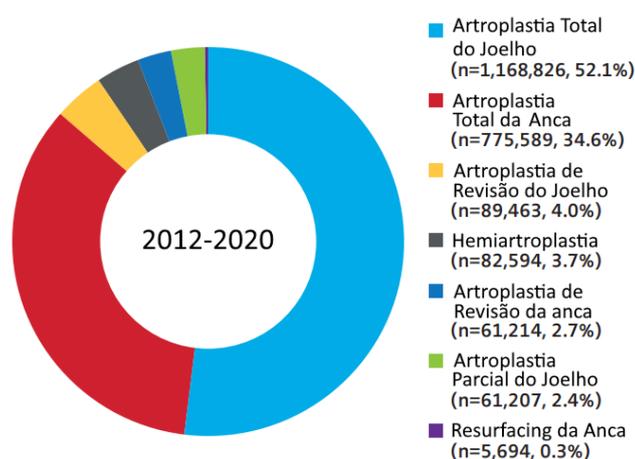


Figura 1 - Número de Artroplastias realizado entre 2012 e 2020.

Conseqüentemente, o próximo passo para desenvolver soluções de alto nível na área da artroplastia e das próteses artificiais, passa pela implementação de soluções multimaterial onde se

retiram os benefícios de um material, como a liga de titânio Ti6Al4V, bem como os benefícios de uma liga como o CoCr, reduzindo o peso das suas desvantagens na solução global a desenvolver.

A combinação dos materiais num só componente permitirão então a produção de componentes mais capazes, mais resistentes, mais compatíveis com o paciente, bem como mais duradouros, sendo o objetivo final a produção de um componente acetabular multimaterial capaz de apresentar vantagens associadas a cada um dos materiais, sejam elas integração óssea com a liga de Ti6Al4V, ou baixo coeficiente de atrito através da liga de CoCr, componente este capaz de substituir e inovar sobre os outros implantes no mercado.

1.3. ESTRUTURA

Esta dissertação encontra-se estruturada em 5 capítulos, pelo que este capítulo corresponde a um guia de leitura.

O primeiro capítulo desta dissertação inclui a introdução ao tema bem como a motivação e relevância do projeto.

O segundo capítulo engloba o estado da arte relevante no desenvolvimento deste estudo, desde a artroplastia de anca, suas patologias e soluções próstéticas, até às tecnologias de manufatura utilizadas para a sua produção.

O terceiro capítulo apresenta as tecnologias e métodos que são utilizadas ao longo deste trabalho, sendo que são aqui definidos os materiais e as suas propriedades físicas e mecânicas.

O quarto capítulo inclui todo o trabalho investigativo, definição das soluções, estratégias de otimização dos parâmetros laser, bem como a produção dos diversos grupos de amostras, primeiramente amostras monomaterial, seguidas das amostras multimaterial com transições geométricas. Este capítulo apresenta por fim os resultados obtidos das análises por Microscopia Eletrónica de Varrimento bem como dos ensaios de corte, sendo feita a discussão dos mesmos.

O quinto capítulo introduz as conclusões retiradas desta dissertação, bem como uma análise da validade da solução obtida.

2. ESTADO DE ARTE

2.1. INTRODUÇÃO

O corpo humano é uma máquina biológica extremamente capaz e complexa, pelo que para exercer as suas funções necessita de diversas estruturas ósseas, articulações e músculos interligados entre si. Todas estas estruturas têm diversas funções e anatomias adaptadas aos seus objetivos.

A componente óssea compõe o esqueleto humano, capaz de resistir às forças resultantes do peso do corpo bem como dos esforços a que este é sujeito, sejam estes externos como por exemplo uma queda, ou internos, derivados do movimento das articulações e da tensão muscular associada. O esqueleto possui também uma função protetiva uma vez que limita os danos causados aos órgãos vitais no interior do corpo.

Uma vez que o movimento do corpo humano se resume à extensão/flexão das diversas estruturas ósseas através da contração muscular, estas estruturas ósseas necessitam de um elemento capaz de permitir a translação e rotação inerente ao movimento humano e ao seu esqueleto.

Os mecanismos capazes de atribuir este nível de movimento ao esqueleto humano denominam-se de articulações. Estas estruturas têm diversas classificações tendo em conta o nível de movimento associado e permitido por si. A articulação de interesse nesta dissertação trata-se de uma inerentemente ligada ao movimento humano, a articulação coxofemoral ou da anca.

A articulação da anca trata-se de uma articulação esférica de múltiplos eixos que conseqüentemente permite movimento em diversos planos. Estando esta ligação associada ao maior e mais resistente osso do corpo humano, o fémur, esta tem como função a locomoção e o suporte de praticamente toda a estrutura humana.

No que toca à anatomia desta articulação, esta é composta pela cabeça do fémur e o acetábulo do osso ilíaco.

Os detalhes associados a esta articulação podem ser observados na Figura 2.

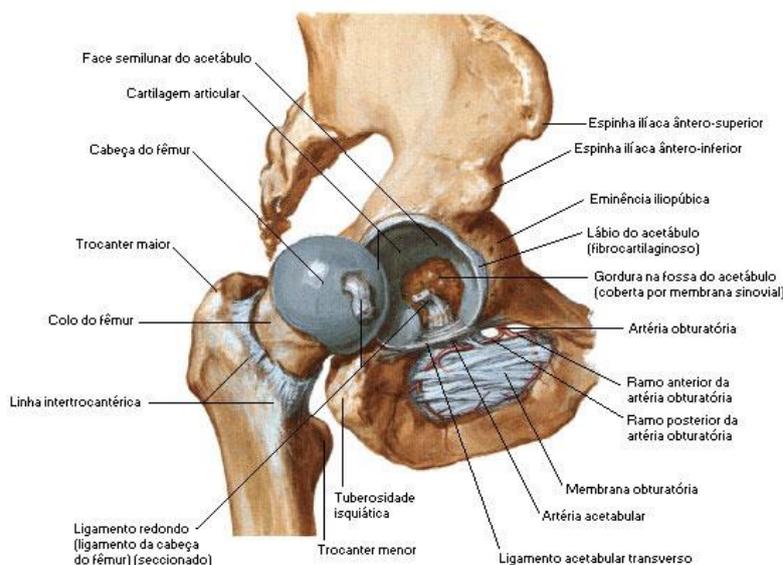


Figura 2 - Anatomia da articulação coxofemoral (reproduzido de www.auladeanatomia.com – acesso a 05/06/2022)

As articulações no nosso corpo incluem diversas classificações estruturais, podendo ser sinoviais, fibrosas ou cartilaginosas [9].

Nas articulações sinoviais os ossos não se encontram diretamente unidos estando no interior da cápsula articular que faz a ligação entre os mesmos. Neste tipo de articulação, e para que o seu movimento seja o mais suave possível, existe no seu interior líquido sinovial que exerce uma dupla função de lubrificação e manutenção celular da cartilagem associada. Algumas das articulações sinoviais presentes no nosso corpo correspondem à articulação do ombro, cotovelo e joelho.

Nas articulações fibrosas a união entre os ossos é realizada através de um tecido fibroso denso, sendo exemplos desta articulação as suturas cranianas. Nas articulações cartilaginosas a ligação entre os ossos é feita por meio de cartilagem como por exemplo nas articulações costoverbrais.

2.2. PATOLOGIAS

Tal como se encontra referido no subcapítulo anterior a anca ou articulação coxo femoral é uma das articulações mais importantes e mais solicitadas de todo o corpo humano. Tendo em conta as particularidades desta articulação o estudo das suas patologias é algo de elevado interesse nesta área médica.

De forma a obter uma avaliação clínica precisa da anca é necessário realizar um exame físico bem como uma anamnese (entrevista médica) ao paciente. Este interrogatório médico permite delinear o

histórico clínico do paciente pelo que são necessários muitas vezes exames auxiliares para completar o diagnóstico.

As lesões da anca são diversas pelo que podem derivar de quatro tipos de problemas: Traumas; Limitação da mobilidade devido a conflitos no movimento; instabilidade que potencia o excesso de mobilidade; degenerativas. Dentro destes tipos de problemas temos mais especificamente:

- NECROSES ÓSSEAS ASSÉTICAS IDIOPÁTICAS
- DISPLASIA E DISTROFIA ÓSSEA
- ARTROPATIA DEGENERATIVA
- FRATURAS
- ENTORSES
- MALFORMAÇÕES CONGÊNITAS
- INFEÇÕES OSTEOARTICULARES
- DOENÇAS REUMÁTICAS INFLAMATÓRIAS

Das patologias existentes, as que necessitam habitualmente de intervenção cirúrgica para a artroplastia da anca são a osteoartrite, as fraturas derivadas da osteoporose, a artrite reumatoide e a displasia de desenvolvimento da anca [10],[11].

Sem qualquer problema ou patologia associada, a funcionalidade das articulações naturais humanas preserva-se habitualmente durante 60 a 70 anos em indivíduos saudáveis, sendo que a partir deste ponto verifica-se o desgaste da cartilagem articular o que resulta na limitação da mobilidade.

A cartilagem suporta normalmente cargas na ordem dos 20 kg/cm². Consequentemente, fatores mecânicos desfavoráveis como a sobrecarga da anca devido a displasia, onde a área de carregamento é diminuída, ou a obesidade, podem estar relacionados com o envelhecimento precoce da articulação em estudo.

A Figura 3 presente ilustra a patologia de coxartrose ou artrose da anca.

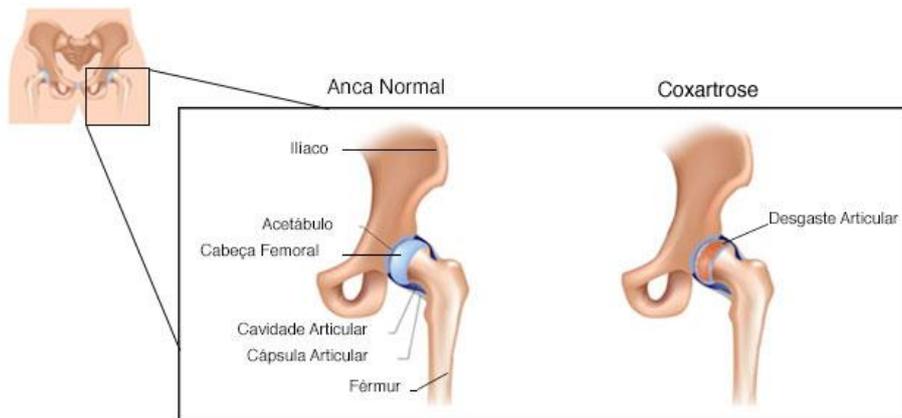


Figura 3 - Artrose da anca (reproduzido de www.saudebemestar.pt– acesso a 03/04/2022)

2.3. PRÓTESES DE ANCA

As patologias apresentadas implicam muitas vezes a artroplastia total da anca, onde é necessário substituir a articulação natural do corpo por uma prótese. Como referido anteriormente, no caso da artroplastia de anca, uma das possíveis patologias que tenha afetado a performance da articulação obriga a substituição da cabeça femoral bem como do acetábulo onde a cabeça femoral assenta. Esta substituição é realizada através da cirurgia de artroplastia de anca, sendo que esta engloba a introdução de dois componentes, o componente femoral e o componente acetabular. Esta morfologia da prótese pode ser vista na Figura 4.

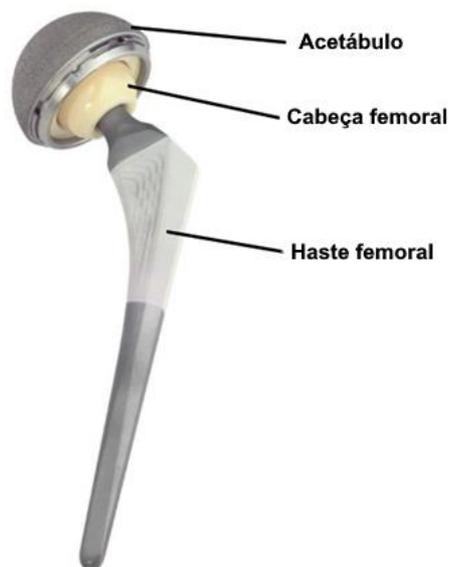


Figura 4 - Componentes de prótese de anca (adaptado de www.medicaexpo.com– acesso a 07/04/2022)

O componente femoral é implantado no fêmur do paciente possuindo este uma nova cabeça femoral que assenta no segundo componente implementado, um acetábulo. Este acetábulo é colocado também cirurgicamente no paciente, sendo que o contacto entre estas duas próteses forma a nova articulação de anca.

2.3.1. COMPONENTE ACETABULAR

A componente acetabular engloba dois componentes que encaixam um no outro, tendo estes a forma de uma cúpula semiesférica. Os dois componentes correspondem então ao *cup* ou *shell*, e ao insert ou liner, estando estes dois componentes ligados à cabeça do componente femoral.

A estrutura do componente acetabular pode ser visualizada na Figura 5 seguinte.

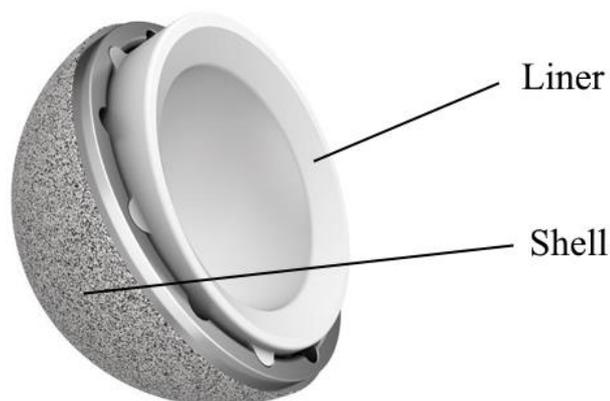


Figura 5 - Estrutura do componente acetabular: Componentes Shell e Liner
(adaptado de www.dryalkincamurcu.com – acesso a 20/03/2023)

O liner encontra-se inserido no *cup* ou *shell*, tendo este segundo um maior diâmetro. A cabeça do componente femoral encontra-se encaixada no liner, possuindo a cabeça um menor diâmetro que o . Esta diferença denomina-se *clearance* pelo que permite um melhor contacto entre ambas as partes.

No que toca a materiais e espessuras, estes podem diferir dependendo da otimização da interface a realizar, sendo normalmente utilizados metais ou polímeros como o UHMWPE.

2.3.2. COMPONENTE FEMORAL

O segundo componente presente na prótese de anca trata-se do componente femoral. Este componente engloba também dois subcomponentes tendo estes o nome de haste e cabeça femoral.

Tal como o nome indica, a haste corresponde ao elemento de fixação ao fêmur, podendo utilizar cimento ou não para este efeito. As hastes contemplam também diversos tipos de materiais, *designs*, acabamentos superficiais, entre outros aspetos, sendo que todos estes podem ser otimizados para uma melhor resposta e adaptação ao paciente.

No que toca à cabeça femoral, estas podem também ser produzidas em diferentes materiais, entre eles a zircónia, ligas de cobalto-crómio, e outros materiais com um bom acabamento superficial que facilitam o contacto com o liner do componente acetabular, reduzindo desta forma o atrito de todo o sistema. O tamanho da cabeça femoral pode também ser ajustado pelo que este tem um fator crucial na estabilidade da articulação. A estrutura do componente femoral encontra-se apresentada na Figura 6.

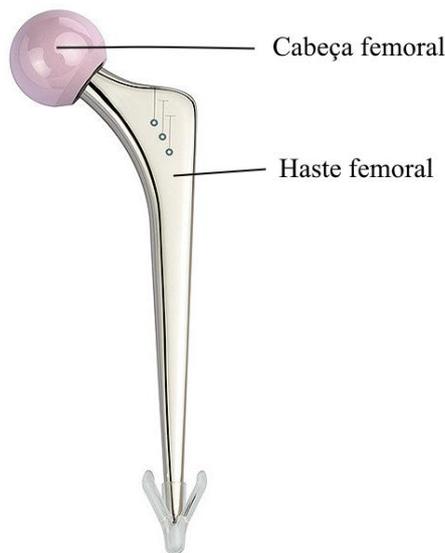


Figura 6 - Estrutura do componente femoral: Cabeça e Haste femoral
(adaptado de www.stryker.com – acesso a 13/02/2023)

2.3.3. FAMÍLIAS DE PRÓTESES

Tal como referido no subcapítulo anterior, a variedade e diversidade de próteses disponíveis no mercado é enorme. A possibilidade de troca de diâmetros de cabeça femoral, os ajustes do tamanho da haste, os diversos materiais disponíveis quer para os componentes do acetábulo, bem como para os componentes femorais, todos estes fatores correspondem a uma nova opção de prótese pelo que não existe, como era de esperar, um consenso sobre qual a melhor solução.

As próteses podem, no entanto, ser classificadas em famílias ou classes tendo em conta certos aspetos gerais, tais como a utilização de cimento para a fixação ou a modularidade da prótese.

2.3.3.1. PRÓTESES MODULARES

Tal como indica o nome, as próteses modulares correspondem a componentes que permitem alterações no diâmetro da cabeça femoral, do tamanho do componente acetabular e do comprimento do pescoço da prótese. Esta possibilidade de otimizar a prótese para cada paciente de forma individual

é algo que traz vantagens quer nos riscos associados à operação como também na mobilidade do paciente [12].

Esta modularidade dos componentes permite o ajusto específico à situação presente, mas traz também algumas desvantagens. Como seria de esperar, havendo modularidade encontramos mais zonas de contacto e de encaixe, pelo que pode ocorrer corrosão e micromovimentos entre os vários módulos, que por sua vez libertam partículas. A estabilidade deste sistema levanta também alguma preocupação. Os diferentes níveis de modularidade podem ser visualizados na Figura 7.

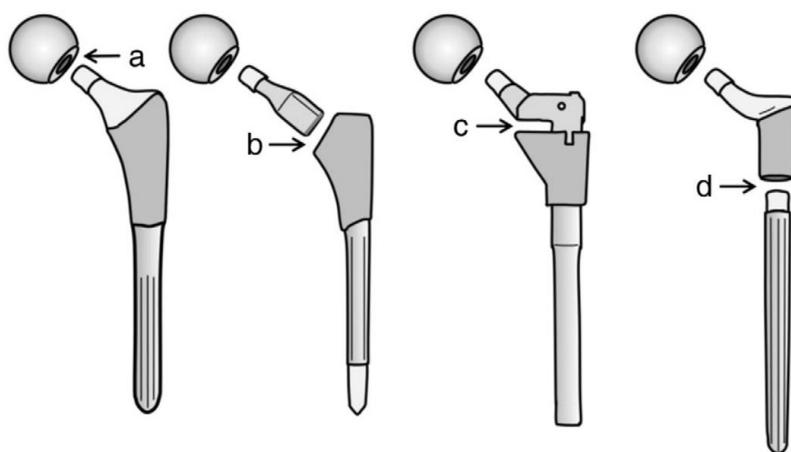


Figura 7 - Implantes modulares com diversos níveis de modularidade (reproduzido de [26])

2.3.3.2. PRÓTESES CIMENTADAS/NÃO CIMENTADAS

As próteses não cimentadas correspondem a próteses nas quais não é utilizado nenhum elemento que auxilie a fixação da prótese. Este tipo de próteses é utilizado maioritariamente em pacientes jovens e ativos que não necessitam do auxílio de cimento para o processo de artroplastia.

As próteses não cimentadas estão muitas vezes associadas a um maior tempo de recuperação dos pacientes bem como relatadas maiores dores associadas ao processo. Estas próteses evitam, no entanto, os problemas associados à presença do cimento, nomeadamente riscos de fratura do mesmo ou dificuldades associadas à sua presença durante a cirurgia.

As próteses cimentadas correspondem a uma categoria de próteses onde um cimento ósseo é utilizado durante o processo cirúrgico.

A utilização deste cimento traz vantagens e desvantagens, pelo que é necessário averiguar tendo em conta o paciente e a prótese a aplicar.

Relativamente às vantagens, a utilização de cimento na artroplastia pode levar a uma redução de desgaste na condição de 3 corpos nas superfícies de suporte, bem como uma facilidade em adaptar a

prótese ao paciente. Normalmente, o tempo de recuperação em artroplastias cimentadas é também reduzido comparativamente a artroplastias onde o cimento não é aplicado [13],[14].

A aplicação do cimento traz desvantagens no que respeita à libertação de partículas devido à sua degradação, sendo que dificulta também a artroplastia de revisão uma vez que é necessária a limpeza do mesmo durante a cirurgia. O cimento utilizado nestas artroplastias pode ser visto na Figura 8.



Figura 8 - Cimento cirúrgico utilizado em artroplastias (reproduzido de www.medicalexpo.com - acesso a 05/04/2023)

2.3.3.3. PRÓTESES DUPLA MOBILIDADE

As próteses de dupla mobilidade correspondem a implantes de anca que utilizam duas cabeças no componente acetabular, nomeadamente uma cabeça normalmente produzida em PE que assenta no interior do componente acetabular, pelo que no interior desta cabeça assenta a cabeça associada ao componente femoral.

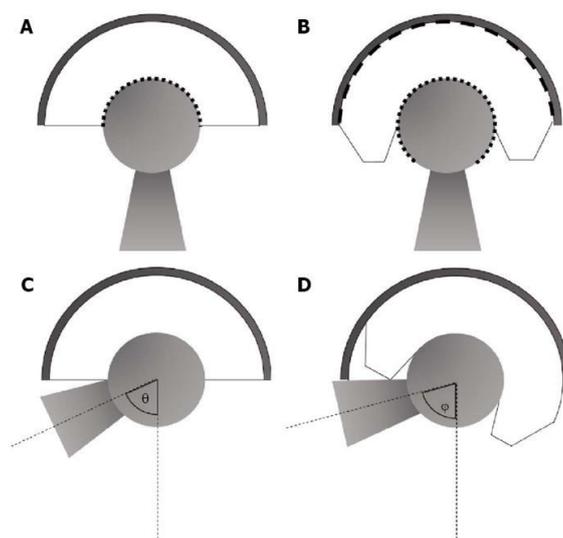


Figura 9 – Limitações de mobilidade em próteses e ângulo máximo: (a) e (c)- Prótese com uma superfície de contacto;(b) e (d) – Prótese com duas superfícies de contacto – Dupla mobilidade (reproduzido de [27]).

A existência destas duas cabeças implica que ambas se podem movimentar, pelo que existe uma maior liberdade de movimento, bem como uma redução do risco de deslocamento da articulação. As diferenças entre as próteses normalmente utilizadas e as próteses de dupla mobilidade pode ser visualizada na Figura 9.

2.4. ARTROPLASTIA DA ANCA

Uma vez decidido que a patologia existente não pode ser tratada através de tratamentos não cirúrgicos como a fisioterapia ou medicação, torna-se então necessária a artroplastia da anca, pelo que é necessário compreender como funciona e quais as peculiaridades desta operação.

A artroplastia da anca trata-se então de uma cirurgia realizada através de uma incisão entre 10 e 15 centímetros através da qual se faz a ressecção da cabeça do fémur. Seguidamente, procede-se à abertura e raspagem do canal femoral bem como à raspagem do acetábulo. Por fim, o componente acetabular e o componente femoral são inseridos. A Figura 10 apresenta o procedimento de cirurgia utilizado.

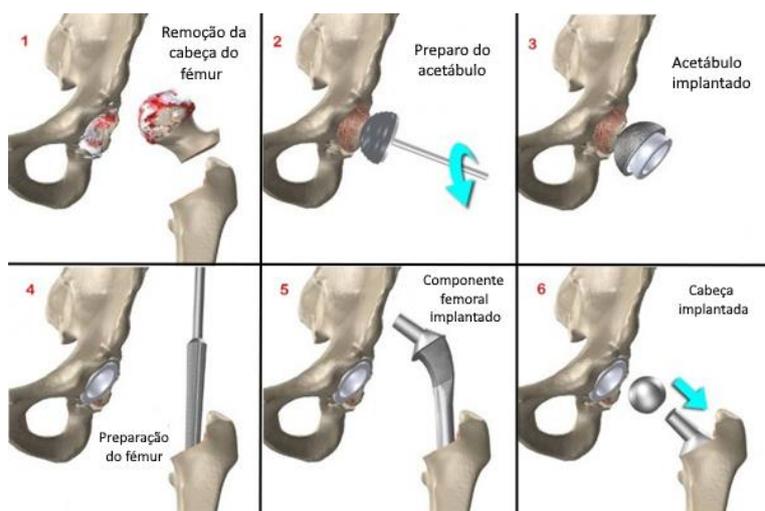


Figura 10 - Procedimento da cirurgia de artroplastia (adaptado de [28]).

A substituição de articulação natural por uma prótese designa-se por artroplastia primária pelo que a substituição de uma prótese já instalada por uma outra prótese tem o nome de artroplastia de revisão. De referir que o risco de complicações em artroplastia de revisão aumenta, uma vez que podem ocorrer fraturas durante a extração da prótese, durante a limpeza do cimento das paredes do osso, (caso este seja utilizado) ou durante a implantação da nova prótese.

A abordagem cirúrgica possui variações tendo em conta o tipo de prótese a aplicar, o posicionamento do paciente e da abordagem cirúrgica a realizar, estando esta dependente da opinião do cirurgião. A cirurgia direta ou lateral representa cerca de 65% das artroplastias primárias, sendo que esta

metodologia pode causar danos no paciente, nomeadamente nos músculos superior e abdutor do glúteo. A incisão é realizada na parte lateral acima do grande trocânter e é necessário ter em conta que não é aplicável em artroplastia de revisão.

Algumas outras abordagens utilizadas na artroplastia de anca incluem a abordagem Watson-Jones ou antero-lateral, a abordagem posterior-lateral ou Moore ou Southern e a abordagem de Charnley. Na primeira, a incisão inicia-se na zona superior do osso ilíaco e prolonga-se cerca de 15 cm ao longo do eixo do fémur. A abordagem de Moore inclui uma incisão através de um corte curvo e centrado na zona posterior do fémur que se estende por 10 cm desde a parte superior do osso ilíaco até abaixo do grande trocânter. Esta metodologia pode ser aplicada em cirurgias primárias e de revisão tendo a vantagem de a incisão ser pequena. A terceira abordagem de Charnley descreve uma incisão curva iniciada na posição anterior superior do ilíaco, centrada no grande trocânter podendo ser utilizada em ambos os tipos de artroplastia, primárias e de revisão.

A artroplastia possui desvantagens inerentes ao processo uma vez que o cirurgião necessita de cortar músculos e ligamentos que suportam a articulação natural, pelo que apesar de reconstruídos não terão a mesma capacidade de suportar a articulação imediatamente após a operação. Outro problema associado corresponde aos locais de sutura, uma vez que os tecidos demoram muito tempo a recuperar sendo que o desequilíbrio da articulação pode causar luxações.

Desajustes da prótese associados ao dimensionamento do pescoço aumentam também o desgaste, limitam a amplitude do movimento e causam instabilidade da articulação.

2.5. HISTORIAL DA ARTROPLASTIA DE ANCA

A artroplastia de anca é um processo que tem evoluído desde cirurgia rudimentar até à artroplastia de anca moderna, sendo considerada uma das operações mais bem sucedidas já desenvolvidas.

O primeiro caso de artroplastia de excisão é atribuído a Anthony White em Londres em 1821, apesar deste não fazer um relatório pessoal da operação. Este procedimento, onde as zonas afetadas da articulação foram removidas, apresentou melhorias no que toca à dor sentida pelo paciente bem como a preservação da sua mobilidade, tendo como custo a estabilidade da articulação [15].

O professor Themistocles Gluck liderou o desenvolvimento de fixação do implante da anca produzindo em 1891 uma *ball and socket* da anca de marfim fixada ao osso através de parafusos revestidos de níquel, gesso e resina.

No início do século XX, o cirurgião francês Foedre notou que a bexiga de porco era forte o suficiente para resistir às tensões associadas de suportar a carga bem como a pressão intra-articular

pelo que em 1918, William Steven Baer havia popularizado a artroplastia de bexiga de porco no hospital Johns Hopkins. Durante este período, Sir Robert Jones utilizou folha de ouro para revestir a cabeça femoral, sendo que 21 anos depois este reportou que o paciente ainda retinha movimento efetivo da articulação, sendo até essa data o maior tempo passado desde uma artroplastia.

Em 1923, o cirurgião Marius Smith-Petersen de Boston providenciou uma artroplastia interposicional sintética com uma prótese em vidro. Após vários insucessos com falhas e quebras das próteses, este implementou em 1937, após uma sugestão do seu dentista, um componente de Cobalto-Crômio intitulado de *Vitallium*. Smith-Peterson implantou nos 10 anos seguintes 500 implantes de *Vitallium* com bons resultados clínicos associados.

Uns anos antes destes avanços, em 1919, Pierre Delbet utilizou uma prótese femoral de borracha para substituir metade da articulação da anca.

Em 1938, Philip Wiles projetou a primeira artroplastia total da anca com componentes de aço inoxidável fixados ao osso com parafusos.

Em 1948 os irmãos Judet utilizaram próteses em acrílico que se revelaram bastante suscetíveis ao desgaste.

Em 1950, Steven Kiaer apresentou o cimento acrílico.

Em 1953, o cirurgião George Mckee foi o primeiro a utilizar de forma regular uma prótese metal-on-metal. Esta prótese incluía uma modificação da haste de Thompson com uma peça única de cobalto crômio como substituto do acetábulo. Esta prótese apresentou bons resultados com um estudo recente a apresentar um rácio de sobrevivência de 74% para 28 anos.

O britânico Peter Ring começou em 1964 a sua experiência clínica utilizando componentes sem cimento numa articulação metal-on-metal com resultados surpreendentes, onde 17 anos depois 97% dos pacientes continuavam vivos.

O ortopedista cirurgião John Charnley formulou dos maiores desenvolvimentos na área da artroplastia de anca através dos seus estudos. Este desenvolveu, através da quantificação das propriedades de articulações animais e sintéticas um acetábulo de PTFE como substituto da cartilagem articular, uma solução que permitia diminuir o atrito. Posteriormente, melhorou este *design* substituindo o material para UHMWPE, melhorando a resistência ao desgaste, resistência ao impacto bem como reduzindo o coeficiente de atrito, uma propriedade crucial para a função em causa. Foi também Charnley em 1958, que através da implementação de componentes de anca em metal e UHMWPE introduziu o conceito de artroplastia de baixo atrito. Em 1960 Charnley transitou de resina para PMMA para fixar a prótese pelo que obtinha desta forma uma melhor distribuição do peso do corpo.

Problemas como as luxações asséticas e osteólise surgem devido à utilização de cimento nas próteses pelo que na década de 1970 surgiram as próteses não-cimentadas para solucionar este incómodo.

Introduzidas também em 1970 pelo cirurgião Pierre Boutin, as cabeças cerâmicas representavam metade das artroplastias de anca da Europa central em 2011. O contacto *ceramic-on-ceramic* foi desenvolvido para resolver os problemas associados à fricção e ao desgaste presentes com outros materiais, sendo utilizado principalmente alumina ou zircónia.

Em 1992 Sedel utilizou a alumina pelo que em 1994 Fisher conseguiu reduzir o desgaste e as reações biológicas adversas.

Um dos componentes acetabulares mais utilizados nos EUA entre 2012 e 2019 é o componente de nome Pinnacle, da empresa *DePuy Synthes*, podendo ser visto na Figura 11.



Figura 11 - Componente Pinnacle em ALTRX (reproduzido de [16]).

Este componente possui um liner em ALTRX Polyethylene pelo que é produzido através de uma base de resina GUR 1020 que é posteriormente cross-linked de forma moderada [16].

Uma vez que o posicionamento impróprio da prótese está associado com instabilidade, maior desgaste e falha precoce do componente, tem sido utilizada a navegação computacional recentemente para aumentar a precisão de posicionamento do componente, principalmente no que toca aos outliers do posicionamento do componente acetabular [17].

No futuro, novos biomateriais poderão vir a ser o alvo destes componentes, pelo que a melhoria da compatibilidade entre prótese e corpo humano, a redução do número de cirurgias de revisão bem como a redução do tempo de recuperação do paciente são pontos que fomentam a pesquisa e o avanço nesta área da artroplastia das articulações.

2.6. PROCESSOS DE FABRICO

Qualquer que seja o tipo de prótese a aplicar no paciente, esta deve ser fabricada de acordo com um processo estudado e validado, necessitando também de obedecer a diversas normas que regulam a durabilidade e resistência da mesma. Uma dessas normas corresponde à norma ISO 7206-4:2010, que regula a determinação das propriedades e da performance dos componentes de prótese [18].

No que concerne aos processos de fabrico dos componentes de implante, estes seguem geralmente uma metodologia tal como no caso dos implantes de anca personalizados ao paciente.

A personalização do implante ao paciente é extremamente importante. uma vez que, tal como revelam diversos estudos experimentais, a adaptação da forma geométrica do implante ao contorno interno do osso cortical no fémur é crucial na otimização da transferência de carga, bem como na melhoria da estabilidade mecânica.

Consequentemente, tendo em conta os requisitos de fabrico para o implante em causa, diversos processos de fabrico podem ser utilizados, sendo os mais comuns analisados de seguida.

2.6.1. POWDER BED FUSION

Powder Bed Fusion ou de forma mais compacta PBF, corresponde a um método de fabrico aditivo onde o material do nosso componente se encontra na forma de pó, sendo derretido e fundido através de vários métodos tais como feixes de eletrões ou até mesmo lasers de alta energia.

2.6.1.1. SELECTIVE LASER MELTING (SLM)

Este processo de fabrico revolve à volta da utilização de lasers de alta energia bem como material em forma de pó. Nesta metodologia, o pó é aplicado camada a camada, sendo que após o laser realizar a trajetória planeada para a geometria a obter, tendo desta forma fundido o material no seu caminho, novo pó é depositado. A cama onde este está assente é também descida num valor equivalente à espessura da camada fundida de forma a manter a distância ótima do foco do laser.

Este processo é realizado normalmente em vácuo ou numa câmara protegida com um gás inerte como o argon, uma vez que muitos dos materiais metálicos utilizados neste processo interagem com outros gases formando fases frágeis, tal como é o caso do titânio e do oxigénio.

O SLM não requer pós processamento dada a elevada densidade e propriedades mecânicas dos componentes obtidos, fruto do controlo dimensional inerente ao sistema de laser e coordenadas XY.

Os princípios desta técnica de manufatura encontram-se ilustrados na Figura 12.

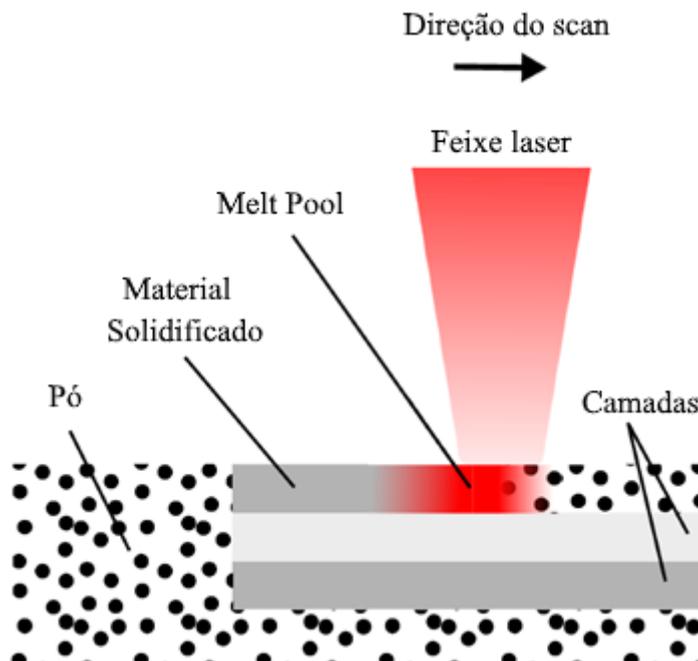


Figura 12 – Representação esquemática do processo de manufatura *Selective Laser Melting* (adaptado de [29]).

2.6.1.2. ELECTRON BEAM MELTING (EBM)

Electron Beam Melting ou mais concisamente EBM corresponde a um processo de fabrico onde feixes de eletrões de alta energia são direcionadas ao metal em pó fundindo este material.

De forma similar ao SLM, o pó é espalhada na superfície da cama sendo que o feixe de eletrões derrete o material na câmara em vácuo, de acordo com a informação presente no ficheiro CAD. Existem diversas propriedades que controlam os resultados do processo tais como a voltagem de aceleração e a corrente do sistema, sendo que a otimização destes parâmetros permite a obtenção de melhores resultados e componentes.

De notar que o fabrico de componentes em titânio através de *Electron Beam Melting* requer um tratamento térmico para peças que estejam expostas a fadiga mecânica.

A representação esquemática do processo de EBM pode ser vista em detalhe na Figura 13.

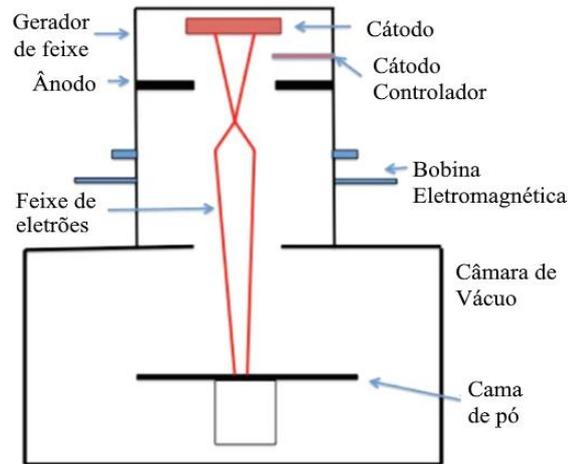


Figura 13 - Representação esquemática do processo de manufatura *Electron Beam Melting* (adaptado de [30]).

2.6.1.3. SELECTIVE LASER SINTERING (SLS)

O *Selective Laser Sintering* ou SLS corresponde a um processo de fabrico onde um laser é utilizado para unir pós metálicos a outros materiais em pó. Nesta tecnologia, o material em pó é parcialmente fundido e segue-se um rearranjo entre as fases sólidas e a solidificação das fases líquidas. De forma semelhante ao SLM, esta técnica possui um rolo que deposita a camada de pó e um controlo computadorizado para a trajetória do laser.

Tendo em conta a presença de partículas sólidas no material, esta técnica de produção implica peças com uma baixa resistência e má qualidade superficial. Esta tecnologia pode ser vista em detalhe na Figura 14.

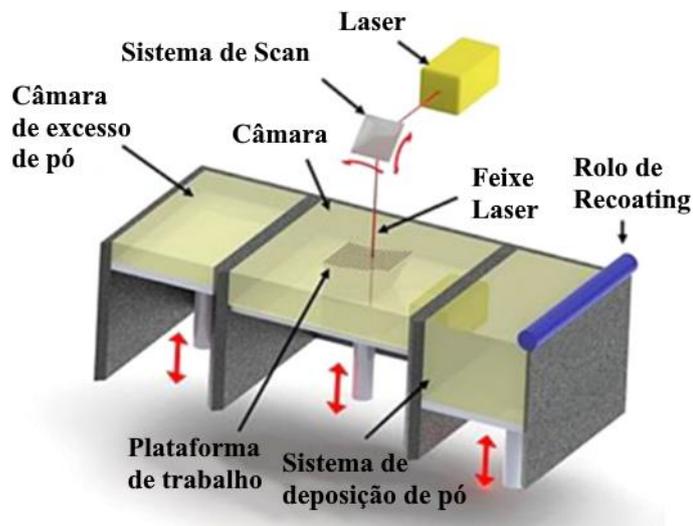


Figura 14 - Representação esquemática do processo de manufatura *Selective Laser Sintering* (adaptado de [30]).

2.6.2. INKJET 3D PRINTING / BINDER JETTING

Este processo de fabrico difere dos anteriores primeiramente pela fase do material utilizado, sendo que recorre a gotas de líquido para prender partículas juntas numa cama de pó. Este método recorre a temperaturas e pressões baixas para depositar as gotas de líquido ou suspensão sólida.

Como seria de esperar pelas condições do processo, trata-se de um processo simples e rápido onde o modelo é criado camada a camada, sendo que não requer também ajustes posteriores uma vez que o tamanho e posição da gota pode ser ajustado. De notar que as estruturas obtidas através deste método são porosas.

2.6.3. FUSED DEPOSITION MODELING (FDM)

Fused Deposition Modeling ou FDM corresponde a um processo de fabrico onde filamento é aquecido e ejetado através de um *nozzle* para a plataforma, estando este num estado semi-líquido. Tal como a maioria dos métodos, este processo realiza-se camada a camada até se atingir o produto final.

Os parâmetros que controlam este processo correspondem à temperatura, espessura da camada e velocidade de alimentação, pelo que apesar de um tempo de fabrico curto e baixo custo, obtêm-se geralmente peças com baixas propriedades mecânicas e qualidade superficial.

A representação esquemática desta técnica de manufatura pode ser visualizada na Figura 15.

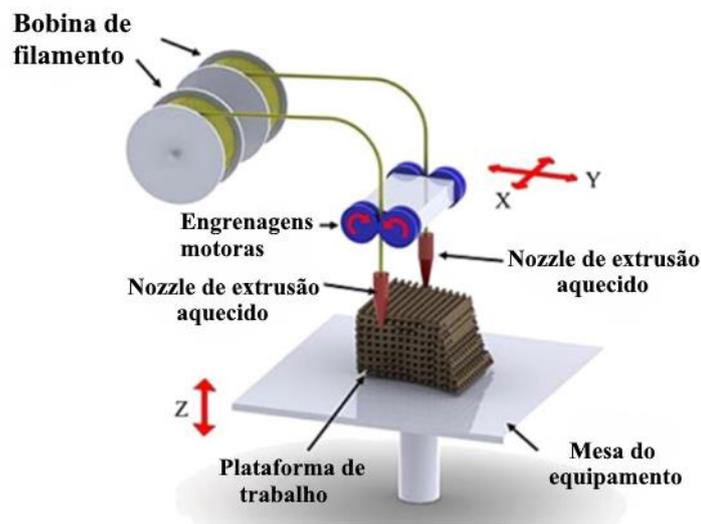


Figura 15 - Representação esquemática do processo de manufatura *Fused Deposition Modeling* (adaptado de [30]).

2.6.4. WIRE ARC ADDITIVE MANUFACTURING(WAAM)

Wire Arc Additive Manufacturing corresponde a um método de fabrico que utiliza energia para derreter o material à medida que este é descarregado para a superfície, semelhante a um processo de soldadura MIG/MAG. Este processo possui velocidades de deposição bastante elevadas e custos reduzidos, sendo que como seria de esperar, possui limitações no que toca à geometria das peças.

A representação esquemática desta técnica de manufatura pode ser vista na Figura 16.

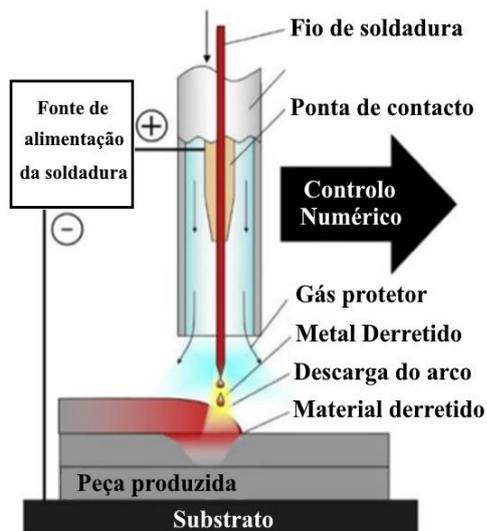


Figura 16 - Representação esquemática do processo de manufatura *Wire Arc Welding* (adaptado de [30]).

2.6.5. EXTRUSION BASED 3D PRINTING

O processo *Extrusion based 3D printing* corresponde a um processo simples de impressão 3D onde filamento metálico é continuamente extrudido através de um *nozzle*, formando também a peça camada a camada. Trata-se portanto de um processo utilizado para fabricar estruturas metálicas porosas. Este processo pode ser visto em detalhe na Figura 17.

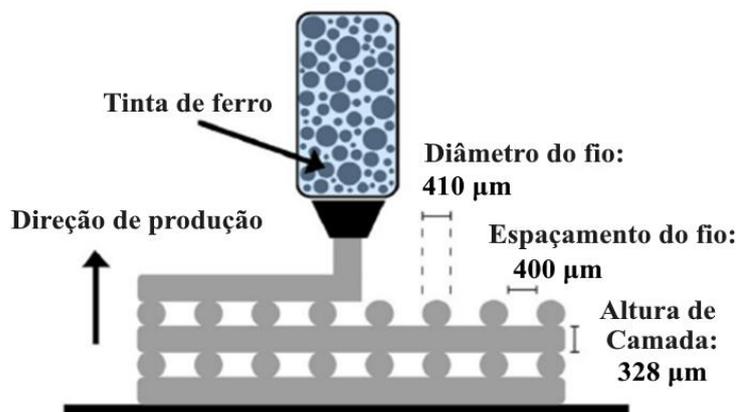


Figura 17 - Representação esquemática do processo de manufatura *Extrusion based 3D printing* (adaptado de [30]).

2.6.6. VERIFICAÇÃO DE QUALIDADE

Seja qual for o processo de fabrico utilizado na produção das peças ou implantes médicos, torna-se necessária uma verificação de qualidade dos mesmos. Esta verificação pode passar por vários passos tendo em conta a aplicação, sendo que a qualidade superficial, a resistência das próteses bem como a sua rigidez, são fatores importantes no caso de estudo de próteses médicas.

A qualidade superficial da prótese é de extrema importância, principalmente em componentes como o acetábulo ou a cabeça femoral, uma vez que a redução do atrito e melhoria do contacto numa articulação é de importância extrema. Por sua vez, a resistência da prótese torna-se relevante dada a necessidade do componente suportar as cargas a que o corpo humano se sujeita.

A rigidez do componente produzido tem uma importância elevada, pelo que a sua rigidez deve ser semelhante à dos diversos componentes biológicos com que interage. Quando esta rigidez é muito superior à do osso, que se encontra perto dos 20 GPa, o componente comporta toda a carga levando à atrofia do osso e à perda da sua densidade. Uma das formas de contornar este fenómeno corresponde à utilização de componentes com estruturas celulares, de forma a reduzir a sua rigidez e a assemelhar à rigidez do osso humano [2], [19].

Tal como visto anteriormente, estes fatores e a verificação de qualidade são efetivados através de normas, tal como a ISO 7206-4:2010, que regula a determinação das propriedades e da performance dos componentes de prótese [18].

2.7. LASER POWDER BED FUSION E PARÂMETROS LASER

O processo de manufatura aditiva através do qual será feito o estudo desta dissertação corresponde ao *Laser Powder Bed Fusion*, mais especificamente *Selective Laser Melting* ou SLM. Tal como visto no capítulo anterior, existem diversos parâmetros que controlam e governam este processo de produção, sendo eles relacionados com o laser, com o pó e o material a utilizar, ou com o controlo XY e estratégias de sinterização da amostra.

No que corresponde aos parâmetros do laser, existem diversos parâmetros que governam as propriedades finais das peças produzidas tais como o comprimento de onda, o *spot size*, a potência do laser, a frequência do laser ou a distribuição do pico de energia do laser.

De forma a quantificar a energia utilizada para produzir as amostras é possível recorrer a fórmulas que, utilizando alguns dos parâmetros anteriormente referidos, permitem calcular a Densidade de energia linear ou volumétrica.

Como exemplo, a fórmula de densidade de energia volumétrica emprega a potência do laser, a velocidade de avanço do mesmo, o espaçamento entre cada passagem linear do laser, bem como a altura de camada utilizada para produzir as amostras. Esta fórmula está presente na Equação 1.

$$VED \left(\frac{J}{mm^3} \right) = \frac{\text{Potência do laser}(W)}{\text{Velocidade do scan} \left(\frac{mm}{s} \right) \times \text{Espaçamento entre linhas}(mm) \times \text{Altura de camada}(mm)} \quad (\text{Equação 1})$$

Esta unidade de densidade de energia pode ser uma das formas de quantificar as amostras produzidas, comparando o valor utilizado no processo de fabrico para os diversos provetes.

Caso adotado, este valor pode permitir uma correlação com a densidade da amostra obtida, pelo que valores baixos de energia podem conduzir a amostras com uma densidade baixa, por fusão incompleta do pó, e valores demasiado altos a uma mesma baixa densidade, desta vez pela formação de estruturas conhecidas como *keyholes* e *overmelting* da peça [20].

A seleção do pó e do material a utilizar implica também consequências nas propriedades do material. A distribuição do tamanho do pó, bem como a esfericidade e rugosidade do mesmo, está relacionada com a uniformidade da cama de pó e separação das partículas.

No que toca ao controlo XY e à estratégia de sinterização da amostra, a velocidade do laser, a altura da camada e o espaçamento entre as passagens do laser (*hatch spacing*) são parâmetros críticos na otimização das propriedades mecânicas e físicas da amostra final.

2.7.1. PROBLEMAS E RESTRIÇÕES DA TECNOLOGIA DE MANUFATURA

A tecnologia de manufatura a utilizar nesta dissertação apresenta compromissos e necessidade de otimização através dos diversos parâmetros referidos no subcapítulo anterior. Devido à natureza do processo e à consequente elevada velocidade de arrefecimento, surgem problemas relacionados com a estabilidade, configuração e comportamento térmico da *melt pool* [21].

Os problemas mais comuns encontrados correspondem à separação de camada, distorções devido a stresses residuais ou ao efeito *balling*.

O fenómeno de *balling* apresentado na Figura 18 abaixo é um dos problemas que surge neste método de manufatura aditiva. Quando o material solidifica numa bola em vez de uma camada plana, estes artefactos aparecem e prejudicam as qualidades mecânicas das amostras produzidas, sendo por vezes devido a tensões superficiais e “molhabilidades” reduzidas do material.

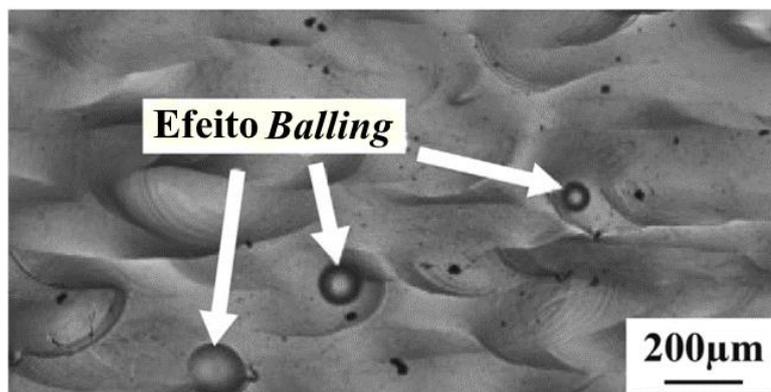


Figura 18 - Imagem MEV do efeito *balling* existente numa amostra (adaptado de [21]).

As distorções correspondem a deformações quer da camada, quer da peça de forma global. À medida que as tensões térmicas se vão acumulando o material atinge o seu limite, pelo que começa a deformar. Este defeito culmina em rachaduras e na inutilização da peça produzida. Podem-se encontrar exemplos destas distorções e rachaduras na Figura 19.

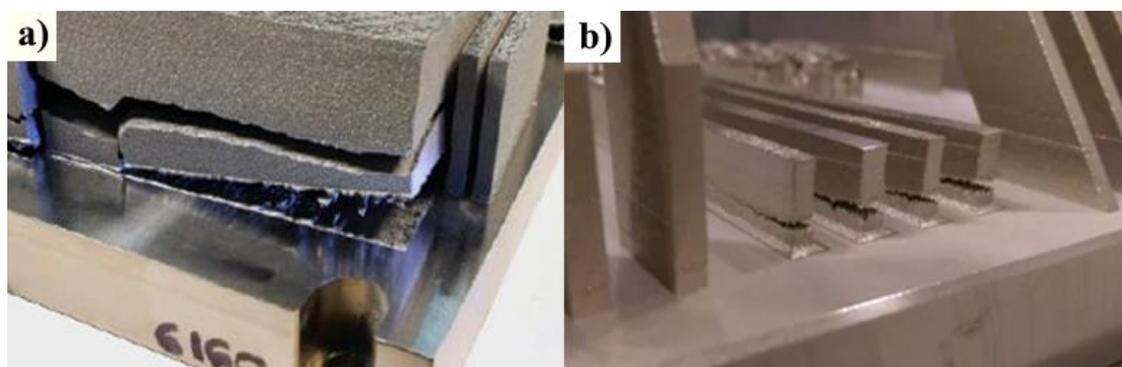


Figura 19 - Defeitos típicos na produção por LPBF: (a) Fratura e separação da cama devido a acumulação de tensões residuais na peça; (b) rachaduras e fratura da peça devido a tensões acumuladas na peça (adaptado de www.engineering.com – acesso a 14/03/2023)

A separação de camada corresponde a um outro fenómeno onde as diversas camadas da peça se separam, inutilizando o produto final. Este fenómeno pode ser um resultado das camadas inferiores derreterem à medida que a camada atual é produzida ou do pó não derreter o suficiente. Trata-se também de um fenómeno crítico, pelo que não é possível reparar a peça produzida. Os fenómenos de separação de camada/delaminação podem ser vistos na Figura 20 que se segue [22].

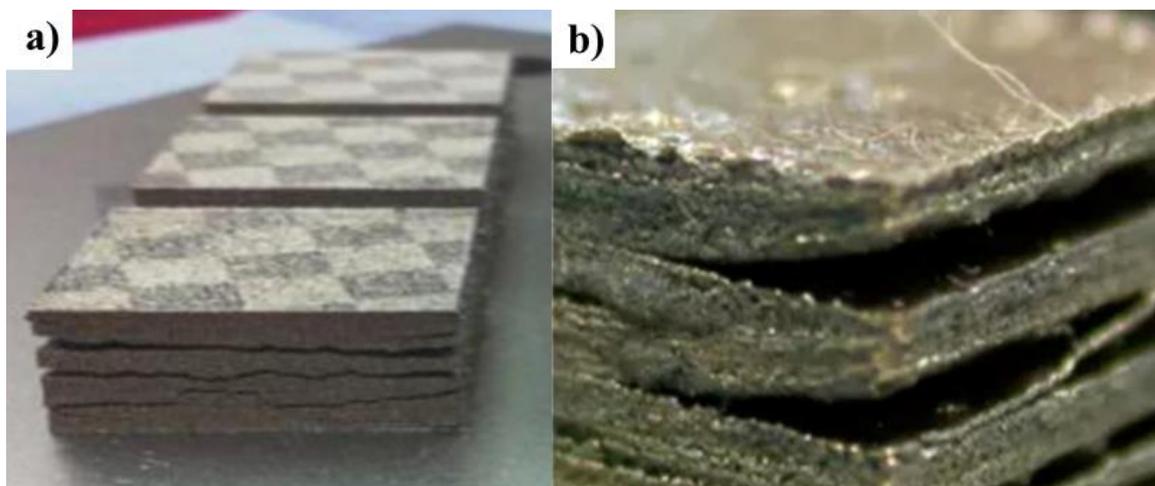


Figura 20 - Defeitos típicos na produção por LPBF: (a) Delaminação de várias camadas de uma peça; (b) Vista aproximada da delaminação entre todas as camadas existentes (adaptado de [22]).

2.8. MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

A evolução contínua da indústria implica a contínua redução de custos, de mão de obra, bem como de tempo necessário para desenvolver uma solução para o problema em mão. Uma das soluções e tecnologias cada vez mais utilizadas para este efeito, corresponde ao uso do método dos elementos finitos.

O método dos elementos finitos engloba diferentes áreas da engenharia tais como a dinâmica dos fluidos, transferências de calor ou até problemas eletromagnéticos, sendo que nesta dissertação o ponto de foco corresponde à mecânica dos sólidos.

Esta tecnologia numérica divide um modelo a estudar em diversos elementos infinitesimais representados por um conjunto de equações elementares, criando posteriormente um sistema matricial global que permite determinar a carga e os deslocamentos em cada um dos elementos discretizados.

Tendo em conta as diversas vantagens do método de elementos finitos, este representa uma das tecnologias utilizadas no desenvolvimento e produção de soluções biomédicas para implantes [11], [12], [23].

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. MULTIMATERIAL LASER POWDER BED FUSION

O processo de fabrico utilizado para obter as amostras neste estudo, tal como referido anteriormente, corresponde a um método de *Laser Powder Bed Fusion*. Este processo encontra-se adaptado no Centro de Sistemas Microeletromecânicos (CMEMS) da Universidade do Minho, equipado com um equipamento Bende BD-HZ200W *Laser Welding Machine*, presente na Figura 21, que incorpora um sistema de laser Nd:YAG.



Figura 21 - Sistema Laser Bende BD-HZ200W presente no laboratório CMEMS.

Tal como indicado no capítulo referente ao estado de Arte, o processo de LPBF implica a deposição de um pó numa cama. Esta cama utilizada pode corresponder à base do equipamento em si, visível na Figura 22 – A, ou a uma medalha de Titânio colada a uma base do equipamento, presente na Figura 22 - B, permitindo o equipamento a troca destas bases de acordo com o utilizador.

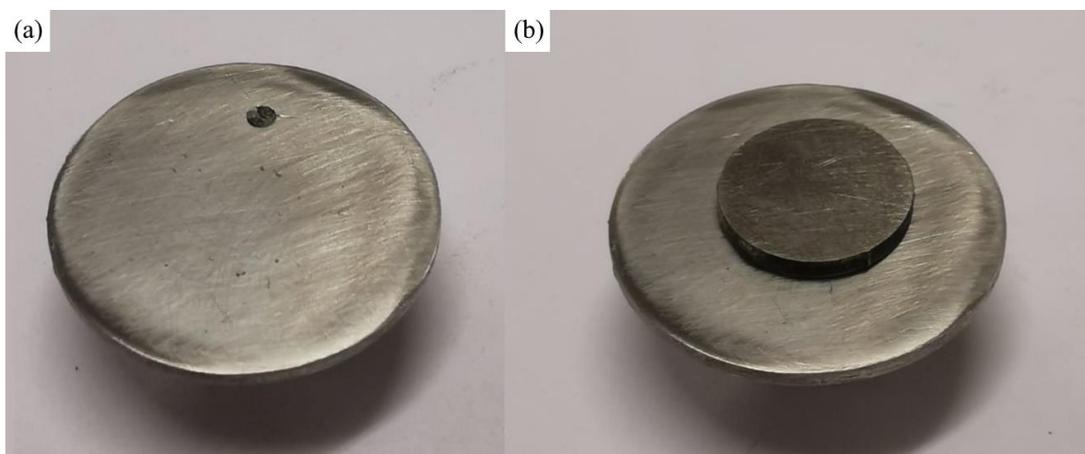


Figura 22 - Bases utilizadas para produzir as amostras:(a) - base do equipamento; (b) - medalha de titânio colada à base do equipamento.

Dada a deposição do pó na base é efetuado um processo de *recoating*, onde manualmente o utilizador garante que a espessura da camada é constante e ajustada a uma altura programada, sendo próxima de 60 μm para os materiais utilizados nesta dissertação. De notar que esta espessura é controlada através da descida ou subida da base do equipamento, recorrendo a um circuito conectado a diversos motores de passo e integrado num programa de computador open-source “*LaserWeb*”:

Por fim, o laser sinteriza o pó através de um controlo XY integrado no sistema de laser Nd:YAG, sendo aspirado o restante pó não sinterizado, para prevenir a introdução de impurezas e produtos queimados nas próximas camadas. O processo esquemático correspondente a este processo encontra-se representado na Figura 23.

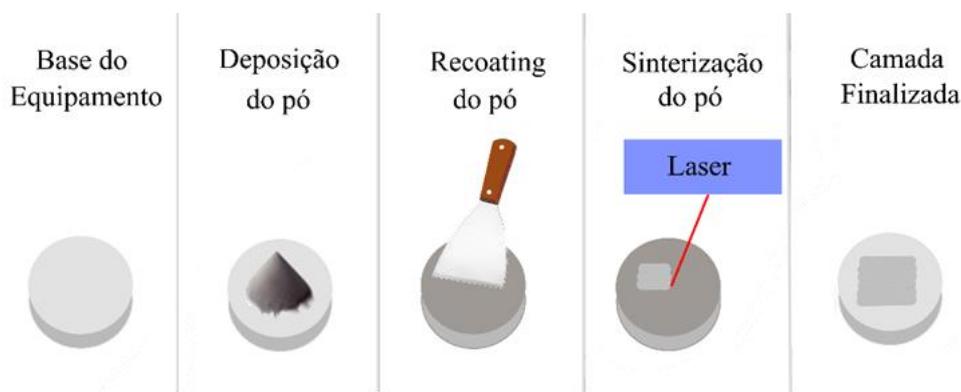


Figura 23 - Representação esquemática da produção de uma camada.

3.2. MATERIAIS UTILIZADOS NO ESTUDO

Este estudo engloba a manufatura de uma solução multimaterial, pelo que os materiais em estudo correspondem a uma liga de Titânio (Ti6Al4V) em pó (20-63 μm) e a uma liga de Cobalto (CoCr) em pó (10-45 μm).

Para compreender de que forma estes materiais se enquadram no estudo a realizar, as suas propriedades encontram-se de seguida expostas e detalhadas.

Uma vez que as amostras a produzir neste estudo são obtidas através do método *Laser Powder Bed Fusion*, tanto as propriedades mecânicas do material como as propriedades físicas são importantes. Estas propriedades físicas englobam o tamanho do pó, a sua rugosidade e a sua distribuição, pelo que a “*flowability*” do pó é também muito importante neste processo, sendo um fenómeno complexo e difícil de classificar [24].

As propriedades mecânicas de importância no desenvolvimento desta solução médica correspondem à tensão de cedência do material, o módulo de Young do mesmo, bem como a sua resistência ao corte.

A tensão de cedência do material possui importância devido à inerente necessidade de o material resistir aos esforços, pelo que deve ser alta o suficiente para a aplicação em causa.

Quanto ao módulo de Young, tal como referido no estado de arte, deve ser reduzido e por volta dos 10-30 GPa. Um material que apresente um módulo de Young elevado pode apresentar problemas ao paciente uma vez que pode suportar toda a carga presente no osso e conseqüentemente implicar uma atrofia do mesmo. Esta é uma das razões pelas quais a utilização de uma estrutura celular se encontra em estudo nos implantes recentes, reduzindo indiretamente o módulo de Young do implante [2], [19].

A resistência ao corte do material é da mesma forma importante, uma vez que este tipo de esforços conduzem muitas vezes à falha das soluções médicas adotadas.

TITÂNIO Ti6Al4V

O primeiro material utilizado neste estudo corresponde à liga Titânio Ti6Al4V. A sua composição química pode ser encontrada na Tabela 1 abaixo e as suas propriedades na seguinte Tabela 2.

Tabela 1 - Composição química da liga Ti6Al4V[3].

Elementos de liga	Titânio	Alumínio	Vanádio	Carbono	Oxigénio	Ferro
Percentagem (%)	89,66	6,00	4,00	0,08	0,13	0,15

Tabela 2 - Propriedades da liga Ti6Al4V[3]

Propriedades do Material	Módulo de Young (GPa)	Tensão de cedência (MPa)	Resistência ao corte (MPa)
Titânio Ti6Al4V	113	1351	550

COBALTO CRÔMIO Co-Cr

O segundo material alvo de estudo desta dissertação corresponde a uma liga de Cobalto Crômio. Tal como para a liga anterior, podemos encontrar a composição química deste material bem como as suas propriedades nas Tabela 3 e Tabela 4 respetivamente. Para este material não foi possível identificar um valor de resistência ao corte com a informação fornecida pelo fabricante.

Tabela 3 - Composição química da liga CoCr[1]

Elementos de liga	Cobalto	Crômio	Molibdênio	Manganésio	Silício	Ferro
Percentagem (%)	63,20	28,00	6,00	1,00	1,00	0,75

Tabela 4 - Propriedades da liga CoCr [1], [2]

Propriedades do Material	Módulo de Young (GPa)	Tensão de cedência (MPa)	Resistência ao corte (MPa)
CoCr	210 GPa	1310 MPa	—

3.3. MÉTODOS EXPERIMENTAIS

No decorrer desta dissertação são utilizados diversos métodos experimentais para avançar no seu estudo e verificar os resultados obtidos.

Os três principais métodos experimentais utilizados nesta dissertação correspondem ao polimento das amostras, à sua análise qualitativa através do Microscópio de Varrimento Eletrônico, bem como a análise quantitativa das amostras através da realização de ensaios de corte.

3.3.1. POLIMENTO DAS AMOSTRAS

Uma vez produzidas as amostras, estas são preparadas através de um processo de polimento contínuo e progressivo pelo que, começando por uma lixa de granulometria 320, uma face da amostra é polida até ao centro da mesma. Após este desbaste grosseiro realiza-se o processo de polimento com lixas de granulometria 560, 800, 1200, 2400 e finalmente 4000 até que a face da amostra esteja preparada para a análise microscópica.

Estas amostras são polidas recorrendo ao equipamento de polimento apresentado na Figura 24 , uma Mecapol P 251.



Figura 24 – Polidora mecânica utilizada na preparação das amostras.

3.3.2. ANÁLISE DE MICROSCOPIA DE VARRIMENTO ELETRÓNICO

A testagem qualitativa das amostras corresponde a uma análise morfológica visual através de Microscopia Eletrónica de Varrimento (MEV). Esta análise permite a verificação microscópica da amostra e da sua qualidade, através da visualização de fenómenos como fendas, pó não sinterizado, o efeito *balling*, bem como da difusão presente na interface dos materiais.

O equipamento utilizado para este efeito corresponde ao equipamento NanoSEM FEI Nova 200 (FEG/SEM), presente nos laboratórios SEMAT da Universidade do Minho, estando visível na Figura 25.



Figura 25 - Equipamento utilizado para a análise de Microscopia Eletrónica de Varrimento (MEV) (reproduzido de semat.lab.uminho.pt – acesso a 06/05/2023)

3.3.3. TESTES DE CORTE

A testagem quantitativa das amostras vai ser realizada através de ensaios de corte aos diferentes provetes e da determinação de um valor de resistência ao corte. Este valor obtido permite a comparação entre as diferentes soluções produzidas, bem como das amostras de controlo de Ti6Al4V e de CoCr.

O teste de corte corresponde ao teste mecânico mais importante a realizar nesta aplicação, tendo em conta que o ponto crítico se encontra na transição entre os materiais do acetábulo, e consequentemente, das amostras testadas nesta dissertação. Uma vez que o esforço responsável pela falha na transição dos materiais será o corte, e sendo esta a zona crítica com concentração de tensões, este teste será o mais adequado para validar a solução.

Para a realização dos ensaios são utilizados tanto um dispositivo responsável pela fixação da amostra, como uma prensa hidráulica que irá aplicar a força necessária para a falha da mesma.

A prensa hidráulica utilizada para os ensaios corresponde a um equipamento MTS Exceed Model E45, localizado nos laboratórios de Engenharia Civil da Universidade do Minho, podendo ser vista em mais detalhe na Figura 26.

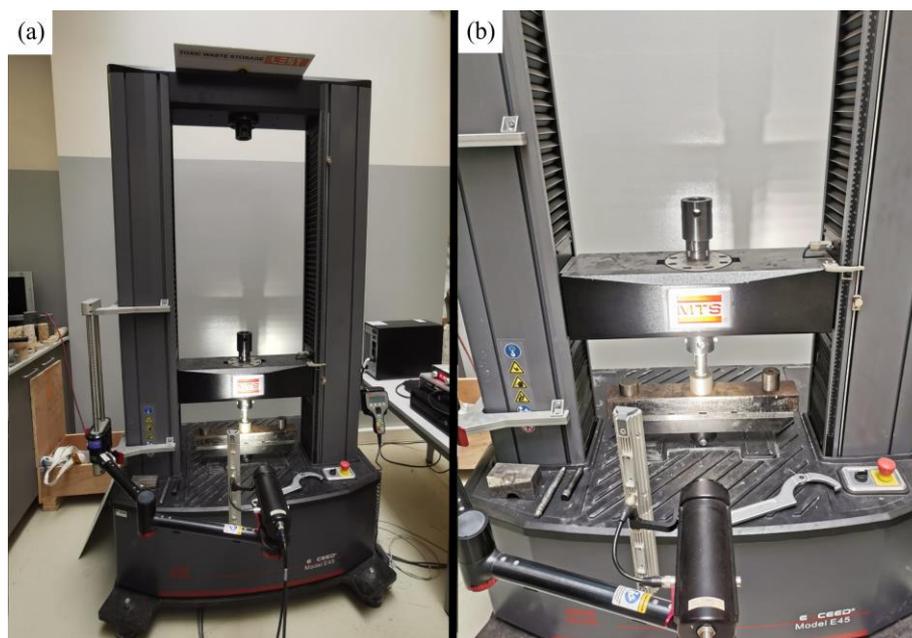


Figura 26 - Prensa hidráulica utilizada nos ensaios de corte das amostras produzidas: (a) - Estrutura da prensa hidráulica; (b) - Detalhe da zona de testes da prensa.

O dispositivo utilizado no ensaio de corte apresenta diversas funções. Primeiramente, tem como função garantir a fixação da amostra e a sua estabilidade durante o ensaio, permitindo assim uma maior precisão nos valores obtidos. Por outro lado, e tendo em conta que a carga aplicada pela prensa se traduz num esforço de compressão, torna-se necessário garantir e adaptar o posicionamento da amostra para a resistência ao corte que se quer mensurar.

Conseqüentemente, o dispositivo utilizado permite transformar o esforço de compressão rodando a amostra lateralmente e fixando cada uma das suas metades de forma independente, segundo o eixo vertical. A partir deste momento uma das metades do dispositivo é comprimida pelo que é a amostra que resiste à carga através de um esforço de corte. O dispositivo utilizado pode ser visto em maior detalhe na Figura 27 que se segue.

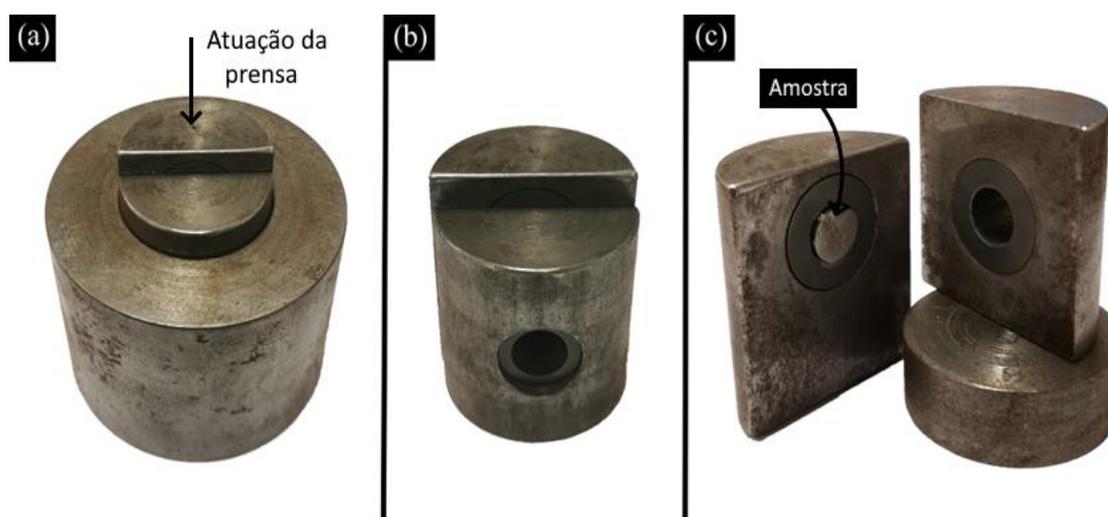


Figura 27 - Dispositivo de corte utilizado nos ensaios:(a) – Dispositivo completo; (b) – metades do dispositivo, cada metade segura metade da amostra; (c) – vista interior em detalhe do dispositivo.

Os testes realizados permitem finalmente obter os valores de carga em kN e deslocamento em mm, com dados em intervalos de 0,2 segundos, sendo possível através destes dados organizar curvas Carga-Extensão. Estes testes são realizados a uma velocidade de 0,02 mm/s.

4. PROJETO, PRODUÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

4.1. SIMULAÇÃO NUMÉRICA

As próteses de anca correspondem a soluções recorrentes e necessárias em muitos casos de fraturas, malformações ou doenças generativas da articulação coxo femoral. Dado o aumento do número de artroplastias de anca que se tem vindo a verificar bem como da expectativa que estes sejam mais duráveis e confortáveis para o paciente, o estudo de soluções multimaterial foi colocado em cima da mesa. Esta nuance implica, no entanto, a compreensão e otimização das interfaces entre os materiais, que podem por vezes ser incompatíveis e gerar problemas que conduzam à falha da prótese [6].

De modo a perceber o comportamento da solução multimaterial Ti6Al4V e CoCr apresentada ao longo desta dissertação, realizaram-se simulações que estudam não só a interação entre ambos os materiais, bem como de que maneira a geometria da interface pode interferir na minimização de tensões.

Estas simulações servirão desta forma como guia para a decisão das transições entre os materiais a estudar, sendo a interface o ponto crítico de um componente multimaterial, bem como uma representação e modelo virtual da transição e do tipo de interlocking mecânico que esta é capaz de criar.

Encontram-se de seguida discretizados os passos seguidos na produção destes modelos e na realização destas simulações, bem como os resultados obtidos, sendo o Software utilizado para este efeito o *SolidWorks*.

4.1.1. GEOMETRIA

A escolha da geometria a simular levou em conta a minimização do poder computacional necessário para estas simulações bem como a possibilidade de variar a estrutura da interface.

Desta forma, a geometria global a simular corresponde a um cubo de 3x3x3 mm, visível na Figura 28, sendo alterada a interface entre os vários modelos.

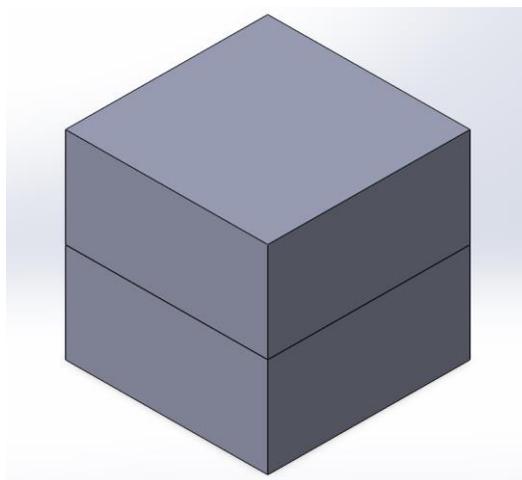


Figura 28 - Geometria global a estudar e simular.

4.1.2. MATERIAIS DO COMPONENTE

Tal como é possível observar na Figura 28, o cubo encontra-se dividido em 2 partes ou corpos para que a atribuição de diferentes materiais seja possível.

Os materiais atribuídos a cada parte do corpo correspondem aos caracterizados no capítulo 3, estando as suas propriedades representadas na Tabela 2 e Tabela 4.

Consequentemente, foi atribuído para cada corpo no *Solidworks* as propriedades do correspondente material, sendo que se encontra atribuída à parte superior a liga de Titânio e à parte inferior a liga de CoCr. Esta atribuição dos materiais encontra-se representada na Figura 29.

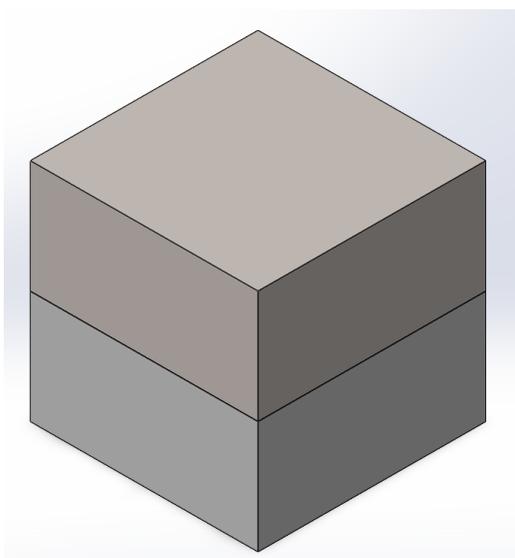


Figura 29 - Atribuição dos materiais no software de Simulação: Titânio no topo e CoCr no fundo.

4.1.3. CONDIÇÕES DE FRONTEIRA

De forma a tornar a comparação viável entre as várias interfaces e modelos, fixaram-se as condições de fronteira entre as várias iterações e aplicou-se uma malha com elementos de tamanho 0,05 mm.

Nas presentes simulações, fixou-se a base do cubo através do comando fixed, associada ao material CoCr.

Quanto às cargas utilizadas, de forma a simular o comportamento que será obtido durante os ensaios de corte, aplicou-se uma carga de 100 N na parte superior em liga de Titânio na sua lateral, sendo este esforço semelhante ao exercido pelo dispositivo de corte que será utilizado nos ensaios experimentais

As condições de fronteira deste caso de estudo podem ser vistas em detalhe na Figura 30.

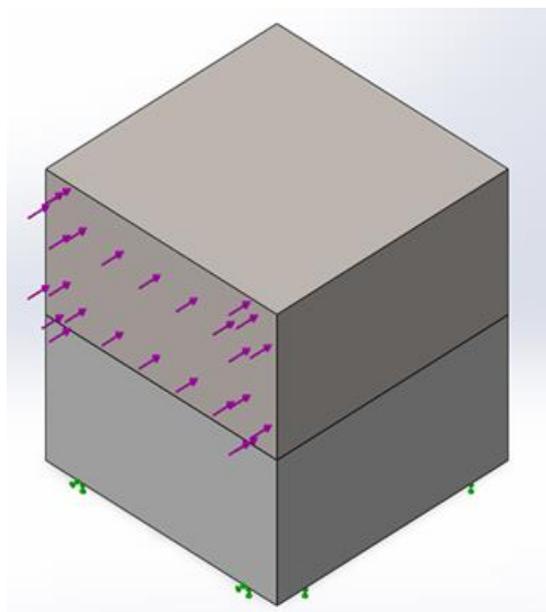


Figura 30 - Caso de estudo de corte analisado através da simulação.

4.1.4. GEOMETRIAS ESTUDADAS

Uma vez estabelecidos os parâmetros de estudo, procedeu-se à modelação e simulação de diversas transições e geometrias de interface. Esta fase tem como objetivo a criação de diversas geometrias que possam ser produzidas através da tecnologia a utilizar, *Laser Powder Bed Fusion*.

Desta forma, estudou-se uma geometria com transição puramente plana, uma geometria muralha, uma geometria em xadrez, e uma geometria com ganchos.

Estas geometrias partiram da ideia de utilizar um interlocking mecânico para aumentar a resistência das amostras produzidas e minimizar o efeito dos defeitos nas amostras, estando estas geometrias visíveis na Figura 31 seguinte.

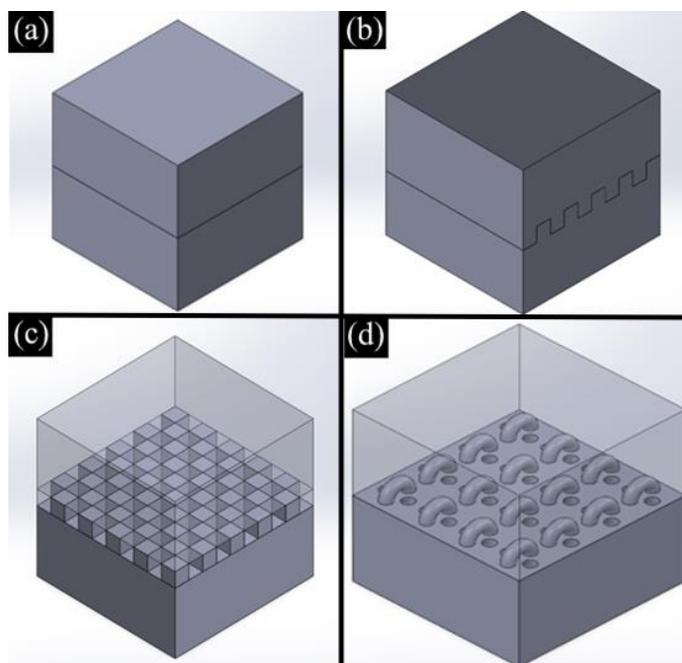


Figura 31 - Geometrias analisadas durante o processo de simulação:(a) -Transição Plana; (b) - Transição Muralha; (c) - Transição Xadrez; (d) - Transição Ganchos.

4.1.5. RESULTADOS DA SIMULAÇÃO

Uma vez realizadas as simulações das diversas geometrias modeladas sistematizaram-se os resultados presentes na Tabela 5.

Tabela 5 - Resultados obtidos da simulação das diversas geometrias.

		Estudo de corte		
		Tensão Máxima (MPa)	Tensão Mínima (MPa)	Tensão Média (MPa)
Geometria em estudo	Transição Plana	120,75	0,020	22,06
	Transição Muralha	108,60	0,012	20,95
	Transição Xadrez	140,99	0,008	23,01
	Transição Gancho	146,07	0,009	22,24

Tendo em conta os valores obtidos na Tabela 5 é possível notar primeiramente uma diferença abrupta entre os valores de tensão média e máxima. Esta diferença surge devido a singularidades, onde os cantos do modelo com arestas bem definidas produzem valores que tendem para o infinito quanto mais pequenos são os elementos da malha. De forma a verificar que os valores máximos se deviam a este fenómeno recorreu-se a um *Iso Clipping* dos diversos resultados, pelo que é possível ver que todos os valores acima dos 50 MPa se encontram nas arestas do cubo modelado e derivam das limitações do modelo numérico. Esta análise encontra-se presente na Figura 32.

Consequentemente, esta breve análise pretende focar-se nos valores médios de tensão obtidos, nunca perdendo o foco nos resultados mais importantes desta dissertação, os resultados experimentais.

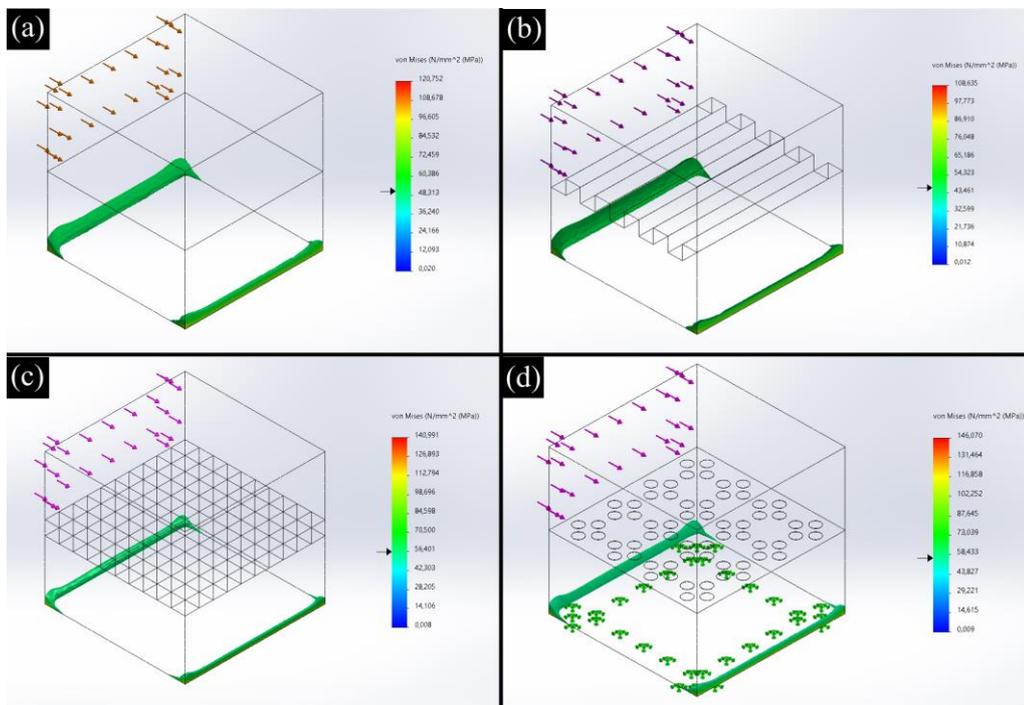


Figura 32 - *Iso Clipping* dos resultados da simulação: (a) – Interface plana; (b) – Interface Muralha; (c) – Interface Xadrez; (d) – Interface ganchos.

Avaliando os valores médios de tensão obtidos é possível notar a similaridade entre todos os valores. Esta similaridade implica um comportamento semelhante para condições e amostras perfeitas, condições estas que não serão obtidas nas amostras experimentais. Esta similaridade é também visível entre as várias geometrias na Figura 33.

Dados os resultados das simulações, é possível dizer que o fator diferenciador para os resultados experimentais vai residir na capacidade de minimizar defeitos das diversas geometrias. Desta forma, estima-se que quanto mais complexa a geometria da interface, mais tendência haverá para surgirem fendas e problemas que reduzem as propriedades mecânicas finais das amostras produzidas.

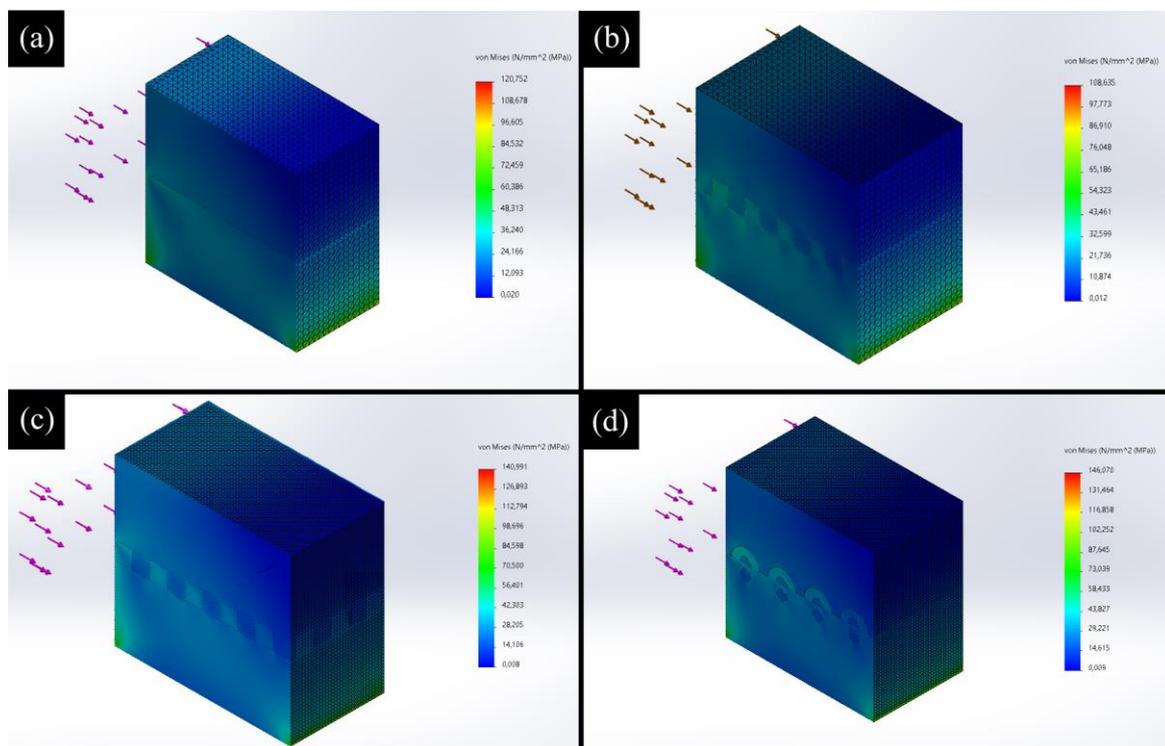


Figura 33 – Resultados gráficos das diversas simulações realizadas: (a) – Interface plana; (b) – Interface Muralha; (c) – Interface Xadrez; (d) – Interface ganchos.

Conseqüentemente, descartar-se-á a produção da geometria com ganchos dada a sua complexidade e propensão para a existência de defeitos aquando da produção das amostras, sendo substituída por uma Transição Pirâmide descrita posteriormente neste capítulo 4.

4.2. OTIMIZAÇÃO EXPERIMENTAL MONOMATERIAL MONOCAMADA

De forma a realizar o estudo multimaterial desejado e a ser possível a ligação entre os dois materiais, tornou-se necessário inicialmente o estudo individual de cada um dos materiais.

Este estudo individual tem como objetivo a compreensão de como a fusão dos materiais é afetada pelos diferentes parâmetros do laser em uso.

No sistema de laser Bende BD-HZ200W, os parâmetros de principal interesse e que serão estudados correspondem aos presentes:

- POTÊNCIA (W)
- FREQUÊNCIA (HZ)
- ESPAÇAMENTO ENTRE LINHAS DO SCAN (μM)
- VELOCIDADE DO SCAN (MM/S)

Outros parâmetros que serão investigados correspondem também à presença ou não de uma atmosfera inerte de Árgon e a direção de passagens do laser.

4.2.1. ESTUDO DA INFLUÊNCIA DA POTÊNCIA

Nesta fase inicial, e tendo em conta os parâmetros indicados anteriormente, investigou-se de que forma a potência influencia a densificação do material, bem como o tamanho da *melt pool* obtida.

Consequentemente, realizou-se um estudo que engloba um range de Potências entre os 20W e os 90 W com um intervalo de 5W entre cada amostra. Neste estudo, bloquearam-se os outros parâmetros, utilizando-se como referência para os mesmos a literatura e a experiência dos orientadores que haviam já trabalhado com este equipamento.

De notar que este estudo se efetuou para os dois materiais a utilizar, nomeadamente o Ti6Al4V e a liga de CoCr.

Desta forma, as propriedades fixas neste estudo encontram-se representadas na Tabela 6.

Tabela 6 - Propriedades do estudo da Potência do laser.

Propriedades em Estudo	Valores
Potência	20 a 90 W
Frequência	50 HZ
Tamanho do feixe laser	200 μm
Velocidade	10 mm/s

Os resultados do estudo foram analisados tanto macroscopicamente como microscopicamente, sendo que os principais parâmetros de avaliação passaram pelo tamanho da *melt pool*, a ausência do *balling effect*, bem como o aspecto visual da camada produzida. Este estudo encontra-se sistematizado na Figura 34.

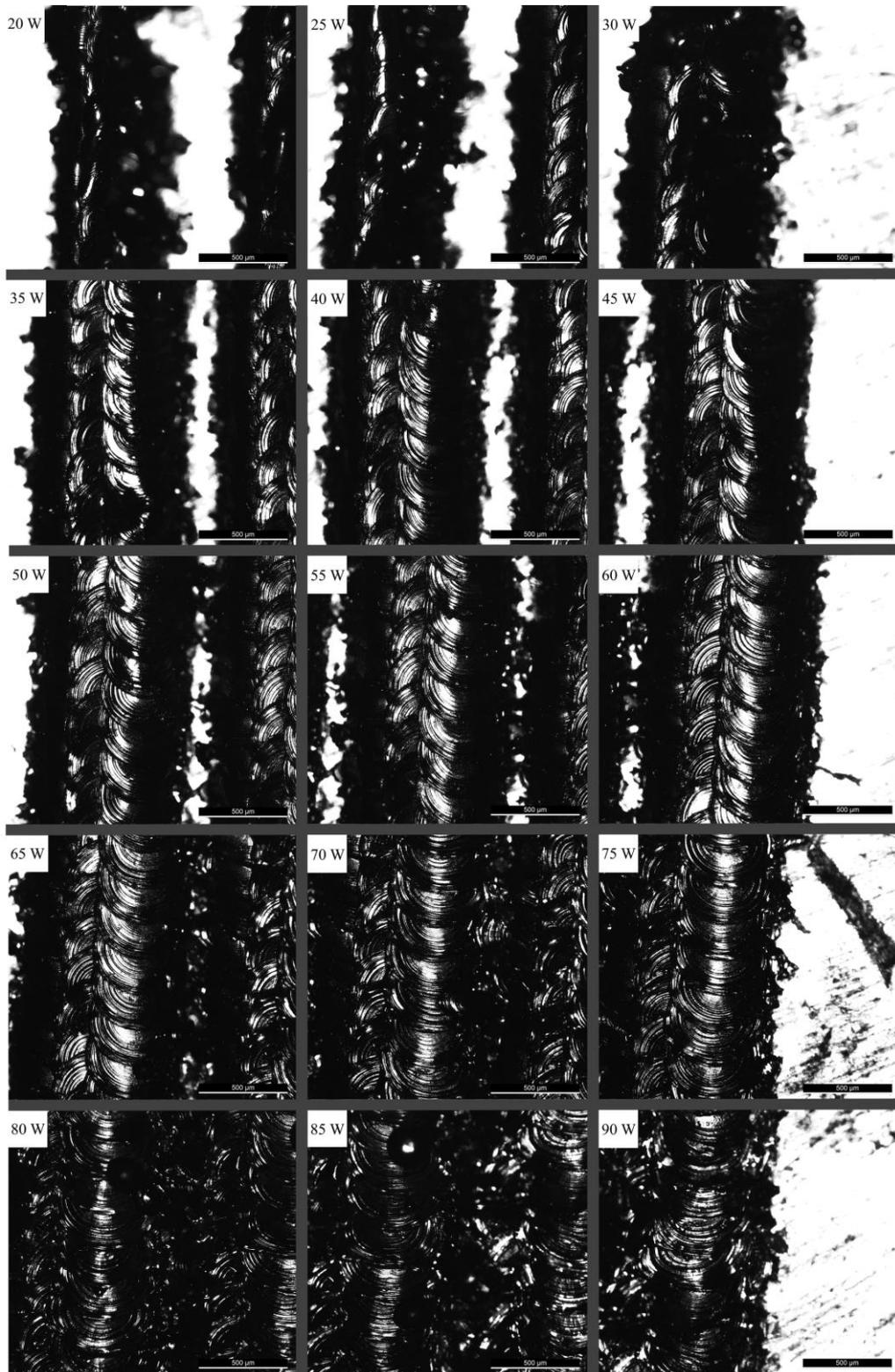


Figura 34 – Sistematização da influência da potência no tamanho e qualidade da *melt pool*.

Tendo em conta a sistematização anterior, a gama de potências mais adequada situa-se na ordem dos 30 a 50 W, tendo-se optado por utilizar uma potência de 35 W para os testes que se seguem.

4.2.2. ESTUDO DA INFLUÊNCIA DO ESPAÇAMENTO ENTRE LINHAS

O espaçamento entre linhas corresponde a um parâmetro que dita a distância entre as diversas passagens na trajetória do laser. Este espaçamento afeta as propriedades das amostras produzidas uma vez que influencia o quão sobrepostas as *melt pools* se encontram. De acordo com a literatura, estas *melt pools* devem ter uma sobreposição de cerca de 50 % para uma otimização das propriedades mecânicas da amostra [25].

Desta forma, tal como para o parâmetro da potência, procedeu-se ao estudo do espaçamento entre linhas e a sua conseqüente influência no comportamento da camada. Este estudo fixa os vários parâmetros existentes, incluindo a potência determinada anteriormente, 35W, variando o espaçamento entre 200 e 350 μm com intervalos de 50 μm .

As propriedades utilizadas neste estudo encontram-se presentes na Tabela 7.

Tabela 7- Propriedades do estudo do Espaçamento entre linhas.

Propriedades em Estudo	Valores
Espaçamento entre linhas	200 a 350 μm
Potência	35 W
Frequência	50 HZ
Tamanho do feixe laser(mm)	0,2 mm
Velocidade	10 mm/s

Analogamente ao estudo anterior, os resultados foram validados através da análise microscópica e macroscópica, sendo esta análise visível através da sistematização nas figuras que se seguem abaixo.

A Figura 35 que se segue apresenta a sistematização da influência do espaçamento para a liga de CoCr, podendo ser visto em detalhe o efeito deste parâmetro nas amostras.

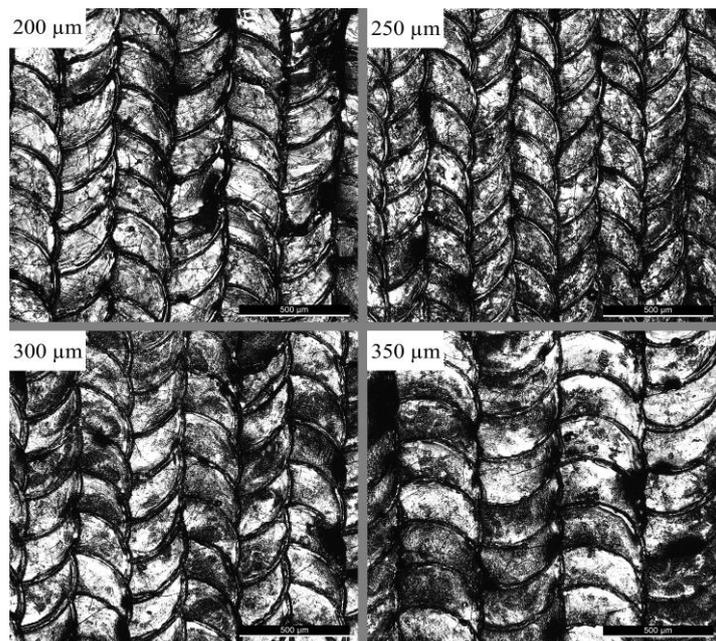


Figura 35 - Sistematização da influência do espaçamento no tamanho e qualidade da *melt pool* do CoCr.

A Figura 36 apresenta da mesma forma que a Figura 35 uma sistematização do espaçamento nas amostras produzidas, desta vez para a liga de Ti6Al4V.

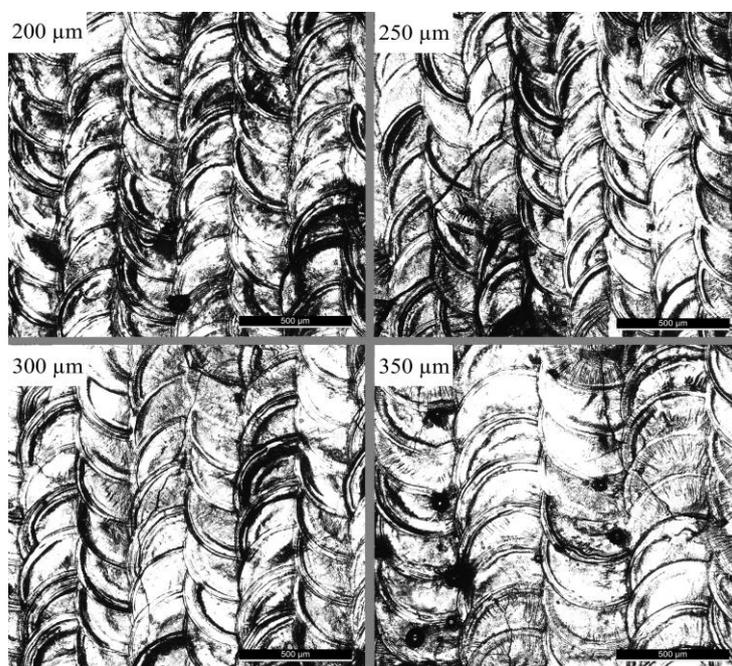


Figura 36 - Sistematização da influência do espaçamento no tamanho e qualidade da *melt pool* do Ti6Al4V.

De acordo com os resultados obtidos, os valores de espaçamento entre linhas que apresentam uma sobreposição mais adequada à literatura correspondem aos valores de 300 μm.

Tendo em conta que o tamanho da *melt pool* varia de acordo com os parâmetros do laser (potência, frequência, velocidade, etc.), este valor de espaçamento entre linhas terá de ser ajustado ao longo do desenvolvimento do trabalho, servindo maioritariamente como um guia inicial.

4.3. OTIMIZAÇÃO EXPERIMENTAL MONOMATERIAL MULTICAMADA

Uma vez definidas as condições iniciais para cada um dos materiais, procedeu-se à produção de amostras com 8mm de diâmetro de Ti6Al4V e CoCr de forma isolada, de forma a compreender se o comportamento do material para diversas camadas continua ótimo e constante para maiores dimensões.

4.3.1. COMPORTAMENTO DAS AMOSTRAS

Ao longo da produção da amostra e com a sobreposição de camadas, a liga de Titânio apresenta um comportamento constante em toda a sua altura para os parâmetros laser determinados anteriormente. Um exemplo destas primeiras amostras pode ser visto na Figura 37.

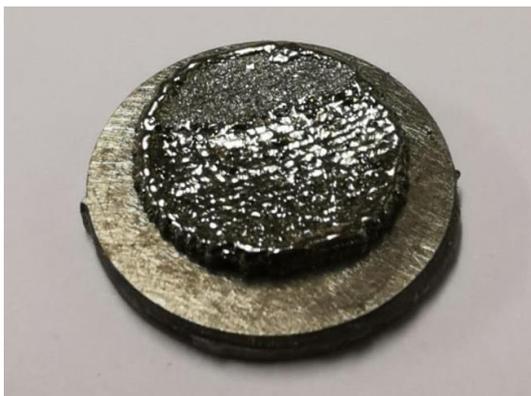


Figura 37 - Amostra de Ti6Al4V produzida inicialmente.

Por outro lado, o comportamento da liga de cobalto revelou ser diferente para os parâmetros selecionados. Para este material, entre as 5 e as 10 camadas, as amostras deformaram e delaminaram, inutilizando completamente a amostra.

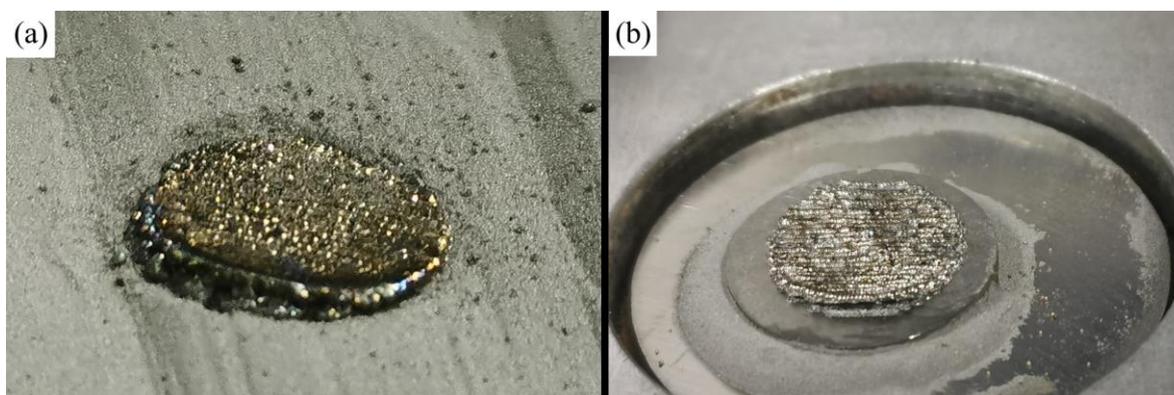


Figura 38 - Delaminação das amostras de CoCr.

Este comportamento encontra-se visível na Figura 38, necessitando obrigatoriamente de ser investigado e corrigido.

4.3.1.1. DELAMINAÇÃO DAS AMOSTRAS

Após a delaminação das amostras produzidas procedeu-se à compreensão da origem do problema e à adoção de possíveis soluções para colmatar este fenómeno.

Primeiramente, considerou-se que seria possível a existência de gradientes térmicos durante o arrefecimento da amostra devido à natureza do processo de fabrico, sendo estes gradientes responsáveis por assimetrias ao longo das camadas que originam rachaduras, defeitos e consequentemente a deformação e separação entre as camadas.

Conjeturou-se também a possibilidade de se tratar de um fenómeno devido ao arrefecimento, onde a camada superior contrai e, estando ligada à camada inferior, aplica forças que conduzem ao seu levantamento. Este fenómeno pode ser visto em mais detalhe no esquema da Figura 39.

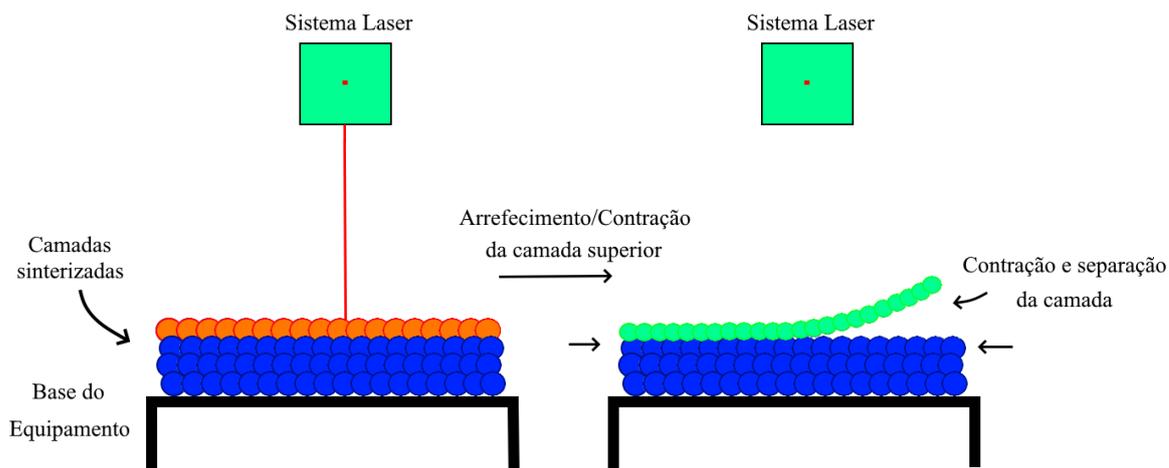


Figura 39 - Fenómeno de contração e delaminação das camadas superiores.

De notar que, apesar de estes fenómenos estarem provavelmente presentes nas experiências anteriores que conduziram aos parâmetros iniciais, o facto de as amostras nesta fase serem substancialmente maiores (com um diâmetro de 8 mm), amplifica estes fenómenos até a um ponto onde a separação entre camadas é inevitável.

Consequentemente, realizaram-se estudos para concluir qual destes fenómenos tinha mais peso no comportamento destrutivo da amostra.

4.3.1.2. ESTUDO DA TRAJETÓRIA DO LASER

Tendo em conta a suspeita de o gradiente térmico ter um efeito negativo, procedeu-se à alteração da trajetória do laser para combater este problema.

Desta forma, criou-se uma trajetória manualmente no programa EZCAD que elimina os gradientes térmicos e consequentes assimetrias presentes no material. Esta trajetória foi comparada com a função *Hatch* presente no software, pelo que a ordem em que cada linha é sinterizada pode ser encontrada na Figura 40 para ambos os trajetos. Nesta figura, as amostras da esquerda apresentam uma sinterização ordenada, pelo que as amostras da direita as amostras seguem uma sinterização aleatória, como é possível confirmar pela ordem de números apresentada.

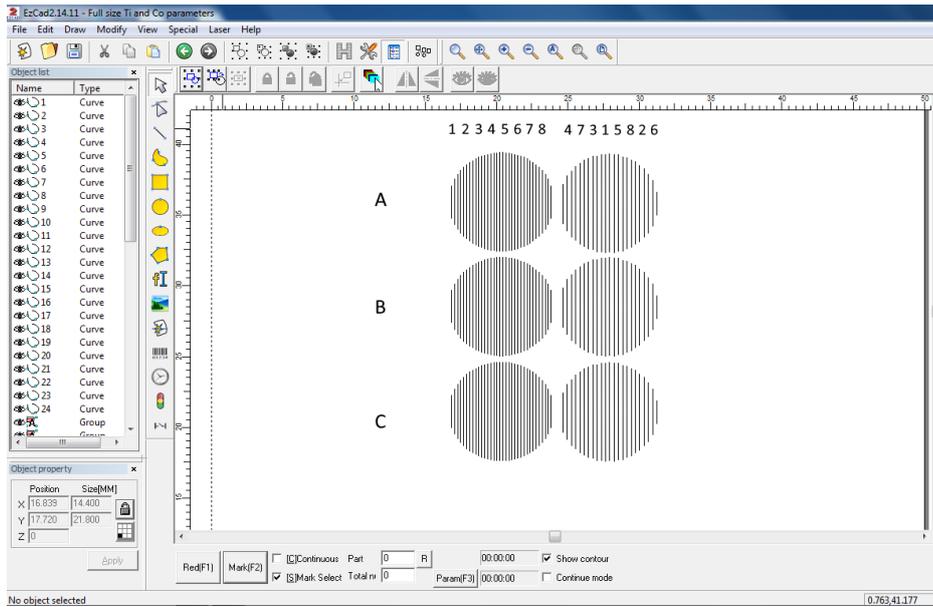


Figura 40 - Estudo da sinterização consecutiva ou aleatória.

Após a criação das trajetórias produziram-se diversas medalhas segunda a metodologia e combinação de parâmetros presente na Tabela 8. Esta metodologia está também visível na Figura 40 através das letras A, B e C.

Tabela 8 - Parâmetros do ensaio da influência da trajetória laser nas amostras.

Propriedades em Estudo	Amostras Produzidas		
	A	B	C
Potência (W)	25	30	30
Frequência (Hz)	50	40	40
Velocidade (mm/s)	10	15	10

Uma vez realizado o ensaio, os resultados demonstram que para a trajetória manual a concentração de energia é inferior, pelo que o tamanho da *melt pool* é igualmente bastante reduzido. Esta redução de tamanho leva a que a trajetória origine espaços vazios entre as diversas *melt pools* –

como referido nos capítulos anteriores, as *melt pools* devem sobrepor-se cerca de 50% - o que implica a necessidade de novos parâmetros do processo para a utilização desta trajetória.

Através de uma análise visual, tornou-se possível observar que para a trajetória originada pela função *Hatch* era necessária também uma alteração dos parâmetros laser.

Todo este estudo conduziu então à conclusão que se esperava inicialmente: seja qual for a metodologia de scan do laser, os parâmetros associados necessitam de refinação e otimização para amostras de maior tamanho.

4.3.2. OTIMIZAÇÃO DOS PARÂMETROS PARA AMOSTRAS MULTICAMADA

Uma vez que os parâmetros iniciais se revelaram problemáticos para dimensões superiores de amostra, realizou-se um novo estudo para otimizar os dois parâmetros com maior efeito no aspeto e qualidade da amostra, a potência e a frequência.

Na Tabela 9 encontram-se discretizados os diversos valores para os parâmetros estudados neste processo de otimização.

Tabela 9 - Estudo de otimização da potência e frequência do laser.

		Propriedades em estudo	
		Potência (W)	Frequência (Hz)
Ensaio realizados	Ensaio 1	35	55
	Ensaio 2	40	55
	Ensaio 3	45	50
	Ensaio 4	50	50
	Ensaio 5	55	50
	Ensaio 6	60	40
	Ensaio 7	55	35

O estudo foi dado como terminado no ensaio 7 pelo que os parâmetros selecionados correspondem aos deste ensaio, 55 W de potência e 35 Hz de frequência.

Consequentemente, os parâmetros finais atingidos e utilizados posteriormente para ambos os materiais correspondem aos presentes na Tabela 10.

Tabela 10 - Parâmetros finais a utilizar na produção.

Propriedades em Estudo	Valores
Espaçamento entre linhas	300 µm
Potência	55 W
Frequência	35 HZ
Tamanho do feixe laser	0,2 mm
Velocidade	10 mm/s

4.3.3. PRODUÇÃO DE SUPORTES

Uma vez que as amostras produzidas são sinterizadas diretamente na base do equipamento, procedeu-se ao desenvolvimento de uma estrutura celular com pilares sobre a qual a amostra final vai ser produzida. A trajetória do laser responsável por esta estrutura corresponde à presente na Figura 41.

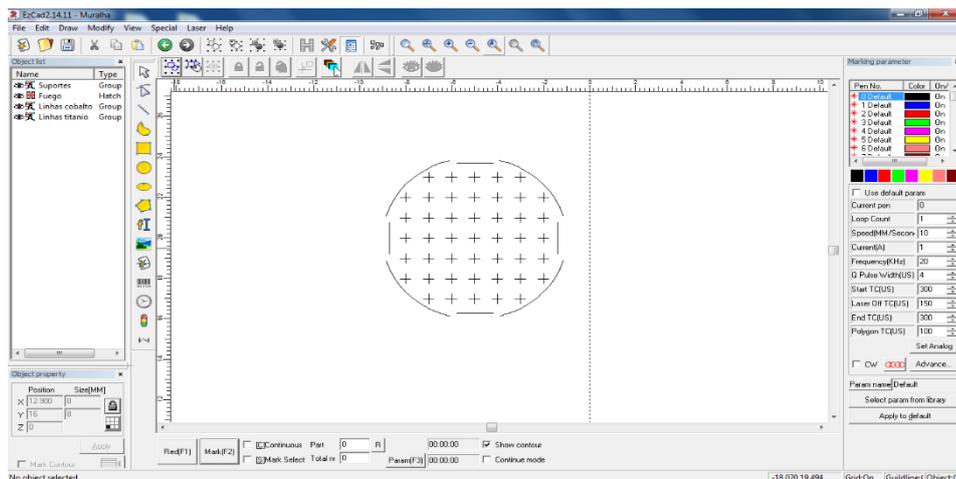


Figura 41 - Desenho responsável pela sinterização dos suportes nas amostras.

Esta estrutura de suporte está presente em todas as amostras produzidas e possui também várias funções e vantagens:

- ✓ PRODUÇÃO DE CAMADAS DE MATERIAL DE FORMA RÁPIDA
- ✓ FACILIDADE NA SEPARAÇÃO ENTRE BASE E AMOSTRA
- ✓ REDUÇÃO DO PÓ UTILIZADO EM CADA CAMADA PRODUZIDA
- ✓ MELHOR DISTRIBUIÇÃO E DISSIPAÇÃO DE ENERGIA NA AMOSTRA

Primeiramente, permite a produção de camadas de material de forma rápida, camadas estas que são cortadas e desperdiçadas para não danificar a base e a amostra durante o processo de separação.

Seguidamente, permite facilitar o processo de corte e separação da base, uma vez que a estrutura celular dos suportes torna estas camadas muito mais frágeis.

Simultaneamente, a existência de suportes permite também a poupança de recursos que seriam desperdiçados, uma vez que menos pó do material é utilizado para formar os suportes comparativamente a camadas totalmente densificadas.

Por fim, e não menos importante, os suportes permitem uma melhor distribuição e dissipação da energia na amostra, de forma semelhante ao emprego de alhetas. Esta vantagem pode contribuir para o término do fenómeno de separação entre camadas.

Desta forma, utilizando a trajetória projetada na Figura 41, procedeu-se ao teste do fabrico dos suportes com os parâmetros corrigidos da Tabela 10.

4.3.3.1. AJUSTE DOS PARÂMETROS DO LASER AOS SUPORTES

No primeiro teste de fabrico, o aspeto dos suportes revelou que estava a ser utilizada demasiada energia nesta produção, pelo que o tamanho da *melt pool* era bastante superior ao analisado anteriormente e o detalhe celular presente na Figura 41 se perdeu.

Desta forma, o valor de potência do laser foi reduzido consecutivamente até se atingir um valor visualmente adequado e com um tamanho de *melt pool* satisfatório. O valor de potência determinado para utilizar nos suportes corresponde então a um valor de 35W, mantendo-se o resto dos parâmetros iguais aos da Tabela 10.

Os parâmetros para utilizar no fabrico dos suportes encontram-se assim descritos na Tabela 11.

Tabela 11 - Parâmetros utilizados para a produção dos suportes.

Propriedades em Estudo	Valores
Potência (W)	35 W
Frequência (Hz)	35 HZ
Tamanho do feixe laser (mm)	0,2 mm
Velocidade (mm/s)	10 mm/s

Uma vez definidos os parâmetros laser otimizados para os suportes, procedeu-se ao seu teste e fabrico, pelo que a Figura 42 apresenta estes mesmos suportes já sinterizados.

De notar que o fabrico dos suportes ocorre para todas as amostras, e corresponde desta forma a um passo necessário para garantir as vantagens enumeradas neste subcapítulo.

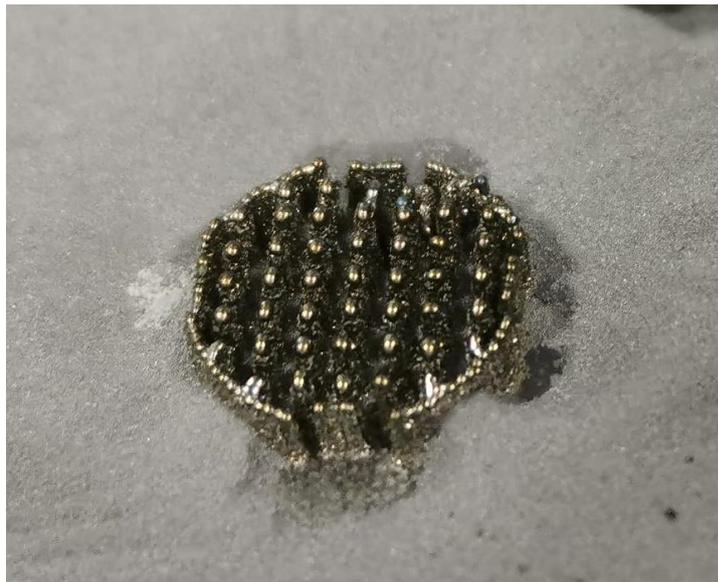


Figura 42 – Suportes que servem de base para a produção das amostras.

4.4. PROJETO E MANUFATURA MULTIMATERIAL

Dada a correta definição de todos os parâmetros e a criação de trajetórias de suporte, foram produzidas diferentes amostras com diferentes geometrias na zona de transição. Esta diversidade de transições tem como objetivo descobrir de que forma a resistência da interface varia, pelo que será posteriormente testada através de ensaios de corte.

Consequentemente, tentaram-se produzir 4 provetes de cada um dos 6 tipos de amostras:

- AMOSTRA DE CONTROLO DE CoCr
- AMOSTRA DE CONTROLO DE Ti6Al4V
- TRANSIÇÃO PLANA ENTRE CoCr E Ti6Al4V
- TRANSIÇÃO “MURALHA” 2D ENTRE CoCr E Ti6Al4V
- TRANSIÇÃO “XADREZ” 3D ENTRE CoCr E Ti6Al4V
- TRANSIÇÃO “PIRÂMIDE” 3D ENTRE CoCr E Ti6Al4V

Para cada um dos tipos de amostras foi necessário desenhar o trajeto equivalente no programa EzCad pelo que as figuras seguintes apresentam os trajetos para cada um destes grupos.

4.4.1. PROJETO DAS TRAJETÓRIAS LASER

Uma vez determinadas as amostras a produzir, procedeu-se desenvolvimento das suas trajetórias, começando pelas amostras de controlo CoCr e Ti6Al4V e posteriormente as amostras multimaterial.

Amostras de Controlo

As amostras de controlo em CoCr e Ti6Al4V recorrem à função Hatch que tem vindo a ser utilizada nos testes de otimização, estando esta representada na Figura 43 abaixo.

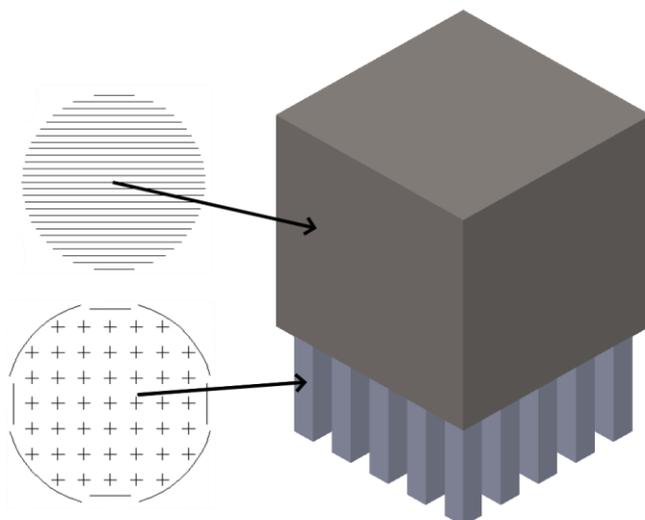


Figura 43 - Trajetória utilizada nas amostras de controlo em CoCr e Ti6Al4V.

Amostras com transição plana

Para as amostras de transição plana foi utilizada a mesma metodologia e trajetória que as amostras de controlo, alterando apenas o pó do material a sinterizar após 40 camadas produzidas. Consequentemente, a trajetória é a apresentada na Figura 44.

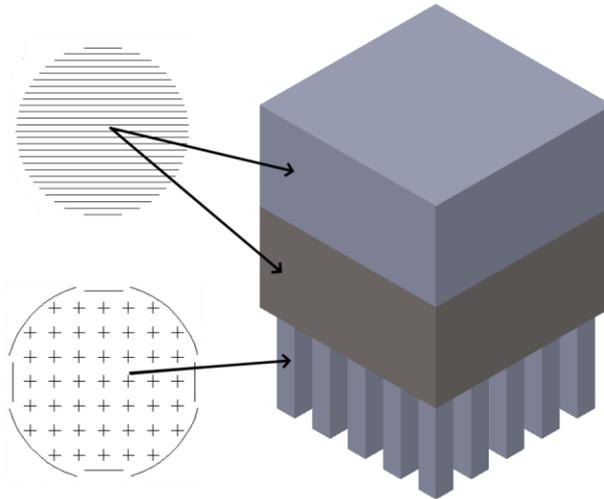


Figura 44 - Trajetória utilizada nas amostras de transição plana.

Amostras com transição Muralha

O caso de estudo que se seguiu corresponde à transição Muralha, sendo necessário o desenho de uma transição com esta geometria. Estas amostras são produzidas recorrendo a suportes, seguidos da função *Hatch* para o CoCr durante 40 camadas. Nesta altura é sinterizada a transição alternando entre ambos os pó durante 10 camadas, pelo que se termina o processo com 40 camadas de Ti6Al4V novamente com a função *Hatch*. Estes desenhos encontram-se apresentados na Figura 45.

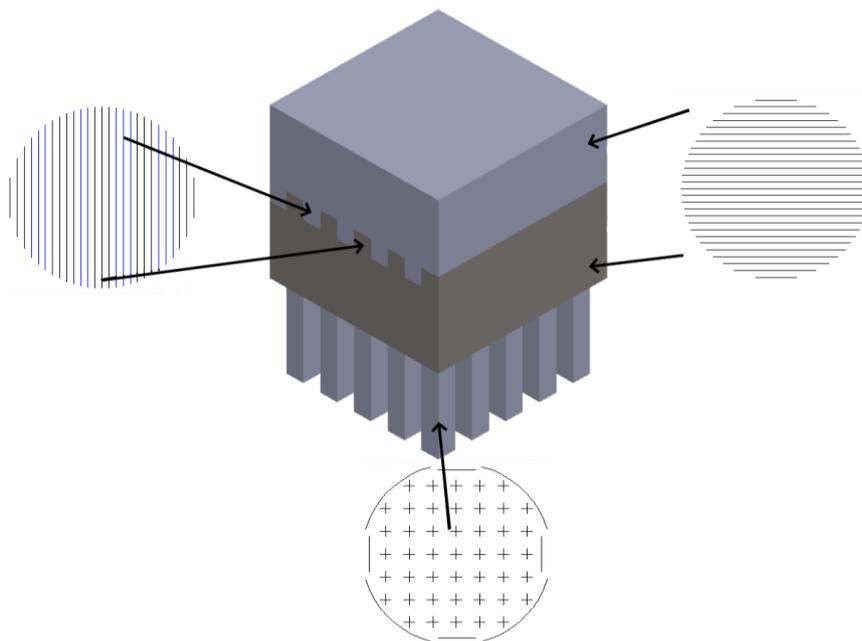


Figura 45 – Trajetória utilizada nas amostras com transição Muralha.

Amostras Xadrez

A amostra que se seguiu na produção corresponde à amostra com transição Xadrez. Tal como para a primeira transição, esta amostra recorreu a suportes e a 40 camadas do primeiro material através da função *Hatch*. De igual forma, procedeu-se à sinterização da transição através dos materiais CoCr e Ti6Al4V, terminando o processo com 40 camadas deste último material. Esta representação está presente na Figura 46.

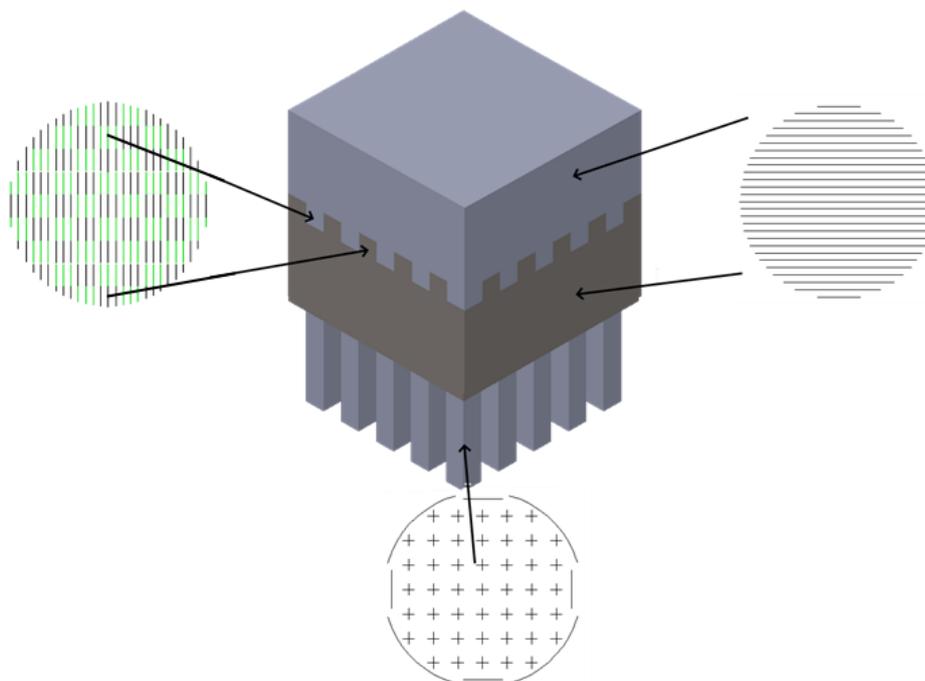


Figura 46 - Trajetória utilizada nas amostras com transição Xadrez.

Amostras Pirâmide

As últimas amostras produzidas correspondem às amostras Pirâmide. Estas amostras assemelham-se às amostras Muralha e Xadrez, tendo no entanto variação da secção ao longo da altura da transição. Consequentemente, esta amostra começa com os suportes, seguidos de 40 camadas de CoCr.

Uma vez que a secção da transição varia com a altura, o seu fabrico torna-se mais complexo, pelo que foi produzida através de 5 desenhos apenas para este passo, alterando o desenho a cada 2 camadas de ambos os materiais.

Tal como para as outras amostras, após o fabrico da transição foram sinterizadas 40 camadas de Ti6Al4V, dando assim por terminado o processo.

Os desenhos utilizados no fabrico desta amostra bem como todos os detalhes sobre a transição encontram-se ilustrados na Figura 47.

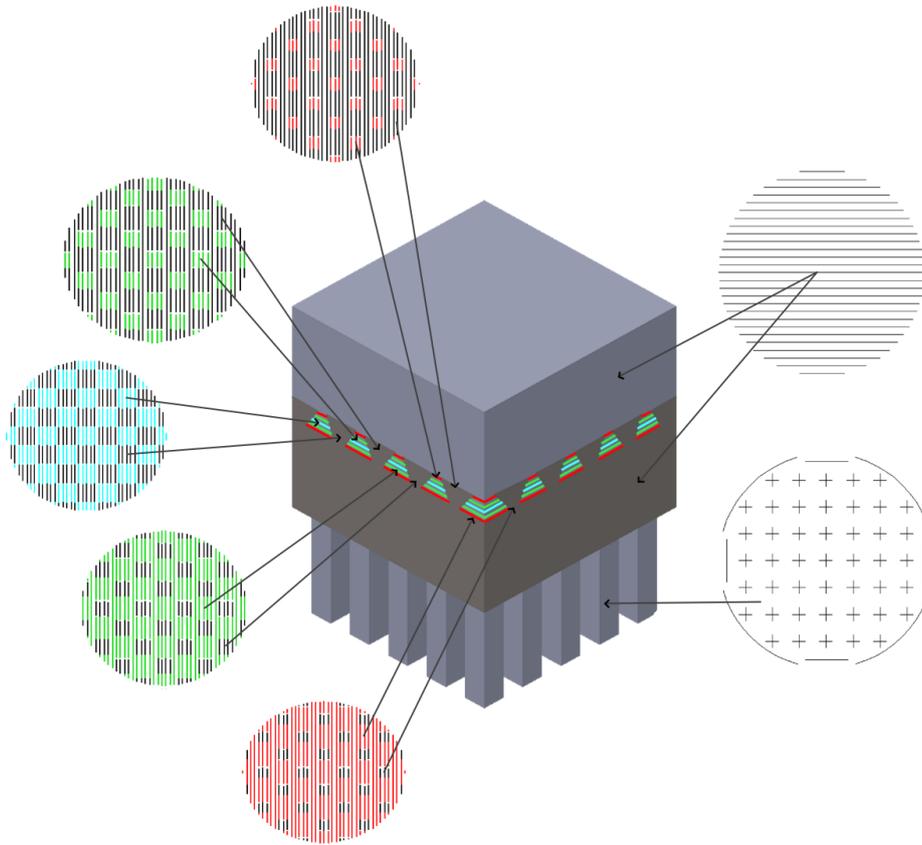


Figura 47 - Trajetória utilizada nas amostras com transição Pirâmide.

4.4.2. AMOSTRAS MONOMATERIAL

Terminada a preparação das trajetórias de cada um dos grupos, foi realizada a produção das respectivas amostras. As amostras de controlo foram produzidas sem problemas, pelo que a Figura 48 que se segue apresenta as amostras produzidas para cada um dos casos. Os parâmetros utilizados correspondem, aos da Tabela 11 para os suportes e aos da Tabela 10 para o resto da amostra.

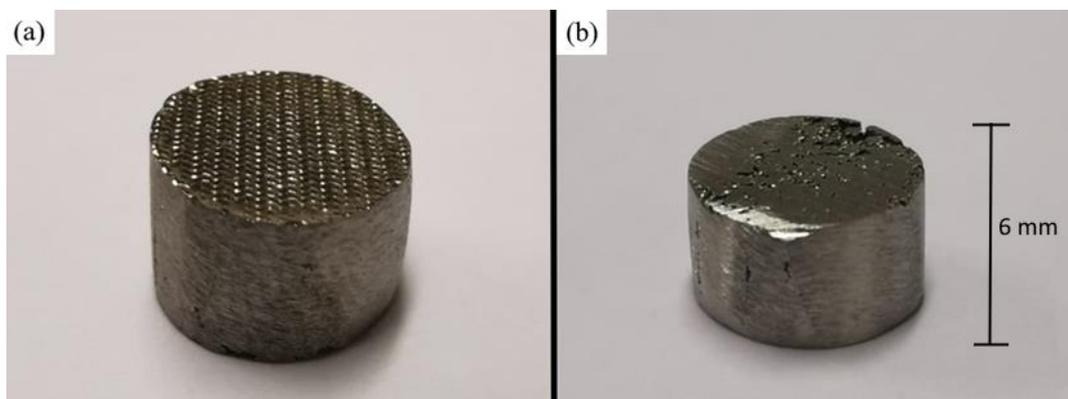


Figura 48 - Amostras de controlo produzidas: (a) - Amostra de Ti6Al4V; (b) - Amostra de CoCr.

4.4.3. AMOSTRAS MULTIMATERIAL

Apesar da produção bem sucedida para os provetes de controlo, o processo de transição entre o CoCr e o Ti6Al4V revelou-se complicado, sendo que o problema da delaminação, que antes se apresentava para apenas um material, voltou a surgir na interface dos dois materiais.

Para as amostras monomaterial foi possível contornar o problema da delaminação através das soluções anteriores: a alteração da trajetória, modificação das propriedades do laser ou melhoria da atmosfera inerte de argon. Desta forma, procedeu-se ao emprego destas estratégias e soluções para corrigir a delaminação que surgiu nas amostras multimaterial.

4.4.3.1. AMOSTRA COM TRANSIÇÃO PLANA

No caso da amostra multimaterial com transição plana, estas respostas não se revelaram suficientes, pelo que todas as tentativas conduziram à falha, deformação e delaminação na zona da interface da amostra. Um exemplo destas falhas pode ser visto na Figura 49.



Figura 49 - Amostras com interface plana e visível delaminação e separação.

Uma análise mais detalhada desta falha e das suas possíveis causas será feita na discussão dos resultados, pelo que não foi possível obter nenhuma amostra que unisse os dois materiais através de uma interface plana.

4.4.3.2. AMOSTRA COM TRANSIÇÃO MURALHA

Ao contrário do sucedido com as amostras de transição plana, as amostras Muralha apresentaram sucesso na sua produção, pelo que apesar de possuírem pequenas rachaduras na zona da interface conseguiram manter integridade estrutural.

Pode-se ver um exemplo desta amostra na Figura 50 abaixo.

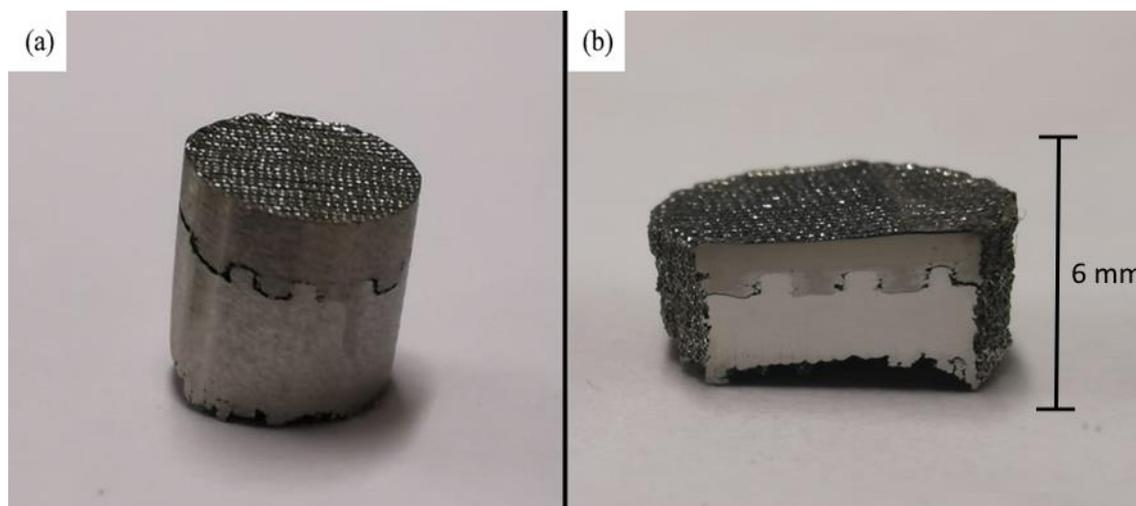


Figura 50 - Amostras Muralha produzidas: (a) - Vista lateral da amostra; (b) - Vista de corte da amostra.

Este sucesso pode dever-se ao facto da transição entre ambos os materiais ser mais suave e gradual e se tornar mais difícil o acúmulo de tensões residuais, sendo este sucesso discutido detalhadamente na discussão de resultados. De notar que a interface entre os materiais, visível na Figura 50-B, revela um artefacto nesta zona que pode estar relacionado com a difusão, sendo esta informação utilizada na produção das amostras seguintes.

4.4.3.3. AMOSTRAS COM TRANSIÇÃO XADREZ

As amostras Xadrez, tal como as amostras Muralha, foram produzidas sem contratempos. O fenómeno de difusão e distorção presente na interface das amostras Muralha levou a uma otimização do parâmetro de potência utilizado, sendo este valor reduzido apenas na produção da zona da interface em 5W, de 55W para 50W.

A Figura 51 apresenta uma comparação entre as amostras Xadrez para os diferentes valores de potência referidos, havendo visível melhoria no que toca à difusão dos materiais e à definição geométrica dos pilares.

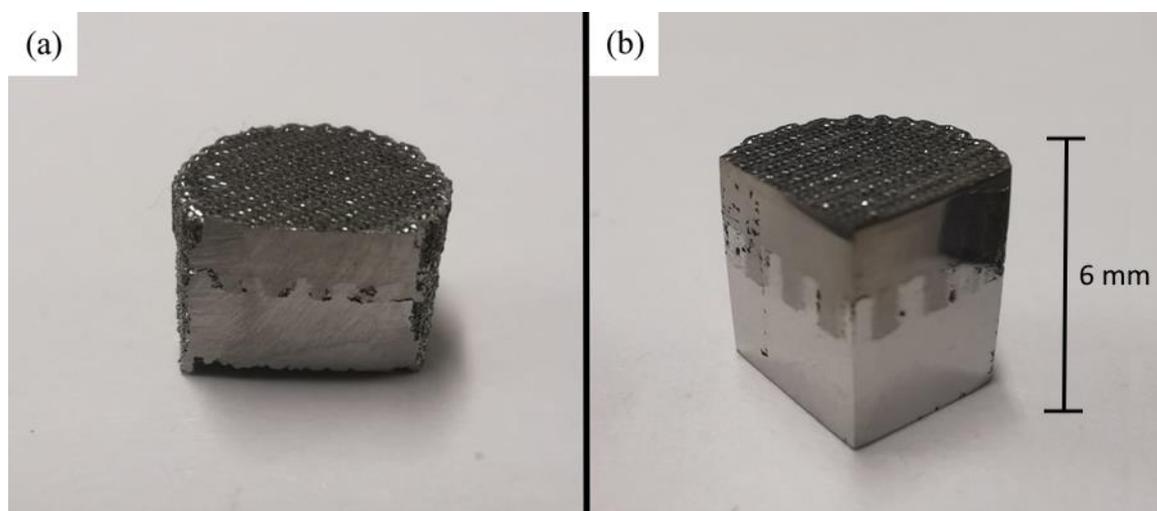


Figura 51 - Amostras Xadrez produzidas: (a) – Amostra Xadrez produzida com 55 W; (b) – Amostra Xadrez produzida com 50 W

A transição Xadrez apresentou melhor aspeto visual comparativamente às amostras Muralha, pelo que será necessário verificar se os resultados dos testes de corte comprovam a superioridade desta transição.

4.4.3.4. AMOSTRAS COM TRANSIÇÃO PIRÂMIDE

O último modelo de amostra a ser produzido correspondeu às amostras com transição Pirâmide, pelo que se tratou da tentativa mais complexa realizada. Neste caso específico realizaram-se diversas tentativas alterando as trajetórias e os desenhos entre cada uma delas.

Estas amostras apresentaram diversos problemas no seu fabrico, tais como rachaduras em toda a interface, pelo que o detalhe geométrico que se pretendia obter não era visível, assemelhando-se às amostras Xadrez com muitos mais defeitos.

Dado que a granulometria do pó difere bastante entre ambas as ligas, e tendo em conta que a secção a sinterizar muda de camada a camada, a diferente altura de camadas dos dois materiais origina fendas e vazios no interior da amostra, derivados do desalinhamento entre as transições de cada material.

Desta forma, após várias tentativas com diferentes tamanhos de pilares, e após o término do pó de Ti6Al4V disponível no laboratório, apenas se conseguiram produzir amostras com fendas na interface para esta transição.

As amostras produzidas encontram-se apresentadas na Figura 52, tendo diferentes tamanhos de pilares e estratégias de transição entre elas.

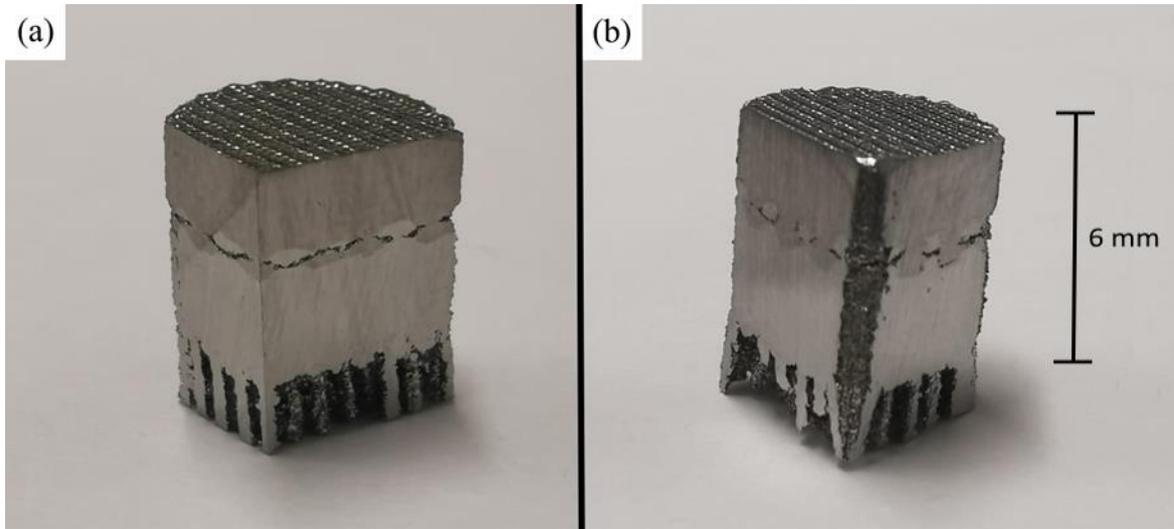


Figura 52 - Amostras Pirâmide produzidas: : (a) – Amostra pirâmide com pilares mais largos;
(b) – Amostra pirâmide com pilares mais finos.

Uma vez terminada a produção das diversas amostras, tornou-se necessário proceder para a sua avaliação e testagem. A averiguação da qualidade das amostras produzidas e da solução alcançada é um passo extremamente importante, sendo através de testes e análises que se torna possível afirmar se a solução é válida ou inválida.

Os métodos de testagem utilizados correspondem aos expostos no capítulo 3 desta dissertação, nomeadamente a análise visual e qualitativa, através de Microscopia Eletrônica de Varrimento (MEV), e aos testes de corte das amostras produzidas.

4.5. ANÁLISE MORFOLÓGICA

Tal como referido, o processo de análise qualitativa recorreu à Microscopia Eletrónica de Varrimento (MEV), tendo sido analisada uma amostra por grupo de produção.

A Figura 53 apresenta um antes e um depois do processo de polimento e preparação de todas as amostras.

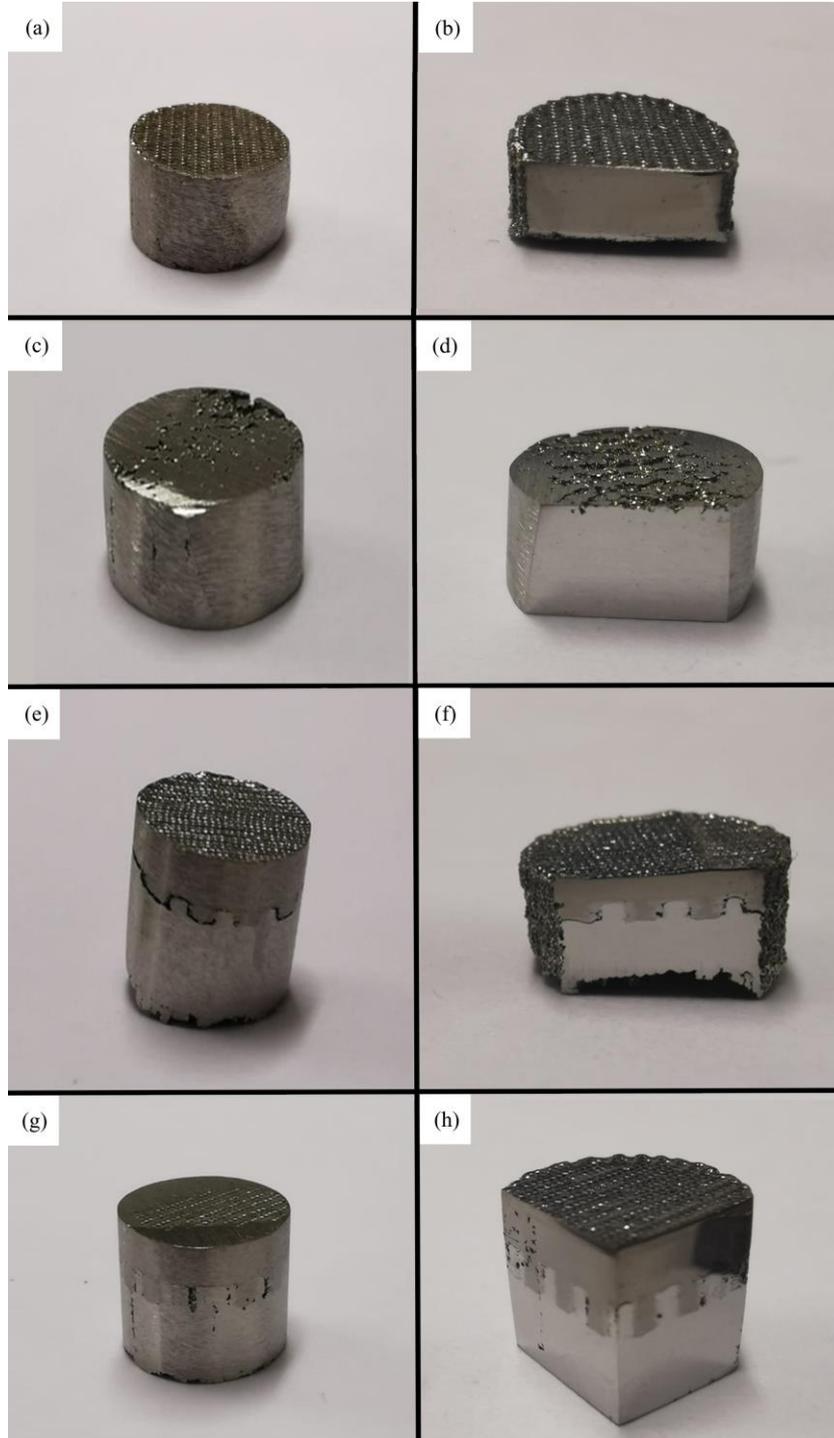


Figura 53 - Amostras produzidas antes e pós polimento: (a) e (b) – amostra Ti6Al4V antes e após polimento; (c) e (d) – amostra CoCr antes e após polimento; (e) e (f) - amostra Muralha antes e após polimento; (g) e (h) – amostra Xadrez antes e após polimento.

Dado por terminado o processo de polimento, procedeu-se à análise por Microscopia Eletrónica de Varrimento. Tal como referido, foram analisados os 4 grupos de amostras produzidos: os controlos Ti6Al4V e CoCr, bem como as Amostras Multimaterial Muralha e Xadrez.

Relativamente aos controlos, tanto a amostra de Ti6Al4V como a de CoCr apresentaram uma excelente densificação e defeitos mínimos: prática inexistência de fendas, rachaduras ou pó não sinterizado.

Esta análise visual das amostras de controlo permite, conseqüentemente, retirar algumas conclusões iniciais quanto ao sucesso do estudo de otimização dos parâmetros presentes na Tabela 10, pelo que se trata de um bom indicador das propriedades mecânicas ainda por medir através dos testes de corte.

A análise microscópica destas amostras pode ser vista em detalhe na Figura 54.

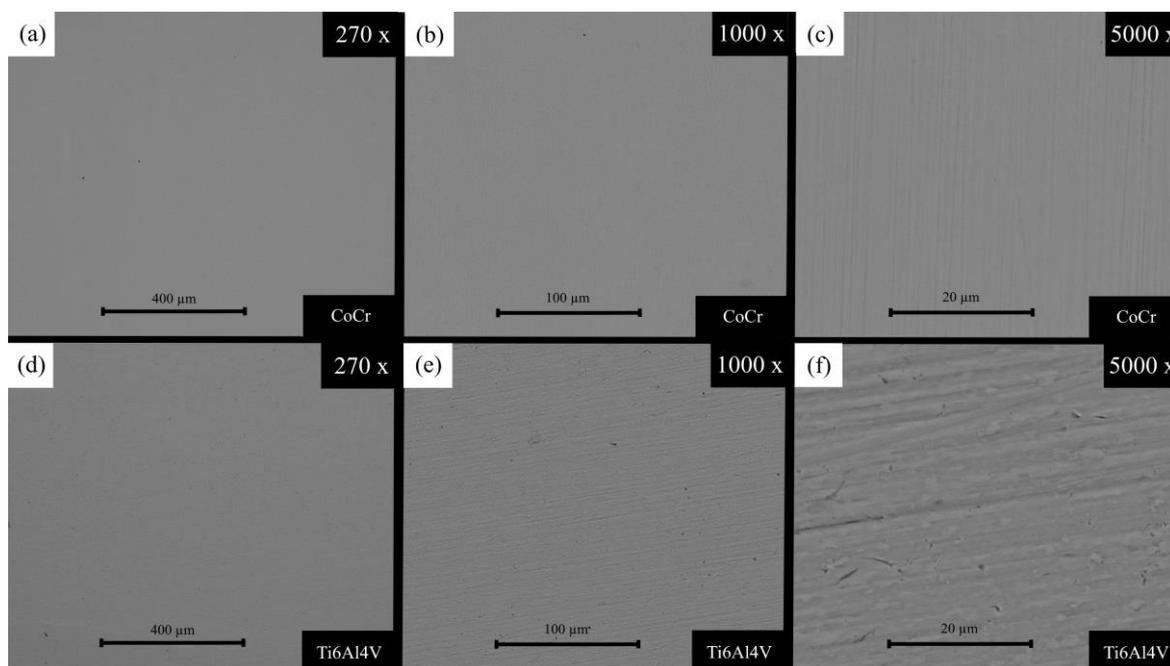


Figura 54 - Análise MEV das amostras de controlo: (a), (b) e (c) - Amostras CoCr; (d), (e) e (f) - Amostras Ti6Al4V.

Relativamente às amostras multimaterial Muralha e Xadrez, o seu aspeto visual permanece satisfatório nas zonas fora da transição, aparecendo agora algumas fendas, rachaduras e pó não sinterizado na transição entre os dois materiais.

Na amostra Muralha encontram-se bastante visíveis todos estes fenómenos depreciativos, pelo que é possível ver também a difusão entre os dois materiais em mais detalhe na Figura 55.

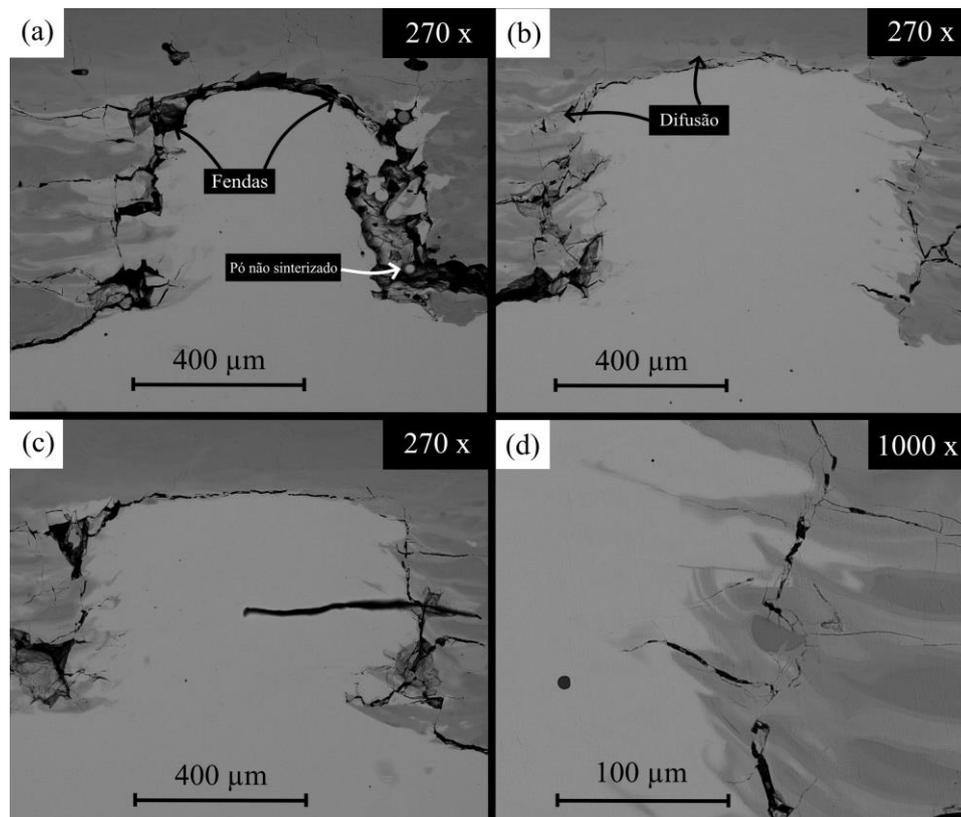


Figura 55 – Análise MEV da amostra Muralha: (a), (b) e (c) – Defeitos presentes na amostra a 270 x de ampliação; (d) – Detalhe da difusão na amostra a 1000 x de ampliação.

A amostra Xadrez apresenta uma melhoria comparativamente à amostra Muralha, pelo que apesar de existirem ainda fendas e difusão na interface, tal como visível na Figura 56, estes fenómenos encontram-se reduzidos.

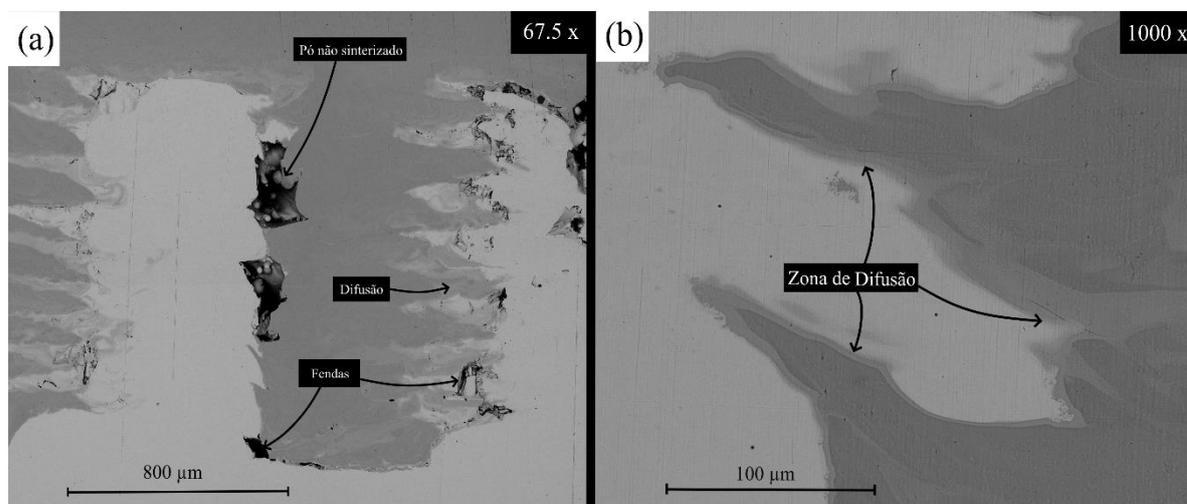


Figura 56 – Análise MEV da amostra Xadrez (a) – defeitos presentes na amostra; (b) - Zona de difusão em maior detalhe.

A análise MEV da amostra Xadrez, indica também uma possibilidade de maiores propriedades mecânicas comparativamente à amostra Muralha, sendo que, não só apresenta menores defeitos ao longo de toda a sua extensão, como também uma maior isotropia derivada da geometria da interface ser igual nas duas direções, fenômeno que pode ser visto em detalhe na análise MEV da Figura 57.

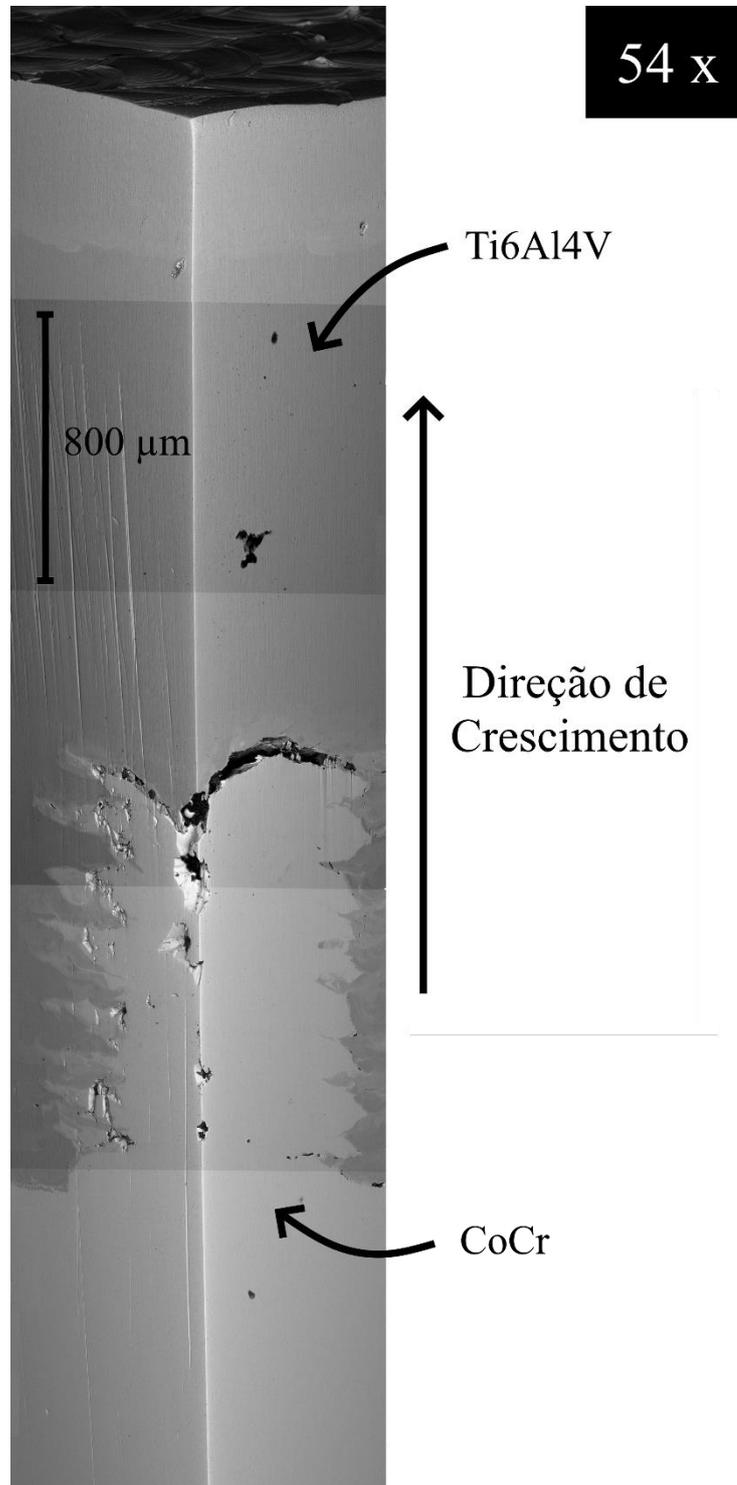


Figura 57 - Análise MEV da amostra Xadrez ao longo de toda a sua altura.

4.6. PROPRIEDADES MECÂNICAS

Uma vez realizada a análise qualitativa das amostras tornou-se necessária a quantificação dos resultados e do sucesso obtido nesta dissertação. As curvas Carga-extensão associadas a estes testes encontram-se na visíveis na Figura 58.

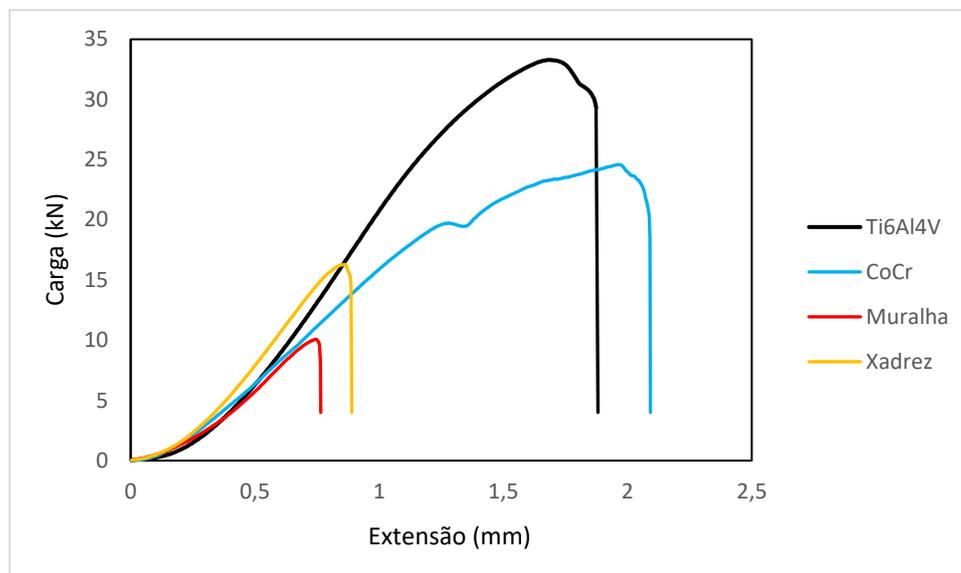


Figura 58 - Curvas Carga-Extensão das amostras testadas.

Através da análise do comportamento das amostras ao longo do ensaio é possível ver que estas possuem declives semelhantes e conseqüentemente módulos de Young próximos.

Para as amostras de Ti6Al4V, o seu comportamento permanece constante ao longo de toda a extensão do ensaio, não estando aparente o momento em que estas ultrapassam o limite de cedência. Encontra-se também perceptível um comportamento semelhante ao *necking*, após ser atingida a carga máxima no material, surgindo a falha completa pouco depois.

Para as amostras de CoCr o comportamento mantém-se semelhante apresentando ao contrário do esperado um módulo de Young inferior ao do Ti6Al4V. Nestas amostras é visível a zona de cedência do material, perto dos 1,25 mm de extensão, continuando agora na plasticidade até à falha do material.

As amostras Muralha apresentam um comportamento muito menos dúctil comparativamente aos controlos, pelo que se assemelham muito mais a materiais cerâmicos. Nestas amostras não é perceptível a zona de cedência do material, pelo que apresentam falha completa após uma extensão de apenas 0,75 mm. Este valor reduzido é justificado pela existência da transição entre os materiais, pelo que mesmo valores baixos de deformação propagam rapidamente as fendas já existentes e conduzem à falha do provete.

As amostras Xadrez representam melhorias comparativamente às amostras Muralha, apresentando um declive e módulo de elasticidade superiores. Estas amostras apresentam uma extensão superior às anteriores em 15%, atingindo um valor de extensão de 0,89 mm, pelo que este acréscimo se traduz num aumento da carga máxima. De notar que este aumento de extensão se deve, pelo menos em parte, à reduzida quantidade de defeitos presentes na zona de interface entre os materiais, visível na Figura 55 e Figura 56.

Por fim, encontram-se de forma sistematizada as propriedades dos diferentes grupos de amostras na Tabela 12.

Tabela 12 - Sistematização dos resultados dos testes de corte.

Propriedades Mecânicas	Grupo de amostras			
	Ti6Al4V	CoCr	Muralha	Xadrez
Tensão Corte Máxima (MPa)	689,46	556,16	208,63	337,27
Extensão máxima (mm)	1,88	2,09	0,76	0,89

As amostras de CoCr apresentaram uma boa resistência ao corte, com valores de tensão de corte máxima entre os 424,80 MPa e os 556,16 MPa.

As amostras de Ti6Al4V continuaram esta tendência, apresentando valores de tensão de corte máxima entre 445,50 MPa e os 689,46 MPa.

As amostras Muralha representam as primeiras amostras multimaterial testadas, pelo que os seus valores se encontram bastante reduzidos. Estas amostras apresentaram resultados bastante inferiores ao controlo, com valores entre os 187,74 MPa e os 208,63 MPa. De notar que esta redução da resistência era esperada, bem como inevitável, tendo em conta todos os defeitos presentes na zona da interface das amostras, a zona crítica deste teste de corte.

As amostras Xadrez correspondem ao último grupo de amostras testado sendo também o mais promissor. Este grupo multimaterial revelou valores de tensão de corte máxima entre os 236,32 MPa e os 337,26 MPa, sendo este último um resultado excelente.

Os valores de resistência ao corte revelaram-se de uma forma geral satisfatórios, pelo que se estima que os valores mais baixos de resistência das amostras multimaterial se devam ao desalinhamento do esforço com a direção dos pilares. Tendo em conta o setup do teste de corte, e considerando a dificuldade de garantir o alinhamento e posicionamento da amostra, torna-se muito provável que o esforço exercido pela prensa hidráulico não seja paralelo aos detalhes da transição Muralha e Xadrez, reduzindo conseqüentemente a sua resistência.

Estima-se desta forma que a resistência das amostras dentro dos vários grupos tenda para os valores superiores obtidos, pelo que os inferiores se devam então devido a desalinhamentos e maior incidência de efeitos.

5. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

5.1. CONCLUSÕES GERAIS

Ao longo desta dissertação foram sendo retiradas conclusões e resultados que procuram responder ao propósito deste projeto: se a tecnologia Multimaterial *Laser Powder Bed Fusion* permite gerar soluções válidas de engenharia baseadas num conceito multimaterial.

A primeira análise realizada através da simulação, permitiu delinear que as amostras possuem em geral um comportamento semelhante independentemente da transição geométrica entre os materiais, sendo que este argumento se aplica apenas em condições de contacto e de densificação perfeitas para os vários materiais, fenómeno que não se verifica aquando de estudos experimentais.

Consequentemente, esta análise permitiu concluir que as geometrias da interface teriam um papel importante, no sentido de maximizar a ligação entre a liga de Ti6Al4V e a liga de CoCr e minimizar a incidência de defeitos nos componentes produzidos.

Durante a produção das amostras verificou-se esta teoria, pelo que o emprego de transições geométricas entre os materiais garantiu a possibilidade de fabricar amostras com resistência mecânica adequada. Entre as várias geometrias testadas, a otimização destes fatores permitiu a produção de amostras Muralha e Xadrez, pelo que a produção de amostras com transição plana se revelou impossível para as condições presentes. Estas geometrias foram então responsáveis pela redução de defeitos e fenómenos como a contração térmica das camadas, sendo possíveis de produzir apenas com a tecnologia utilizada, *Laser Powder Bed Fusion*.

A análise das amostras produzidas através da Microscopia Eletrónica de Varrimento, permitiu comprovar o estudo de otimização dos parâmetros laser, bem como a verificação da quantidade de defeitos presentes nas amostras. Desta forma, a quantidade de defeitos presentes na amostra correlaciona-se diretamente com a sua resistência mecânica, posteriormente comprovado através dos ensaios de corte.

Os ensaios experimentais realizados revelaram ótimos valores de resistência para as amostras de controlo bem como as amostras Muralha e Xadrez produzidas. A correlação entre a presença de defeitos e o aumento da resistência foi comprovada através destes ensaios, pelo que a amostra Muralha apresentou valores de resistência ao corte entre os 180 e os 210 MPa, correspondentes a aproximadamente 38 % do valor de resistência ao corte do CoCr, o material menos resistente. As

amostras Xadrez revelaram-se um sucesso, sendo obtidos valores de resistência ao corte entre os 236 e os 337 MPa, sendo este último correspondente a 61 % do valor da resistência ao corte do CoCr.

Os resultados obtidos acabaram por ser dominados pela incidência dos defeitos nas amostras, pelo que a produção e melhoria dos resultados obtidos passa pela minimização destes defeitos, seja através de uma maior otimização dos parâmetros laser do estudo ou da otimização das geometrias da interface.

Desta forma, tendo em conta a manufatura e as propriedades mecânicas obtidas para as amostras testadas, torna-se possível concluir que a tecnologia MultiMaterial *Laser Powder Bed Fusion* possui potencial para gerar soluções de engenharia adequadas.

5.2. SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

Conforme mencionado ao longo das conclusões retiradas deste estudo, a dupla de ligas Ti6Al4V e CoCr possui potencial para as aplicações biomédicas. De forma a efetivar este estudo e a comprovar a solução atingida, existem pesquisas complementares e mais aprofundadas que devem ser realizadas, devendo incidir essencialmente sobre:

- MINIMIZAÇÃO DOS DEFEITOS PRESENTES NA INTERFACE DAS AMOSTRAS ATRAVÉS MELHORIA DAS CONDIÇÕES DE PRODUÇÃO DAS MESMAS: GARANTIR ATMOSFERA INERTE, OTIMIZAÇÃO MAIS REFINADA DOS PARÂMETROS LASER NA ZONA DA INTERFACE, ETC.
- PRODUÇÃO E VALIDAÇÃO MECÂNICA DE UM COMPONENTE ACETABULAR MULTIMATERIAL EM ESCALA REDUZIDA;
- PRODUÇÃO DE UM PROTÓTIPO ACETABULAR EM ESCALA REAL, VALIDADO COM UM MODELO DE CADÁVER HUMANO.

REFERÊNCIAS

- [1] SLM Solutions, «CoCr28Mo6 Material Data Sheet», 2023.
- [2] T. Odaira *et al.*, «Flexible and Tough Superelastic Co–Cr Alloys for Biomedical Applications», *Advanced Materials*, vol. 34, n. 27, Jul. 2022, doi: 10.1002/adma.202202305.
- [3] SLM Solutions, «Ti-Alloy Ti6Al4V Material Data Sheet», 2023.
- [4] K. Watanabe *et al.*, «Cobalt-Chromium Alloy Has Superior Antibacterial Effect Than Titanium Alloy: In Vitro and In Vivo Studies», *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 46, n. 17, pp. E911–E915, Set. 2021, doi: 10.1097/BRS.0000000000003970.
- [5] M. Roser, E. Ortiz-Ospina, e H. Ritchie, «Life Expectancy», *Our World in Data*, 2013, Acedido: 15 de Setembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://ourworldindata.org/life-expectancy>
- [6] American Joint Replacement Registry, «The Eighth Annual Report of the AJRR on Hip and Knee Arthroplasty», 2021.
- [7] I. Wiklund e B. Romanus, «A comparison of quality of life before and after arthroplasty in patients who had arthrosis of the hip joint.», *J Bone Joint Surg Am*, vol. 73, n. 5, pp. 765–9, Jun. 1991.
- [8] J. A. Singh, S. Yu, L. Chen, e J. D. Cleveland, «Rates of total joint replacement in the United States: Future projections to 2020-2040 using the national inpatient sample», *Journal of Rheumatology*, vol. 46, n. 9, pp. 1134–1140, Set. 2019, doi: 10.3899/jrheum.170990.
- [9] J. C. Thompson, F. H. (Frank H. Netter, e F. H. (Frank H. Netter, *Netter's concise atlas of orthopaedic anatomy*. Icon Learning Systems, 2002.
- [10] A. Register, B. Espehaug, S. A. Lie, R. Fellow, e S. E. Vollset, «Hip disease and the prognosis of total hip replacements A REVIEW OF 53 698 PRIMARY TOTAL HIP REPLACEMENTS REPORTED TO THE NORWEGIAN ARTHROPLASTY REGISTER», 2001.
- [11] T. Miyagawa, K. Matsumoto, S. Komura, e H. Akiyama, «Total hip arthroplasty using a three-dimensional porous titanium acetabular cup: an examination of micromotion using subject-specific finite element analysis», *BMC Musculoskelet Disord*, vol. 22, n. 1, Dez. 2021, doi: 10.1186/s12891-021-04174-z.
- [12] K. N. Chethan, N. Shyamasunder Bhat, M. Zuber, e B. Satish Shenoy, «Finite element analysis of hip implant with varying in taper neck lengths under static loading conditions», *Comput Methods Programs Biomed*, vol. 208, Set. 2021, doi: 10.1016/j.cmpb.2021.106273.

- [13] B. J. Ross *et al.*, «Femur Strength is Similar Before and After Iatrogenic Fracture During Total Hip Arthroplasty: A Biomechanical Analysis», *Arthroplast Today*, vol. 15, pp. 47–54, Jun. 2022, doi: 10.1016/j.artd.2022.02.007.
- [14] M. Merola e S. Affatato, «Materials for hip prostheses: A review of wear and loading considerations», *Materials*, vol. 12, n. 3. MDPI AG, 5 de Fevereiro de 2019. doi: 10.3390/ma12030495.
- [15] Pablo F. Gomez e Jose A. Morcuende, «Early attempts at hip arthroplasty-1700s to 1950s», *Iowa Orthop J.*
- [16] I. DePuy Orthopaedics, «PINNACLE® Hip Solutions», 2008.
- [17] R. Pivec, A. J. Johnson, S. C. Mears, e M. A. Mont, «Hip arthroplasty», em *The Lancet*, Elsevier B.V., 2012, pp. 1768–1777. doi: 10.1016/S0140-6736(12)60607-2.
- [18] A. S. M. Croitoru, B. A. Pacioga, e C. S. Comsa, «Personalized hip implants manufacturing and testing», *Appl Surf Sci*, vol. 417, pp. 256–261, Set. 2017, doi: 10.1016/j.apsusc.2017.02.185.
- [19] E. F. Morgan, G. U. Unnikrisnan, e A. I. Hussein, «Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States», *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 20. Annual Reviews Inc., pp. 119–143, 4 de Junho de 2018. doi: 10.1146/annurev-bioeng-062117-121139.
- [20] M. A. Obeidi *et al.*, «Effects of powder compression and laser re-melting on the microstructure and mechanical properties of additively manufactured parts in laser-powder bed fusion», *Results in Materials*, vol. 13, Mar. 2022, doi: 10.1016/j.rinma.2022.100264.
- [21] F. N. Depboylu, E. Yasa, Ö. Poyraz, J. Minguella-Canela, F. Korkusuz, e M. A. De los Santos López, «Titanium based bone implants production using laser powder bed fusion technology», *Journal of Materials Research and Technology*, vol. 17. Elsevier Editora Ltda, pp. 1408–1426, 1 de Março de 2022. doi: 10.1016/j.jmrt.2022.01.087.
- [22] W. J. Sames, F. A. List, S. Pannala, R. R. Dehoff, e S. S. Babu, «The Metallurgy and Processing Science of Metal Additive Manufacturing».
- [23] M. E. Shehata, K. B. Mustapha, e E. M. Shehata, «Finite element and multivariate random forests modelling for stress shield attenuation in customized hip implants», *Forces in Mechanics*, vol. 10, Fev. 2023, doi: 10.1016/j.finmec.2022.100151.
- [24] S. Vock, B. Klöden, A. Kirchner, T. Weißgärber, e B. Kieback, «Powders for powder bed fusion: a review», *Progress in Additive Manufacturing*, vol. 4, n. 4. Springer, pp. 383–397, 1 de Dezembro de 2019. doi: 10.1007/s40964-019-00078-6.

- [25] Y. C. Guan, W. Zhou, Z. L. Li, e H. Y. Zheng, «Influence of overlapping tracks on microstructure evolution and corrosion behavior in laser-melt magnesium alloy», *Mater Des*, vol. 52, pp. 452–458, 2013, doi: 10.1016/j.matdes.2013.05.075.
- [26] Y. M. Kwon, T. K. Fehring, A. V. Lombardi, C. L. Barnes, M. E. Cabanela, e J. J. Jacobs, «Risk stratification algorithm for management of patients with dual modular taper total hip arthroplasty: Consensus statement of the american association of hip and knee surgeons, the american academy of orthopaedic surgeons and the hip society», *Journal of Arthroplasty*, vol. 29, n. 11, pp. 2060–2064, Nov. 2014, doi: 10.1016/j.arth.2014.07.029.
- [27] I. De Martino, G. K. Triantafyllopoulos, P. K. Sculco, e T. P. Sculco, «Dual mobility cups in total hip arthroplasty», *World J Orthop*, vol. 5, n. 3, pp. 180–187, 2014, doi: 10.5312/wjo.v5.i3.180.
- [28] M. De, A. Moura, A. Paula De Souza, e T. Custódio, «ASSISTÊNCIA DE ENFERMAGEM AO PACIENTE SUBMETIDO Á ARTROPLASTIA TOTAL DO QUADRIL NURSING ASSISTANCE TO PATIENTS SUBMITTED TO TOTAL HIP ARTHROPLASTY», *Revista JRG de Estudos Acadêmicos-Ano III*, vol. III, n. 7, 2020, doi: 10.5281/zenodo.4281529.
- [29] I. Noll, T. Bartel, e A. Menzel, «A computational phase transformation model for selective laser melting processes», *Comput Mech*, vol. 66, n. 6, pp. 1321–1342, Dez. 2020, doi: 10.1007/s00466-020-01903-4.
- [30] K. Chua, I. Khan, R. Malhotra, e D. Zhu, «Additive manufacturing and 3D printing of metallic biomaterials», *Engineered Regeneration*, vol. 2. KeAi Communications Co., pp. 288–299, 1 de Janeiro de 2021. doi: 10.1016/j.engreg.2021.11.002.