

**3º CICLO DE ESTUDOS
MEDICINA DENTÁRIA**

Monitorização do bruxismo através de goteira oclusal - estudo *in vitro*

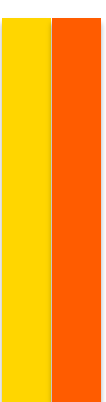
Tânia Alexandra Maia Soares

D

2023



FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA



Monitorização do bruxismo através de
goteira oclusal - estudo *in vitro*

Monitorização do bruxismo através de goteira oclusal - estudo *in vitro*

Tese apresentada na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto para
obtenção do grau de Doutor em Medicina Dentária

ORIENTADORA

Nome Completo: Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva

Título profissional: Professora Catedrática da FMDUP

COORIENTADORA

Nome Completo: Cláudia Maria Rebelo Barbosa

Título profissional: Professora Associada da FCS da UFP

COORIENTADOR

Nome Completo: Mário Augusto Pires Vaz

Título profissional: Professor Associado da FEUP

Resumo

Introdução: Atualmente, o bruxismo é considerado um comportamento motor não patológico, muitas vezes com propriedades protetoras, que pode ocorrer durante o sono (bruxismo do sono) ou durante o dia (bruxismo de vigília). A polissonografia é considerada o *gold standard* para o diagnóstico do bruxismo. Contudo, estão descritos na literatura diversos dispositivos que têm como objetivo auxiliar no diagnóstico e tratamento desta condição, nomeadamente goteiras com inclusão de sensores de pressão, tradicionalmente confeccionadas em polimetilmetacrilado (PMMA). O desenvolvimento tecnológico, em particular a utilização de tecnologia Computer-aided design/ computer-aided manufacturing (CAD-CAM) que permite a produção por fresagem e por impressão tridimensional (3D), têm vindo a ganhar importância na medicina dentária. O mesmo se verifica relativamente ao surgimento de materiais alternativos, como é o caso do poli(éter-éter-cetona) (PEEK). Assim, este trabalho teve como principais objetivos estudar o comportamento do PEEK, impresso por impressão 3D pela técnica de fabrico por filamentos fundido (FFF), quanto à rugosidade e dureza da superfície, bem como a criação de um protótipo de goteira oclusal nesse material com inclusão de sensores de pressão para monitorização do bruxismo.

Material e Métodos: Foram impressos por FFF (AON-M2, AON3D, Canadá) oito provetes (10mm x 10mm x 1,5mm) em PEEK (PEEK KETASPIRE KT-820 NT Filament, Medphen, Madrid, Espanha). Na avaliação da rugosidade foram utilizados 4 provetes com diferentes espessuras de camada de impressão [Grupo A (n=2): 0,1mm e Grupo B (n=2): 0,3mm], para verificar se este parâmetro influencia a rugosidade do material. O polimento dos provetes foi realizado com lixas de Carboneto de Silício (SiC) (P80, P180, P320, P800, P1200 e P4000, Struers, Dinamarca). Os parâmetros de rugosidade (Ra, Sa e St) foram avaliados, antes e após o polimento dos provetes, com recurso a um rugosímetro de contacto (Hommelwerke LV-50, Hommelwerke GmbH, Germany). De forma a obter um grupo controlo para comparação, foram ainda produzidos três provetes em PMMA por fresagem (Aidite Temp, Aidite Technology Co, Qinhuangdao, China): um provete sem acabamento (P1), um provete com polimento com as lixas SiC utilizadas para os provetes em PEEK (P2) e outro provete com acabamento convencional (P3), nos quais foi igualmente avaliada a rugosidade. Para o estudo da microdureza foram avaliados os mesmos provetes em PEEK usados nos ensaios da rugosidade, medidos na zona dos seus topos laterais. Com esse intuito, utilizou-se o teste de Vickers num microdurómetro (Matsuzaura MXT70[®]), após igual polimento com lixas SiC. Para os ensaios com os sensores de pressão foram impressos mais 4 provetes: um provete base, que funcionou como base de apoio para o sensor de pressão (FlexiForce B-201, Tekscan, Boston, MA, EUA); três provetes de recobrimento com diferentes alturas (0,5mm, 1mm e 1,5mm), que foram colocados por cima do conjunto base e sensor, alternadamente, para proceder aos testes. Estes testes foram realizados numa coluna de teste de força com célula de carga 2,5kN que permite forças de tração e compressão (MultiTest 2,5dV, Mecmesin), com a qual foram aplicadas cargas de 20N, 200N e 1000N.

Relativamente ao protótipo de goteira oclusal, foi impresso um primeiro protótipo em PEEK, no qual foram realizados, após a impressão, sulcos laterais para inclusão do sensor de pressão. Posteriormente foi criado um segundo protótipo com a goteira seccionada em duas partes e um sistema de encaixe tipo “macho/fêmea”, para inclusão do sensor entre elas. Numa primeira fase, este segundo protótipo foi impresso em resina (Nextdent Model 2.0 Peach, 3D Systems, Canadá) por Processamento de Luz Digital (DLP) para testar a viabilidade do mesmo e, após a sua validação, foi impresso um terceiro protótipo em PEEK. Os testes com os protótipos foram efetuados numa coluna de teste de força em tração e compressão (MultiTest 2,5dV, Mecmesin), com a qual foram aplicadas cargas de 20N, 200N e 1000N. Nos diferentes ensaios com os sensores foi avaliada a diferença entre a carga aplicada e a leitura de carga do sensor. Os dados foram recolhidos e armazenados numa base de dados criada a partir do Programa Excel® (Microsoft Office Plus Professional 2016, Microsoft, EUA), onde foram avaliadas as médias das medidas realizadas.

Resultados: Relativamente à rugosidade observou-se que os provetes em PEEK por FFF com espessura da camada de impressão de 0,3mm revelaram menor rugosidade em comparação com os de 0,1mm. Por outro lado, nos provetes de PMMA observou-se um Ra semelhante entre os provetes polidos com lixas SiC e com polimento convencional. Após o polimento, quando comparados com os provetes em PEEK, os provetes de PMMA apresentam rugosidade semelhante ao grupo A. No que diz respeito à microdureza verificou-se que, apesar das diferentes condições de impressão, todos os provetes apresentam uma dureza aproximada de 20 na escala de dureza Vickers (HV), com uma carga de 100g. Nos testes de carga com os sensores recobertos por diferentes alturas de material de recobrimento registou-se uma discordância entre o valor de carga aplicada e o valor lido pelo sensor, que não é proporcional ao aumento da altura do provete de recobrimento. Nos testes de carga com o protótipo final da goteira em PEEK verificou-se que os sensores incluídos na goteira permitem detetar variações da carga aplicada, sendo que o sensor deteta valores mais próximos da carga aplicada quando a calibração é feita com o sensor inserido na goteira.

Conclusões: Todos os provetes em PEEK por FFF apresentaram menor rugosidade após o polimento, sendo que o acabamento mecânico com lixas SiC é eficaz para reduzir a rugosidade da superfície do PEEK. Relativamente à microdureza verificou-se que a espessura de camada de impressão não influenciou a dureza do material. Nos testes com os sensores foi possível observar que diferentes alturas de material de recobrimento sobre o sensor, provocam uma variação na leitura do mesmo. No protótipo final da goteira em PEEK, apesar dos sensores não identificarem com exatidão o valor da carga aplicada, reconhecem valores próximos desta, sendo perceptível a variação da mesma. Assim, a conceção da goteira em PEEK por FFF com incorporação de sensores parece ser uma alternativa para a monitorização clínica do bruxismo do sono.

Palavras-Chave: bruxismo, goteira oclusal, goteira, poli(éter-éter-cetona), PEEK, impressão 3D, FFF, fabrico por filamentos fundido, sensor de pressão.

Abstract

Introduction: Currently, bruxism is considered a non-pathological motor, often with protective properties, which can occur during sleep (sleep bruxism) or during the day (wakefulness bruxism). Polysomnography is considered the gold standard for bruxism diagnosis. Several devices have been described in the literature that aim to help diagnose and treat this condition, such as polymethylmethacrylate (PMMA) occlusal splints including pressure sensors. However, technological developments, particularly the use of computer-aided design/computer-aided manufacturing technology that allows components production by milling and three-dimensional (3D) printing, have been gaining importance in dentistry. The same is true for the appearance of alternative materials, such as polyether ether ketone (PEEK). The main objectives of this study were therefore to study the behaviour of PEEK, 3D printed using the fused filament fabrication (FFF) technique, in terms of surface roughness and hardness, as well as to create an occlusal splint prototype in this material with pressure sensors for monitoring bruxism.

Material and Methods: Eight specimens (10 mm x 10 mm x 1.5 mm) were printed by FFF (AON-M2, AON3D, Canada) on PEEK (PEEK KETASPIRE KT-820 NT Filament, Medphen, Madrid, Spain). To assess roughness, 4 specimens with different thicknesses of the impression layer were used [Group A (n=2): 0.1mm and Group B (n=2): 0.3mm], to see if this parameter influences the roughness of the material. The specimens were polished with Silicone Carbide (SiC) sandpaper (P80, P180, P320, P800, P1200 and P4000, Struers, Denmark). The roughness parameters (Ra, Sa and St) were evaluated before and after polishing the samples using a contact roughness meter (Hommelwerke LV-50, Hommelwerke GmbH, Germany). In order to obtain a control group for comparison, three PMMA specimens were also produced by milling (Aidite Temp, Aidite Technology Co, Qinhuangdao, China): an unfinished specimen (P1), a specimen polished with the SiC sandpaper used for the PEEK specimens (P2) and another specimen with a conventional finish (P3), on which the roughness was also evaluated. For the microhardness study, the same PEEK specimens used in the roughness tests were evaluated but measured on their lateral tops. For this purpose, the Vickers microhardness tester (Matsuzaura MXT70®) was used, after equal polishing with SiC sandpaper. For the tests with the pressure sensors, 4 more specimens were printed: a base specimen, which acted as a support for the pressure sensor (FlexiForce B-201, Tekscan, Boston, MA, USA); three cover specimens with different heights (0.5mm, 1mm and 1.5mm), which were placed on top of the base and sensor set, alternately to carry out the tests. These tests were carried out on a monitored force column allowing tension and compression test (MultiTest 2.5dV, Mecmesin), with loads of 20N, 200N and 1000N applied. Regarding the occlusal splint, a first prototype was printed in PEEK, on which lateral grooves were made to include the pressure sensor. Subsequently, a second prototype was created with the splint sectioned into two parts and a "male/female" fitting system to include the sensor between them. Initially, this second prototype was printed in resin (Nextdent Model 2.0 Peach, 3D Systems, Canada) by Digital Light Processing (DLP) to test its viability and once validated, a third prototype was printed in PEEK. The prototypes were tested on a monitored force column (MultiTest 2.5dV, Mecmesin), with

loads of 20N, 200N and 1000N applied in compression. In the different tests with the sensors, the difference between the applied load and the sensor's load reading was evaluated. The data was collected and stored in a database created using the Excel[®] program (Microsoft Office Plus Professional 2016, Microsoft, USA), where the averages of the measurements taken were evaluated.

Results: Regarding roughness, it was observed that the FFF PEEK specimens with a 0.3mm print layer thickness showed lower roughness compared to the 0.1mm specimens. On the other hand, in the PMMA specimens, there was a similar Ra between the specimens polished with SiC sandpaper and with conventional polishing. After polishing, when compared to the PEEK specimens, the PMMA specimens showed similar roughness to group A. As far as microhardness is concerned, despite the different printing conditions, all the specimens have a hardness of around 20 Vickers hardness values (HV). In the load tests with the sensors covered by different heights of covering material, there was a discrepancy between the load value applied and the sensor reading, which was not proportional to the covering height specimen increase. In the load tests with the final PEEK splint prototype, it was found that the sensors included in the splint can detect variations in the applied load, with the sensor detecting values closer to the applied load when the calibration is done with the sensor inserted in the splint.

Conclusions: All the FFF PEEK specimens showed lower roughness after polishing, indicating that mechanical finishing with SiC sandpaper is effective in reducing the roughness of the PEEK surface. Regarding microhardness, it was found that the thickness of the printing layer did not influence the hardness of the material. In the tests with the sensors, it was possible to observe that different heights of covering material over the sensor caused a variation in the sensor reading. In the final PEEK splint prototype, although the sensors do not accurately identify the value of the applied load, they recognize values close to it, and the variation is noticeable. Thus, the design of the PEEK splint by FFF with the incorporation of sensors seems to be an alternative for the clinical monitoring of sleep bruxism.

Keywords: bruxism, occlusal splint, splint, polyether-ether-ketone, PEEK, 3D printing, FFF, Fused Filament Fabrication, pressure sensor.

Se o consegues sonhar...

Também o consegues fazer!

Ao meu marido Joaquim,
pela compreensão, o carinho e o apoio
incondicional durante todo este meu percurso.

Às minhas pequeninas, minhas filhas, Leonor e Inês,
O melhor capítulo da minha história,
que me fazem acreditar
e me dão força para continuar.

Aos meus pais,
Pelos valores que me transmitiram,
por estarem sempre presentes,
por serem os meus pilares.

Agradecimentos

À Professora Doutora Maria Helena Figueiral, minha orientadora, pela compreensão, pelo aconselhamento, pelo suporte e disponibilidade. Obrigada pela paciência e por me guiar quando tudo parecia cinzento.

À Professora Doutora Cláudia Barbosa, minha coorientadora, pelo apoio incondicional, pela força e estímulo permanente. Por iluminar o meu caminho desde cedo e me orientar a fazer mais e melhor. Por estar sempre presente, e por fazer de mim muito do que sou hoje.

Ao Professor Doutor Mário Vaz, coorientador deste trabalho, pelo apoio e pronta disponibilidade em me acolher, ajudar e descomplicar o caminho a seguir. Obrigada pela coragem que sempre me transmitiu para desbravar cada etapa.

À Professora Doutora Sandra Gavinha, pelo incentivo e motivação para a realização deste trabalho. Expresso todo o meu apreço e estima. Agradeço-lhe por me ajudar a crescer academicamente e pessoalmente. Pelo exemplo de perseverança, por estar sempre lá, mesmo não estando sempre presente.

Ao Professor Doutor Carlos Fernandes, do Laboratório de Tribologia da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP), pelos ensinamentos, pela imediata disponibilidade e pela incansável ajuda e colaboração neste trabalho.

Ao Professor Doutor Miguel Figueiredo, Diretor do Laboratório de Ensaios Tecnológicos (LET) do Departamento de Engenharia Mecânica (DEMec) FEUP, pela prontidão e pelo tempo dedicado a este projeto.

Ao Engenheiro Fábio Pinheiro, investigador no Laboratório de Biomecânica do Associate Laboratory of Energy, Transports and Aerospace (LAETA), pelas horas envolvidas neste projeto. Obrigada por abraçar este desafio e pela colaboração tão enriquecedora para a realização deste trabalho.

À Engenheira Bruna Oliveira, do departamento de Product Development Engineer no Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial (INEGI), pela simpatia, disponibilidade e dedicação a este projeto.

Ao Engenheiro Marco Marques e à Engenheira Rita Rynkevic, investigadores do Laboratório de Biomecânica do LAETA, impulsionadores deste trabalho, pela motivação e preciosa ajuda que deram numa fase inicial desta investigação.

À D. Emília Soares, assistente responsável pelo laboratório de Materiologia FEUP, pela simpatia e prestabilidade na realização deste trabalho.

Ao Sr. Paulo, assistente técnico na Clínica da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto (FMDUP), pela disponibilidade e auxílio na aquisição dos materiais para este trabalho.

À Clínica de Medicina Dentária Dr. Nelso Reis, na pessoa do Dr. Nelso Reis, pela disponibilidade de recursos, pela preocupação constante e pela força que sempre me transmitiu para seguir em frente.

À minha irmã, pelo encorajamento, impulso, ajuda e leitura crítica deste trabalho.

À Dra. Carla Pinto pela sua simpatia e disponibilidade para esclarecer as minhas dúvidas ao longo destes anos.

Este estudo reflete a colaboração e a aprendizagem constante. Sou grata por ter tido a oportunidade de trabalhar num ambiente que valoriza a pesquisa contínua pelo conhecimento. Cada lição aprendida moldou este trabalho e é com respeito que reconheço a contribuição de todos aqueles que tornaram possível esta realização académica.

Membros do Conselho Científico da FMDUP

Doutor Álvaro Amadeu Ferreira de Azevedo, Professor Auxiliar com Agregação

Doutor Américo dos Santos Afonso, Professor Catedrático – Vice-presidente

Doutora Ana Isabel Pereira Portela, Professora Auxiliar

Doutora Ana Paula Mendes Alves Peixoto Norton, Professora Auxiliar

Doutor César Fernando Coelho Leal da Silva, Professor Associado com Agregação

Doutora Cristina Maria Ferreira Guimarães Pereira Areias, Professora Auxiliar com Agregação

Doutor Filipe Poças de Almeida Coimbra, Professor Auxiliar com Agregação

Doutora Inês Alexandra Costa Morais Caldas, Professora Associada com Agregação

Doutora Irene Graça Azevedo Pina Vaz, Professora Associada com Agregação

Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes, Professor Catedrático

Doutor Jorge Manuel de Carvalho Dias Lopes, Professor Catedrático

Doutor José António Ferreira Lobo Pereira, Professor Auxiliar

Doutor José Carlos Reis Campos, Professor Catedrático

Doutora Maria Benedita Almeida Garrett de Sampaio Maia Marques, Professora Auxiliar com Agregação

Doutora Maria Cristina Pinto Coelho Mendonça de Figueiredo Pollmann, Professora Associada com Agregação

Doutora Maria de Lurdes Ferreira Lobo Pereira, Professora Auxiliar com Agregação

Doutora Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva, Professora Catedrática

Doutora Maria Helena Raposo Fernandes, Professora Catedrática

Doutora Maria João Feio Ponces Ramalhão, Professora Auxiliar

Doutor Mário Ramalho de Vasconcelos, Professor Associado com Agregação

Doutora Paula Cristina dos Santos Vaz Fernandes, Professora Auxiliar com Agregação

Doutor Paulo Rui Galvão Ribeiro de Melo, Professor Catedrático - Presidente

Doutor Pedro de Sousa Gomes, Professor Catedrático

Doutor Pedro Manuel Vasconcelos Mesquita, Professor Auxiliar

Doutor Ricardo Manuel Casaleiro Lobo de Faria e Almeida, Professor Catedrático

Lista de abreviaturas e siglas

µm: Micrómetro

3D: Tridimensional

AAOP: American Academy of Orofacial Pain

AASM: American Academy of Sleep Medicine

ATM: Articulação temporomandibular

BBMD: Bruxcore Bruxism Monitoring Device

BS: Bruxismo do sono

BV: Bruxismo de vigília

CAD/CAM: Computer-aided design and computer-aided manufacturing

CETTRIB: Unidade de Tribologia e Manutenção Industrial

DEMec-FEUP: departamento de engenharia mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

DLP: Digital Light Processing (Processamento de Luz Digital)

EMG: Eletromiografia

EUA: Estados Unidos da América

EVA: Etileno vinil acetato

FDM: Fused Deposition Modeling (Modelagem por deposição de material fundido)

FEUP: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

FFF: Fused Filament Fabrication (Fabricação de filamentos fundidos)

g: gramas

GPa: Gigapascal

GPT-9: Glossary of Prosthodontic Terms, ninth edition

HV: Valor da dureza de Vickers

ICSD-2: International Classification of Sleep Disorders, second edition

INEGI: Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial

ISO: International Organization for Standardization

kgf: Quilograma-força

mm: Milímetro

MPa: Megapascal

NTI-tss™: Nociceptive trigeminal inhibition tension suppression system

OFPG-4: Orofacial Pain Guidelines, fourth edition

PEEK: Poli(éter-éter-cetona)

PET-G: Politereftalato de etileno glicol

PLA: Ácido Poliláctico

PMMA: Polimetilmetacrilato

PSG: Polissonografia

SiC: Carboneto de Silício

SLA: Stereolithography (Estereolitografia)

SLM: Selective Laser Melting (Fusão Seletiva a Laser)

SLS: Selective Laser Sintering (Sinterização Seletiva a Laser)

STL : Standard Tessellation Language

TENS : Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation

UV : Ultravioleta

Índice de figuras

Figura 1. Impressora 3D FFF AON-M2.....	39
Figura 2. Estufa utilizada para acondicionar o filamento antes da impressão.....	39
Figura 3. Adhesivo.	39
Figura 4. Trajetória de impressão utilizada para impressão tridimensional dos provetes.	40
Figura 5. Rugosímetro de contacto.....	42
Figura 6. Suporte para fixação dos provetes para leitura da topografia de superfície....	42
Figura 7. Acondicionamento dos provetes no suporte em silicone de adição para realização do polimento dos mesmos.	43
Figura 8. (a) Polidora. (b) Polimento de um provete.....	43
Figura 9. Provetes (A1, A2, B1 e B2) após polimento com polidora.....	43
Figura 10. Prensa utilizada para a montagem dos provetes.....	44
Figura 11. Provetes inseridos nos clips de fixação para posterior montagem em resina epóxi.	44
Figura 13. Microscópio Axiophot, Zeiss.	45
Figura 12. Microdurómetro Matsuzaura MXT70®	45
Figura 14. Proвете base (0) e provetes de recobrimento com diferentes alturas (1mm, 1,15mm, 1,4mm e 1,6mm).	46
Figura 15. Sensor incluído entre os provetes base e um provete de recobrimento, no aparelho para realização dos testes de carga.	47
Figura 16. Sensores de pressão utilizados.	49
Figura 17. (a) Coluna de teste de força em tração e compressão com um dinamómetro digital; (b) Sensores conectados para realização dos testes de carga; (c) Sensor aplicado no MultiTest para calibração.	49
Figura 18. Fixação do provete base e sensor com fita cola de dupla face e aplicação do proвете de recobrimento.	50
Figura 19. Goteira aplicada nos modelos montados em articulador, com os sensores de pressão incorporados.	52
Figura 20. Aplicação de carga na goteira com sensores de pressão incorporados.	52
Figura 21. Imagens do ficheiro STL do segundo protótipo de goteira criado, com esta dividida em duas partes para inclusão do sensor de pressão entre elas.	53

Figura 22. Goteira impressa em resina em duas partes, com sistema de encaixe "macho/fêmea".....	54
Figura 23. Testes de carga realizados na goteira impressa em resina.	54
Figura 24. Goteira impressa em PEEK em duas partes com fita cola de dupla face para promover a união.	55
Figura 25. Testes de carga com a goteira impressa em PEEK em duas partes.	56
Figura 26. Testes de carga com a goteira impressa em PEEK em duas partes, adaptada nos modelos montados em articulador.	57
Figura 27. Calibração do sensor isolado.....	57
Figura 28. Calibração do sensor aplicado na goteira.....	57
Figura 29. Imagem 3D da rugosidade de superfície dos provetes A1, A2 e B2 antes do polimento.....	59
Figura 30. Imagem 3D da rugosidade de superfície dos provetes A1, A2, B1 e B2 após o polimento com lixas SiC.....	60
Figura 31. Imagem 3D da rugosidade de superfície dos provetes em PMMA P1, P2 e P3.	63
Figura 32. Leitura das indentações realizadas pelo microdurómetro no microscópio ótico.	65

Índice de tabelas

Tabela 1. Principais vantagens e desvantagens da SLA, DLP, SLS/SLM e FFF.....	25
Tabela 2. Parâmetros técnicos utilizados na impressão tridimensional dos provetes. ...	39
Tabela 3. Características dos provetes criados para avaliação da rugosidade.....	40
Tabela 4. Dimensões dos provetes criados para os testes com os sensores.....	48
Tabela 5. Composição dos três conjuntos de teste utilizados nos ensaios com os sensores.....	50
Tabela 6. Resultados dos testes de rugosidade para cada provete em PEEK (rugosidade média aritmética (Ra), a média aritmética da altura da superfície (Sa) e a amplitude máxima entre o pico mais alto e o vale mais profundo (St).	61
Tabela 7. Média da rugosidade média aritmética (Ra) antes e após polimento, e média aritmética da altura da superfície (Sa) antes e após polimento dos provetes em PEEK, por grupo.....	61
Tabela 8. Resultados dos testes de rugosidade para cada provete em PMMA [rugosidade média aritmética (Ra), a média aritmética da altura da superfície (Sa) e a amplitude máxima entre o pico mais alto e o vale mais profundo (St)].	63
Tabela 9. Comparação entre a Média da rugosidade média aritmética (Ra) antes e após polimento e após polimento dos provetes em PEEK e PMMA.....	64
Tabela 10. Resultados dos testes de microdureza por provete - avaliação com microdurómetro.	64
Tabela 11. Resultados dos testes de microdureza por provete - avaliação com microscópio ótico.	65
Tabela 12. Média da microdureza por grupo.....	66
Tabela 13. Resultados dos testes de carga por conjunto de teste, para cada carga aplicada, e respetiva média.....	67
Tabela 14. Valor da diferença numérica entre a carga aplicada e a leitura do sensor. ...	68
Tabela 15. Resultados dos testes de carga realizados na goteira impressa em resina em duas partes, com o sensor calibrado isoladamente.	69
Tabela 16. Resultados dos testes de carga realizados na goteira impressa em resina em duas partes, com o sensor calibrado inserido na goteira.....	69
Tabela 17. Resultados dos testes de carga realizados na goteira impressa em PEEK em duas partes, com o sensor calibrado isoladamente.	69

Tabela 18. Resultados dos testes de carga realizados na goteira impressa em PEEK em duas partes, com o sensor calibrado inserido na goteira.....	70
--	----

Índice de gráficos

Gráfico 1. Diferença entre a Média Ra (a) e a Média Sa (b) dos grupos A e B. 62

Gráfico 2. Diferença entre a Média dos resultados dos testes de carga por conjunto de teste, para cada carga aplicada..... 68

Índice Geral

1. Introdução.....	14
1.1. Bruxismo.....	14
1.2. Diagnóstico de bruxismo	14
1.3. Abordagem terapêutica	19
1.4. Técnicas para confecção de goteiras oclusais.....	22
1.5. PEEK como material para confecção de goteiras oclusais.....	26
1.6. Goteiras oclusais com sensores de pressão.....	29
1.7. Justificação para a realização deste trabalho	32
2. Objetivos	36
3. Material e Métodos.....	38
3.1. Avaliação e caracterização da superfície do material utilizado	38
3.1.1. Avaliação da rugosidade.....	40
3.1.2. Avaliação da microdureza	44
3.2. Avaliação da resposta do sensor de pressão recoberto com provetes em PEEK	46
3.2.1. Prova de conceito.....	46
3.2.2. Testes de carga com sensores de pressão incluídos em provetes de PEEK.	47
3.3. Avaliação do protótipo da goteira oclusal com os sensores de pressão incorporados.....	51
4. Resultados	59
4.1. Rugosidade.....	59
4.2. Microdureza.....	64
4.3. Testes de carga.....	66
4.4. Testes de carga com a goteira oclusal.....	68
5. Discussão.....	72
5.1. Rugosidade.....	72

5.2. Microdureza.....	77
5.3. Inclusão de sensores em goteiras oclusais	78
5.4. Limitações do trabalho.....	84
6. Conclusão.....	86
Referências Bibliográficas.....	89
Anexos	105
Anexo 1 – características da impressora AON-M2	105
Anexo 2 – Recomendações do fabricante do material utilizado.....	106
Anexo 3 – Declaração de consentimento informado do paciente voluntário	107

1. INTRODUÇÃO

1. Introdução

1.1. Bruxismo

São diversas as definições de bruxismo encontradas na literatura. O *Glossary of Prosthodontic Terms* (GPT-9) descreve o bruxismo como sendo um hábito oral que consiste em movimentos rítmicos involuntários ou espasmódicos de ranger, triturar ou apertar os dentes de forma não funcional ⁽¹⁾. A *International Classification of Sleep Disorders* (ICSD-3) inclui o bruxismo do sono nas desordens de movimento relacionadas com o sono, e define-o como uma atividade oral caracterizada pelo ranger ou aperto dos dentes durante o sono associado a microdespertares ⁽²⁾. Por sua vez, a *American Academy of Orofacial Pain* (AAOP) publicou *Guidelines* (OFPG-4) onde refere o bruxismo como sendo uma atividade parafuncional noturna ou diurna que inclui apertar ou ranger os dentes ⁽³⁾. No entanto, segundo o *International Consensus* (2013) sobre o bruxismo este foi descrito como sendo a atividade repetida dos músculos da mastigação caracterizada pelo ranger ou aperto involuntário dos dentes, sendo que este pode manifestar-se de duas formas circadianas distintas, ou seja, pode ocorrer bruxismo do sono, que acontece enquanto o indivíduo está a dormir, ou bruxismo de vigília, que acontece quando está acordado ⁽⁴⁻¹⁴⁾.

O bruxismo pode ser dividido em primário e secundário. O bruxismo primário, ou idiopático, não está relacionado com nenhuma condição médica pré-existente no indivíduo. O bruxismo secundário acontece como consequência de uma condição do próprio paciente, como por exemplo: desordens neurológicas, outras desordens do sono ou uso de alguma medicação que esteja na sua origem ^(7,13,15,16). Mais recentemente, o *International Consensus* (2018)⁽⁶⁾ reformulou o conceito de bruxismo, manteve a subdivisão de bruxismo do sono (BS) e bruxismo de vigília (BV), conforme este acontece com o paciente a dormir ou acordado, mas abandonou a ideia de que o bruxismo é sempre uma condição patológica. Assim, os autores classificaram o bruxismo da seguinte forma:

- O BS é uma atividade muscular mastigatória durante o sono que é caracterizada como rítmica (faseada) ou não rítmica (tónica) e não é considerado um distúrbio do movimento ou um distúrbio do sono em indivíduos saudáveis ⁽⁶⁾.

- O BV é uma atividade muscular mastigatória durante o estado de vigília que se caracteriza por contacto repetitivo ou sustentado com os dentes e/ou movimentação da mandíbula e não é um distúrbio do movimento em indivíduos de outra forma saudáveis ⁽⁶⁾.

Atualmente, o bruxismo deixou de ser considerado uma patologia e passou a ser referido como um comportamento motor, que pode ter propriedades protetoras ⁽¹⁷⁾.

No entanto, o bruxismo pode apresentar consequências negativas e um grande impacto na qualidade de vida, potenciando, e sendo potenciado, pelo stress e ansiedade, originando uma deterioração da qualidade do sono e provocando a degradação da dentição ^(13,18,19).

O BS afeta cerca de 8 a 13% da população em geral, sendo mais comum nas crianças, (cerca de 14 a 18%), e tende a diminuir com a idade, afetando cerca de 3% dos idosos. Não se observam diferenças significativas entre género ^(7,14,18,20-22). Por outro lado, o BV tende a aumentar com a idade até à idade adulta, apresentando uma prevalência de 12% em crianças e superior a 20% nos adultos ⁽¹⁸⁾.

O bruxismo engloba diferentes alterações neurofisiológicas. Alguns autores sugerem que a maioria dos episódios de BS está associada a uma cascata de eventos fisiológicos que ocorrem na sequência de microdespertares, que contemplam primeiramente uma ativação autonómico-cardíaca associada a um aumento da frequência cardíaca, consecutivamente ocorre um aumento das atividades eletroencefalográficas, seguido de um aumento na amplitude do fluxo de ar e, por último, um aumento da atividade eletromiográfica dos músculos da mastigação, o que pode estar associado ao ranger dos dentes ^(16,18,23-25). Alguns estudos referem que as cargas mastigatórias efetuadas por um paciente com bruxismo podem variar entre 350N a 1200N ⁽²⁶⁻²⁹⁾.

Os sinais e sintomas do BV e do BS são similares e incluem: hipertrofia e dor muscular, cefaleias, dor na articulação temporomandibular (ATM), desgaste dentário, fratura dentária, de restaurações ou de reabilitações existentes, hipersensibilidade e dor dentária ^(6,7,9,13,30). Num indivíduo com BS podem ser visíveis sinais de aumento da atividade muscular dos músculos da mastigação. O bruxismo de vigília é considerado uma das principais causas de dor miofascial nos músculos da mastigação, sendo muito frequentemente acompanhado por limitação da capacidade de abrir a boca ^(13,31). São

também sinais comuns no bruxismo a mordedura de lábios e bochechas e a existência de indentações na língua. Os indivíduos com BS apresentam maior sintomatologia ao acordar que tende a melhorar durante o dia, ao contrário das pessoas com BV, que normalmente apresentam maior ocorrência de sintomas durante o dia, ou mesmo, ao fim do dia ⁽¹³⁾.

1.2.Diagnóstico de bruxismo

O diagnóstico de bruxismo é desafiante ⁽¹⁸⁾. Devido à diversidade dos sintomas e à possível concomitância com outras condições médicas, o diagnóstico clínico do bruxismo requer um processo de avaliação cuidadoso e minucioso ^(13,32).

Beddis *et al.* ⁽⁷⁾ referem alguns métodos para o diagnóstico do bruxismo:

- Relato do paciente e história clínica
- Exame clínico
- Aparelhos intraorais
- Registo da atividade muscular
- Eletromiografia (EMG)
- Polissonografia (PSG)

No entanto, estes e outros autores admitem que nenhum método é eficaz isoladamente ^(7,33).

A *American Academy of Sleep Medicine (AASM)* incluiu como critério para o diagnóstico de BS o relato de ruídos associados ao ranger dos dentes durante o sono, regulares ou frequentes, e a presença de um ou mais dos seguintes sinais ou sintomas clínicos:

1. Desgaste dentário consistente com o ranger dentário durante o sono;
2. Dor ou fadiga transitória nos músculos da mastigação, e/ou dores de cabeça na área temporal, e/ou bloqueio da mandíbula ao acordar consistente com o ranger dentário durante o sono ⁽³⁴⁾.

Segundo o Consenso Internacional para Avaliação do Bruxismo o diagnóstico do bruxismo pode ser dividido em duas abordagens ⁽⁶⁾:

- Não instrumentais: incluem o relato do paciente, a história clínica e o exame clínico;

- Instrumentais: EMG e PSG;

Para estes autores o relato do paciente é a ferramenta mais importante no diagnóstico do bruxismo, embora, por vezes, os resultados não sejam concordantes com a abordagem instrumental ⁽⁶⁾. Os autores propõem uma classificação para o diagnóstico de bruxismo, baseada na classificação de Lobbezoo *et al.* ^(4,6) usando os critérios do relato do paciente, a história clínica e os métodos instrumentais. Assim, o relato do paciente representa um diagnóstico possível, o exame clínico poderá fornecer um diagnóstico provável, mas para um diagnóstico definitivo é necessária a confirmação com recurso à EMG ou PSG ^(4,6). Atualmente, são também consideradas como estratégias instrumentais para diagnóstico de bruxismo de vigília, a utilização de diários ou de aplicações específicas para *smartphones*. Estas apresentam o potencial de melhorar a qualidade e a quantidade dos dados recolhidos, uma vez que permitem a recolha de vários momentos em tempo real ao longo de um período de observação ⁽³⁵⁾.

Desde o início dos anos 90 várias estratégias de avaliação do BS têm vindo a ser discutidas ⁽³⁵⁾. A avaliação com base apenas na consciência e perceção do bruxismo por parte do paciente, não é reconhecida com validade suficiente para um diagnóstico eficaz ⁽³⁶⁾. Não é possível quantificar a intensidade e a duração da atividade muscular mastigatória através do relato do paciente. Além disso o bruxismo é muitas vezes inconsciente, e mais de 80% de todos os pacientes com esta condição podem não ter consciência da mesma ⁽³⁷⁾. O BS pode ser mais difícil de perceção por parte do paciente uma vez que está a dormir e, por isso, torna-se útil pedir a um companheiro de quarto que verifique a existência de ruídos associados ao ranger dos dentes durante esse período. É importante questionar o paciente sobre sintomas como: dor, fadiga ou rigidez nos músculos da mastigação, dor facial e dor de cabeça, bem como em que momento do dia esses sintomas ocorrem ^(13,32). Nesse sentido, surgem cada vez mais alternativas para a monitorização continua das alterações do sono, nomeadamente dispositivos portáteis inteligentes como: anéis, pulseiras e relógios. Estes dispositivos permitem a avaliação da qualidade do sono por períodos prolongados ^(38,39).

Relativamente ao exame clínico, este deve ser complexo e incluir uma avaliação intra e extra-oral. Na avaliação intra-oral devem ser inspecionados aspetos dentários como desgaste dentário, fissuras e fraturas de dentes naturais, insucesso de restaurações, mobilidade dentária, e ainda, radiograficamente, avaliar a existência de espessamento do ligamento periodontal; deve também avaliar-se a mucosa da bochecha, lábio e língua

(linha alba, indentações na língua e lesões traumáticas), bem como a presença de dor intraoral. Na avaliação extra-oral deve fazer-se uma inspeção funcional com o objetivo de detetar limitações de abertura, presença de dor muscular, articular ou dor de cabeça e avaliação da existência de hipertrofia muscular e ruídos articulares ⁽³⁵⁾. Da mesma forma, o desgaste dentário e o insucesso de restaurações e reabilitações protéticas podem ser resultados de episódios de bruxismo passados e que poderá não estar ativo no momento atual ^(6,36).

São ainda considerados para o diagnóstico de bruxismo, a EMG e a PSG como exames complementares de diagnóstico que conseguem diagnosticar o bruxismo de forma mais objetiva. No entanto, estes exames não são normalmente utilizados como procedimento de rotina na prática clínica diária ^(13,32). O EMG apresenta limitações uma vez que não faz a distinção entre o ranger e o aperto dos dentes e não consegue diferenciar o bruxismo de outras atividades orofaciais motoras fisiológicas ⁽⁴⁰⁾. Desde 1970 que existem registos de utilização de aparelhos de EMG portáteis para avaliação do bruxismo em ambulatório, utilizando o músculo masséter como local de eleição. Este método permite a avaliação do bruxismo com o paciente nas suas condições habituais. No entanto, além do risco aumentado de sobrevalorização do número de episódio de bruxismo, pela ausência de registo áudio e vídeo e consequentemente pela dificuldade de distinção com outros movimentos funcionais, existe também o risco de alteração ou até de remoção dos elétrodos durante o sono ^(6,14,19,41-43). Por outro lado, a PSG com registo de áudio e vídeo, apesar de ser considerada o *gold standard* para o diagnóstico do bruxismo, apresenta também algumas desvantagens, nomeadamente, os custos elevados, o facto de ser necessário muito tempo para a análise dos dados e de obrigar o paciente a dormir num laboratório para estudo de sono, não mimetizando as condições em que o mesmo está familiarizado a dormir. A avaliação é subjetiva e dependente da capacidade do examinador ^(14,19,40).

Assim, o relato do paciente e o exame clínico são abordagens essenciais, sendo a primeira escolha no diagnóstico clínico do bruxismo. No entanto, a sua confiabilidade e validade é limitada ^(5,42). A PSG é utilizada em casos mais complexos ou para investigação, e ainda é considerado como sendo uma referência no diagnóstico do BS ^(42,44).

Forgione criou um dispositivo, Bruxcore Bruxism Monitoring Device (BBMD), com objetivo de medir a atividade do BS. Esse dispositivo possui camadas de diferentes cores

com 0,51mm de espessura. Através da análise do número de micropontos desgastados na superfície e da exposição das camadas internas desse dispositivo, os autores criam um índice para quantificar o bruxismo do sono ⁽⁴⁵⁻⁴⁷⁾. Desde então têm vindo a ser desenvolvidos vários dispositivos para auxílio no diagnóstico do bruxismo, nomeadamente goteiras com inclusão de sensores de pressão ⁽⁴⁸⁾.

1.3. Abordagem terapêutica

Atualmente não existe ainda consenso sobre qual a abordagem terapêutica mais eficaz para o bruxismo. Assim, o seu tratamento está direcionado ao alívio de sintomas e prevenção de outras complicações, passando pelo uso de dispositivos intraorais, farmacoterapia, estratégias comportamentais e terapia física ^(13,42,49).

A terapia oclusal foi mencionada como técnica para tratamento do bruxismo, justificada pelo objetivo de conseguir uma harmonia oclusal através de ajustes oclusais, reabilitação oral ou tratamento ortodôntico, permitindo eliminar possíveis interferências oclusais que estariam na origem do bruxismo. No entanto, atualmente acredita-se que o bruxismo é uma atividade que está relacionado com alterações centrais e não decorrente de interferências oclusais. Assim sendo, a terapia oclusal não deve ser encarada como tratamento para o bruxismo ^(17,33,42,45).

A farmacoterapia, nomeadamente benzodiazepinas e outros relaxantes musculares, antidepressivos, anticonvulsivantes, agentes serotoninérgicos, dopaminérgicos e betabloqueadores, apresenta ainda pouca evidência científica e alguma controvérsia. Assim, o seu uso é recomendado apenas quando outras terapias conservadoras não forem bem-sucedidas ^(7,13). A utilização da toxina botulínica, usada por inibir reversivelmente a libertação de acetilcolina na placa motora, e consequentemente inibir a contração muscular, embora tenha vindo a crescer nos últimos anos, não apresenta ainda consenso na literatura sobre os seus riscos e benefícios a longo prazo ^(7,13,31,50,51).

A interpretação do bruxismo como comportamento oral, e não apenas como um distúrbio muscular, despertou o interesse dos investigadores para possíveis tratamentos que visam alterar diretamente o comportamento do paciente através das técnicas comportamentais. Estas técnicas incluem: a educação e consciencialização do paciente, *biofeedback*, higiene do sono, alteração de hábitos, técnicas de relaxamento, meditação, hipnoterapia,

psicanálise e terapia cognitivo-comportamental ^(13,18,42,49,52). Relativamente ao BS vários estudos referem que se relaciona com fatores psicossociais, sendo que o stress psicológico é considerado um fator de risco para esta condição. Assim, é importante reforçar a importância da abordagem psicológica (aconselhamento, técnicas de relaxamento, hipnoterapia, educação sobre higiene do sono e mudanças no estilo de vida) em termos de prevenção de riscos ⁽⁵³⁾. Em 2008, Jadidi *et al.* ⁽³⁷⁾ descreveram um dispositivo inteligente (*Grindcare*®) que utiliza impulsos elétricos para inibir a atividade EMG do músculo temporal durante o sono, como terapia de *biofeedback* para o bruxismo do sono. No que diz respeito a esta terapia, a literatura refere que parece ter um efeito significativo na redução da atividade EMG do BS. Contudo, persistem algumas dúvidas quanto à sua eficácia no tempo, ou seja, a possibilidade de recidiva da atividade EMG após o tratamento ⁽⁵³⁾.

São também amplamente utilizadas as terapias físicas, como a *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS)*, a acupuntura e a massagem manual, injeção de pontos gatilho e ultrassons, como técnicas para alívio da dor. No entanto, existe ainda na literatura alguma controvérsia sobre a eficácia destas técnicas no controlo da dor em pacientes com bruxismo ^(13,31,42,49).

Os dispositivos intraorais ou goteiras oclusais, como alternativa para o controlo das sequelas do bruxismo, têm como principal função proteger o desgaste dentário e promover o relaxamento dos músculos da mastigação ^(7,18,31,37). Yurttutan *et al.* ⁽³¹⁾ sugerem que as goteiras oclusais podem alterar a resposta sensorial periférica dos músculos da mastigação e diminuir a pressão intra-articular. No entanto, as goteiras podem apresentar efeitos adversos como aumento da dor e alterações oclusais ⁽¹⁸⁾. Existem na literatura várias designações para estes dispositivos oclusais (protetor de mordida oclusal, aparelho de bruxismo, placa de mordida, protetor noturno, dispositivo oclusal, aparelhos orais e órteses orais) ^(33,54). Apesar de poderem apresentar aspetos e funções diferentes, a maioria são dispositivos rígidos confeccionados em resina acrílica. Existem também dispositivos moles, porém considera-se que apresentam menor eficácia em reduzir o bruxismo, sendo o seu uso limitado pela escassez de suporte científico no que concerne à sua eficácia e efetividade ^(7,33,50). Num estudo de Maeda *et al.* ⁽⁵⁵⁾ foram utilizadas duas goteiras moles, uma em cada maxilar, apresentando como vantagem a diminuição dos ruídos associados ao ranger dos dentes durante a sua utilização, no entanto a os autores referem que estes dispositivos são difíceis de higienizar e são pouco

duradouros⁽⁵⁵⁾. Num outro estudo de coorte de Okeson⁽⁵⁰⁾ o autor comparou a eficácia de goteiras oclusais rígidas e goteiras oclusais moles, num grupo de 10 pacientes com bruxismo. Ambas as goteiras foram utilizadas por cada um dos participantes no estudo. O autor observou que durante a utilização da goteira rígida verificou-se uma diminuição na atividade EMG noturna em 8 dos 10 participantes, enquanto a utilização da goteira mole promoveu um aumento da atividade EMG em 5 dos 10 participantes. Este e outros estudos sugerem que as goteiras rígidas são mais eficazes na redução da atividade do bruxismo do que as goteiras moles, uma vez que as moles podem aumentar a atividade muscular^(7,33,50).

A literatura refere que as goteiras diminuem a atividade EMG do músculo masséter em mais de 50% em pacientes com bruxismo, no entanto, esse efeito parece ser transitório, uma vez que não se verifica a longo prazo^(18,56). Matsumoto *et al.*⁽⁵⁶⁾ sugerem que o uso intermitente de goteiras pode diminuir o bruxismo do sono por um período maior do que o uso contínuo do dispositivo. Ainda assim, as evidências científicas sobre os seus efeitos na atividade EMG são contraditórias com alguns estudos que referem uma redução na atividade muscular durante a sua utilização, e outros observam um aumento em alguns sujeitos^(7,57,58).

Atualmente estão disponíveis diferentes tipos de goteiras com o objetivo de controlarem as sequelas do bruxismo. As goteiras de estabilização têm de ser rígidas e são construídas com recobrimento total da superfície oclusal dos dentes, promovendo um contacto oclusal simultâneo e bilateral da arcada dentária oposta, com guia anterior e guia canina para os movimentos excursivos, e com altura máxima de 2 milímetros (mm) para que não se torne desconfortável para o paciente. Considera-se que estes dispositivos podem prevenir consequências do bruxismo como os ruídos pelo ranger dos dentes, o desgaste dentário e dos materiais restauradores, e ainda a dor, que muitas vezes lhe está associada^(7,54,59-62).

As goteiras parciais de recobrimento anterior, como é exemplo o *Nociceptive trigeminal inhibition tension suppression system* (NTI-tss™), têm como objetivo reduzir a atividade muscular através da diminuição da força máxima de aperto dentário. Note-se que estes dispositivos apresentam riscos associados, nomeadamente risco de mobilidade dentária ou erupção passiva dos dentes que não estão recobertos o que pode resultar em alterações oclusais e, por isso, devem ser utilizados com precaução⁽⁷⁾. Atualmente, considera-se a utilização de goteiras de estabilização oclusal, como terapêutica de primeira linha no

controlo do BS. Como promovem uma oclusão ideal, uma redução da hiperatividade muscular, protegem os dentes do desgaste e promovem uma diminuição transitória do BS são, por isso, realizadas em pacientes com este comportamento ^(45,56,60,63,64). Com vista a otimizar a sua utilização, têm vindo a ser estudadas abordagens complementares, nomeadamente com a inclusão de sensores de pressão na superfície oclusal para auxiliar no diagnóstico e monitorização dos pacientes com BS ^(5,28,65).

1.4. Técnicas para confecção de goteiras oclusais

As goteiras oclusais são dispositivos normalmente confeccionados sobre um modelo de gesso obtido da impressão da boca de um paciente. Posteriormente, a goteira pode ser realizada através de um enceramento seguido da sua acrilização (técnica indireta) ou através da confecção de uma placa de acetato termoformado por vácuo, seguida da adição da resina autopolimerizável (técnica direta) ⁽⁶⁶⁻⁶⁸⁾. Contudo, nenhuma destas técnicas convencionais é reprodutível, ou seja, não é possível realizar duas goteiras iguais para o mesmo paciente, mesmo sendo confeccionada pelo mesmo técnico ⁽⁶⁹⁾. Assim, ganham cada vez mais importância as técnicas digitais que são procedimentos mais rápidos e consistentes e permitem maior controlo da qualidade ^(69,70). Nos processos digitais, são realizadas impressões intraorais digitais, ou seja, uma digitalização da cavidade oral através de um *scanner* intra-oral, com a produção de arquivos de estereolitografia (StereoLithographyarchives-STL). Estes ficheiros são posteriormente lidos por *software* computer-aided design (CAD) e convertidos em objetos físicos por instrumentos computer-aided manufacturing (CAM). Estes sistemas CAM, podem utilizar um processo subtrativo, por fresagem, ou um aditivo, por impressão 3D ⁽⁷¹⁾. Assim, no método subtrativo é utilizado um bloco de material pré-fabricado sob condições controladas e consequentemente com melhores propriedades físicas ^(67,71-74). A grande desvantagem da técnica subtrativa prende-se com o desperdício de material, uma vez que, de um bloco apenas se consegue fresar uma ou duas goteiras, ficando inutilizado mais de 70% do bloco ^(67,71,75). No entanto, apresenta melhor ajuste e estabilidade dimensional do que as goteiras produzidas pela técnica convencional ⁽⁷⁶⁾. A utilização do método aditivo, também referido como impressão tridimensional ou prototipagem rápida, está em crescendo na medicina dentária, devido à sua eficiência, precisão e baixo custo ^(69,70,77). Esta técnica consiste na construção de um objeto 3D camada por camada, o que permite produzir dispositivos com geometrias complexas em menos tempo e com menor consumo de

material, relativamente ao método subtrativo ^(69,78). Atualmente, a impressão 3D pode ser utilizada em diversas áreas da medicina dentária, nomeadamente para a confeção de próteses removíveis e fixas, na ortodontia, na cirurgia, na endodontia e mesmo na vertente do ensino para produção de modelos anatómicos ^(79,80). Existem vários métodos de impressão 3D, com diferentes graus de precisão e que utilizam materiais diversos em estados físicos distintos: filamento (Fused Filament Fabrication - FFF, também conhecida como Fused Deposition Modeling - FDM), pó (SLS- Selective Laser Sintering ou SLM - Selective Laser Melting- para metais) e líquido (SLA – stereolithograph ou DLP - digital light processing) ^(66,80,81). A SLS e a SLM consistem numa técnica aditiva, que usa um laser como fonte de energia para sinterizar material em pó. Neste método, o pó está depositado num tanque com uma plataforma inferior móvel que se desloca no sentido vertical. O feixe de laser sintetiza uma fina camada de pó e a plataforma desce para que uma nova camada de pó seja igualmente sintetizada. Apresenta como principal vantagem a possibilidade de utilização de uma ampla gama de materiais e a rapidez, nomeadamente na utilização de metais, em contraste com o método de fundição convencional ^(79,80,82).

A SLA e a DLP são das tecnologias de impressão mais utilizadas na medicina dentária. No entanto existe uma escassez de estudos que validem as propriedades mecânicas das resinas utilizadas nestes tipos de impressão ^(70,72). Estas duas técnicas são também as mais utilizadas para confeção de goteiras oclusais. Consistem no processamento de uma resina líquida que pode ser polimerizada pontualmente por um ponto único de luz ultravioleta (UV), como acontece na SLA, ou na totalidade da camada por um feixe de luz UV que promove uma maior área de polimerização, na técnica do DLP ^(81,83). Nesse sentido, a resina é depositada num tanque, e a plataforma de impressão desloca-se no sentido vertical, de cima para baixo, ou de baixo para cima, conforme a posição da luz. Ou seja, se o feixe de luz estiver localizado num compartimento inferior ao tanque de resina, a plataforma de impressão inicia na parte mais inferior do tanque, para formar a primeira camada de impressão, e sobe à medida que a resina é polimerizada, dando origem à impressão camada por camada do objeto pretendido. Da mesma forma, a plataforma de impressão pode deslocar-se de cima para baixo caso o feixe de luz esteja localizado num compartimento superior ao tanque de resina ^(79,81).

Um outro método de impressão 3D é a FFF. Nesta técnica é utilizado um material termoplástico, em forma de filamento enrolado numa bobine. Este filamento é inserido no extrusor ou *nozzle* e, após o seu aquecimento, é derretido e depositado na plataforma

ou mesa de impressão por camadas. Depois de arrefecido o material solidifica na geometria pré-determinada, resultando na impressão camada por camada do objeto pretendido. Portanto, o ponto de fusão do material utilizado é essencial nesta técnica (77,79,81,84,85). Este método é mais económico e rápido, sendo que normalmente é utilizado para objetos menos complexos e que exijam menor precisão. Na medicina dentária está associado à confeção de restaurações fixas provisórias (79). Embora relativamente à confeção de goteiras oclusais sejam dominantes a SLA e o DLP, a impressão por FFF é, na atualidade, a técnica de impressão 3D mais utilizada e com menor custo, quando se utilizam materiais termoplásticos (83,86). Assim, uma vez que permite a utilização de materiais diferentes, relativamente à SLA e ao DLP, a FFF poderá ser uma alternativa, nomeadamente na confeção de goteiras oclusais com materiais de filamentos termoplásticos mais recentes como o poli(éter-éter-cetona) (PEEK). As principais vantagens e desvantagens destas técnicas estão sumariadas na tabela seguinte (Tabela 1) (77,79,81,82,87,88).

Tabela 1. Principais vantagens e desvantagens da SLA, DLP, SLS/SLM e FFF.

Técnica	Vantagens	Desvantagens
SLA	- Processo rápido e eficiente - Variedade de materiais disponíveis - Boa resolução e precisão da peça impressa - Adequado para trabalhos pormenorizados	- Custo elevado - Pós-processamento complexo - Custos manutenção elevados
DLP	- Alta complexidade da peça impressa - Excelente acabamento de superfície - Processo rápido	- Número limitado de materiais disponíveis para impressão - Resina pode provocar danos por contacto com a pele - Resolução diminui com o tamanho da peça - Não indicado para guias cirúrgicas que requerem alta precisão
SLS / SLM	- Variedade de materiais disponíveis - Processo rápido	- Custo elevado de fabrico - Custo elevado do equipamento
FFF	- Variedade de materiais e cores disponíveis - Baixo custo - Manutenção fácil e económica - Impressão de camadas finas até 0,1mm de espessura - Adequado para estruturas complexas	- Baixa precisão e resolução em comparação com outras técnicas - Visível a transição de camadas ou ocorrer a sua separação devido à baixa temperatura de extrusão - Existência de defeitos devido ao processo de extrusão descontínuo - Necessidade de estruturas de suporte - Necessidade de polimento após impressão

De acordo com vários autores, as goteiras produzidas por CAM com recurso à técnica aditiva – por impressão 3D - apresentam potencialmente melhor adaptação, estabilidade dimensional e biocompatibilidade, relativamente às confeccionadas por técnicas subtrativas ou pelo método convencional ^(71,76).

1.5. PEEK como material para confecção de goteiras oclusais

Relativamente ao material, as goteiras oclusais tradicionalmente são confeccionadas em polimetilmetacrilado (PMMA), sendo que este material, que apresenta baixa contração de polimerização, boa resistência ao desgaste e é fácil de manusear, é considerado o *gold standard* para a realização destes dispositivos orais ^(54,66,71,72,89). Pelos métodos digitais, as goteiras têm vindo a ser fabricadas em policarbonato, PMMA e etileno vinil acetato (EVA). Contudo, recentemente a literatura aponta o PEEK como um material alternativo e promissor para a confecção de goteiras ^(54,90).

O PEEK é um polímero termoplástico, desenvolvido pela *Imperial Chemical Industries* em 1977, que apresenta boa biocompatibilidade e excelentes propriedades químicas e mecânicas. É de salientar o facto de permitir um bom polimento, o que promove uma menor adesão de placa bacteriana, e apresenta boa resistência ao desgaste ^(86,91-94). Heimer *et al.* ⁽⁹⁵⁾ testaram diferentes tipos de polimento em provetes de PEEK e PMMA e concluíram que a capacidade de polimento dos provetes nos diferentes materiais foi semelhante. Este material tem sido considerado como alternativa a metais como titânio e o zircónio, devido às suas propriedades mecânicas de alta qualidade, apresentando módulo de elasticidade e de tração semelhante ao do osso humano, do esmalte e da dentina. Assim, devido ao seu módulo de elasticidade, resistência, rigidez e leveza, apresenta diversas aplicações na medicina dentária, nomeadamente ao nível da reabilitação oral, para confecção de próteses removíveis e fixas ^(81,91,96-99). O módulo de elasticidade do PEEK varia de 3,5-20 GPa e a resistência à tração vai de 90 a 100 MPa, sendo comparável ao esmalte. A sua resistência ao desgaste é semelhante às ligas metálicas. O ponto de transição vítrea ocorre aproximadamente aos 143°C e o ponto de fusão aos 343°C ^(81,85,99,100). Outra grande vantagem do PEEK é o facto de não provocar desgaste excessivo nos dentes naturais antagonistas ⁽⁹³⁾. No que diz respeito às goteiras oclusais, a sua confecção em PEEK permite que sejam mais finas e leves, o que melhora o conforto para o paciente ⁽⁹²⁾.

Embora o PEEK possa ser manipulado recorrendo à tecnologia subtrativa, a sua utilização por técnica aditiva, é considerada simples e versátil. Atualmente, existem estudos que referem a utilização de PEEK por impressão 3D para realização de implantes, prótese fixa e prótese removível, uma vez que nesta formulação este material apresenta baixa condutividade térmica e elétrica, resistência mecânica, rigidez, grande precisão e é leve,

tornando-se confortável para o paciente ^(100,101). Contudo, permanecem limitações quanto ao processo de confecção, nomeadamente, a definição do ângulo ideal de impressão e o posicionamento na plataforma de impressão para obter os melhores resultados ^(90,102).

A técnica aditiva mais utilizada nas últimas décadas para a impressão de PEEK é a SLS. No entanto, o seu alto custo e a baixa capacidade de penetração do feixe de laser impossibilitam a sinterização de áreas de grandes dimensões ^(87,103). Assim, a utilização da impressão por FFF tem vindo a ganhar maior importância, por permitir a construção de peças com geometrias complexas, ser um método mais económico e mais simples pela utilização de um filamento em alternativa ao pó ⁽¹⁰³⁾. Porém, devido ao elevado ponto de fusão do PEEK (343°C), e temperatura de transição vítrea (143°C), a sua utilização por FFF requer temperaturas elevadas, nomeadamente na ponta extrusora que deverá estar entre os 360°C e os 400°C, bem como a atmosfera envolvente que deve ser aquecida a cerca de 120°C. Dessa forma, trata-se de um processo exigente que necessita de uma impressora que permita o controlo e manutenção da temperatura, e um tratamento térmico para verificar a contração e deformação do objeto impresso ^(84,88,100,104). Embora, como referido anteriormente, a SLS seja a técnica mais comumente utilizada para a impressão de PEEK, o processo tem algumas limitações ^(87,103). Por esse motivo, Valentan *et al.* ⁽¹⁰⁵⁾, estudaram a tecnologia FFF como alternativa para a impressão de PEEK, e criaram uma máquina para impressão de PEEK para a produção de uma prótese maxilo-facial.

A impressão 3D em PEEK é uma inovação na medicina dentária que permite maior eficácia e eficiência, sendo um processo rápido e barato ^(100,104). Alguns autores afirmam que a adição de fibras aos materiais termoplásticos, nomeadamente ao PEEK, melhora as suas propriedades como: rigidez, resistência e dureza ^(106,107). Segundo González & Lantada ⁽²⁹⁾ a força oclusal durante um evento de bruxismo é de cerca de 980N (100kgf), baseando-se em estudos realizados em ambiente controlado. Por outro lado, Lafont Morgado *et al.* ⁽²⁶⁾ refere que a força de mordida realizada em episódios de bruxismo ultrapassa a força de mordida máxima voluntária, e pode atingir cerca de 1100N, estando de acordo com Álvarez *et al.* ⁽²⁷⁾ que refere que os episódios de bruxismos apresentam uma duração média de 7 segundos, durante o qual o indivíduo realiza um aperto dentário de cerca de 1100N. Por isso, as goteiras oclusais utilizadas para controlo do bruxismo devem ter resistência à fratura suficiente para suportar cargas mastigatórias dessa magnitude.

A estabilidade dimensional, o acabamento e a rugosidade da superfície são medidas de qualidade importantes na produção de objetos por impressão 3D. Vários parâmetros podem influenciar o resultado da impressão por FFF, influenciando o comportamento mecânico e as propriedades dos dispositivos, tais como: espessura da camada de impressão, largura do fio de impressão, velocidade de impressão, temperatura e diâmetro do extrusor, taxa de alimentação do filamento, a viscosidade do polímero, a qualidade do filamento e a própria rotina de impressão ⁽¹⁰⁸⁻¹¹¹⁾. Limaye *et al.* ⁽¹¹¹⁾ referem que a impressão de PEEK é tecnicamente complexa comparativamente com outros materiais termoplásticos fundidos a baixas temperaturas. Segundo Wu *et al.* ⁽⁹⁴⁾ e Li *et al.* ⁽¹¹²⁾ a espessura da camada de impressão é o parâmetro que tem maior influência em algumas propriedades mecânicas da peça impressa. Para além disso, o aumento da espessura da camada de impressão, diminui a precisão da geometria e a perfeição do contorno da peça impressa ⁽⁹⁴⁾. Deste modo, Gao *et al.* ⁽¹¹⁰⁾ recomendam a espessura da camada de impressão de 0,1mm, a fim de diminuir os defeitos internos e melhorar o acabamento da superfície. Em suma, a otimização dos parâmetros de impressão para cada filamento é crucial para o controlo das propriedades mecânicas das peças impressas em PEEK ⁽¹¹¹⁾.

Assim sendo, os objetos confeccionados com recurso à tecnologia de impressão 3D apresentam irregularidades de superfície devido ao processo de deposição do material, sendo que a espessura da camada de impressão e a direção de impressão são parâmetros considerados fundamentais para controlar a rugosidade de superfície das peças, uma vez que estão diretamente relacionados, ou seja, quanto menor for a espessura da camada de impressão, menor será rugosidade superficial. Guo *et al.* ⁽¹¹³⁾ concluíram que a diminuição da espessura da camada de 0,2 para 0,1mm melhorou a qualidade da superfície das peças impressas em PEEK, e que a espessura da camada parece não ter influência na dureza das peças. Em geral, as superfícies horizontais, paralelas ao plano de impressão, são as mais lisas enquanto as superfícies verticais ortogonais ao plano de construção e superfícies curvas ou inclinadas, apresentam maior rugosidade. No entanto, Moby *et al.* ⁽¹⁰⁹⁾ concluíram que a rugosidade da superfície do PEEK impresso em 3D por FFF parece ser adequada para restaurações dentárias. Ajustar os parâmetros de impressão para melhorar a rugosidade da superfície pode implicar um aumento no tempo de impressão. Assim, frequentemente são utilizados métodos pós-processamento para melhorar esta propriedade, nomeadamente o polimento mecânico ^(76,86,109,113,114). Ozdogan *et al.* ⁽¹¹⁵⁾ refere que o PEEK fresado normalmente é polido em laboratório, com recurso a lixas SiC

e pedra-pomes fina. Contudo, no caso de restaurações aplicadas na cavidade oral, muitas vezes torna-se necessária a realização de ajustes na restauração após a sua cimentação, o que implica fazer um novo polimento *in situ*, para restabelecer o acabamento superficial. Para polimento intraoral podem ser utilizadas brocas de carboneto de tungsténio para acabamento, instrumentos rotativos de diamante, discos de borracha de silicone e discos abrasivos revestidos a carboneto de silício ou óxido de alumínio. Ao investigar esta questão, Heimer *et al.* ⁽⁹⁵⁾ concluíram que o polimento em consultório resulta em superfícies menos rugosas do que o polimento convencional em laboratório.

Han *et al.* ⁽¹⁰³⁾ utilizaram diferentes técnicas de polimento para provetes confeccionados por FFF, nomeadamente polimento com lixas SiC e jateamento com partículas de alumina e verificaram que estas técnicas diminuem significativamente a rugosidade de superfície das peças de PEEK. A informação disponível sobre o polimento do PEEK é limitada, com o agravamento de que existem várias técnicas para impressão 3D de PEEK. Vários autores referem o polimento com lixa SiC como método de acabamento da superfície após a impressão, independentemente do método de impressão utilizado ^(84,85,95,115-118).

No entanto, a literatura disponível é insuficiente, nomeadamente no que diz respeito à comparação com as condições de polimento de outros materiais dentários ⁽¹¹⁷⁾. Assim, existe na literatura pouca informação sobre as características de superfície do PEEK por FFF, e sobre qual a técnica de polimento ideal para este polímero ⁽¹¹⁰⁾.

A importância de um bom polimento dos materiais para utilizar na cavidade oral não é apenas crucial para a estética, mas também é um fator determinante na acumulação de placa bacteriana e na necessidade de resistir aos fluidos presentes na mesma, uma vez que existe uma correlação direta entre a rugosidade de superfície e formação de biofilme. Uma superfície rugosa tendencialmente irá sofrer descoloração ou pigmentação, favorece a acumulação bacteriana e pode promover o desgaste por abrasão das peças dentárias antagonistas e comportamentos orais indesejáveis. Assim, torna-se de extrema importância avaliar a topografia de superfície, a rugosidade, a dureza e a abrasão dos materiais que potencialmente possam ser utilizados na cavidade oral ^(95,117,118).

1.6. Goteiras oclusais com sensores de pressão

Atualmente, considera-se a utilização de goteiras de estabilização oclusal como forma de controlo do bruxismo ^(63,64). No entanto, as goteiras oclusais convencionais não permitem

uma correta monitorização do bruxismo, no sentido em que a monitorização da sua evolução é dependente do relato do paciente, pois a avaliação da goteira não fornece informação suficiente ao médico dentista para perceber se o paciente apertou/rangeu mais ou menos os dentes, nem confirmar a utilização regular do dispositivo. Assim, existem vários trabalhos descritos na literatura com incorporação de sensores de pressão em dispositivos intraorais para diagnóstico e tratamento do bruxismo e dor miofascial ^(42,119). Estes dispositivos incidem na relação entre a atividade muscular e a força oclusal, uma vez que, geralmente, quanto maior a atividade muscular de um indivíduo, maior a força oclusal gerada ⁽¹²⁰⁾. Estes dispositivos, que idealmente devem ser dispositivos sem fios, normalmente são fáceis de colocar corretamente pelo paciente e permitem a proteção dentária em simultâneo com a monitorização do BS ⁽¹¹⁹⁾.

Um sensor de pressão para monitorizar as forças intraorais deve ser de pequenas dimensões, para que seja passível de colocar no interior da cavidade oral em contacto com uma superfície pequena como o dente. Por outro lado, o sensor deverá resistir a ambientes ácidos e húmidos, sendo que, para isso, a maioria das vezes ele é recoberto com um material que seja habitualmente utilizado na cavidade oral ⁽⁴⁸⁾.

Os sensores de pressão podem ter diferentes princípios de ação, podendo ser classificados como piezoelétricos, capacitivos e piezoresistivos ⁽¹²¹⁻¹²³⁾. Relativamente aos sensores piezoelétricos, a sua deformação, devido à aplicação de uma força externa, cria um sinal elétrico que varia em função da intensidade dessa força aplicada ^(65,124). Já o sensor de pressão capacitiva segue o princípio da alteração da capacitância quando sofre um estímulo de pressão ⁽¹²²⁾. Os sensores de pressão piezoresistivos têm como princípio de ação a deteção de uma alteração na sua resistência devido à aplicação de um estímulo de pressão ^(48,120-122,125), ou seja, as forças exercidas no sensor provocam uma alteração aproximadamente proporcional à resistência do mesmo, sendo que a resistência do sensor diminui com o aumento da força aplicada ⁽¹²⁶⁻¹²⁹⁾. Estes últimos, apresentam grande interesse para a investigação biomecânica porque fornecem informação em tempo real, apresentam elevada sensibilidade, tamanho reduzido, sendo finos e flexíveis, permitem a aquisição de dados de forma simples e são económicos. Como exemplos destes sensores, podem referir-se os sensores de pressão desenvolvidos pela Tekscan, que têm sido amplamente utilizados em diversas áreas, desde a indústria à área médica (Tekscan, Boston, MA, EUA) ^(48,130,131).

Relativamente à aplicação de sensores em goteiras oclusais, na literatura consultada, o tipo de sensores mais utilizado são os piezoelétricos ^(26,43,65,124,132,133), provavelmente por serem sensores com pouca espessura, que permitem a medição de pressão entre duas superfícies que estejam muito próximas, tendo, por isso, diversas aplicações, nomeadamente na medicina dentária para avaliação da oclusão ⁽¹²⁵⁾. Contudo, a utilização de sensores piezoelétricos requer eletrónica mais complexa, o sinal é sensível à influência de movimentos e sinais externos e pode ainda ser influenciado por variações na temperatura ⁽²⁸⁾. Além disso, este tipo de sensores não é adequado para detetar cargas prolongadas ⁽⁶²⁾, ou seja, eles são bons na deteção de alterações súbitas na força, mas não em forças estáticas, por isso detetam o início e o fim dos eventos de bruxismo mas não a intensidade durante todo o episódio ^(43,65). Por este motivo, este tipo de sensores pode originar leituras erradas ⁽¹²⁷⁾.

Ahn *et al.* ⁽¹³⁴⁾ testaram sensores piezoresistivos (FlexiForce A-201, Tekscan, Boston, Ma, USA) para analisar a distribuição das forças em toda a arcada dentária com diferentes dispositivos de avanço mandibular. Lantada *et al.* ⁽²⁸⁾ e González & Lantada ⁽²⁹⁾ desenvolveram um protótipo de goteira oclusal com sensores piezoresistivos da Tekscan, semelhantes aos utilizados por Ahn *et al.* ⁽¹³⁴⁾ (ZFLEXA201-100, Tekscan, Boston, Ma, USA) com o objetivo de medir a força oclusal. Os autores concluíram que a utilização deste tipo de sensores numa goteira oclusal, devido ao seu tamanho reduzido, permite a monitorização em tempo real do bruxismo, auxiliando também no seu diagnóstico. Testa *et al.* ⁽¹²⁶⁾ utilizaram este tipo de sensores (Flexiforce A201, Tekscan, Boston, MA, USA), para criar um dispositivo que permitisse avaliar a força de oclusão. Os autores apontam o baixo custo e a espessura mínima do sensor como vantagens na sua utilização. Robin *et al.* ⁽⁶²⁾ apresentaram no seu trabalho a criação de uma goteira oclusal com inclusão de dois sensores piezoresistivos, com o objetivo de monitorizar as forças de aperto e ranger dentário noturno, permitindo uma caracterização quantitativa e qualitativa dos eventos de bruxismo. Os autores salientam que os sensores piezoresistivos são sensíveis apenas a forças mecânicas, e que estas são reproduzidas pela goteira que confeccionaram. Assim, observaram uma grande concordância, em termos temporais, dos resultados obtidos com a goteira com inclusão de sensores e o registo da atividade eletromiografia realizado em simultâneo.

Diferentes tipos de sensores foram testados por outros autores. Gu *et al.* ⁽¹³⁵⁾ utilizaram um extensómetro incluído numa goteira parcial para detetar eventos de bruxismo e criar

um mecanismo de *biofeedback* através de um estímulo de vibração efetuado por um dispositivo semelhante a um relógio, quando a pressão ultrapassava um determinado limiar. Mais tarde Gao *et al.* ⁽⁵⁾ desenvolveram uma goteira oclusal, com recurso a inteligência artificial, para monitorização e tratamento do bruxismo, incluindo sensores piezoresistivos na goteira. Existem, ainda, muitas referências na literatura que, embora utilizem sensores de pressão em goteiras com o objetivo de monitorizar ou auxiliar no tratamento do bruxismo, não discriminaram o tipo de sensor de pressão utilizado (41,63,119,136-138).

Na grande maioria dos artigos consultados que referem a utilização de goteiras com sensores, o material utilizado para a confeção da goteira foi resina acrílica autopolimerizável ^(5,41,43,60,63,129,135,137). No entanto, existem trabalhos que referem também a utilização de politereftalato de etileno glicol (PET-G) ^(28,62), etileno vinil acetato (EVA) ⁽¹²⁰⁾ e resinas termoformáveis ^(26,136). Foi, ainda, encontrado um trabalho que utilizou uma resina acrílica para impressão 3D por DLP, na confeção de uma goteira para incluir sensores ⁽⁶⁵⁾.

1.7. Justificação para a realização deste trabalho

Uma goteira pode ser utilizada como método de controlo das sequelas do bruxismo, mas também como elemento/instrumento de diagnóstico e monitorização, quer observando as facetas de desgaste reproduzidas na própria goteira ^(45,139), quer pela avaliação da pressão oclusal que é exercida sobre ela ⁽⁴²⁾. A resposta a esta abordagem terapêutica é pessoal e dependente de cada indivíduo, ou seja, a goteira oclusal pode resultar de forma diferente em pacientes distintos, mesmo que apresentem a mesma patologia. Desta forma, a realização deste trabalho justifica-se pela necessidade de monitorizar no tempo, de forma personalizada, o efeito da utilização das goteiras oclusais sobre o bruxismo. Nesse sentido, alguns autores criaram goteiras com inclusão de sensores, de forma não só a identificar os contactos oclusais, mas também a quantificar a força de oclusão ⁽⁴²⁾. Alguns destes estudos utilizaram os sensores apenas para detetar a existência de aperto dentário que permitia a ativação de um sistema de vibração, com o objetivo de promover a terapia de *biofeedback*, no entanto, não quantificam a força oclusal realizada ^(60,64,135,137). Outros estudos utilizaram sensores para medição da temperatura e a força de oclusão apenas para avaliar a adesão dos pacientes ao tratamento com goteira, ou seja, avaliaram o tempo de

utilização da goteira, mas também não quantificaram a força oclusal ^(138,140). Por último, alguns autores criaram goteiras com sensores de pressão para diagnosticar e/ou monitorizar o bruxismo ^(5,26,27,41,43,61,62,65,120,129). Gao *et al.* ⁽⁵⁾ criaram uma goteira oclusal com inclusão de sensores piezoresistivos, com base num algoritmo de inteligência artificial, que permitiu monitorizar o bruxismo em tempo real. O sistema desenvolvido por estes autores possibilitou avaliar a área do contacto oclusal, a sua magnitude e duração, auxiliando não só no diagnóstico e monitorização do bruxismo, mas também no ajuste oclusal da goteira. Contudo, uma limitação que existe na generalidade destas investigações, prende-se com a dificuldade de inclusão dos sensores na goteira, idealmente durante o seu processo de fabrico. Uma vez que estes sensores não resistem a elevadas temperaturas, limitam a utilização de algumas técnicas e materiais. Como referido anteriormente apenas um trabalho foi encontrado com a utilização de uma resina de impressão 3D para confeção da goteira com sensores, todavia este trabalho não refere como foram incluídos os sensores na goteira.

Não existe consenso e *guidelines* específicas para a confeção de goteiras oclusais, nomeadamente no que diz respeito ao material utilizado, e novos materiais têm sido estudados de forma a conseguir um material com propriedades mecânicas ideais e com excelente custo-benefício. O material para confeção destes dispositivos deve ainda apresentar baixa rugosidade, uma vez que superfícies rugosas promovem a adesão de microrganismos e a formação de placa bacteriana, e uma dureza inferior ao esmalte dentário para não potenciar o seu desgaste. Gao *et al.* ⁽¹¹⁰⁾ concluíram que a rugosidade de superfície do PEEK impresso por FFF polido é semelhante a alguns materiais utilizados na medicina dentária como por exemplo, alguns compósitos. Contudo, o efeito das técnicas de polimento nas propriedades mecânicas das peças de PEEK impressas por FFF ainda não foi estudado ⁽¹⁰⁹⁾. Em comparação com o método subtrativo, a tecnologia de impressão 3D de FFF tem baixo custo e alta taxa de utilização de material ⁽¹⁴¹⁾. Assim, optou-se por estudar o PEEK em filamento, por ser um material promissor na medicina dentária, mas ainda pouco utilizado para goteiras de estabilização oclusal, recorrendo à impressão 3D pela técnica FFF.

Com este trabalho de investigação, pretende-se verificar se o PEEK em filamento utilizado por impressão 3D é um material com boas características para a realização de goteira oclusais; e ainda criar um protótipo de goteira oclusal em PEEK FFF que permita

monitorizar o bruxismo ao longo do tempo, permitindo avaliar variações da força exercida pelo paciente.

2. OBJETIVOS

2. Objetivos

Este estudo *in vitro* tem como principal objetivo produzir um protótipo de goteira de estabilização oclusal para monitorização do bruxismo, confeccionada em PEEK impresso pela técnica FFF, com sensores de pressão incluídos no seu interior.

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- 1) Estudar o comportamento do PEEK por FFF para confeção de uma goteira de estabilização oclusal, relativamente aos seguintes parâmetros:
 - a) Rugosidade de superfície:
 - i) Avaliar as diferenças na rugosidade de superfície resultantes da utilização de diferentes parâmetros de impressão, nomeadamente a espessura de camada de impressão;
 - ii) Avaliar as diferenças na rugosidade de superfície antes e após polimento mecânico com lixas SiC de diferentes granulometrias.
 - iii) Verificar a eficácia do método de polimento mecânico com lixas SiC para o PEEK.
 - b) Microdureza: avaliar se existe diferença na microdureza dos provetes em PEEK por FFF impressos com diferentes espessuras de camada de impressão.
- 2) Avaliar a resposta de um sensor de pressão quando recoberto por provetes em PEEK por FFF com diferentes alturas, durante a aplicação de uma carga conhecida.
- 3) Produzir um protótipo de goteira oclusal em PEEK por FFF, com incorporação de sensores de pressão para medição da intensidade/variação da força oclusal.

3. MATERIAL E MÉTODOS

3. Material e Métodos

Este trabalho foi realizado em conjunto com o Laboratório de Ótica e Mecânica Experimental (LOME) do Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial (INEGI) / Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP). Para a sua concretização, foram produzidos provetes de testes e desenvolvidos três protótipos de uma goteira de estabilização oclusal, na qual foram incluídos sensores de pressão bilaterais, na região dos primeiros molares.

De uma forma simplificada, podemos dividir esta investigação em 3 fases distintas: numa primeira fase do trabalho experimental foram realizadas a avaliação e caracterização da superfície do material utilizado para a confeção da goteira; numa segunda fase, foram testados os sensores a incluir na goteira; finalmente, foi avaliado o protótipo da goteira oclusal com os sensores de pressão.

3.1. Avaliação e caracterização da superfície do material utilizado

O material testado nesta investigação foi o poli(éter-éter-cetona) (PEKK), na sua versão para impressão 3D por Fused Filament Fabrication (FFF): PEEK KETASPIRE KT-820 NT Filament, diâmetro do filamento 1,75mm, 250g, Medphen, Madrid, Espanha, que é comercializado para utilização em dispositivos médicos de classe I ISO 10993-1 e em dispositivos com biocompatibilidade Classe VI USP (Pharmacopeia of the United States of America).

Para a avaliação e caracterização da superfície do material utilizado, procedeu-se à confeção dos provetes, pela criação informática, num *software* de modelação CAD 3D (SOLIDWORKS 2021, Dassault Systèmes SOLIDWORKS Corp., Waltham, Massachusetts, EUA), de um ficheiro *standard tessellation language* (STL) com a configuração pretendida para os provetes.

A impressão foi realizada na impressora AON-M2 (AON3D, Canadá – Anexo 1) (Figura 1). Antes de iniciar o processo de impressão o filamento foi mantido numa estufa aquecida (Vismec DW25, Moretec, Holanda) (Figura 2), para eliminar a humidade existente no material. O mesmo procedimento foi feito após a impressão, conforme as indicações do fabricante (Anexo 2). Foi também colocado um adesivo (Nano Polymer Adhesive, Vision Miner, EUA) (Figura 3) na mesa de impressão, que constitui um procedimento

frequentemente utilizado nesta técnica de impressão, para promover uma maior adesão dos provetes à mesa, e evitar a deformação dos mesmos.



Figura 1. Impressora 3D FFF AON-M2.



Figura 2. Estufa utilizada para acondicionar o filamento antes da impressão.



Figura 3. Adesivo.

Para realizar a impressão, o ficheiro STL correspondente aos provetes foi enviado para o *slicer* (Simplify3D®, Simplify3D, Cincinnati, Ohio, EUA), com o qual foram determinados, por técnicos experientes, os parâmetros de impressão (trajetória de impressão, velocidade de impressão, espessuras da camada de impressão, temperatura do extrusor), e gerados os *gcodes* posteriormente enviados para realizar a impressão. Os provetes finais foram impressos com os parâmetros técnicos sumariados na Tabela 2, e a trajetória de impressão apresentada na figura 4.

Tabela 2. Parâmetros técnicos utilizados na impressão tridimensional dos provetes.

Parâmetros	Especificações técnicas
Diâmetro do extrusor	0,6mm
Espessura da camada de impressão	0,1mm e 0,3mm
Velocidade de impressão	10mm/s
Temperatura da mesa impressão	160°C
Temperatura da câmara	100°C
Temperatura do extrusor	380°C

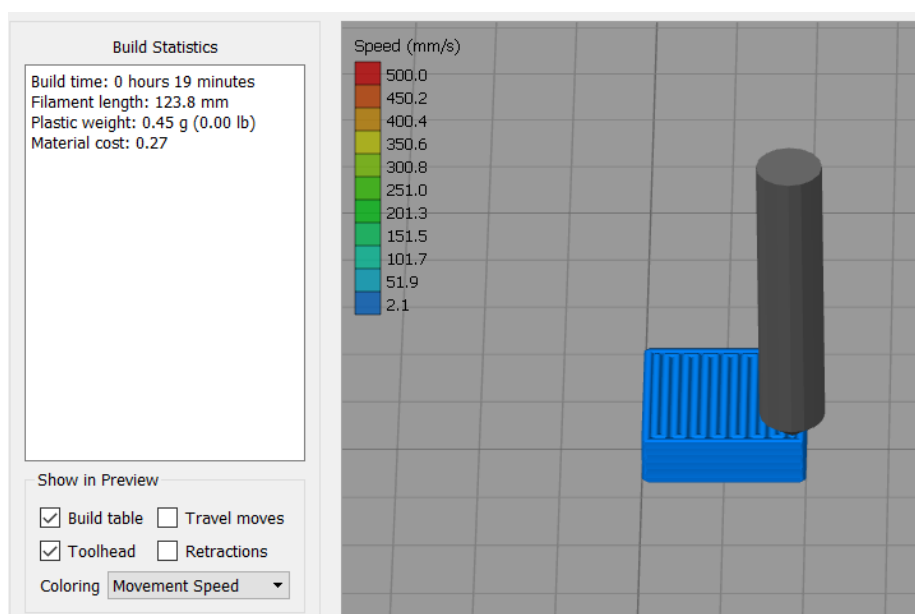


Figura 4. Trajetória de impressão utilizada para impressão tridimensional dos provetes.

O estudo da superfície do PEEK por FFF foi realizado por testes para avaliação da rugosidade e da microdureza.

3.1.1. Avaliação da rugosidade

Foram impressos 4 provetes no material em estudo: poli(éter-éter-cetona) (PEKK), na sua versão para impressão 3D por Fused Filament Fabrication (FFF).

A impressão destes 4 provetes (10mm x 10mm x 1,5mm) foi realizada com duas espessuras de camada de impressão diferentes (0,1mm e 0,3mm) para avaliar se a modificação deste parâmetro altera a rugosidade do material (Tabela 3).

Tabela 3. Características dos provetes criados para avaliação da rugosidade.

Provetes	Comprimento (mm)	Largura (mm)	Altura (mm)	Espessura da camada de impressão (mm)
A1	10	10	1,5	0,1
A2				
B1	10	10	1,5	0,3
B2				

De forma a obter um grupo de controlo para comparação, foram ainda produzidos 3 provetes em PMMA (Aidite Temp, Aidite Technology Co, Qinhuangdao, China), por ser considerado o material *gold standard* na confeção de goteiras oclusais, com as mesmas dimensões dos provetes em PEEK (10 x 10 x 1,5mm). Posteriormente, estes provetes foram fresados (DWX-52D, Roland DGA Corporation, Irvine, Califórnia). Após a fresagem foram realizados diferentes tratamentos de superfície nestes provetes:

- Um provete de PMMA sem polimento, ou seja, sem qualquer acabamento após a sua fresagem (P1);
- Um provete de PMMA submetido ao protocolo de polimento com lixas SiC aplicado aos provetes de PEEK (P2);
- Um provete de PMMA com o polimento convencional realizado habitualmente pelo técnico de laboratório com brocas de polimento e discos com pasta diamantada, imediatamente após a fresagem (P3).

A avaliação da rugosidade dos provetes foi realizada no laboratório de Metrologia da unidade de Tribologia e Manutenção Industrial – FEUP (CETTRIB-FEUP), pela determinação dos parâmetros rugosidade média aritmética (R_a), a média aritmética da altura da superfície (S_a) e a amplitude máxima entre o pico mais alto e o vale mais profundo (S_t)^(103,106,142).

Para determinar a rugosidade de superfície dos provetes, foi utilizado um controlador Hommelwerke T8000 com uma unidade linear LV-50 (Hommelwerke GmbH, Alemanha) (Figura 5). Foi usado um captador TKL 300 como sonda *stylus*, com uma gama de medição vertical de $\pm 300\mu\text{m}$, um raio de ponta de $5\mu\text{m}$, e um ângulo de cone de 90 graus. Contudo, nesta fase inicial, devido ao processo de fabrico e à ausência de acabamento da superfície dos provetes, não foi possível avaliar a rugosidade, mas apenas a ondulação existente, que era visualmente perceptível.

Assim, a fim de obter uma análise mais completa, foi realizada a topografia da superfície dos provetes no mesmo equipamento. Para assegurar leituras precisas e repetíveis a partir do perfilómetro, foi criado um suporte com recurso à impressão 3D por FFF em Ácido Poliláctico (PLA) para fixar firmemente os provetes no local (Figura 6). Foi realizada uma área de avaliação de 7,5mm x 3mm em cada provete com uma resolução de $1\mu\text{m} \times 10\mu\text{m}$. A dimensão de 7,5mm coincide com a direção perpendicular à direção de

impressão onde se espera uma maior rugosidade. As topografias foram sujeitas a um nivelamento e a um filtro de corte de 0,8mm.



Figura 5. Rugosímetro de contacto.



Figura 6. Suporte para fixação dos provetes para leitura da topografia de superfície.

Posteriormente, estes provetes foram submetidos a um polimento com uma série de 6 lixas de Carboneto de Silício (SiC - Silicon Carbide) com número de grão crescente (P80, P180, P320, P800, P1200 e P4000, Struers, Dinamarca), de acordo com o descrito na literatura como técnica de polimento para provetes de PEEK impressos por FFF (103,115,143,144). Para isso, os provetes foram primeiramente acondicionados num material de suporte (silicone de adição, Aquasil ultra, Dentsply Sirona, EUA) (Figura 7), que permitiu o polimento de forma segura e uniforme. Este procedimento foi realizado no laboratório de Materialografia da FEUP, sob a supervisão de um operador experiente, e foram utilizadas polidoras (Rotopol-21, Struers, Dinamarca), com água a 300 rotações por minuto (rpm), durante 60 segundos (Figura 8), com as lixas SiC das diferentes granulometrias. Após este polimento inicial foi perceptível, de forma visual e tátil, a diminuição da rugosidade dos provetes (Figura 9). Assim, concluído este procedimento foi novamente avaliada a rugosidade dos provetes, conforme anteriormente descrito para os provetes sem polimento.



Figura 7. Acondicionamento dos provetes no suporte em silicone de adição para realização do polimento dos mesmos.

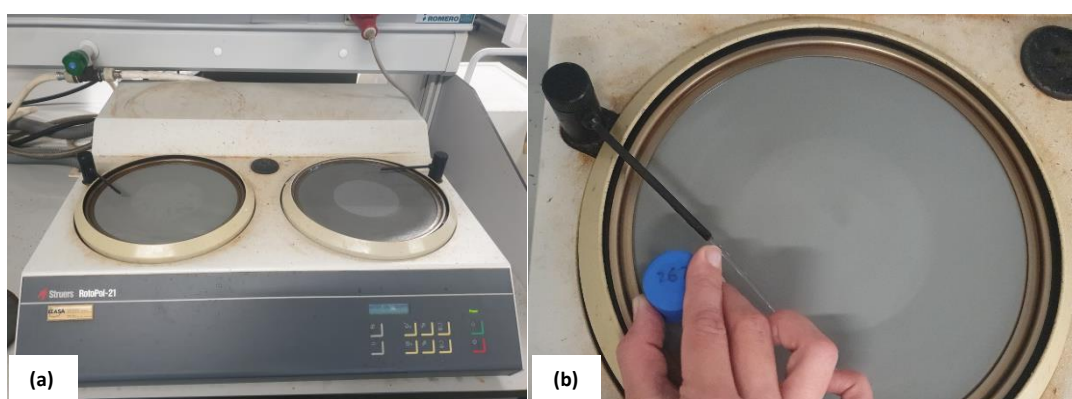


Figura 8. (a) Polidora. (b) Polimento de um provete.

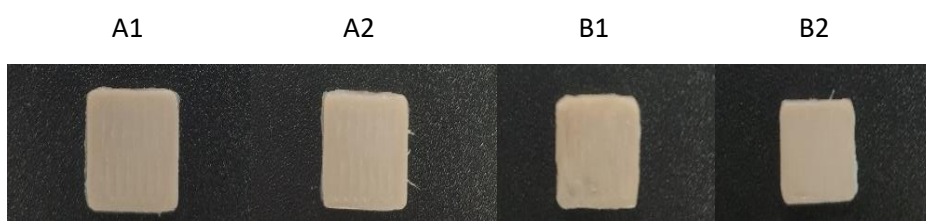


Figura 9. Provetes (A1, A2, B1 e B2) após polimento com polidora.

Os parâmetros que habitualmente servem como referência na medição da rugosidade são: a rugosidade média aritmética (R_a), a média aritmética da altura da superfície (S_a) e a amplitude máxima entre o pico mais alto e o vale mais profundo (St). O R_a é a média aritmética dos valores absolutos das alturas do perfil ao longo do comprimento em avaliação, ou seja, é a variação média na distância de um perfil de superfície à linha central de medição, não diferenciando vales e picos. O S_a fornece uma descrição tridimensional do desvio de altura aritmética de um plano médio e é o parâmetro

correspondente ao parâmetro bidimensional Ra. O St representa a amplitude máxima entre o maior pico e o vale mais profundo, ou seja, evidencia os defeitos localizados na superfície ^(114,117,118,145). Os parâmetros de rugosidade da superfície dos provetes foram determinados de acordo com a norma ISO 25178-2, permitindo calcular a média aritmética da altura da superfície (Sa). Foi extraído um perfil na direção perpendicular à direção de impressão através do qual a rugosidade média aritmética (Ra) foi calculada de acordo com a norma ISO 4287. Posteriormente os provetes foram agrupados de acordo com as suas características de impressão, e foram calculadas as médias dos respetivos parâmetros de rugosidade anteriormente referidos.

3.1.2. Avaliação da microdureza

Para avaliação da microdureza foram usados os mesmos provetes utilizados na avaliação da rugosidade (A1, A2, B1 e B2), após terminados esses testes. Contudo, para o estudo da microdureza foram avaliados os topos laterais dos referidos provetes. Para isso, foi necessária a montagem dos mesmos em resina epóxi (EpoMet G Powder, Buehler, EUA), para estabilizar e garantir o paralelismo da superfície dos provetes com a mesa do microdurómetro. Os provetes foram montados, devidamente identificados, numa prensa (PRONTOPRESS-2, Struers, Dinamarca) (Figura 10) com a ajuda de clips de fixação para que os mesmos se mantivessem na posição vertical (Figura 11).



Figura 10. Prensa utilizada para a montagem dos provetes.



Figura 11. Provetes inseridos nos clips de fixação para posterior montagem em resina epóxi.

Posteriormente os topos laterais dos provetes foram polidos com a sequência de lixas SiC anteriormente utilizada aquando da preparação dos provetes para o teste de rugosidade (P80, P180, P320, P800, P1200 e P4000).

A avaliação da microdureza dos provetes foi realizada no laboratório de Ensaios Tecnológicos, no Departamento de Engenharia Mecânica– FEUP (DEMec-FEUP), pelo teste de Vickers num microdurómetro (Matsuzaura MXT70® - Figura 12). Para garantir a padronização, foram realizadas 3 medições em regiões diferentes de cada provete, com a aplicação de uma carga de 100g durante 15 segundos. Apesar do microdurómetro permitir a leitura automática do valor da dureza de Vickers (HV), foi realizada posteriormente uma análise da superfície dos provetes num microscópio (Axiophot, Zeiss, Alemanha) a fim de observar as imagens e confirmar as medições (Figura 13).



Figura 13. Microdurómetro Matsuzaura MXT70®.



Figura 12. Microscópio Axiophot, Zeiss.

Relativamente à microdureza, foi realizada a medição das diagonais da impressão e calculada a dureza de Vickers (HV) pela seguinte fórmula:

$$HV = 1.8544 \frac{P}{d^2}$$

em que P corresponde ao peso aplicado (100g) e d à média das diagonais da indentação em mm ⁽¹⁴⁶⁾. Foram analisadas as médias das microdurezas por grupo.

3.2. Avaliação da resposta do sensor de pressão recoberto com provetes em PEEK

3.2.1. Prova de conceito

Como trabalho preliminar para esta avaliação, foi necessário realizar um estudo para prova de conceito ⁽¹⁴⁷⁾ com o objetivo de testar a sensibilidade de um sensor de pressão piezoresistivo (FlexiForce A-201, Tekscan, Boston, MA, EUA) previamente selecionado quando recoberto com provetes de diferentes alturas. O propósito deste estudo preliminar foi verificar se este tipo de sensor poderia ser utilizado posteriormente no trabalho laboratorial proposto e, dessa forma, validar a sua aquisição.

Assim, foram realizados por impressão 3D, 5 provetes em resina UV (Anycubic 405nm Translucent Green UV Resin, Anycubic, Reino Unido) pela técnica DLP na impressora 3D Phrozen Sonic Mighty 4K 3D Printer (Phrozen, Taiwan) (Figura 14).

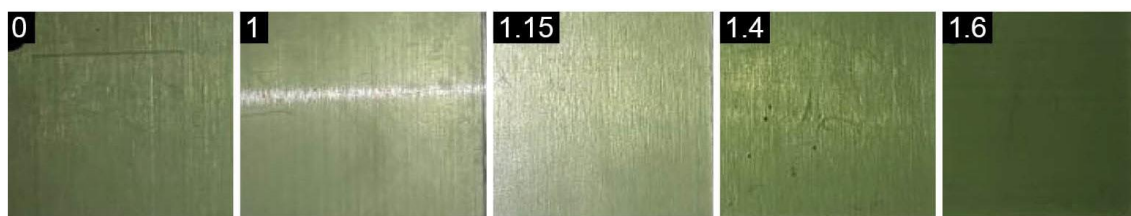


Figura 14. Provete base (0) e provetes de recobrimento com diferentes alturas (1mm, 1,15mm, 1,4mm e 1,6mm).

Um dos provetes, designado por "proвете base", foi impresso com 10mm x 10mm x 1mm, e nele foi fixado o sensor de pressão durante todos os ensaios. Os outros quatro provetes foram impressos com as mesmas dimensões (10mm x 10mm), mas com alturas diferentes (1mm, 1,15mm, 1,4mm e 1,6mm) e foram colocados alternadamente sobre o "proвете base" com o sensor de pressão para efetuar os testes de carga. Estes testes de carga foram efetuados numa coluna de teste de força em tração e compressão (MultiTest 2,5dV, Mecmesin) (Figura 15).



Figura 15. Sensor incluído entre os provetes base e um provete de recobrimento, no aparelho para realização dos testes de carga.

Numa primeira fase, o sensor de força foi calibrado através da aplicação de cargas [5, 20 e 30Newtons (N)] diretamente sobre o sensor acoplado ao "provetes de base". Foi confirmado se o valor da carga aplicada e o valor apresentado pelo *software* do sensor eram iguais.

Após esta calibração, os ensaios foram efetuados com o sensor interposto entre o "provetes de base" e os provetes de resina de impressão 3D de diferentes alturas. Foi aplicada uma pré-carga de 1N em todos os ensaios para uniformizar as condições iniciais de todos os provetes. Introduziram-se deslocamentos de 60 milímetros por minuto (mm/min), com ciclos de 15 repetições, o que permitiu atingir cargas de cerca de 20N, para avaliar a diferença entre o valor medido pelo sensor e a carga aplicada.

Assim, este trabalho permitiu validar a aplicação deste tipo de sensor, relativamente à sua sensibilidade e utilidade ⁽¹⁴⁷⁾.

3.2.2. Testes de carga com sensores de pressão incluídos em provetes de PEEK

Com o objetivo de incluir o sensor de pressão entre duas superfícies duras em PEEK (PEEK KETASPIRE KT-820 NT Filament, diâmetro do filamento 1,75mm, 250g, Medphen, Madrid, Espanha) e verificar como responde perante diferentes alturas de material de recobrimento foram impressos 4 provetes:

- Um provete base, que funcionou como base de apoio para o sensor. Este provete foi utilizado em todo o processo de ensaios, e a ele foi sempre fixado o sensor.
- Três provetes de recobrimento com 0,5mm, 1mm e 1,5mm de altura, que foram colocados por cima do conjunto base e sensor, alternadamente para realizar os testes.

Assim, foi criado informaticamente (SOLIDWORKS 2021, Dassault Systèmes SOLIDWORKS Corp., Waltham, Massachusetts, USA) um ficheiro STL correspondente às dimensões dos provetes (Tabela 4). Posteriormente foram, então, impressos (impressora AON-M2, AON3D, Canadá) 4 provetes com as características de impressão referidas anteriormente (Tabela 2).

Tabela 4. Dimensões dos provetes criados para os testes com os sensores.

Proвете	Comprimento (mm)	Largura (mm)	Altura (mm)
base	10	10	1
1	10	10	0,5
2	10	10	1
3	10	10	1,5

Os ensaios iniciais com os provetes foram realizados com cinco sensores, flexíveis e fáceis de manipular, com 0,2mm de espessura e 9,5mm de diâmetro (FlexiForce B-201, Tekscan, Boston, MA, EUA) (Figura 16).

A capacidade de carga dos sensores varia entre 0 e 4448N. O sensor foi fixado à superfície do provete base com fita cola de dupla face (Scotch™, 3M), conforme recomendado pelo fabricante ⁽¹³⁴⁾.

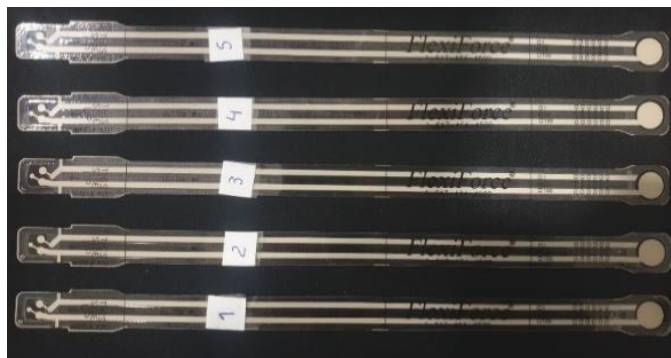


Figura 16. Sensores de pressão utilizados.

Os testes de carga foram realizados no Laboratório de Desenvolvimento de Produto e Serviços na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (LDPS - FEUP), numa coluna de teste de força em tração e compressão (MultiTest 2,5dV, Mecmesin) conectada com um dinamómetro digital (advanced force gauge, Mecmesin AFG 2500 N). Inicialmente procedeu-se à calibração individual de cada sensor, através da aplicação de uma carga diretamente no mesmo e registo desse valor no *software* do próprio sensor (FlexiForce ELF System, Tekscan, Boston, MA, EUA), conforme as indicações do fabricante. Para esse efeito, foram aplicadas cargas de 300, 600 e 1000N (Figura 17).

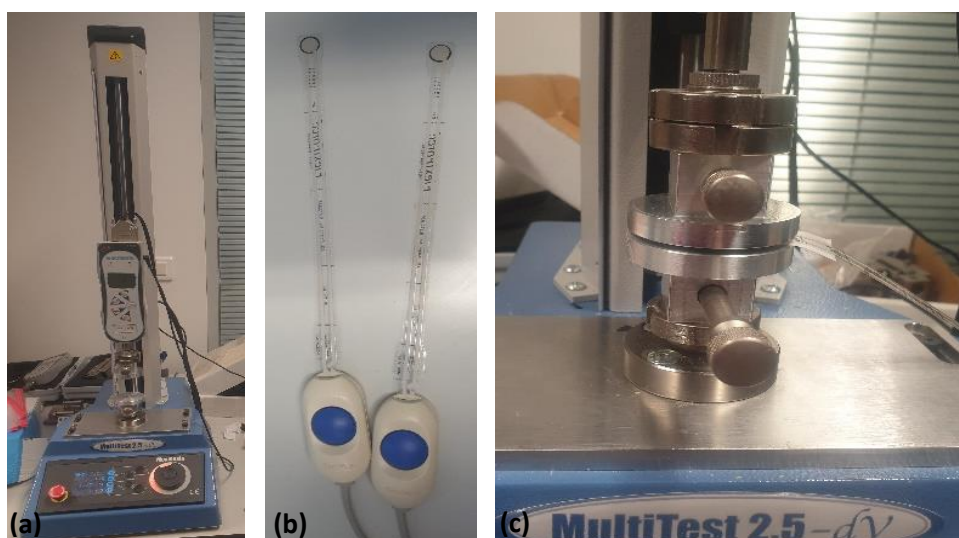


Figura 17. (a) Coluna de teste de força em tração e compressão com um dinamómetro digital; (b) Sensores conectados para realização dos testes de carga; (c) Sensor aplicado no MultiTest para calibração.

Após a calibração, foi realizada uma primeira medição aplicando a carga diretamente no sensor. Para isso, o provete base foi fixado na placa de compressão inferior com fita cola de dupla face e, por cima deste provete, fixou-se o sensor com recurso à mesma fita. Este procedimento foi realizado com vista a obter um valor inicial de comparação, uma vez que se perceberam diferenças entre a carga aplicada e a leitura do sensor. Posteriormente, iniciaram-se os testes com os provetes de recobrimento com diferentes alturas (0,5mm, 1mm e 1,5mm) (Figura 18).

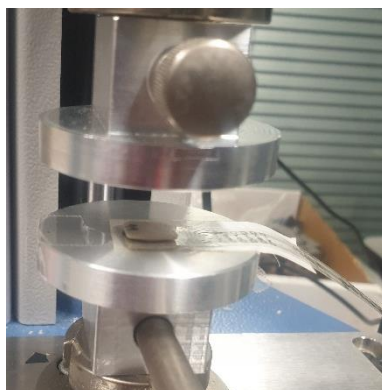


Figura 18. Fixação do provete base e sensor com fita cola de dupla face e aplicação do provete de recobrimento.

O conjunto provete base e sensor foi mantido durante todo o procedimento e foram colocados por cima do sensor, individualmente, os três provetes de recobrimento, permitindo criar três conjuntos de teste, conforme a Tabela 5. Foram aplicadas cargas de 20N, 200N e 1000N a cada conjunto de teste. Estes testes foram realizados separadamente para cada um dos cinco sensores utilizados.

Tabela 5. Composição dos três conjuntos de teste utilizados nos ensaios com os sensores.

Conjunto de teste 0	Conjunto de teste 1	Conjunto de teste 2	Conjunto de teste 3
Provete base	Provete base	Provete base	Provete base
Sensor	Sensor	Sensor	Sensor
Sem provete de recobrimento	Provete recobrimento 1 (0,5mm altura)	Provete recobrimento 2 (1mm altura)	Provete recobrimento 3 (1,5mm altura)

3.3. Avaliação do protótipo da goteira oclusal com os sensores de pressão incorporados

Para confecção do protótipo de goteira de estabilização oclusal foram utilizados modelos de gesso montados em articulador (QuickMaster, FAG Dentaire, Chemin de l'Épinette, França), e imagens obtidas através da digitalização da cavidade oral com scanner intra-oral (iTero®, Align Technology, Inc., Tempe, Arizona) de um voluntário. Assim, foi redigida uma declaração de consentimento informado (Anexo 3) para que este autorizasse a utilização dos dados referidos anteriormente.

Com base no ficheiro STL correspondente à digitalização da cavidade oral do voluntário, foi pedido a um laboratório dentário para construir digitalmente uma goteira oclusal convencional. Dessa forma, foi obtido um ficheiro STL da goteira. Na totalidade, foram feitas 3 tentativas para criar um protótipo de goteira oclusal com as características pretendidas.

Na primeira, um protótipo de goteira foi impresso em PEEK (PEEK KETASPIRE KT-820 NT Filament, diâmetro do filamento 1,7mm, 250g, Medphen, Madrid, Espanha), por FFF. Para isso, o ficheiro STL da goteira foi enviado para o *slicer* (Simplify3D®, Simplify3D, Cincinnati, Ohio, EUA), com o qual foram determinados, por técnicos experientes, os parâmetros técnicos de impressão (Tabela 2), e gerados os *gcodes* para a impressão.

Após a impressão, foi criado um sulco horizontal na região posterior bilateral da goteira, com um disco de corte (19mm- FYB0S3420, Jota, Suíça; 22mm- FYB0S3430, Jota, Suíça), a cerca de 1mm da superfície oclusal, onde foram incorporados os sensores de pressão (FlexiForce B-201, Tekscan, Boston, MA, EUA) (Figura 11), para realização dos testes de carga.

Para avaliação das forças oclusais, foi utilizada a montagem em articulador dos modelos de gesso pré-existente ⁽¹³²⁾. Assim, a goteira impressa foi adaptada no modelo de gesso superior e foram realizados desgastes na superfície oclusal do modelo inferior para permitir o melhor ajuste oclusal da goteira sem danificar o material da mesma (Figura 19).

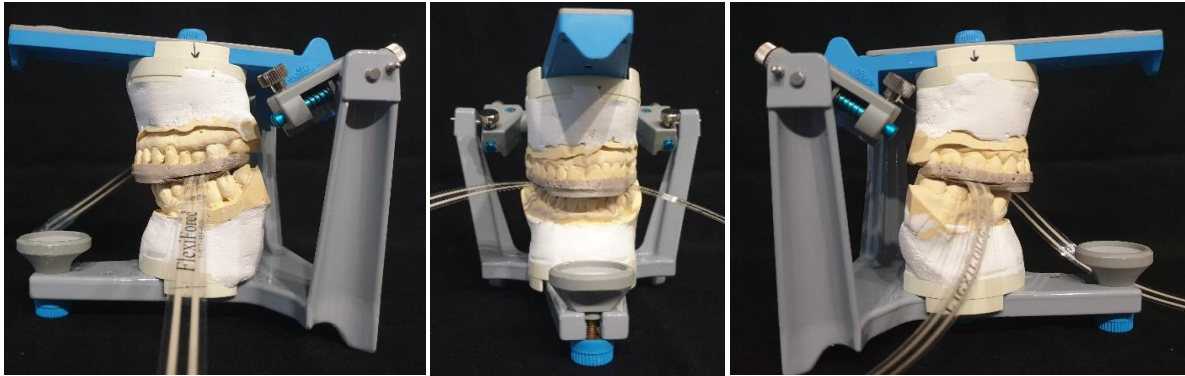


Figura 19. Goteira aplicada nos modelos montados em articulador, com os sensores de pressão incorporados.

Os testes de carga, à semelhança dos testes com os provetes, foram realizados no Laboratório de Desenvolvimento de Produto e Serviços na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (LDPS - FEUP), numa coluna de teste de força em tração e compressão (MultiTest 2,5dV, Mecmesin) conectada com um dinamómetro digital (advanced force gauge, Mecmesin AFG 2500N). Foi realizada a calibração individual de cada sensor, através da aplicação de uma carga diretamente no mesmo e o registo desse valor no *software* do próprio sensor (FlexiForce ELF System, Tekscan, Boston, MA, EUA), conforme as indicações do fabricante. Para esse efeito, foram aplicadas cargas de 300, 600 e 1000N (Figura 20), conforme anteriormente descrito nos testes com os provetes em PEEK.



Figura 20. Aplicação de carga na goteira com sensores de pressão incorporados.

Contudo, não foi possível obter resultados válidos com este ensaio, uma vez que os sensores não obtiveram qualquer leitura de carga. Assim, optou-se por fazer uma nova tentativa para criação do protótipo.

Foi realizado um novo desenho digital da goteira. Este desenho consistiu na divisão da goteira em duas partes: i) uma parte superior que recobria o modelo maxilar, ou seja, que correspondia à região que se insere nos dentes; ii) uma parte inferior, correspondendo à superfície oclusal, com 1mm de altura, que posteriormente recobriu o sensor. Nestas duas partes foi realizado um sistema de encaixe tipo “macho/fêmea” com o objetivo de adquirir a correta orientação e ligação das mesmas, após inclusão do sensor entre elas (Figura 21).

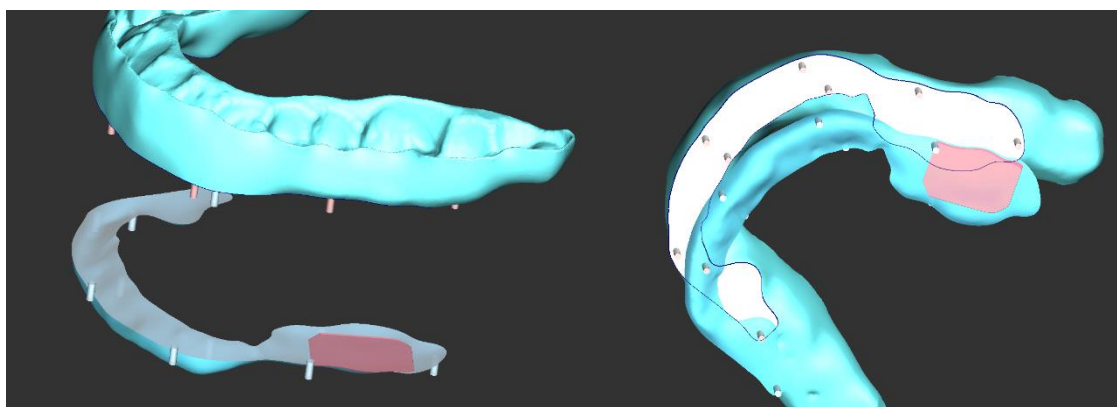


Figura 21. Imagens do ficheiro STL do segundo protótipo de goteira criado, com esta dividida em duas partes para inclusão do sensor de pressão entre elas.

Assim, foi criado um segundo protótipo de goteira oclusal, com esta nova geometria, que foi inicialmente impressa em resina (Nextdent Model 2.0 Peach, 3D Systems, Canadá) pela técnica DLP (impressora Nextdent 5100, 3D Systems, Canadá), por se tratar de um processo mais económico, no que diz respeito ao material e ao processo de impressão, de forma a reproduzir e testar o sistema de encaixe entre as duas partes da goteira. Devido à fragilidade da parte da goteira que recobre os sensores, uma vez que apresentava uma altura muito reduzida, optou-se por manter alguns dos suportes resultantes do processo de impressão (Figura 22).



Figura 22. Goteira impressa em resina em duas partes, com sistema de encaixe "macho/fêmea".

Foi também impresso o modelo 3D em resina (Nextdent Model 2.0 Peach, 3D Systems, Canadá) pela técnica DLP (impressora Nextdent 5100, 3D Systems, Canadá), do ficheiro STL correspondente ao maxilar superior do paciente.

Seguidamente foram repetidos os ensaios com os sensores de pressão com o segundo protótipo de goteira adaptada no novo modelo 3D impresso. Para isso, os mesmos sensores de pressão utilizados anteriormente, foram incluídos entre as duas partes da goteira para realização dos testes de carga (Figura 23). Estes testes foram realizados com recurso ao mesmo aparelho de carga utilizado nos testes anteriores, com o qual foi aplicada novamente uma carga de 20N, 200N e 1000N. Contudo, estes sensores foram calibrados de duas formas diferentes: i) isoladamente apenas com aplicação de cargas de 20N, 200N e 1000N; ii) aplicados na goteira de teste, com a aplicação de cargas de 20N, 200N e 1000N.



Figura 23. Testes de carga realizados na goteira impressa em resina.

Como os resultados destes testes foram positivos, optou-se por utilizar esta nova geometria para imprimir um terceiro protótipo de goteira oclusal, replicando o segundo protótipo, mas no material em estudo (PEEK KETASPIRE KT-820 NT Filament, diâmetro do filamento 1,75mm, 250g, Medphen, Madrid, Espanha). Assim, o ficheiro STL da goteira dividido em duas partes foi enviado para o *slicer* para determinar os parâmetros de impressão e enviar os *gcodes* para impressão da mesma. No entanto, apesar das diversas tentativas realizadas, não foi possível imprimir o sistema de encaixe planeado, devido às reduzidas dimensões do mesmo.

Assim, o terceiro protótipo consistiu na impressão de uma goteira em PEEK em duas partes, mas sem o sistema de encaixe. Seguidamente foram replicados os ensaios com os sensores de pressão do segundo protótipo de goteira, igualmente adaptada no novo modelo 3D impresso. Para isso, optou-se por utilizar fita cola de dupla face para promover a união entre as duas partes da goteira e os mesmos sensores de pressão utilizados anteriormente, que foram incluídos entre elas, individualmente (Figura 24). Os testes foram novamente realizados com recurso à coluna de teste de força em tração e compressão (MultiTest 2,5dV, Mecmesin) conectada com um dinamómetro digital (advanced force gauge, Mecmesin AFG 2500N), com o qual foi aplicada uma carga de 20N, 200N e 1000N. De acordo com os testes realizados com o segundo protótipo, estes sensores foram calibrados de duas formas diferentes: i) isoladamente apenas com aplicação de cargas de 20N, 200N e 1000N; ii) aplicados na goteira de teste, com a aplicação de cargas de 20N, 200N e 1000N (Figura 25).



Figura 24. Goteira impressa em PEEK em duas partes com fita cola de dupla face para promover a união.

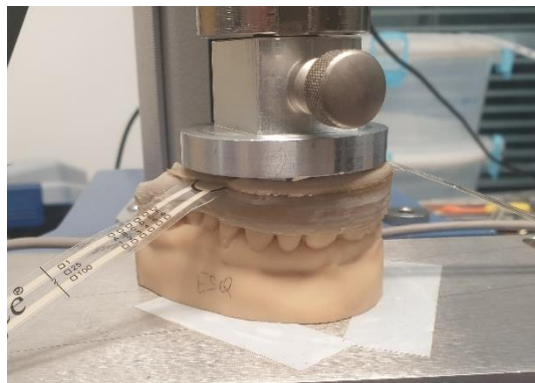


Figura 25. Testes de carga com a goteira impressa em PEEK em duas partes.

No entanto, quando foi aplicada a carga, verificou-se que a parte da goteira que recobria os sensores deslizava sobre estes, o que não permitiu a correta leitura dos sensores, pelo que não se obteve sucesso nestes testes.

Contudo, procedeu-se aos ensaios com a mesma goteira, mas adaptada ao modelo de gesso montado em articulador, à semelhança dos testes realizados com o primeiro protótipo (Figura 26). Utilizou-se igualmente fita cola de dupla face para fixar as duas partes da goteira e o sensor. Neste ensaio foram também testados os 5 sensores separadamente, com a aplicação da carga de 20N, 200N e 1000N através da coluna de teste de força em tração e compressão (MultiTest 2,5dV, Mecmesin) anteriormente descrita. À semelhança dos testes anteriores os sensores foram calibrados de duas formas distintas (isolados vs aplicados na goteira) (Figura 27 e 28).



Figura 26. Testes de carga com a goteira impressa em PEEK em duas partes, adaptada nos modelos montados em articulador.



Figura 27. Calibração do sensor isolado.



Figura 28. Calibração do sensor aplicado na goteira.

Relativamente aos dados referentes aos ensaios com os sensores, foi avaliada a diferença entre a carga aplicada pela coluna de testes de força em tração e compressão e a leitura de carga do sensor, que foi obtida com recurso ao programa informático específico dos mesmos (ELF Multi-handle 4.33).

Os dados foram recolhidos e armazenados numa base de dados criada a partir do Programa Excel® (Microsoft Office Plus Professional 2016, Microsoft, EUA), onde foram avaliadas as médias das medidas realizadas.

4. RESULTADOS

4. Resultados

4.1. Rugosidade

Para avaliação da rugosidade foram confeccionados 4 provetes em PEEK com diferentes espessuras de camada de impressão [provetes A1 e A2 (0,1mm) e provetes B1 e B2 (0,3mm)]. Inicialmente foi obtida topografia de superfície dos provetes após impressão, sem qualquer acabamento de superfície (antes do polimento) (Figura 29). Contudo, nesta análise não foi possível realizar a leitura do provete B1, uma vez que a falta de acabamento da superfície não permitiu que o perfilómetro percorresse toda a superfície do provete.

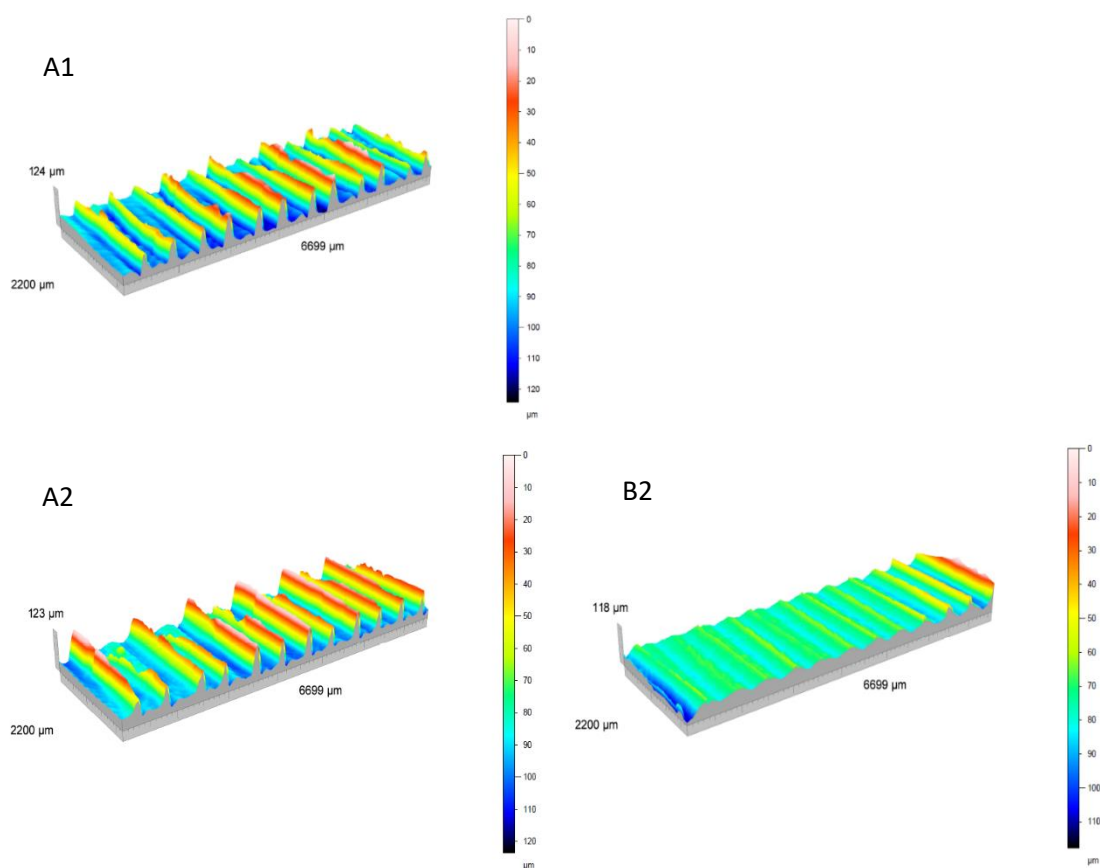


Figura 29. Imagem 3D da rugosidade de superfície dos provetes A1, A2 e B2 antes do polimento.

Após o polimento dos provetes foi novamente obtida a topografia de superfície de todos os provetes. Desta forma, apesar de não existir a avaliação da rugosidade do provete B1 antes do polimento, foi possível realizar a comparação entre os resultados de rugosidade dos B1 e B2 após polimento (Figura 30).

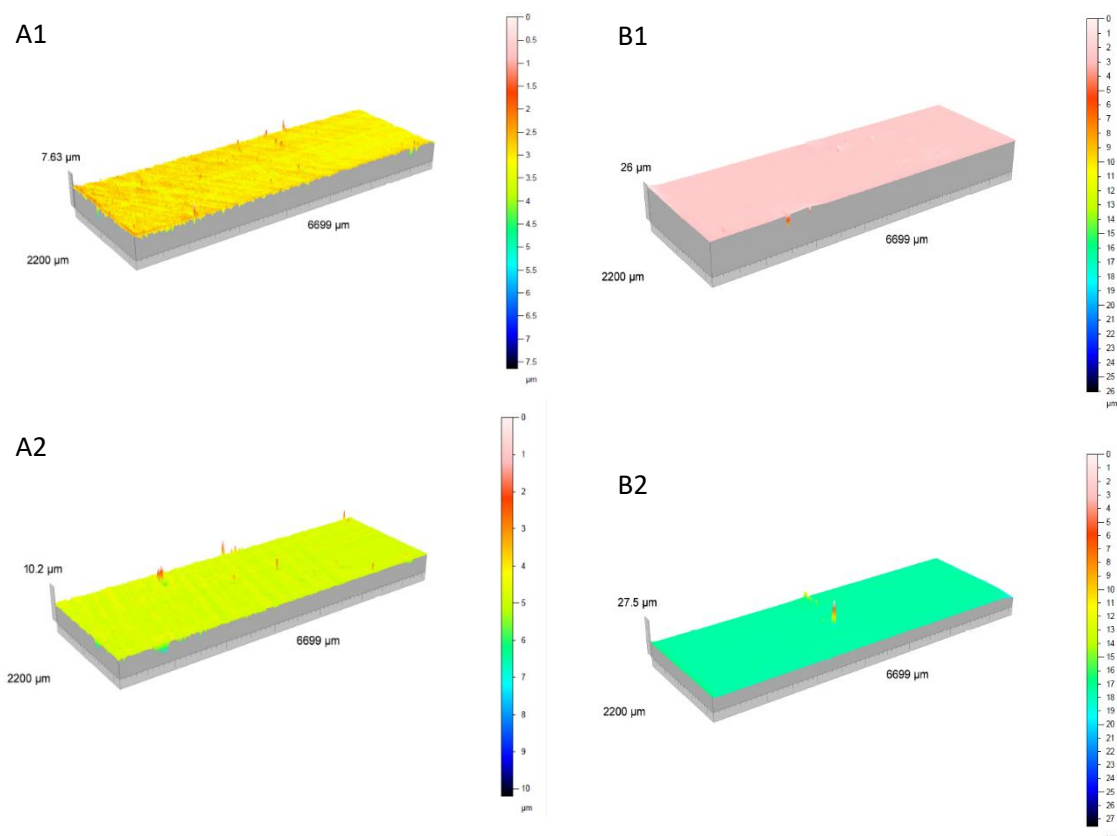


Figura 30. Imagem 3D da rugosidade de superfície dos provetes A1, A2, B1 e B2 após o polimento com lixas SiC.

Foram avaliados os parâmetros Sa, Ra e St onde se observou uma diferença considerável na rugosidade de superfície dos provetes nos dois momentos de avaliação, sendo que, como era expectável, na primeira medição os provetes apresentam maior rugosidade de superfície. Relativamente à comparação entre provetes com as mesmas características de impressão, quando essa comparação é possível, são perceptíveis valores semelhantes de rugosidade de superfície, quer antes do polimento para os provetes A1 e A2, quer após o polimento para todos os provetes (Tabela 6).

Tabela 6. Resultados dos testes de rugosidade para cada provete em PEEK (rugosidade média aritmética (Ra), a média aritmética da altura da superfície (Sa) e a amplitude máxima entre o pico mais alto e o vale mais profundo (St)).

Provete	Parâmetros Rugosidade	Antes polimento (μm)	Após polimento (μm)
A1	Sa	17,3	0,19
	Ra	0,91	0,12
	St	124	7,64
A2	Sa	18,0	0,14
	Ra	1,05	0,09
	St	123	10,2
B1	Sa		0,08
	Ra		0,04
	St		26
B2	Sa	6,51	0,10
	Ra	0,33	0,04
	St	118	27,5

Uma vez que os provetes se distinguiam pelas características de impressão, nomeadamente pela espessura da camada de impressão, estes foram agrupados segundo esta característica e foi calculada a média dos parâmetros de rugosidade para cada um deles, como evidenciado na Tabela 7:

Tabela 7. Média da rugosidade média aritmética (Ra) antes e após polimento, e média aritmética da altura da superfície (Sa) antes e após polimento dos provetes em PEEK, por grupo.

Grupo	Média Ra antes polimento (μm)	Média Ra após polimento (μm)	Média Sa antes polimento (μm)	Média Sa após polimento (μm)
A (A1 e A2)	0,98	0,11	17,6	0,17
B (B1 e B2)	0,33	0,04	6,51	0,09

Assim, comparando os valores médios de Ra e Sa dos dois grupos, em cada um dos momentos de avaliação da rugosidade, os resultados mostraram uma tendência para a existência de diferenças entre os grupos estudados. O grupo A apresenta sempre uma superfície mais rugosa do que o grupo B, embora esta diferença tenda a ser menor após o polimento (Gráfico 1).

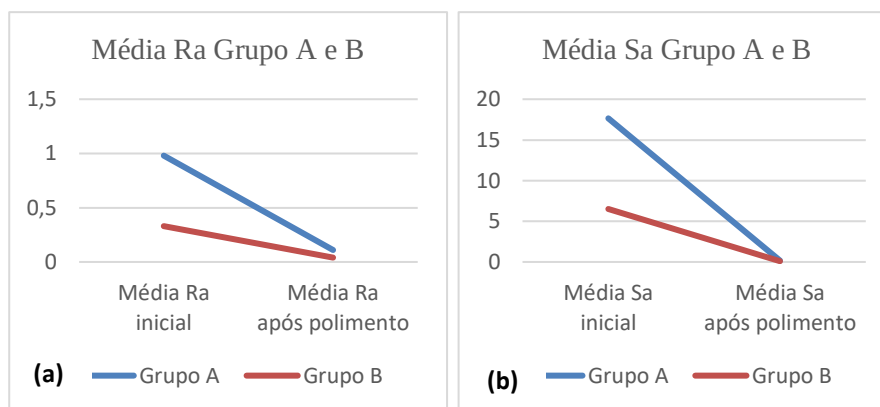


Gráfico 1. Diferença entre a Média Ra (a) e a Média Sa (b) dos grupos A e B.

Da mesma forma relativamente aos provetes de PMMA, foi obtida a topografia de superfície de todos os provetes (Figura 31) e avaliados os parâmetros Sa, Ra e St. Observou-se uma diferença considerável na rugosidade de superfície dos provetes sem polimento e com polimento. Contudo, no que diz respeito aos diferentes polimentos aplicados, verificou-se que a rugosidade de superfície dos provetes é semelhante, conforme evidenciado na tabela seguinte (Tabela 8).

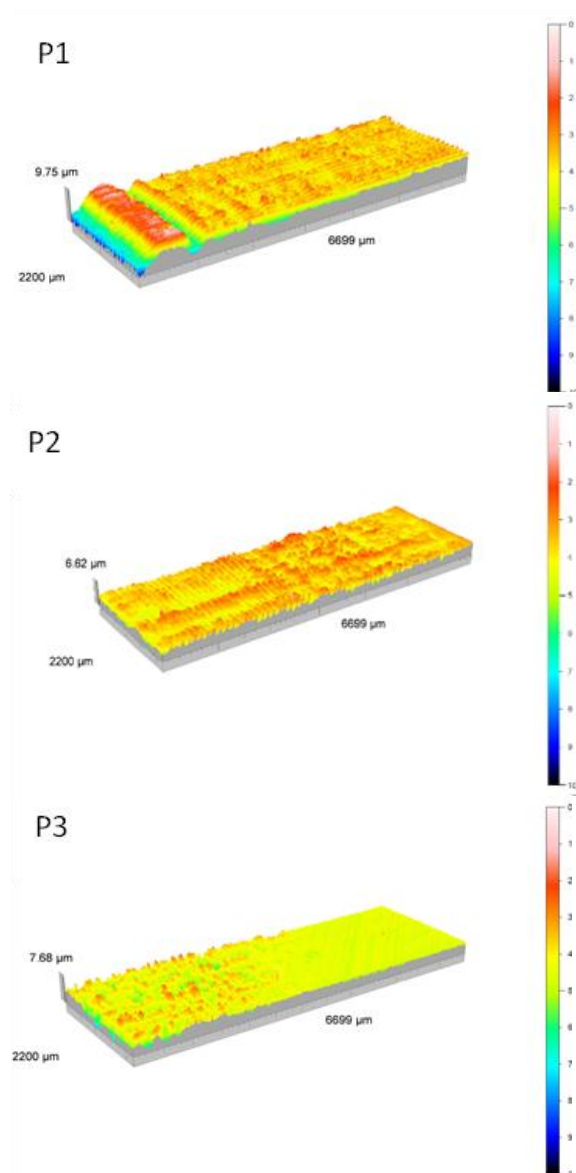


Figura 31. Imagem 3D da rugosidade de superfície dos provetes em PMMA P1, P2 e P3.

Tabela 8. Resultados dos testes de rugosidade para cada provete em PMMA [rugosidade média aritmética (Ra), a média aritmética da altura da superfície (Sa) e a amplitude máxima entre o pico mais alto e o vale mais profundo (St)].

Proвете		P1 (sem polimento)	P2 (polimento com lixas SiC)	P3 (polimento convencional)
Parâmetros	Ra	0,26	0,11	0,12
Rugosidade	Sa	0,73	0,40	0,48
(µm)	St	9,75	7,68	6,62

Foi possível verificar que o provete de PMMA sem polimento apresenta maiores valores de rugosidade, e ainda, que os provetes de PMMA com polimento com lixas SiC e com polimento convencional apresentam valores de rugosidade próximos entre si.

No que diz respeito à comparação da rugosidade dos provetes em PEEK com os provetes em PMMA, observou-se que apesar dos provetes em PEEK apresentarem maior rugosidade antes do polimento, após polimento com lixas SiC os provetes em PEEK apresentam rugosidade igual ou inferior aos provetes em PMMA nas mesmas condições (Tabela 9).

Tabela 9. Comparação entre a Média da rugosidade média aritmética (Ra) antes e após polimento e após polimento dos provetes em PEEK e PMMA.

Provete	Média Ra antes polimento (μm)	Média Ra após polimento (μm)
PEEK - Grupo A	0,98	0,11
PEEK - Grupo B	0,33	0,04
PMMA	0,26	0,11

4.2. Microdureza

A Tabela 10 sumaria os resultados obtidos pela avaliação da microdureza no microdurómetro.

Tabela 10. Resultados dos testes de microdureza por provete - avaliação com microdurómetro.

Provete	Vickers 1	Vickers 2	Vickers 3	Média
A1	20,8	19,8	21,5	20,7
A2	19,8	20,7	19,7	20,1
B1	20,7	18,3	20,3	19,8
B2	20,5	21	21	20,8

Verificou-se que, apesar das diferentes condições de impressão, os provetes apresentam uma dureza aproximada de 20 na escala de dureza Vickers (HV), com uma carga de 100g.

Após a avaliação no microdurómetro, foi efetuada a observação dos provetes num microscópio para confirmar os valores obtidos para as dimensões da impressão (Figura 32).

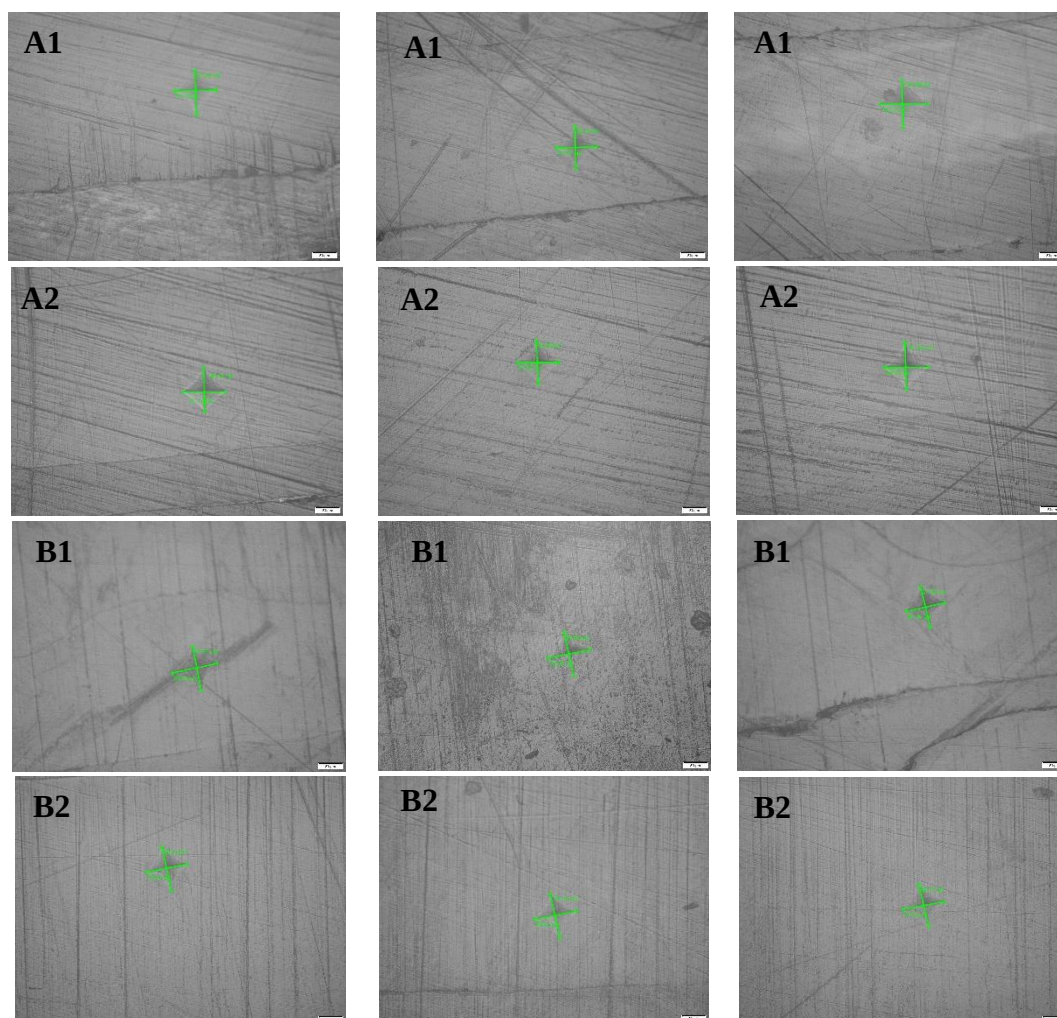


Figura 32. Leitura das indentações realizadas pelo microdurómetro no microscópio ótico.

Observou-se que estes resultados são semelhantes aos obtidos no microdurómetro e que a média das microdurezas dos provetes se aproxima igualmente de 20HV. A Tabela 11 sumaria os resultados obtidos pela avaliação no microscópio.

Tabela 11. Resultados dos testes de microdureza por provete - avaliação com microscópio ótico.

Proвете	Vickers 1	Vickers 2	Vickers 3	Média
A1	17,48	20,85	22,44	20,3
A2	21,21	21,72	18,92	20,6
B1	23,63	19,39	20,63	21,2
B2	21,3	19,19	20,85	20,4

Assim, uma vez que as médias obtidas eram semelhantes, optou-se por realizar a análise dos resultados obtidos através da leitura com o microdurómetro. Dessa forma, em concordância com o agrupamento realizado para análise da rugosidade, os provetes foram igualmente agrupados segundo o parâmetro de impressão espessura da camada de impressão, por ser o fator que os diferenciava, sendo obtidos dois grupos (A e B) conforme a Tabela 12.

Tabela 12. Média da microdureza por grupo.

Grupo	Média Microdureza Vickers
A (A1 e A2)	20,4
B (B1 e B2)	20,3

Comparando os valores médios de dureza dos dois grupos, os resultados mostraram não existir diferenças entre os grupos estudados. Ambos os grupos apresentam dureza de aproximadamente 20HV.

4.3. Testes de carga

Para realização dos testes de carga, foram aplicadas cargas de 20N, 200N e 1000N a cada conjunto de teste criado segundo a altura do provete de recobrimento (Conjunto de teste 0 – sem provete de recobrimento; Conjunto de teste 1 – provete de recobrimento com 0,5mm de altura; Conjunto de teste 2 – provete de recobrimento com 1mm de altura e Conjunto de teste 3 – provete de recobrimento com 1,5mm de altura), em 5 sensores distintos. Verificou-se que existem diferenças entre a carga aplicada e a carga lida pelo sensor, mesmo sem que este estivesse recoberto. Os resultados estão sumariados na tabela seguinte (Tabela 13).

Tabela 13. Resultados dos testes de carga por conjunto de teste, para cada carga aplicada, e respetiva média.

Provete	Carga	Sensor					MÉDIA
		1	2	3	4	5	
Conjunto 0 (Sem recobrimento)	20N	32	51	33	42	50	41,6
	200N	230	357	456	285	296	324,8
	1000N	750	830	773	851	910	822,8
Conjunto 1 (0,5mm)	20N	0	25	26	17	18	17,2
	200N	98	242	138	157	148	156,6
	1000N	377	500	370	485	402	426,8
Conjunto 2 (1mm)	20N	32	38	52	17	32	34,2
	200N	197	166	271	136	175	189
	1000N	492	434	595	379	430	466
Conjunto 3 (1,5mm)	20N	16	25	26	17	23	21,4
	200N	147	217	191	106	157	163,6
	1000N	427	357	489	383	430	417,2

Assim, comparando os valores médios dos testes realizados com os cinco sensores, os resultados mostraram que quando os sensores não estavam recobertos, embora não reproduzissem a carga exata aplicada (20N, 200N ou 1000N), apresentaram valores próximos. O mesmo não se observou quando os sensores foram recobertos com diferentes alturas de material.

Relativamente à comparação das leituras dos sensores obtidas com a mesma carga, mas com diferentes alturas de material de recobrimento, observa-se que existe uma maior discordância entre o valor de carga aplicada e o valor lido pelo sensor. Essa discrepância de valores não é proporcional ao aumento da altura do provete de recobrimento, uma vez que a maior diferença se observa no conjunto de teste 2 para a carga aplicada de 20N, no conjunto 1 para a carga de 200N e no conjunto 3 para a carga de 1000N (Gráfico 2 e Tabela 14). As maiores discrepâncias foram encontradas quando se aplicou uma carga de 1000N e a menor com 20N, independentemente do conjunto de teste.

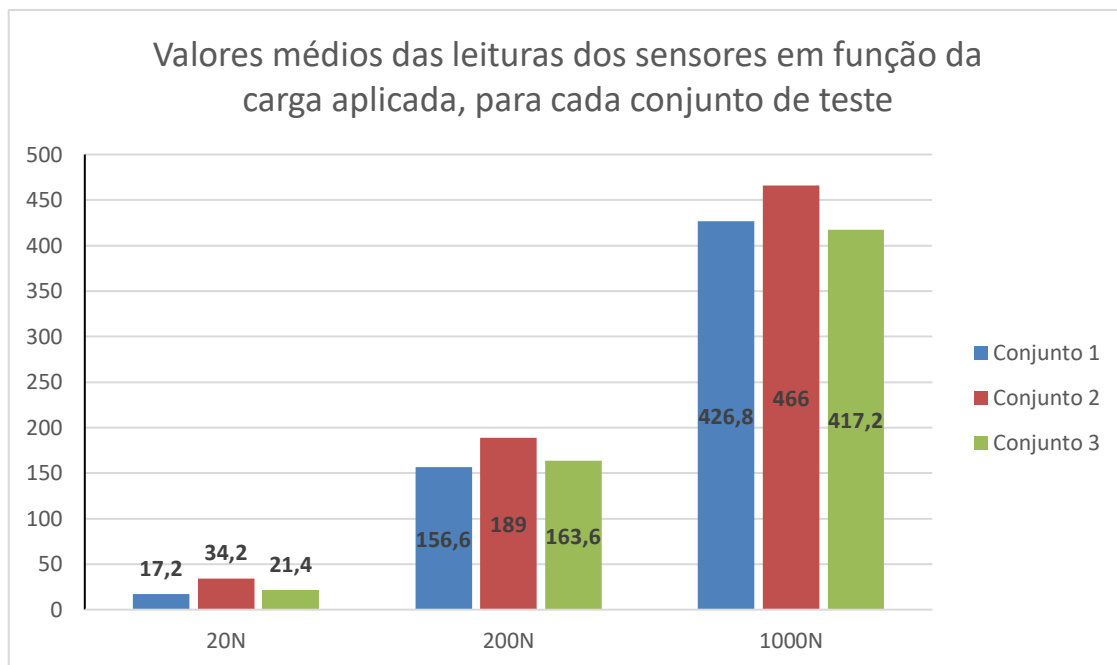


Gráfico 2. Diferença entre a Média dos resultados dos testes de carga por conjunto de teste, para cada carga aplicada.

Tabela 14. Valor da diferença numérica entre a carga aplicada e a leitura do sensor.

	20 N	200N	1000N
Conjunto 1 (0,5mm)	2,8	43,4	573,2
Conjunto 2 (1mm)	14,2	11	534
Conjunto 3 (1,5mm)	1,4	36,4	582,8

4.4. Testes de carga com a goteira oclusal

Com o primeiro protótipo em PEEK, no qual foram realizados sulcos laterais para a inclusão de sensores, não foi possível realizar o ensaio porque os sensores não registavam qualquer valor de carga.

Posteriormente, com o segundo protótipo da goteira em resina os resultados foram divididos conforme a calibração do sensor realizada: i) calibração isolada; ii) calibração com o sensor inserido na goteira, estando apresentados nas Tabelas 15 e 16 respetivamente.

Tabela 15. Resultados dos testes de carga realizados na goteira impressa em resina em duas partes, com o sensor calibrado isoladamente.

Carga	Sensor					Média
	1	2	3	4	5	
20N	11	9	15	13	12	12
200N	102	98	108	105	103	103,2
1000N	630	627	641	635	632	633

Tabela 16. Resultados dos testes de carga realizados na goteira impressa em resina em duas partes, com o sensor calibrado inserido na goteira.

Carga	Sensor					Média
	1	2	3	4	5	
20N	18	15	17	17	16	16,6
200N	192	197	190	198	195	194,4
1000N	992	987	995	998	996	993,6

Observou-se que o sensor quando calibrado na goteira deteta valores mais próximos da carga aplicada.

Posteriormente foi realizado o teste com o terceiro protótipo adaptada no modelo de gesso articulado no articulador. Assim, foram replicados os ensaios descritos anteriormente, dividindo, de igual forma, os resultados conforme a calibração, do sensor realizada: i) calibração isolada; ii) calibração com o sensor inserido na goteira, apresentados nas Tabelas 17 e 18 respetivamente.

Tabela 17. Resultados dos testes de carga realizados na goteira impressa em PEEK em duas partes, com o sensor calibrado isoladamente.

Carga	Sensor					Média
	1	2	3	4	5	
20N	10	8	12	15	16	12,2
200N	102	96	105	108	112	104,6
1000N	650	647	652	655	657	652,2

Tabela 18. Resultados dos testes de carga realizados na goteira impressa em PEEK em duas partes, com o sensor calibrado inserido na goteira.

Carga	Sensor					Média
	1	2	3	4	5	
20N	17	16	18	19	19	17,8
200N	190	192	195	198	199	194,8
1000N	988	993	990	997	998	993,2

Estes resultados demonstram que os sensores incluídos na goteira permitem detetar variações da carga aplicada. Assim, os resultados dos testes com a goteira em resina (segundo protótipo) e em PEEK (terceiro protótipo), evidenciam que o sensor deteta valores mais próximos da carga aplicada quando inserido na goteira para calibração.

5. DISCUSSÃO

5. Discussão

O presente trabalho teve três objetivos principais: 1) estudar o comportamento do PEEK impresso por FFF com diferentes espessuras de camada de impressão, quanto à rugosidade e microdureza; 2) avaliar a resposta de um sensor de pressão, incluído entre dois provetes de PEEK por FFF, com a aplicação de uma carga conhecida, testando o efeito de diferentes alturas do provete de recobrimento; 3) produzir um protótipo de goteira oclusal em PEEK por FFF, com incorporação de sensores de pressão para monitorização do bruxismo.

Por conseguinte, nesta investigação observou-se que a impressão de provetes em PEEK com 0,3mm de espessura da camada de impressão apresentou melhores resultados no que diz respeito à rugosidade de superfície, antes e após o polimento com lixas SiC. No que concerne à comparação dos provetes em PEEK com o *gold standard* (PMMA) verificou-se que, após polimento, os provetes em PEEK apresentaram rugosidade igual (grupo A - espessura da camada de impressão 0,1mm) ou inferior (Grupo B - espessura da camada de impressão 0,3mm).

Em contrapartida, relativamente à microdureza não se observaram diferenças nos provetes em PEEK impressos com diferentes espessuras de camada de impressão, dado que todos os provetes apresentaram microdureza média de 20HV (com uma carga de 100g).

Nos testes realizados com os sensores de pressão, foi possível perceber que estes são capazes de detetar a aplicação de uma carga, quando recoberto com provetes de diferentes alturas de PEEK. Verificaram-se diferenças na leitura do sensor com a alteração da altura do provete que o recobre, porém, essa variação não foi proporcional ao aumento do mesmo.

No que diz respeito aos testes com os sensores de pressão incorporados na goteira oclusal em PEEK por FFF, apesar dos sensores não identificarem com exatidão o valor da carga aplicada, reconheceram valores próximos desta.

5.1. Rugosidade

Alguns autores referem que a avaliação da rugosidade por rugosímetro de contacto - que promove o contacto direto da ponta de medição com a superfície a estudar - não é o

método ideal, pelo risco de causar danos na superfície do provete ⁽¹¹⁰⁾. No entanto, Elawadly *et al.* ⁽¹⁴⁸⁾ avaliaram a rugosidade (Ra) com recurso a este método, pela dificuldade de utilização de interferometria ótica devido à reflexão inadequada da luz resultante da cor dos provetes de PEEK, considerando-o eficaz.

Do mesmo modo, na atual investigação observou-se a mesma dificuldade na leitura por interferometria ótica do PEEK e, por conseguinte, foi utilizado também o rugosímetro de contacto. Todavia, não foram apenas avaliados os parâmetros Ra e Sa, foi também realizada uma análise completa da topografia de superfície por este método. Desta forma, foi possível avaliar o St, parâmetro que, ao contrário do Ra, permite ter a perceção de defeitos maiores na superfície.

As principais vantagens da impressão 3D por FFF são o tempo mínimo para produzir as peças, a quantidade limitada de material utilizada e o baixo custo. Apresenta também duas grandes desvantagens: a necessidade de tratamento pós-processamento, para remoção das estruturas de suporte e polimento da superfície, e um comportamento variável, pois as condições de impressão, como temperatura do *nozzle*, temperatura da câmara, velocidade de impressão e espessura da camada de impressão, afetam diretamente as características dos objetos impressos ^(104,149). De facto, Limaye *et al.* ⁽¹¹¹⁾, através de microscópio eletrónico de varrimento, analisaram provetes de PEEK impressos por FFF e verificaram a existência de irregularidades criadas pelo arrasto do material pelo *nozzle* durante a impressão.

Por outro lado, segundo Schonhoff *et al.* ⁽⁸⁵⁾ um parâmetro de impressão importante, que afeta significativamente a rugosidade da superfície é a espessura da camada de impressão. Aliás, de acordo com alguns autores ^(85,110,113,150), essas duas características estão diretamente relacionadas, pois diminuir a espessura da camada de impressão, causa uma diminuição na rugosidade da superfície.

Anteriormente, Wang *et al.* ⁽¹⁵⁰⁾ estudaram a influência de diferentes parâmetros de impressão na qualidade da superfície das peças fabricadas em PEEK. Em relação à espessura da camada de impressão, observaram que o seu aumento originou valores de rugosidade superficial superiores. Os autores atribuem estes resultados ao aumento dos espaços entre camadas, fruto da técnica de impressão por FFF utilizada.

Da mesma forma, Guo *et al.* ⁽¹¹³⁾ também estudaram PEEK em filamento, utilizando diferentes espessuras de camada de impressão (0,1 e 0,2mm). Os autores verificaram que a camada de impressão influencia a rugosidade das peças em PEEK, sendo que quanto maior a espessura da camada de impressão, maior a rugosidade.

Em contraste com as afirmações dos três autores anteriormente referidos ⁽⁸⁵⁾¹⁵⁰⁾, no trabalho aqui apresentado os provetes com uma espessura de camada de impressão maior (0,3mm) evidenciaram uma superfície menos rugosa comparativamente aos provetes com 0,1mm de espessura da camada de impressão. Ainda assim, devido ao número limitado de provetes estudados, não foi possível realizar a análise estatística a fim de concluir se esta diferença seria estatisticamente significativa.

Por outro prisma, a rugosidade dos materiais utilizados na cavidade oral afeta a coloração, a acumulação de placa bacteriana, a saúde dos tecidos orais, e o conforto do paciente ⁽¹⁵¹⁾.

Nesse sentido, vários autores referem que a rugosidade de superfícies rígidas presentes na cavidade oral, após polimento, não deve ser superior a 2 μ m, pois este é o limite para acumulação de placa bacteriana. Não obstante, outros autores apontam o limite clinicamente aceitável para 10 μ m ^(95,116,117,152-155). De todas as formas, a acumulação de placa bacteriana nas restaurações, devido à sua rugosidade, é um dos fatores que leva à sua substituição ⁽¹¹⁸⁾.

Contudo, não está descrita uma técnica universal para o tratamento de superfície do PEEK, pelo que diferentes autores usam métodos diversos. Sturz *et al.* ⁽¹¹⁸⁾ avaliaram a rugosidade do PEEK fresado após várias técnicas de polimento: i) polimento com lixas SiC P1000 (Ra=0,27 μ m); ii) polimento com pedras Arkansas (Ra=0,36 μ m); iii) polimento com jato de bicarbonato de sódio (Ra=0,95 μ m); e iv) polimento com pasta de polimento diamantada (Ra=0,07 μ m). Com base neste trabalho, os autores consideraram a pasta de polimento como o melhor dos quatro métodos utilizados para acabamento da superfície.

Contrariamente, outros autores obtiveram valores distintos com polimento com lixas SiC, igualmente para PEEK fresado, nomeadamente Keul *et al.* ⁽¹⁵⁶⁾ (P500 até P2400) encontraram um Ra=0,04 μ m, Çulhaoglu *et al.* ⁽¹⁴⁴⁾ (P1200) referiram Ra=0,53 μ m e Caglar *et al.* ⁽¹⁵⁷⁾ (P600 e P800) mencionaram Ra=1,11 μ m.

Uma vez que não foi encontrada nenhuma publicação que descrevesse a mesma sequência de lixas SiC utilizadas neste trabalho (P80, P180, P320, P800, P1200 e P4000) para polimento de PEEK por FFF, não poderá ser feita uma comparação direta. Ainda assim, uma vez que foram obtidos valores de rugosidade relativamente mais baixos que os de outros autores, (R_a entre $0,04\mu\text{m}$ e $0,11\mu\text{m}$) sugere-se que o polimento com lixas SiC de diferentes granulometrias poderá ser uma técnica eficaz.

À semelhança do presente trabalho, Han *et al.* ⁽¹⁰³⁾ realizaram um estudo onde determinaram a morfologia superficial de provetes de PEEK por FFF, com 0,2mm de espessura da camada de impressão, em 3 situações distintas: não tratadas, polidas com polimento mecânico (lixa SiC) e jateadas (alumina $120\mu\text{m}$). Como esperado, os provetes não tratados apresentaram as superfícies mais rugosas ($S_a=17,67\mu\text{m}$), e as superfícies dos provetes polidos apresentaram a morfologia mais lisa ($S_a=0,42\mu\text{m}$), sendo que nas superfícies não tratadas eram visíveis os picos e vales.

Efetivamente, foram obtidos resultados semelhantes no presente trabalho, na medida em que também se observou que os provetes sem tratamento apresentaram as superfícies mais rugosas, e foram igualmente visíveis picos e vales nessas superfícies. Contudo, ainda que os valores de rugosidade do grupo A antes do polimento ($S_a=17,65\mu\text{m}$), estejam em concordância com os resultados do trabalho de Han *et al.* ⁽¹⁰³⁾ a rugosidade antes do polimento dos provetes do grupo B foi bastante inferior ($S_a=6,51\mu\text{m}$). Do mesmo modo, após o polimento, ambos os grupos apresentaram rugosidade inferior à reportada por Han *et al.* ⁽¹⁰³⁾ (S_a após polimento do grupo A= $0,17\mu\text{m}$ e S_a após polimento do grupo B= $0,09\mu\text{m}$).

O mesmo se verificou relativamente ao trabalho de Gao *et al.* ⁽¹¹⁰⁾, no qual também foi analisada a rugosidade superficial de provetes de PEEK por FDM. Nesse estudo, os autores obtiveram valores de R_a de 0,61 a $0,66\mu\text{m}$ antes do polimento e R_a de 0,10 a $0,15\mu\text{m}$ após o polimento dos provetes. Não obstante, no presente trabalho, foram obtidos resultados de rugosidade mais baixos após o polimento ($R_a=0,04$ e $0,11\mu\text{m}$), provavelmente devido à utilização de diferente técnica de polimento, ainda que isso não possa ser confirmado, visto que Gao *et al.* ⁽¹¹⁰⁾ não mencionam o protocolo de polimento utilizado.

Da mesma forma, Ozdogan *et al.* ⁽¹¹⁵⁾ avaliaram o efeito de diferentes técnicas de polimento na rugosidade de superfície de provetes em PEEK fresados a partir de blocos.

Os autores realizaram o polimento convencional (lixa SiC P600 e P800) em todos os provetes, sendo esta a única técnica utilizada no grupo de controlo ($R_a=3,54\mu\text{m}$). O acabamento da superfície dos restantes grupos foi realizado com a aplicação de kits de polimento distintos ($R_a=3,16$ e $3,46\mu\text{m}$). Os autores concluíram que os provetes polidos com os kits de polimento apresentam menor rugosidade, embora sem significado estatístico.

No presente estudo, apesar de só ter sido aplicado o polimento com lixa SiC (P80, P180, P320, P800, P1200 e P4000), foram obtidos valores de rugosidade bastante inferiores ($R_a=0,04\mu\text{m}$ e $0,11\mu\text{m}$). Presume-se que este tipo de polimento poderá ser suficiente para diminuir a rugosidade do PEEK impresso por FFF.

De acordo com Kurahashi *et al.* ⁽¹¹⁷⁾ o ser humano é capaz de detetar valores de rugosidade de pelo menos $0,5\mu\text{m}$. De facto, neste trabalho, a rugosidade dos provetes encontra-se dentro deste limite ($R_a= 0,04\mu\text{m}$ e $0,12\mu\text{m}$). Adicionalmente, como já foi referido, o limite de rugosidade para acumulação de placa das restaurações inseridas na cavidade oral não deve ser superior a $2\mu\text{m}$ ^(95,116,117,152-155,158), pelo que, uma vez que os resultados obtidos foram inferiores a este valor, não se verificou necessidade de adicionar outro método de polimento na superfície dos provetes.

O método de fresagem CAD/CAM, é a técnica mais frequentemente utilizado na confecção de goteiras digitais com o material *gold standard* PMMA. No presente trabalho, relativamente aos provetes de PMMA, verificou-se uma rugosidade semelhante entre os provetes polidos com lixa SiC ($R_a=0,11\mu\text{m}$) e com polimento convencional ($R_a=0,12\mu\text{m}$). Estes resultados contrastam com os de Quezada *et al.* ⁽¹⁵⁹⁾, que obtiveram um R_a médio de $0,29\mu\text{m}$ para provetes do mesmo tipo polidos manualmente (com brocas de diferentes granulometrias), e os de Tasin *et al.* ⁽¹⁵⁴⁾ que reportam um R_a médio de $0,35\mu\text{m}$ para provetes no mesmo material polido com lixa SiC (P360, P600, P800 e P1200). Em contrapartida, no trabalho de Myagmar *et al.* ⁽¹⁶⁰⁾ os autores referem uma rugosidade média de $0,19\mu\text{m}$ para o mesmo tipo de provetes igualmente polidos com lixa SiC (P600 e P1200). Pelo exposto, verifica-se que não há consenso na literatura sobre qual a rugosidade de superfície do PMMA fresado, possivelmente pela diversidade de técnicas de acabamento mecânico realizado após a fresagem.

O objetivo da análise da rugosidade dos provetes de PMMA foi permitir uma comparação com os provetes de PEEK. Observou-se que o PMMA apresenta valores de rugosidade

inferior para os provetes sem polimentos (PMMA $Ra=0,26\mu m$; PEEK $Ra=0,33\mu m$ e $0,98\mu m$), mas apresenta Ra igual aos provetes confeccionados em PEEK com 0,1mm de camada de impressão, após polimento com lixas SiC (PMMA $Ra=0,11\mu m$; PEEK $Ra=0,11\mu m$). Relativamente aos provetes confeccionados em PEEK com 0,3mm de camada de impressão, após polimento com lixas estes são os que apresentam menor rugosidade ($Ra= 0,04\mu m$). Percebe-se então que, apesar do PEEK após impressão por FFF apresentar uma superfície rugosa, o seu acabamento com recurso às lixas SiC diminui os valores de rugosidade, tornando-os próximos, ou até inferiores, aos valores de rugosidade do material *gold standard*, e num nível clinicamente aceitável para utilização na cavidade oral ($Ra<0,2\mu m$).

5.2. Microdureza

A dureza de um material é um parâmetro importante, não só no que diz respeito à durabilidade do mesmo, mas também às suas propriedades mecânicas, nomeadamente a resistência ao desgaste ^(84,110,115).

A dureza influencia a longevidade dos biomateriais na cavidade oral ⁽¹¹¹⁾. Relativamente às goteiras oclusais, a microdureza, e por conseguinte a resistência ao desgaste do material utilizado, pode dificultar a estabilização oclusal pelo aparecimento de facetas de desgaste que, em simultâneo, podem diminuir o tempo de vida do dispositivo ⁽¹⁶¹⁾. Uma goteira oclusal deve proporcionar conforto ao paciente, deve ser durável, ou seja, não se deve desgastar facilmente, mas também não pode desgastar os dentes antagonistas ^(71,90). Por conseguinte, uma vez que a dureza do esmalte varia entre 274 e 374HV, logo materiais com microdureza mais elevada do que o esmalte dentário provocam o seu desgaste acentuado, como é o caso da zircónia (dureza de 1220HV) ⁽⁹⁰⁾. Por isso, é de extrema importância que o material que constitui os dispositivos orais tenha uma dureza adequada.

Como referido anteriormente, o material considerado o *gold standard* para a confeção de goteiras é o PMMA ^(66,72). Vários autores referem que o PMMA utilizado por diferentes técnicas de fabrico apresenta diferentes durezas, sendo que o PMMA fresado por CAD/CAM (29.18HV) apresenta microdureza superior ao PMMA convencional (22.44HV) ^(89,161,162). Em concordância com estas investigações, numa revisão sistemática de Grymak *et al.* ⁽⁹⁰⁾ sobre desgaste de diferentes materiais para confeção de goteiras oclusais através de várias técnicas, os autores concluíram que, no que se refere ao

desgaste, o PEEK fresado é o material que apresenta melhores resultados em estudos *in vitro* e *in vivo*.

A dureza do PEEK também pode ser influenciada pela técnica de confecção, sendo que diversos estudos evidenciam valores de dureza para o PEEK fresado, entre 24,17 e 110HV (95,98,115,163). Nesse sentido, Limaye *et al.* (111) compararam a dureza do PEEK fresado e do PEEK confeccionado por impressão FFF. Os autores referem que o PEEK por FFF apresenta dureza superior ao PEEK fresado (29,3HV e 26,9HV, respetivamente). Contudo, no presente trabalho foram obtidos valores de dureza inferiores para o PEEK por FFF (20HV).

Por isso, comparando os valores de microdureza do PEEK obtidos neste estudo, e seguindo a ideia apresentada por Grymak *et al.* (90) de que a utilização de materiais com durezas elevadas na cavidade oral pode provocar um desgaste dentário excessivo, podemos assumir que o PEEK por FFF poderá ser utilizado sem esta preocupação inerente, uma vez que apresenta dureza inferior ao esmalte.

No que diz respeito aos parâmetros relativos ao processo de impressão estudado neste trabalho, nomeadamente na relação entre a microdureza e a utilização de diferentes espessuras de camada de impressão, alguns autores referem que este parâmetro não parece ter influência ao nível da dureza do PEEK (109). Prechtel *et al.* (84) estudaram a influência da espessura de camada de impressão (0,10; 0,15; 0,20 e 0,30mm) na microdureza segundo a escala de Martens - escala semelhante à da dureza de Vickers - de provetes confeccionados com diferentes marcas de PEEK. Os autores não obtiveram resultados com significância estatística. O mesmo foi constatado neste trabalho, uma vez que a média da microdureza dos dois grupos com espessuras de camada de impressão diferente, foi semelhante (20HV).

5.3. Inclusão de sensores em goteiras oclusais

As goteiras oclusais são utilizadas no bruxismo, com a finalidade de prevenir o desgaste dentário e ajudar no relaxamento muscular (7). Assim, alguns estudos relatam o uso de goteiras oclusais com a inclusão de sensores de pressão, a fim de quantificar a força de oclusão e, conseqüentemente, ajudar a diagnosticar e monitorizar o bruxismo (5,26-29,41,42,62,129,164).

Apesar da diversidade de dispositivos descritos, uma das limitações frequentemente relatada no que se refere a estas goteiras está relacionada com as suas grandes dimensões, resultante da inclusão dos sensores e dispositivos eletrónicos necessários para o seu funcionamento, o que pode tornar a goteira desconfortável para o paciente ^(61,62).

Lafont Morgado *et al.* ⁽²⁶⁾ confeccionaram uma goteira com inclusão de sensores de pressão, com o propósito de auxiliar no diagnóstico do bruxismo. Para a confeção da goteira, os autores incluíram sensores entre duas placas de um polímero termoformado a vácuo. Posteriormente, Claude *et al.* ⁽⁶¹⁾ produziram uma goteira a partir de duas placas termoformáveis de PET-G (Politereftalato de etileno glicol) com 1mm de altura cada uma, com sensores e respetivos componentes eletrónicos encapsulados entre estas duas placas, para monitorização do bruxismo através da medição da força de aperto/ranger dentário.

Na presente investigação, relativamente ao primeiro protótipo criado, optou-se por criar espaço para os sensores após a confeção do dispositivo. No entanto, supõem-se que os sulcos laterais que foram realizados na goteira para inclusão dos sensores tenham ficado demasiado amplos não havendo íntimo contacto entre o sensor e o material da goteira. Por isso, nem a deformação do material a 1000N terá sido suficiente para que a carga aplicada realizasse a ativação dos sensores.

Na tentativa de ultrapassar esta limitação, foi testada posteriormente a divisão da goteira em duas partes distintas para inclusão dos sensores entre elas. Os resultados obtidos comprovam que esta poderá ser uma possibilidade para a realização da goteira em PEEK, em analogia com o trabalho dos autores referidos anteriormente que incluíram o sensor entre duas placas ^(26,61).

De facto, é importante compreender quais são as condições ideais para a inclusão do sensor, nomeadamente a altura máxima do material que pode cobrir o sensor e, ao mesmo tempo, permitir uma leitura correta da força realizada, pois o material que recobre o sensor pode absorver a carga aplicada ^(28,41). Alguns autores ^(64,129), que desenvolveram estudos com a inclusão de sensores de pressão em goteiras oclusais, afirmaram que estes devem ser localizados aproximadamente 1mm abaixo da superfície oclusal e, portanto, o sensor ser recoberto por 1mm de altura do material da goteira.

Aoki *et al.* ⁽⁶⁵⁾ incorporaram sensores de pressão numa goteira oclusal e encontraram dificuldades em controlar a altura do material que recobria o sensor, bem como em

entender a forma como interferia com a precisão do sensor. As conclusões destes autores corroboram os resultados do atual trabalho que apresenta diferenças entre a leitura do sensor e a carga aplicada, com diferentes alturas de material de cobertura.

Também Soares *et al.* ⁽¹⁴⁷⁾ realizaram um estudo inicial para testar a sensibilidade de um sensor de pressão piezoresistivo - igual ao utilizado no presente trabalho - quando recoberto por diferentes alturas de uma resina 3D (1mm, 1,15mm, 1,4mm e 1,6mm). Os autores obtiveram melhores resultados nos testes com os provetes de 1,15mm e 1,4mm de altura, sugerindo que diferentes alturas do material de recobrimento podem influenciar a resposta deste tipo de sensores.

Do mesmo modo, Kim *et al.* ⁽⁴¹⁾ realizaram um teste experimental para calibrar um outro sensor de pressão piezoresistivo, sendo que utilizaram PMMA em diferentes alturas (0,8 a 1,4mm) para o recobrir e descobriram que a cobertura acrílica afetou a sensibilidade do sensor de pressão, porque a carga aplicada induziu uma flexão no acrílico, o que poderá ter resultado numa deteção incorreta da carga. Os autores afirmaram que quanto mais espessa fosse a camada que cobria o sensor, maior seria a carga aplicada necessária para atingir a mesma leitura do sensor.

No entanto, no presente trabalho, dependendo da carga aplicada (20N, 200N ou 1000N), os sensores responderam de forma distinta, com maior ou menor discrepância entre o valor da carga aplicada e o valor lido pelo sensor. Ou seja, quando foi aplicada uma carga de 20N, o conjunto 2 (proвете de recobrimento com 1mm de altura) foi o mais discrepante; no entanto, com uma carga de 200N, foi o conjunto 1 (0,5mm de altura) que apresentou maior diferença; quando aplicada uma carga de 1000N, o conjunto 3 (1,5mm de altura) foi o que apresentou valores mais díspares. Assim, não se verificou uma relação direta no que diz respeito à discrepância entre a carga aplicada e a leitura do sensor, com a altura do material de recobrimento.

Do ponto de vista clínico, isto pode ser importante, não só para avaliar a precisão do sensor, mas também porque uma maior altura de material a recobrir o sensor permite uma maior margem de desgaste aquando dos ajustes oclusais, sem atingir o sensor. De facto, um material com maior altura a recobrir o sensor, potenciaria uma maior durabilidade do dispositivo no tempo, uma vez que permitiria um maior número de ajustes para equilíbrio da goteira. Não obstante, esta altura não deve promover um aumento da dimensão vertical

de oclusão (DVO) do paciente, pois poderia ser considerado prejudicial, comprometendo a tolerância do paciente e a eficiência do tratamento ^(134,165).

Sob outra perspetiva, os movimentos fisiológicos, como a deglutição, implicam a realização de intercuspidação dentária e, conseqüentemente contração muscular e força oclusal. A força oclusal durante a deglutição é cerca de 296N (30,2kgf), sendo superior às cargas realizadas durante a mastigação (261N / 26,7kgf) ⁽¹⁶⁶⁾. Contudo, a literatura não é consensual sobre o valor máximo de intensidade da força oclusal que pode ser exercida por um paciente, verificando-se uma variabilidade entre 245 a 1244N ^(27,62,90). Da mesma forma, também não existe consenso sobre a carga máxima efetuada num paciente com bruxismo ⁽⁹⁰⁾. Segundo González & Lantada ⁽²⁹⁾ a força oclusal durante um evento de bruxismo é de cerca de 980N (100kgf), baseando-se em estudos realizados em ambiente controlado. Por outro lado Lafont Morgado *et al.* ⁽²⁶⁾ referem que a força oclusal realizada em episódios de bruxismo ultrapassa a força oclusal máxima voluntária, e pode atingir cerca de 1100N, estando de acordo com Álvarez *et al.* ⁽²⁷⁾ que refere que os episódios de bruxismos apresentam uma duração média de 7 segundos, durante o qual o indivíduo realiza um aperto dentário de cerca de 1100N. Já Lantada *et al.* ⁽²⁸⁾ referem que a carga máxima que um paciente pode realizar durante um episódio de bruxismo é de 1000N e, por isso, no presente trabalho optou-se por testar o protótipo de goteira com esta carga máxima.

No estudo de Robin *et al.* ⁽⁶²⁾ os autores propuseram um sistema ambulatorio inteligente projetado para medir as forças do aperto e ranger dentário durante o sono. Para isso, foram incorporados dois sensores piezoresistivos bilaterais no interior de uma goteira formada a partir de duas placas termoformáveis de PET-G. Os autores concluíram que a intensidade da carga exercida durante os episódios de bruxismo pode ser superior à força voluntária máxima de aperto dentário.

Por tudo isto, no que diz respeito à avaliação e monitorização do bruxismo, é então importante fazer a distinção entre forças oclusais resultantes de movimentos fisiológicos ou de movimento parafuncionais.

A polissonografia (PSG) constitui o *gold standard* para o diagnóstico do bruxismo, uma vez que permite a monitorização através de eletroencefalografia, eletrocardiograma, eletromiografia e eletrooculografia, podendo incluir, ou não, registo audiovisual ^(6,167,168). Por esta razão, num estudo de Smardz *et al.* ⁽¹⁶⁷⁾ os autores reforçaram a ideia de que a

PSG com registo vídeo é considerado o método mais preciso para diagnóstico do bruxismo, principalmente quando existem concomitantemente problemas respiratórios ou distúrbios do sono.

Deste modo, é necessária precaução na escolha adequada dos sensores a utilizar para registo da atividade parafuncional do bruxismo, uma vez que os mesmos devem ter um limite de deteção de carga amplo que permita a diferenciação entre cargas funcionais e cargas parafuncionais. No presente estudo, observou-se que os sensores utilizados não apresentaram precisão na leitura da carga exata aplicada. No entanto, foram capazes de detetar cargas entre os 20N e os 1000N.

Kinjo *et al.* ⁽¹²⁰⁾ utilizaram um sensor de pressão piezoresistivo como o usado no presente trabalho (Flexi Force A301-25, Tekscan Inc., South Boston, MA, EUA), mas coberto com um material resiliente [acetato de etileno vinil (EVA)]. Os autores testaram o sensor de pressão entre provetes com 2mm de altura e 30mm de diâmetro, aplicando uma carga a uma taxa de 0,25mm/min e concluíram que, nesta configuração, só era possível medir com fiabilidade forças até 70N.

No presente trabalho foram obtidos resultados semelhantes relativamente à precisão do sensor, embora tenham sido utilizadas cargas distintas (20N, 200N e 1000N), tendo-se observado que quanto maior a carga aplicada, maior a sua discrepância com o valor registado pelo sensor. Mais especificamente, quando foi aplicada uma carga de menor intensidade (20N) os sensores conseguiram detetar cargas próximas deste valor. No entanto, quando aplicada uma carga de maior intensidade (1000N) a leitura dos sensores foi mais variável, e mais distante do valor aplicado, independentemente da altura do provete de recobrimento.

No trabalho de Testa *et al.* ⁽¹²⁶⁾ os autores utilizaram o mesmo tipo de sensor utilizado neste trabalho, embora com o intuito de criar um dispositivo simples para medição da força oclusal. Estes autores testaram 4 sensores iguais, independentemente, e concluíram que existe uma variabilidade muito grande na sensibilidade entre sensores, que tende a diminuir com o aumento da carga aplicada.

O mesmo foi observado na presente investigação, uma vez que quando foram testados os 5 sensores nas mesmas condições, quer dizer, recobertos com o mesmo provete, apresentaram leituras distintas. Resultados semelhantes foram obtidos no protótipo final

da goteira, ou seja, os 5 sensores testados separadamente, nas mesmas condições, apresentaram deteção de cargas diferentes.

Um outro fator importante é a localização da carga aplicada no sensor. No estudo de González & Lantada ⁽²⁹⁾ os autores verificaram que, relativamente a este tipo de sensores, se a carga for aplicada em diferentes pontos da zona de deteção do sensor, a leitura do mesmo pode ser afetada, uma vez que apesar de aplicada a mesma força, o valor de resistência obtido é diferente. O mesmo foi observado por Kim *et al.* ⁽⁴¹⁾, que embora refiram que foi possível detetar carga sobre o sensor, quando deslocado o ponto de pressão 4mm do seu centro, constataram uma redução na sua resposta.

Toma *et al.* ⁽¹⁶⁹⁾ afirmaram que os sensores devem ser calibrados na sua posição final a fim de melhorar a exatidão das medições. Assim, o sensor deve ser calibrado quando colocado nas suas condições de utilização, nomeadamente na goteira.

No presente trabalho, relativamente aos testes iniciais realizados com os sensores, estes apenas foram calibrados sem estarem recobertos. Assim, pressupõem-se que este facto poderá estar na origem da discrepância entre o valor da carga aplicada e o registo realizado pelo sensor. Nesse sentido, nos ensaios realizados para testar os sensores na goteira, foram feitas duas calibrações distintas. Observou-se que, para ambos os tipos de goteira (resina e PEEK), quando a calibração do sensor foi realizada no local de utilização, ou seja, inserido na goteira, a leitura da carga é mais aproximada ao valor da carga aplicada, comparativamente à utilização do sensor calibrado isoladamente. Por conseguinte, estes resultados corroboram o trabalho de Toma *et al.* ⁽¹⁶⁹⁾, referido anteriormente, no qual os autores evidenciam a necessidade de calibrar o sensor na sua posição final de utilização para aumentar a sua sensibilidade. Assim, os autores do presente trabalho acreditam que este tipo de sensores poderá ser uma opção para a monitorização do bruxismo, uma vez que quando aplicados na goteira apresentam a capacidade de detetar variações da carga aplicada, à semelhança de outros trabalhos que utilizaram os mesmos sensores para o mesmo propósito ^(26,43,65,124,132,133). Contudo, apresentam como limitação o tamanho dos componentes eletrónicos para transmissão de dados.

5.4. Limitações do trabalho

O objetivo inicial do presente trabalho foi criar um protótipo de goteira oclusal em PEEK por impressão 3D FFF, com inclusão dos sensores no decorrer do processo de impressão. Uma vez que, devida às condições de fabrico de PEEK não foi possível interromper o processo de impressão para colocação dos sensores e posteriormente terminar a impressão, optou-se por efetuar cortes laterais na goteira, após a sua confeção. A imprecisão deste procedimento gerou sulcos demasiado amplos, o que terá levado ao insucesso na leitura dos sensores durante estes testes.

Outra dificuldade foi encontrada aquando da impressão da terceira tentativa de protótipo de goteira, ou seja, a impressão da goteira dividida em duas partes, nomeadamente na impressão do sistema de encaixe “macho/fêmea”, que devido às suas reduzidas dimensões não foi possível reproduzir com impressão em PEEK por FFF. Contudo, este facto não impossibilitou a realização dos testes com os sensores.

O tamanho da amostra para cada um dos procedimentos também se revelou uma limitação, uma vez que não permitiu uma análise estatística inferencial e a extrapolação dos resultados.

Por último, não foram utilizados no protótipo da goteira um tipo de sensores sem fios, o que seria o ideal para uso clínico. Embora, o mesmo modelo de sensor utilizado no estudo esteja disponível no mercado no modelo sem fios, o seu custo elevado não justificava a sua utilização, antes de se testar a sua utilidade clínica.

6. CONCLUSÃO

6. Conclusão

Dentro das limitações deste trabalho, e relativamente à rugosidade de superfície do PEEK impresso por FFF, com diferentes espessuras de camada de impressão, este trabalho sugere que:

- Existe uma relação entre a espessura da camada de impressão e a rugosidade de superfície do material, sendo que a espessura da camada de impressão de 0,3mm revelou ter menor rugosidade.
- O acabamento mecânico com lixas SiC de granulometria crescente (P80, P180, P320, P800, P1200 e P4000) é eficaz para reduzir a rugosidade da superfície do material.

Relativamente à microdureza do PEEK impresso por FFF com diferentes espessuras de camada de impressão, verificou-se que a espessura de camada de impressão não influenciou a dureza do material.

No que se refere à avaliação da resposta de um sensor de pressão recoberto com provetes de diferentes alturas de PEEK, quando aplicada uma carga conhecida, foi possível observar que diferentes alturas de material de recobrimento sobre o sensor provocam uma variação na leitura do mesmo, sendo que esta distorção não é proporcional ao aumento da altura do provete de recobrimento nas diferentes cargas aplicadas.

Quanto à confeção da goteira oclusal em PEEK por FFF com incorporação de sensores para medição da intensidade/variação da força de mordida, foi possível perceber que, apesar dos sensores não identificarem com exatidão o valor da carga aplicada, reconhecem valores próximos desta, sendo perceptível a variação da carga aplicada.

Assim, a conceção da goteira em PEEK por FFF com incorporação de sensores parece ser uma alternativa para a monitorização clínica do bruxismo do sono.

Serão necessários estudos futuros para avaliar algumas questões pertinente que surgiram com a elaboração deste trabalho, tais como:

- Investigar como otimizar o processo de impressão PEEK por FFF para minimizar a rugosidade das peças impressas e consequentemente a necessidade de acabamento mecânico após a impressão.

- Padronizar e otimizar o processo de polimento ideal do PEEK por FFF.
- Avaliar a influência da temperatura de impressão na rugosidade das peças impressas.
- Avaliar a adaptação e ajuste interno das goteiras confeccionadas em PEEK por FFF.
- Comparar o PEEK impresso por FFF com outras técnicas e materiais de impressão 3D, nomeadamente no que diz respeito à sensibilidade de técnica, tempo e custo de confeção das peças.
- Avaliar a possibilidade de inclusão dos sensores durante a impressão de uma goteira em PEEK por exemplo pela técnica SLS, uma vez que nesta técnica as temperaturas de impressão são inferiores às usadas na técnica FFF.
- Investigar e otimizar os componentes eletrónicos para facilitar a sua colocação no interior da goteira por impressão 3D.

A avaliação/monitorização adequada do bruxismo contribui para facilitar o tratamento multidisciplinar, o controlo deste comportamento e, consequentemente, melhorar a qualidade de vida do paciente. Contudo, considerando a natureza altamente dinâmica da medicina dentária digital, é possível especular que as tecnologias hoje disponíveis serão afetadas pela rápida obsolescência e substituídas por sistemas e aplicações ainda mais inovadores. Consequentemente, serão necessárias atualizações constantes, tanto das ferramentas clínicas, como dos materiais e técnicas, bem como dos dados científicos experimentais e clínicos, para acompanhar adequadamente o potencial de desenvolvimento da medicina dentária por técnicas digitais nas próximas décadas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Referências Bibliográficas

1. Ferro KJ, Morgano SM, Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, et al. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. J Prosthet Dent. 2017;117(5S):e1-e105.
2. Sateia MJ. International classification of sleep disorders-third edition: highlights and modifications. Chest. 2014;146(5):1387-94.
3. De Leeuw R. Orofacial pain. Guidelines for assessment, diagnosis, and management. 4th ed. Chicago: IL: Quintessence Publishing Co, Inc.; 2008. 316 p.
4. Lobbezoo F, Ahlberg J, Glaros AG, Kato T, Koyano K, Lavigne GJ, et al. Bruxism defined and graded: an international consensus. J Oral Rehabil. 2013;40(1):2-4.
5. Gao J, Liu L, Gao P, Zheng Y, Hou W, Wang J. Intelligent Occlusion Stabilization Splint with Stress-Sensor System for Bruxism Diagnosis and Treatment. Sensors (Basel). 2019;20(1).
6. Lobbezoo F, Ahlberg J, Raphael KG, Wetselaar P, Glaros AG, Kato T, et al. International consensus on the assessment of bruxism: Report of a work in progress. J Oral Rehabil. 2018;45(11):837-44.
7. Beddis H, Pemberton M, Davies S. Sleep bruxism: an overview for clinicians. Br Dent J. 2018;225(6):497-501.
8. Stuginski-Barbosa J, Porporatti AL, Costa YM, Svensson P, Conti PC. Agreement of the International Classification of Sleep Disorders Criteria with polysomnography for sleep bruxism diagnosis: A preliminary study. J Prosthet Dent. 2017;117(1):61-6.
9. Serra-Negra JM, Lobbezoo F, Martins CC, Stellini E, Manfredini D. Prevalence of sleep bruxism and awake bruxism in different chronotype profiles: Hypothesis of an association. Med Hypotheses. 2017;101:55-8.
10. Manfredini D, Ahlberg J, Winocur E, Lobbezoo F. Management of sleep bruxism in adults: a qualitative systematic literature review. J Oral Rehabil. 2015;42(11):862-74.
11. Singh PK, Alvi HA, Singh BP, Singh RD, Kant S, Jurel S, et al. Evaluation of various treatment modalities in sleep bruxism. J Prosthet Dent. 2015;114(3):426-31.
12. Valiente Lopez M, van Selms MK, van der Zaag J, Hamburger HL, Lobbezoo F. Do sleep hygiene measures and progressive muscle relaxation influence sleep bruxism? Report of a randomised controlled trial. J Oral Rehabil. 2015;42(4):259-65.
13. Ilovar S, Zolger D, Castrillon E, Car J, Huckvale K. Biofeedback for treatment of awake and sleep bruxism in adults: systematic review protocol. Syst Rev. 2014;3:42.

14. Castroflorio T, Deregibus A, Bargellini A, Debernardi C, Manfredini D. Detection of sleep bruxism: comparison between an electromyographic and electrocardiographic portable holter and polysomnography. *J Oral Rehabil.* 2014;41(3):163-9.
15. Solanki N, Singh BP, Chand P, Siddharth R, Arya D, Kumar L, et al. Effect of mandibular advancement device on sleep bruxism score and sleep quality. *J Prosthet Dent.* 2017;117(1):67-72.
16. Huynh N, Manzini C, Rompre PH, Lavigne GJ. Weighing the potential effectiveness of various treatments for sleep bruxism. *J Can Dent Assoc.* 2007;73(8):727-30.
17. Manfredini D, Ahlberg J, Lobbezoo F. Bruxism definition: Past, present, and future - What should a prosthodontist know? *J Prosthet Dent.* 2022;128(5):905-12.
18. Carra MC, Huynh N, Lavigne G. Sleep bruxism: a comprehensive overview for the dental clinician interested in sleep medicine. *Dent Clin North Am.* 2012;56(2):387-413.
19. Ohlmann B, Bomicke W, Habibi Y, Rammelsberg P, Schmitter M. Are there associations between sleep bruxism, chronic stress, and sleep quality? *J Dent.* 2018;74:101-6.
20. Jokubauskas L, Baltrusaityte A, Pileickiene G. Oral appliances for managing sleep bruxism in adults: a systematic review from 2007 to 2017. *J Oral Rehabil.* 2018;45(1):81-95.
21. Jokubauskas L, Baltrusaityte A. Efficacy of biofeedback therapy on sleep bruxism: A systematic review and meta-analysis. *J Oral Rehabil.* 2018;45(6):485-95.
22. Manfredini D, Restrepo C, Diaz-Serrano K, Winocur E, Lobbezoo F. Prevalence of sleep bruxism in children: a systematic review of the literature. *J Oral Rehabil.* 2013;40(8):631-42.
23. Jadidi F, Norregaard O, Baad-Hansen L, Arendt-Nielsen L, Svensson P. Assessment of sleep parameters during contingent electrical stimulation in subjects with jaw muscle activity during sleep: a polysomnographic study. *Eur J Oral Sci.* 2011;119(3):211-8.
24. Dubé C, Rompré PH, Manzini C, Guitard F, Grandmont P, Lavigne GJ. Quantitative Polygraphic Controlled Study on Efficacy and Safety of Oral Splint Devices in Tooth-grinding Subjects. *Journal of Dental Research.* 2004;83(5):398-403.

25. Kato T, P. R, Montplaisir JY, Sessle BJ, Lavigne GJ. Sleep Bruxism: An Oromotor Activity Secondary to Micro-arousal. *Journal of Dental Research*. 2001;80(10):1940-4.
26. Lafont Morgado P, Díaz Lantada A, Martínez Álvarez A, Cruz B, Héctor Lorenzo-Yustos P, Castedo Cepeda L, et al. Instrumented Splint for the Diagnosis of Bruxism. *International Conference on Biomedical Electronics and Devices; Funchal*2008. p. 216-21.
27. Álvarez AM, Cruz AB, Lantada AD, Morgado PL, Cepeda PLC, Herranz RG. Diagnosis of Bruxism Based on Polymeric Piezoelectric Sensors and Remote Communication. *International Conference on Industrial Technology*2009.
28. Lantada AD, Bris CG, Morgado PL, Maudes JS. Novel system for bite-force sensing and monitoring based on magnetic near field communication. *Sensors (Basel)*. 2012;12(9):11544-58.
29. González C, Díaz Lantada A. A wearable passive force sensor powered by an active interrogator intended for intra-splint use for the detection and recording of bruxism. *3rd International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare; London: IEEE; 2009*.
30. Behr M, Hahnel S, Faltermeier A, Burgers R, Kolbeck C, Handel G, et al. The two main theories on dental bruxism. *Ann Anat*. 2012;194(2):216-9.
31. Yurttutan ME, Tutunculer Sancak K, Tuzuner AM. Which Treatment Is Effective for Bruxism: Occlusal Splints or Botulinum Toxin? *J Oral Maxillofac Surg*. 2019;77(12):2431-8.
32. Yoshizawa S, Suganuma T, Takaba M, Ono Y, Sakai T, Yoshizawa A, et al. Phasic jaw motor episodes in healthy subjects with or without clinical signs and symptoms of sleep bruxism: a pilot study. *Sleep Breath*. 2014;18(1):187-93.
33. Lobbezoo F, van der Zaag J, van Selms MK, Hamburger HL, Naeije M. Principles for the management of bruxism. *J Oral Rehabil*. 2008;35(7):509-23.
34. American Academy of Sleep Medicine. *International classification of sleep disorders*. 3ra ed. Darien, IL: American Academy of Sleep Medicine; 2014.
35. Bracci A, Lobbezoo F, Haggman-Henrikson B, Colonna A, Nykanen L, Pollis M, et al. Current Knowledge and Future Perspectives on Awake Bruxism Assessment: Expert Consensus Recommendations. *J Clin Med*. 2022;11(17).
36. Maekawa K. Prospects for research and clinical medicine in sleep bruxism. *J Prosthodont Res*. 2013;57(2):67-8.

37. Jadidi F, Castrillon E, Svensson P. Effect of conditioning electrical stimuli on temporalis electromyographic activity during sleep. *J Oral Rehabil.* 2008;35(3):171-83.
38. Asgari Mehrabadi M, Azimi I, Sarhaddi F, Axelin A, Niela-Vilen H, Myllyntausta S, et al. Sleep Tracking of a Commercially Available Smart Ring and Smartwatch Against Medical-Grade Actigraphy in Everyday Settings: Instrument Validation Study. *JMIR Mhealth Uhealth.* 2020;8(10):e20465.
39. Camci B, Ersoy C, Kaynak H. Abnormal respiratory event detection in sleep: A prescreening system with smart wearables. *J Biomed Inform.* 2019;95:103218.
40. Jadidi F, Castrillon EE, Nielsen P, Baad-Hansen L, Svensson P. Effect of contingent electrical stimulation on jaw muscle activity during sleep: a pilot study with a randomized controlled trial design. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(5):1050-62.
41. Kim JH, McAuliffe P, O'Connell B, Diamond D, Lau KT. Development of bite guard for wireless monitoring of bruxism using pressure-sensitive polymer. *International Conference on Body Sensor Networks.* 2010:109-16.
42. de la Hoz-Aizpurua JL, Diaz-Alonso E, LaTouche-Arbizu R, Mesa-Jimenez J. Sleep bruxism. Conceptual review and update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011;16(2):e231-8.
43. Takeuchi H, Ikeda T, Clark GT. A piezoelectric film-based intrasplint detection method for bruxism. *J Prosthet Dent.* 2001;86:195-2902.
44. Miettinen T, Myllymaa K, Hukkanen T, Toyraas J, Sipila K, Myllymaa S. Home Polysomnography Reveals a First-Night Effect in Patients With Low Sleep Bruxism Activity. *J Clin Sleep Med.* 2018;14(8):1377-86.
45. Kanathila H, Pangi A, Poojary B, Doddamani M. Diagnosis and treatment of bruxism Concepts from past to present. *International Journal of Applied Dental Sciences.* 2018;4(1):290-5.
46. Mohapatra A, Choudhury GK, Panda S, Dhar U. Current Concept of Bruxism and its Treatment Options. *Indian Journal of Forensic Medicine & Toxicology.* 2020;14(4).
47. Shetty S, Pitti V, Satish Babu CL, Surendra Kumar GP, Deepthi BC. Bruxism: a literature review. *J Indian Prosthodont Soc.* 2010;10(3):141-8.
48. D'Addona DM, M. M, Della Corteb FG. Electronic sensors for intraoral force monitoring state-of-the-art and comparison. *Conference on Intelligent Computation in Manufacturing Engineering*, Elsevier; 2019. p. 730-33.
49. Wang LF, Long H, Deng M, Xu H, Fang J, Fan Y, et al. Biofeedback treatment for sleep bruxism: a systematic review. *Sleep Breath.* 2014;18(2):235-42.

50. Okeson JP. The effects of hard and soft occlusal splints on nocturnal bruxism. *J Am Dent Assoc.* 1987;114(6):788-91.
51. Long H, Liao Z, Wang Y, Liao L, Lai W. Efficacy of botulinum toxins on bruxism: an evidence-based review. *Int Dent J.* 2012;62(1):1-5.
52. Needham R, Davies SJ. Use of the Grindcare(R) device in the management of nocturnal bruxism: a pilot study. *Br Dent J.* 2013;215(1):E1.
53. Minakuchi H, Fujisawa M, Abe Y, Iida T, Oki K, Okura K, et al. Managements of sleep bruxism in adult: A systematic review. *Jpn Dent Sci Rev.* 2022;58:124-36.
54. Benli M, Eker Gumus B, Kahraman Y, Gokcen-Rohlig B, Evlioglu G, Huck O, et al. Surface roughness and wear behavior of occlusal splint materials made of contemporary and high-performance polymers. *Odontology.* 2020;108(2):240-50.
55. Maeda Y, Ikuzawa M, Mitani T, Matsuda S. Bimaxillary soft splints for unconscious hard-clenching patients: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2001;85(4):342-4.
56. Matsumoto H, Tsukiyama Y, Kuwatsuru R, Koyano K. The effect of intermittent use of occlusal splint devices on sleep bruxism: a 4-week observation with a portable electromyographic recording device. *J Oral Rehabil.* 2015;42(4):251-8.
57. Sarinnaphakorn L, Qadeer S, Chitkraisorn T, Kerstein RB. Force Distribution on Occlusal Splints Using T-Scan Occlusal Analysis. *Advanced Dental Technologies & Techniques.* 2020;2(1):58-68.
58. Rosar JV, Barbosa TS, Dias IOV, Kobayashi FY, Costa YM, Gaviao MBD, et al. Effect of interocclusal appliance on bite force, sleep quality, salivary cortisol levels and signs and symptoms of temporomandibular dysfunction in adults with sleep bruxism. *Arch Oral Biol.* 2017;82:62-70.
59. Karakis D, Dogan A, Bek B. Evaluation of the effect of two different occlusal splints on maximum occlusal force in patients with sleep bruxism: a pilot study. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(2):103-8.
60. Nakamura H, Takaba M, Abe Y, Yoshizawa S, Suganuma T, Yoshida Y, et al. Effects of a contingent vibratory stimulus delivered by an intra-oral device on sleep bruxism: a pilot study. *Sleep Breath.* 2019;23(1):363-72.
61. Claude A, Robin O, Gehin C, Massot B. Design and evaluation of a novel technology for ambulatory monitoring of bruxisms events. *Sensors and Actuators A: Physical.* 2019;295:532-40.

62. Robin O, Claude A, Gehin C, Massot B, McAdams E. Recording of bruxism events in sleeping humans at home with a smart instrumented splint. *Cranio*. 2022;40(1):14-22.
63. Watanabe T, Baba K, Yamagata K, Ohyama T, Clark GT. A vibratory stimulation-based inhibition system for nocturnal bruxism a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85:2233-5.
64. Ohara H, Takaba M, Abe Y, Nakazato Y, Aoki R, Yoshida Y, et al. Effects of vibratory feedback stimuli through an oral appliance on sleep bruxism: a 6-week intervention trial. *Sleep Breath*. 2021.
65. Aoki R, Takaba M, Abe Y, Nakazato Y, Ohara H, Maejima K, et al. A pilot study to test the validity of a piezoelectric intra-splint force detector for monitoring of sleep bruxism in comparison to portable polysomnography. *J Oral Sci*. 2022;64(1):63-8.
66. Perea-Lowery L, Vallittu PK. Resin adjustment of three-dimensional printed thermoset occlusal splints: Bonding properties - Short communication. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019;95:215-9.
67. Wesemann C, Spies BC, Schaefer D, Adali U, Beuer F, Pieralli S. Accuracy and its impact on fit of injection molded, milled and additively manufactured occlusal splints. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021;114:104179.
68. Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila L. Evaluation of the mechanical properties and degree of conversion of 3D printed splint material. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021;115:104254.
69. Ye N, Wu T, Dong T, Yuan L, Fang B, Xia L. Precision of 3D-printed splints with different dental model offsets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2019;155(5):733-8.
70. Grymak A, Aarts JM, Ma S, Waddell JN, Choi JJE. Comparison of hardness and polishability of various occlusal splint materials. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021;115:104270.
71. Wesemann C, Spies BC, Sterzenbach G, Beuer F, Kohal R, Wemken G, et al. Polymers for conventional, subtractive, and additive manufacturing of occlusal devices differ in hardness and flexural properties but not in wear resistance. *Dent Mater*. 2021;37(3):432-42.
72. Prpic V, Slacanin I, Schauperl Z, Catic A, Dulcic N, Cimic S. A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication. *J Prosthet Dent*. 2019;121(6):955-9.

73. Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Muller JA, Dedem P, Fischer J, et al. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *J Prosthet Dent*. 2020;124(6):780-6.
74. Wedekind L, Guth JF, Schweiger J, Kollmuss M, Reichl FX, Edelhoff D, et al. Elution behavior of a 3D-printed, milled and conventional resin-based occlusal splint material. *Dent Mater*. 2021;37(4):701-10.
75. Lutz AM, Hampe R, Roos M, Lumkemann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Fracture resistance and 2-body wear of 3-dimensional-printed occlusal devices. *J Prosthet Dent*. 2019;121(1):166-72.
76. Huettig F, Kustermann A, Kuscu E, Geis-Gerstorfer J, Spintzyk S. Polishability and wear resistance of splint material for oral appliances produced with conventional, subtractive, and additive manufacturing. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;75:175-9.
77. Pillai S, Upadhyay A, Khayambashi P, Farooq I, Sabri H, Tarar M, et al. Dental 3D-Printing: Transferring Art from the Laboratories to the Clinics. *Polymers (Basel)*. 2021;13(1).
78. Piedra-Cascon W, Krishnamurthy VR, Att W, Revilla-Leon M. 3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies: A narrative review. *J Dent*. 2021;109:103630.
79. Khorsandi D, Fahimipour A, Abasian P, Saber SS, Seyedi M, Ghanavati S, et al. 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. *Acta Biomater*. 2021;122:26-49.
80. Harada Y, Ishida Y, Miura D, Watanabe S, Aoki H, Miyasaka T, et al. Mechanical Properties of Selective Laser Sintering Pure Titanium and Ti-6Al-4V, and Its Anisotropy. *Materials (Basel)*. 2020;13(22).
81. Czyzewski W, Jachimczyk J, Hoffman Z, Szymoniuk M, J. L, Maciejewski M, et al. Low-Cost Cranioplasty-A Systematic Review of 3D Printing in Medicine. *Materials*. 2022;15(14):4731.
82. Goguta L, Lungeanu D, Negru R, Birdeanu M, Jivanescu A, Sinescu C. Selective Laser Sintering versus Selective Laser Melting and Computer Aided Design - Computer Aided Manufacturing in Double Crowns Retention. *J Prosthodont Res*. 2021;65(3):371-8.
83. Marcel R, Reinhard H, Andreas K. Accuracy of CAD/CAM-fabricated bite splints: milling vs 3D printing. *Clin Oral Investig*. 2020;24(12):4607-15.

84. Prectel A, Reymus M, Edelhoff D, Hickel R, Stawarczyk B. Comparison of various 3D printed and milled PAEK materials: Effect of printing direction and artificial aging on Martens parameters. *Dent Mater.* 2020;36(2):197-209.
85. Schonhoff LM, Mayinger F, Eichberger M, Reznikova E, Stawarczyk B. 3D printing of dental restorations: Mechanical properties of thermoplastic polymer materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;119:104544.
86. Wang Y, Muller WD, Rumjahn A, Schwitalla A. Parameters Influencing the Outcome of Additive Manufacturing of Tiny Medical Devices Based on PEEK. *Materials (Basel).* 2020;13(2).
87. Deng X, Zeng Z, Peng B, Yan S, Ke W. Mechanical Properties Optimization of Poly-Ether-Ether-Ketone via Fused Deposition Modeling. *Materials (Basel).* 2018;11(2).
88. Wu WZ, Geng P, Zhao J, Zhang Y, Rosen DW, Zhang HB. Manufacture and thermal deformation analysis of semicrystalline polymer polyether ether ketone by 3D printing. *Materials Research Innovations.* 2014;18(sup5):S5-12-S5-6.
89. Gibreel M, Perea-Lowery L, Vallittu PK, Lassila L. Characterization of occlusal splint materials: CAD-CAM versus conventional resins. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;124:104813.
90. Grymak A, Aarts JM, Ma S, Waddell JN, Choi JJE. Wear Behavior of Occlusal Splint Materials Manufactured By Various Methods: A Systematic Review. *J Prosthodont.* 2021.
91. Papathanasiou I, Kamposiora P, Papavasiliou G, Ferrari M. The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review. *BMC Oral Health.* 2020;20(1):217.
92. Wang S, Li Z, Ye H, Zhao W, Liu Y, Zhou Y. Preliminary clinical evaluation of traditional and a new digital PEEK occlusal splints for the management of sleep bruxism. *J Oral Rehabil.* 2020;47(12):1530-7.
93. Bathala L, Majeti V, Rachuri N, Singh N, Gedela S. The Role of Polyether Ether Ketone (Peek) in Dentistry - A Review. *J Med Life.* 2019;12(1):5-9.
94. Wu W, Geng P, Li G, Zhao D, Zhang H, Zhao J. Influence of Layer Thickness and Raster Angle on the Mechanical Properties of 3D-Printed PEEK and a Comparative Mechanical Study between PEEK and ABS. *Materials (Basel).* 2015;8(9):5834-46.
95. Heimer S, Schmidlin PR, Roos M, Stawarczyk B. Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. *J Prosthet Dent.* 2017;117(3):419-25.

96. Elfahl BN, Mostafa TMN. Polyetheretherketone custom CAD-CAM splint for treatment of periodontally affected mobile anterior teeth. *J Prosthet Dent*. 2020.
97. Skirbutis G, Dzingute A, Masiliunaite V, Sulcaite G, Zilinskas J. A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*. 2017;19:19-23.
98. Shrivastava SP, Dable R, Nirmal Raj AP, Mutneja P, Srivastava SB, Haque M. Comparison of Mechanical Properties of PEEK and PMMA: An In Vitro Study. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2021;22(2):179-83.
99. Luo C, Liu Y, Peng B, Chen M, Liu Z, Li Z, et al. PEEK for Oral Applications: Recent Advances in Mechanical and Adhesive Properties. *Polymers (Basel)*. 2023;15(2).
100. Haleem A, Javaid M. Polyether ether ketone (PEEK) and its manufacturing of customised 3D printed dentistry parts using additive manufacturing. *Clinical Epidemiology and Global Health*. 2019;7(4):654-60.
101. Zhou Z, Han X, Gao W, Li Y, Yu W, Yang S, et al. Fabrication and mechanical properties of different types of carbon fiber reinforced polyetheretherketone: A comparative study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2022;135.
102. Dua R, Rashad Z, Spears J, Dunn G, Maxwell M. Applications of 3D-Printed PEEK via Fused Filament Fabrication: A Systematic Review. *Polymers (Basel)*. 2021;13(22).
103. Han X, Yang D, Yang C, Spintzyk S, Scheideler L, Li P, et al. Carbon Fiber Reinforced PEEK Composites Based on 3D-Printing Technology for Orthopedic and Dental Applications. *J Clin Med*. 2019;8(2).
104. Baek I, Kwon O, Lim CM, Park KY, Bae CJ. 3D PEEK Objects Fabricated by Fused Filament Fabrication (FFF). *Materials (Basel)*. 2022;15(3).
105. Valentan B, Kadivnik Ž, Brajlili T, Anderson A, Drstvenšek I. Processing poly(ether etherketone) on a 3D printer for thermoplastic modelling. *Materiali in Tehnologije*. 2013;47:715-21.
106. Ourahmoune R, Salvia M, Mathia TG, Mesrati N. Surface morphology and wettability of sandblasted PEEK and its composites. *Scanning*. 2014;36(1):64-75.
107. Mata F, Gaitonde VN, Karnik SR, Davim JP. Influence of cutting conditions on machinability aspects of PEEK, PEEK CF 30 and PEEK GF 30 composites using PCD tools. *Journal of Materials Processing Technology*. 2009;209(4):1980-7.

108. Rodzeń K, Harkin-Jones E, Wegrzyn M, Sharma PK, Zhigunov A. Improvement of the layer-layer adhesion in FFF 3D printed PEEK/carbon fibre composites. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*. 2021;149.
109. Moby V, Dupagne L, Fouquet V, Attal JP, Francois P, Dursun E. Mechanical Properties of Fused Deposition Modeling of Polyetheretherketone (PEEK) and Interest for Dental Restorations: A Systematic Review. *Materials (Basel)*. 2022;15(19).
110. Gao S, Liu R, Xin H, Liang H, Wang Y, Jia J. The Surface Characteristics, Microstructure and Mechanical Properties of PEEK Printed by Fused Deposition Modeling with Different Raster Angles. *Polymers (Basel)*. 2021;14(1).
111. Limaye N, Veschini L, Coward T. Assessing biocompatibility & mechanical testing of 3D-printed PEEK versus milled PEEK. *Heliyon*. 2022;8(12):e12314.
112. Li H, Xiao X, Liao W, Liu T, Li G. Numerical Simulation and Experimental Study Regarding the Cross-Sectional Morphology of PEEK Monofilament Deposition During FDM-Based 3D Printing. *Langmuir*. 2023;39(37):13287-95.
113. Guo C, Liu X, Liu G. Surface Finishing of FDM-Fabricated Amorphous Polyetheretherketone and Its Carbon-Fiber-Reinforced Composite by Dry Milling. *Polymers (Basel)*. 2021;13(13).
114. Turner BN, Gold SA. A review of melt extrusion additive manufacturing processes: II. Materials, dimensional accuracy, and surface roughness. *Rapid Prototyping Journal*. 2015;21(3):250-61.
115. Ozdogan A, Tosun B. Effects of Different Polishing Procedures on the Surface Roughness and Hardness of Polyether Ether Ketone (PEEK). *Odovtos - International Journal of Dental Sciences*. 2020:219-27.
116. Batak B, Cakmak G, Johnston WM, Yilmaz B. Surface roughness of high-performance polymers used for fixed implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*. 2021;126(2):254 e1- e6.
117. Kurahashi K, Matsuda T, Ishida Y, Ichikawa T. Effect of polishing protocols on the surface roughness of polyetheretherketone. *J Oral Sci*. 2020;62(1):40-2.
118. Sturz CR, Faber FJ, Scheer M, Rothamel D, Neugebauer J. Effects of various chair-side surface treatment methods on dental restorative materials with respect to contact angles and surface roughness. *Dent Mater J*. 2015;34(6):796-813.
119. Maoddi P, Bianco E, Letizia M, Pollis M, Manfredini D, Maddalone M. Correlation between a Force-Sensing Oral Appliance and Electromyography in the Detection of Tooth Contact Bruxism Events. *J Clin Med*. 2022;11(19).

120. Kinjo R, Wada T, Churei H, Ohmi T, Hayashi K, Yagishita K, et al. Development of a Wearable Mouth Guard Device for Monitoring Teeth Clenching during Exercise. *Sensors* (Basel). 2021;21(4).
121. Park C, Choi M, Lee S, Kim H, Lee T, Billah MM, et al. Highly Sensitive, Stretchable Pressure Sensor Using Blue Laser Annealed CNTs. *Nanomaterials* (Basel). 2022;12(13).
122. Duan Y, He S, Wu J, Su B, Wang Y. Recent Progress in Flexible Pressure Sensor Arrays. *Nanomaterials* (Basel). 2022;12(14).
123. Peng Z, Zheng S, Zhang X, Yang J, Wu S, Ding C, et al. Flexible Wearable Pressure Sensor Based on Collagen Fiber Material. *Micromachines* (Basel). 2022;13(5).
124. Geng D, Han S, Seo H, Mativenga M, Jang J. Piezoelectric Pressure Sensing Device Using Top-Gate Effect of Dual-Gate a-IGZO TFT. *IEEE SENSORS JOURNAL*. 2017;17(3).
125. Fraden J. *Handbook of modern sensors : physics, designs, and applications*. Third ed. San Diego, California: Springer-Verlag New York; 1996.
126. Testa M, Di Marco A, Pertusio R, Van Roy P, Cattryse E, Roatta S. A validation study of a new instrument for low cost bite force measurement. *J Electromyogr Kinesiol*. 2016;30:243-8.
127. Verma TP, Kumathalli KI, Jain V, Kumar R. Bite Force Recording Devices - A Review. *J Clin Diagn Res*. 2017;11(9):ZE01-ZE5.
128. Bousdras VA, Cunningham JL, Ferguson-Pell M, Bamber MA, Sindet-Pedersen S, Blunn G, et al. A novel approach to bite force measurements in a porcine model in vivo. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2006;35(7):663-7.
129. McAuliffe P, Kim JH, Diamond D, Lau KT, O'Connell BC. A sleep bruxism detection system based on sensors in a splint - pilot clinical data. *J Oral Rehabil*. 2015;42(1):34-9.
130. Brimacombe JM, Wilson DR, Hodgson AJ, Ho KC, Anglin C. Effect of calibration method on Tekscan sensor accuracy. *J Biomech Eng*. 2009;131(3):034503.
131. Agins HJ, Harder VS, Lautenschlager EP, Kudrna JC. Effects of sterilization on the Tekscan digital pressure sensor. *Med Eng Phys*. 2003;25(9):775-80.
132. Vahle-Hinz K, Clauss J, Seeher WD, Wolf B, Rybczynski A, Ahlers MO. Development of a wireless measuring system for bruxism integrated into occlusal splints. *Journal of Craniomandibular Function*. 2009;1(2):125-35.

133. Baba K, Clark GT, Watanabe T, Ohyama T. Bruxism force detection by a piezoelectric film-based recording device in sleeping humans. *J Orofac Pain*. 2003;17(1):58-64.
134. Ahn HW, Lee SY, Yu H, Park JY, Kim KA, Kim SJ. Force Distribution of a Novel Core-Reinforced Multilayered Mandibular Advancement Device. *Sensors (Basel)*. 2021;21(10).
135. Gu W, Yang J, Zhang F, Yin X, Wei X, Wang C. Efficacy of biofeedback therapy via a mini wireless device on sleep bruxism contrasted with occlusal splint: a pilot study. *J Biomed Res*. 2015;29(2):160-8.
136. Hara ES, Witzel AL, de Luca CE, Ballester RY, Bolzan MC. A novel vibratory stimulation-based splint for chronic and untreatable masticatory myofascial pain: a case-series. *J Prosthodont Res*. 2013;57(1):62-6.
137. Hara ES, Witzel AL, de Luca CE, Ballester RY, Kuboki T, Bolzan MC. A novel vibratory stimulation-based occlusal splint for alleviation of TMD painful symptoms: a pilot study. *J Oral Rehabil*. 2013;40(3):179-84.
138. Tjin SC, Tan YK, Yow M, Lam Y-Z, Hao J. Recording compliance of dental splint use in obstructive sleep apnoea patients by force and temperature modelling. *Med Biol Eng Comput*. 2001;39:182-4.
139. Hirai K, Ikawa T, Shigeta Y, Shigemoto S, Ogawa T. Evaluation of sleep bruxism with a novel designed occlusal splint. *J Prosthodont Res*. 2017;61(3):333-43.
140. Krohn S, Hampe T, Brack F, Wassmann T, Burgers R. Intraoral sensor-based monitoring of stabilization splint therapy in patients with myofascial pain. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2020;23(1):11-6.
141. Guo F, Huang S, Liu N, Hu M, Shi C, Li D, et al. Evaluation of the mechanical properties and fit of 3D-printed polyetheretherketone removable partial dentures. *Dent Mater J*. 2022;41(6):816-23.
142. Unda AGR, Lin VFC, De Godoy GCD. Metodologia para a aplicação da análise topográfica ao estudo de processos de superfície. *Matéria*. 2007;12(4):589-96.
143. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, et al. Polyetheretherketone-a suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2013;101(7):1209-16.
144. Culhaoglu AK, Ozkir SE, Sahin V, Yilmaz B, Kilicarslan MA. Effect of Various Treatment Modalities on Surface Characteristics and Shear Bond Strengths of Polyetheretherketone-Based Core Materials. *J Prosthodont*. 2020;29(2):136-41.

145. Morais S. Desenho Técnico Básico 32006.
146. Broitman E. Indentation Hardness Measurements at Macro-, Micro-, and Nanoscale: A Critical Overview. *Tribology Letters*. 2016;65(1).
147. Soares T, Marques M, Barbosa C, Vaz M, Figueiral MH. 3D Resin-coated pressure sensor response for bite force assessment: a pilot study. accept for publishe in *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*. 2023.
148. Elawadly T, Radi IAW, El Khadem A, Osman RB. Can PEEK Be an Implant Material? Evaluation of Surface Topography and Wettability of Filled Versus Unfilled PEEK With Different Surface Roughness. *J Oral Implantol*. 2017;43(6):456-61.
149. Prechtel A, Stawarczyk B, Hickel R, Edelhoff D, Reymus M. Fracture load of 3D printed PEEK inlays compared with milled ones, direct resin composite fillings, and sound teeth. *Clin Oral Investig*. 2020;24(10):3457-66.
150. Wang P, Zou B, Xiao H, Ding S, Huang C. Effects of printing parameters of fused deposition modeling on mechanical properties, surface quality, and microstructure of PEEK. *Journal of Materials Processing Technology*. 2019;271:62-74.
151. Erdağ ÜH, Şahin O, Köroğlu A, Özdemir T, Dede DÖ. Performance of polyether ether ketone (peek) for dental applications: surface roughness and color stability. *Polymer Bulletin*. 2022.
152. Kuhar M, Funduk N. Effects of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. *J Prosthet Dent*. 2005;93(1):76-85.
153. Koroglu A, Sahin O, Dede DO, Yilmaz B. Effect of different surface treatment methods on the surface roughness and color stability of interim prosthodontic materials. *J Prosthet Dent*. 2016;115(4):447-55.
154. Tasin S, Ismatullaev A, Usumez A. Comparison of surface roughness and color stainability of 3-dimensionally printed interim prosthodontic material with conventionally fabricated and CAD-CAM milled materials. *J Prosthet Dent*. 2022;128(5):1094-101.
155. Alp G, Johnston WM, Yilmaz B. Optical properties and surface roughness of prepolymerized poly(methyl methacrylate) denture base materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019;121(2):347-52.
156. Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B. Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *J Adhes Dent*. 2014;16(4):383-92.

157. Caglar I, Ates SM, Yesil Duymus Z. An In Vitro Evaluation of the Effect of Various Adhesives and Surface Treatments on Bond Strength of Resin Cement to Polyetheretherketone. *J Prosthodont*. 2019;28(1):e342-e9.
158. Cakmak G, Donmez MB, Atalay S, de Paula MS, Fonseca M, Schimmel M, et al. Surface roughness and stainability of CAD-CAM denture base materials after simulated brushing and coffee thermocycling. *J Prosthet Dent*. 2022.
159. Quezada MM, Salgado H, Correia A, Fernandes C, Fonseca P. Investigation of the Effect of the Same Polishing Protocol on the Surface Roughness of Denture Base Acrylic Resins. *Biomedicines*. 2022;10(8).
160. Myagmar G, Lee JH, Ahn JS, Yeo IL, Yoon HI, Han JS. Wear of 3D printed and CAD/CAM milled interim resin materials after chewing simulation. *J Adv Prosthodont*. 2021;13(3):144-51.
161. Gibreel M, Perea-Lowery L, Vallittu PK, Garoushi S, Lassila L. Two-body wear and surface hardness of occlusal splint materials. *Dent Mater J*. 2022;41(6):916-22.
162. Zeidan AAE, Abd Elrahim RA, Abd El Hakim AF, Harby NM, Helal MA. Evaluation of Surface Properties and Elastic Modulus of CAD-CAM Milled, 3D Printed, and Compression Moulded Denture Base Resins: An In Vitro Study. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2022;12(6):630-7.
163. Kumar A, Yap WT, Foo SL, Lee TK. Effects of Sterilization Cycles on PEEK for Medical Device Application. *Bioengineering (Basel)*. 2018;5(1).
164. Coimbra W, Oliveira P, Marques C, Leal-Junior A. Chirped Fiber Bragg Grating Sensors for Force Intensity and Location Assessment in Occlusal Splints: A Proof-of-Concept. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2022;PP.
165. Magdaleno F, Ginestal E. Side effects of stabilization occlusal splints a report of three cases and literature review.pdf. *The Journal of craniomandibular & Sleep Practice*. 2010;28(2):128-35.
166. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook W. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1981;46(4):443-9.
167. Smardz J, Wieckiewicz M, Michalek-Zrabkowska M, Gac P, Poreba R, Wojakowska A, et al. Is camera recording crucial for the correct diagnosis of sleep bruxism in polysomnography? *J Sleep Res*. 2023:e13858.
168. Pigozzi LB, Rehm DDS, Fagundes SC, Pellizzer EP, Grossi ML. Current Methods of Bruxism Diagnosis: A Short Communication. *Int J Prosthodont*. 2019;32(3):263-4.

169. Toma K, Tomoto K, Yokota K, Yasuda N, Ishikawa T, Arakawa T, et al. Mouthguard Controller for Unconstrained Control of External Devices. *Sensors Mater.* 2018;30:3053–60.

ANEXOS

Anexos

Anexo 1 – características da impressora AON-M2

AON-M2

Specifications

Build Volume - Standard Build Plate (HxWxD)	640 mm x 450 mm x 450 mm (25.2 in. x 17.7 in. x 17.7 in.)
Build Volume - High-Temperature Build Plate (HxWxD)	630 mm x 395 mm x 420 mm (25.2 in. x 15.6 in. x 16.5 in.)
Dimensions (HxWxD)	1450 mm x 955 mm x 1150 mm (57.1 in. x 37.6 in. x 45.3 in.)
Crated Dimensions (HxWxD)	1600 mm x 1111 mm x 1194 mm (63 in. x 43.75 in. x 47 in.)
Weight	390 kg (860 lbs)
Voltage	208-230 VAC, 1-phase (L1, L2/N)
Frequency	50/60 Hz
Current	16 Amp

Anexo 2 – Recomendações do fabricante do material utilizado

Injection	Typical Value	Unit
Drying Temperature	150	°C
Drying Time	4.0	hr
Rear Temperature	355	°C
Middle Temperature	365	°C
Front Temperature	370	°C
Nozzle Temperature	375	°C
Mold Temperature	175 to 205	°C

Injection	Typical Value	Unit
Injection Rate	Fast	
Screw Compression Ratio	2.5:1.0 to 3.5:1.0	

Injection Notes

Drying

- KetaSpire resins must be dried completely prior to melt processing. Incomplete drying will result in defects in the formed part ranging from surface streaks to severe bubbling. Pellets can be dried on trays in a circulating air oven or in desiccating hopper dryer. Drying conditions recommended are 4 hours at 150°C (300°F) .

Injection Molding

- KetaSpire resins can be readily injection molded in most screw injection machines. A general purpose screw with a compression ratio in the range of 2.5 - 3.5 : 1 is recommended, as is minimum back pressure. Injection speeds should be as fast as possible, consistent with part appearance requirements. Mold temperatures in the range of 175°C to 205°C (350°F to 400°F) are suggested. Recommended starting point barrel temperatures are shown in the following table.

Anexo 3 – Declaração de consentimento informado do paciente voluntário

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Monitorização do bruxismo através de goteira oclusal - estudo in vitro

Objetivo: Este trabalho laboratorial tem como principal objetivo testar um protótipo de goteira para estabilização oclusal, confeccionada em poliéter-éter-cetona (PEEK) por impressão 3D, e com inclusão de sensores de pressão.

Eu, abaixo-assinado, _____, compreendi a explicação que me foi fornecida acerca da participação na investigação que se tenciona realizar. Foi-me dada oportunidade de fazer as perguntas que julguei necessárias, e de todas obtive resposta satisfatória.

Tomei conhecimento de que a informação ou explicação que me foi prestada versou os objectivos e os métodos previstos no projecto. Além disso, foi-me afirmado que tenho o direito de recusar a todo o tempo a minha participação no estudo, sem que isso possa ter, como efeito, qualquer prejuízo pessoal.

Foi-me ainda assegurado que os registos em suporte papel e/ou digital (sonoro e de imagem) serão confidenciais e utilizados única e exclusivamente para o estudo em causa, sendo guardados em local seguro durante a pesquisa e destruídos após a sua conclusão. Neste projeto serão apenas utilizados os modelos de gesso e as imagens em formato digital, representativos da minha cavidade oral, anteriormente obtidos, para fins de investigação científica.

Por isso, consinto em participar no estudo em causa.

Assinatura do participante no projeto: _____

Data: __/__/2022

O Investigador responsável:

Nome: Tânia Soares

Assinatura: _____