



FACULDADE DE
MEDICINA DENTÁRIA
UNIVERSIDADE DO PORTO

Mestrado Integrado em Medicina Dentária
Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Mantenedor de Espaço: Uma Nova Proposta

“Space Maintainer: A New Proposal”

Ana Rute Romano Medeiros

Porto
Maio 2022



Mestrado Integrado em Medicina Dentária
Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Mantenedor de Espaço: Uma Nova Proposta

“Space Maintainer: A New Proposal”

Ana Rute Romano Medeiros

Orientadora:

Prof^ª Doutora Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva

Professora Catedrática da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Coorientadora:

Professora Doutora Cristina Maria Ferreira Guimarães Pereira Areias

Professora Auxiliar com Agregação da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Dissertação de candidatura ao grau de Mestre em
Medicina Dentária apresentada à
Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

*“We can do anything we want to
if we stick to it long enough.”*

Helen Keller

AGRADECIMENTOS

A concretização deste projeto contou com importantes contributos, suportes e auxílios, que determinaram o seu sucesso e, por isso, deixo aqui o meu voto de profundo agradecimento.

À Professora Doutora Maria Helena Figueiral, minha orientadora, por todo o incentivo e determinação na realização deste enorme desafio. Agradeço fortemente todas as indicações por esta caminhada difícil.

À Professora Doutora Cristina Areias, coorientadora deste trabalho, pelo grandioso espírito de interajuda, apoio eterno e ensinamentos odontopediátricos, que sempre levarei como exemplo.

Ao Professor Doutor Paulo Rocha, da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, pela cooperação neste projeto e pelos votos de confiança diários.

Ao Professor Doutor Marco Parente, da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto e do Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial, pela sua ajuda preciosa e disponibilidade na criação do ponto-chave deste projeto.

Às minhas amigas para a vida, Jéssica Ribeiro, Lúcia Figueiredo, Marta Lage, Marta Sousa e Susana Gonçalves, por me fazerem tão feliz. A nossa amizade é eterna.

Por fim, agradecer à minha mãe e ao meu pai, por me deixarem percorrer este trilho cheio de obstáculos e estarem presentes na linha da meta a aplaudir a minha vitória.

RESUMO

Introdução: Durante a infância, as crianças atravessam um período marcante no desenvolvimento dos dentes, das arcadas e da face. Nesse espaço de tempo, existem dentes que podem ser perdidos prematuramente, como acontece com relativa frequência com o segundo molar temporário, e que pode levar a consequências graves no posterior desenvolvimento dentário, como deslocação mesioaxial do primeiro molar permanente, alterações no trajeto de erupção, desequilíbrios oclusais, entre outras. Para colmatar estes problemas, podem ser utilizados dispositivos como os Mantenedores de Espaço que, tal como o nome indica, pretendem manter o espaço entre os dentes remanescentes e conservar as dimensões das arcadas dentárias, minimizando os deslocamentos dos dentes adjacentes ao dente perdido.

Objetivo: Este estudo *in silico* pretende desenvolver um novo design de Mantenedor de Espaço, com uma coroa incorporada no espaço edêntulo, em 3 materiais diferentes e analisar os valores de tensão equivalente de von Mises, de deslocamento e de deformação que se verificam após a aplicação de uma força de 450N.

Metodologia: Foi desenvolvido um modelo em elementos finitos com o design pretendido, a partir de um ficheiro STL - *Standard Triangle Language*, produzido após digitalização de uma arcada inferior pediátrica com a ausência do dente 85. Fixaram-se as faces do protótipo correspondentes ao local de cimentação do dente 46 e definiram-se os pontos de aplicação de força (faces superiores das cúspides e superfícies mais afastadas do cantiléver, por serem mais frágeis do ponto de vista biomecânico). Em seguida, introduziram-se as propriedades mecânicas (módulo de Young e coeficiente de Poisson) dos materiais a estudar (Polimetilmetacrilato, Polietere tercetona e uma liga de Titânio-Alumínio-Vanádio) e efetuou-se a simulação, usando o Método dos Elementos Finitos, tendo-se registado os valores da tensão equivalente de von Mises, dos deslocamentos e das deformações, para cada um dos materiais.

Resultados: Os resultados encontrados evidenciam valores de tensão equivalentes de von Mises semelhantes para os 3 materiais. A liga de Titânio-Alumínio-Vanádio foi o material que apresentou valores inferiores nas três

variáveis estudadas (tensão equivalente de von Mises, deslocação e deformação) e, o único que não ultrapassou o valor da tensão limite de elasticidade, relativamente ao relatado na literatura. O Polimetilmetacrilato para CAD/CAM foi o material que apresentou os valores mais elevados.

Conclusão: Para o design apresentado, a liga de Titânio-Alumínio-Vanádio foi o material que apresentou os melhores resultados. Demonstrou que, ao ser-lhe aplicada uma força de 450N, os valores de tensão de von Mises mantêm-se abaixo do limite de elasticidade, evidenciando que não sofrerá deformações permanentes sob a ação de forças semelhantes. Estudos futuros podem englobar a avaliação dos materiais *in vitro*, a determinação doutras propriedades destes materiais neste Mantenedor de Espaço, a aplicação de novos materiais, a melhoria do design e, numa fase posterior, a realização de estudos *in vivo*.

PALAVRAS-CHAVE: Mantenedor de Espaço, Polimetilmetacrilato para CAD/CAM (PMMA), Polietere tercetona (PEEK), Liga de Titânio-Alumínio-Vanádio (Ti64Al4V), Método dos Elementos Finitos.

ABSTRACT

Introduction: During childhood, children go through a remarkable period in the development of teeth, dental arches, and face. In this period, there are teeth that can be lost prematurely, like the second temporary molar, and which can lead to serious consequences for later tooth development, such as mesioaxial displacement of the first permanent molar, changes in the eruption path, occlusal imbalances, among others. To overcome these problems, devices such as Space Maintainers can be used, which, as the name implies, aim to maintain the space between the remaining teeth and preserve the dimensions of the dental arches, minimizing the displacement of the adjacent teeth to the lost tooth.

Objective: This *in silico* study aims to develop a new Space Maintainer design, with an incorporated crown into the edentulous space, in 3 different materials and to analyze the von Mises equivalent stress, displacement and deformation values that occur after application of a force of 450N.

Methodology: A finite element model with the design was developed from an STL file – *Standard Triangle Language*, produced after scanning a dental pediatric lower arch without tooth 85. The corresponding prototype faces were fixed to the cementation site of tooth 46 and the points of force application were defined (upper faces of the cusps and surfaces further away from the cantilever because they are biomechanically more fragile). Then, the mechanical properties (Young's modulus and Poisson's ratio) of the materials to be studied (Polymethylmethacrylate, Polyetheretherketone and a Titanium-Aluminum-Vanadium alloy), were introduced and the simulation was carried out, using the Finite Element Method. Values of the von Mises equivalent stress, displacement and deformation, for each one of the materials, were registered.

Results: The results show similar von Mises stress values for the 3 materials. The Titanium-Aluminum-Vanadium alloy was the material that presented lower values in the three variables studied (von Mises equivalent stress, displacement and deformation) and the only one that did not exceed the value of the yield stress reported in the literature. Polymethylmethacrylate for CAD/CAM was the material that presented the highest values.

Conclusion: For the presented design, the Titanium-Aluminum-Vanadium alloy was the material that introduced the best results. He showed that, when a force of 450N is applied, the von Mises stress values remain below the elastic limit, showing that it will not present permanent deformations under the action of similar forces. Future studies may include evaluating materials *in vitro*, determining other properties of these materials in the Space Maintainer, applying new materials, improving the design and, at a later stage, conducting *in vivo* studies.

KEYWORDS: Space Maintainer, Polymethylmethacrylate for CAD/CAM (PMMA), Polyetheretherketone (PEEK), Titanium-Aluminium-Vanadium Alloy (Ti64Al4V), Finite Element Method.

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS	IX
RESUMO.....	XI
ABSTRACT	XIII
ÍNDICE DE FIGURAS	XVII
ÍNDICE DE TABELAS	XIX
LISTA DE ABREVIATURAS.....	XXI
INTRODUÇÃO	1
MATERIAIS E MÉTODOS	11
RESULTADOS	17
DISCUSSÃO	25
CONCLUSÃO.....	31
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	33
ANEXOS	XXIV

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Curva Tensão/Deformação de um Ensaio de Tração (sem autorização do autor)	6
Figura 2 - Método de eliminação de descontinuidades entre faces.	13
Figura 3 - STL com 52.846 triângulos.	13
Figura 4 - STL com 282.384 triângulos.	13
Figura 5 - Corte longitudinal do modelo preenchido internamente.	14
Figura 6 - Locais de fixação/cimentação do ME (a laranja).	14
Figura 7 - Pontos de exercício de forças (a rosa).	15
Figura 8 - Modelo do ficheiro STL criado em ExoCad.	18
Figura 9 – Registo dos valores de tensão equivalente de von Mises, após realização do MEF – PMMA para CAD/CAM.	18
Figura 10 – Registo dos valores de deslocamentos após realização do MEF – PMMA para CAD/CAM.	19
Figura 11 – Registo dos valores das deformações, após realização do MEF – PMMA para CAD/CAM.	19
Figura 12 - Registo dos valores de tensão equivalente de von Mises, após realização do MEF – PEEK.	20
Figura 13 - Registo dos valores de deslocamentos após realização do MEF - PEEK.	20
Figura 14 - Registo dos valores das deformações, após realização do MEF - PEEK.	21
Figura 15 - Registo dos valores de tensão equivalente de von Mises, após realização do MEF - Ti64Al4V (I).	21

Figura 16 - Registo dos valores de tensão equivalente de von Mises, após realização do MEF - Ti64Al4V (II).	22
Figura 17 - Registo dos valores de deslocamentos após realização do MEF - Ti64Al4V.....	22
Figura 18 - Registo dos valores das deformações, após realização do MEF - Ti64Al4V.....	23
Figura 19 - Modelo físico do ME impresso em 3D com PLA, colocado sobre o modelo de gesso.	24

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Tipos de Mantenedores de Espaço.	4
Tabela 2 - Forças Mastigatórias Posteriores nas Crianças.....	4
Tabela 3 - Propriedades Mecânicas do PMMA para CAD/CAM.	7
Tabela 4 - Propriedades Mecânicas do PEEK.	7
Tabela 5 - Propriedades Mecânicas do Ti64Al4V.	8
Tabela 6 - Valores utilizados do módulo de Young e do coeficiente de Poisson dos materiais PMMA para CAD/CAM, PEEK e Ti64Al4V.	15
Tabela 7 - Valores máximos de tensão equivalente de von Mises, deslocamentos e deformações do PMMA para CAD/CAM, PEEK e Ti64Al4V após aplicação do MEF.	23

LISTA DE ABREVIATURAS

CAD/CAM	Computer-aided design / Computer-aided manufacturing
FMDUP	Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto
INEGI	Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial
GPa	Gigapascal
MPa	Megapascal
ME	Mantenedor(es) de Espaço
MEF	Método dos Elementos Finitos
PEEK	Polieteretercetona
PLA	Poliácido Láctico
PMMA	Polimetilmetacrilato
STL	Standard Triangle Language
Ti64Al4V	Liga de Titânio-Alumínio-Vanádio

INTRODUÇÃO

Introdução

Durante os primeiros 6 meses de vida, o ser humano inicia a sua fase de erupção dentária formando, até por volta dos 24 meses a dentição temporária. Esta dentição apresenta 20 dentes dispostos equitativamente nas arcadas maxilar e mandibular. O período funcional desta dentição é de sensivelmente 3 anos e inicia a sua esfoliação quando a criança atinge os 6 anos de idade. A partir deste período e até ao momento em que todos os dentes permanentes se encontram na cavidade oral, estabelece-se a dentição mista. Durante esta fase ocorre a erupção de mais 12 dentes em relação à dentição temporária, perfazendo no final um total de 32 dentes nas duas arcadas. Isto só é possível uma vez que durante este período a face desenvolve-se, cresce e há um aumento do espaço disponível para a erupção da dentição. Desta forma, os dentes temporários possibilitam a manutenção de espaços para a erupção dos dentes permanentes, auxiliando a sua localização, alinhamento e oclusão. Todos os dentes desempenham um papel essencial no desenvolvimento e crescimento psicomotor, estando diretamente relacionados com a mastigação, fonação, estética, formação e desenvolvimento dos maxilares, evidenciando grande relevância no desenvolvimento da oclusão ⁽¹⁾.

Apesar de cruciais, há dentes que podem ser perdidos precocemente alterando a dinâmica de desenvolvimento da criança e jovem, com implicações no desenvolvimento da oclusão por provocar um desequilíbrio. A perda prematura de dentes temporários e o fracasso na manutenção do seu espaço durante o crescimento e desenvolvimento normal pode colocar em perigo a existência de uma normocclusão na dentição permanente. As causas mais frequentes destas perdas englobam a cárie dentária, podendo ainda manifestar-se devido a traumatismos e reabsorções prematuras ⁽²⁾.

A prevalência de perda dentária precoce durante a dentição temporária é elevada ^(3,4) e foi demonstrada por diversos estudos, podendo apresentar valores como 40,54%. Esta perda prematura de dentes revelou-se mais prevalente na mandíbula e com maior incidência nos molares temporários. Entre estes, o dente

perdido mais regularmente é o segundo molar temporário, com consequências nefastas para o desenvolvimento da dentição permanente ⁽³⁾.

O principal problema da perda precoce do segundo molar temporário está relacionado com a deslocação mesioaxial do primeiro molar permanente e consequente perda de espaço para a erupção do segundo prémolar inferior, uma vez que os dentes temporários se caracterizam como guias do trajeto de erupção. A ausência precoce do dente temporário origina alterações no trajeto de erupção, podendo ainda provocar apinhamento e desequilíbrio oclusal ⁽⁵⁾. Além deste facto, podem gerar-se dificuldades mastigatórias, alterações na fala, movimentos dentários com efeitos nas relações sagital e vertical dos arcos, má oclusão, traumas psicológicos, problemas estéticos e instalação de hábitos parafuncionais ^(2, 3, 5, 6). As consequências resultantes da ausência precoce de dentes levam à necessidade de estabelecer um planeamento e tratamento que minimize os efeitos negativos de modo a manter o espaço e dimensões das arcadas dentárias (dimensão vertical e oclusal), facilitar a mastigação, contribuir para a aquisição de uma correta linguagem, devolver a estética e o bem-estar psicológico da criança, bem como evitar a aquisição de hábitos parafuncionais. A frequência de má oclusão é aumentada nas crianças em que os procedimentos de manutenção de espaço não são implementados. Assim, é um dever do Médico Dentista decidir o momento de intervenção após a deteção de sinais ou sintomas conducentes a uma má oclusão. Por forma a prevenir estas consequências, tal como outros efeitos da perda precoce, podem utilizar-se dispositivos como os Mantenedores de Espaço (ME).

Os ME são dispositivos dentários fixos ou removíveis utilizados na dentição mista, não só para garantir que não existe perda de espaço, como também para recuperar espaço após perda dentária precoce ⁽⁶⁻⁹⁾ e, muitas vezes, prevenir o tratamento ortodôntico. Os dispositivos fixos são desenvolvidos sobre bandas ou coroas colocadas nos dentes adjacentes e podem ser fixos num ou nos dois extremos ^(6, 10-12). Por sua vez, os ME removíveis são desenvolvidos sobre resina, incluem ganchos de retenção e são normalmente utilizados por pacientes colaborantes ^(2, 6, 11).

Tendo em consideração as categorias acima descritas, é possível agrupar os diferentes tipos de ME (Tabela 1) ^(6, 13):

Tabela 1 - Tipos de Mantenedores de Espaço.

Fixos – Um extremo	Fixos – Dois extremos	Removíveis
Banda-Alça	Arco lingual	Placa de Hawley
Coroa-Alça	Banda transpalatina	Prótese removível parcial
Normal	Botão de Nance	Retentores de pressão
Com tubo		
Com extensão subgengival (proprioceetivo)	Mantenedor colado	

Apesar de existirem diversos tipos de ME, não se verificou a existência de nenhum dispositivo que inclua uma estrutura semelhante a uma coroa dentária, no espaço remanescente. O desenvolvimento duma estrutura com esta característica seria importante para manter uma função mastigatória bilateral uniforme, assim como, um incremento a nível estético.

Como tal, para compreender a funcionalidade de um novo design de ME, é essencial determinar as forças mastigatórias exercidas pelas crianças, principalmente a nível posterior, e avaliar posteriormente a resistência do ME tendo em conta estes dados.

As forças mastigatórias nas crianças variam tendo em conta a sua idade, desenvolvimento dentário e género. Estudos apontam diferentes valores médios nas forças de mastigação tanto a nível anterior como posterior, tendo em conta os fatores referidos ⁽¹⁴⁻¹⁶⁾. De entre os referenciados podem destacar-se os seguintes valores (Tabela 2):

Tabela 2 - Forças Mastigatórias Posteriores nas Crianças.

Autor (data)	Média de idades (DP)	Género	Força de mastigação máxima (N)
Kaya <i>et. al</i> (2017) ⁽¹⁴⁾	12,3 ($\pm 0,55$)	ND	355,80
Singh <i>et. al</i> (2020) ⁽¹⁵⁾	6,54	ND	323,3
Takeshima <i>et. al</i> (2019) ⁽¹⁶⁾	7,75 ($\pm 0,96$)	M	400
		F	350
	10,4 ($\pm 1,09$)	M	450
		F	380

Legenda: DP – Desvio Padrão | F – Feminino | M – Masculino | N – Newton | ND – Não Definido

As forças de mastigação aumentam progressivamente ao longo da idade, variando entre 323 e os 450N, sem se verificarem diferenças significativas entre géneros em crianças entre os 6 e os 10 anos de idade ⁽¹⁷⁾. Estes dados são essenciais para a seleção de possíveis materiais que possam ser utilizados para o desenvolvimento de um design alternativo de ME e avaliar a sua resistência. Como tal, é necessário conhecer as propriedades mecânicas dos materiais selecionados, nomeadamente a tensão limite de elasticidade, o módulo de Young e o coeficiente de Poisson.

A tensão limite de elasticidade, medida em Mega Pascal (MPa), corresponde ao valor máximo de tensão a que um material pode ser sujeito sem sofrer deformações irreversíveis e é utilizado para prever a falha de materiais dúcteis após a aplicação de forças.

A tensão equivalente de von Mises, trata-se de um valor escalar que é obtido a partir do estado de tensão existente num determinado material, e que permite fazer uma comparação direta com a tensão limite de elasticidade. Se uma estrutura for sujeita repetidamente a tensões que ultrapassam a tensão limite de elasticidade, haverá uma redução da resistência à tensão por parte do material ⁽¹⁸⁻²⁰⁾. Isto indica que, ao longo do tempo, um material que é sujeito a forças constantes superiores ao seu valor de tensão limite, diminui a sua elasticidade e reduz os valores de tensão a que poderá estar exposto sem sofrer deformações irreversíveis.

Por outro lado, o módulo de Young, determinado em Giga Pascal (GPa), indica a rigidez de um material, estando diretamente relacionado com a sua deformação elástica e, por essa razão pode denominar-se de módulo de elasticidade ^(21, 22).

Por último, o coeficiente de Poisson corresponde ao coeficiente entre as deformações laterais e axiais e representa o valor de deformação transversal de um material ⁽²³⁾.

Cada material apresenta as suas próprias propriedades mecânicas que podem ser determinadas através de ensaios de tração e pelos gráficos de Tensão/Deformação (Figura 1). Nestes, é possível averiguar o comportamento dos materiais quando lhes são aplicadas forças de diferentes intensidades. O módulo de Young, por exemplo, pode ser retirado deste gráfico através do quociente entre o valor de tensão e deformação ⁽²²⁾.

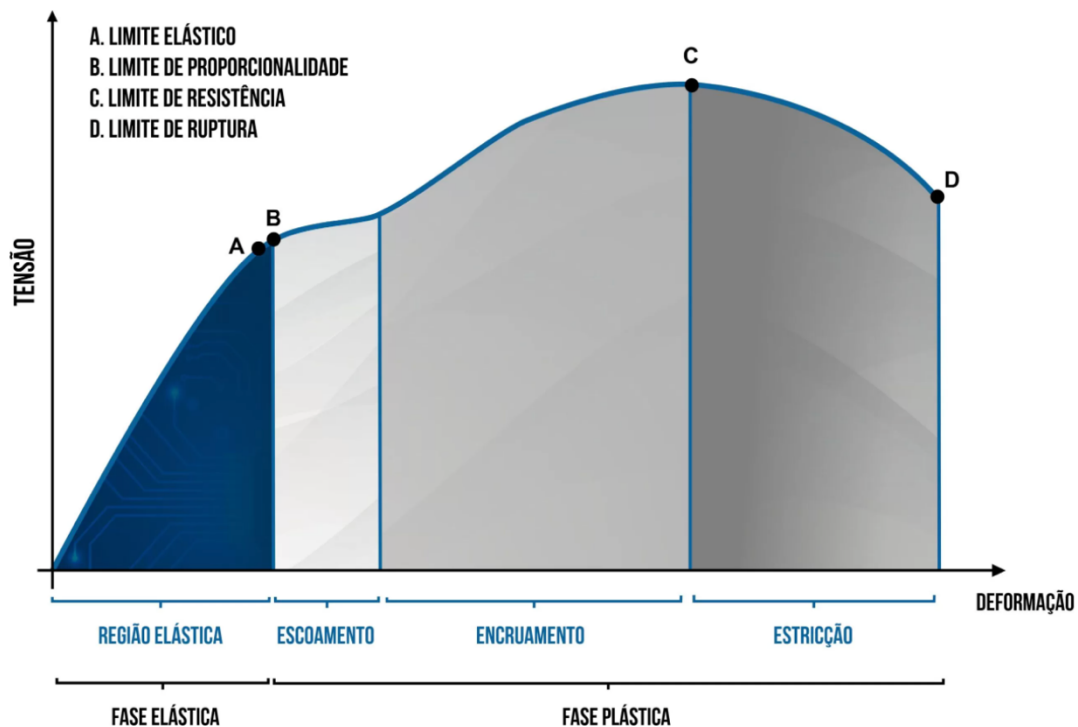


Figura 1 - Curva Tensão/Deformação de um Ensaio de Tração (sem autorização do autor) ⁽²²⁾

O limite de proporcionalidade assinala o valor da tensão a partir do qual deixa de ser possível calcular o módulo de Young, por já não existir linearidade entre a tensão aplicada e a deformação do material. Até este ponto, a deformação do material é elástica e segue uma trajetória linear, ou seja, quando são aplicadas forças numa estrutura, pode existir deformação temporária, mas não permanente. O material tem capacidade elástica, e após serem retiradas as forças externas, recupera a sua forma original sem qualquer deformação ⁽²²⁾.

Deste gráfico podem ainda ser retirados valores como o limite de resistência que corresponde à tensão máxima suportada por um material sob tração, e o limite de rutura onde se comprova a quebra do mesmo ⁽²²⁾.

Assim, quando se aplicam forças sobre quaisquer tipos de material, as suas propriedades mecânicas devem estar bem determinadas por forma a compreender os seus comportamentos.

Dos materiais atualmente disponíveis no mercado para possível fabrico de ME, nesta investigação foram estudadas as propriedades mecânicas do PMMA para CAD/CAM, do PEEK e de uma liga de Titânio (Ti64Al4V). Estes materiais foram selecionados por serem de fácil utilização e manuseamento, bem como, pelas suas características, mecânicas, químicas e biológicas.

materiais foram selecionados por serem de fácil utilização e manuseamento, bem como, pelas suas características, mecânicas, químicas e biológicas.

O PMMA para CAD/CAM é uma resina com um elevado peso molecular comumente utilizada em Prótese Removível, pela sua facilidade de utilização, resistência e biocompatibilidade ⁽²⁴⁾. Apresenta as seguintes propriedades mecânicas (Tabela 3):

Tabela 3 - Propriedades Mecânicas do PMMA para CAD/CAM.

Autor (data)	Tensão limite de elasticidade (MPa)	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson (adimensional)
AZO Materials ⁽²⁵⁾	70	3,1	0,35

Este material, pelos valores que apresenta, é regularmente utilizado no desenvolvimento de dispositivos dentários, pois permite a prevenção do risco de fratura e de deformação durante a mastigação ⁽²⁴⁾.

Por sua vez, o PEEK é um polímero de cor branca, radiolúcido e rígido, que não altera as suas propriedades mecânicas durante o processo de esterilização ⁽²⁶⁾. Apresenta propriedades químicas, físicas e mecânicas (Tabela 4) que permitem a sua utilização em Prostodontia, nomeadamente no sistema CAD/CAM, no desenvolvimento de implantes, em coroas fixas, pontes, próteses removíveis e coroas provisórias ^(26, 27).

Tabela 4 - Propriedades Mecânicas do PEEK.

Autor (data)	Tensão limite de elasticidade (MPa)	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson (adimensional)
AZO Materials ⁽²⁸⁾	70,3	3,950	0,39

O PEEK é um material resistente que apresenta, na generalidade, propriedades mecânicas superiores ao PMMA para CAD/CAM ⁽¹⁸⁾. Os valores descritos podem variar entre autores, podendo identificar-se uma tensão limite de elasticidade que varia entre 70,3 e 118 MPa ^(18, 26, 28).

Adicionalmente, esta resina termoplástica demonstra também propriedades químicas e biológicas, como resistência à corrosão e hidrólise, biocompatibilidade, é antialérgico e tem baixa afinidade para acumulação de placa bacteriana ⁽²⁶⁾.

Finalmente, a Ti64Al4V é uma liga metálica utilizada em prótese fixa e em implantes, que apresenta uma elevada resistência à corrosão. Caracteriza-se por ser um material com propriedades mecânicas (Tabela 5) superiores à Zircónia e apresenta uma elevada capacidade de osteointegração. Como características físicas e químicas demonstra-se resistente à corrosão, é fácil de manusear, pode ser aquecido a elevadas temperaturas e é biocompatível ⁽²¹⁾.

Tabela 5 - Propriedades Mecânicas do Ti64Al4V.

Autor (data)	Tensão limite de elasticidade (MPa)	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson (adimensional)
AZO Materials ⁽²⁹⁾	862 - 1200	119	0,37

Tal como o PEEK, as tensões limite de elasticidade do Ti64Al4V variam entre autores, podendo-se identificar valores entre os 790 e os 1330 MPa ^(21, 29, 30).

Com base nestas propriedades mecânicas pode-se avaliar o comportamento mecânico de um material, tendo em conta as tensões e deformações que surgem após a aplicação de forças ⁽²⁰⁾.

A avaliação destes comportamentos pode fazer-se com recurso ao Método dos Elementos Finitos (MEF). Este método, permite determinar o estado de tensão e de deformação de uma estrutura, sujeita a ações externas, de forma digital. Para que tal seja possível, é necessário conhecer (i) a geometria da estrutura, através do desenvolvimento de uma malha; (ii) os materiais e (iii) as ações a aplicar, com o objetivo de analisar o comportamento estrutural ^(31, 32).

Após a aplicação do MEF, é possível visualizar os locais em que as tensões foram superiores, os deslocamentos e as deformações, com recurso à apresentação da malha original sem deformações como referência. As cores representadas evidenciam a intensidade das variáveis onde o azul e o verde representam valores inferiores e o vermelho valores máximos ^(31, 32).

Atualmente, existem diversas propostas de estruturas desenvolvidas em diferentes materiais que têm como intuito manter o espaço edêntulo após perda precoce de dentes decíduos. Das analisadas, por um lado nenhuma contempla a introdução de uma coroa no espaço edêntulo e por outro lado, nenhuma utiliza o MEF. Por essa razão, justifica-se o desenvolvimento de um novo design de um ME que cumpra as exigências biomecânicas, estéticas e funcionais e o estudo de novos materiais.

Assim, este estudo *in silico*, com recurso ao MEF, tem como objetivo desenvolver um novo design de ME, com uma coroa incorporada no espaço edêntulo, testando 3 materiais diferentes (PMMA para CAD/CAM, PEEK e Ti64Al4V), e analisar os valores de tensão equivalente de von Mises, de deslocamento e de deformação que se verificam após a aplicação de uma força de 450 N.

MATERIAIS E MÉTODOS

Materiais e Métodos

Este trabalho de investigação trata-se de um estudo *in silico* que resulta de uma colaboração entre a Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto (FMDUP) e o Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial (INEGI). Pretende apresentar um novo design de ME, testando 3 materiais relativamente à tensão equivalente de von Mises, a deslocamento e a deformação, quando submetidos a uma força de 450N. As forças aplicadas foram definidas para este valor, uma vez que foram as forças máximas encontradas na literatura.

Os materiais estudados foram (i) PMMA para CAD/CAM, (ii) PEEK e (iii) uma liga de Titânio (Ti64Al4V).

O primeiro passo do projeto consistiu em retirar o dente 85 de um modelo dentário pediátrico AK-6/2 da marca Frasaco® (frasaco GmbH, Tettnag, Alemanha), simulando a sua perda precoce. Depois, foi realizada uma impressão em alginato (Orthoprint, Zhermack, Madrid, Espanha) deste modelo que posteriormente se vazou a gesso (Crystacal® Tipo III, Saint-Gobain Formula, Courbevoie, França). De seguida, o modelo de gesso foi digitalizado para o programa ExoCad® (exocad GmbH, Darmstadt, Alemanha), do que resultou um ficheiro *Standard Triangle Language* (STL). A partir deste ficheiro e com recurso ao mesmo programa, foi desenvolvido um design do ME, construindo uma alça em redor do dente 46 e uma coroa sobre o espaço edêntulo. Baseado neste desenho, exportou-se um ficheiro STL para o programa MeshLab® (ISTI – CNR research center, Pisa, Itália), onde foram eliminadas descontinuidades e desenvolvidas transições ininterruptas entre as diversas faces tornando as superfícies regulares e contínuas (Figura 2). Este processo passou pelo aumento do número de triângulos de 52.846 (Figura 3) para 282.384 (Figura 4), possibilitando a correção detalhada e precisa da geometria.

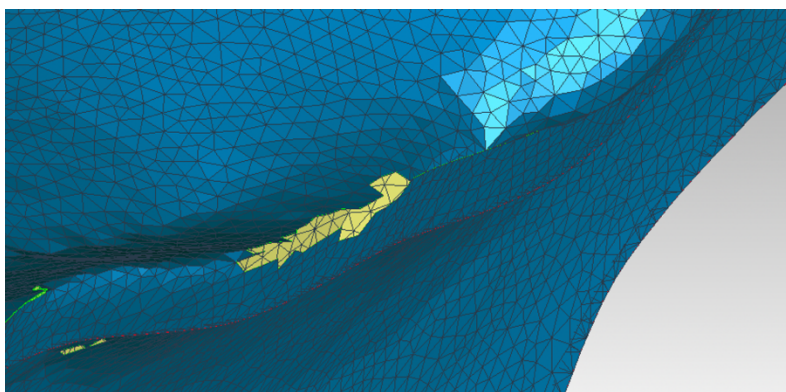


Figura 2 - Método de eliminação de descontinuidades entre faces.

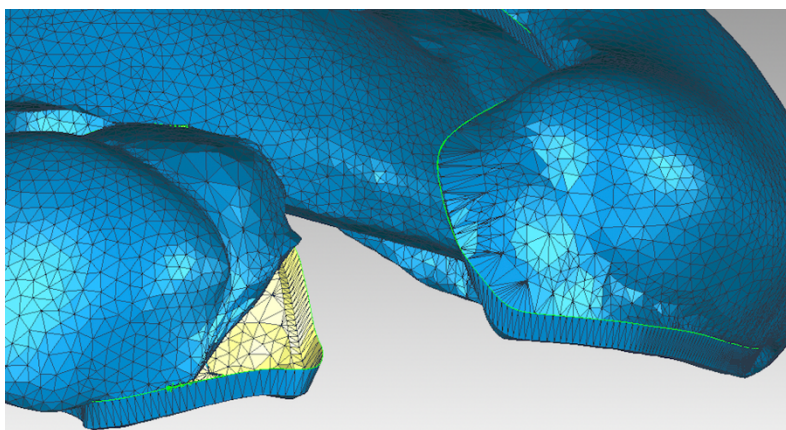


Figura 3 - STL com 52.846 triângulos.

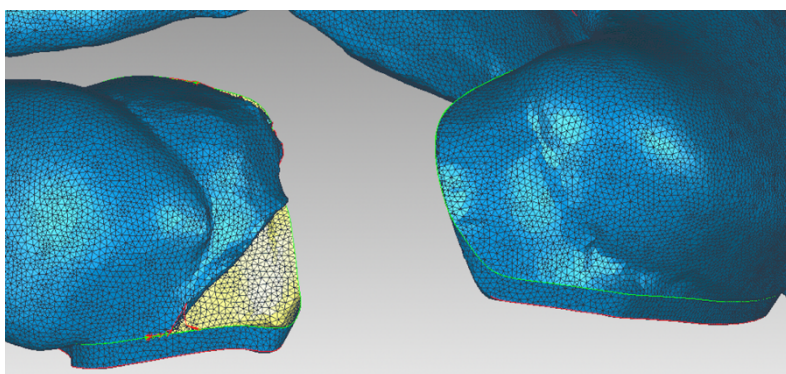


Figura 4 - STL com 282.384 triângulos.

De seguida, o ficheiro STL finalizado do ME foi transferido para o software Abaqus™ (Dassault Systèmes Simulia Corp., Providence, Rhode Island, Estados Unidos da América) com o propósito de testar os materiais acima referidos. Assim, o modelo foi preenchido internamente e tornou-se compacto por forma a ser possível aplicar o MEF (Figura 5).

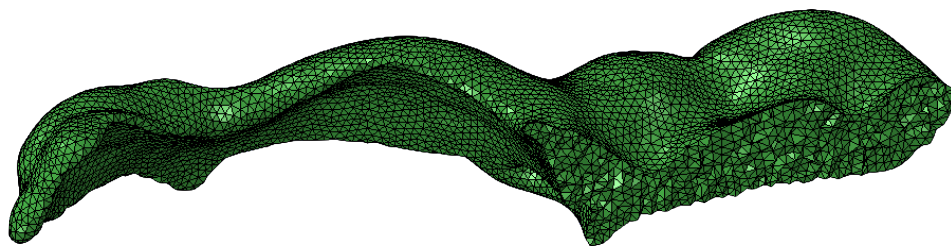


Figura 5 - Corte longitudinal do modelo preenchido internamente.

Após esta fase, definiram-se as faces que se manteriam fixas (Figura 6), ou seja, as faces correspondentes às superfícies vestibular, distal, lingual e mesial do primeiro molar definitivo (dente 46), onde o ME se manteria cimentado.

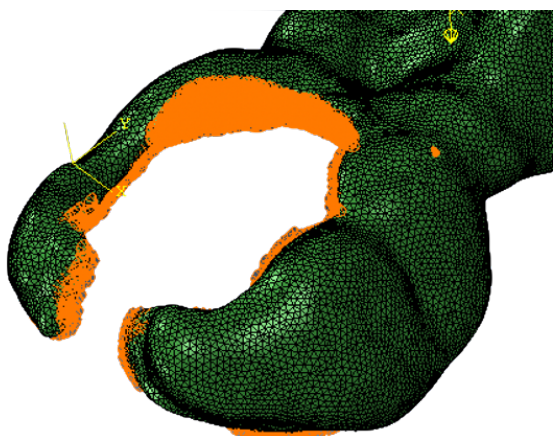


Figura 6 - Locais de fixação/cimentação do ME (a laranja).

Posteriormente, delinearão-se os pontos de exercício de forças verticais (Figura 7) tendo em consideração: (i) as faces superiores das cúspides; (ii) as superfícies mais afastadas do cantiléver e mais frágeis do ponto de vista biomecânico. No Abaqus, a carga foi aplicada num ponto e posteriormente distribuída pelos pontos (a rosa) mostrados na figura 7, através da utilização do comando “coupling”.

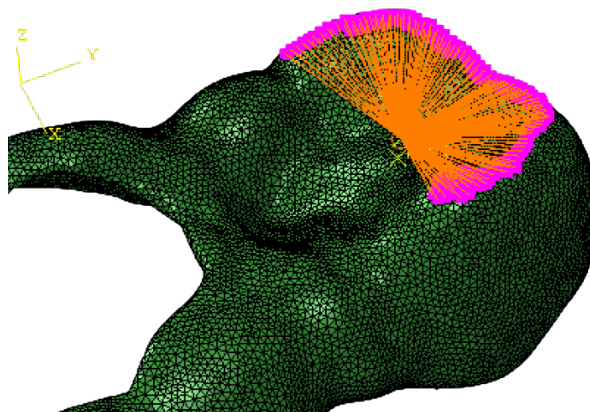


Figura 7 - Pontos de exercício de forças (a rosa).

Após esta fase, introduziram-se no software Abaqus os valores das propriedades mecânicas dos diferentes materiais em estudo de acordo com os valores descritos na literatura, nomeadamente do módulo de Young e do coeficiente de Poisson (Tabela 6).

Tabela 6 - Valores utilizados do módulo de Young e do coeficiente de Poisson dos materiais PMMA para CAD/CAM, PEEK e Ti64Al4V.

	PMMA para CAD/CAM	PEEK	Ti64Al4V
Coeficiente de Poisson (adimensional)	0,35	0,38	0,34
Módulo de Young (MPa)	3100	3950	118

Por fim, foi possível realizar a simulação numérica, usando o MEF que forneceu dados sobre a tensão equivalente de von Mises (MPa), os deslocamentos (mm) e as deformações (adimensional) para os diferentes materiais acima mencionados.

Numa fase posterior, o modelo do ME foi impresso em Polilático (PLA) com recurso a uma impressora 3D Prusa i3 MK3S+® (Prusa Research, Praga, República Checa) e adaptado ao modelo de gesso que foi inicialmente digitalizado para o desenvolvimento do dispositivo.

RESULTADOS

Resultados

O ficheiro STL, que se pode visualizar na figura 8, criado no programa ExoCad, permitiu construir o modelo base do ME e utilizar o MEF.

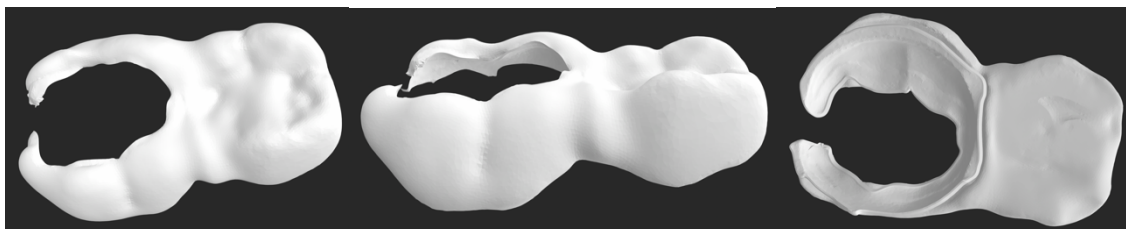


Figura 8 - Modelo do ficheiro STL criado em ExoCad.

Os 3 materiais propostos para o ME foram avaliados tendo em conta a tensão equivalente de von Mises (Mpa), os deslocamentos (mm) e as deformações na superfície (adimensional). Para todos os testes, foi sempre aplicada uma força de 450N. Os resultados do estudo do MEF são apresentados tendo em conta o material em que cada ME foi desenvolvido.

PMMA para CAD/CAM

O valor máximo de tensão equivalente de von Mises para o ME em PMMA para CAD/CAM foi de 679,856 MPa (Figura 9).

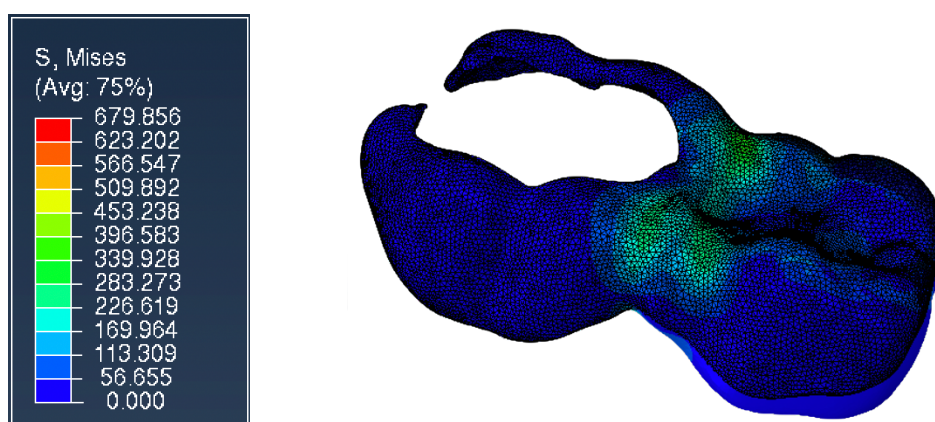


Figura 9 – Registo dos valores de tensão equivalente de von Mises, após realização do MEF – PMMA para CAD/CAM.

No que se refere aos deslocamentos, registou-se o valor máximo de 2,221 mm no plano vertical, em relação à posição inicial (Figura 10).

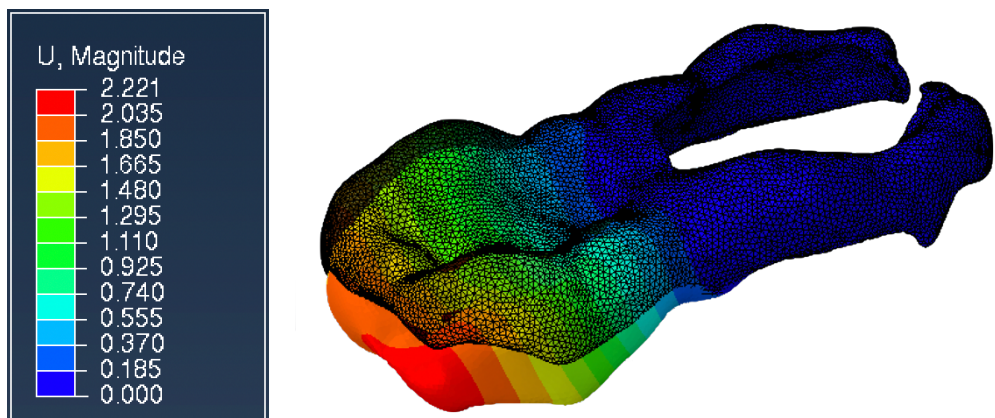


Figura 10 – Registo dos valores de deslocamentos após realização do MEF – PMMA para CAD/CAM.

As deformações registadas, atingiram um valor máximo de 0,125, evidenciando-se que a zona mais afetada envolve a região do cantiléver (Figura 11).

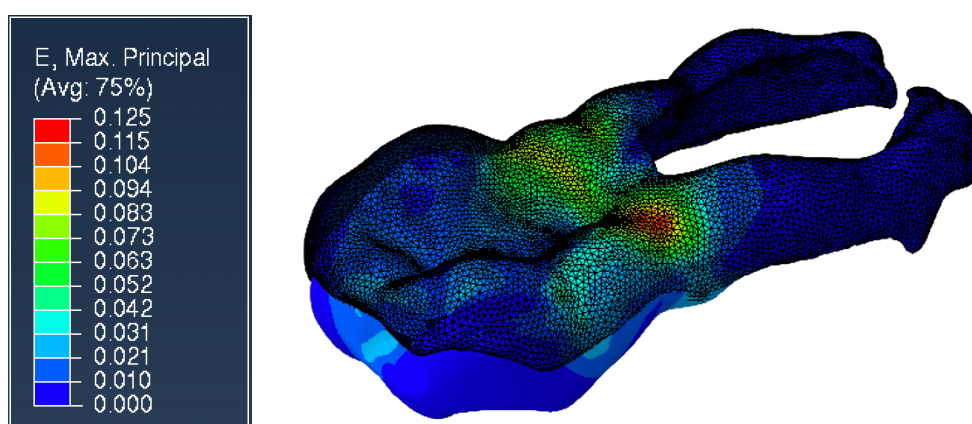


Figura 11 – Registo dos valores das deformações, após realização do MEF – PMMA para CAD/CAM.

PEEK

O valor máximo de tensão equivalente de von Mises na superfície PEEK foi de 661,632 MPa (Figura 12).

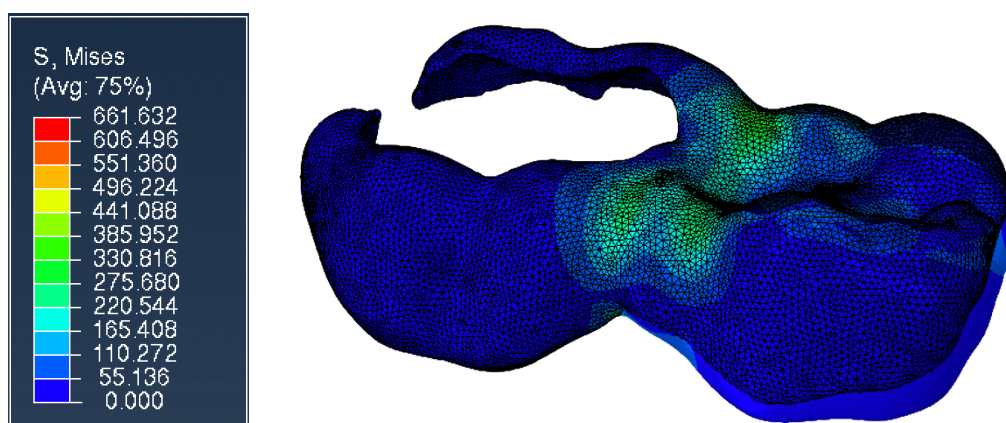


Figura 12 - Registo dos valores de tensão equivalente de von Mises, após realização do MEF – PEEK.

Em relação aos deslocamentos, registou-se o valor de 1,706 mm no plano vertical, em relação à posição inicial (Figura 13).

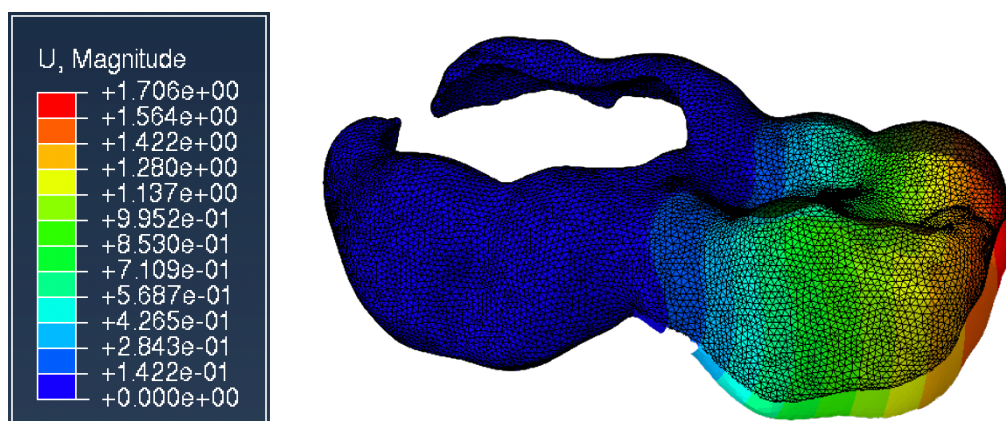


Figura 13 - Registo dos valores de deslocamentos após realização do MEF - PEEK.

As deformações registadas, atingiram um valor máximo de 0,106, evidenciando-se que a zona mais afetada envolve o cantiléver (Figura 14).

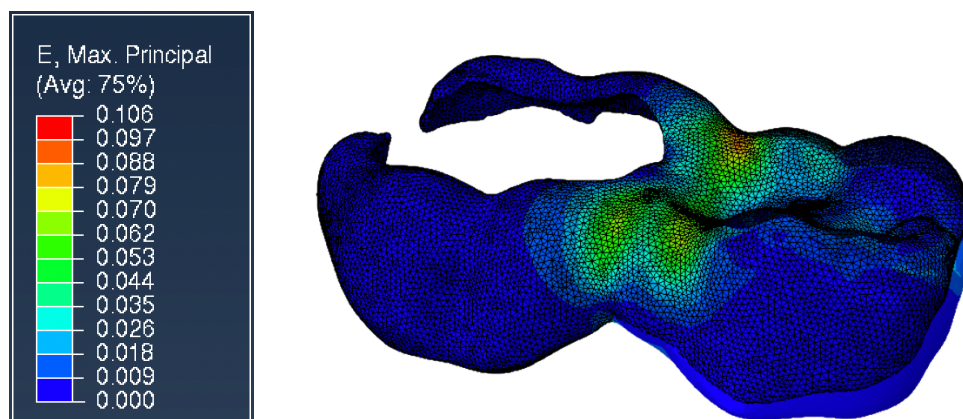


Figura 14 - Registo dos valores das deformações, após realização do MEF - PEEK.

Ti64Al4V

O valor máximo de tensão equivalente de von Mises sobre a superfície da liga de Titânio foi de 385,173 MPa (Figura 15), à exceção de um ponto assinalado com as cores amarelo, laranja e vermelho que representa valores máximos de 660,297 MPa (Figura 16), podendo corresponder a um local de irregularidade na malha.

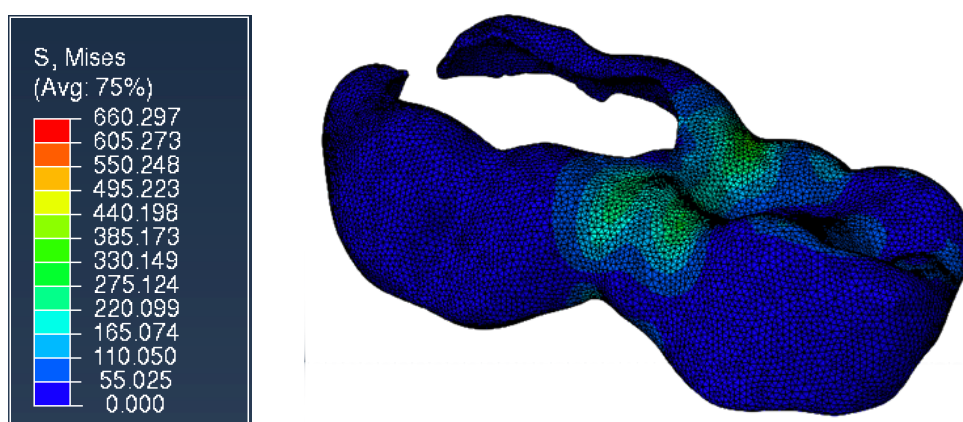


Figura 15 - Registo dos valores de tensão equivalente de von Mises, após realização do MEF - Ti64Al4V (I).

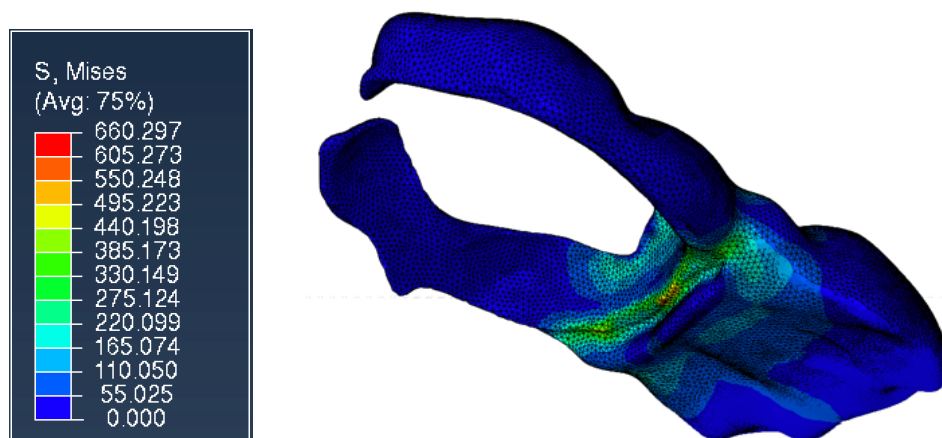


Figura 16 - Registo dos valores de tensão equivalente de von Mises, após realização do MEF - Ti64Al4V (II).

Relativamente aos deslocamentos, registou-se o valor de 0,058 mm no plano vertical, em relação à posição inicial (Figura 17).

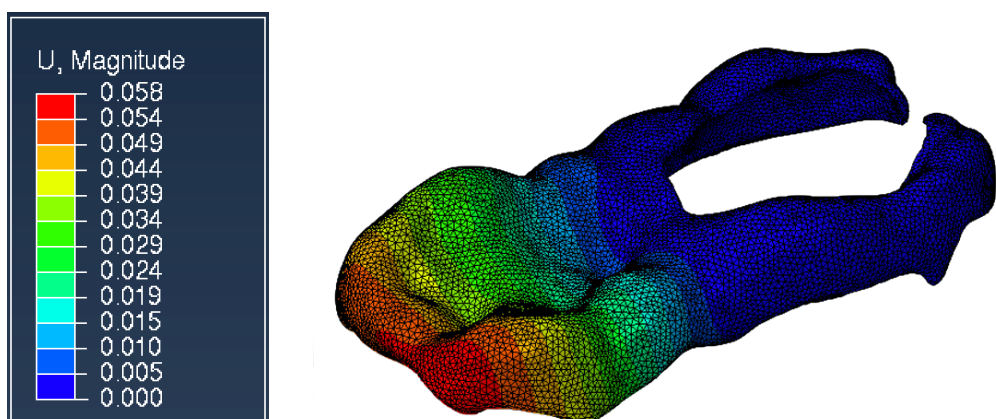


Figura 17 - Registo dos valores de deslocamentos após realização do MEF - Ti64Al4V.

As deformações registadas, atingiram um valor máximo de 0,003 (Figura 18), evidenciando-se novamente que a zona mais afetada envolve a região do cantiléver.

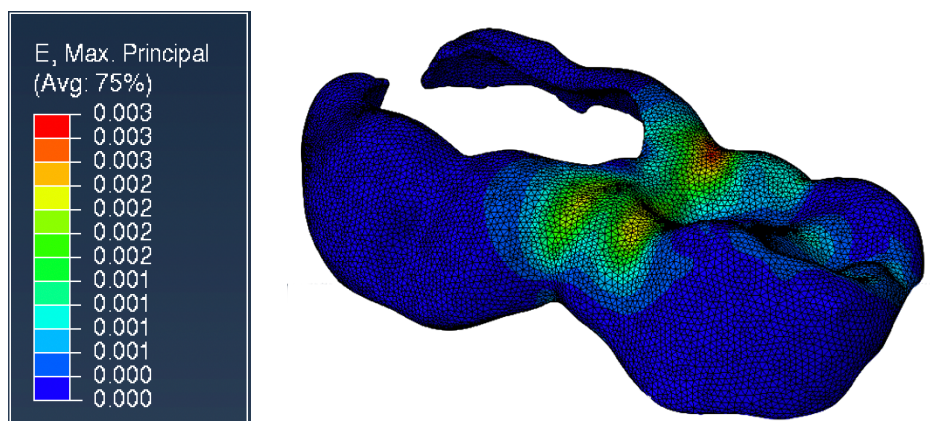


Figura 18 - Registo dos valores das deformações, após realização do MEF - Ti64Al4V.

Resumo dos valores registados

Os valores máximos de tensão equivalente de von Mises, deslocamentos e deformações registados para cada um dos materiais testados, encontram-se sumariados na tabela 7.

Tabela 7 - Valores máximos de tensão equivalente de von Mises, deslocamentos e deformações do PMMA para CAD/CAM, PEEK e Ti64Al4V após aplicação do MEF.

	PMMA para CAD/CAM	PEEK	Ti64Al4V
Tensão equivalente de von Mises (MPa)	679,856	661,632	660,297
Deslocamentos (mm)	2,221	1,706	0,058
Deformações (adimensional)	0,125	0,106	0,003

Os valores apresentados representam um cenário hipotético onde o valor referenciado da tensão equivalente de von Mises para cada material não é considerado. Assim, independentemente da força aplicada, o material manter-se-ia na fase elástica, sem possibilidade de deformação permanente e/ou fratura. Os dados da tabela 7 permitem uma análise comparativa entre os dados recolhidos para cada material.

Finalmente, foi, ainda, realizada uma impressão do MD em PLA com recurso a uma impressora 3D, cujo resultado se pode visualizar na figura 19.



Figura 19 - Modelo físico do ME impresso em 3D com PLA, colocado sobre o modelo de gesso.

DISCUSSÃO

Discussão

Este trabalho surge da necessidade de desenvolver um novo design dum ME que apresente, não apenas características funcionais melhoradas, como também estéticas. Assim, projetou-se uma estrutura com uma coroa incorporada e avaliou-se o seu comportamento mecânico com recurso ao MEF, após aplicação de forças de 450N, em três materiais diferentes (PMMA para CAD/CAM, PEEK e Ti64Al4V).

Estes materiais foram selecionados tendo em conta diferentes fatores. Primeiramente, todos permitem a sua utilização em CAD/CAM, possibilitando o recurso a novas tecnologias cada mais utilizadas em Medicina Dentária. Por outro lado, as propriedades biomecânicas e de biocompatibilidade de cada um destes materiais, possibilitam a sua aplicação na cavidade oral e com bons resultados a nível dos tecidos circundantes. Tanto o PMMA para CAD/CAM como o PEEK, já foram testados no desenvolvimento de novas estruturas de ME ⁽³³⁻³⁶⁾ e, optou-se por avaliar também o comportamento do Ti64Al4V, por ser reconhecidamente um dos materiais utilizados na cavidade oral com melhores propriedades, químicas, físicas e biológicas. Por fim, referir ainda que a escolha destes materiais também apresenta uma preocupação estética: O PMMA para CAD/CAM e o PEEK exibem gamas de cores que podem ser ajustadas tendo em conta a coloração do dente. Quanto à liga de titânio, esta pode ser sujeita ao processo de anodização que, ao criar uma camada superficial de óxido, ao mesmo tempo protege e permite dar cor ao material ⁽³⁷⁾.

Neste estudo, o desenvolvimento do ME de forma digital simplificou e tornou menos dispendioso o processo de recolha de dados, uma vez que, possibilita a adaptação a qualquer material e permite o seu estudo baseado apenas nas propriedades mecânicas relatadas, após acesso ao ficheiro STL. As tecnologias digitais permitem ainda que o diagnóstico e a terapêutica possam ser melhorados e com resultados mais precisos, apresentando uma menor percentagem de erros durante as fases de produção e teste ⁽³⁴⁾. Através destes métodos foi possível testar e avaliar cada um dos materiais e verificar a sua eficácia após serem aplicadas forças verticais na ordem dos 450N. Outra das vantagens destes métodos é tornar possível a utilização destes ficheiros em

investigações futuras, permitindo retomar e aprofundar as análises a esta estrutura, testando novas variáveis e outros materiais.

O design desenvolvido possibilitou que uma coroa fosse interposta a um espaço edêntulo, originando uma estrutura alternativa aos ME convencionais utilizados em Odontopediatria. Trabalhos semelhantes sugerem variadas formas de aplicação (ME removíveis) e cimentação (ME fixos) de dispositivos, demonstrando que esta área de estudo apresenta um grande potencial de desenvolvimento futuro ^(33, 34, 38). Apesar das vantagens que possam surgir no futuro, o desenvolvimento de novos designs em diferentes materiais implica o estudo aprofundado do comportamento dos mesmos, quando sujeitos a forças repetitivas. Ao longo do tempo, a tensão de superfície liberta-se lentamente, resultando em deformações na estrutura de base ou na formação de fissuras que podem originar a fratura do material ⁽³³⁾. Por outro lado, a espessura da estrutura e a extensão do cantiléver, têm também impacto na resistência do ME e devem ser avaliadas detalhadamente ⁽³⁹⁾.

Atualmente, a aplicação de diferentes materiais no desenvolvimento de ME está em estudo, provando a existência de diversas possibilidades de fabrico para estes dispositivos. Apesar de, habitualmente, os ME serem desenvolvidos em ligas metálicas, nalguns estudos propõe-se a utilização de PMMA para CAD-CAM e PEEK, que surgem, por vezes combinados com ligas metálicas ⁽³³⁻³⁶⁾.

Qualquer que seja o material analisado, os resultados focam-se essencialmente na sua resistência. Neste estudo comprovou-se que apenas o Ti64Al4V conseguiria suportar a carga aplicada. Outros estudos vão de encontro aos resultados apresentados, referindo ainda que os valores resultantes colocam o PEEK num patamar superior de rigidez relativamente ao PMMA ^(35, 40, 41).

Estudos acerca do desenvolvimento de ME em PMMA para CAD/CAM ^(36, 42) e PEEK ^(33, 34), demonstraram a eficácia destes materiais quando aplicados em estruturas de manutenção de espaço na cavidade oral de crianças. Apesar disto, apenas os de carácter removível incorporam coroas no espaço edêntulo e, os fixos não concedem relevância à estética. Desta forma, não foi possível realizar uma comparação direta entre esta e outras investigações. Por outro lado, não foram encontrados estudos acerca do desenvolvimento de ME em Ti64Al4V, colocando esta investigação numa importante posição no contributo da utilização deste material neste contexto.

Os valores referentes aos deslocamentos e deformações demonstraram-se distintos com uma maior diferença entre os materiais PMMA para CAD/CAM e Ti64Al4V. Este facto deve-se essencialmente às diferenças descritas entre as propriedades mecânicas destes materiais. O Ti64Al4V revelou os valores mais baixos nas três variáveis estudadas, tendo sido o único que apresentou um valor de tensão equivalente de von Mises inferior à tensão limite de elasticidade. Isto significa que apenas o Ti64Al4V poderia sofrer forças de 450N e, após a suspensão das mesmas, o material retomaria a sua forma inicial sem deformações. Por outro lado, o PMMA para CAD/CAM e o PEEK, estabeleceram valores superiores ao relatados na literatura, evidenciando que sofreriam deformações permanentes, ou mesmo rotura, após a aplicação de forças com a intensidade descrita.

Dependendo do material que se utiliza, os efeitos das forças de mastigação têm impacto direto na resistência e durabilidade das estruturas. Reduzidos módulos de elasticidade do material, estão diretamente relacionados com menores eficiências de mastigação ⁽⁴²⁾ e podem influenciar o desenvolvimento. Diferentes estudos relacionam a resistência dos materiais em função das forças aplicadas e, apesar de aplicarem valores de força muito inferiores por considerarem valores de mastigação médios, comprovam que quanto mais rígido for o material, melhor a resistência ao padrão mastigatório ^(39, 42).

Note-se que o presente estudo teve algumas limitações como a aplicação de forças unicamente verticais sobre a estrutura e o facto de existir apenas um comprimento para o cantiléver. Seria interessante demonstrar efetivamente a resistência às forças aplicadas num modelo físico e não apenas num modelo digital. Neste estudo realizou-se a impressão a 3D em PLA do ME, mas só com o intuito de compreender a adaptação do mesmo à arcada dentária e visualizar a sua relação com as estruturas adjacentes.

Por último, importa sugerir que as limitações apresentadas podem ser contornadas com a continuação do desenvolvimento deste projeto. Como tal, propõe-se que sejam testados outros materiais, nas mesmas e noutras condições, alargando assim o estudo à possibilidade de testar digital e fisicamente um leque de opções. Sugere-se, ainda, que o novo design seja

desenvolvido através de um ou vários modelos dentários reais, permitindo assim que possa ser aplicado biologicamente.

CONCLUSÃO

Conclusão

A resolução dos problemas estéticos e funcionais nas crianças que perdem precocemente os dentes temporários, tem-se apresentado como uma dificuldade para o Médicos Dentistas na escolha do tratamento reabilitador ideal. Assim, o tratamento preferencial, deve ser planeado com base em diversos fatores. A sua seleção fica a critério do Médico Dentista, tendo em consideração um diagnóstico diferencial para cada caso clínico.

De acordo com as condições em que este estudo foi realizado e considerando as limitações associadas, pode afirmar-se que, para este design, o Ti64Al4V se revelou como o material mais eficaz. Esta conclusão deriva do facto deste material ter obtido melhores resultados comparativamente ao PMMA para CAD/CAM e ao PEEK. Por um lado, os valores correspondentes à tensão equivalente de von Mises mantiveram-se abaixo da tensão limite de elasticidade do Ti64Al4V. Por outro, registaram-se valores muito baixos de deformação e deslocamento que podem ser desconsiderados a longo prazo, dado que o material não ultrapassa a tensão limite de elasticidade e não sofrerá deformações permanentes.

De referir a necessidade de desenvolver mais estudos que avaliem a eficiência deste design na cavidade oral. Assim, como perspetivas futuras deste projeto, sugere-se a investigação *in vitro* dos materiais utilizados neste estudo e a análise de outras propriedades que sejam importantes quando aplicadas a este design de ME. Por outro lado, pode-se estudar a eventual utilização de outros materiais e, ainda, tentar melhorar o design do ME. Depois de otimizar todos estes aspetos, o ideal será poder realizar-se um estudo *in vivo*.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Referências Bibliográficas

1. Vaz P, Macedo AP, Andrade DC, Calheiros FC, Guedes-Pinto A. Morfologia e Anatomia dos Dentes Temporários. In: Andrade DC, Guedes-Pinto AC, editors. Textos Escolhidos de Odontopediatria. 1 ed. Porto: Edições U.Porto; 2017. p. 43-54.
2. Macedo AP, Norton A, Guedes-Pinto E, Guedes-Pinto AC, Andrade DC. Prevenção das más oclusões a nível odontopediátrico. In: Andrade DC, Guedes-Pinto AC, editors. Textos Escolhidos de Odontopediatria. 1 ed. Porto: U.Porto Edições; 2017. p. 369-90.
3. Murshid SA, Al-Labani MA, Aldhorae KA, Rodis OM. Prevalence of prematurely lost primary teeth in 5-10-year-old children in Tamar city, Yemen: A cross-sectional study. J Int Soc Prev Community Dent. 2016;6(Suppl 2):S126-30.
4. Lopez-Gomez SA, Villalobos-Rodelo JJ, Avila-Burgos L, Casanova-Rosado JF, Vallejos-Sanchez AA, Lucas-Rincon SE, et al. Relationship between premature loss of primary teeth with oral hygiene, consumption of soft drinks, dental care, and previous caries experience. Sci Rep. 2016;6:21147.
5. Vaz P, Macedo AP, Braga MM, Guedes-Pinto AC, Andrade DC. Embriologia e Erupções Dentárias. In: Andrade DC, Guedes-Pinto AC, editors. Textos Escolhidos de Odontopediatria. 1 ed. Porto: U.Porto; 2017. p. 55-76.
6. Andrade DC, Chambell A, Tojal G, Ferreira SL, Biancalana H, Guedes-Pinto AC. Tratamento protético da criança e do adolescente. In: Andrade DC, Guedes-Pinto AC, editors. Textos Escolhidos de Odontopediatria. 1 ed. Porto: U.Porto Edições; 2017. p. 267-88.
7. Gandhi M, Tandon S, Vijay A, Kalia G, Rathore K. Clinical Assessment of Various Obturating Techniques for Primary Teeth: A Comparative Study. J Clin Diagn Res. 2017;11(7):ZC48-ZC51.
8. Goldenfum G, Rodrigues J. Esthetic Rehabilitation in Early Childhood Caries. Int J Clin Pediatr Dent. 2019;12(2).
9. Kaur A, Kumar S, Karda B, Chibh R. Management of Dentinogenesis Imperfecta. Int J Clin Pediatr Dent. 2019;12(5):464-6.

10. Vinothini V, Sanguida A, Selvabalaji A, Prathima GS, Kavitha M. Functional Band and Loop Space Maintainers in Children. *Case Rep Dent.* 2019;2019:4312049.
11. Hosseinipour Z, Poorzandpoush K, Heidari A, Ahmadi M. Use of Fixed and Removable Space Maintainers in 6-12-year Olds. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2019;12(5):405-9.
12. Bindayel NA. Clinical evaluation of short term space variation following premature loss of primary second molar, at early permanent dentition stage. *Saudi Dent J.* 2019;31(3):311-5.
13. Watt E, Ahmad A, Adamji R, Katsimpali A, Ashley P, Noar J. Space maintainers in the primary and mixed dentition - a clinical guide. *Br Dent J.* 2018;225(4):293-8.
14. Kaya MS, Akyuz S, Guclu B, Diracoglu D, Yarat A. Masticatory parameters of children with and without clinically diagnosed caries in permanent dentition. *EJPD.* 2017;18(1):116-20.
15. Singh R, Singh S, Jha A, Jha S, Singh AK, Kumar S. Comparative evaluation of bite force in paediatric patients. *J Family Med Prim Care.* 2020;9(4):2002-5.
16. Takeshima T, Fujita Y, Maki K. Factors associated with masticatory performance and swallowing threshold according to dental formula development. *Arch Oral Biol.* 2019;99:51-7.
17. Aishwarya N, Nagarathna C, Poovani S, Thumati P. Comparison of Bite Force and the Influencing Factors Pre- and Post-cementation of Stainless Steel Crown in Children Using T-Scan. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2021;14(1):46-50.
18. Muhsin SA, Hatton PV, Johnson A, Sereno N, Wood DJ. Determination of Polyetheretherketone (PEEK) mechanical properties as a denture material. *Saudi Dent J.* 2019;31(3):382-91.
19. Yemineni BC, Mahendra J, Nasina J, Mahendra L, Shivasubramanian L, Perika SB. Evaluation of Maximum Principal Stress, von Mises Stress, and Deformation on Surrounding Mandibular Bone During Insertion of an Implant: A Three-Dimensional Finite Element Study. *Cureus.* 2020;12(7):e9430.
20. Meyer C, van Gaalen K, Leschinger T, Scheyerer MJ, Neiss WF, Staat M, et al. Kyphoplasty of Osteoporotic Fractured Vertebrae: A Finite Element Analysis about Two Types of Cement. *Biomed Res Int.* 2019;2019:9232813.

21. Hanawa T. Zirconia versus titanium in dentistry: A review. *Dent Mater J.* 2020;39(1):24-36.
22. Biopdi. Ensaio de tração [Access Date: [17/05/2022]. Available from: <https://biopdi.com.br/artigos/ensaio-de-tracao/>.
23. Javanmardi Y, Colin-York H, Szita N, Fritzsche M, Moeendarbary E. Quantifying cell-generated forces: Poisson's ratio matters. *Commun Phys.* 2021;4:237.
24. Iwaki M, Kanazawa M, Arakida T, Minakuchi S. Mechanical properties of a polymethyl methacrylate block for CAD/CAM dentures. *J Oral Sci.* 2020;62(4):420-2.
25. Materials A. Polymethylmethacrylate - Acrylic - PMMA General Purpose [Access Date: [13/04/2022]. Available from: <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=788>.
26. Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliunaitė V, Sulcaitė G, Zilinskas J. PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. A review. *Stomatologija.* 2018;20(2):54-8.
27. 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.
28. Materials A. Supplier Data - Polyetheretherketone (PEEK) (Goodfellow) [Access Date: [13/04/2022]. Available from: <https://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=1882>.
29. Materials A. Titanium Alloys - Ti6Al4V Grade 5 [Access Date: [12/04/2022]. Available from: <https://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=1547>.
30. Schulze C, Weinmann M, Schweigel C, Kessler O, Bader R. Mechanical Properties of a Newly Additive Manufactured Implant Material Based on Ti-42Nb. *Materials (Basel).* 2018;11(1).
31. Azevedo AFM. Método dos Elementos Finitos. 1 ed: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto; 2003.
32. Teixeira-Dias F, Pinho-da-Cruz J, Fontes Valente RA, Alves de Sousa RJ. Método dos Elementos Finitos - Técnicas de Simulação Numérica em Engenharia. Lisboa: Edições Técnicas e Profissionais; 2010.

33. Guo H, Wang Y, Zhao Y, Liu H. Computer-aided design of polyetheretherketone for application to removable pediatric space maintainers. *BMC Oral Health*. 2020;20(1):201.
34. Ierardo G, Luzzi V, Lesti M, Voza I, Brugnoletti O, Polimeni A, et al. Peek polymer in orthodontics: A pilot study on children. *J Clin Exp Dent*. 2017;9(10):1271-5.
35. Chen SG, Yang J, Jia YG, Lu B, Ren L. TiO₂ and PEEK Reinforced 3D Printing PMMA Composite Resin for Dental Denture Base Applications. *Nanomaterials (Basel)*. 2019;9(7).
36. Alhotan A, Yates J, Zidan S, Haider J, Silikas N. Assessing Fracture Toughness and Impact Strength of PMMA Reinforced with Nano-Particles and Fibre as Advanced Denture Base Materials. *Materials (Basel)*. 2021;14(15).
37. Lee Y-T, Liou EJ-W, Huang L-L, Wu H-J, Chen S-W. Effect of anodization on friction behavior of β -titanium orthodontic archwires. *J Orofac Orthop / Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2021.
38. Negi KS. NiTi bonded space regainer/maintainer. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*. 2010;28(2):113-5.
39. Shetty R, Singh I, Sumayli HA, Jafer MA, Abdul Feroz SM, Bhandi S, et al. Effect of prosthetic framework material, cantilever length and opposing arch on peri-implant strain in an all-on-four implant prostheses. *Niger J Clin Pract*. 2021;24(6):866-73.
40. Mutneja P, Shrivastava SP, Dable R, Nirmal Raj AP, 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.
41. Eraslan R, Colpak ED, Kilic K, Polat ZA. Biomechanical Properties and Biocompatibility of Implant-Supported Full Arch Fixed Prosthesis Substructural Materials. *Niger J Clin Pract*. 2021;24(9):1373-9.
42. Macura-Karbownik A, Chladek G, Zmudzki J, Kasperski J. Chewing efficiency and occlusal forces in PMMA, acetal and polyamide removable partial denture wearer. *Acta Bioeng Biomech*. 2016;18(1):127-34.

ANEXOS



DECLARAÇÃO

Monografia de Investigação

Declaro que o presente trabalho, no âmbito da Monografia de Investigação/Relatório de Atividade Clínica, integrado no MIMD, da FMDUP, é da minha autoria e todas as fontes foram devidamente referenciadas.

24 de maio de 2022

A investigadora,

Ana Rute Romano Medeiros

Ana Rute Romano Medeiros

PARECER

(Entrega do trabalho final de Monografia)

Informo que o Trabalho de Monografia desenvolvido pela estudante Ana Rute Romano Medeiros com o título: “Mantenedor de Espaço: Uma Nova Proposta” está de acordo com as regras estipuladas na FMDUP, foi por mim conferido e encontra-se em condições de ser apresentado em provas públicas.

Porto, 24 de maio de 2022

A orientadora,

Assinado por : **MARIA HELENA GUIMARÃES
FIGUEIRAL DA SILVA**
Num. de Identificação: BI05799478
Data: 2022.05.24 22:44:35+01'00'



Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva

Professora Catedrática da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do
Porto

**PARECER****(Entrega do trabalho final de Monografia)**

Informo que o Trabalho de Monografia desenvolvido pela estudante Ana Rute Romano Medeiros com o título: "Mantenedor de Espaço: Uma Nova Proposta" está de acordo com as regras estipuladas na FMDUP, foi por mim conferido e encontra-se em condições de ser apresentado em provas públicas.

24 de maio de 2022

A coorientadora,

Cristina Maria Ferreira Guimarães Pereira Areias

Professora Auxiliar com Agregação da Faculdade de Medicina Dentária da
Universidade do Porto

**DECLARAÇÃO**

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

Monografia/Relatório de Estágio

Identificação do autorNome completo Ana Rute Romano MedeirosNº de identificação civil 235880310 Nº de estudante 201401791

Email

institucional up201401791@edu.fmd.up.pt

Email

alternativo a.ruterm@gmail.com Tlf/Tlm 910548282Faculdade/Instituto Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto**Identificação da publicação**Dissertação de Mestrado Integrado (Monografia) ☒ Relatório de Estágio ☐

Título Completo

Mantenimento de Espaço: Uma Nova PropostaOrientador Maria Helena Guimarães Figueiral da SilvaCoorientador Cristina Maria Ferreira Guimarães Pereira AraújoPalavras-chave Mantenimento de Espaço, PMMA para CAD/CAM, PEEK, Ti64Al4V, Método dosAutorizo a disponibilização imediata do texto integral no Repositório da U.Porto ☐ ElementosNão autorizo a disponibilização imediata do texto integral no Repositório da U.Porto ☐ Finitos

Autorizo a disponibilização do texto integral no Repositório da U.Porto, com período de embargo, no prazo de :

6 Meses: ___ 12 Meses: ___ 18 Meses: X 24 Meses: ___ 36 Meses: ___ 120 Meses: ___

Justificação para a não autorização

imediatamente pretende-se submeter o artigo para publicação em revista científica indexadaData: 24/05/2022Assinatura: Ana Rute Romano Medeiros

