



**UNIVERSIDADE
FERNANDO
PESSOA**

FORÇAS APLICADAS AOS DENTES PILAR EM PROTESE PARCIAL REMOVIVEL ESQUELETICA – CASO CLINICO.

[Forces applied to abutment teeth in skeletal removable partial denture – Clinical case]

Dissertação de Mestrado

[Mestrado Integrado de Medicina Dentária]

Eitan Tsion Marelly

Orientador:

Mestre Ana Rita Nóbrega

Junho, 2024

**FORÇAS APLICADAS AOS DENTES PILAR EM PROTESE
PARCIAL REMOVIVEL ESQUELETICA – CASO CLINICO.**

[Forces applied to abutment teeth in skeletal removable partial denture – Clinical case]

Dissertação de Mestrado

[Mestrado Integrado de Medicina Dentária]

Eitan Tsion Marely

Orientador:

Mestre Ana Rita Nóbrega

Junho, 2024

DEDICATÓRIA

Em primeiro lugar, gostaria de dedicar este trabalho à amor da minha vida, minha querida esposa Deborah, que tanto se dedicou a iniciar este projeto e esta empreitada, que deu tudo de si, colocou toda sua energia. Quero expressar minha mais profunda gratidão e meu mais profundo respeito. Encontre nesta obra a expressão do meu profundo amor.

Aos meus maravilhosos filhos Levi e Anna-Rose, que continuamente me deram coragem e motivação para perseverar e trabalhar, tornando esta aventura tão emocionante, dedico este trabalho. Amo vocês muito, meus queridos.

Gostaria também de dedicar este trabalho aos meus queridos pais e sogros, que sempre souberam estar presentes para nos ajudar e nos orientar, e que disponibilizaram todos os meios possíveis para nos permitir chegar a este estágio tão importante.

Dedico este trabalho a toda a minha família e amigos, cujo apoio e carinho foram essenciais ao longo desta aventura.

Quero também dedicar este trabalho ao meu querido binomio de clínica, Adam Sellam, com quem compartilhei o Box das clínicas durante dois anos. Foi uma honra trabalhar ao seu lado e dividir tantas experiências.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer à minha Professora orientadora, a Professora Doutora Ana Rita Nobrega, por ter me apoiado na realização desta tese e na conclusão deste curso, dedicando seu tempo e energia para me oferecer os melhores conselhos. Agradeço pelo seu dinamismo e sua disponibilidade. Encontre neste trabalho a expressão da minha profunda gratidão.

RESUMO

As próteses parciais removíveis esqueléticas devem seguir um processo de concepção e fabrico rigoroso, respeitando os princípios fundamentais de Roach que representam os critérios e características essenciais, nomeadamente, retenção, estabilidade e suporte.

Abordaremos, em particular, o caso dos retentores metálicos, que devem obedecer aos imperativos de retenção, estabilidade e suporte para um assentamento correto, e devem ser irrepreensíveis no que diz respeito à concepção técnica em laboratório. Quanto aos dentes pilares que suportam os retentores, especialmente aqueles cuja situação periodontal está comprometida, e levando em consideração os imperativos técnicos, será primordial encontrar o equilíbrio adequado que melhor satisfaça as problemáticas expostas posteriormente.

Além disso, preservar uma condição periodontal estável, evitando assim possíveis cargas excessivas que podem reduzir a durabilidade e a funcionalidade protética, e aumentar a mobilidade do dente. Ao mesmo tempo, manter uma boa eficácia protética assegurando o respeito aos princípios fundamentais. Tudo isso com o objetivo de garantir a perenidade do espaço dento-protético. Este estudo abordará as forças e restrições exercidas nos pilares, discutiremos os métodos utilizados para realizar este trabalho de pesquisa científica.

Incluirá também seções sobre os grandes princípios de concepção protética, materiais e métodos, a avaliação dos dentes pilares em sua dimensão periodontal, os critérios de seleção dos ganchos, julgados quanto à sua relevância de acordo com a situação clínica, bem como uma análise comparativa dos diferentes tipos de ganchos em termos de estrutura.

Finalmente, estudaremos um caso clínico de prótese parcial removível esquelética, em que um dos pilares é um dente chamado "isolado" dentro da arcada dentária. Este estudo destacará as várias questões mencionadas anteriormente. Analisaremos a condição estrutural e periodontal deste dente, levando em consideração os diferentes parâmetros, para julgar o melhor candidato entre os tipos de ganchos, ou seja, o mais adequado a esta configuração clínica.

Palavras-chave: Dentes pilar; Prótese Parcial Removível Esquelética; Forças; Biomecânica

ABSTRACT

Skeletal removable partial dentures must follow a rigorous design and manufacturing process, respecting Roach's fundamental principles that represent the essential criteria and characteristics, namely retention, stability and support.

We will address, in particular, the case of metallic retainers, which must comply with the imperatives of retention, stability and support for correct seating, and must be irrefragable with regard to technical design in the laboratory. As for the abutment teeth that support the retainers, especially those whose periodontal situation is compromised, and taking into account technical imperatives, it will be essential to find the appropriate balance that best satisfies the problems exposed later.

Furthermore, preserving a stable periodontal condition, thus avoiding possible excessive loads that can reduce prosthetic durability and functionality, and increase tooth mobility. At the same time, maintain good prosthetic effectiveness by ensuring respect for fundamental principles. All of this with the aim of guaranteeing the longevity of the denture-prosthetic space. This study will address the forces and restrictions exerted on the pillars, we will discuss the methods used to carry out this scientific research work.

It will also include sections on the main principles of prosthetic design, materials and methods, the evaluation of abutment teeth in their periodontal dimension, the selection criteria for hooks, judged regarding their relevance according to the clinical situation, as well as a comparative analysis of the different types of hooks in terms of structure.

Finally, we will study a clinical case of a skeletal removable partial denture, in which one of the pillars is a so-called "isolated" tooth within the dental arch. This study will highlight the various issues mentioned earlier. We will analyze the structural and periodontal condition of this tooth, taking into account the different parameters, to judge the best candidate among the types of hooks, that is, the most suitable for this clinical configuration.

Keywords: Abutment Teeth ; Metallic Removivel Parcial Denture ; Loads ; Biomechanic

ÍNDICE GERAL

1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Materiais e métodos.....	2
2. DESENVOLVIMENTO.....	5
2.1. Fatores que influenciam as forças e tensões exercidas sobre os dentes pilares.	5
2.1.1. Forças e tensões exercidas sobre dentes de prótese não suportantes de gancho.	5
2.1.2. Forças e tensões nos dentes pilares.....	6
2.1.2.1. Classificação de Kennedy-Applegate.....	6
2.1.2.2. Noção de “dualidade tecidual”.....	9
2.1.2.3. Noção de “equilíbrio protético”.....	10
2.2. Caso particular dos retentores metálicos.	12
2.2.1. Retentores circunferenciais.....	12
2.2.2. Suportes de abordagem cervical (barra)	17
2.2.2.1. Suporte "T" em barra.	17
2.2.2.2. O suporte RPI	18
2.2.3. Tensões no dente suporte do gancho	18
2.2.3.1. Tensões no dente suporte do gancho durante a inserção	18
2.2.3.2. Tensões no dente suporte do gancho durante a função	20
2.3. Revisão bibliográfica dos dispositivos experimentais e das modelizações das Forças aplicadas na Prótese parcial removível esquelética	25
2.3.1. Frechette (1956).....	25
2.3.2. Rodrigues et al. (2021)	26
2.3.3. Browning et al. (1986).....	31
2.3.4. Maxfield et al. (1979)	34
2.3.5. Kawata et al. (2008).....	35

2.3.6. Muraki et al (2004)	38
2.4. Elementos de Diagnóstico e Prognóstico e Critérios de Avaliação de Dentes Pilares de Prótese Parcial Removível Esquelética.....	40
2.4.1. Elementos de Prognóstico	41
2.4.1.1. Prognóstico dos dentes vitais/desvitalizados	41
2.4.1.2. Prognóstico de dentes coroados/não coroados	42
2.4.1.3. Prognóstico de acordo com a quantidade inicial de tecido.....	42
2.4.1.4. Noção de proporção coroa/raiz.....	43
2.4.2. Critérios de diagnóstico	44
2.4.2.1. Conceito de valor intrínseco	44
2.4.2.2 Conceito de valor extrínseco.	44
2.5. Caso clínico	45
2.5.1. História clínica.....	45
2.5.2. Exame clínico	46
2.5.3. Exames Complementares de diagnóstico	48
2.5.4. Proposta terapêutica.....	49
2.5.5. Escolha e discussão da decisão protética.....	49
2.5.6. Sequência de tratamento	54
2.6. Discussão	57
3. CONCLUSÃO.....	61
4. BIBLIOGRAFIA	63
5. ANEXOS	69

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Curva de Spee / vetores de força na direção axial longitudinal dos dentes	5
Figura 2 Classe I.....	7
Figura 3 Classe II.....	8
Figura 4 Classe III	8
Figura 5 Classe IV	9
Figura 6 Equilíbrio protético	10
Figura 7 Concentração das forças no gancho durante a inserção da PPR esquelética ..	19
Figura 8 Concentração de stress no gancho durante um movimento de translação	21
Figura 9 Micro-deslocamentos dos braços de retenção e reciprocidade durante um movimento translacional.....	22
Figura 10 Angulação do suporte oclusal	23
Figura 11 Comportamento do dente quando o suporte é mésial	24
Figura 12 Comportamento do dente quando o suporte é distal	24
Figura 13 Distribuição das tensões de acordo com a posição do apoio oclusal	25
Figura 14 Modelo A, em cobalto Crónio.....	27
Figura 15 Modelo B, em Termoplástico nylon.....	27
Figura 16 Máximo Von Mises stress na crista residual, model A.....	28
Figura 17 Máximo Von Mises stress nos dentes pilares, model A	28
Figura 18 Deslocamento máximo na crista residual, modelo A.....	29
Figura 19 Deslocamento maximo no dentes pilares, modelo A	29
Figura 20 Máximo Von Mises stress na crista residual, modelo B.....	30
Figura 21 Máximo Von Mises stress nos dentes pilares, modelo B	30
Figura 22 Deslocamento máximo na crista residual, modelo B.....	31
Figura 23 Deslocamento maximo no dentes pilares , modelo B	31

Figura 24 Dispositivo medidor de tensão	36
Figura 25 (a) e (b) Vista oclusal maxilar/mandibular. (c) e (d) dispositivo colocado. (e) contactos oclusais e distancia inter-oclusal são iguais aos outros dentes naturais/artificais. A base da prótese esta ajustada à crista residual.....	36
Figura 26 (a) PPR experimental com suporte mesial e distal. Vista oclusal do dente pilar com 3 posições do suporte : (b) mesial e distal, (c) só no mesial, (d) só no distal.....	37
Figura 27 Direções vetoriais na magnitude máxima durante o apertamento voluntário máximo.	37
Figura 28 Modelo matemático tridimensional das coroas do primeiro pré-molar esquerdo inferior e do segundo pré-molar e da raiz do segundo pré-molar.....	38
Figura 29 Distribuição da tensão compressiva dentro do ligamento periodontal em um plano transversal horizontal no nível cervical para cada simulação.....	40
Figura 30 Foto de rosto.....	47
Figura 31 Foto de rosto (sorriso)	47
Figura 32 Foto de perfil.....	47
Figura 33 Vistal oclusal superior	47
Figura 34 Vista oclusal inferior	47
Figura 35 Vista oclusal lateral direita	48
Figura 36 Vistal occlusal frontal.....	48
Figura 37 Vista occlusal lateral esquerda	48
Figura 38 Ortopantomografia do paciente.....	48
Figura 39 Rx péri-apical dente 15	48
Figura 40 Modelo de estudo superior.	50
Figura 41 Modelo de estudo inferior	52
Figura 42 PPR maxilar superior	53
Figura 43 PPR Mandibular Inferior.....	53
Figura 44 PPR inserida na boca, vista do lado direito interna.....	53
Figura 45 PPR inserida na boca, vista frontal interna	53

Figura 46 PPR inserida na boca, vista do lado esquerdo interna.....	53
Figura 47 PPR inserida na boca, vista frontal externa.....	54
Figura 48 PPR inserida na boca, vista frontal externa (sorriso).....	54
Figura 49 Vista lateral direita	55
Figura 50 Vista frontal.....	55
Figura 51 Vista lateral esquerda	55
Figura 52 Vista transversal direita.....	55
Figura 53 Vista posterior	55
Figura 54 Vista transversal esquerda.....	55
Figura 55 Vista lateral direita	56
Figura 56 Vista frontal.....	56
Figura 57 Vista lateral esquerda	56
Figura 58 Vista posterior	56

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 Medidas de movimentos de dentes pilares	32
Tabela 2 Deslocamentos máximos.....	39

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo A. Consentimento Informado.....	69
Anexo B. Aceitação da Comissão de Ética	71

ÍNDICE DE SIGLAS E ABREVIATURAS

3D	Três Dimensões
ATM	Articulação Temporomandibular
CPMD – UFP Fernando Pessoa	Clínicas Pedagógicas de Medicina Dentária da Universidade Fernando Pessoa
DM	Suporte Oclusal Distal sem Restrição de Movimentos Horizontais
DR	Suporte Oclusal Distal com Restrição de Movimentos Horizontais
DVO	Dimensão Vertical da Oclusão
FEA	Elementos Finitos
h	Horas
LMCC	Linha do Maior Contorno Coronário
MD	Distância Mesio-Distal
mg	Miligrama
mm	Milímetro
MM	Suporte Oclusal Mesial sem Restrição de Movimentos Horizontais
MPa	MegaPascal
MR	Suporte Oclusal Mesial com Restrição de Movimentos Horizontais
N	Newton
OIM	Oclusão Intercuspidação Máxima
PF	Prótese Fixa
PIP	Prótese Implanto-Suportada
PPR	Prótese Parcial Removível
RPD	Prótese Parcial Removível (do inglês Removable Partial Denture)
RPI	Suporte, Prato interproximal, em I (do inglês Rest, Plate, in I)
Rx	Raio X

TC	Tomografia Computorizada
TENC	Tratamento Endodôntico não Cirúrgico
VL	Distância Vestíbulo-Lingual
µm	Micrómetro

1. INTRODUÇÃO

Os fenômenos condicionam as relações das próteses com a superfície de apoio são estudados há muito tempo. Desde 1925, Housset (Professor e ex-Diretor da Escola Dental de Paris) distingue, no contexto de uma Tríade de Equilíbrio, 'Suporte', 'Estabilização', e 'Retenção': qualidades procuradas em toda restauração protética, fixa ou removível, em estreita dependência. As próteses removíveis devem, portanto, obedecer a um esquema de concepção e fabricação estritamente rigoroso e exigente, respondendo aos critérios e princípios fundamentais mencionados acima.

Nos pacientes edêntulos para os quais está planeada uma reabilitação oral, com recurso a prótese removível, frequentemente os dentes remanescentes podem ser utilizados como suportes de ganchos. Eles funcionam como verdadeiros pilares estruturais, desde que respeitem os critérios definidos anteriormente com o objetivo de garantir a longevidade do espaço dento-protético. No contexto de uma reabilitação oral complexa, como ilustrado em nosso caso clínico, as condições ideais são difíceis de alcançar, dependendo muitas vezes das forças exercidas sobre o dente, das capacidades mecânicas do órgão dentário pilar incluindo o periodonto, e do seu estado biológico. Inicialmente, é essencial avaliar a capacidade e o potencial dos dentes pilar. Em seguida, estabelecer o prognóstico para definir especificamente as necessidades protéticas. Mais uma vez, o papel do Médico Dentista é crucial.

Os objetivos deste trabalho são inicialmente apresentar um caso clínico nas suas dimensões físico-biológicas, de um paciente tratado e acompanhado nas Clínicas Pedagógicas de Medicina Dentária da Universidade Fernando Pessoa apresentando uma perda dentária acentuada cuja situação periodontal está comprometida visando uma reabilitação protética parcial removível. Posteriormente, compreender os desafios e os benefícios de uma otimização da eficácia dos dentes pilar visando obter um melhor desempenho protético através do estudo e avaliação da complexidade dos desafios técnicos e do respeito pela aplicação dos princípios fundamentais, apresentando sucintamente a execução técnica/resolução, técnica do caso, e discutindo as diferentes opções terapêuticas argumentando a relevância das escolhas clínicas em função da complexidade do caso.

1.1. Materiais e métodos

Neste estudo intitulado "Forças aplicadas aos dentes pilares em prótese esquelética removível - Caso clínico", detalhamos nossa abordagem metodológica, bem como o material utilizado. Nosso principal objetivo foi compreender os desafios da Biomecânica e os benefícios de otimizar a eficiência dos dentes pilares para alcançar um melhor desempenho protético de próteses parciais removíveis esqueléticas em reabilitação oral complexa.

O objeto do nosso estudo é uma paciente do sexo feminino, 70 anos, tratada e acompanhada nas Clínicas Pedagógicas de Medicina Dentária da Universidade Fernando Pessoa, selecionada de acordo com critérios específicos que incluem perda dentária pronunciada com situação de comprometimento da estabilidade periodontal. O plano de tratamento envolve uma seleção relevante de retentores nos chamados dentes pilares "isolados" para manter a eficácia protética. Este caso foi escolhido por sua relevância clínica e sua capacidade de fornecer insights significativos sobre a questão dos dentes isolados em próteses esqueléticas parcialmente removíveis.

Para analisar a revisão da literatura que suporta o caso clínico relatado, foi realizada uma busca de artigos científicos através dos motores de busca: PubMed, Scopus, B-on, Web of science. Durante este estudo e as várias pesquisas realizadas, notou-se também uma certa falta de dados científicos que sustentem as práticas existentes, uma vez que os estudos são realizados principalmente *in vitro*, além da singularidade de cada caso clínico devido à natureza multidimensional inerente. Frechette e outros concluem seus estudos enfatizando a importância de novas pesquisas para estabelecer diretrizes de design baseadas em evidências científicas. No que diz respeito especificamente a este campo de estudo, a escolha de publicar um estudo de caso clínico é relevante e, portanto, contribuirá para fortalecer o nosso conhecimento e, possivelmente, permitir-nos lançar novas pesquisas sobre o problema em questão.

Os artigos foram selecionados sem limite de data, por vezes disponibilizados com um custo adicional, com o texto integral em inglês. Os artigos que não eram relevantes para o tema foram excluídos após a leitura do título ou resumo. No total, 88 artigos foram selecionados por serem relevantes para o objetivo desta revisão. Foram utilizadas as seguintes palavras-chave: "*dentes pilares*"; "*prótese parcial removível metálica*"; "*carga*"; "*biomecânica*".

Foi dada especial atenção a considerações éticas, em consonância com as normas éticas internacionais e as diretrizes da nossa instituição. A condução ética desta pesquisa foi norteada por três princípios fundamentais: adesão aos padrões éticos, aprovação pelo comitê de ética e consentimento livre e esclarecido do paciente (Anexos).

2. DESENVOLVIMENTO

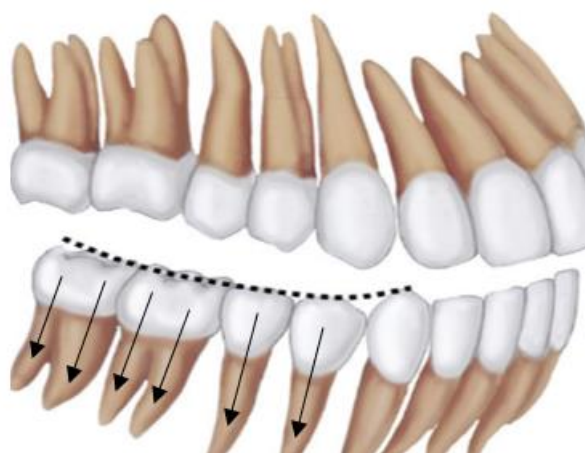
2.1. Fatores que influenciam as forças e tensões exercidas sobre os dentes pilares.

2.1.1. Forças e tensões exercidas sobre dentes de prótese não suportantes de gancho.

Num contexto oclusal funcional, as forças que atuam sobre os dentes são atribuídas principalmente aos processos mastigatórios. A configuração fisiológica das arcadas dentárias, caracterizada por seus traços curvilíneos, otimiza as funções nutricionais e oclusais, especialmente a centragem das arcadas dentárias, o travamento dos dentes promovido pelos contactos interproximais mesial e distal e a função de guia. A centragem garante uma posição mandibular adequada na oclusão intercuspidação máxima (OIM), minimizando assim o stress sobre o aparelho muscular e as articulações temporomandibulares. O travamento promove uma distribuição ideal de forças em OIM sobre todos os arcos e cada dente, devido a uma axialização das tensões induzidas pelo arranjo dos arcos (curvas de Spee e Wilson, contactos interproximais) e um sistema oclusal estruturado (tripodismo oclusal), particularmente nos dentes látero-posteriores.

Figura 1

Curva de Spee / vetores de força na direção axial longitudinal dos dentes



Na oclusão fisiológica, as forças são axializadas ou compensadas para garantir a estabilidade mecânica dos dentes de suporte. As tensões verticais predominam na região posterior durante a mastigação ou oclusão, distribuídas de forma homogênea aos tecidos

adjacentes graças à baixa altura coronal dos molares (Leforestier et al., 2008). Uma ligeira inoclusão nos dentes anteriores (inferior a 200 μ m) proporciona uma proteção acrescida a estes últimos. A função de guia, fornecida principalmente pelos dentes anteriores, melhora a cinemática mandibular e previne forças transversas sobre os dentes látero-posteriores. No entanto, no caso de anomalias funcionais oclusais ou parafunções como apertamento e bruxismo, as tensões aumentam dentro do aparelho mastigatório e para cada um dos seus componentes (Orthlieb et al., 2021; Walter, 2016). Anormalidades na posição ou forma dos arcos podem levar a um aumento das forças experimentadas pelos dentes de suporte.

2.1.2. Forças e tensões nos dentes pilares

As forças aplicadas aos dentes pilares equipados com ganchos dependem significativamente de vários fatores: a classificação do edentulismo de acordo com Kennedy, a natureza dos dispositivos de suporte incorporados à prótese e as especificidades do desenho, em particular as relacionadas aos ganchos. Estas forças, que atuam sobre os dentes pilares, podem manifestar-se de várias formas, incluindo tensões verticais, laterais ou torcionais, refletindo o comportamento tridimensional da prótese dentro da arcada dentária (Cecconi et al., 1971b). A natureza multidirecional destas tensões sublinha a importância de um desenho preciso e ponderado da prótese, com o objetivo de minimizar o stress colocado nas estruturas de suporte, otimizando simultaneamente a sua funcionalidade e estabilidade. A classificação do edentulismo desempenha um papel fundamental na determinação da estratégia de distribuição de força, pois influencia a escolha dos locais de suporte e a configuração dos ganchos, que devem ser cuidadosamente projetados para distribuir as cargas uniformemente e evitar a aplicação de stress excessivo nos dentes pilares (Cecconi et al., 1971b).

2.1.2.1. Classificação de Kennedy-Applegate

O edentulismo pode ser classificado de acordo com a seguinte classificação de Kennedy-Applegate:

Classe I:

Kennedy-Applegate Classe I corresponde a um edentulismo bilateral posterior prolongado, resultando em uma redução na dimensão vertical da oclusão (DVO) e aumentando o stress nos dentes anteriores através de forças rotacionais, verticais e laterais. As próteses utilizadas para esta classe são maioritariamente suportadas por mucosa, e o seu desenho baseia-se em suportes distais para gerir os movimentos de rotação e de balanço. Este tipo de edentulismo pode induzir pressão excessiva sobre os dentes adjacentes e a mucosa, exigindo um planeamento protodôntico preciso para restaurar eficazmente a função e a estética (Carr & Brown, 2015).

Figura 2

Classe I.



Adaptado de “McCracken’s Removable Partial Prosthodontics” Carr e Brown, 2015, St Louis: Elsevier. (ISBN: 9780323339902) Copyright 2015 dos autores.

Classe II:

Kennedy-Applegate Classe II, caracterizada por edentulismo unilateral posterior em extensão, aumenta o risco de distúrbios da ATM devido à mastigação unilateral e retroposição condilar devido à perda do casamento. Os dentes adjacentes ao dente edêntulo são submetidos a forças de tração durante os movimentos de rotação e inclinação da prótese, o que pode levar ao aumento da reabsorção da crista alveolar e aumentar o stress no dente do pilar. O cuidadoso desenho da prótese dentária é essencial para minimizar estes riscos, garantindo uma distribuição equilibrada das forças e protegendo as estruturas de suporte (Carr & Brown, 2015).

Figura 3

Classe II.



Adaptado de “McCracken’s Removable Partial Prosthodontics” Carr e Brown, 2015, St Louis: Elsevier. (ISBN: 9780323339902) Copyright 2015 dos autores.

Classe III:

Kennedy-Applegate Classe III descreve uma situação de edentulismo unilateral recesso, onde a prótese repousa principalmente sobre o suporte dos dentes, tornando-a dento-suportada. Neste contexto, as forças aplicadas aos dentes de suporte são maioritariamente verticais, o que é vantajoso, uma vez que limita as possibilidades de inclinação ou rotação da prótese, tornando este tipo de edentulismo um dos cenários mais estáveis para a restauração protodôntica. No entanto, na ausência de próteses após o edentulismo, há risco de deslocamento dos dentes restantes, como versão (inclinação lateral) ou egressão (movimento vertical para fora do osso), destacando a importância de um procedimento protodôntico para manter a integridade da arcada dentária (Carr & Brown, 2015).

Figura 4

Classe III.



Adaptado de “McCracken’s Removable Partial Prosthodontics” Carr e Brown, 2015, St Louis: Elsevier. (ISBN: 9780323339902) Copyright 2015 dos autores.

Classe IV:

Kennedy-Applegate Classe IV, localizado em cada lado do eixo sagital medial, induz um movimento protético em torno de um eixo de rotação ântero-posterior ancorado às superfícies mesiais dos dentes adjacentes ao espaço edêntulo. Este padrão de movimento pode fazer com que a prótese fique mais submersa na região anterior se houver retenção insuficiente nas costas. Essa dinâmica também pode levar à regressão de dentes incisivos antagônicos, afetando a oclusão e reduzindo o espaço disponível para a prótese. Ao projetar e fabricar próteses, é crucial antecipar essas alterações oclusais para garantir a integração e funcionalidade ideais da prótese (Carr & Brown, 2015).

Figura 5

Classe IV.



Adaptado de “McCracken’s Removable Partial Prosthodontics” Carr e Brown, 2015, St Louis: Elsevier. (ISBN: 9780323339902) Copyright 2015 dos autores.

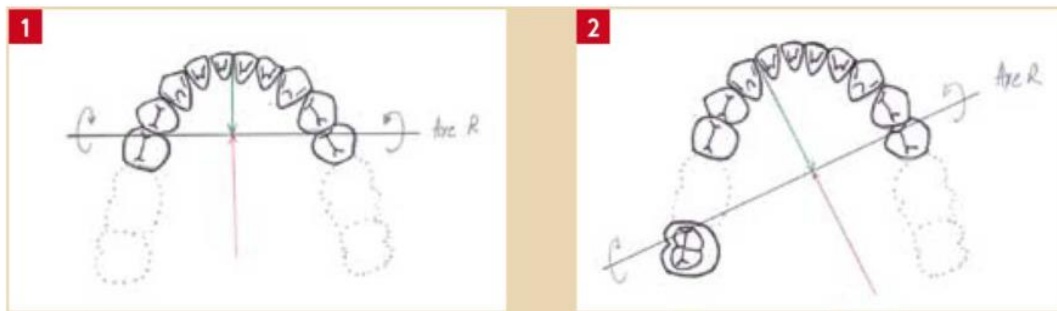
2.1.2.2. Noção de “dualidade tecidual”.

Há uma diferença na compressibilidade dependendo do tecido.

A diferença de compressibilidade entre os dentes e a fibromucosa das cristas está na origem dos movimentos rotacionais cujo eixo "R" passa pelas duas extremidades do suporte dentado (cf. Figura 1, 2). Quanto mais cedo for este eixo, mais difícil será neutralizá-lo.

Figura 6

Equilíbrio protético



Adaptado de “Quadrilatère d’équilibre en Prothèse Adjointe Partielle Illustration par un cas clinique d’édentement de classe I” L. Pirnay, 2010, Le Fill Dentaire, 49, p.16. (<https://www.lefilldentaire.com/images/stories/articles2/focus-clinic-quadrilatere-dequilibre-en-prothese-adj.partielle/focus-clinic-quadrilatere-dequilibre-en-prothese-adj.partielle.pdf>) Copyright 2010 dos autores.

A multiplicidade de suportes, bem como o desenvolvimento de selas de resina que envolvem todas as cristas desdentadas, tuberosidades e trógonos opõem-se a este movimento rotacional (Begin, 2004). No entanto, se mal manejada, essa discrepância na afundamento pode levar a vários distúrbios, em particular a fratura das próteses (Jourda & Nidelais, 2009). Nos casos de extensão edêntula posterior (classe I e II de acordo com Kennedy-Applegate), as qualidades do suporte da mucosa devem ser melhoradas pelo condicionamento tecidual e pela recomendação de que os pacientes escovem as gengivas diariamente. Este cuidado dado aos tecidos moles pelo paciente criará hiperqueratose da mucosa que se tornará menos compressível. Uma impressão anatômica e funcional com moldes individuais associada a uma escolha fundamentada do material de impressão registrará essa depressibilidade tecidual.

Vamos comparar a mobilidade axial dos diferentes tecidos naturais e os implantes presentes: O implante: cerca de 5μ (Gall & Lauret, 2008). O dente: cerca de 28μ (Gall & Lauret, 2008). A fibromucosa: cerca de 1000μ (Klein, 1981). O grau de depressibilidade do dente em comparação com o implante é 5 vezes maior. O grau de depressibilidade da fibromucosa em comparação com o dente é 35 vezes maior! (Pirnay, 2010).

2.1.2.3. Noção de “equilíbrio protético”.

A estabilidade protética é assegurada pela retenção, suporte e estabilização da prótese para combater deslocamentos que possam desaloja-la. O equilíbrio é conseguido

procurando o mínimo movimento da prótese (Lejoyeux R, 1995).

Os deslocamentos da prótese resultam de forças verticais ou transversais exercidas sobre ela durante a sua inserção, dependendo da orientação da inserção, ou durante as atividades mastigatórias. De fato, o processo mastigatório envolve forças de deslocamento oclusal e transversal (Weinberg, 1956). A força oclusal, vertical e axial, é perpendicular ao plano de oclusão. A força transversal é composta por dois elementos: uma rotação vertical (perpendicular ao plano de oclusão) e uma rotação horizontal (paralela ao plano de oclusão) (Weinberg, 1956).

Durante a colocação da prótese, os dentes sofrem forças compressivas ou de tração, causando stress caracterizado pelo acúmulo de tensão nos dentes. Este stress é causado principalmente pelo braço retentivo dos ganchos que devem ser posicionados abaixo da linha do maior contorno coronal (área do equador)(Aoda et al., 2010), um aumento na retenção leva a um aumento do stress nos dentes de suporte do gancho. Este stress associado à colocação da PPR diminui durante o primeiro mês até estabilizar. O ligamento então se ajusta à colocação de uma PPR (Ogata et al., 1992, 1993).

Uma vez colocada, a prótese deve estar perfeitamente equilibrada. Em repouso, o movimento é reduzido quando todos os componentes do PPR estão em estreito contato com as superfícies do rolamento. A altura adequada da crista vertical e a inclinação favorável da crista contribuem para este equilíbrio protético (Cecconi et al., 1971a). De acordo com Costa et al., (2009) observa-se uma melhor distribuição do stress com uma sela longa e forças oclusais uniformemente distribuídas (Costa et al., 2009).

Durante as atividades mastigatórias, é crucial manter o equilíbrio protético ideal. Este equilíbrio é influenciado por três fatores principais:

Adaptação dos componentes da prótese parcial removível (PPR) aos tecidos de suporte: A adaptação precisa dos elementos protéticos às estruturas dentárias e ao tecido ósseo-mucoso é essencial para a distribuição equilibrada das cargas. A pesquisa mostrou que a ausência de uma estrutura metálica ou uma má correspondência entre a base protética e a crista alveolar pode aumentar o stress no ligamento periodontal do dente pilar (Kratochvil & Caputo, 1974; Mizuno et al., 2016; Muraki et al., 2004). A técnica de rebasamento que melhora a adaptação da base protética, tem sido estudada por Al-Ghannam e Fahmi (2005), revelando uma redução significativa do stress e da mobilidade dos dentes pilares (Al-Ghannam & Fahmi, 2005).

Oclusão funcional: Ao configurar próteses, é vital que a força oclusal esteja centrada nos dentes protéticos, o que facilita a dissipação do stress na crista alveolar (Browning et al., 1986; Milić-Lemić et al., 2017; Mizuuchi et al., 2002). A sobremordida pode gerar um aumento do stress mecânico nos tecidos de suporte, levando ao aumento da mobilidade dos dentes pilares (Igarashi et al., 1999). ElCharkawi et al. (1988) introduziram um sistema de amortecimento de tensões incorporando uma camada elástica entre as camadas de resina dura da base, o que reduziu o movimento dos pilares e diminuiu as microtensões no alvéolo e também na crista alveolar. Portanto, quando as forças transmitidas na base diminuem, o stress ao nível dos tecidos de suporte diminuem também (ElCharkawi et al., 1988).

Rigidez da estrutura de suporte: A flexibilidade do reforço sob forças mastigatórias pode levar à deformação e imersão nos tecidos de suporte, exacerbando as tensões sobre estes últimos (Ben-Ur et al., 1999; Eto et al., 2002; Weinberg, 1956). Por outro lado, uma estrutura rígida tende a minimizar estas forças (Ben-Ur et al., 1999; Eto et al., 2002). É importante notar que a rigidez da armadura não deve ser confundida com a das conexões, como as ligações entre os ganchos e o reforço. Uma conexão muito rígida pode aumentar o stress nos dentes, especialmente em casos de grande edentulismo (Igarashi et al., 1999).

O equilíbrio protético está intrinsecamente ligado à integridade e funcionalidade de cada componente da PPR. Dentre esses elementos, o gancho desempenha um papel essencial, sendo o único componente em contato direto com a coroa dentária. Uma compreensão completa das forças experimentadas pelo dente, durante a inserção e durante as funções mastigatórias, é essencial. Este conhecimento é necessário para referenciar corretamente as indicações/contraindicações na implementação do plano de tratamento e as propostas terapêuticas adequadas. O controlo destas dinâmicas permite garantir não só a estabilidade da prótese, mas também preservar a estrutura biológica do dente que serve de pilar.

2.2. Caso particular dos retentores metálicos.

2.2.1. Retentores circunferenciais

O gancho protético, formando um círculo a partir de uma visão oclusal, circunda o pilar dentário por mais de 180°. O braço vestibular ou braço de retenção está localizado na área subequatorial do dente (a Linha do Maior Contorno Coronario). O retentor para conseguir

retenção tem de passar a maior circunferência do dente (equador dentário), ficando ligeiramente abaixo da linha equatorial. Ao fazer isto, está a provocar uma tensão no LP, que tem de ser antagonizada por um elemento recíproco (neutraliza a força de um elemento que faça retenção ativa). Isto é de extrema importância porque sem esta propriedade, podemos criar microlesões, que podem provocar espessamento do LP, reabsorções ou até mesmo necroses ósseas. O braço recíproco tem como objetivo contrapor as forças que o braço retentivo faz, evitando que haja a tal tensão no ligamento periodontal. O braço de reciprocidade é um elemento rígido e está acima da LMCC, acima da linha equatorial. Os elementos do gancho na área de estreitamento cervical (linha subequatorial) são elásticos e proporcionam retenção. Todos os elementos rígidos são colocados acima da LMCC e têm um papel de suporte e estabilização. Na presença de ganchos fundidos, o apoio é obrigatório na superfície oclusal para dentes multicúspides. Tem a forma de uma meia-lua ao nível do cingulo para o canino (Carr & Brown, 2015).

A escolha da ligação ao conetor maior e a determinação do valor de retenção dos dentes de suporte (análise do parâmetro) determinam o tipo de gancho. A ligação depende do tipo de edentulismo. No caso de um edentulismo intercalar, a prótese é principalmente dento-supportada, a junção do gancho com a armação é dita rígida, ou seja, a sela protética está diretamente ligada ao gancho pelo conetor menor e o apoio oclusal está no lado desdentado. Ganchos com junções proximais serão então usados. Uma força na direção axial aplicada à sela durante a mastigação causa tensão vertical no dente de suporte do gancho. No caso do extremo livre terminal, a prótese é dento-muco-suportada, por isso é preferível uma junção semirrígida com ganchos com junção lingual. O gancho está ligado ao conetor maior pelo conetor menor e não à sela, existe um grau de liberdade entre a sela e o gancho que torna possível ultrapassar o problema da dualidade do tecido (Costa et al., 2009). Assim, ao afastar o apoio da zona desdentada, promove-se a transmissão de forças ao longo do longo eixo do dente quando uma força axial é aplicada aos dentes protéticos.

Existem três famílias de ganchos, dependendo do modo de abordagem:

- Junção proximal: Ackers, anel e RPI
- Junção palatina: gancho Nally Martinet: lado desdentado, gancho Bonwill: lado dentado
- Junção vestibular: Roach's Y ou T ou RPI

Aqui está uma visão geral dos diferentes retentores mais ou menos utilizados dependendo

do caso clínico:

Ackers (simples): O gancho Akers é um dispositivo frequentemente utilizado em próteses parciais removíveis pela sua simplicidade e capacidade de integrar eficazmente os princípios de retenção desejados. Este gancho é caracterizado por braços que geralmente estão localizados no terço médio do dente, acima do equador protético, melhorando assim a estética e biomecânica da prótese. Ele é projetado para operar como uma alavanca interfixa perto de áreas que combinam suporte dentário e mucosa, mas é recomendado principalmente para situações dentosuportadas. A sua estrutura permite suportes mesiais e distais nos espaços intercalares, promovendo uma ótima retenção. No entanto, deve ser evitado para dentes que estão inclinados para o espaço desdentado para não agravar a sua inclinação. Embora seu uso em dentes caninos possa ser considerado, alternativas como o gancho tipo barra são muitas vezes preferidas por razões estéticas (Todescan et al., 1996).

Retentor de ação posterior: O gancho de ação posterior com suporte mesial é um dispositivo de retenção para próteses parciais removíveis, caracterizado pela sua flexibilidade graças a um braço longo que contorna o dente do lado mesial para o lado distal. Inicialmente projetado para se ajustar a áreas onde o equador protético é alto, sua alta flexibilidade limita sua capacidade de fornecer estabilidade e reciprocidade. Uma variação deste desenho coloca o suporte mesial para facilidade de uso em extremidades livres, embora apresente desafios em termos de estabilidade devido à falta de um braço de reciprocidade oposto. Apesar destas limitações, este tipo de gancho é recomendado pela Todescan para casos de Classe I e II, especialmente quando o uso de um gancho de barra é contraindicado (Todescan et al., 1996).

Retentor metade/metade: O gancho "metade/metade", também conhecido como gancho equilibrado, é uma solução protética avançada que é particularmente adequada para estabilizar próteses em áreas com espaços intervenientes. Este dispositivo foi concebido para maximizar a retenção protética, explorando estrategicamente as áreas de retenção localizadas em ambos os lados do dente de suporte, envolvendo a instalação de conectores menores nos lados mesial e distal do pilar. Estes conectores menores meticulosamente posicionados são cada um ancorado a um elemento de suporte separado, criando uma sinergia entre o braço de retenção, que se estende de um dos conectores, e o braço de reciprocidade, que emana do outro, para garantir uma retenção eficaz, mantendo o equilíbrio oclusal.

No contexto em que o dente do pilar tem uma inclinação mesial, é necessária uma adaptação específica do desenho do gancho. Esta configuração especial envolve o projeto de um corpo de gancho mesial que está diretamente ligado ao braço de reciprocidade, enquanto o lado distal do gancho acomoda tanto o braço de retenção quanto o elemento de suporte, emanando assim do corpo do gancho e do conector menor distal. Esta abordagem compensa a inclinação do dente usando a tensão criada pela reciprocidade para estabilizar a prótese. É crucial salientar que a configuração mesial do gancho pode envolver sutilmente o dente, reduzindo o espaço lingual entre os dois conectores abaixo da largura total do dente. Esta característica única minimiza potencialmente a necessidade de um braço de reciprocidade adicional, otimizando a estética e a função sem comprometer a estabilidade da prótese (Carr & Brown, 2015).

Ao mesmo tempo, podemos sabiamente colocar dois braços recíprocos no topo da área do equador dentário, que servirão para estabilizar a posição de um dente isolado (por exemplo, um dente pilar com um prognóstico periodontal desfavorável).

Este engenhoso design de gancho "metade/metade" ilustra uma integração refinada da biomecânica protética e da dinâmica oclusal, permitindo uma distribuição uniforme de forças enquanto adapta a prótese às particularidades anatômicas e oclusais do paciente, proporcionando assim uma solução personalizada que melhora tanto a retenção como o conforto (Carr & Brown, 2015).

Retentor do tipo anel: O gancho do anel é projetado para espaços intercalares das arcadas dentárias, sendo eficaz em molares inferiores com retenção mesiolingual e molares superiores com retenção mesiovestibular. Ele previne a rotação e a migração mesial do dente pilar, contribuindo para a estabilidade da prótese e a integridade do alinhamento dentário. O gancho inclui suportes mesial e distal ligados por um braço recíproco. Esta configuração oferece uma junta dupla que enquadra o dente, permitindo uma retenção ideal. Apesar das vantagens funcionais, a sobreposição prolongada pode afetar a estética, especialmente em áreas visíveis (Carr & Brown, 2015).

Retenção de Anzol ou Hairpin: O gancho Anzol é semelhante ao gancho circunferencial simples em seu design básico. A principal distinção está no design do braço de retenção. Ao contrário do retentor circunferencial, o braço de retenção do gancho Anzol segue duas trajetórias distintas. Este braço começa por seguir a superfície do dente (vestibular ou lingual), passando pela zona expulsiva do dente até ao lado oposto. Depois de atingir o lado oposto, forma uma curva na direção da cervical antes de retornar ao seu ponto de

origem. Este design garante que quase todo o braço de retenção permaneça na área expulsiva do dente, com exceção da ponta do gancho que deve estar localizada em uma área de retenção. O uso deste gancho requer que o dente tenha uma coroa clínica elevada, devido à extensão da zona expulsiva necessária para acomodar o braço de retenção.

A colocação do gancho Anzol deve ser cuidadosamente avaliada para evitar interferência com a oclusão do paciente, devido ao seu grande tamanho e posicionamento no lado livre do dente.

A flexibilidade restrita do braço de retenção torna este retentor menos adequado para dentes com suporte periodontal reduzido, uma vez que pode colocar pressão excessiva sobre estes dentes durante a inserção e remoção.

A estética do retentor é diminuída devido à quantidade significativa de metal presente. Além disso, pode haver um acúmulo de alimentos entre as duas partes do braço de retenção, causando problemas de higiene.

Este retentor é recomendado para dentes posteriores com um eixo longo normal e cuja retenção é necessária perto da área anodôntica. É contraindicado para casos com suporte dento-mucosa e onde um design de retenção mais simples pode ser suficiente para garantir a retenção (Carr & Brown, 2015).

Dupla Ackers (Bonwill): O conceito da Unidade de Retenção Dupla Ackers, também conhecida como retentor de Bonwill, é uma inovação significativa no campo das próteses removíveis. Esta abordagem combina as vantagens de dois ganchos Ackers back-to-back, fornecendo uma solução única para fortalecer a retenção de próteses em dentes pré-molares e molares.

A ideia por trás do gancho duplo de Bonwill é usar dois ganchos Ackers opostos, permitindo assim a retenção anterior e posterior. Esta configuração proporciona uma maior estabilização da prótese, distribuindo as forças de forma mais uniforme pelos dentes de suporte.

Estes ganchos são particularmente adequados para os segmentos pré-molar e molar que ainda têm dentes. A sua utilização maximiza a retenção nestas áreas críticas, onde é provável que a prótese seja submetida a forças mastigatórias significativas.

A colocação de ganchos Bonwill muitas vezes requer uma preparação cuidadosa das cristas marginais. Este passo é para garantir que o braço oclusal do gancho pode ser

posicionado de forma ideal para suportar as forças aplicadas, sem interromper a oclusão natural do paciente.

Melhor retenção e estabilidade: Ao oferecer dois pontos de retenção (anterior e posterior), os ganchos da Bonwill melhoram significativamente a estabilidade das próteses removíveis, reduzindo o risco de mudança ou desengate durante o uso diário.

O design do gancho duplo da Bonwill permite uma adaptação precisa aos contornos específicos dos dentes e gengivas do paciente, garantindo maior conforto e melhor funcionalidade da prótese.

A necessidade de preparar as cristas marginais para a instalação destes ganchos incentiva uma abordagem conservadora, visando preservar o máximo possível das estruturas dentárias naturais do paciente.

Embora os benefícios dos ganchos duplos da Bonwill sejam significativos, a sua implementação requer conhecimentos clínicos específicos. A preparação de cristas marginais e o ajuste preciso dos braços oclusais requer uma compreensão completa da biomecânica dentária e um planejamento cuidadoso para evitar interferências com a oclusão natural. Além disso, a escolha desta solução deve ser cuidadosamente avaliada de acordo com as necessidades individuais do paciente e as peculiaridades anatômicas de sua dentição (Carr & Brown, 2015).

2.2.2. Suportes de abordagem cervical (barra)

Caracterizam-se por um braço vestibular que emerge da sela metálica. Estes ganchos são facilmente alcançáveis e reparáveis pelo técnico de prótese, são também fáceis de ativar pelo praticante. A sua flexibilidade gera menos força no dente de suporte durante a desinserção. Por outro lado, a sua situação vestibular apresenta desvantagens: desconforto nas bochechas ou lábios, maior retenção da placa bacteriana e, durante a inserção da prótese, podem causar lesões (Carr & Brown, 2015).

2.2.2.1. Suporte "T" em barra.

É composto por dois braços independentes. O braço vestibular tem uma haste longa e flexível conectada à sela, é dividida em duas partes no lado vestibular do dente, uma acima da linha guia (estabilização) e a segunda abaixo (retenção). A cabeça lingual é

geralmente composta por uma barra coronal e um suporte, que está localizado distal no recesso edêntulo e mesial no posterior edêntulo em extensão. Este gancho é indicado para os classes III de Kennedy-Applegate de grande extensão ou para os extremos livres posterior de grande extensão (Begin, 2004).

2.2.2.2. O suporte RPI

Este gancho é composto por três partes independentes, cada uma representada por uma letra:

- R = repouso, o suporte oclusal, localizado no mesial,
- P = plana, a placa guia, situada no lado distal,
- I = gancho "I", constituído por um braço vestibular vertical, com

A extremidade elástica localizada sob a linha guia garantindo a retenção. Este gancho é indicado na presença de um edentulismo posterior de grande extensão, particularmente num dente canino (Begin, 2004).

Cada componente de um gancho, portanto, desempenha um papel no equilíbrio protético. O posicionamento de cada elemento depende da anatomia do dente de suporte mas também do posicionamento da linha guia escolhida de acordo com o eixo de inserção da prótese. Alterações na morfologia dos dentes pilares podem ocorrer após o estudo do paralelómetro. Isto permite que o dente receba os elementos de um gancho e/ou melhore as suas funções. Essas modificações podem ser coronoplastias, preparações no dente ou na sua restauração, subtrativas ou aditivas (Kim, 2019; Knowles, 1958; Piirito et al., 1977; Pimenta et al., 2019).

2.2.3. Tensões no dente suporte do gancho

Como vimos anteriormente, garantir o equilíbrio protético é o ato de neutralizar as forças que existem durante a inserção da prótese, mas também durante a função. Se essas forças forem excessivas, a taxa de sobrevivência de um gancho (antes da deformação ou fratura) é de 5,5 anos (Sandu et al., 2007).

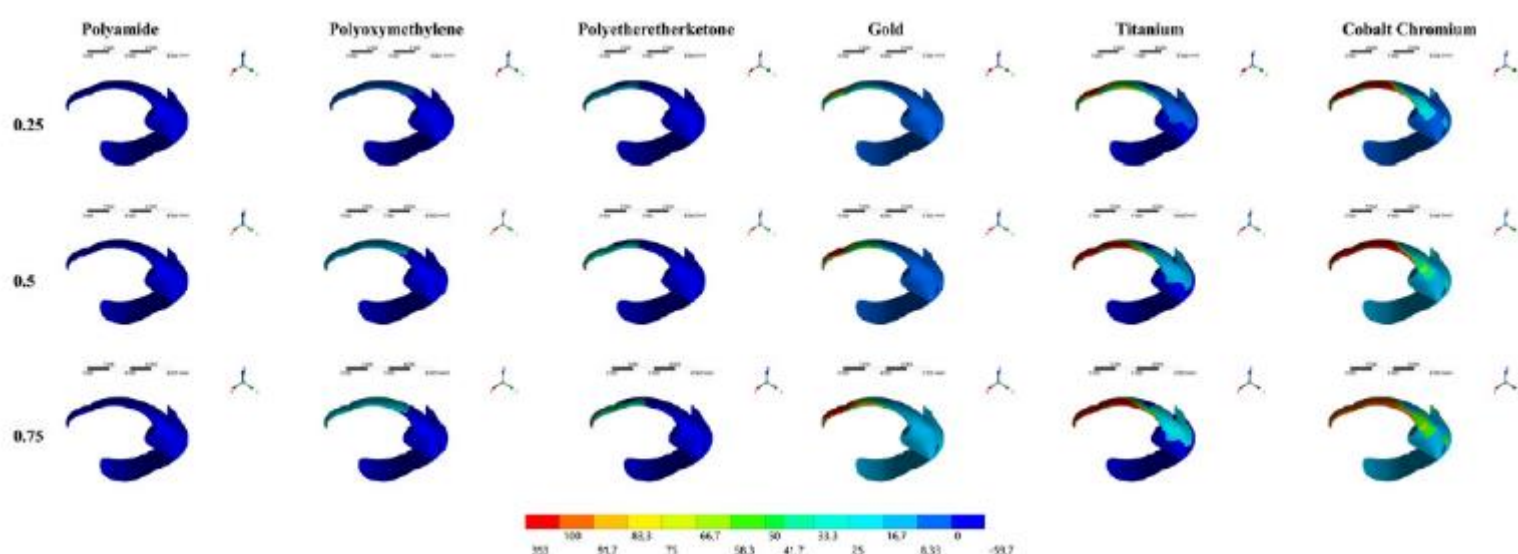
2.2.3.1. Restrições do dente suporte do gancho durante a inserção

Durante a inserção, a tensão máxima é na extremidade do braço de retenção,

independentemente do material do gancho (cf. Figura 6). Tribst et al. (2020) avaliaram o efeito do material e da zona de retenção na distribuição de tensão nos dentes pilares no esmalte vestibular (Tribst et al., 2020). Eles observaram um stress de 1,4 MPa a 46,4 MPa. Isso ocorre porque há mais forças (oblíquas e horizontais) na extremidade do braço de retenção para passar pela zona de retenção durante a inserção da prótese (Sandu et al., 2007; Tribst et al., 2020).

Figura 7

Concentração das forças no gancho durante a inserção da PPR esquelética



Adaptado de “Effect of different materials and undercut on the removal force and stress distribution in circumferential clasps during direct retainer action in removable partial dentures” J. P. M. Tribst et al., 2020, Dental Materials, 36, 2, pp. 179-186. (<https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.11.022>) Copyright 2020 dos autores.

Seguido Sato et al. (1999), os fatores que podem influenciar o stress causado pelo braço de retenção são (Sato et al., 1999) :

A forma anatômica do dente (ao nível da zona de retenção). Assim, quanto mais acentuado for esta zona, maior será a tensão imposta pelo braço de retenção ao dente pilar (Aoda et al., 2010).

O coeficiente de atrito : Um dente polido terá menos atrito do que um dente áspero e, portanto, menos stress (Sato et al., 1999).

A flexibilidade do gancho [um fator que depende da liga metálica e da forma do gancho (comprimento, diâmetro, forma da secção transversal e curvatura vertical)]. Uma Forma

adaptada do braço de retenção de acordo com a forma do dente otimiza a flexibilidade do braço de retenção e, portanto, diminui o stress sobre ao dente (Sandu et al., 2007). No entanto, o excesso de flexibilidade implica a falta de rigidez que leva a um aumento do stress.

Para contrariar a tensão imposta pelo braço de retenção, o gancho está sempre equipado com um braço de reciprocidade rígido em palatino. Este braço recíproco neutraliza a força lateral exercida pelo braço de retenção quando este atravessa a linha de maior contorno coronário (Sandu et al., 2007). No entanto, o braço da reciprocidade não será capaz de compensar o stress devido a uma má gestão dos fatores descritos acima.

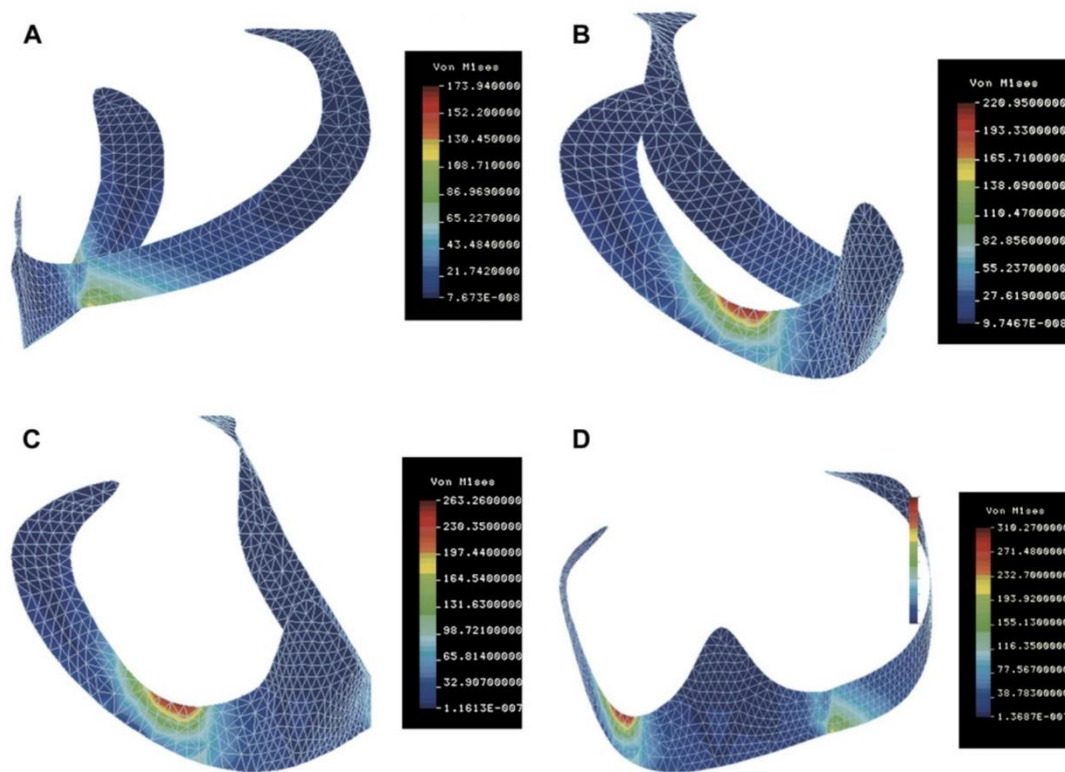
No entanto, de acordo com a Sociedade Francófona de Biomateriais Dentários (Colon et al., 2009) o esmalte oferece uma resistência à compressão sob tensão oclusal de 384MPa e dentina de 297 MPa. Pode-se concluir, portanto, que as forças exercidas por um gancho durante a inserção estão abaixo dos limites fisiológicos que o tecido dentário pode suportar.

2.2.3.2. Tensões no dente de suporte do gancho durante a função

Uma PPR pode sofrer micro-movimentos durante a função de mastigação/deglutição. Esses micromovimentos podem levar ao stress no nível coronal do dente de suporte do gancho. Os ganchos são projetados para controlar esses movimentos, estabilizar a prótese, mas também absorver tensões. Sandu et al. (2007) estudaram a distribuição do stress em um gancho durante a função, bem como os micromovimentos dos braços de retenção e reciprocidade. Segundo esses autores, a concentração de stress está localizada na junção entre os braços (retenção ou reciprocidade) e o corpo de do gancho (Sandu et al., 2007). O stress é também maior no braço da reciprocidade do que no braço da retenção. Isso pode ser explicado pela rigidez do braço de reciprocidade (Igarashi et al., 1999) e pelo fato de que o objetivo do braço palatino é neutralizar a força exercida pelo braço de retenção ao passar pela linha do equador dentário, resultando em maiores micromovimentos no braço de retenção (Sandu et al., 2007; Tribst et al., 2020).

Figura 8

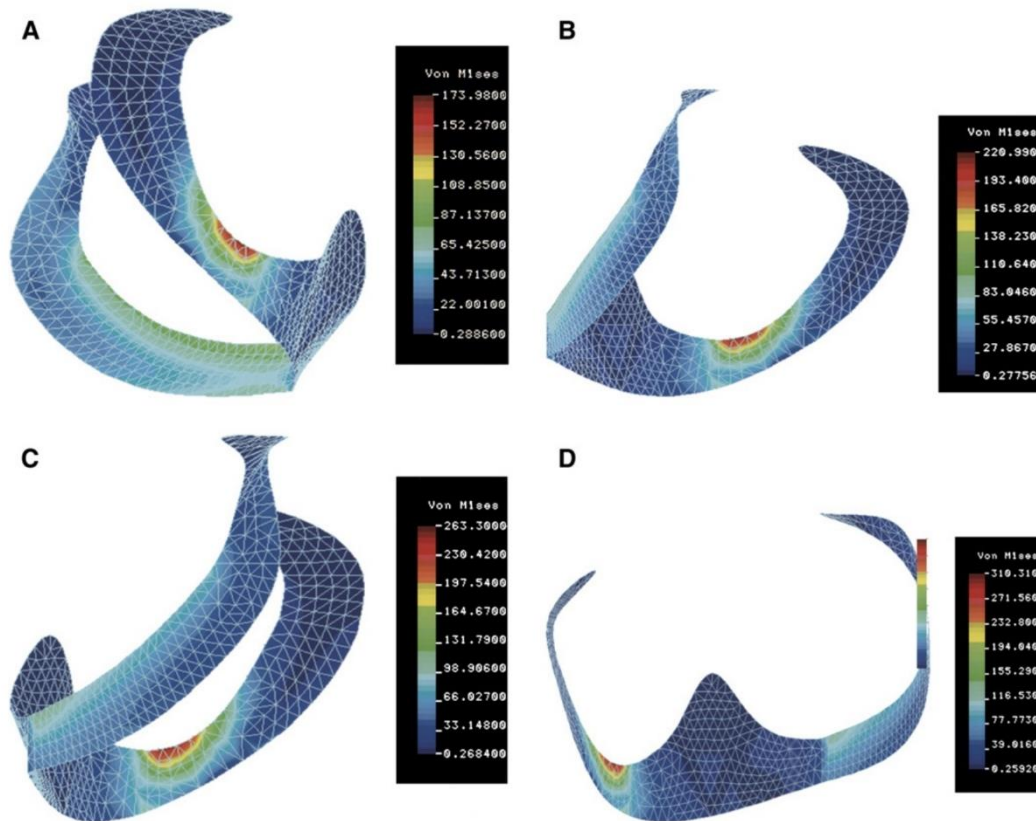
Concentração de stress no gancho durante um movimento de translação



Adaptado de “Finite element stress analysis and fatigue behavior of cast circumferential clasps” L. Sandu et al., 2007, Journal of Prosthetic Dentistry, 97, 1, pp. 39-44. (<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.11.003>) Copyright 2007 dos autores.

Figura 9

Micro-deslocamentos dos braços de retenção e reciprocidade durante um movimento translacional



Adaptado de “Finite element stress analysis and fatigue behavior of cast circumferential clasps” L. Sandu et al., 2007, Journal of Prosthetic Dentistry, 97, 1, pp. 39-44. (<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.11.003>) Copyright 2007 dos autores.

browningões devidas aos micro-movimentos durante a função são absorvido essencialmente pelo gancho que deve ser fabricado corretamente para absorvê-los e não se quebrar.

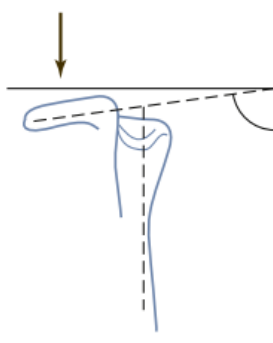
Ao mastigar, as tensões também se concentram no apoio oclusal. De fato, as forças oclusais suportadas pelos dentes protéticos criarão tensões que serão transmitidas ao dente pilar através do apoio oclusal (Feingold et al., 1986; Milić-Lemić et al., 2017). As tensões dissipam-se então na coroa e depois ao longo do eixo do dente. As tensões orientadas ao longo do longo eixo do dente são bem toleradas porque solicitam as numerosas fibras desmodontais oblíquas (Pimenta et al., 2019). A forma e a posição do apoio oclusal devem ser ótimas para transmitir adequadamente as tensões (Knowles, 1958; Vogel, 2008). Em relação à forma, o suporte oclusal deve atender a certos critérios (Aquino et al., 2011; Costa et al., 2009; Kim, 2019; Knowles, 1958; Milić-Lemić et al.,

2017; Piirito et al., 1977; Sato et al., 2001; Šojić et al., 2011):

- Distância vestibulo-lingual (VL) de 2 a 2,5mm de largura mínima e localizada no meio das duas cúspides.
- Distância mesio-distal (MD) correspondente a um terço, metade ou um quarto (para molares) da coroa.
- Espessura 1mm. Ainda é aconselhável ficar no esmalte.
- Ângulo com a superfície oclusal de 90° máximo ou inferior.

Figura 10

Angulação do suporte oclusal.

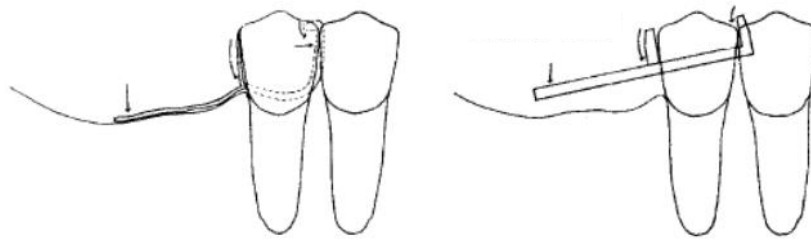


Deve estar ligeiramente inclinado no topo da crista marginal (<90°). Adaptado de “Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth” F. J. Kratochvil et al., 1963, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 13, 1, pp. 114-24. ([https://doi.org/10.1016/0022-3913\(63\)90204-X](https://doi.org/10.1016/0022-3913(63)90204-X)) Copyright 1963 dos autores.

Quanto ao posicionamento, vai depender do edentulismo. No caso de uma desdentação intercalar, ele será posicionado no lado desdentado. Por outro lado, no caso do extremo livre, o suporte estará no lado oposto da área desdentada, ou seja, em mesial (Reed, 1990). De fato, o apoio mesial reduz o stress no dente pilar (DeBoer, 1988; Reed, 1990). Isso ocorre porque o dente tende a tombar para o lado onde o apoio oclusal é colocado. Quando o apoio é mesial, o dente inclina-se para a frente, mas é mantido no lugar pelos dentes anteriores adjacentes (Figura 11). Se o suporte for distal, isso faz com que o dente gire posteriormente (Figura 12) (Kratochvil, 1963). Além disso, posicionar o apoio no lado oposto do edêntulo implica uma conexão indireta do gancho com a sela protética. Assim, durante a função, as forças oclusais exercidas sobre os dentes protéticos serão transmitidas através da conexão semirrígida ao apoio oclusal, o que permitirá a difusão de tensões ao longo do eixo longo do dente.

Figura 11

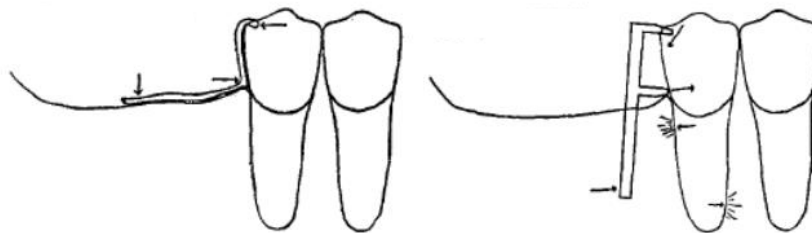
Comportamento do dente quando o suporte é mesial



Adaptado de “Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth” F. J. Kratochvil et al., 1963, Journal of Prosthetic Dentistry, 13, 1, pp. 114-24. ([https://doi.org/10.1016/0022-3913\(63\)90204-X](https://doi.org/10.1016/0022-3913(63)90204-X)) Copyright 1963 dos autores.

Figura 12

Comportamento do dente quando o suporte é distal



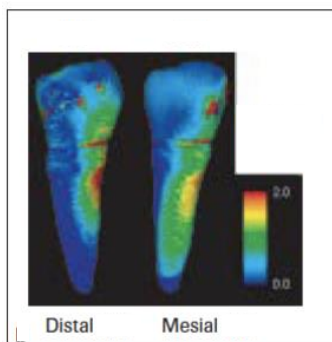
Adaptado de “Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth” F. J. Kratochvil et al., 1963, Journal of Prosthetic Dentistry, 13, 1, pp. 114-24. ([https://doi.org/10.1016/0022-3913\(63\)90204-X](https://doi.org/10.1016/0022-3913(63)90204-X)) Copyright 1963 dos autores.

Muraki et al. (2004) estudaram, através de um estudo de elementos finitos, as tensões que existem ao nível do dente em função da posição do apoio no caso do extremo livre. Eles observaram uma concentração de forças no nível da coroa duas vezes maior quando o suporte estava do lado da área desdentada, ou seja, em distal (Muraki et al., 2004). O stress máximo ao nível da coroa varia entre 30MPa (Zarrati et al., 2015) e 65MPa (Muraki et al., 2004). Observa-se mais movimento e stress com o suporte distal do que com o mesial (Kratochvil, 1963; Kratochvil & Caputo, 1974; McCartney, 1980; Mizuno et al., 2016; Mizuuchi et al., 2002; Muraki et al., 2004; Suenaga et al., 2014; Zarrati et al., 2015). A tensão máxima na coroa, mais precisamente na parte inferior da coroa, é de 64,6MPa quando o apoio está distal. É de 30 MPa quando o apoio é mesial (Muraki et al., 2004; Zarrati et al., 2015). Assim, no caso do extremo livre, o suporte mesial permite a redução de tensões no dente de suporte do gancho. Esses achados encontram eco em outras

publicações (DeBoer, 1988; Reed, 1990).

Figura 13

Distribuição das tensões (MPa) de acordo com a posição do apoio oclusal



Adaptado de “Root Fracture of Abutment Teeth for Partial Removable Dental Prostheses” Y. Mizuno et al., 2016, International Journal of Prosthodontics, 29, 5, pp. 461-6. ([https://doi.org/10.1016/0022-3913\(63\)90204-X](https://doi.org/10.1016/0022-3913(63)90204-X)) Copyright 2016 dos autores.

Podemos, portanto, dizer a partir desta revisão da literatura que o stress causado durante a função mastigatória no apoio é de 30MPa a 65MPa. Como lembrete, o esmalte oferece uma resistência à compressão sob tensão oclusal de 384MPa e a dentina uma resistência de 297 MPa. Estas tensões são, portanto, inferiores aos limites fisiológicos que os tecidos dentários podem suportar, bem como aqueles iniciados quando a prótese é inserida. Deve-se notar que esses resultados podem variar se houver uma restauração fixa dependendo do tipo de material utilizado. Tal exigiria um estudo aprofundado por direito próprio.

2.3. Revisão bibliográfica dos dispositivos experimentais e das modelizações das Forças aplicadas na Prótese parcial removível esquelética

2.3.1. Frechette (1956)

O artigo explora como o design da prótese parcial afeta a distribuição de forças nos dentes pilares. Reconhecendo a falta de dados científicos que apoiem as práticas existentes, o estudo usa um modelo de resina acrílica da mandíbula inferior com dentes projetados para simular movimentos limitados. Uma prótese inicialmente equipada com todas as características para otimizar a distribuição de forças - ganchos, placa lingual rígida e bases metálicas - é modificada incrementalmente para avaliar o impacto de cada elemento do projeto. As mudanças incluem a remoção de suportes, ajuste de conectores e redução da

extensão das bases. Estas experiências revelam que essas modificações influenciam significativamente o movimento dos dentes pilares e a distribuição de forças, com um aumento no movimento dentário após a redução da rigidez do conector e a remoção dos suportes. Frechette conclui que o projeto cuidadoso de próteses parciais é crucial para a distribuição eficaz da força, destacando a importância de mais pesquisas para estabelecer diretrizes de projeto baseadas em evidências científicas (Frechette, 1956).

2.3.2. Rodrigues et al. (2021)

O artigo explora a distribuição de stress em próteses parciais removíveis dento-suportadas, feitas de dois materiais diferentes, nomeadamente cobalto-crômio e nylon termoplástico. Este estudo foi motivado pela importância da escolha e design do material na fabricação de próteses removíveis, bem como pelo impacto significativo da distribuição de força na preservação das estruturas remanescentes, incluindo dentes pilares.

O edentulismo parcial, definido como a perda de um ou mais dentes em uma arcada dentária, afeta uma proporção significativa da população mundial. A reabilitação protética visa restaurar a dimensão vertical e aumentar a área de contato oclusal para melhorar a mastigação. As próteses parciais removíveis (PPR) transmitem forças oclusais aos dentes pilares e à mucosa oral, exigindo um desenho que proporcione estabilidade, retenção e suporte.

Dois modelos de próteses parciais removíveis, representando uma situação desdentada parcial Kennedy Classe 3, foram preparados utilizando tomografia computadorizada (TC) e software de construção 3D. Os modelos foram baseados no material utilizado para confecção da prótese: modelo 1 em cobalto-cromo e modelo 2 em nylon termoplástico. A análise de elementos finitos foi realizada para investigar a distribuição de stress aplicando uma força unidirecional de 40 N por dente em três dentes posteriores.

O modelo cobalto-cromo apresentou deslocamento máximo de 0,00718 mm e tensão máxima de 19,87 MPa, enquanto o modelo de nylon termoplástico apresentou deslocamento máximo de 0,0094 mm e tensão máxima de 29,97 MPa. Em ambos os modelos, as áreas de stress máximo foram localizadas nas inclinações palatais da crista residual maxilar e no dente do pilar anterior (canino), com tensões significativamente menores observadas no modelo cobalto-cromo em comparação com o modelo de nylon

termoplástico.

Os autores destacam as vantagens do cobalto-cromo, incluindo sua rigidez, baixa espessura e capacidade de distribuir uniformemente as tensões, mas notam sua aparência inestética na região anterior. O nylon termoplástico oferece melhor estética e função acessível a longo prazo, embora tenha uma distribuição de stress menos favorável e menos suporte em comparação com o cobalto-cromo. A distribuição de tensão em próteses parciais rígidas é controlada por elementos de projeto estrutural, enquanto em próteses parciais flexíveis é alcançada pela flexibilidade do conector principal (Rodrigues et al., 2021).

Figura 14

Modelo A, em cobalto Crónio

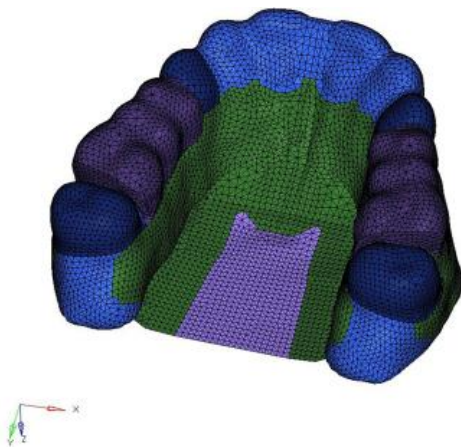


Figura 15

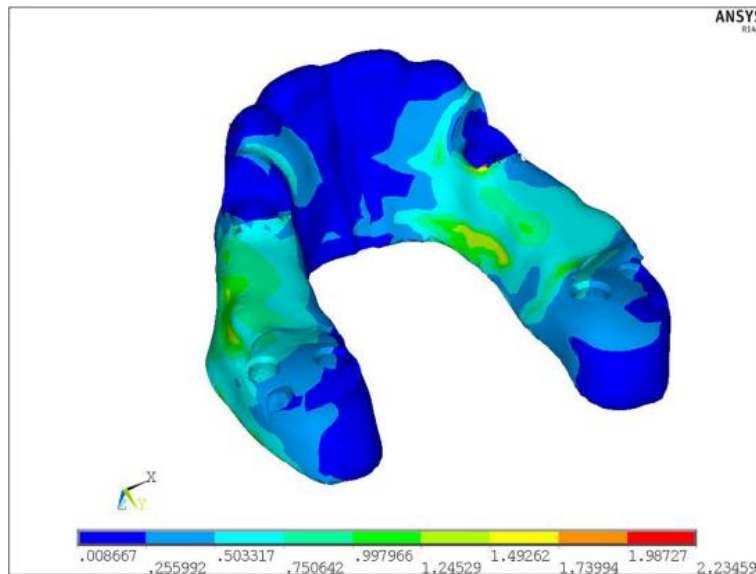
Modelo B, em Termoplástico nylon



Adaptados de “Stress distribution in tooth supported removable partial denture fabricated using two different materials: A 3-dimensional finite element analysis” T. Rodrigues et al., 2021, *Materials Today*, 46, 17, pp. 7643-7650. (<https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.01.943>) Copyright 2021 dos autores.

Figura 16

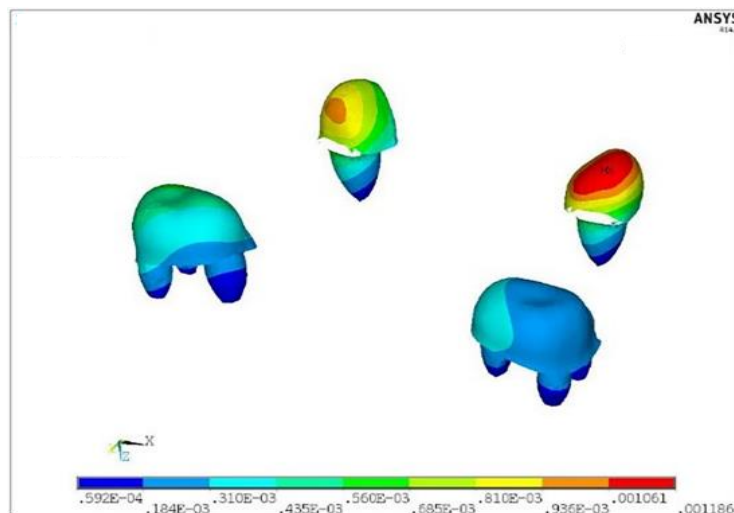
Máximo Von Mises stress na crista residual, model A



Adaptados de “Stress distribution in tooth supported removable partial denture fabricated using two different materials: A 3-dimensional finite element analysis” T. Rodrigues et al., 2021, Materials Today, 46, 17, pp. 7643-7650. (<https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.01.943>) Copyright 2021 dos autores.

Figura 17

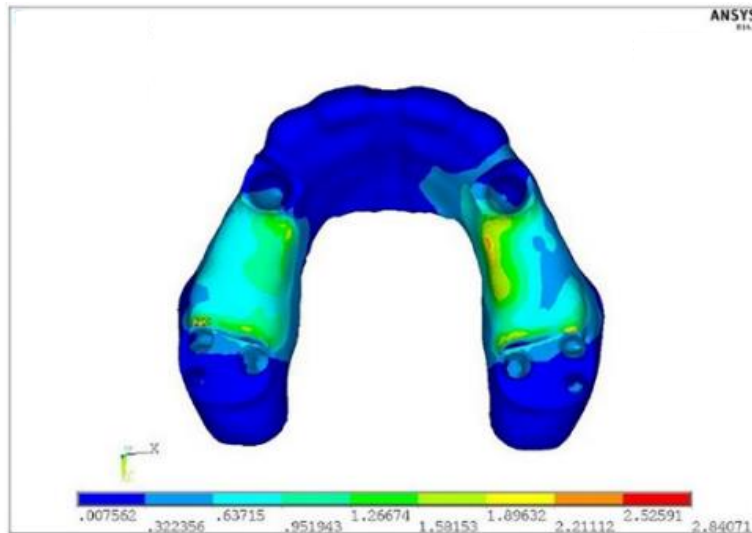
Máximo Von Mises stress nos dentes pilares, model A



Adaptados de “Stress distribution in tooth supported removable partial denture fabricated using two different materials: A 3-dimensional finite element analysis” T. Rodrigues et al., 2021, Materials Today, 46, 17, pp. 7643-7650. (<https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.01.943>) Copyright 2021 dos autores.

Figura 18

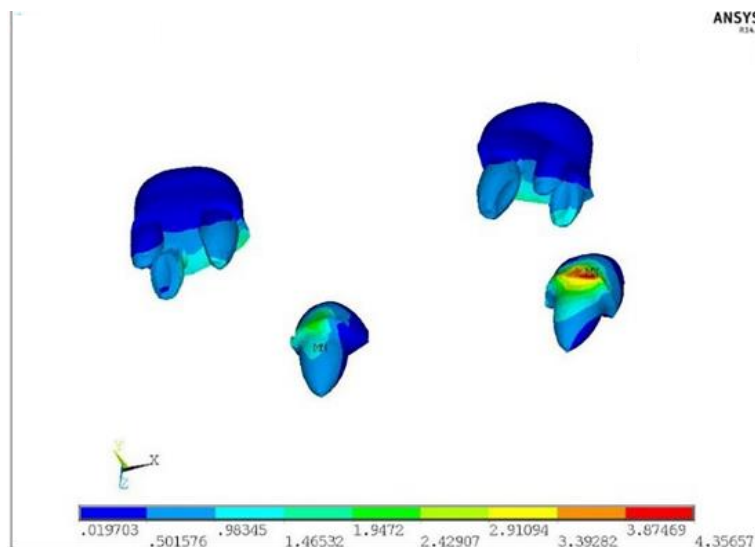
Deslocamento máximo na crista residual, model A



Adaptados de “Stress distribution in tooth supported removable partial denture fabricated using two different materials: A 3-dimensional finite element analysis” T. Rodrigues et al., 2021, Materials Today, 46, 17, pp. 7643-7650. (<https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.01.943>) Copyright 2021 dos autores.

Figura 19

Deslocamento máximo nos dentes pilares, model A



Adaptados de “Stress distribution in tooth supported removable partial denture fabricated using two different materials: A 3-dimensional finite element analysis” T. Rodrigues et al., 2021, Materials Today, 46, 17, pp. 7643-7650. (<https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.01.943>) Copyright 2021 dos autores.

Figura 20

Máximo Von Mises stress na crista residual, model B

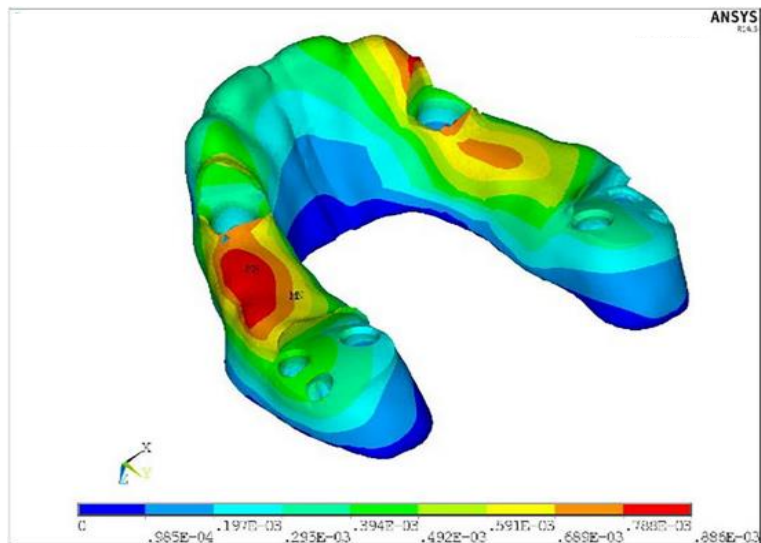
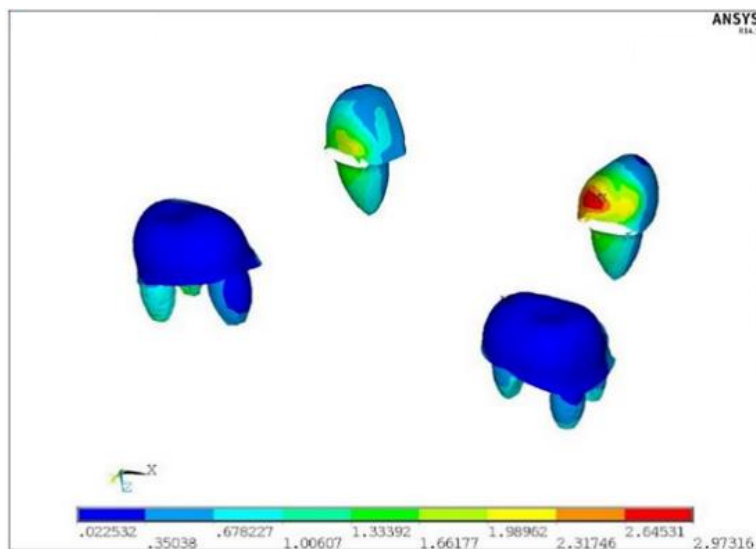


Fig. 7. Model B: Maximum von Mises stress on residual ridge.

Adaptados de “Stress distribution in tooth supported removable partial denture fabricated using two different materials: A 3-dimensional finite element analysis” T. Rodrigues et al., 2021, Materials Today, 46, 17, pp. 7643-7650. (<https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.01.943>) Copyright 2021 dos autores.

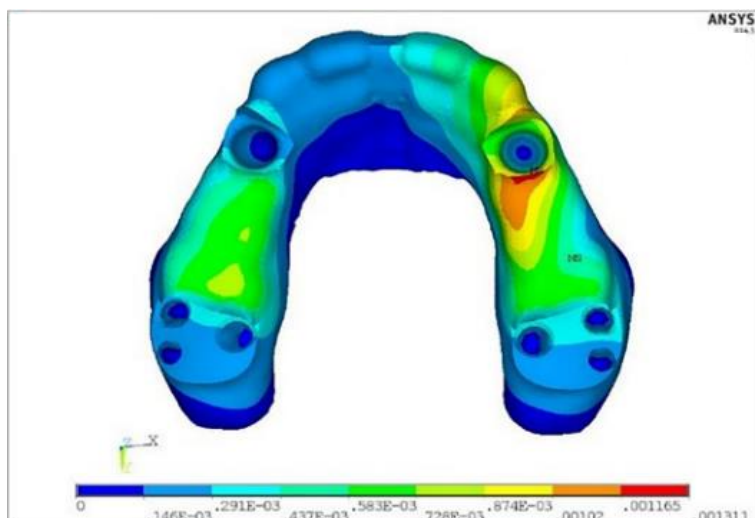
Figura 21 *Máximo Von Mises stress nos dentes pilares, model B*



Adaptados de “Stress distribution in tooth supported removable partial denture fabricated using two different materials: A 3-dimensional finite element analysis” T. Rodrigues et al., 2021, Materials Today, 46, 17, pp. 7643-7650. (<https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.01.943>) Copyright 2021 dos autores.

Figura 22

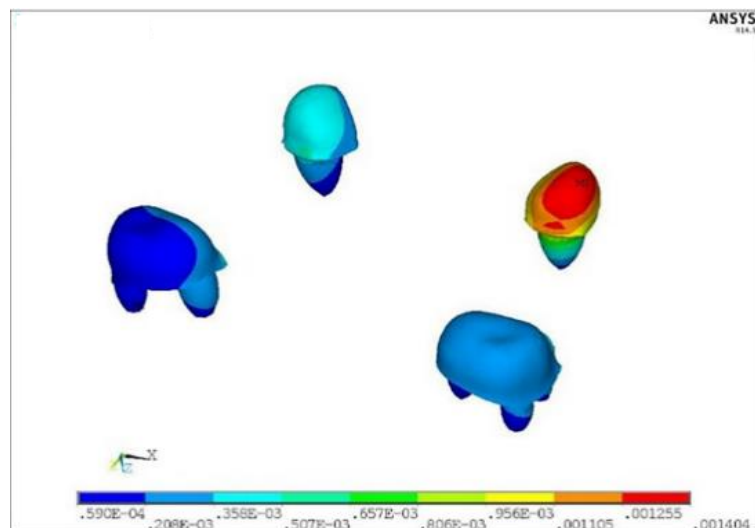
Deslocamento máximo na crista residual, model B



Adaptados de “Stress distribution in tooth supported removable partial denture fabricated using two different materials: A 3-dimensional finite element analysis” T. Rodrigues et al., 2021, Materials Today, 46, 17, pp. 7643-7650. (<https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.01.943>) Copyright 2021 dos autores.

Figura 23

Deslocamento máximo nos dentes pilares, model B



Adaptados de “Stress distribution in tooth supported removable partial denture fabricated using two different materials: A 3-dimensional finite element analysis” T. Rodrigues et al., 2021, Materials Today, 46, 17, pp. 7643-7650. (<https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.01.943>) Copyright 2021 dos autores.

2.3.3. Browning et al. (1986)

Foi realizado in vitro usando uma base de teste de cromo-cobalto na qual três designs diferentes de ganchos (Distal Retainer, Wrought Iron e I-bar) foram testados. Os ganchos

foram ajustados e incorporados às estruturas, e uma plataforma de carga foi fabricada para aplicar a carga em diferentes posições (bucal, lingual, distal e central). As cargas foram aplicadas utilizando uma máquina de ensaio mecânico Instron e o movimento dos dentes foi medido através de estereofotogrametria.

O objetivo principal foi determinar se o grau de movimento do dente pilar poderia ser influenciado pela localização da carga funcional. Os autores testaram a hipótese nula de que não há diferença significativa no grau de movimento do dente do pilar dependendo da posição da carga (Browning et al., 1986).

Tabela 1

Medidas de movimentos de dentes pilares

I. Movimento do dente suporte para a prótese No. 1 (retenção distal) como função da posição da carga

Direção do movimento	Bucolinguais	Mesiodistais	Ápico-oclusal	Soma Vetorial
Posição de carga	Média*	Média*	Média*	Média*
Bucal (10 kg)	0,090	0,095	0,000	0,035
Central (30 kg)	-0,130	0,060	-0,125	0,045
Distal (30 kg)	-0,175	0,035	-0,070	0,045
Lingual (30 kg)	-0,510	0,035	-0,270	0,040

II. Movimento do dente suporte da prótese No. 2 (fio forjado) como função da posição da carga

Direção do movimento	Bucolinguais	Mesiodistais	Ápico-oclusal	Soma Vetorial
Posição de carga	Média*	Média*	Média*	Média*
Bucal (10 kg)	0,270	0,075	-0,060	0,060
Central (30 kg)	-0,165	0,050	-0,130t	0,015
Distal (30 kg)	-0,305	0,030	0,000	0,040
Lingual (30 kg)	-0,480	0,085	-0,130t	0,075

III. Movimento do dente suporte da prótese No. 3 (barra I) como função da posição da carga

Direção do movimento	Bucolinguais	Mesiodistais	Ápico-oclusal	Soma Vetorial
Posição de carga	Média*	Média*	Média*	Média*
Bucal (10 kg)	0,100	0,075	-0,045	0,040
Central (30 kg)	-0,105	0,050	-0,135	0,075
Distal (30 kg)	-0,275	0,065	-0,210	0,030
Lingual (30 kg)	-0,360	0,070	-0,280	0,030

* Média de 3 testes independentes, 7 pontos por dente. Dados relatados em milímetros até a margem de erro de 0,005 mm. *Estatisticamente o mesmo ($p < 0,05$). Valores com barra vertical não são significativamente diferentes (teste t, $p < 0,05$); valores positivos indicam movimento bucal, mesial ou oclusal; valores negativos indicam movimento lingual, distal ou apical.

Adaptados de “Effect of positional loading of three removable partial denture clasp assemblies on movement of abutment teeth” J. D. Browning et al., 1986, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 55, 3, pp. 347-351. ([https://doi.org/10.1016/0022-3913\(86\)90118-6](https://doi.org/10.1016/0022-3913(86)90118-6)) Copyright 1986 dos autores.

Várias conclusões importantes podem ser retiradas deste estudo:

1. Sobre a importância da posição de carga:

A posição de carga (lingual, bucal, central) tem um efeito significativo no movimento dos dentes pilares. Isso destaca a importância de considerar a localização das forças aplicadas no projeto de próteses parciais removíveis para minimizar o movimento indesejado dos dentes pilares.

2. Sobre o impacto da carga oral e lingual:

A carga oral e lingual produz um movimento considerável dos dentes pilares, com a carga lingual resultando no maior movimento. Isto sugere que as forças aplicadas do interior para o exterior (lingual) dos dentes têm um maior impacto no movimento dentário do que as forças noutras direções.

3. Considerações clínicas para a posição dos dentes artificiais:

Os resultados apoiam a ideia de que a posição ideal para dentes artificiais em uma prótese parcial removível de extensão distal é acima do centro da crista, em relação às linhas de fulcro. Isso pode ajudar a minimizar o movimento dos dentes pilares e melhorar a estabilidade da prótese.

4. Sobre a questão da Substituição de Segundos Molares:

O estudo também indica que o valor da substituição de segundos molares por próteses deve ser cuidadosamente avaliado, considerando o potencial de torque negativo no pilar distal. Isso pode ter implicações para o planejamento do tratamento e o desenho da prótese, sugerindo que, em alguns casos, pode ser preferível não substituir os segundos molares para evitar stress adicional nos dentes pilares.

5. Sobre a influência do Design dos Ganchos:

Embora o estudo tenha descoberto que o tipo de gancho (retentor distal, I-bar, fio trabalhado) geralmente não teve um efeito significativo no movimento dos dentes pilares sob a mesma posição de carga, a notável exceção do gancho de fio trabalhado mostra que o design pode afetar a direção do movimento. Isso destaca a necessidade de escolher cuidadosamente o tipo de gancho com base nos objetivos clínicos específicos do paciente e nas características anatómicas.

6. Sobre os impactos clínicos:

Estas observações têm implicações diretas para a prática clínica, sugerindo que os dentistas devem considerar cuidadosamente a localização das cargas oclusais ao projetar próteses parciais removíveis para reduzir o risco de movimentos indesejados dos dentes pilares e garantir a longevidade da prótese, bem como o conforto do paciente.

Em resumo, este artigo contribui para uma melhor compreensão do impacto das forças oclusais no movimento dos dentes pilares em próteses parciais removíveis. Ele enfatiza a importância de considerar cuidadosamente a posição da carga, o design do gancho e a posição do dente artificial para otimizar os resultados clínicos e a satisfação do paciente (Browning et al., 1986).

2.3.4. Maxfield et al. (1979)

O artigo explora a distribuição das forças aplicadas aos dentes de suporte e cristas residuais por próteses parciais removíveis com extensão distal. Este artigo constitui uma contribuição significativa para a compreensão das interações físicas no design de próteses parciais removíveis, o que é essencial para otimizar o seu desempenho e conforto do paciente.

O objetivo principal deste estudo foi desenvolver um método para medir clinicamente as forças aplicadas aos dentes de suporte por próteses parciais removíveis. Esta abordagem teve como objetivo melhorar o design destas próteses, compreendendo melhor como reduzir o stress nas estruturas de suporte, maximizando o conforto e a função para o paciente.

Os autores projetaram dispositivos experimentais inovadores, incluindo próteses com medidores de tensão embutidos, para medir forças em várias configurações de prótese parcial removível em dois pacientes. Estes dispositivos permitiram a medição precisa das forças em três eixos (oral-lingual, ocluso-gengival e ântero-posterior), fornecendo uma imagem detalhada da distribuição das forças durante a mastigação.

Os resultados mostraram que a adaptação da base da prótese teve um impacto significativo nas forças transmitidas aos dentes de suporte. Bases adaptadas usando a técnica de impressão modificada geraram as forças mais fracas, enquanto bases mal-adaptadas, simulando mau ajuste, levaram a forças mais altas.

A discussão destaca a importância de uma adaptação precisa da base da prótese para

minimizar o stress nos dentes de suporte e melhorar o conforto do paciente. Os autores também observam que, ao contrário do que se poderia pensar, o uso de um suporte distal geralmente resultou em forças mais fracas sobre o dente de suporte, talvez devido ao aumento da liberdade de movimento permitida por essa configuração.

Este estudo destaca a complexidade da distribuição de força em próteses parciais removíveis e a importância de considerar cuidadosamente o desenho da prótese para otimizar a distribuição de forças (Maxfield et al., 1979).

2.3.5. Kawata et al. (2008)

Inicialmente, o estudo em seres humanos foi considerado complicado por razões óbvias. Até agora, apresentamos vários estudos realizados principalmente *in vitro* usando dispositivos experimentais especialmente projetados pelos autores para simular a distribuição de tensões em próteses. Este tipo de estudo tem limitações e não fornece uma visão completa do componente funcional total da cavidade oral e suas muitas dimensões.

Alguns autores libertaram-se destas limitações. O artigo explora o impacto de uma prótese parcial removível (PPR) e a localização dos seus apoios sobre as forças exercidas sobre um dente de suporte em condições reais. Poucos estudos mediram essas forças *in vivo*, e este artigo tem como objetivo preencher essa lacuna usando um dispositivo de medição de força tridimensional equipado com um transdutor piezoelétrico.

Os autores enfatizam a importância das forças exercidas sobre os dentes de suporte de uma prótese parcial removível (PPR), pois estas desempenham um papel crucial no prognóstico dos dentes. O objetivo deste estudo é medir *in vivo* as forças exercidas durante a mastigação de um dente de suporte de uma PPR e examinar os efeitos da PPR e o desenho de seus suportes sobre essas forças.

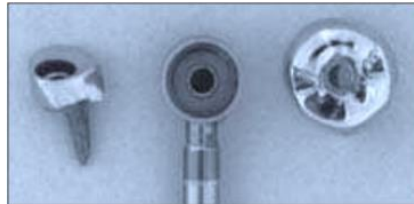
Um indivíduo de 63 anos com mandíbula parcialmente edêntula foi selecionado para o estudo, após aprovação pelo comitê de ética e consentimento informado.

O método de impressão de gesso alterado foi utilizado para criar uma PPR experimental ajustada para obter uma oclusão equilibrada. As medidas foram realizadas em quatro condições diferentes: sem PPR, com a PPR suportada apenas pelos suportes distal e mesial, apenas pelo suporte mesial e apenas pelo suporte distal. O dispositivo de medição de força consiste em um núcleo metálico interno, um transdutor de força e uma coroa

metálica externa, que são unidos por um parafuso de aço inoxidável. Aqui está uma visão geral da descrição do esquema (Kawata et al., 2008):

Figura 24

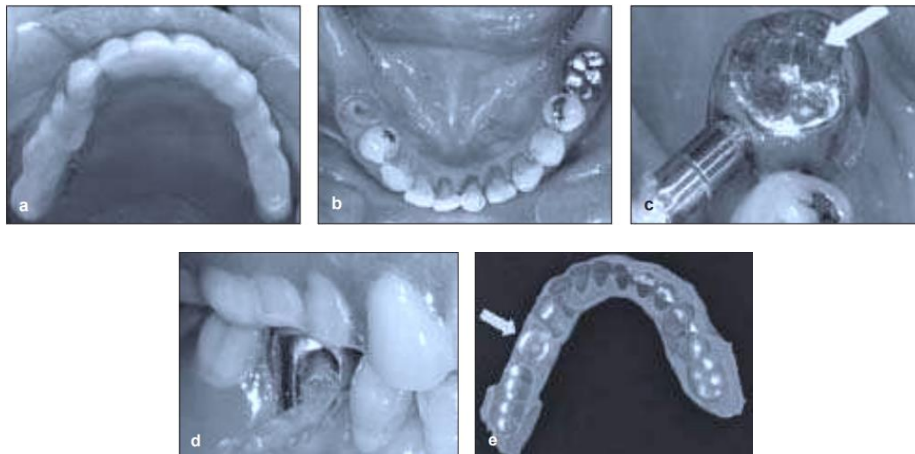
Dispositivo medidor de tensão



Adaptado de “Effects of a removable partial denture and its rest location on the forces exerted on an abutment tooth in vivo” T. Kawata et al., 2008, The International Journal of Prosthodontics, 21, 1, pp. 50-52. (<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18350947>) Copyright 2008 dos autores.

Figura 25

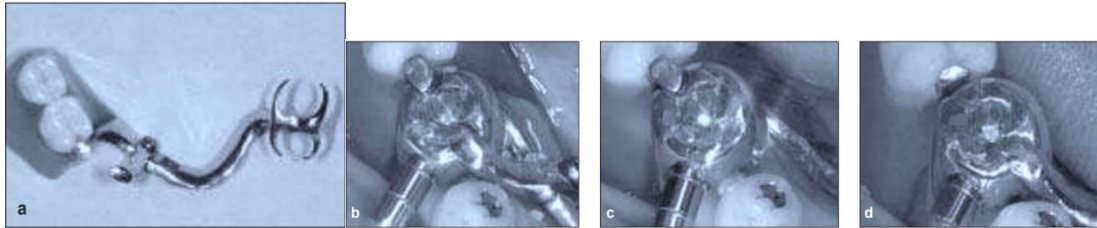
(a) e (b) Vista oclusal maxilar/mandibular. (c) e (d) dispositivo colocado. (e) contactos oclusais e distancia inter-oclusal são iguais aos outros dentes naturais/artificiais. A base da prótese esta ajustada à crista residual



Adaptado de “Effects of a removable partial denture and its rest location on the forces exerted on an abutment tooth in vivo” T. Kawata et al., 2008, The International Journal of Prosthodontics, 21, 1, pp. 50-52. (<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18350947>) Copyright 2008 dos autores.

Figura 26

(a) PPR experimental com suporte mesial e distal. Vista oclusal do dente pilar com 3 posições do suporte: (b) mesial e distal, (c) só no mesial, (d) só no distal

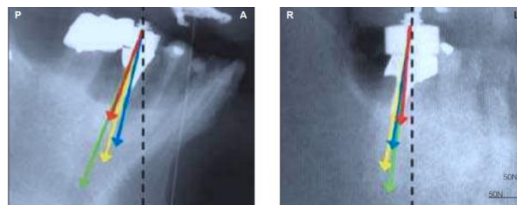


Adaptado de “Effects of a removable partial denture and its rest location on the forces exerted on an abutment tooth in vivo” T. Kawata et al., 2008, The International Journal of Prosthodontics, 21, 1, pp. 50-52. (<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18350947>) Copyright 2008 dos autores.

Os resultados do estudo mostram uma variação significativa nas forças exercidas sobre o dente de suporte dependendo da presença da PPR e da posição dos suportes. Na ausência de PPR, a direção das forças foi mais retrógrada (posterior) em comparação com a observada com a PPR. Isto indica que a PPR altera a distribuição de forças ao mastigar. Quando o PPR estava em vigor, a configuração com suporte distal sozinho resultou na direção mais posterior da força, enquanto a configuração com suporte mesial sozinho orientou as forças mais anteriormente. Em termos de magnitude de forças, a ausência de PPR resultou nas forças mais altas no dente de suporte, e a presença de suporte distal por si só resultou nas forças mais fracas. As forças tridimensionais exercidas ao mastigar um dente de suporte de uma PPR dependem da presença da PPR, bem como da localização dos seus suportes. Este método de medição poderia ajudar a projetar PPR baseados em biomecânica (Kawata et al., 2008).

Figura 27

Direções vetoriais na magnitude máxima durante o apertamento voluntário máximo.



As forças tridimensionais foram convertidas em 2 forças dimensionais (planos coronal e sagital). As setas verdes indicam forças sem a PPR colocada; setas amarelas indicam forças aplicadas à PPR com suporte mesial e distal; setas vermelhas indicam forças aplicadas à PPR com suporte distal; e setas azuis indicam forças aplicadas à PPR com suporte mesial. Adaptado de “Effects of a removable partial denture and its rest location on the forces exerted on an abutment tooth in vivo” T. Kawata et al., 2008, The International Journal of Prosthodontics, 21, 1, pp. 50-52. (<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18350947>) Copyright 2008 dos autores.

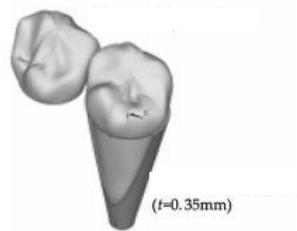
2.3.6. Muraki et al (2004)

Um estudo apresenta vários avanços e inovações no campo da biomecânica dentária e do desenho de próteses parciais removíveis. O estudo utilizou técnicas avançadas de modelagem de elementos finitos (FEA) para simular os fenômenos de contato não linear entre os suportes oclusais da PPR e os dentes pilares. Isso inclui a simulação de fricção e mudanças dinâmicas na área de contato, que são difíceis de analisar experimentalmente.

Usando o software ANSYS 6.1, os pesquisadores construíram modelos tridimensionais de elementos finitos (FEAs) de primeiro e segundo pré-molares mandibulares. Uma camada de PL e um suporte oclusal mesial ou distal foram adicionados ao segundo pré-molar servindo como pilar. A superfície externa do ligamento periodontal e o primeiro pré-molar foram fixados para evitar o deslocamento. Em cada simulação, o suporte foi deslocado 0,05 mm verticalmente no sentido apical, com ou sem restrição de movimentos horizontais. Simularam-se fenômenos de contacto nas superfícies dos pilares e calcularam-se os deslocamentos dos pilares, bem como as distribuições de tensões no ligamento peridontal (Muraki et al., 2004).

Figura 28

Modelo matemático tridimensional das coroas do primeiro pré-molar esquerdo inferior e do segundo pré-molar e da raiz do segundo pré-molar.



Uma camada de 0,35 mm de espessura do ligamento periodontal foi fixada na superfície radicular do segundo pré-molar. Adaptado de “Finite element contact stress analysis of the RPD abutment tooth and periodontal ligament” H. Muraki et al., 2004, Journal of Dentistry, 32, 8, pp. 659-665. (<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.07.003>) Copyright 2004 dos autores.

Tipos de simulação

MR: Suporte oclusal mesial com restrição de movimentos horizontais.

MM: Suporte oclusal mesial sem restrição de movimentos horizontais.

DR: Suporte oclusal distal com restrição de movimentos horizontais.

DM: Suporte oclusal distal sem restrição de movimentos horizontais.

Resultados

Deslocamentos: O deslocamento tridimensional máximo observado foi de 93,6 μm na simulação DR. Os maiores deslocamentos horizontais foram observados na simulação do DM, com deslocamento distal máximo na cúspide oral de 42,2 μm e deslocamento mesial no ápice da raiz de 21,1 μm .

Os deslocamentos horizontais foram reduzidos quando os movimentos horizontais foram restritos, independentemente do posicionamento do suporte (mesial ou distal).

Tensões de compressão: A tensão máxima equivalente de Von Mises na superfície do suporte foi de 64,6 MPa na simulação DR. A tensão de compressão máxima no ligamento periodontal foi de 0,35 MPa na simulação DM.

Impacto das restrições horizontais: A restrição do movimento horizontal tem sido eficaz na redução do deslocamento horizontal dos pilares, independentemente da posição do suporte, reduzindo assim as forças de cisalhamento e o risco de danos aos tecidos de suporte. Ao limitar os movimentos horizontais, a distribuição do stress no ligamento periodontal é alterada, geralmente reduzindo as concentrações de stress em certas áreas críticas (Muraki et al., 2004)..

Tabela 2

Deslocamentos máximos.

Tabela 2 As deslocações máximas e tensões calculadas para as localizações de interesse no pilar (o segundo pré-molar) e no ligamento periodontal circundante.

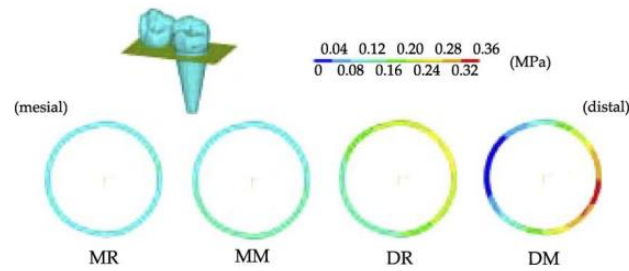
Localização	Máx. deslocação tridimensional (μm)	Máx. deslocação distal do elemento do pilar (μm)	Máx. deslocação lingual do elemento do pilar (μm)	Máx. deslocação distal do elemento do pilar (μm)	Máx. deslocação lingual do elemento do pilar (μm)	Máx. tensão compressiva (MPa)	Máx. tensão equivalente (MPa)
	Assento do apoio	Cúspide	Ápice radicular	Cúspide	Ápice radicular	Ligamento periodontal	Superfície do pilar
Simulação MR	50,2	-0,6	3,3	0,3	-1,1	0,12	5,7 ¹
Simulação MM	51,1	-0,5	4,3	8	-4,1	0,14	27,2 ²
Simulação DR	93,6	13,9	-11,8	-3,8	1,6	0,29	64,6 ¹
Simulação DM	90,2	42,2	-21,1	12,3	-6,1	0,35	52,3 ¹

Um número negativo indica deslocação numa direção oposta. A tensão equivalente máxima na superfície do pilar apareceu quer nos assentos do apoio¹ quer no contacto proximal².

Adaptado de “Finite element contact stress analysis of the RPD abutment tooth and periodontal ligament” H. Muraki et al., 2004, Journal of Dentistry, 32, 8, pp. 659-665. (<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.07.003>) Copyright 2004 dos autores.

Figura 29

Distribuição da tensão compressiva dentro do ligamento periodontal em um plano transversal horizontal no nível cervical) para cada simulação.



Cada gráfico de contorno em forma de anel foi dividido em nove partes com cores diferentes de acordo com o nível de tensão, que é mostrado na escala abaixo das figuras. A cor vermelha indica a região com maior tensão de compressão. Adaptado de “Finite element contact stress analysis of the RPD abutment tooth and periodontal ligament” H. Muraki et al., 2004, *Journal of Dentistry*, 32, 8, pp. 659-665. (<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.07.003>) Copyright 2004 dos autores.

Estes resultados são consistentes com relatos anteriores sobre os méritos relativos do repouso oclusal mesial no dente do pilar mais posterior para uma base de extensão distal. No entanto, é improvável que uma carga vertical exercida por um suporte oclusal mesial ou distal no pilar cause danos mecânicos graves aos tecidos de suporte, uma vez que esta carga permanece dentro dos limites fisiológicos. Note-se que, neste estudo, as simulações não levaram em conta os potenciais deslocamentos oblíquos devido aos componentes horizontais da força de mordida e o comportamento complexo dos ligamentos periodontais e ossos não foi totalmente modelado de forma realista. Este estudo destaca a importância de restringir o movimento horizontal: reduz efetivamente as concentrações de tensão no ligamento periodontal, apoiando a importância de um desenho rígido e estável de próteses parciais removíveis metálicas para distribuir uniformemente as forças horizontais aos dentes restantes (Muraki et al., 2004).

2.4. Elementos de Diagnóstico e Prognóstico e Critérios de Avaliação de Dentes Pilares de Prótese Parcial Removível Esquelética.

A determinação do prognóstico de um pilar de prótese removível baseia-se em um diagnóstico e uma análise clínica aprofundada do dente, futuro pilar, bem como de seu ambiente. O valor de um dente é avaliado com base em critérios locais, regionais e gerais, permitindo determinar sua adequação como pilar (Etienne O., & Roos, T., 2010).

A avaliação diagnóstica do dente pilar é realizada em quatro etapas distintas:

O exame do contexto médico geral, que inclui a anamnese do paciente, bem como o uso de medicamentos e tabaco,

O balanço diagnóstico global, incluindo também as expectativas do paciente,

O projeto protético e todas as suas alternativas,

A análise comparativa do prognóstico de todos esses projetos terapêuticos.

Esta avaliação diagnóstica se concentra em dois tipos de critérios essenciais: os critérios intrínsecos, que dizem respeito ao próprio dente, e os critérios extrínsecos, que dizem respeito ao dente no seu contexto funcional e protético.

2.4.1. Elementos de Prognóstico

2.4.1.1. Prognóstico dos dentes vitais/desvitalizados

Taxa de sobrevivência de dentes vitais/desvitalizados: Em PPR, os dentes pilares têm uma melhor taxa de sobrevivência quando são vitais (87,8% contra 69,1%) (Wegner et al., 2006).

Modificações relacionadas ao tratamento endodôntico: O tratamento endodôntico provoca a fragilização das estruturas devido ao aumento da perda de tecido dentário. As dentinas desvitalizadas, portanto, apresentam uma taxa de sobrevivência de cinco anos inferior à das dentinas vitais, que está diretamente relacionada à quantidade de tecido remanescente. Esta taxa é de 78% para um dente com quatro paredes de pelo menos 2 mm de espessura, mas cai para 18% se houver apenas duas paredes com 2 mm de espessura (Nagasiri & Chitmongkolsuk, 2005). O fato de o dente estar desvitalizado não resulta em modificações qualitativas no esmalte, mesmo com o passar do tempo. No entanto, há uma degradação do colágeno dentro dos túbulos dentinários, que é um fator de risco. A perda de vitalidade reduz a propriocepção e, conseqüentemente, o reflexo de evitar quando grandes forças são aplicadas sobre o dente. No entanto, as capacidades de resistência mecânica do dente desvitalizado permanecem próximas às do dente vital.

Modificações relacionadas à idade (Modificações estruturais): Fator decisivo na resistência das estruturas devido às forças exercidas sobre o dente pilar. La dent âgée connaît des modifications de toutes ses structures. O aumento da mineralização do esmalte diminui a suscetibilidade à carie, mas torna o esmalte mais frágil. A deposição de cristais devido ao atrito ou envelhecimento por si só, dentro do túbulo dentinário, leva

a uma mudança nas qualidades mecânicas da dentina. A resistência à propagação da fratura é alterada e a dentina tem maior probabilidade de fratura, especialmente na raiz (Chopin et al., 2014).

Modificações relacionadas ao dente tratado: Os tratamentos endodônticos, que afetam principalmente molares e pré-molares, resultam em significativa perda de substância, fazendo com que as segundas molares tenham uma taxa de sobrevivência inferior em comparação com outros dentes desvitalizados devido à dificuldade de acesso e às maiores forças oclusais que suportam. Além disso, o prognóstico de um dente tratado endodonticamente é melhor em uma arcada completa devido à estabilização dos contatos interproximais, portanto, há 3 vezes mais risco de perder esse dente do que quando ele tem apenas um ou nenhum contato proximal (McComb, D., 2008).

Influência da qualidade do tratamento: O cumprimento dos objetivos do tratamento endodôntico é o fator o mais importante para o sucesso clínico; se a desinfecção e a obturação forem bem realizadas, o tratamento não compromete o prognóstico do dente (Nagasiri & Chitmongkolsuk, 2005).

2.4.1.2. Prognóstico de dentes coroados/não coroados

A colocação de uma coroa após um tratamento endodôntico não afeta o sucesso do tratamento endodontico nos dentes anteriores se elas mantiverem seu tecido coronário. Para os dentes posteriores, uma coroa aumenta a taxa de sucesso ao prevenir fraturas devido às forças oclusais (Goodacre & Spolnik, 1994), evitar infiltrações bacterianas e melhorar sua longevidade (McComb, 2008). Os dentes não vitais coroados têm uma vida clínica mais longa do que os não coroados (Zitzmann et al., 2009).

2.4.1.3. Prognóstico de acordo com a quantidade inicial de tecido

Alterações dentárias: Quanto maior a perda de esmalte, menor a capacidade de proteção mecânica do dente, tornando as paredes das cúspides remanescentes mais frágeis diante das forças oclusais. Essas forças são dirigidas para a zona cervical e intra-radicular, necessitando da máxima conservação de tecido e proteção do dente (Nagasiri & Chitmongkolsuk, 2005).

Efeito férula: Uma faixa de dentina com altura de 1,5 mm a 2 mm ao nível do limite

cervical da coroa protética permite que o efeito de férula limite a transmissão desse stress à raiz. Isto é um fator preponderante na escolha de conservação e restauração de um dente muito deteriorado (Bartala & Lastrade, 2016).

Papel do ambiente local: Em PPR, mais do que a vitalidade, é o ambiente que influenciará o prognóstico do dente pilar. No caso de edentulismo, a diminuição do nível ósseo terá uma influência negativa no periodonto do dente adjacente que suporta o gancho, tornando-o mais suscetível a complicações periodontais e, conseqüentemente, com uma sobrevivência limitada (Etienne & Roos, 2010).

2.4.1.4. Noção de proporção coroa/raiz.

É um conceito biomecânico que relaciona a altura coronária extraóssea com o comprimento radicular intraósseo. O centro de rotação do dente, localizado no centro da raiz cercada por osso, é o resultado da alavanca formada pela parte coronária e o braço de resistência formado pela parte radicular do dente. A relação coroa/raiz é um dos principais critérios de avaliação do dente, mas deve ser considerada em complemento aos outros critérios intrínsecos e extrínsecos do dente para decidir se ele é elegível ou não para o papel de pilar protético. Idealmente, quando o dente e o periodonto estão em boa saúde, a relação coroa-raiz é igual a 1/3, mas é mais frequentemente observada como igual a 2/3 e é aceitável. A relação aumenta quando o nível ósseo diminui, causando uma apicalização do centro de rotação. Os efeitos nocivos das forças laterais são então mais significativos (Grossmann & Sadan, 2005). Uma relação Coroa/Raiz mais baixa pode ser considerada durante uma reconstrução se todos os outros parâmetros forem bons, especialmente o periodonto e as forças de oclusão que devem ser controladas (por exemplo, pela solidarização com os dentes adjacentes ou pela presença de uma prótese removível antagonista).

No caso de um periodonto muito reduzido, a ferulização dos dentes permite melhorar a estabilidade e diminuir a mobilidade de dentes com uma relação elevada; o centro de rotação é então modificado e as forças horizontais transmitidas aos pilares são diminuídas, pois são distribuídas.

2.4.2. Critérios de diagnóstico

2.4.2.1. Conceito de valor intrínseco

O valor intrínseco do dente é determinado de acordo com os seguintes critérios (Carr & Brown, 2015) :

História do dente: Tratamentos anteriores, como TENC, coroa, tipo de prótese, situação em relação ao edentulismo, data do edentulismo e dos tratamentos, avaliando as forças exercidas sobre o dente e sua capacidade de resistência.

Estado biológico: Presença de lesões, estado periodontal e dentário, e avaliação do risco biológico (exame clínico e radiológico).

Estado periodontal: Avaliação do nível ósseo, mobilidade, nível de inserção clínica, saúde geral do periodonto e higiene dental.

Estado estrutural dentário/radicular: Presença de fraturas, fissuras, perda de substância.

Morfologia Coronária: Altura protética disponível, forma, relação oclusal.

Relação coroa/raiz: Nível ósseo, relação entre a altura coronária extraóssea e a altura da raiz intraóssea.

Morfologia radicular: Mono/Multi-radicular, raízes largas aumentam a ancoragem do dente no osso, aumentando sua resistência.

Resistência radicular: Forma da raiz, sinais de reabsorção, infecção, qualidade do tratamento endodôntico.

2.4.2.2 Conceito de valor extrínseco.

O valor extrínseco coloca o dente em questão no seu contexto oral, funcional, protético e médico do paciente (Stefanac & Nesbit, 2006).

Entre outras coisas, analisando também as restrições oclusais funcionais e parafuncionais, bem como as restrições protéticas e a possibilidade de reduzi-las.

Estes valores incluem os seguintes critérios:

Condição médica: relação entre a patologia ou medicação e o desenvolvimento dentário.

Higiene oral: hábitos, fatores agravantes da retenção da placa bacteriana.

Edentulismo: idade da edêntula, evolução periodontal, egressão, migração, rotação dos dentes limítrofes da edêntula.

Oclusão: posição e papel do dente a ser substituído, condição dos dentes antagonísticos, análise dos movimentos excursivos mandibulares, plano de oclusão.

Necessidades protéticas: avaliar a necessidade de substituir o edentulismo posterior, área onde a mobilidade e a perda óssea estão aumentadas.

A combinação de valores intrínsecos e extrínsecos permite determinar o valor global do dente pilar mas também o prognóstico do dente.

Integrado no plano terapêutico, permite avaliar o prognóstico global do tratamento.

Como resultado, um pilar unitário ou frágil, ou seja, com um baixo valor intrínseco, mas localizado em um ambiente oral saudável (bom valor extrínseco), é capaz de aceitar maiores tensões do que se o valor extrínseco deste dente fosse baixo.

Por outro lado, um dente com valores intrínsecos elevados, mas num contexto desfavorável, apresenta fatores de risco e não pode ser considerado um pilar viável.

2.5. Caso clínico

2.5.1. História clínica

Dados pessoais: Doente, com 70 anos de idade, que se apresenta para consulta na Clínica Integrada de Reabilitação Oral, no dia 18/09/2023 no âmbito da CPMD – UFP; Desejando fazer uma prótese parcial superior e inferior maxilar removível, o padrão é principalmente funcional para substituir dentes perdidos e melhorar a eficiência mastigatória, e atribui grande importância às qualidades retentivas de uma prótese; Ela é acompanhada desde 2008 na clínica.

Patologias/Medicação: O doente sofre de diabetes mellitus tipo II *controlada* com anti-diabéticos como a Metformina Sandoz® 1000mg 1/dia. A nível cardiovascular: o paciente sofre de hipertensão estabilizada tomando o medicamento anti-hipertensivo Lasix® 40mg 1/2 por dia; também relata o uso diário de Forxiga® (no tratamento da insuficiência cardíaca sistémica); tem hipercolesterolemia tratada com rosuvastatina® 10mg, 1/dia; queixa-se do sintoma de boca seca (diminuição da salivação). Sem alergias. No que diz respeito à higiene dentária, diz que escova os dentes 2 vezes por dia. O doente

não toma Flúor nem usa o fio dentário.

2.5.2. Exame clínico

O exame clínico extra-oral deu as seguintes informações: Face oval simétrica, abertura sem limitações, musculatura normotônica sem desconforto ou dor à palpação, ausência de desvios mandibulares ao abrir a boca, ausência de ruídos/rachaduras/crepitações ou dor/desconforto na articulação temporomandibular (ATM), ausência de linfadenopatia palpável ou dolorosa, com competência labial (Figura 31).

Durante o exame clínico intraoral (Figura 32, 33, 34, 35, 36), verificou-se que a língua não apresentava qualquer alteração em relação ao padrão, ligeiramente hipertrofiada, os freios tinham inserção média, o palato, de profundidade média, tem a forma de um "V", sem descontinuidade do epitélio oral/jugal ou alterações (cor, forma ou tamanho). Observou-se a existência de edentulismo (Figura 32, 33) bem como a presença de recessão gengival (Figura 35).

Foram avaliadas a ortopantomografia e as radiografias periapicais existentes. (Figura 37, 38).

Figura 30

Foto de rosto



Face simétrica das hemifaces

Figura 31

Foto de rosto (Sorriso)



Linha de sorriso simétrica e alta, expondo a gengiva e os dentes anteriores. (Atenção especial ao impacto estético no que diz respeito à escolha dos retentores)

Sem desvio inter-incisal da linha média.

Aumento da sobremordida (over-bite vertical) acentuado pela ausência de união no setor posterior.

Figura 32

Foto de perfil



Perfil convexo

Diminuição do VOD com ligeira flacidez do nível inferior (rugos mais acentuadas + contração muscular em repouso)

Lábios ligeiramente salientes (Protrusão Bi Maxilar) + Eversão do lábio inferior

Figura 33

Vista oclusal superior



Figura 34

Vista oclusal inferior

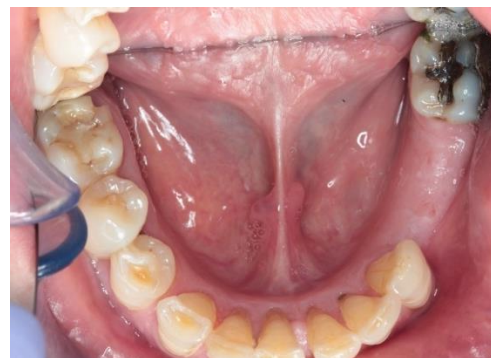


Figura 35

Vista oclusal lateral direita



Figura 36

Vista oclusal frontal



Figura 37

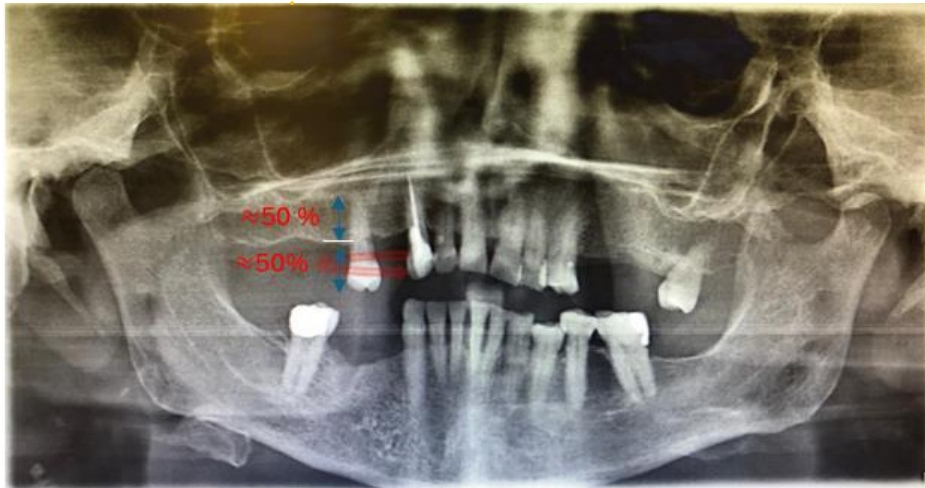
Vista oclusal lateral esquerda



2.5.3. Exames Complementares de diagnóstico

Figura 38

Ortopantomografia do paciente.



A linha branca representa o nível da crista óssea; As setas azuis representam a altura da raiz intraóssea e a altura coronária extraóssea; A seta vermelha modela os movimentos em todas as direções do espaço.

Figura 39

Rx péri-apical dente 15



Ao exame oral, presença de facetas de desgaste típicas de abrasão nas superfícies incisais dos incisivos e caninos mandibulares. Edentulismo de Kennedy-Applegate Classe I na maxila superior com ausência de dentes: 13,14,16,17,23,25,26,27; Classe III Kennedy Applegate em Mandibular com ausência de dentes: 44,45,46.

O exame das superfícies fibromucosas revela cristas edêntulas em condições satisfatórias, com a ausência de áreas de retenção de irregularidade.

Como detalhado acima, a fase sistêmica é estabilizada e controlada. Sem fases agudas subjacentes, o periodonto é mantido em um estado estável e controlado; A última destarização bi-maxilar foi realizada em 02/03/2023. Vamos agora discutir o plano de tratamento e a fase final do tratamento.

2.5.4. Proposta terapêutica

Maxila superior: prótese parcial removível dento-muco-suportada esquelética.

Maxila inferior: prótese parcial removível inferior dento-suportada.

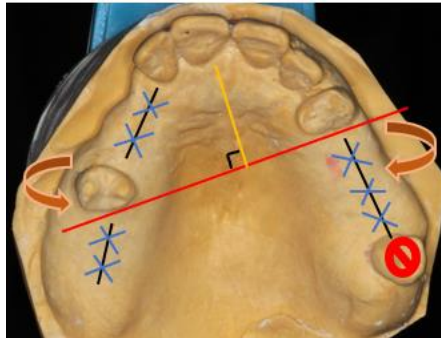
2.5.5. Escolha e discussão da decisão protética

Um estudo preliminar sobre os modelos de estudo foi cuidadosamente realizado a fim de definir um esquema de projeto que seja o mais biocompatível possível, respeitando o estado biológico e fisiológico e otimizando os requisitos biomecânicos.

Ao nível da maxila:

Figura 40

Modelo de estudo superior.



Presença de dentes: 15,12,11,21,22,23,24, o 28 foi planejado para extração (não levado em consideração). As cruzes representam os dentes a serem substituídos; a linha vermelha representa a linha de suporte ou rotação protética; As setas representam os movimentos de rotação horizontal em torno da linha de suporte; A linha amarela é perpendicular à linha de suporte, indicando o local onde é colocada uma retenção indireta.

Os dentes a substituir são os dentes: 16, 17, 14, 13, 25, 26, 27.

Os dentes pilares principais são os dentes com uma superfície oclusal que limitam o espaço edêntulo, sucessivamente: 15 e 24.

No que diz respeito à escolha dos retentores, ao nível dos 15 várias opções são teoricamente possíveis entre um retentor de anel, ação posterior, mesio-distal de Roach, mas a nossa escolha recairá voluntariamente sobre o retentor meio a meio.

De facto, existe uma ausência de entrelaçamento mesial e distal ao nível do dente 15 o que potencia grandemente os movimentos rotativos em todas as direções do espaço representando praticamente uma forma de cone (cf. Figura 37). o que contribuirá para o aumento da carga dependendo deste gancho de suporte do pilar dentário. Foi necessário imaginar um retentor capaz de manter o dente em seu nível mesial e distal, capaz de exercer um efeito de tala para garantir estabilidade e retenção, o que é essencial para a durabilidade do espaço dento-protético.

O retentor meio a meio oferece todos os requisitos necessários com um suporte localizado em um mesial e um suporte localizado em distal, ele tem uma função de união interproximal real cobrindo o risco de movimentos rotacionais e aumentando assim as chances de um bom prognóstico deste dente e conseqüentemente a sobrevivência do espaço protético, pois à medida que os movimentos rotacionais aumentam, estes induzirão um movimento apico-coronal extrusivo na direção da extração da peça dentária).

No dente 24, a escolha será feita no retentor de ação posterior, com um suporte localizado no mesial, isso é fundamental, para neutralizar as forças de stress na mucosa e evitar movimentos dentários extrusivos no sentido apico-coronal. Popular e frequentemente utilizado nas áreas canina e pré-molar para edentulismo distal (livre) quando a área de retenção é quase inexistente ou difícil de obter no nível distal e há espaço mesial adequado para o caule e o apoio oclusal. Do ponto de vista periodontal, é um tipo de retentor que não exerce força excessiva sobre o dente do pilar, tem uma biocompatibilidade muito alta. Finalmente, o tamanho do braço retentivo que se estende continuamente do lado mesio-palatino até a superfície vestibular produz um efeito de resiliência e um efeito de quebra de força nos dentes pilares, isso é chamado de efeito estabilizador.

Para bloquear a linha de rotação responsável pelos movimentos horizontais que podem criar uma sensação de desconforto durante os movimentos funcionais e resultar numa carga excessiva exercida sobre os dentes pilares, é essencial adicionar elementos de retenção indiretos idealmente localizados no eixo perpendicular à linha de apoio.

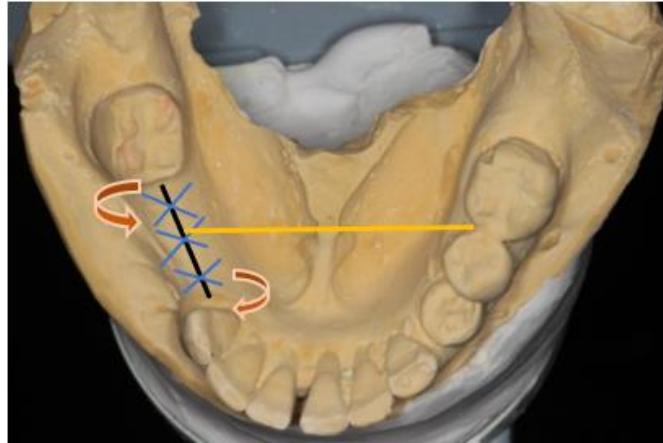
Além disso, deve ser tido em conta o tipo de dentes onde teoricamente deve ser instalada a resistência. Aqui, os dentes designados no eixo são os incisivos, sabendo que se os caninos estivessem presentes, representariam o tipo de dente mais robusto do ponto de vista periodontal (proporção raiz-coroa). Por conseguinte, será criado um suporte cingulado nos incisivos centrais e laterais 11, 12, 21, 22.

Quando se trata da escolha do conector principal, selecionamos o conector em U da placa palatal em ferradura escalopada. Note-se que este não é o conector de escolha no caso do edentulismo em grande medida do ponto de vista da rigidez e resistência. Mas dado que no acima estabelecemos a colocação de elementos de retenção indireta com os suportes cingulados ao nível dos incisivos, criando um efeito de ponteira graças ao conector metálico; A força transmitida aos dentes pilares em função será transmitida aos dentes anteriores que os suportarão. Assim, o conector que se estende até o cingulo dos incisivos serve como um elemento estabilizador.

No maxilar inferior:

Figura 41

Modelo de estudo inferior.



Presença de dentes 37, 36, 35, 34, 33, 32, 31, 41, 42, 43; as cruzes representam os dentes a serem substituídos; a linha preta designa a linha de rotação; A linha amarela é o eixo mediano que determina a zona de retenção contralateral.

Os dentes a substituir são: 44 ou/45, 46; apenas um dos dois pré-molares será substituído por falta de espaço.

Os principais dentes pilares que sustentam o gancho são os dentes com superfície oclusal que margeia a edêntula, sucessivamente: 43 e 47; mas também os dentes designados pelo eixo mediano: 35 e 36.

Em relação à escolha dos retentores para os 43, foi selecionado um retentor de ação posterior, para o 47 um retentor de Ackers que é o retentor de escolha em prótese dento-suportada com um suporte oclusal muito satisfatório. Para os dentes 35 e 36, o retentor escolhido é o duplo Ackers que permitirá a partilha equitativa das tensões horizontais nos dentes 35 e 36.

Para o conector principal, consideremos a superfície em que a mandíbula a ser reabilitada é projetada como um retângulo. Compreendemos facilmente que, para ter estabilidade da prótese, é necessário ter "quatro pernas de mesa", ou seja, quatro apoios nos quatro cantos deste retângulo. Este é o quadrilátero de equilíbrio (Letexier, 2016).

Portanto, foi selecionada a barra lingual dupla, que é o resultado da combinação da barra lingual única e da barra Kennedy. A barra Kennedy é uma barra de metal contínua colada aos cíngulos dos dentes anteriores. É um sistema que feruliza os dentes anteriores, proporcionando retenção indireta e, assim, ajudando a estabilizar a prótese. Num contexto periodontal, o objetivo aqui é permitir uma transmissão de forças e tensões em uníssono

e prevenir movimentos horizontais e flacidez da prótese.

Durante a análise da oclusão dentária, foi necessário registrar a relação intermaxilar do paciente na posição centrada (RC) para ter a posição articular funcional mais harmoniosa possível. Optou-se também por reabilitar o padrão oclusal do tipo "oclusão equilibrada", ou seja, a presença de contatos posteriores na protrusão (ausência do fenômeno fisiológico de Christensen) e lateralidade no lado do trabalho e não trabalho, a fim de promover maior estabilidade protética.

Figura 42

PPR maxilar superior



Figura 43

PPR maxilar inferior



Figura 44

PPR inserida na boca, vista do lado direito interna



Figura 45

PPR inserida na boca, vista frontal interna



Figura 46

PPR inserida na boca, vista do lado esquerdo interna



Figura 47

PPR inserida na boca, vista frontal externa

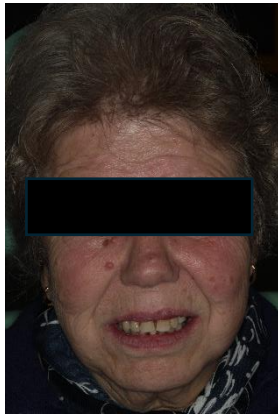


Figura 48

PPR inserida na boca, vista frontal externa (sorriso).



2.5.6. Sequência de tratamento

Aqui está a sequência exata do tratamento planejado:

1ª consulta (18/09/2023): Impressão preliminar utilizando Moldeiras Universais em alginato (Turboprint® Ortho, R&S) para obtenção dos modelos de estudo.

Seguiu-se uma análise aprofundada das necessidades e necessidades protéticas (reavaliação da história clínica, ortopantomografia e exames radiográficos periapicais, referências de indicação/contraindicação) com a realização do orçamento. O paciente mencionou uma dúvida sobre a escolha do material de prótese acrílica ou metálica por razões econômicas, ele foi finalmente aconselhado a usar uma construção metal-esquelética para melhor durabilidade e resistência. Em relação aos tratamentos pré-protéticos, foi realizada exodontia de dente multi-raiz 28. Foi expressa uma reserva quanto ao prognóstico do dente 15, que é altamente extrudido, devido à ausência de antagonistas inferiores, cujo o osso que constitui o suporte periodontal ao redor deste dente também apresenta uma densidade óssea correta, destacando uma qualidade favorável de suporte; uma correção do plano oclusal ao nível deste último foi planejada através da realização de uma coronaplasia subtrativa (que poderia potencialmente envolver um TENC- prognóstico do dente reservado). Finalmente, foram necessárias facetas oclusais moldadas para um ligeiro aumento da DVO.

2ª Consulta (25/09/2023): Registo intermaxilar preliminar em relação cêntrica (DVO diminuída) e montagem em articulador semi-ajustável (Quick Master®, Fag-Dental) em laboratório, avaliação dos contatos oclusais e determinação do desenho biológico

adequado (planejamento sistemático).

Figura 49

Vista lateral direita

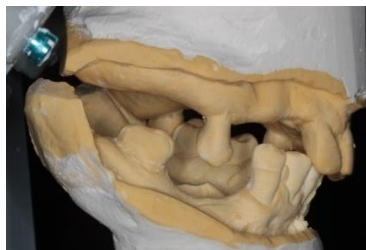


Figura 50

Vista frontal



Figura 51

Vista lateral esquerda



Figura 52

Vista transversal direita



Figura 53

Vista posterior



Figura 54

Vista transversal esquerda



O orçamento final foi aceite pelo paciente em 10/02/2023.

3ª consulta (03/10/2023): Exodontia do dente 28 interno de sutura cruzada, orientação pós-operatória foi dada ao paciente, prescrição também de Paracetamol 1000 mg 6h/6h, e Ibuprofeno 600mg 8h/8h.

4ª consulta (09/10/2023): Nivelamento oclusal do 15 (extrusão acentuada)

5ª consulta (16/10/2023): Impressões definitivas maxilar/mandibular (impressões anatómico/funcionais utilizando a bandeja de impressões individuais previamente projetada) para obtenção dos modelos definitivos.

6ª consulta (30/10/2023): Registo intermaxilar final + montagem dos modelos finais num articulador.

Figura 55

Vista lateral direita



Figura 56

Vista frontal



Figura 57

Vista lateral esquerda

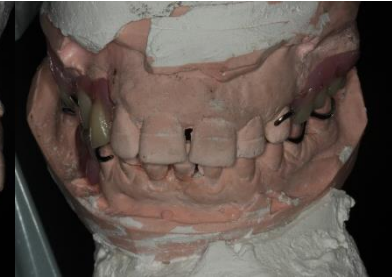


Figura 58

Vista Posterior



7ª consulta (06/11/2023): Avaliação do esqueleto metálico maxilar/mandibular, inserção/desinserção na boca verificando meticulosamente o ajuste e a correta posição sentada de todos os elementos do esqueleto metálico (conectores maiores, conectores menores, apoios oclusais, sela protética, retentores) + Registro intermaxilar.

Durante esta consulta, foi também escolhida a cor dos futuros dentes protéticos: aqui a escolha foi feita com a cor A35 (escala VITA).

8ª consulta (13/11/2023): Avaliação estética e funcional maxilar/mandibular

9ª consulta (20/11/2023): Colocação da prótese (avaliação dos básicos, estabilidade, retenção e oclusão dentária). Foi necessário um ajuste oclusal. A paciente saiu da consulta com orientações sobre inserção e desinserção protética, primeiras horas de uso, nutrição e higiene.

10ª consulta (04/12/2023): Consulta de controlo. O exame foi satisfatório, sem necessidade de reajuste, sem queixas do paciente.

2.6. Discussão

Para compensar o edentulismo parcial, diferentes tipos de prótese podem ser propostos: a prótese implanto-suportada (PIP), a prótese fixa (PF), a prótese parcial removível (PPR) associada ou não à PF. A prótese parcial removível (Marie-Brum, n.d.; Santoni, 2004; Schittly & Schittly, 2012) consiste em uma estrutura metálica que suporta dentes artificiais em resina, destinada a melhorar a mastigação, estética, fonética, prevenir a migração de dentes residuais, estabilizar dentes frágeis, manter o equilíbrio muscular no complexo orofacial. Devido à sua natureza removível, a prótese é propensa a deslocamento em relação às cristas e dentes restantes. O sucesso de uma prótese parcial removível depende da sua aceitação pelo paciente, tanto estética como funcionalmente, bem como da sua integração nos vários tecidos orais. É indicado quando uma solução por PF ou PIP não é possível, seja uma contraindicação médica ou anatômica, ou restrições psicológicas ou financeiras (Fouilloux & Begin, 2012). Também é indicado contornar certas restrições relativas à situação dos dentes protéticos, promovendo a estética, ou mesmo a fala graças a uma grande liberdade para a montagem dos dentes anteriores.

Em alguns doentes idosos, a PPR é a restauração adequada para manter uma higiene oral adequada.

No entanto, sob a ação da mastigação, esta prótese é submetida a um conjunto de movimentos parasitários que são prejudiciais à sua estabilidade, particularmente no caso de edentulismo posterior livre (Leterme et al., 2012), na verdade, estes últimos são responsáveis por uma diminuição na retenção e estabilização da prótese, bem como uma taxa relativamente alta de complicações protéticas. Este desconforto ligado à mobilidade da prótese e o caráter inestético ligado à visibilidade dos ganchos nos setores anteriores explicam por que essa reabilitação também é fonte de insatisfação para um certo número de pacientes.

Paralelamente a estas propostas protéticas, nos últimos anos temos assistido ao surgimento de uma nova alternativa terapêutica, inspirada nos tratamentos implementados na pessoa totalmente desdentada, a prótese parcial removível estabilizada sobre implantes. Esta prótese atende aos requisitos de projeto de uma prótese parcial removível convencional. Baseia-se em estruturas dentárias e osteomucosas, e beneficia de retenção adicional através da colocação de implantes, associados a sistemas de fixação.

As principais fontes de insatisfação em pacientes com edentulismo terminal posterior,

compensado por uma prótese parcial removível metálica convencional, incluem a falta de retenção e estabilidade da prótese, bem como a visibilidade dos ganchos metálicos. Além disso, devido à configuração edêntula, esta prótese pode sofrer movimentos indesejáveis (inclinação distal da sela) que são prejudiciais aos tecidos dento-periodontal e osteomucoso. Estes problemas podem ser resolvidos através da instalação de implantes que fornecem meios adicionais de retenção na área desdentada (Giffin, 1996; Mitrani et al., 2004; Ohkubo et al., 2007; Schneid & Mattie, 2008; Todorović et al., 2010). Isso proporciona retenção, estabilidade e suporte adicionais à prótese parcial metálica removível, melhora a função e o conforto do paciente, reduz o stress nos dentes de suporte e evita a reabsorção do osso alveolar sob a base protética (Giffin, 1996; Grossmann et al., 2009; Mitrani et al., 2004; Ohkubo et al., 2007; Schneid & Mattie, 2008; Todorović et al., 2010). Mijiritsky et al. (2005) encontraram que os pacientes que receberam esse tipo de tratamento tiveram menos complicações protéticas, alta satisfação e melhor eficiência mastigatória. Além disso, muitos estudos concluíram que esta modalidade terapêutica é confiável e custo-efetiva (Mijiritsky et al., 2005). Os pesquisadores confirmaram melhora estética, retenção e estabilidade, menos visitas de acompanhamento e a possibilidade de evitar cirurgias adicionais quando comparadas com próteses e pilares de implantes (Bassetti et al., 2018; Budtz-Jørgensen et al., 2000; Carvalho et al., 2001; Chee, 2005; Ohyama et al., 2020; Vogel, 2008). A literatura científica ainda é bastante pobre sobre o tema da terapêutica combinando implantes e PPR. Apesar da publicação de inúmeros casos clínicos isolados e do aparecimento de poucos artigos e livros de revisão (Krennmair et al., 2007; Mijiritsky, 2007; Mijiritsky et al., 2005; Mitrani et al., 2004; Ohyama et al., 2020), muitas questões permanecem sobre o comportamento a longo prazo de tal associação. O principal parâmetro influenciador, como na prótese composta, é provavelmente o controle dos movimentos da PPR, que só é obtido por reflexão biomecânica no momento do projeto da estrutura metálica. Assim, a revisão sistemática de Koller et al. (2012) estuda a taxa de sobrevida de PPR, bem como de pilares dentários ou de implantes que suportam os elementos de retenção dessas próteses. Os autores relatam que nas 7 publicações retidas, a taxa de sobrevida dentária varia entre 61% e 95% para períodos de seguimento que variam de 4 a 10 anos (Koller et al., 2012). A taxa de sobrevivência das próteses removíveis parciais notificadas em apenas dois estudos é de 90% e 95,1% (aos 4 e 5,3 anos, respectivamente). Quando há uma combinação de PPR e implantes, esses autores relatam taxas de sobrevida do implante variando de 97% a 100% para durações de estudo entre 3 e 10,4 anos. As taxas de sobrevivência das PPR

correspondentes variam de 95% a 100% (Koller et al., 2012). Embora a opção terapêutica de prótese fixada em pilares dentários e implantes tenha sido considerada possível, foi rejeitada pelo paciente porque esta solução requer o uso de arranjos cirúrgicos pesados dada a quantidade de crista residual e, especialmente, por razões financeiras. Neste caso clínico, a prótese estabilizada através de cuidadoso desenho biológico foi a solução mais adequada. De facto, o edentulismo tratado neste relatório distingue-se essencialmente pela posição isolada do 2º pré-molar superior no primeiro quadrante, cuja substituição protética constitui um verdadeiro desafio para os praticantes dada a biomecânica. Foram analisados os movimentos parasitários que podem desestabilizar a prótese parcial removível nesta situação (cf. Figura 5) e os meios de reduzi-los foram planejados para melhorar o prognóstico da prótese (Joullie et al., 2003); Assim, esses movimentos eram: A rotação em torno do eixo da crista poderia ser neutralizada pelo aumento dos meios de estabilização e pela rigidez do chassis. O movimento da depressão distal é recorrente à dualidade tecidual característica do edentulismo terminal. Este movimento tem sido minimizado pela utilização de uma técnica de impressão anatômica e funcional que tem em conta os diferentes comportamentos fisiológicos das estruturas de suporte (Fajri et al., 2010). O movimento de descolamento distal após a ausência de retenção distal: este movimento tem sido impedido pela adição de elementos estabilizadores como retentores circulares, incluindo o meio-e-meio para o dente 15, o que promove uma ancoragem funcional real. Alguns autores mencionam a necessidade dos chamados dentes "isolados" criarem uma "tala" ou "sistema de tala" usando "barras de tala" que consistem em conectá-lo ao dente mais próximo. De acordo com esta hipótese; Não só o desenho da prótese parcial removível será simplificado, como a longevidade do serviço de pilar pré-molar será significativamente ampliada (Carr & Brown, 2015). Embora a tala seja recomendada para dentes pilares considerados muito fracos para correr o risco de serem usados sozinhos, um único pilar sozinho na arcada dentária antes de um local basal de extensão distal geralmente requer o efeito de tala de uma prótese parcial fixa. Embora a forma e o comprimento da raiz e do osso de suporte pareçam adequados para um pilar comum, o fato de o dente não ter contato proximal coloca em risco o dente quando usado para suportar uma prótese parcial removível baseada na extensão distal. Um segundo fator que pode influenciar a decisão de usar um dente isolado como pilar é uma consideração estética. No entanto, embora se deva reconhecer que considerações económicas, combinadas com um prognóstico particularmente favorável de um dente isolado, podem influenciar a decisão de renunciar aos benefícios da utilização de uma prótese parcial fixa,

o plano de tratamento inicial deve incluir esta disposição, mesmo que o método alternativo possa ser aceite por razões económicas (Carr & Brown, 2015). Este caso clínico destacou a importância de estabelecer um diagnóstico preciso e um plano de tratamento detalhado, a fim de evitar fontes de erro. Apenas o estudo preliminar preciso e a utilização de um conjunto mestre e ceras diagnósticas permitiram validar a escolha da prótese e a sua implementação. Um desenho fundamentado do futuro quadro de forma a multiplicar os elementos de elevação, estabilização e retenção direta e indireta para controlar ao máximo esses movimentos desestabilizadores da prótese foram uma das chaves para o sucesso terapêutico (Joullie et al., 2003). O uso de próteses removíveis requer check-ups regulares para troca das bainhas de retenção, verificação das taxas de oclusão e indicação de possível rebaseamento, em uma estratégia para garantir a longevidade da realização protética.

Atualmente, a implantologia ajuda a gerir melhor estas complexas condições desdentadas, mas continua limitada pelas contraindicações médicas e pelas possibilidades financeiras dos doentes. A prótese parcial esquelético-metálica removível continua a ser uma solução de eleição.

3. CONCLUSÃO

Este trabalho explorou minuciosamente as forças aplicadas nos dentes pilares em próteses, integrando análises biomecânicas detalhadas e estudos clínicos. Os resultados destacam a importância crucial da distribuição das forças mastigatórias e do desenho ideal das próteses para garantir a durabilidade dos dentes pilares. Investigações revelaram que variações na densidade óssea e na qualidade da fixação periodontal desempenham um papel significativo no desempenho e longevidade dos pilares protéticos.

À luz das descobertas feitas, várias áreas de investigação futuras são identificadas. Nossos resultados sugerem que a exploração de materiais inovadores, como compósitos reforçados com fibras e polímeros avançados, poderia melhorar significativamente a resistência e a durabilidade dos pilares protéticos. A colaboração com engenheiros de materiais pode ser particularmente frutuosa nesta área. Além disso, a integração da simulação digital e da impressão 3D no processo de projeto e teste de próteses permitiria uma maior personalização e uma melhor distribuição de forças. Modelos virtuais podem ajudar a prever o desempenho clínico de encontros sob várias condições. Estudos longitudinais são necessários para acompanhar a evolução das forças aplicadas aos dentes pilares e o seu impacto a longo prazo na saúde oral. Tais acompanhamentos permitiriam identificar precocemente sinais de falha e ajustar os tratamentos em conformidade. Além disso, é imperativo explorar como as condições orais, como a acidez salivar, a flora microbiana e os hábitos alimentares, influenciam a degradação dos materiais das próteses dentárias e a estabilidade dos dentes pilares.

Para otimizar a eficácia dos dentes pilares, é essencial adotar várias estratégias. Adaptar as próteses às necessidades específicas de cada paciente, levando em consideração as peculiaridades anatômicas e hábitos mastigatórios, é fundamental. Nossa pesquisa mostra que ajustes individualizados podem evitar sobrecargas e falhas precoces. Promover práticas rigorosas de higiene oral é essencial para prevenir complicações periodontais. Protocolos de higiene personalizados, baseados em características específicas do paciente, provaram ser eficazes. Programas de acompanhamento regulares podem detectar e corrigir precocemente qualquer falha protética ou sinais de sobrecarga mecânica. Os resultados do nosso estudo destacam a importância de check-ups frequentes para manter a saúde dos encontros. Por último, é crucial a formação dos dentistas e protéticos na

utilização de novas tecnologias e materiais, bem como nas melhores práticas na concepção e instalação de próteses. Nossa pesquisa mostrou que a educação continuada melhora os resultados clínicos e a satisfação do paciente.

Em conclusão, a integração destas perspectivas e estratégias, com base nos dados específicos recolhidos e analisados neste trabalho, não só melhorará a durabilidade e eficiência dos dentes pilares protéticos, como também garantirá uma melhor qualidade de vida aos doentes. A sinergia entre investigação avançada, tecnologia inovadora e práticas clínicas personalizadas é essencial para progredir neste campo, em linha com as necessidades e expectativas dos pacientes. Esta abordagem integrativa e multidisciplinar oferece um quadro promissor para futuros avanços no campo das próteses dentárias e abre caminho para cuidados de saúde oral mais eficazes e personalizados.

4. BIBLIOGRAFIA

- Al-Ghannam, N. A., & Fahmi, F. M. (2005). Effect of direct relining on stresses at the denture base and the metal frame of removable partial dentures. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 6(1), 037–047. <https://doi.org/10.5005/jcdp-6-1-37>
- Aoda, K., Shimamura, I., Tahara, Y., & Sakurai, K. (2010). Retainer design for unilateral extension base partial removable dental prosthesis by three-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthodontic Research*, 54(2), 84–91. <https://doi.org/10.1016/j.jpjor.2009.11.005>
- Aquino, A. R. L., Oliveira Barreto, A., De Aquino, L. M. M., Ferreira, Â. M. F., & Da Fonte Porto Carreiro, A. (2011). Longitudinal clinical evaluation of undercut areas and rest seats of abutment teeth in removable partial denture treatment. *Journal of Prosthodontics*, 20(8), 639–642. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00766.x>
- Bartala, M., & Lastrade, A. (2016). Les reconstitutions corono-radicairens en 2016. *L'Information Dentaire*, 98(15/16), 1–12.
- Bassetti, R., Bassetti, M., & Kutenberger, J. (2018). Implant-Assisted Removable Partial Denture Prostheses: A Critical Review of Selected Literature. *The International Journal of Prosthodontics*, 31(3), 287–302. <https://doi.org/10.11607/ijp.5227>
- Begin, M. (2004). La prothèse partielle amovible. *Quintessence International*, 16(2), 24–27.
- Ben-Ur, Z., Mijiritsky, E., Gorfil, C., & Brosh, T. (1999). Stiffness of different designs and cross-sections of maxillary and mandibular major connectors of removable partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(5), 526–532. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(99\)70206-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70206-4)
- Browning, J. D., Jameson, W. E., Stewart, C. D., McGarrah, H. E., & Eick, J. D. (1986). Effect of positional loading of three removable partial denture clasp assemblies on movement of abutment teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 55(3), 347–351. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(86\)90118-6](https://doi.org/10.1016/0022-3913(86)90118-6)
- Budtz-Jørgensen, E., Bochet, G., Grundman, M., & Borgis, S. (2000). Aesthetic considerations for the treatment of partially edentulous patients with removable dentures. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry*, 12(8), 765–772.
- Carr, A., & Brown, D. (2015). *McCracken's Removable Partial Prosthodontics*. Elsevier.
- Carvalho, W. R., Barboza, E. P., & Caúla, A. L. (2001). Implant-Retained Removable Prosthesis with Ball Attachments in Partially Edentulous Maxilla. *Implant Dentistry*, 10(4), 280–284. <https://doi.org/10.1097/00008505-200110000-00012>
- Cecconi, B. T., Asgar, K., & Dootz, E. (1971a). Removable partial denture abutment tooth movement as affected by inclination of residual ridges and type of loading. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 25(4), 375–381. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(71\)90148-x](https://doi.org/10.1016/0022-3913(71)90148-x)
- Cecconi, B. T., Asgar, K., & Dootz, E. (1971b). The effect of partial denture clasp design on abutment tooth movement. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 25(1), 44–56. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(71\)90148-x](https://doi.org/10.1016/0022-3913(71)90148-x)

- Chee, W. W. L. (2005). Treatment planning: implant-supported partial overdentures. *Journal of the California Dental Association*, 33(4), 313–316. <https://doi.org/10.1080/19424396.2005.12223874>
- Chopin, E., Negri, C., Chan Yong, E., Lefevre, T., Tran, T., Bonte, E., & Nebot, D. (2014). Prendre en charge les personnes âgées. *Clinic*, 35(7).
- Costa, M. M., Da Silva, M. A. M. R., Oliveira, S. A. G., Gomes, V. L., Carvalho, P. M., & Lucas, B. L. (2009). Photoelastic study of the support structures of distal-extension removable partial dentures. *Journal of Prosthodontics*, 18(7), 589–595. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2009.00492.x>
- DeBoer, J. (1988). The effects on function of distal-extension removable partial dentures as determined by occlusal rest position. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 60(6), 693–696. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(88\)90401-5](https://doi.org/10.1016/0022-3913(88)90401-5)
- ElCharkawi, H. G., Goodkind, R. J., DeLong, R., & Douglas, W. H. (1988). The effect of the resilient-layer distal-extension partial denture on movement of the abutment teeth: A new methodology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 60(5), 622–630. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(88\)90226-0](https://doi.org/10.1016/0022-3913(88)90226-0)
- Etienne, O., & Roos, T. (2010). Conserver ou extraire? *Realites Cliniques*, 22(1).
- Eto, M., Wakabayashi, N., & Ohyama, T. (2002). Finite element analysis of deflections in major connectors for maxillary RPDs. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(5), 433–438.
- Fajri, L., Merzouk, N., & Abdedine, A. (2010). Maitrise des empreintes anatomo-fonctionnelles: Clé de l'adaptation prothétique en prothèse amovible partielle métallique. *Clinic*, 31, 147–155.
- Feingold, G. M., Grant, A. A., & Johnson, W. (1986). The effect of partial denture design on abutment tooth and saddle movement. *Journal of Oral Rehabilitation*, 13(6), 549–557. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1986.tb00678.x>
- Fouilloux, I., & Begin, M. (2012). Implantologie et prothèse amovible partielle. *L'information Dentaire*, 94(32), 89–98.
- Frechette, A. R. (1956). The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 6(2), 195–212. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(56\)90114-7](https://doi.org/10.1016/0022-3913(56)90114-7)
- Gall, M., & Lauret, J. (2008). *La fonction occlusale Implications cliniques*. CDP - Cahiers De Prothèses.
- Giffin, K. M. (1996). Solving the distal extension removable partial denture base movement dilemma: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(4), 347–349. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(96\)90536-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(96)90536-3)
- Goodacre, C. J., & Spolnik, K. J. (1994). The Prosthodontic Management of Endodontically Treated Teeth: A Literature Review. Part I. Success and Failure Data, Treatment Concepts. *Journal of Prosthodontics*, 3(4), 243–250. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.1994.tb00162.x>
- Grossmann, Y., Nissan, J., & Levin, L. (2009). Clinical Effectiveness of Implant-Supported Removable Partial Dentures-A Review of the Literature and Retrospective Case Evaluation. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(9), 1941–1946. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2009.04.081>

- Grossmann, Y., & Sadan, A. (2005). The prosthodontic concept of crown-to-root ratio: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(6), 559–562. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.03.006>
- Igarashi, Y., Ogata, A., Kuroiwa, A., & Wang, C. H. (1999). Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: An in vivo study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(2), 111–116. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1999.00345.x>
- Joullie, K., Nublat, C., & Margerit, J. (2003). Conception des châssis métalliques pour prévenir les mouvements de bascule des prothèses amovibles partielles. *Cahier de Prothese*, 121, 65–73.
- Jourda, G., & Nidelais, J. (2009). Le Point sur La Prothèse Partielle Métallique. *Techniques Dentaires*, 270, 1–12.
- Kawata, T., Kawaguchi, T., Yoda, N., Ogawa, T., Kuriyagawa, T., & Sasaki, K. (2008). Effects of a removable partial denture and its rest location on the forces exerted on an abutment tooth in vivo. *International Journal of Prosthodontics*, 21(1), 50–52.
- Kim, J. J. (2019). Revisiting the Removable Partial Denture. *Dental Clinics of North America*, 63(2), 263–278. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2018.11.007>
- Klein, P. (1981). *Précis de Prothèse Adjointe*. Editions POS.
- Knowles, L. E. (1958). The biomechanics of removable partial dentures and its relationship to fixed prosthesis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 8(3), 426–430. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(58\)90069-6](https://doi.org/10.1016/0022-3913(58)90069-6)
- Koller, B., Att, W., & Strub, J.-R. (2012). Survival rates of teeth, implants, and double crown-retained removable dental prostheses: a systematic literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(2), 136. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(12\)60042-0](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(12)60042-0)
- Kratochvil, F. J. (1963). Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 13(1), 114–124. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(63\)90204-X](https://doi.org/10.1016/0022-3913(63)90204-X)
- Kratochvil, F. J., & Caputo, A. A. (1974). Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 32(1), 52–61. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(74\)90098-5](https://doi.org/10.1016/0022-3913(74)90098-5)
- Krennmair, G., Krainhöfner, M., Waldenberger, O., & Piehslinger, E. (2007). Dental implants as strategic supplementary abutments for implant-tooth-supported telescopic crown-retained maxillary dentures: a retrospective follow-up study for up to 9 years. *The International Journal of Prosthodontics*, 20(6), 617–622.
- Leforestier, E., Médioni, E., Bola, M., & Laplanche, O. (2008). *Les reconstitutions corono-radicales: principes généraux et critères de décision*. Information Dentaire.
- Leterme, A., Viguie, G., Viennot, S., Jeannin, C., & Malquarti, G. (2012). Apport de l'implantologie dans les traitements par prothèse amovible partielle à châssis métallique. *Stratégie Prothétique*, 12(3), 215–226.
- Letexier, S. (2016). *Cours de C.E.S. de Prothèse Partielle Adjointe Paris VII*. Université Paris Cité.

- Marie-Brum, C. (n.d.). *La Prothèse Amovible Partielle Stabilisée sur Implant (PAPSI)*. Université du Lyon.
- Maxfield, J. B., Nicholls, J. I., & Smith, D. E. (1979). The measurement of forces transmitted to abutment teeth of removable partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *41*(2), 134–142. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(79\)90295-6](https://doi.org/10.1016/0022-3913(79)90295-6)
- McCartney, J. W. (1980). Motion vector analysis of an abutment for a distal-extension removable partial denture: A pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *43*(1), 15–21. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(80\)90346-7](https://doi.org/10.1016/0022-3913(80)90346-7)
- McComb, D. (2008). Restoration of the endodontically treated tooth. *Royal College of Dental Surgeons of Ontario*, *3*(7), 92–98.
- Mijiritsky, E. (2007). Implants in conjunction with removable partial dentures: A literature review. *Implant Dentistry*, *16*(2), 146–154. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e3180500b2c>
- Mijiritsky, E., Ormianer, Z., Klinger, A., & Mardinger, O. (2005). Use of dental implants to improve unfavorable removable partial denture design. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, *26*(10), 744–746. [https://doi.org/10.1016/s0084-3717\(08\)70393-3](https://doi.org/10.1016/s0084-3717(08)70393-3)
- Milić-Lemić, A., Erić, J., Radović, K., Elenčevski, S., Živković, R., & Tihacek-Šojić, L. (2017). Stress and strain analyses of removable partial denture abutment tooth in relation to the position of the minor connector. *Srpski Arhiv Za Celokupno Lekarstvo*, *145*(9–10), 452–456. <https://doi.org/10.2298/SARH161103086M>
- Mitrani, R., Brudvik, J. S., & Phillips, K. M. (2004). Posterior implants for distal extension removable prostheses: A retrospective study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *91*(1), 98. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2003.10.020>
- Mizuno, Y., Gonda, T., Takahashi, T., Tomita, A., & Maeda, Y. (2016). Root Fracture of Abutment Teeth for Partial Removable Dental Prostheses. *The International Journal of Prosthodontics*, *29*(5), 461–466. <https://doi.org/10.11607/ijp.4327>
- Mizuuchi, W., Yatabe, M., Sato, M., Nishiyama, A., & Ohyama, T. (2002). The effects of loading locations and direct retainers on the movements of the abutment tooth and denture base of removable partial dentures. *Journal of Medical and Dental Sciences*, *49*(1), 11–18.
- Muraki, H., Wakabayashi, N., Park, I., & Ohyama, T. (2004). Finite element contact stress analysis of the RPD abutment tooth and periodontal ligament. *Journal of Dentistry*, *32*(8), 659–665. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.07.003>
- Nagasiri, R., & Chitmongkolsuk, S. (2005). Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: A retrospective cohort study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *93*(2), 164–170. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.11.001>
- Ogata, K., Ishii, A., & Nagare, I. (1992). Longitudinal study on torque transmitted from a denture base to abutment tooth of a distal extension removable partial denture with circumferential clasps. *Journal of Oral Rehabilitation*, *19*(3), 245–252.
- Ogata, K., Ishii, A., Shimizu, K., & Watanabe, N. (1993). Longitudinal study on occlusal force distribution in lower distal-extension removable partial dentures with conus crown telescopic system. *Journal of Oral Rehabilitation*, *20*(4), 385–392. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1993.tb01622.x>

- Ohkubo, C., Kurihara, D., Shimpo, H., Suzuki, Y., Kokubo, Y., & Hosoi, T. (2007). Effect of implant support on distal extension removable partial dentures: In vitro assessment. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(1), 52–56. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2006.01641.x>
- Ohyama, T., Nakabayashi, S., Yasuda, H., Kase, T., & Namaki, S. (2020). Mechanical analysis of the effects of implant position and abutment height on implant-assisted removable partial dentures. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(3), 340–345. <https://doi.org/10.1016/j.jpjor.2019.09.007>
- Orthlieb, J., Giraudeau, A., Jeany, M., & Ré, J. (2021). Prise en charge des dysfonctions temporomandibulaires. *Médecine Buccale*, 12(17), 1–12. [https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/S1877-7864\(17\)86272-8](https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/S1877-7864(17)86272-8)
- Piirito, M., Eerikainen, E., & Siirila, H. S. (1977). Enamel bonding plastic materials in modifying the form of abutment teeth for the better functioning of partial prostheses. *Journal of Oral Rehabilitation*, 4(1), 1–8. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1977.tb00956.x>
- Pimenta, M., Araujo, F., Marques, T., Fonseca, P., & Correia, A. (2019). 3D analysis of rest seats in clinical environment. In *Biodental Engineering V - Proceedings of the 5th International Conference on Biodental Engineering, 2018* (pp. 75–77). CRC Press. <https://doi.org/10.1201/9780429265297-15>
- Pirnay, L. (2010). Quadrilatère d'équilibre en Prothèse Adjointe Partielle Illustration par un cas clinique d'édentement de classe I. *Le Fill Dentaire*, 49, 16.
- Reed, H. V. (1990). Stress-equalizing removable partial denture. *Quintessence International*, 21(4).
- Rodrigues, M., Harshitha Gowda, B. H., & Alva, B. (2021). Stress distribution in tooth supported removable partial denture fabricated using two different materials: A 3-dimensional finite element analysis. *Materials Today: Proceedings*, 46, 7643–7650. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.01.943>
- Sandu, L., Faur, N., & Bortun, C. (2007). Finite element stress analysis and fatigue behavior of cast circumferential clasps. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(1), 39–44. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.11.003>
- Santoni, P. (2004). *Maîtriser la prothèse amovible partielle*. Wolters Kluwer France.
- Sato, Y., Hosokawa, R., Tsuga, K., & Kubo, T. (2001). The effects of buccolingual width and position of occlusal rest seats on load transmission to the abutments for tooth-supported removable partial dentures. *International Journal of Prosthodontics*, 14(4), 340–343.
- Sato, Y., Tsuga, K., Abe, Y., & Akagawa, Y. (1999). Finite element analysis of the effect of vertical curvature on half-oval cast clasps. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(7), 554–558. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1999.00422.x>
- Schittly, J., & Schittly, E. (2012). *Prothèse amovible partielle: clinique et laboratoire*. Wolters Kluwer France.
- Schneid, T., & Mattie, P. (2008). *Implant-Assisted Removable Partial-Dentures*. Quintessence Publishing Co.

- Šojić, L. T., Lemić, A. M., Stamenković, D., Lazić, V., Rudolf, R., & Todorović, A. (2011). Stress-strain analysis of an abutment tooth with rest seat prepared in a composite restoration. *Materiali in Tehnologije*, 45(6), 561–566.
- Stefanac, S., & Nesbit, S. (2006). *Treatment Planning in Dentistry*. Elsevier Health Sciences.
- Suenaga, H., Kubo, K., Hosokawa, R., Kuriyagawa, T., & Sasaki, K. (2014). Effects of Occlusal Rest Design on Pressure Distribution Beneath the Denture Base of a Distal Extension Removable Partial Denture—An In Vivo Study. *The International Journal of Prosthodontics*, 27(5), 469–471. <https://doi.org/10.11607/ijp.3847>
- Todescan, R., Silva, E., & Silva, O. (1996). *Atlas de protese parcial removivel*. Santos.
- Todorović, A., Radović, K., Grbović, A., Rudolf, R., Maksimović, I., & Stamenković, D. (2010). Stress analysis of a unilateral complex partial denture using the finite-element method [Napetostna analiza unilateralno kompleksne zobne proteze z uporabo metode končnih elementov]. *Materiali in Tehnologije*, 44(1), 41–47.
- Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. de O., Borges, A. L. S., Araújo, R. M., da Silva, J. M. F., Bottino, M. A., Kleverlaan, C. J., & de Jager, N. (2020). Effect of different materials and undercut on the removal force and stress distribution in circumferential clasps during direct retainer action in removable partial dentures. *Dental Materials*, 36(2), 179–186. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.11.022>
- Vogel, R. C. (2008). Implant overdentures: a new standard of care for edentulous patients current concepts and techniques. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 29(5), 270.
- Walter, B. (2016). *Prothèse fixée Approche clinique*. Editions CdP.
- Wegner, P. K., Freitag, S., & Kern, M. (2006). Survival Rate of Endodontically Treated Teeth With Posts After Prosthetic Restoration. *Journal of Endodontics*, 32(10), 928–931. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2006.06.001>
- Weinberg, L. A. (1956). Lateral force in relation to the denture base and clasp design. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 6(6), 785–800. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(56\)90076-2](https://doi.org/10.1016/0022-3913(56)90076-2)
- Zarrati, S., Bahrami, M., Heidari, F., & Kashani, J. (2015). Three Dimensional Finite Element Analysis of Distal Abutment Stresses of Removable Partial Dentures with Different Retainer Designs. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 12(6), 389–397.
- Zitzmann, N. U., Krastl, G., Hecker, H., Walter, C., & Weiger, R. (2009). Endodontics or implants? A review of decisive criteria and guidelines for single tooth restorations and full arch reconstructions. *International Endodontic Journal*, 42(9), 757–774. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2009.01561.x>

5. ANEXOS

Anexo A. Consentimento Informado

Consentimento Informado

Eu [REDACTED] utente das Clínica Pedagógicas de Medicina Dentária da Universidade Fernando Pessoa, declaro para os devidos efeitos legais que autorizo a utilização dos dados, fotografias e imagens, em nunca ser revelada a minha identificação para o estudo conduzido no âmbito da Dissertação de Mestrado Integrado em Medicina Dentária da Universidade Fernando Pessoa, realizado pelo aluno **Eitan Tsion Marely, nº 41700**.

Mais declaro expressamente, que as referidas imagens radiográficas e fotografias poderão ser utilizadas, alteradas e manipuladas em qualquer programa para o estudo ou publicação das mesmas, bem como poderão ser reproduzidas parcialmente, ou na sua totalidade, em qualquer suporte (papel ou digital), desde que seja garantida a confidencialidade dos dados, bem como, da minha identificação.

Estas imagens não poderão, em caso algum, ser cedidas a outrem sem expressa e previa autorização minha.

Declaro ainda que me foi dada a oportunidade de obter esclarecimentos adicionais que considere necessários, assim como me foi comunicado o meu direito de me retirar do estudo a qualquer momento, sem prejuízo algum, presente ou futuro.

Por ser verdade, e por nada haver a obstar, esta declaração vai ser assinada por mim,

Porto, 26 de Fevereiro de 2024

Assinatura: Do aluno

Investigador Responsável (Eitan Tsion Marely 41700)

Assinatura do utente CPMD

Scanned with CamScanner

Anexo B. Aceitação da Comissão de Ética



UNIVERSIDADE FERNANDO PESSOA

Exma. Senhora
Prof. Doutora Sandra Gavinha
Diretora da FCS

Nº	Data
FCS/MMED – 554/24	26 de Março de 2024

Exma. Senhora Professora Doutora,

A Comissão de Ética apreciou o projeto de investigação apresentado por Eitan Tsion Marely, intitulado “Forças aplicadas aos dentes pilar em prótese parcial removível esquelética- caso clínico”, a realizar no âmbito do Mestrado Integrado em Medicina Dentária.

Este estudo tem como objetivo entender os desafios e benefícios da otimização da eficácia dos dentes pilares para obter melhor desempenho protético de próteses parciais removíveis em caso de reabilitação oral complexa.

A Comissão de Ética considera o estudo pertinente para a área de Medicina Dentária, e não afetado por questões éticas.

A Comissão de Ética considera nada haver a opor quanto à realização deste projeto.

Com os melhores cumprimentos,

A Presidente da
Comissão de Ética da UFP


Inês Lopes Cardoso



FUNDAÇÃO ENSINO E CULTURA “FERNANDO PESSOA”

NIPC. 502 057 602 • Reg. Comercial nº.26 Conservatória do Registo Comercial do Porto

FACULDADE DE CIÊNCIAS HUMANAS E SOCIAIS
Praça 9 de Abril, 349 • 4249-004 Porto • Portugal
T. +351 22 507 1300* • <https://www.ufp.pt>
geral@fundacaofernandopessoa.pt

FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
Rua Carlos da Maia, 296 • 4200-150 Porto • Portugal
T. +351 22 507 4630* • <https://www.ufp.pt>
geral@fundacaofernandopessoa.pt

FACULDADE DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA
Praça 9 de Abril, 349 • 4249-004 Porto • Portugal
T. +351 22 507 1300* • <https://www.ufp.pt>
geral@fundacaofernandopessoa.pt

* (chamada para a rede fixa nacional)

Autoeign >e
Jachs'
67-2024
