



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

LUANA FIGUEIREDO DA SILVA MATIAS

REFORÇO MECÂNICO COM DIFERENTES MATERIAIS E EXTENSÕES EM OVERDENTURES
MANDIBULARES DE IMPLANTE ÚNICO: UMA ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS

REINFORCEMENT WITH DIFFERENT MATERIALS AND EXTENSIONS OF SINGLE IMPLANT-
RETAINED MANDIBULAR OVERDENTURE: A FINITE ELEMENT ANALYSIS

Piracicaba

2023

LUANA FIGUEIREDO DA SILVA MATIAS

REFORÇO MECÂNICO COM DIFERENTES MATERIAIS E EXTENSÕES EM OVERDENTURES
MANDIBULARES DE IMPLANTE ÚNICO: UMA ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS

REINFORCEMENT WITH DIFFERENT MATERIALS AND EXTENSIONS OF SINGLE IMPLANT-
RETAINED MANDIBULAR OVERDENTURE: A FINITE ELEMENT ANALYSIS

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Mestra em Clínica Odontológica, na Área de Prótese Dental.

Dissertation presented to the Piracicaba Dental School of the University of Campinas in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Dental Clinic, in Prosthodontics area.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

ESTE TRABALHO CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO DEFENDIDA PELA ALUNA LUANA FIGUEIREDO DA SILVA MATIAS E ORIENTADA PELO PROF. DR. MARCELO FERRAZ MESQUITA.

Piracicaba

2023

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

M427r Matias, Luana Figueiredo da Silva, 1990-
Reforço mecânico com diferentes materiais e extensões em overdentures
mandibulares de implante único : uma análise por elementos finitos / Luana
Figueiredo da Silva Matias. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2023.

Orientador: Marcelo Ferraz Mesquita.
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade
de Odontologia de Piracicaba.

1. Revestimento de dentadura. 2. Implantes dentários. 3. Análise de
elementos finitos. I. Mesquita, Marcelo Ferraz, 1967-. II. Universidade Estadual
de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações Complementares

Título em outro idioma: Reinforcement with different materials and extensions of single
implant-retained mandibular overdenture : a finite element analysis

Palavras-chave em inglês:

Overlay dentures

Dental implants

Finite element analysis

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestra em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Marcelo Ferraz Mesquita [Orientador]

Valentim Adelino Ricardo Barão

Aldiéris Alves Pesqueira

Data de defesa: 27-02-2023

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica

Identificação e informações acadêmicas do(a) aluno(a)

- ORCID do autor: <http://orcid.org/0000-0001-7873-4598>

- Currículo Lattes do autor: <http://lattes.cnpq.br/367339899233785>



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 27 de fevereiro de 2023, considerou a candidata LUANA FIGUEIREDO DA SILVA MATIAS aprovada.

PROF. DR. MARCELO FERRAZ MESQUITA

PROF. DR. ALDIÉRIS ALVES PESQUEIRA

PROF. DR. VALENTIM ADELINO RICARDO BARÃO

A Ata da defesa, assinada pelos membros da Comissão Examinadora, consta no SIGA/Sistema de Fluxo de Dissertação/Tese e na Secretaria do Programa da Unidade.

DEDICATÓRIA

A **Deus**, por me abençoar com saúde, força e fé. A minha convicção de que devo sempre buscar a bondade, o melhor para mim e para o próximo vem de ti, Senhor.

À **Nossa Senhora de Fátima**, por me guiar a não desistir dos meus sonhos. Eu te sinto em cada passo, intercedendo e iluminando meu caminho.

Aos meus pais, **César Batista** e **Valdete Figueiredo**, meus maiores exemplos de esforço, dignidade e honestidade. Palavras jamais traduzirão meu amor, orgulho e gratidão. Vocês são exatamente tudo que eu poderia esperar de Deus em minha vida.

Ao meu marido, **Leo Matias**, por todo amor, apoio, incentivo e compreensão desde a escola até chegar aqui. Eu não construiria tantos sonhos lindos nesta vida sem você ao meu lado. Você é o amor da minha vida e minha maior felicidade. Eu te amo infinitamente.

Ao meu irmão **César Júnior**, por ser tão especial para mim. Você é o maior presente que meus pais poderiam me dar. És meu amigo, cúmplice e minha referência em todas as esferas da vida. Te amo desde sempre, para sempre.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, na pessoa do Magnífico Reitor, **Prof. Dr. Antonio José de Almeida Meirelles**, pelo meu mestrado nesta instituição.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, na pessoa do seu Diretor, **Prof. Dr. Flávio Henrique Baggio Aguiar**, e na pessoa da Diretora associada, **Profa. Dra. Karina Gonzales Silverio Ruiz** pela oportunidade da realização do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica.

Ao Coordenador Geral da Pós-Graduação e Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, **Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão**.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001, fundamental para realização desta pesquisa.

Ao meu Orientador, **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, Professor Titular da Área de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela oportunidade que me foi concedida. Obrigada por acreditar em mim e por toda contribuição para meu crescimento pessoal e profissional. És minha inspiração de excelência, seriedade, profissionalismo e generosidade que levarei comigo por toda vida. Suas qualidades transcendem a Odontologia e palavras jamais traduzirão a minha gratidão, honra e felicidade em ser sua orientanda.

À comissão Examinadora do Exame de Qualificação, **Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão**, **Profa. Dra. Raissa Marcello-Machado** e **Profa. Dra. Anna Gabriella Camacho Presotto** pela participação, estando disponíveis a contribuir de forma valiosa no crescimento deste trabalho. Agradeço também ao **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani**, membro suplente da Banca do Exame de Qualificação pelo tempo despendido para leitura e avaliação deste trabalho.

À comissão Examinadora da Banca de Defesa, **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, **Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão** e **Prof. Dr. Aldiéris Alves Pesqueira** por aceitarem participar deste momento tão especial, pela disponibilidade e por todas as contribuições enriquecedoras realizadas neste trabalho. Agradeço também aos membros suplentes **Prof. Dr. Mauro Antonio**

de Arruda Nóbilo e Profa. Dra. Anna Gabriella Camacho Presotto pelo tempo despendido para leitura e avaliação deste trabalho.

Aos docentes do Departamento de Prótese e Periodontia, da área de concentração de Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, em especial, **Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo, Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani, Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury e Prof. Dr. Wander José da Silva** por todo conhecimento compartilhado, contribuindo na minha formação acadêmica.

Ao **Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão**, pelo conhecimento, conselhos, momentos enriquecedores compartilhados e por ser tão presente e generoso na vida dos seus alunos. És uma referência de dedicação, bondade e brilhantismo para todos seus alunos da Pós-graduação.

À **Profa. Dra. Vanessa Silva Tramontino Mesquita**, pelos ensinamentos e trocas de experiências durante o curso de Extensão em Reabilitação Protética sobre Implantes Osseointegrados, sendo uma linda inspiração pessoal e profissional.

Ao **Centro de Tecnologia e Informação Renato Archer (CTI)**, em especial, à **Divisão de Tecnologias Tridimensionais**, nas pessoas **Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi e Leonardo Mendes Ribeiro Machado**, pela parceria e suporte, primordiais na execução deste estudo.

Ao pós-graduando e amigo **Guilherme Almeida Borges** pela amizade, paciência e comprometimento durante o desenvolvimento deste trabalho. Sou extremamente grata por sua dedicação e suporte nesta pesquisa. Seus ensinamentos e conselhos foram verdadeiros presentes e, inquestionavelmente, contribuíram para meu crescimento acadêmico.

À Pós-graduanda e amiga, **Thaís Barbin**, pelos ensinamentos e, sobretudo, pela amizade. Obrigada pelo apoio desde o início do Mestrado. Você é um verdadeiro presente.

Aos meus amigos e colegas do Laboratório de Prótese Total, em especial, **Maria Helena Rossy Borges, Raphael Cavalcante Costa, Luís Fernando Miranda, João Pedro Silva, Bruna Egumi Nagay, Carolini Dini e Juliana Andrade**, pela convivência, companheirismo e experiências compartilhadas. Vocês tornaram minha rotina mais leve, feliz e produtiva.

À secretária do **Departamento de Prótese e Periodontia da FOP - UNICAMP**, Sra. Eliete **Aparecida Ferreira Marin**, pela solicitude, gentileza e disponibilidade.

Ao técnico **Laboratório de Prótese Total da FOP- UNICAMP**, **Eduardo Pinez** pela atenção e prontidão em ajudar sempre que necessário.

A todos os **pacientes** da Clínica de Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, pela confiança concedida enquanto aluna de Pós-Graduação. Desejo exercer a Odontologia com dedicação e honestidade e sempre fazê-los o bem.

A todos que contribuíram de algum modo para a concretização deste lindo sonho. MUITÍSSIMO obrigada!

RESUMO

A reabilitação oral com overdenture mandibular retida por implante único (OM-1) tem sido considerada uma opção de tratamento simples, de baixo custo e eficaz para pacientes edêntulos. Contudo, as OM-1 apresentam limitações biomecânicas que podem levar a incidência de fratura, sendo a complicação protética mais frequente em reabilitações com OM-1. A inclusão de infraestrutura na base da prótese seria uma alternativa promissora para melhorar sua resistência mecânica, reduzir falhas biomecânicas e futuras manutenções clínicas. Embora o uso de reforço seja sugerido na literatura, estudos sobre o emprego da liga de cobalto cromo (CoCr) para infraestrutura em OM-1 são insuficientes, além disto, estudos prévios com foco no uso de poliéter-éter-cetona (PEEK) reforçado com fibra de carbono (RFC) para esta finalidade não foram conduzidos. Assim, este estudo tem como objetivo avaliar diferentes materiais (CoCr e PEEK-RFC) e as extensões (curta-15 mm e longa-25 mm) para reforço em OM-1, comparando com o OM-1 sem estrutura, através de uma análise por análise de elementos finitos (AEF). Foram criados 5 modelos (CoCr-Curta, PEEK-RFC-Curta, CoCr-Longa, PEEK-RFC-Longa e Sem estrutura), utilizando a geometria construída no *software McNeel Rhinoceros 3D v7.0®*. A distribuição de tensão por AEF 3D foi realizada, usando o solucionador *Optstruct*, e uma carga oblíqua de 30° (100 N) na região dos incisivos (50 N em cada incisivo) foi aplicada. O comportamento biomecânico foi analisado pela tensão de *von Mises*, mínima e máxima principal e deslocamento da overdenture. A OM-1 'sem estrutura' gerou o maior deslocamento, tensão por compressão na mucosa e tensão por tração no osso cortical. Independentemente da extensão da estrutura, a estrutura com PEEK-RFC apresentou menor tensão por compressão na mucosa e menor deslocamento da overdenture do que com CoCr. 'CoCr-Longa' e o 'PEEK-RFC-Longa' apresentaram maior tensão de *von Mises* na cápsula, tensão na borracha e na overdenture. 'CoCr-Curta' e 'PEEK-RFC-Curta' apresentaram maior tendência à concentração de tensão apenas na infraestrutura. A inclusão de reforço na OM-1 diminuiu a concentração de tensão, mostrando menor tensão na overdenture, sistema de retenção, encaixe, mucosa, implante e osso peri-implantar, independentemente do tipo de material. Contudo, o reforço de extensão curta desempenhou melhor comportamento biomecânico na OM-1, sendo a mais indicada. O PEEK-RFC mostrou resultados biomecânicos favoráveis, sendo sugerido clinicamente para reforços em OM-1.

Palavras-chave: Revestimento de dentadura, Implantes dentários, Análise de elementos finitos

ABSTRACT

Oral rehabilitation using single implant-retained mandibular overdenture (MO-1) has been regarded as simple, low cost, and effective treatment option for edentulous patients. However, MO-1 presents some biomechanical limitations which may increase the incidence of fracture, the most frequent prosthodontic complication in MO-1 treatment. The inclusion of a framework in denture base is a promising alternative to improve the prosthesis mechanical strength, reducing biomechanical failures and future clinical maintenance. Although the use of reinforcement has been suggested to prevent this, consolidated studies that support the use of cobalt chromium alloy (CoCr) for framework in MO-1 are insufficient, and previous studies published focusing on the use of carbon fiber reinforced (CFR) polyether-ether-ketone (PEEK) for this purpose were not found. This study aims to assess reinforcements materials (CoCr and CFR-PEEK) and extension (short-15 mm and long-25 mm) of OM-1 by finite element analysis, comparing to MO-1 without framework. 5 models (CoCr-Short, CFR-PEEK-Short, CoCr-Long, CFR-PEEK-Long and Without framework) were created, using the geometry built in McNeel Rhinoceros 3D v7.0® software. The stress distribution by 3D finite element analysis (FEA) was performed, using the Optstruct solver, and an 30° oblique load (100 N) in the region of the incisors (50 N on each incisor) was applied. The biomechanical behavior was analyzed by overdenture displacement, maximum and minimum principal (MinP) stress, and von Mises stress. MO-1 'without framework' generated the greatest dislocation, MinP stress on the mucosa, and maximum principal stress in cortical bone. Regardless of the extension of framework, CFR-PEEK had minor MinP stress in the mucosa and lower overdenture displacement than CoCr. The 'CoCr-Long' and 'CFR-PEEK-Long' had higher von Mises stress on capsule, and tensile stress on the rubber and overdenture. The 'CoCr-Short' and 'CFR-PEEK-Short' showed a greater tendency to tension concentrating only in framework. The inclusion of framework into MO-1 decreased the stress concentration on overdenture, showing lower stress on the denture, attachment, mucosa, implant, and peri-implant bone, irrespective of the type of material. However, the short framework performed better biomechanically in OM-1, being the most indicated. CFR-PEEK showed favorable biomechanical results, suggesting clinically for reinforced OM-1.

Keywords: Overlay dentures, Dental implants, Finite element analysis

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	12
2. ARTIGO.....	16
3. CONCLUSÃO.....	40
REFERÊNCIAS	41
APÊNDICE 1- DETALHAMENTO METODOLÓGICO	46
Análise por elementos finitos 3D	
Fase de pré-processamento	46
Fase de processamento	52
Fase de pós-processamento	54
ANEXOS	55
ANEXO 1: Verificação de originalidade e prevenção de plágio	55
ANEXO 2: Comprovante de submissão do artigo científico	56

1. INTRODUÇÃO

A reabilitação protética com *overdentures* mandibulares (OM) é frequentemente planejada e executada na prática clínica, apresentando aceitação terapêutica significativa em pacientes edêntulos (Passia *et al.*, 2019) e, conforme observado em estudos prospectivos prévios, é possível confeccioná-las a partir de um único implante (-1) (Passia *et al.*, 2019; Bryant *et al.*, 2015; Coutinho *et al.*, 2021; Taha *et al.*, 2020). Autores evidenciaram taxas de sobrevivência de 100%, utilizando OM-1, para todos os implantes em um período de 10 anos (Passia *et al.*, 2019), demonstrando ser um tratamento reabilitador eficaz e clinicamente seguro. Contudo, este tipo de prótese apresenta um fator adverso: o aumento da incidência de fratura na região anterior da base da prótese, circundante ao *housing* (Bryant *et al.*, 2015; Passia e Kern, 2014).

Clinicamente, a OM-1 apresenta vantagens consideráveis quando comparada a outros tipos de reabilitações totais, sendo uma opção de tratamento efetiva, segura e de baixo custo (Passia *et al.*, 2019; Hartmann *et al.*, 2020). Em relação às OM implantorretidas com dois implantes, a OM-1 reduz custos, tanto durante a reabilitação, quanto nas manutenções periódicas (Hartmann *et al.*, 2020). Já quando comparada às próteses totais removíveis convencionais, desempenha benefícios clínicos, como melhor performance mastigatória, maior retenção e elevada satisfação do paciente (de Albuquerque Jr *et al.*, 2018). Além disto, a OM-1 pode ser indicada, especificamente, para pacientes edêntulos com limitações anatômicas, como em casos de rebordos mandibulares atróficos (Bryant *et al.*, 2015), onde não seria possível instalar mais implantes para maior estabilidade protética com próteses implantorretidas, ou até mesmo, quando a reabilitação com prótese total removível não teria prognóstico favorável.

A resistência protética à fratura é uma qualidade básica da biomecânica (Borges *et al.*, 2021; Matthys *et al.*, 2019) que influencia na efetividade em reabilitações totais e intervém diretamente na qualidade funcional da prótese. Apesar da vantagens clínicas consolidadas da OM-1 (Passia *et al.*, 2019; Bryant *et al.*, 2015; Coutinho *et al.*, 2021; Taha *et al.*, 2020), o aumento da incidência de fratura na região anterior da base da prótese, circundante ao *housing* (Bryant *et al.*, 2015; Passia e Kern, 2014) é um fator biomecânico adverso que impacta diretamente em seu desempenho clínico. Biomecanicamente, as falhas em áreas com alta concentração de tensão são iniciadas a partir de microtrincas, propagadas na forma de fissuras,

até a fratura da prótese (Matthys *et al.*, 2019), aumentando o risco de fratura e a necessidade de manutenções protéticas periódicas (Passia e Kern, 2014). Partindo destas objeções, o emprego de infraestruturas no interior da base protética da OM-1 seria uma alternativa promissora para aumentar sua longevidade, resistência mecânica e diminuir custos durante as manutenções clínicas periódicas (Amaral *et al.*, 2018; Grageda e Rieck, 2014).

Para confeccionar infraestruturas, o material mais utilizado é a liga metálica à base de cobalto e cromo (CoCr). Amaral *et al.* em 2018 e Ruse *et al.*, 2021, confirmaram que o reforço com infraestrutura metálica na OM-1 ocasiona menor acúmulo de tensões na área anterior da prótese próxima ao *housing*, podendo diminuir a incidência de fratura. Além disto, apresentam, em geral, baixo custo de confecção (Amaral *et al.*, 2019). Embora as infraestruturas sejam confeccionadas geralmente em CoCr, esta liga metálica requer, tradicionalmente, fabricação sensível à técnica e trabalhoso processo quando fabricadas por fundição por cera perdida (Ali *et al.*, 2020). Deste modo, o uso do sistema CAD-CAM é uma opção viável para confecção de infraestrutura, apresentando facilidade na obtenção da peça, quando comparado ao método convencional da fundição por cera perdida (Mello *et al.*, 2019). Contudo, a liga de CoCr apresenta algumas limitações como o seu alto peso e presença reações alérgicas em alguns pacientes (Tribst *et al.*, 2019). Considerando a possibilidade de falha dos materiais dúcteis como a liga de CoCr, análises *in silico* (equação de *von Mises*) são relevantes para avaliar o comportamento biomecânico das OM-1 (Borges *et al.*, 2021).

Em uma análise de elementos finitos 3D, foi observado que a inclusão de infraestruturas em CoCr, além de demonstrar propriedades biomecânicas positivas para a base da prótese, não afeta negativamente o comportamento biomecânico de estruturas adjacentes como o *attachment*, implante e tecido ósseo peri-implantar (Amaral *et al.*, 2018). Em outra pesquisa, também utilizando elementos finitos como metodologia, OM-1 reforçadas com infraestruturas de extensões curta e longa foram avaliadas (El-Okli e Neel, 2021). Nesse estudo, foi notado que as infraestruturas com extensões curtas apresentaram tensão de *von Mises* e deformação total menores quando comparadas as extensões longas, indicando maior taxa de sobrevivência. Entretanto, conclusões quanto a extensão ideal da infraestrutura e a possibilidade de utilizar diferentes materiais ainda permanecem escassas na literatura.

Em face destas limitações previamente descritas das infraestruturas em CoCr, estudos recentes investigam o poli(éter-éter-cetona) (PEEK), como material promissor e com potencial

de melhora no comportamento clínico e biomecânico destas infraestruturas (Ali *et al.*, 2020). Possivelmente, este polímero semicristalino pode ser elegível no emprego de reforços em OM-1. Sendo um material biotolerável, alternativo ao material não metálico e com baixo peso, porém estudos biomecânicos para melhores esclarecimentos ainda são ausentes.

O PEEK reforçado com fibra de carbono (RFC) (Endoligns, Invibio Ltd., Thornton-Cleveleys, Reino Unido) é uma das apresentações deste polímero, sendo composto com 60% de fibras de carbono orientadas paralelamente (Schwitalla *et al.*, 2015). Ele representa o limite superior de compostos de PEEK em relação ao seu módulo de elasticidade. Em um estudo com elementos finitos, avaliando as propriedades mecânicas de diferentes materiais para reforços protéticos, foi pontuado que as infraestruturas feitas em PEEK-RFC reduziram a distribuição de tensão no osso cortical na região circundante ao implante mais do que PEEK (Yu *et al.*, 2022). Além disto, PEEK-RFC possui maior módulo de elasticidade e tem sido reportado na literatura com melhor distribuição de tensão no implante e na região periimplantar que o PEEK (Yu *et al.*, 2022).

Partindo de resultados positivos (Yu *et al.*, 2022), seria viável dar continuidade a pesquisas com PEEK-RFC e avaliar características biomecânicas deste material. Além disto, é relevante ter conhecimento sobre a distribuição de tensões e suas implicações clínicas, buscando melhorar a resistência mecânica da OM-1 à fratura e, conseqüentemente, minimizar este risco (Borges *et al.*, 2021). O deslocamento da prótese também necessita ser investigado para o aprimoramento das OM-1 (Pisani *et al.*, 2018), assim como, a influência da extensão da infraestrutura no comportamento biomecânico destas próteses.

Ademais, pesquisas sobre propriedades mecânicas de OM-1 e, também, como elas podem influenciar nas manutenções protéticas e no risco de fratura ainda são desconhecidos. Variáveis que necessitam de elucidação e que podem influenciar na aceitabilidade clínica do PEEK-RFC, incluem a tensão máxima e mínima principal para prever a distribuição de tensões no tecido ósseo e tecido mucoso (Frost, 2003; Papavasiliou *et al.*, 1996), as quais também não foram exploradas no atual estado da arte (Borges *et al.*, 2021).

Estudar as propriedades biomecânicas das OM-1 é pertinente para avaliar sua efetividade, comparando a influência do uso ou não de infraestrutura e o uso de um material alternativo (PEEK-RFC) ao CoCr para confecção de infraestruturas. Para isso, a avaliação

biomecânica é rápida e eficiente (Borges *et al.*, 2021). Dentre as metodologias *in silico*, há consenso na literatura de que a técnica de análise de distribuição de tensões por elementos finitos em 3D apresenta a simulação mais próxima da realidade clínica (Borges *et al.*, 2021; Pisani *et al.*, 2018; Amaral *et al.*, 2018).

Visto que a inclusão de infraestruturas como alternativa de reforço para a base de OM-1 tem demonstrado propriedades biomecânicas positivas, bem como a liga de CoCr tem apresentado potencial empregabilidade e o polímero PEEK-RFC mostra-se promissor para a confecção de infraestrutura, o propósito neste estudo foi avaliar o efeito biomecânico da inclusão de infraestruturas em *overdentures* com implante único, utilizando diferentes materiais para confecção (PEEK-RFC e CoCr). Ainda, avaliar o efeito da extensão da infraestrutura (curta e longa) no comportamento biomecânico, considerando 15 mm e 25 mm respectivamente.

2. ARTIGO

Can the Reinforcement with Different Materials and Extensions Improve the Stress

Distribution of Single Implant-Retained Mandibular Overdenture? A Finite Element Analysis

This study was financed in part by by Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brazil (CAPES), [grant number 88887.609944/2021-00].

Luana Figueiredo da Silva Matias, DDS^a, Guilherme Almeida Borges, DDS, MSc^b, Thaís Barbin, DDS, MSc^c, Leonardo Mendes Ribeiro Machado, Eng^d, Pedro Yoshito Noritomi, Eng, MSc, PhD^d, Marcelo Ferraz Mesquita, DDS, MSc, PhD^e

^a MSc student, Department of Prosthodontics and Periodontology; Piracicaba Dental School, University of Campinas (UNICAMP), Piracicaba, SP, Brazil.

^b PhD student, Department of Prosthodontics and Periodontology; Piracicaba Dental School, University of Campinas (UNICAMP), Piracicaba, SP, Brazil.

^c PhD student, Department of Prosthodontics and Periodontology; Piracicaba Dental School, University of Campinas (UNICAMP), Piracicaba, SP, Brazil.

^d Researcher, Department of Mechanical Engineering, Division of Technologies for Production and Health Renato Archer Center for Information Technology, Campinas, SP, Brazil

^e Full Professor, Department of Prosthodontics and Periodontology; Piracicaba Dental School, University of Campinas (UNICAMP), Piracicaba, SP, Brazil

Corresponding author:

Dr. Marcelo Ferraz Mesquita
University of Campinas (UNICAMP)
Piracicaba Dental School
Av Limeira, 901, Piracicaba
São Paulo, 13414-903
BRAZIL
Email: mesquita@unicamp.br

Can the Reinforcement with Different Materials and Extensions Improve the Stress Distribution of Single Implant-Retained Mandibular Overdenture? A Finite Element Analysis

ABSTRACT

Statement of problem. Single implant-retained mandibular overdenture (MO-1) has been regarded as an oral rehabilitation option, however the fracture in anterior region of denture base is the most frequent prosthodontic complication in MO-1 treatment. Although the use of reinforcement has been suggested to prevent this, consolidated studies that support the use of cobalt chromium alloy (CoCr) for framework in MO-1 are insufficient, and previous studies published focusing on the use of carbon fiber reinforced (CFR) polyether-ether-ketone (PEEK) for this purpose were not found.

Purpose. This study aims to assess the biomechanical behavior of reinforcements materials (CoCr and CFR-PEEK) and its extensions (short-15 mm and long-25 mm) of MO-1 by in silico analysis, comparing to MO-1 without framework.

Material and methods. Five models (CoCr-Short, CFR-PEEK-Short, CoCr-Long, CFR-PEEK-Long and Without framework) were created using the McNeel Rhinoceros 3D v7.0 software. The stress distribution by 3D finite element analysis (FEA) was performed, using the Optstruct solver, and a 30° oblique load (100 N) in the anterior region (50N on each central incisor). The biomechanical behavior was analyzed by overdenture displacement, maximum (MaxP) and minimum principal (MinP) stress, and von Mises stress.

Results. The MO-1 ‘without framework’ generated the greatest dislocation, MinP stress on the mucosa, and MaxP stress in cortical bone. Regardless of the extension of framework, CFR-PEEK had minor MinP stress in the mucosa and lower overdenture displacement. The ‘CoCr-Long’ and ‘CFR-PEEK-Long’ had higher von Mises stress on capsule, and MaxP

stress on the rubber and overdenture. The 'CoCr-Short' and 'CFR-PEEK-Short' showed a greater tendency to tension concentrating only in framework.

Conclusions. The inclusion of framework into MO-1 decreased the stress concentration on overdenture, showing lower stress on the attachment, mucosa, implant, and peri-implant bone, irrespective of the type of material. However, the short framework performed better biomechanically in MO-1, being the most indicated. CFR-PEEK showed favorable biomechanical results, being suggested for the reinforced of MO-1.

CLINICAL IMPLICATIONS

Single Implant-Retained Mandibular Overdenture (MO-1) is a low-cost, simple, and effective treatment option for edentulous patients. However, MO-1 presents some biomechanical limitations which may increase the incidence of fracture. The inclusion of a framework in denture base (CoCr or CFR-PEEK) would be a promising alternative to improve the prosthesis mechanical strength, reducing biomechanical failures and future clinical maintenance.

INTRODUCTION

Mandibular overdenture (MO) is often planned in rehabilitation of edentulous patients and as observed in previous prospective studies, it is possible to perform it with a single (-1) implant.¹⁻⁴ The MO-1 is a low-cost, effective, and safe treatment option.^{1,5} A clinical trial using MO-1 demonstrated a 100% survival rate for implants in a 10-years follow-up.¹ When compared to 2-implants MO, the reduction in expenses is a considerable advantage of MO-1,⁵ additionally it is a reasonable option for rehabilitation of edentulous patients with limited mandibular bone volume.² Although MO-1 is clinically reliable, its disadvantage is an increased incidence of fractures in the anterior region of MO-1 base, surrounding the housing.^{2,6,7} Biomechanically, this failure initiates from microcracks which are propagated

into cracks, until the complete failure of the prosthesis,⁸ thus, increasing prosthetic need of maintenance.⁷ Therefore, the use of framework inside the MO-1 denture base would be a promising alternative to improve longevity, prosthesis mechanical strength and reduce the chairside time for periodic maintenance.^{9,10}

The most used material for framework manufacturing is cobalt and chromium metal alloy (CoCr).^{9,11–13} Previous studies confirmed that the reinforcement of MO-1 with CoCr framework decreases stress in the anterior area of the prosthesis, which may reduce the incidence of fracture.^{9,11} Although the CoCr presents a high flexural strength, stiffness, resilience, corrosion resistance, and low density,^{12,13} this metal alloy has disadvantages such as fatigue failures under repeated load, high weight, and increased allergic reactions.¹² Therefore, considering the possibility of ductile materials failure, von Mises equation is a relevant analysis for biomechanical evaluation of MO-1.¹⁴

In a three-dimensional (3D) finite element analysis (FEA), it was observed that the CoCr framework inclusion enhanced the resistance of the prosthesis base, without biomechanical limitations in adjacent structures such as the attachment, implant, and peri-implant bone.⁹ In another biomechanical study, it was observed that short framework reinforced MO-1 had lower von Mises stress and total strain, indicating a higher material resistance.¹⁵ However, conclusions regarding the ideal framework extension and the possibility of using different materials are still unavailable.

Considering these previously described limitations of CoCr, recent articles investigate polyether-ether-ketone (PEEK) as a promising material with potential to improve the clinical and biomechanical outcomes.¹⁶ This polymer presents low weight, excellent shock absorption properties and a Young's modulus (Y) close to that of cortical bone,¹⁷ what permits the reduction of stress transferred on the abutment and the increased protection function for a more uniform masticatory force dispersion.^{13,18–20} The cortical bone around the dental

implants concentrates more stress than other regions.^{21,22} In a FEA study that assessed different framework materials, the CFR-PEEK framework reduced cortical bone stress distribution around the implants in all designs of mandibular complete-arch implant restorations compared with PEEK,¹⁷ showing a higher (Y) and better implant and surrounding tissue stress distribution than PEEK.^{17,23}

Variables that may influence the clinical acceptability of CFR-PEEK include the maximum (MaxP) and minimum principal (MinP) stress, to predict stress distribution in peri-implant tissue,^{18,24} which have also not been explored in the current state-of-the-art.¹⁴ The overdenture displacement should also be investigated for the understanding of different framework settings in MO-1.²⁵ Therefore, the purpose of this study is to evaluate the framework effect in reinforced MO-1, using different materials (CoCr and CFR-PEEK), and different extensions (15 mm and 25 mm) for manufacturing the frameworks. The null hypothesis is that there is no difference in the stress distribution of reinforced MO-1, regardless of framework material or extension selected.

MATERIAL AND METHODS

3D-FEA models were designed in the pre-processing step as seen in Figure 1, according to the independent variables of this study as seen in Table 1, concerning the extension of framework positioned into prosthetic base (short and long), and the material composition (CoCr and CFR-PEEK). The solid elements (implant, ball attachment, capsule, and rubber) were included with properties informed by the manufacturer (Neodent, Curitiba, Paraná, Brazil) and were imported into Rhinoceros. A conventional implant model (3.75 mm diameter x 11 mm height, external hexagon) was used. The implant was placed in the midline symphysis of the mandibular residual ridge,¹⁴ regardless of the independent variable in this study. The implant was considered one hundred percent osseointegrated at the bone–implant interface.

Five 3D finite element models of the mandible were built in McNeel Rhinoceros 3D v7.0 software, assuming bilateral mandibular symmetry.

Regarding the geometry of the mandibular ridge, the classification III (alveolar ridge with a very rounded shape, suitable height, and thickness) of Cawood & Howell was considered to both height (Y axis) and thickness (X axis) configuration.²⁶ For the MO-1 setting, a thickness of 2 mm was defined in the flange region, and 10 mm for the MO-1 base. Then, an offset with a standardized thickness of 2 mm was performed on the external bone surface that form the cortical bone, which served as a reference for deduction of the trabecular bone.^{14,25} The mucosa thickness was standardized at 2 mm.²⁵

The location of the framework was defined 2 mm above the base of the capsule. Perforations were distributed throughout the entire framework geometry, to ensure clinical appliance and mechanical imbrication of the prosthetic material. The position of the framework in the posterior area as seen in Figure 2 varied according to its extension. In the short extension, the distal region of framework corresponded to the distal occlusal region of the first premolar, whereas in the long extension, the distal region of the framework located in mesio occlusal region of the second premolars.

The mesh generation was built using second order tetrahedral geometry, presenting a node at each vertex and a node at the center of each edge, totaling 10 nodes per element. The geometries were exported and separated by solids in standard tessellation language format (.stl), sequentially, they were imported into the Altair Hypermesh v.2022 software. Possible dimensional inconsistencies were verified before importing the .stl files and before making the discretization process unfeasible.¹⁴ The material properties (Young's modulus and Poisson's ratio) were included in Table 2. All the materials were assumed being homogenous,

linearly elastic, and isotropic. All conditions were set, and the analyses were carried out by the HyperWorks 2022, OptiStruct (solver-c).

The stress distribution by 3D FEA was assessed, using the Optstruct solver, and an oblique load (100 N, 30°) in the region of the incisors (50 N on each central incisor) was applied. The objective of this study was to simulate the average value of incisal force in edentulous patient rehabilitated with MO-1, pretending a biomechanical scenario of protrusion.^{9,27} Once the experimental conditions were established, the models were submitted to the analyses of numerical equations (Ansys Workbench 11; Ansys Inc.) to simulate the mechanical responses among the bodies under load.

The boundary conditions related to movement and loading restrictions were defined according to the simplifications made by the Saint Venant principle,²⁸ which is the crimping of the mandible that makes the use of a complete mandible unnecessary and considers the plane that passes vertically in the condyle region. The contact conditions were configured, the models were fixed in the posterior region, in the condyle. The interfaces between mucosa and prosthesis and component and rubber were considered sliding, meanwhile implant and component and implant and cortical bone, fixed. Among the other components, freeze contacts were established.

The MaxP stress was used for cortical bone to predict the stress distribution by tensile, in addition to the possibility of material failure due to overload,^{24,29–33} using HyperView software. The same mathematical solver was applied to confirm the presence of compression in the mucosal tissue by MinP stress.^{34–39} It is important to highlight, that to enable comparison of stress distribution of different framework materials, the MinP and MaxP stress were applied. Meanwhile, for ductile components (CoCr framework, implants, and prosthetic components), the von Mises equation was considered.^{14,40} Overdenture displacement was

evaluated numerically, comparing the different reinforced MO-1.²⁵ Individually, the maximum Von Mises, MinP and MaxP stress were also evaluated and plotted according to the color codes (stress map). For better understanding, the visualization of the main stress by color gradients was used to picture the most critical points. The images obtained allowed a visual comparison of the color scales and their gradients, in which warm colors represent higher stress values while cold ones symbolize lower stress values.

RESULTS

The values of von Mises stress were measured in megapascal (MPa) and are presented in Table 3. The highest von Mises stress value for the implant was observed in MO-1 ‘without framework’, presenting 12.88 MPa, meanwhile the lowest value was seen in ‘CoCr-Short’, 6.51 MPa (49.46% of improvement). The ‘without framework’ also presented the highest von Mises stress for attachment, 56.04 MPa, however, the lowest value was generated in ‘CFR-PEEK’, 25.42 MPa (54.64% of improvement). Regarding to capsule, ‘CoCr-Long’ and ‘CFR-PEEK-Long’ generated the highest stress values. Both groups showed similar values, 10.56 MPa and 10.57 MPa respectively, increasing in 39.81% and 39.68% the tension. Meanwhile the ‘CoCr-Short’ had the lowest stress, 6.16 MPa (18.52% of improvement). All models showed close values for framework, ‘CoCr-Short, 1.57 MPa; CFR-PEEK, 1.56* MPa; ‘CoCr-Long’, 1.51 MPa; and CFR-PEEK, 1.51* MPa respectively.

When the MinP was evaluated as seen in Table 4, differences were observed among the groups. Concerned to the mucosa, the ‘without framework’ presented the highest MinP stress, -0.46 MPa and ‘CFR-PEEK-Short’, the lowest, -4.98 MPa (improvement of 90.76%). However, the highest MinP stress value was generated in the rubber of the ‘CFR-PEEK-Short’, presenting -4.07 MPa, increasing the tension in 45.70%; meanwhile, the lowest value was observed in ‘CoCr-Long’, -45.67 MPa (87.02% of improvement). In terms of framework, all models showed close values. The ‘CoCr-Long’ and ‘CFR-PEEK-Long’ presented -1.817

MPa and -1.81 MPa respectively, while the ‘CoCr-Short’ and ‘CFR-PEEK-Short’, -1.84 MPa and -1.83 MPa. Nevertheless, when the overdenture was assessed, ‘CoCr-Short’ and ‘CFR-PEEK-Short’ presented higher MinP stress values (-92.46 MPa and -92.35 MPa) increasing it in 27.99% and 27.84%, respectively. ‘CoCr-Long’ and ‘CFR-PEEK-Long’ presented the same MinP stress values, -118.9 MPa, regardless of the material (0.59% of improvement).

When the MaxP stress was evaluated as seen in Table 5 in cortical bone, the highest stress occurred in MO-1 ‘Without framework’, 4.38 MPa. The inclusion of ‘CoCr-Short’ framework decreases in 48.17% the stress in cortical bone (2.27 MPa). Examining the rubber stress, the ‘long framework’ generated the higher MaxP stress values, emphasizing ‘CoCr-Long’, 37.92 MPa, which represents a stress increasing in 349.82%; and ‘CFR-PEEK-Short’, the lowest value, 3.773 MPa (55.28% of improvement). Close MaxP values were observed on framework. The ‘CoCr-Short’ and ‘CFR-PEEK-Short’ showed higher MaxP stress values, 0.77 MPa and 0.76 MPa, respectively; while ‘CFR-PEEK-Long’ and ‘CoCr-Long’ generated lower MaxP stress values, 0.70 MPa and 0.68 MPa. Thus, the material and extension of the framework do not present substantial differences in this case. When the stress values were assessed in the overdenture, the ‘CFR-PEEK-Long’ and ‘CoCr-Long’ showed the greater tension (28.99 MPa and 28.97 MPa), increasing in 21.20% and 21.11% the stress, respectively; while the ‘CoCr-Short’ and ‘CFR-PEEK-Short’ showed 18.85 MPa and 18.86 MPa, respectively, with 21.20% and 21.15% of improvement.

The displacement values for each FEA model were measured in millimeter (mm). Examining the overdenture displacement, the ‘Without framework’ generated the greatest dislocation, 0.05 mm in posterior region, then, ‘CoCr-Short’ and ‘CFR-PEEK-Short’ presented 0.043 mm and the smallest dislocation was recorded in ‘CoCr-Long’ and ‘CFR-PEEK-Long’, 0.038 mm.

DISCUSSION

Reinforcement of overdentures has been suggested to prevent fractures, the most frequent prosthodontic complication in MO-1 treatment.³ In this study, the null hypothesis was rejected, because the reinforced MO-1 exhibited different biomechanical behaviors.

Reinforced MO-1 showed the lower stress values on the denture, attachment, implant, and peri-implant bone, regardless of material type. The lack of use of framework clearly shows that the MO-1 is more susceptible to failure because it accumulates more tension. A prospective cohort study with a follow-up of 12 to 80 months showed that the overall incidence of fractures in MO-1 was 32.2%.⁶ Midline denture fracture was a common complication.⁶ Some authors have advocated the inclusion of a framework to prolong MO-1 lifetime.⁹⁻¹¹ The insertion of a framework within MO-1 decreases the stress concentration around the implant.⁹ This reduction could avoid denture base fracture in the anterior region.^{9,10,15} Frameworks are assumed to act as stress collectors because of their biomechanical advantages,^{9,10} such as a good resilience, stiffness, and high flexural strength.^{12,13} In a 3D FEA study, it was observed that short framework presented lower von Mises stress and total deformation, indicating an increase in survival rate.¹⁵

Differences were observed on von Mises stress results as seen in Table 3. More stress was generated on the capsule of reinforced MO-1 with long framework. The highest stress for the attachment was observed on MO-1 'without framework'. Possibly, the implant and attachments are protected by framework, regardless of framework extension or its material. The attachment was the first component to fail during masticatory loads, which is supported by other studies suggesting that the attachment system is an important risk factor for mechanical complications of MO.²⁵ The stress distribution on framework does not depend on its material, presenting similar results in both types of frameworks.

The Young modulus (Y) of the framework material could explain the stress distribution differences.⁹ The CoCr which has a high Y value, concentrates the stress from the loads.⁹ Meanwhile materials with lower Y values, such as CFR-PEEK, tend to transfer stress to adjacent materials with higher Y values. However, CFR-PEEK presents an Y value close to mandibular bone, it permits the reduction of stress transference on the abutment, and it increases protection function due to a more equal dispersion of masticatory forces.^{13,18–20} Although the CFR-PEEK and CoCr presented different Y values on simulated clinical condition, both materials showed similar biomechanical behavior.

When the MinP stress was evaluated as seen in Table 4,^{24,29,34–39} the inclusion of framework protects the mucosa, especially in ‘CFR-PEEK-short’. The rubber was more protected by the ‘long framework’ independently of the material. The MO-1 with ‘long framework’ or ‘without framework’ provided less MinP stress in comparison to ‘short framework’. Besides it presented higher MinP stress for overdenture, short frameworks showed similar MinP stress values for framework, regardless the material or the extension. When the MaxP stress was assessed in cortical bone as seen in Table 5,^{24,29–33} more stress occurred to MO-1 ‘without framework’. When implant is loaded, the highest transferred stress is to the first contact area. Thus, the cortical bone around the neck and the bottom part of dental implant concentrated more stress than other regions.^{21,22} The ‘short framework’ showed a greater tendency to tension concentrating, protecting more the rubber and the overdenture, irrespective of the material.

During loading, the denture base sank into the mucosa, and the anteroposterior MO displacement causes the implant to intrude into the bone, resulting in compressive stress on the mucosa in the anterior area.²⁵ Thus, a greater MO-1 displacement may affect a greater MinP stress on the mucosa. In this study, MO-1 ‘without framework’ generated discreetly the greatest dislocation, and MinP stress on the mucosa. However, these results would not have

clinically significant effect. The ‘long framework’ generated the smallest dislocation, because probably there is a relationship between the piece weight and the MO displacement, nevertheless, biomechanical research comparing weight of framework versus MO displacement are still lacking.

The present findings of stress distribution could be reinforcing the concept of inclusion of framework into MO-1 to decrease the stress, avoiding fatigue on rubber and improving biomechanical behavior. The risk of fatigue in the housing region increases with greater rubber displacement during mastication over time. This compromises the stability of the overdenture, and can lead to mechanical failures such as deformations or fractures.^{14,25} This finding may be related to the resilient O-ring rubber surrounding the ball system, acting as a stress breaker, and increasing the flexibility of the system due to the elastic properties of the O’ring.¹⁴ Thus, MO-1 requires periodic maintenance to avoid biomechanical failures.^{1,3,14} In spite of the MO-1 is a low-cost, effective, and safe treatment option,⁵ the inclusion of framework in MO-1 makes it more expensive. However, the framework use probably decreases the most common maintenance event, that is the replacement or adjustment of the retentive elements, consequently, reducing the cost of long-term follow-up concerned to frequency of dental recall appointments, which could be a considerable advantage.^{4 5}

Despite of the FEA is widely used to assess the biomechanical behavior,^{12–14} this study had some limitations reported in previous studies.^{14,15,25,28,40} Regarding the applied methodology, an ideal clinical condition of the mandibular ridge was simulated,²⁶ with a vertically oriented implant and a physiological oblique load on the mandibular central incisors. This approach is justified to mimic the food-cutting movements of edentulous patients using MO-1^{9,27} As, the highest incidence of fracture on MO-1 occurs at the anterior

region,^{2,6-8} previously, a pilot study was performed to assess the stress distribution in reinforced MO-1 (Matias LFS, et al., unpublished data, 2022). This pilot study did not show that the application of posterior load contributes significantly to the stress at the anterior area. However, other variables that may change the stress pattern, including tilted implants, should be evaluated in future studies. Despite of CFR-PEEK presents good mechanical properties,^{17,23,41} this polymer use still a topic that requires careful discussion and well-designed clinical studies need to be conducted to evaluate prosthetic maintenance, and its cost effectiveness.^{14,25}

CONCLUSIONS

Based on the findings of this study, the following conclusions were drawn:

1. The non-use of framework clearly shows that the MO-1 is more susceptible to failure, accumulating more tension on the mucosa and cortical bone.
2. The 'short framework' use decreased the MaxP stress on overdenture (up to 21.20%), rubber (up to 55.28%) and peri-implant bone (up to 48,17%). Also, it reduced the MinP stress on mucosa (up to 90.76%), and von Mises stress on implant (up to 40.46%), attachment (up to 46.97%), and capsule (up to 18.53%).
3. The short extension use showed a greater tendency to tension concentrating only in framework, being the most indicted for reinforced MO-1.
4. 'CFR-PEEK' generated the smaller MinP stress on the mucosa (90.76%), showing a good biomechanical behavior, suggesting its clinical use in MO-1.

REFERENCES

1. Passia N, Wolfart S, Kern M. Ten-year clinical outcome of single implant-retained mandibular overdentures—A prospective pilot study. *J Dent*. 2019;82:63–5.
2. Bryant SR, Walton JN, MacEntee MI. A 5-year randomized trial to compare 1 or 2 implants for implant overdentures. *J Dent Res*. 2015;94:36–43.
3. Coutinho PC, Nogueira TE, Leles CR. Single-implant mandibular overdentures: Clinical, radiographic, and patient-reported outcomes after a 5-year follow-up. *Journal of Prosthet Dent*. 2021;1–7.
4. Taha NEKS, Dias DR, Oliveira TMC, Souza JAC, Leles CR. Patient satisfaction with ball and Equator attachments for single-implant mandibular overdentures: A short-term randomized crossover clinical trial. *J Oral Rehabil*. 2020;47:361–9.
5. Hartmann R, de Menezes Bandeira ACF, de Araújo SC, McKenna G, Brägger U, Schimmel M, et al. Cost-effectiveness of three different concepts for the rehabilitation of edentulous mandibles: Overdentures with 1 or 2 implant attachments and hybrid prosthesis on four implants. *J Oral Rehabil*. 2020;47:1394–402.
6. de Paula MS, Cardoso JB, de Menezes EEG, Nogueira TE, McKenna G, Leles CR. A prospective cohort on the incidence of fractures in single-implant mandibular overdentures. *J Dent*. 2020;103.
7. Passia N, Kern M. The single midline implant in the edentulous mandible: a systematic review. *Clin Oral Investig*. 2014;18:1719–24.
8. Matthys C, Vervaeke S, Besseler J, Doornewaard R, Dierens M, de Bruyn H. Five years follow-up of mandibular 2-implant overdentures on locator or ball abutments:

- Implant results, patient-related outcome, and prosthetic aftercare. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;21:835–44.
9. Amaral CF, Gomes RS, Rodrigues Garcia RCM, del Bel Cury AA. Stress distribution of single-implant–retained overdenture reinforced with a framework: A finite element analysis study. *Journal of Prosthet Dent.* 2018;119:791–6.
 10. Grageda E, Rieck B. Metal-reinforced single implant mandibular overdenture retained by an attachment: A clinical report. *Journal of Prosthet Dent.* 2014;111:16–9.
 11. Ruse MK, Sloan GR, Hollis W, Versluis A. Strength and flexibility of lithium disilicate bonded to polyetherketoneketone. *Journal of Prosthet Dent.* 2021;1–7.
 12. Tribst JPM, Dal Piva AM de O, Borges ALS, Araújo RM, da Silva JMF, Bottino MA, et al. 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.* 2020;36:179–86.
 13. Chen X, Mao B, Zhu Z, Yu J, Lu Y, Zhang Q, et al. A three-dimensional finite element analysis of mechanical function for 4 removable partial denture designs with 3 framework materials: CoCr, Ti-6Al-4V alloy and PEEK. *Sci Rep.* 2019;9:1–10.
 14. Borges GA, Presotto AGC, Caldas RA, Pisani MX, Mesquita MF. Is one dental mini-implant biomechanically appropriate for the retention of a mandibular overdenture? A comparison with Morse taper and external hexagon platforms. *Journal of Prosthet Dent.* 2021;125:491–9.
 15. El-Okl AB, Abou Neel EA. A 3-D Finite Element Analysis of a Single Implant Retained Overdenture Reinforced with Short Versus Long Frameworks. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2021;28;29:103–11.

16. Ali Z, Baker S, Sereno N, Martin N. A Pilot Randomized Controlled Crossover Trial Comparing Early OHRQoL Outcomes of Cobalt-Chromium Versus PEEK Removable Partial Denture Frameworks. *Int J Prosthodont*. 2020;33:386–92.
17. Yu W, Li X, Ma X, Xu X. Biomechanical analysis of inclined and cantilever design with different implant framework materials in mandibular complete-arch implant restorations. *Journal of Prosthet Dent*. 2022;127:783-783.
18. Papathanasiou I, Papavasiliou G, Kamposiora P, Zoidis P. Effect of Staining Solutions on Color Stability, Gloss and Surface Roughness of Removable Partial Dental Prosthetic Polymers. *Journal of Prosthodontics*. 2022;31:65–71.
19. Sadek SA. Comparative study clarifying the usage of PEEK as suitable material to be used as partial denture attachment and framework. *Maced J Med Sci*. 2019;7:1193–7.
20. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*. 2016;60:12–9.
21. Elsyad MA, Errabti HM, Mustafa AZ. Mandibular Denture Base Deformation with Locator and Ball Attachments of Implant-Retained Overdentures. *Journal of Prosthodontics*. 2016;25:656–64.
22. Gibreel MF, Khalifa A, Said MM, Mahanna F, El-Amier N, Närhi TO, et al. Biomechanical aspects of reinforced implant overdentures: A systematic review. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019;91:202–11.
23. Sirandoni D, Leal E, Weber B, Noritomi P, Fuentes R, Borie E. Effect of Different Framework Materials in Implant-Supported Fixed Mandibular Prostheses: A Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34:107–14.

24. Frost HM. Bone's Mechanostat: A 2003 Update. *Anatomical Record - Part A Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology*. 2003;275:1081–101.
25. Pisani MX, Presotto AGC, Mesquita MF, Barão VAR, Kemmoku DT, del Bel Cury AA. Biomechanical behavior of 2-implant– and single-implant–retained mandibular overdentures with conventional or mini implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;120:421–30.
26. Cawood JI, Howell RA. A classification of edentulous jaws. *International Journal of Oral Maxillofacial Surgeons*. 1988;17:232–6.
27. Barão VAR, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible - A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech*. 2013;46:1312–20.
28. Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y, Feng H. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: A three-dimensional finite element analysis. *J Dent*. 2013;41:241–9.
29. Hart RT, Hennebel V v., Thongpreda N, van Buskirk WC, Anderson RC. Modeling the biomechanics of the mandible: A three-dimensional finite element study. *J Biomech*. 1992;25:261–86.
30. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent*. 1996;76:633–40.

31. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;92:523–30.
32. Brune A, Stiesch M, Eisenburger M, Greuling A. The effect of different occlusal contact situations on peri-implant bone stress – A contact finite element analysis of indirect axial loading. *Materials Science and Engineering C*. 2019;99:367–73.
33. Lemos CAA, Verri FR, Noritomi PY, Kemmoku DT, Souza Batista VE de, Cruz RS, et al. Effect of bone quality and bone loss level around internal and external connection implants: A finite element analysis study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2021;125:137.
34. Ramos Verri F, Santiago Junior JF, de Faria Almeida DA, de Oliveira GBB, de Souza Batista VE, Marques Honório H, et al. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *J Biomech*. 2015;48:138–45.
35. Bourke KA, Haase H, Li H, Daley T, Bartold PM. Distribution and synthesis of elastin in porcine gingiva and alveolar mucosa. *J Periodontal Res*. 2000;35:361–8.
36. Goktas S, Dmytryk JJ, McFetridge PS. Biomechanical Behavior of Oral Soft Tissues. *J Periodontol*. 2011;82:1178–86.
37. Choi JJE, Zwirner J, Ramani RS, Ma S, Hussaini HM, Waddell JN, et al. Mechanical properties of human oral mucosa tissues are site dependent: A combined biomechanical, histological and ultrastructural approach. *Clin Exp Dent Res*. 2020;6:602–11.

38. Inoue K, Arikawa H, Fujii K. Viscoelastic properties of Oral Soft Tissue1. A method of determining elastic modulus of oral soft tissue. *Dent Mater J*. 1985;4:47–53.
39. Lacoste-Ferré MH, Demont P, Dandurand J, Dantras E, Duran D, Lacabanne C. Dynamic mechanical properties of oral mucosa: Comparison with polymeric soft denture liners. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011;4:269–74.
40. Yoshida M, Omatsu M, Piquero K, Sakurai K. Relationship between aging and recovery of the underlying mucosa immediately after removal of pressure: the first molar region in the mandible. *Bull Tokyo Dent Coll*. 1999;40:61–9.

TABLES

Table 1. Defined groups for 3D finite element analysis.

Groups	Extension size	Framework material
CoCr-Short	Short-15 mm	CoCr
CFR-PEEK-Short		CFR-PEEK
CoCr-Long	Long-25 mm	CoCr
CFR-PEEK-Long		CFR- <i>PEEK</i>
Without framework		

Table 2. Mechanical properties of materials used for 3D finite element analysis.

Component	Material	Young's Modulus (MPa)	Poisson Ratio (v)
Implant, attachment, and capsule	Titanium	103 400 ²⁵	0.35 ²⁵
Denture and artificial teeth	Acrylic resin	8 300 ¹⁵	0.28 ¹⁵
Rubber	Nylon	2 400 ⁴⁰	0.39 ⁴⁰
Mucosa	Mucosa	340 ²⁵	0.45 ²⁵
Cortical bone	Cortical bone	13 700 ²⁷	0.30 ²⁷
Cancellous bone	Cancellous bone	1 370 ²⁷	0.30 ²⁷
Framework	CoCr	218 000 ¹⁵	0.33 ¹⁵
Framework	CFR-PEEK	15 000 ¹⁷	0.40 ¹⁷

Table 3. Von Mises stress values (MPa) of ductile structures and its relative improvement (%) of reinforced MO-1 versus MO-1 'without framework'.

	Implant		Attachment		Capsule		Framework
	Stress Value	Improvement	Stress Value	Improvement	Stress Value	Improvement	Stress Value
CoCr-Short	6.51	49.46%	32.33	42.31%	6.16	18.52%	1.57
CFR-PEEK- Short	7.89	38.74%	29.72	46.97%	6.31	16.53%	1.56*
CoCr- Long	9.68	24.84%	26.23	53.19%	10.56	-39.68%	1.51
CFR-PEEK- Long	9.94	22.83%	25.42	54.64%	10.57	-39.81%	1.51*
Without framework	12.88	*	56.04	*	7.56	*	*

CoCr-Short, model with short extension and CoCr framework. CFR-PEEK-Short, model with short extension and CFR-PEEK framework. CoCr-Long, model with long extension and CoCr framework. CFR-PEEK-Long, model with long extension and CFR-PEEK framework.

Without framework, model without framework. *data not applied.

Table 4. Minimum principal stress (compression stress) (MPa) values and its relative improvement (%) of reinforced MO-1 versus MO-1 ‘without framework’.

	Mucosa		Rubber		Overdenture		Framework
	Stress Value	Improvement	Stress Value	Improvement	Stress Value	Improvement	Stress Value
CoCr-Short	-1.04	55.77%	-4.77	-24.32%	-92.46	-27.84%	-1.84
CFR-PEEK- Short	-4.98	90.76%	-4.07	-45.70%	-92.35	-27.99%	-1.83
CoCr- Long	-0.69	33.33%	-45.67	87.02%	-118.9	0.59%	-1.82
CFR-PEEK- Long	-0.71	35.21%	-32.1	81.53%	-118.9	0.59%	-1.81
Without framework	-0.46	*	-5.93	*	-118.2	*	*

CoCr-Short, model with short extension and CoCr framework. CFR-PEEK-Short, model with short extension and CFR-PEEK framework. CoCr-Long, model with long extension and CoCr framework. CFR-PEEK-Long, model with long extension and CFR-PEEK framework.

Without framework, model without framework. *data not applied.

Table 5. Maximum principal stress (tensile stress) (Mpa) values and its relative improvement (%) of reinforced MO-1 versus MO-1 ‘without framework’.

	Cortical Bone		Rubber		Overdenture		Framework
	Stress Value	Improvement	Stress Value	Improvement	Stress Value	Improvement	Stress Value
CoCr-Short	2.27	48.17%	5.52	34.52%	18.85	21.20%	0.77
CFR-PEEK-Short	2.4	45.21%	3.77	55.28%	18.86	21.15%	0.76
CoCr- Long	2.72	37.90%	37.92	-349.82%	28.97	-21.11%	0.68
CFR-PEEK-Long	2.74	37.44%	25.87	-206.88%	28.99	-21.20%	0.70
Without framework	4.38	*	8.43	*	23.92	*	*

CoCr-Short, model with short extension and CoCr framework. CFR-PEEK-Short, model with short extension and CFR-PEEK framework. CoCr-Long, model with long extension and CoCr framework. CFR-PEEK-Long, model with long extension and CFR-PEEK framework.

Without framework, model without framework. *data not applied.

FIGURES

Figure 1: 3D FEA models of reinforced MO-1.



Figure 2: Distal region of the framework. A, Short extension. B, Long extension.

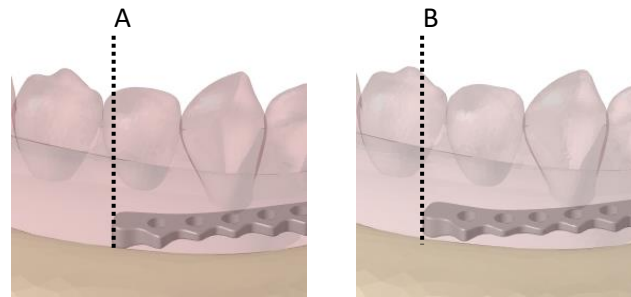


Figure 3: Von Mises stress distribution when an incisor was loaded with an oblique force of 100 N, and 30° of angulation. A, Framework. B, Capsule. C, Attachment. D, Implant. 'CoCr-Short', 'CFR-PEEK-Short', 'CoCr-Long', 'CFR-PEEK-Long', and 'Without framework' models.

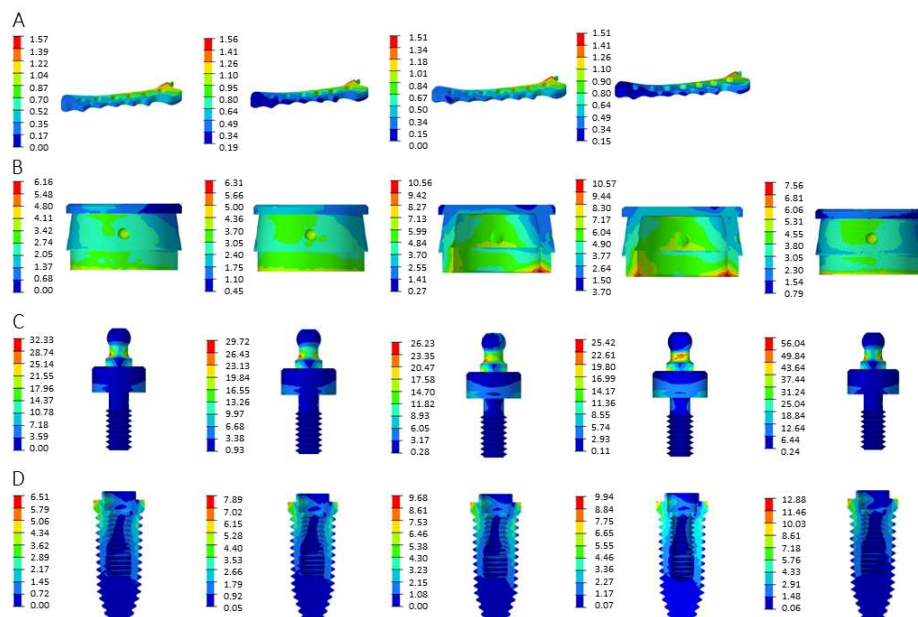


Figure 4: MinP stress distribution when an incisor was loaded with an oblique force of 100 N.

A, Framework. B, Rubber.

‘CoCr-Short’, ‘CFR-PEEK-Short’, ‘CoCr-Long’, ‘CFR-PEEK-Long’, and ‘Without framework’ models.

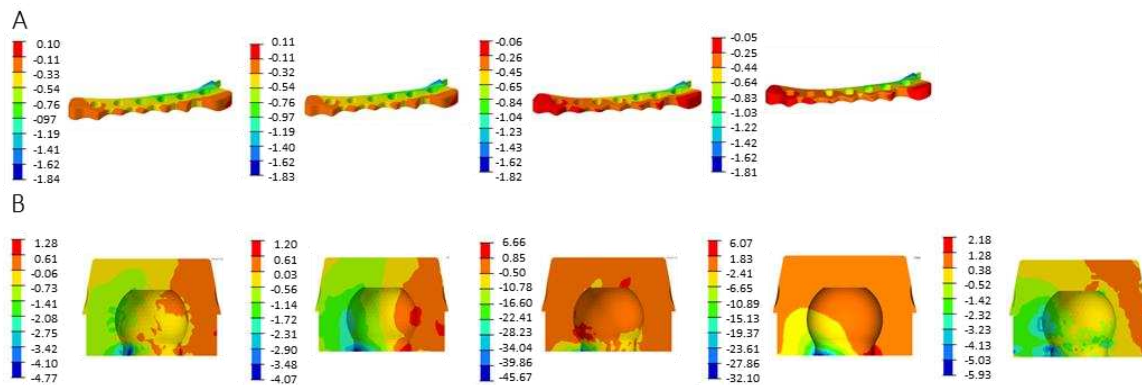
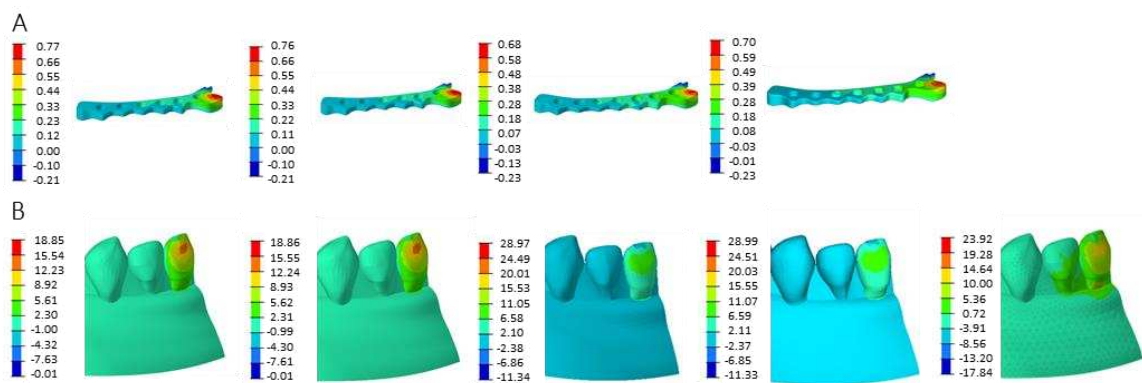


Figure 5: MaxP stress distribution when an incisor was loaded with an oblique force of 100 N.

A, Overdenture. and B, Framework.

‘CoCr-Short’, ‘CFR-PEEK-Short’, ‘CoCr-Long’, ‘CFR-PEEK-Long’, and ‘Without framework’ models.



biomechanically in MO-1, being the most indicated. CFR-PEEK showed favorable biomechanical results, suggesting clinically for reinforced MO-1.

3. CONCLUSÃO

Com base no resultados obtidos neste estudo por elementos finitos, a respeito da inclusão de reforço na base protética de overdentures mandibulares retidas por implante único, verificou-se que diversos fatores podem influenciar no comportamento biomecânico destas próteses. Independentemente do tipo de material utilizado na confecção da infraestrutura, foi observado que o emprego de infraestrutura em OM-1 diminuiu a concentração de tensão na overdenture, mostrando menor tensão na prótese, *attachment*, implante, osso periimplantar e mucosa. A não implementação de infraestrutura em OM-1 demonstrou claramente que a prótese se torna mais suscetível a falhas biomecânicas, por acumular maior tensão em relação a próteses reforçadas.

Quando os grupos foram comparados entre si, especificamente, a OM-1 'sem infraestrutura' gerou a maior tensão por compressão na mucosa e maior tensão no osso cortical do que OM-1 reforçadas. Independentemente da extensão da infraestrutura, foi notado que OM-1 reforçadas com PEEK-RFC obtiveram menor tensão por compressão na mucosa. Entretanto, OM-1 reforçadas com 'CoCr-Longa' e 'PEEK-RFC-Longa' desempenharam maior tensão de von Mises na cápsula, maior tensão na borracha e overdenture, enquanto OM-1 com 'Co-Cr-curta' e 'PEEK-RFC-Curta' tiveram maior tendência a concentração de tensão somente na infraestrutura.

De forma geral, foi alcançada uma estratégia promissora de reforço para OM-1, concernente ao tipo de material e sua extensão. O material PEEK-RFC apresentou resultados biomecânicos favoráveis, sendo sugerido clinicamente seu emprego em infraestruturas para OM-1. Além disto, independentemente do material, OM-1 reforçadas podem ser favoráveis na promoção de maior resistência mecânica da prótese, objetivando maior longevidade deste tipo de reabilitação oral, bem como menores custos nas manutenções clínicas periódicas futuramente. Contudo, estudos *in vitro* são pertinentes para avaliar diferentes tipos de rebordo mandibular, condições de implante e confecção de infraestruturas. Além disto, pesquisas clínicas avaliando a inclusão de reforço em OM-1 versus manutenções protéticas e índice de fratura são necessárias para consolidar a sua implementação.

REFERÊNCIAS

Ali Z, Baker S, Sereno N, Martin N. A Pilot Randomized Controlled Crossover Trial Comparing Early OHRQoL Outcomes of Cobalt-Chromium Versus PEEK Removable Partial Denture Frameworks. *Int J Prosthodont*. 2020;33(4):386–92.

Amaral CF, Gomes RS, Rodrigues Garcia RCM, Del Bel Cury AA. Stress distribution of single-implant-retained overdenture reinforced with a framework: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent*. 2018 1;119(5):791–6.

Amaral CF do, Pinheiro MA, Rodrigues Garcia RCM. Reinforcement of Single Implant-Retained Mandibular Overdenture with a Cobalt-Chromium Framework before Implant Surgery. *J Prosthodont*. 2019;28(7):844–8.

Barão VAR, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible - A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech*. 2013;46(7):1312–20.

Borges GA, Presotto AGC, Caldas RA, Pisani MX, Mesquita MF. Is one dental mini-implant biomechanically appropriate for the retention of a mandibular overdenture? A comparison with Morse taper and external hexagon platforms. *J Prosthet Dent*. 2021;125(3):491–9.

Bourke KA, Haase H, Li H, Daley T, Bartold PM. Distribution and synthesis of elastin in porcine gingiva and alveolar mucosa. *J Periodontal Res*. 2000;35(6):361–8.

Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*. 2004;92(6):523–30.

Brune A, Stiesch M, Eisenburger M, Greuling A. The effect of different occlusal contact situations on peri-implant bone stress – A contact finite element analysis of indirect axial loading. *Mater Sci Eng C*. 2019;(2018)99:367–73.

Bryant SR, Walton JN, MacEntee MI. A 5-year randomized trial to compare 1 or 2 implants for implant overdentures. *J Dent Res*. 2015 20;94(1):36–43.

Cawood JI, Howell RA. A classification of edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1988;17(13):232–6.

Choi JJE, Zwirner J, Ramani RS, Ma S, Hussaini HM, Waddell JN, et al. Mechanical properties of human oral mucosa tissues are site dependent: A combined biomechanical, histological and ultrastructural approach. *Clin Exp Dent Res*. 2020;6(6):602–11.

Coutinho PC, Nogueira TE, Leles CR. Single-implant mandibular overdentures: Clinical, radiographic, and patient-reported outcomes after a 5-year follow-up. *J Prosthet Dent*. 2021;1–7.

de Albuquerque RF, Fromentin O, Lassauzay C, Conceição Pereira Saraiva M da. Patient satisfaction versus retention of implant overdentures with two attachment systems: A randomized trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019;21(1):21–31.

El-Okli AB, Abou Neel EA. A 3-D Finite Element Analysis of a Single Implant Retained Overdenture Reinforced with Short Versus Long Frameworks. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2021 28;29(2):103–11.

Elsyad MA, Errabti HM, Mustafa AZ. Mandibular Denture Base Deformation with Locator and Ball Attachments of Implant-Retained Overdentures. *J Prosthodont*. 2016 1;25(8):656–64.

Frost HM. Bone's Mechanostat: A 2003 Update. *Anat Rec - Part A Discov Mol Cell Evol Biol*. 2003;275(2):1081–101.

Goktas S, Dmytryk JJ, McFetridge PS. Biomechanical Behavior of Oral Soft Tissues. *J Periodontol*. 2011;82(8):1178–86.

Hartmann R, de Menezes Bandeira ACF, de Araújo SC, McKenna G, Brägger U, Schimmel M, et al. Cost-effectiveness of three different concepts for the rehabilitation of edentulous mandibles: Overdentures with 1 or 2 implant attachments and hybrid prosthesis on four implants. *J Oral Rehabil*. 2020 1;47(11):1394–402.

Inoue K, Arikawa H, Fujii K. Viscoelastic properties of Oral Soft Tissue¹. A method of determining elastic modulus of oral soft tissue. *Dent Mater J*. 1985;4(1):47–53.

Lacoste-Ferré MH, Demont P, Dandurand J, Dantras E, Duran D, Lacabanne C. Dynamic mechanical properties of oral mucosa: Comparison with polymeric soft denture liners. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011;4(3):269–74.

Lemos CAA, Verri FR, Noritomi PY, Kemmoku DT, Souza Batista VE de, Cruz RS, et al. Effect of bone quality and bone loss level around internal and external connection implants: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent* 2021;125(1):137.e1-137.e10.

Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y, Feng H. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: A three-dimensional finite element analysis. *J Dent*. 2013;41(3):241–9.

Marcello-Machado RM, Faot F, Schuster AJ, Bielemann AM, Chagas Júnior OL, Del Bel Cury AA. One-year clinical outcomes of locking taper Equator attachments retaining mandibular overdentures to narrow diameter implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20(4):483–92.

Matthys C, Vervaeke S, Besseler J, Doornewaard R, Dierens M, De Bruyn H. Five years follow-up of mandibular 2-implant overdentures on locator or ball abutments: Implant results, patient-related outcome, and prosthetic aftercare. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019, 1;21(5):835–44.

Mello C, Lemos C, Gomes J, Verri F, Pellizzer E. CAD/CAM vs Conventional Technique for Fabrication of Implant-Supported Frameworks: A Systematic Review and Meta-analysis of In Vitro Studies. *Int J Prosthodont*. 2019;32(2):182–92.

Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent*. 1996;76(6):633–40.

Passia N, Wolfart S, Kern M. Ten-year clinical outcome of single implant-retained mandibular overdentures—A prospective pilot study. *J Dent*. 2019 1;82:63–5.

Passia N, Kern M. The single midline implant in the edentulous mandible: a systematic review. *Clin Oral Investig*. 2014;18(7):1719–24.

Pisani MX, Presotto AGC, Mesquita MF, Barão VAR, Kemmoku DT, Del Bel Cury AA. Biomechanical behavior of 2-implant– and single-implant–retained mandibular overdentures with conventional or mini implants. *J Prosthet Dent*. 2018;120(3):421–30.

Ramos Verri F, Santiago Junior JF, de Faria Almeida DA, de Oliveira GBB, de Souza Batista VE, Marques Honório H, et al. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *J Biomech*. 2015;48(1):138–45.

Ruse MK, Sloan GR, Hollis W, Versluis A. Strength and flexibility of lithium disilicate bonded to polyetherketoneketone. *J Prosthet Dent*. 2021;1–7.

Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech*. 2015;48(1):1–7.

Sirandoni D, Leal E, Weber B, Noritomi P, Fuentes R, Borie E. Effect of Different Framework Materials in Implant-Supported Fixed Mandibular Prostheses: A Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34(6):e107–14.

Taha NEKS, Dias DR, Oliveira TMC, Souza JAC, Leles CR. Patient satisfaction with ball and Equator attachments for single-implant mandibular overdentures: A short-term randomised crossover clinical trial. *J Oral Rehabil*. 2020;47(3):361–9.

Tribst JPM, Dal Piva AM de O, Borges ALS, Araújo RM, da Silva JMF, Bottino MA, et al. 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*. 2020;36(2):179–86.

Yoshida M, Omatsu M, Piquero K, Sakurai K. Relationship Between Aging and Recovery of the Underlying Mucosa Immediately after Removal of Pressure. The First Molar Region in the Mandible. *Bull Tokyo Dent Coll*. 1999;40(2):61–9.

Yu W, Li X, Ma X, Xu X. Biomechanical analysis of inclined and cantilever design with different implant framework materials in mandibular complete-arch implant restorations. J Prosthet Dent [Internet]. 2022;127(5):783.e1-783.e10.

APÊNDICE 1- DETALHAMENTO METODOLÓGICO

A análise por elementos finitos 3D foi estruturada em 3 fases: fase de pré-processamento, fase de processamento e fase de pós-processamento.

Pré-processamento

Nesta etapa, foi executada a modelagem de todas as estruturas (componentes dúcteis e não dúcteis) que compõem as reabilitações com overdenture mandibular retida por implante único para obtenção do *CAD (computer-aided design)*. As variáveis independentes em estudo (Tabela 1) foram detalhadas, em relação à extensão da estrutura a ser posicionada na base protética (curta e longa) e a composição do material (liga de CoCr e polímero *CFR-PEEK*).

Tabela 1. Grupos estabelecidos para análise de elementos finitos em 3D.

Grupos	Número de implantes	Tipo de implante	Tipo de retenção	Extensão	Material da infraestrutura	Descrição
1	1	Convencional 3.75 x 11 mm	Bola	Curto-15	CoCr	1-Bola-Curto-CoCr
2				mm	<i>CFR-PEEK</i>	1-Bola-Longo- <i>CFR-PEEK</i>
3				Longo- 25	CoCr	1-Bola-Curto-CoCr
4				mm	<i>CFR-PEEK</i>	1-Bola-Longo- <i>CFR-PEEK</i>
5				Sem infraestrutura		1-Bola-Sem infraestrutura

Geometria

Um modelo tridimensional de mandíbula em elementos finitos foi construído unilateralmente, assumindo a simetria mandibular bilateral, para simular a condição de aplicação de uma overdenture em um paciente genérico. A geometria foi construída no *software McNeel Rhinoceros 3D v7.0®* utilizando a mesma geometria base (Figura 1) como referência para os 5 modelos, retirado da biblioteca de modelos do Centro de Tecnologia da Informação (CTI) Renato Archer como base.

Em relação à geometria do rebordo mandibular, foi considerada a classificação III (rebordo alveolar com forma muito arredondada, altura e espessura adequadas) de Cawood & Howell tanto para configuração em altura (eixo Y) quanto em espessura (eixo X) (Cawood & Howell, 1988). Na região da crista do rebordo (ponto mais alto da cortical da curvatura), foi utilizada uma espessura de 5 mm, suficiente para o posicionamento do implante. As especificações atuais permitiram a padronização entre os 5 grupos e diminuíram a variabilidade

entre os modelos 3D. Para o ajuste da prótese, definiu-se espessura de 2 mm na região do flange e 10 mm na base da overdenture, desconsiderando a altura dos dentes, que foi a mesma entre os modelos.

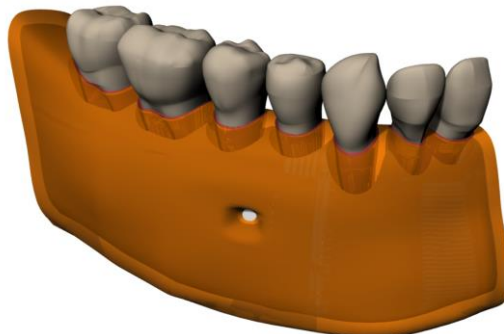


Figura 1: Geometria base utilizada nos 5 modelos

A partir deste modelo, foram feitas modificações para adequar o modelo de geometria de base à proposta deste estudo, que incluíram a retirada de todos dentes e ligamentos do modelo, bem como a remoção e fechamento dos alvéolos remanescentes, para simular uma situação em que o paciente totalmente edêntulo já teve todos os seus alvéolos fechados após a remodelação óssea.

Em seguida, foi realizado uma configuração com espessura padronizada de 2 mm nas superfícies externas que formam o osso cortical, que serviu de referência para o osso trabecular (Borges *et al.*, 2021; Pisani *et al.*, 2018). As superfícies resultantes foram usadas para construir o tecido mucoso. Com base na posição real da mandíbula e da overdenture, a geometria precisa da área da mucosa em contato com a superfície da prótese foi determinada. A espessura da mucosa aplicada foi padronizada em 2 mm (Pisani *et al.*, 2018).

Modelagem da prótese

Os sólidos que compõem a montagem da overdenture (implante, *attachment*, cápsula e borracha) foram retirados diretamente do catálogo do fabricante e importados para o Rhinoceros®. Foram utilizadas referências aplicadas na clínica para a confecção da prótese overdenture sobre implante único, mantendo espessura mínima de 3 mm em toda a estrutura que tem contato com a mucosa. Além disso, os dentes foram incorporados à prótese utilizando as ferramentas *boolean difference* e *boolean union*, para garantir maior representatividade do modelo. Também foram adicionadas estruturas entre os dentes da prótese para simular a gengiva do paciente. A localização da estrutura a 2 mm da base da cápsula foi determinada e,

em seguida, a operação *boolean difference* foi realizada novamente para que o reforço fosse envolvido na prótese.

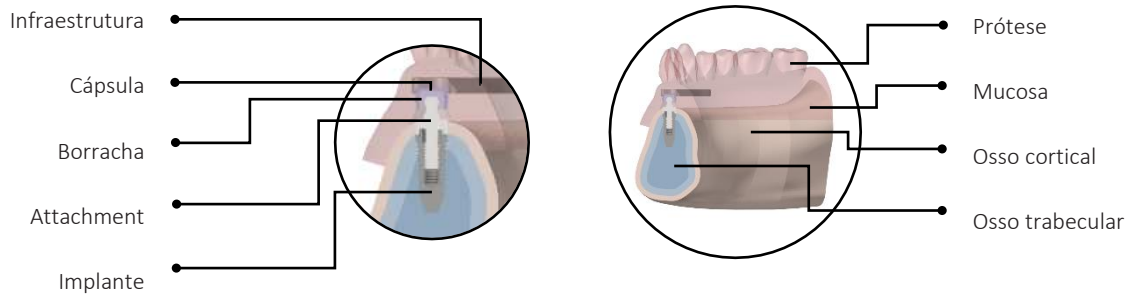


Figura 2: Componentes dos modelos 3D para análise de elementos finitos.

Características da infraestrutura

Referências de overdenture retidas por implante único foram usadas para fazer seus modelos de infraestrutura (Amaral *et al.*, 2018).

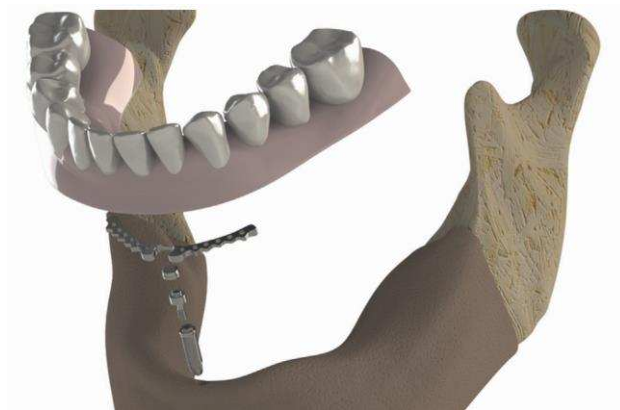


Figura 3: Referência de infraestrutura em overdenture retida por implante único (Amaral *et al.*, 2018).

Foram distribuídas perfurações por toda a geometria da estrutura, para simular a imbricação mecânica da infraestrutura com o material protético. Para extensões curtas e longas, a infraestrutura foi posicionada a 2 mm da base da prótese, simetricamente e bilateralmente, usando o centro da cápsula metálica da overdenture mandibular como referência.



Figura 4: Geometria da infraestrutura em seção sagital.

O posicionamento da infraestrutura variou de acordo com o tamanho da sua extensão. Na extensão curta, a posição distal da infraestrutura correspondeu à região disto-oclusal dos primeiros pré-molares, enquanto na extensão longa, correspondeu à região méso-oclusal dos segundos pré-molares.

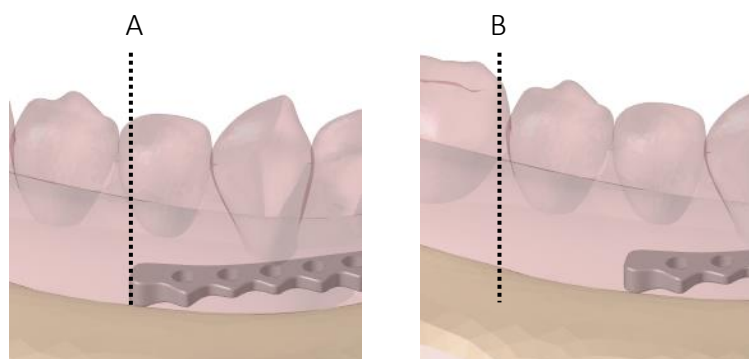


Figura 5: Posicionamento da infraestrutura curta e longa no modelo.

Características do implante

As características dos sólidos incluídos (implante, sistema de retenção bola, cápsula e borracha foram extraídas diretamente do fabricante. (Neodent®, Curitiba, Paraná, Brasil) e importadas no *Rhinoceros*®. Foi utilizado um modelo de implante convencional (3,75 mm de diâmetro x 11 mm de altura, hexágono externo). O posicionamento do implante teve como referência o centro da crista do rebordo residual na região central da sínfise mandibular (Borges *et al.*, 2021) e o implante foi considerado 100% osseointegrado na interface osso-implante.



Figura 6: Referência do posicionamento do implante

Geração da malha

Número de elementos e nós

A geração da malha de elementos finitos foi feita dividindo a geometria em elementos menores de área conhecida (discretização) (Figuras 6 e 7) interligados por pontos nodais. O

elemento utilizado na malha foi tetraédrico de segunda ordem, o que significa que todos os elementos são tetraédricos parabólicos (geometricamente uma pirâmide de base triangular) apresentando um nó em cada vértice e um nó no centro de cada aresta, totalizando 10 nós por elemento, definindo o número de elementos e nós usados na geração da malha.

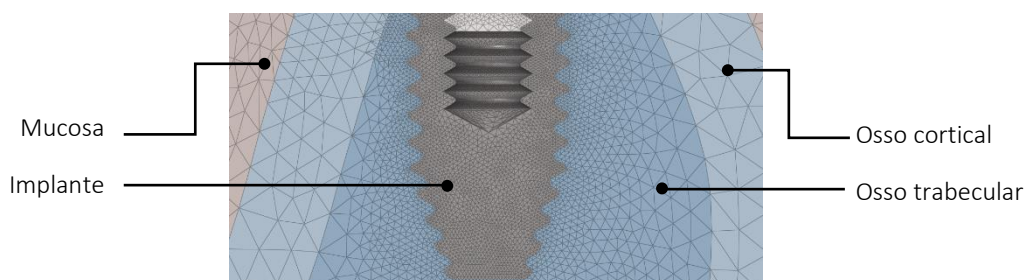


Figura 7: Discretização da malha de elementos finitos.

Inicialmente, as geometrias propostas em cada grupo foram exportadas e separadas por sólidos no formato *.stl*, sequencialmente, foram importadas para o software Altair *Hypermesh v.2022®*. No *software Hypermesh®*, os sólidos foram organizados em componentes para facilitar a visualização e o processo de geração de malhas. Em seguida, foi criada uma malha 2D, com elementos triangulares de segunda em cada superfície dos sólidos que constroem o modelo. O processo de criação da malha começou com o corpo mais interno do conjunto e terminou com o corpo mais externo. Assim, foi possível copiar a malha criada no corpo anterior e utilizá-la como base para o próximo corpo para fazer coincidir os nós das regiões de contato, evitando erros numéricos e divergências durante a análise.

A malha foi construída respeitando os limites geométricos dos sólidos e as regiões de contato com outros componentes para facilitar a determinação dos elementos, ao aplicar as condições de contorno. Para definição dos parâmetros da malha, como o tamanho dos elementos, foi adotada uma distribuição de no mínimo 3 nós em cada aresta das superfícies sem grandes exigências de detalhamento, geralmente regiões de maior tamanho e que estão distantes do local de interesse da análise.

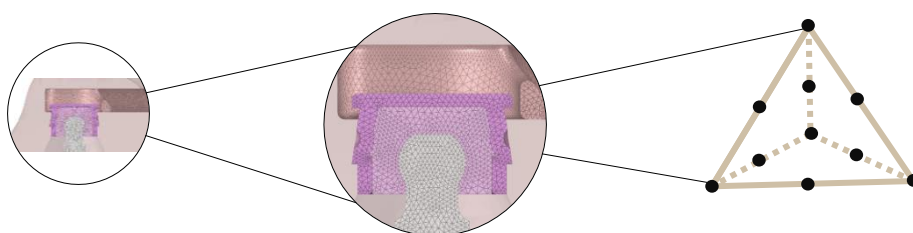


Figura 8: Detalhamento do elemento e nós da malha.

Porém, em regiões com maior exigência de detalhamento, foi realizado um refinamento maior na malha, criando elementos menores, mas mantendo uma taxa de crescimento de 1,33 para evitar mudanças bruscas na relação de tamanho entre elementos próximos que possam gerar descontinuidades entre eles. Em todas as superfícies foram utilizados parâmetros comuns, como taxa de crescimento do elemento de 1,33, desvio máximo de 3,0 e ângulo característico máximo de 30°.

Tabela 2. Parâmetros da malha 2D.

Grupo	Geometria	Número de elementos	Número de nós
1	1	355872	177920
2			
3	2	373138	186336
4			
5	3	314912	157298

A malha bidimensional foi utilizada como base para desenvolver a malha tridimensional, e foi utilizada a ferramenta *automesh* que cria elementos tridimensionais a partir dos bidimensionais. Elementos tetraédricos (tetra4) foram usados para a malha tridimensional. Além disso, a modelagem individual de cada estrutura foi realizada mantendo a proporção original. Posteriormente, o conjunto foi montado, gerando os modelos 3D. Possíveis inconsistências dimensionais foram verificadas antes da importação dos arquivos *.stl* e antes de inviabilizar o processo de discretização (Borges *et al.*, 2021).

Tabela 3. Parâmetros da malha 3D.

Grupo	Geometria	Número de elementos	Número de nós
1	1	2492557	494419
2			
3	2	2681053	521483
4			
5	3	2074298	412465

Finalmente, os arquivos CAD dos 5 modelos 3D foram exportados, seguidos da definição das propriedades do material, condições de contorno e carga.

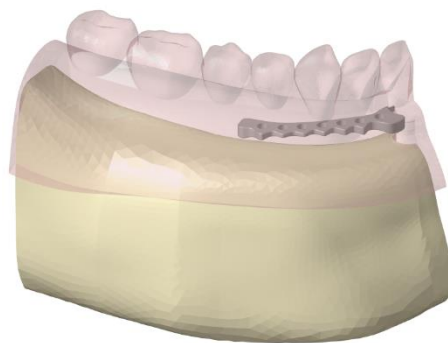


Figura 9. Geometria do modelo com infraestrutura para análise de elementos finitos.

Fase de processamento

Propriedade dos materiais

Todos os materiais foram assumidos como homogêneos, linearmente elásticos e isotrópicos. As propriedades dos materiais foram incorporadas para implante, *attachment*, cápsula, prótese, borracha, mucosa, osso cortical, osso trabecular e infraestrutura. Todas as condições foram configuradas e a análise foi realizada utilizando o *HyperWorks 2022, OptiStruct (solver-c)*. As propriedades dos materiais (Módulo de *Young* e coeficiente de *Poisson*) foram detalhados nesta fase (Tabela 4).

Tabela 4. Propriedades mecânicas dos materiais utilizados para análise de elementos finitos 3D.

Componente	Material	Módulo de Young (MPa)	Coeficiente de Poisson (v)	Referência
Implante, attachment e cápsula	Titânio	103 400	0.35	Pisani <i>et al.</i> , 2018
Prótese	Resina acrílica	8 300	0.28	Pisani <i>et al.</i> , 2018 El-OkI <i>et al.</i> , 2021
Borracha	Nylon	2 400	0.39	Barão <i>et al.</i> , 2013 Pisani <i>et al.</i> , 2018
Mucosa	Mucosa	340	0.45	Pisani <i>et al.</i> , 2018
Osso cortical	Osso cortical	13 700	0.30	Liu <i>et al.</i> , 2013 Pisani <i>et al.</i> , 2018
Osso trabecular	Osso trabecular	1 370	0.30	Liu <i>et al.</i> , 2013
Infraestrutura	CoCr	218 000	0.33	El-OkI <i>et al.</i> , 2021 Pisani <i>et al.</i> , 2018
Infraestrutura	CFR-PEEK	15 000	0.40	Yu <i>et al.</i> , 2022 Siradoni <i>et al.</i> , 2019

Condições de carga

A análise, foi classificada como linear estática devido ao comportamento linear e as condições que permitem com que o material deforme linearmente com relação a rigidez. Foi utilizado o *solver Optstruct*, para simular uma condição clínica, devido ao ineditismo do trabalho com avaliação biomecânica em OM-1 retidas por diferentes materiais (CoCr e CFR-PEEK) e extensões de infraestrutura (15 e 25 mm). Foi utilizada uma carga oblíqua (100 N) na região dos incisivos, com angulação de 30° (50 N em cada incisivo). O objetivo foi simular o valor médio da força incisal em pessoas edêntulas e reabilitadas com overdenture mandibular implanto-retida, imaginando um cenário biomecânico de protusão nesta região. Uma vez estabelecidas as condições experimentais, os modelos foram submetidos a análise das equações numéricas (*Ansys Workbench 11; Ansys Inc.*) para a simulação das respostas mecânicas entre os corpos perante o carregamento.

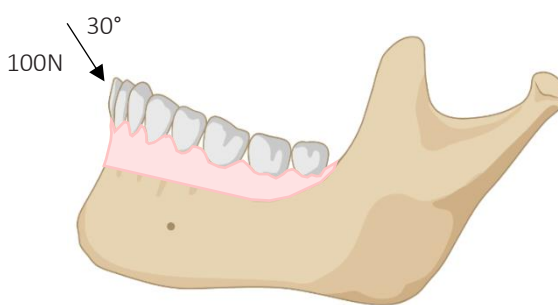


Figura 10: Ação de carga em direção oblíqua na região anterior.

Condições de contorno

Por fim, foram delimitadas as condições de contorno relacionadas a restrição de movimento e carregamento. As condições de contorno começam com as simplificações feitas pelo princípio de *Saint Venant*, onde o engaste da mandíbula torna desnecessária a utilização de uma mandíbula completa e considera o plano que passa verticalmente na região do côndilo, como é representada como uma *constrain*, além da condição de simetria que elimina o desperdício de recurso computacional, visto que partimos do princípio de que a estrutura craniana óssea é simétrica.

Além disso, foram configuradas as condições de contato, onde a superfície entre mucosa e prótese, entre componente e borracha e o contato entre o implante e o componente (excluindo o contato entre as roscas), foram consideradas deslizantes, utilizando o tipo do

contato como *slide*, entre os outros componentes foram estabelecidos os contatos do tipo *freeze*. Sendo feitas as considerações e simplificações necessárias, foram aplicadas as forças, inicialmente criadas como uma carga distribuída, então utilizamos as forças propostas, aplicadas nos ângulos propostos, distribuídas sobre 50 nós superficiais de cada ponto de aplicação.

Fase de pós-processamento

Análise do comportamento biomecânico

Na fase final de pós-processamento, os resultados do campo de tensões foram avaliados de forma qualitativa (comparação visual das imagens e seus gradientes de cores) e quantitativa (valores das tensões geradas como resposta biomecânica do sistema), conforme a variável em estudo. O deslocamento da *overdenture* foi avaliado de forma numérica, comparando as diferentes modalidades reabilitadoras (Pisani *et al.*, 2018). Para avaliação do osso cortical foram utilizadas a tensão mínima e máxima principal, para predizer a distribuição de tensões por compressão e tração, respectivamente, além da possibilidade de falha do material por sobrecarga (Frost *et al.*, 2003; Papavasiliou *et al.*, 1996; Bozkaya *et al.*, 2004; Brune *et al.*, 2019; Lemos *et al.*, 2021; Ramos *et al.*, 2015).

As mesmas equações, tensão mínima (compressão) e máxima (tração) principal também foram aplicadas para verificar a presença de tensões no tecido mucoso (Yoshida *et al.*, 1999; Bourke *et al.*, 2000; Goktas *et al.*, 2011; Choi *et al.*, 2020; Inoue *et al.*, 1985; Lacoste-Ferré *et al.*, 2011). Já para os componentes dúcteis (infraestrutura em Co-Cr, implantes e componentes protéticos), foi aplicada a equação de von Mises, considerando a possibilidade de falha do material (limite de resistência ao escoamento) (Barão *et al.*, 2013; Borges *et al.*, 2021). Por fim, a infraestrutura em *CFR-PEEK* foi avaliada utilizando a tensão mínima (compressão) e máxima (tração) principal. De forma individual, as tensões de Von Mises, máxima e mínima principal também foram avaliadas e plotadas conforme os códigos em cores (mapa de tensões). Para melhor entendimento, a visualização das tensões principais por vetores foi utilizada (Brune *et al.*, 2019). As imagens obtidas permitiram comparação visual das escalas de cores e seus gradientes gerados pelo *software* em que cores quentes representam maiores valores de tensão e cores frias menores valores de tensão. Os ensaios biomecânicos por elementos finitos em 3D foram avaliados de forma quantitativa (valores máximos de tensão) e qualitativa (mapa de cores para visualização dos pontos mais críticos).

ANEXOS

Anexo 1: Verificação de originalidade e prevenção de plágio

Luana Tese			
ORIGINALITY REPORT			
9%	5%	7%	3%
SIMILARITY INDEX	INTERNET SOURCES	PUBLICATIONS	STUDENT PAPERS
PRIMARY SOURCES			
1	Submitted to Universidade Estadual de Campinas Student Paper	2%	
2	Marina Xavier Pisani, Anna Gabriella Camacho Presotto, Marcelo Ferraz Mesquita, Valentim Adelino Ricardo Barão et al. "Biomechanical behavior of 2-implant-and single-implant-retained mandibular overdentures with conventional or mini implants", The Journal of Prosthetic Dentistry, 2018 Publication	2%	
3	Camilla F. Amaral, Rafael S. Gomes, Renata C.M. Rodrigues Garcia, Altair A. Del Bel Cury. "Stress distribution of single-implant-retained overdenture reinforced with a framework: A finite element analysis study", The Journal of Prosthetic Dentistry, 2018 Publication	1%	
4	repositorio.unicamp.br Internet Source	1%	

Anexo 2: Comprovante de submissão do artigo científico

The Journal of Prosthetic Dentistry <em@editorialmanager.com>

para mim ▾

seg.,

*This is an automated message. *

Journal: The Journal of Prosthetic Dentistry

Title: Can the Reinforcement with Different Materials and Extensions Improve the Stress Distribution of Single Implant-Retained Mandibular Overdenture? A Finite Element Analysis

Corresponding Author: Professor Marcelo Ferraz Mesquita

Co-Authors: Luana Figueiredo da Silva Matias; Guilherme Borges; Thaís Barbin; Leonardo Mendes Ribeiro Machado; Pedro Yoshito Noritomi

Manuscript Number:

Dear Luana Figueiredo da Silva Matias,

Professor Marcelo Ferraz Mesquita submitted this manuscript via Elsevier's online submission system, Editorial Manager, and you have been listed as a Co-Author of this submission. Elsevier asks Co-Authors to confirm their consent to be listed as Co-Author and track the papers status. In order to confirm your connection to this submission, please click here to confirm your co-authorship:

The Journal of Prosthetic Dentistry
Can the Reinforcement with Different Materials and Extensions Improve the Stress Distribution of Single Implant-Retained Mandibular Overdenture? A Finite Element Analysis
 --Manuscript Draft--

Manuscript Number:	
Article Type:	Research and Education
Keywords:	
Corresponding Author:	Marcelo Ferraz Mesquita, Full Professor Piracicaba, BRAZIL
First Author:	Luana Figueiredo da Silva Matias
Order of Authors:	Luana Figueiredo da Silva Matias Guilherme Borges Thaís Barbin Leonardo Mendes Ribeiro Machado Pedro Yoshito Noritomi Marcelo Ferraz Mesquita, Full Professor
Abstract:	Statement of problem. Single implant-retained mandibular overdenture (MO-1) has been regarded as an oral rehabilitation option, however the fracture in anterior region of denture base is the most frequent prosthodontic complication in MO-1 treatment. Although the use of reinforcement has been suggested to prevent this, consolidated studies that support the use of cobalt chromium alloy (CoCr) for framework in MO-1 are insufficient, and previous studies published focusing on the use of carbon fiber reinforced (CFR) polyether-ether-ketone (PEEK) for this purpose were not found. Purpose. This study aims to assess the biomechanical behavior of reinforcements materials (CoCr and CFR-PEEK) and its extensions (short-15 mm and long-25 mm) of MO-1 by in silico analysis, comparing to MO-1 without framework. Material and methods. Five models (CoCr-Short, CFR-PEEK-Short, CoCr-Long, CFR-PEEK-Long and Without framework) were created using the McNeel Rhinoceros 3D v7.0® software. The stress distribution by 3D finite element analysis (FEA) was performed, using the Optistruct solver, and a 30° oblique load (100 N) in the anterior region (50N on each central incisor). The biomechanical behavior was analyzed by overdenture displacement, maximum (MaxP) and minimum principal (MinP) stress, and von Mises stress. Results. The MO-1 'without framework' generated the greatest dislocation, MinP stress on the mucosa, and MaxP stress in cortical bone. Regardless of the extension of framework, CFR-PEEK had minor MinP stress in the mucosa and lower overdenture displacement. The 'CoCr-Long' and 'CFR-PEEK-Long' had higher von Mises stress on capsule, and MaxP stress on the rubber and overdenture. The 'CoCr-Short' and 'CFR-PEEK-Short' showed a greater tendency to tension concentrating only in framework. Conclusions. The inclusion of framework into MO-1 decreased the stress concentration on overdenture, showing lower stress on the attachment, mucosa, implant, and peri-implant bone, irrespective of the type of material. However, the short framework performed better biomechanically in MO-1, being the most indicated. CFR-PEEK showed favorable biomechanical results, being suggested for the reinforced of MO-1.