UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

WILLIAM SIMÕES DE OLIVEIRA

ESTUDO *IN VITRO* DE MICRODEFORMAÇÕES ÓSSEAS COMPARANDO INFRAESTRUTURAS PARA PRÓTESES DO TIPO PROTOCOLO: IMPACTO DOS MATERIAIS COBALTO-CROMO E FIBRA DE VIDRO REFORÇADA COM COMPÓSITO

2024

WILLIAM SIMÕES DE OLIVEIRA

ESTUDO *IN VITRO* DE MICRODEFORMAÇÕES ÓSSEAS COMPARANDO INFRAESTRUTURAS PARA PRÓTESES DO TIPO PROTOCOLO: IMPACTO DOS MATERIAIS COBALTO-CROMO E FIBRA DE VIDRO REFORÇADA COM COMPÓSITO

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS APLICADAS À SAÚDE BUCAL.

Área: Prótese dentária. Linha de Pesquisa: Desempenho dos Materiais Protéticos

Orientador: Prof.Dr. Lafayette Nogueira Júnior

São José dos Campos

2024

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2024]. Disponível em http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Oliveira, William Simões de
Estudo in vitro de microdeformações ósseas comparando infraestruturas para próteses do tipo protocolo: impacto dos materiais cobalto-cromo e fibra de vidro reforçada com compósito / William Simões de Oliveira. - São José dos Campos : [s.n.], 2024.
61 f. : il.

Dissertação (Mestrado) - Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Saúde Bucal - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2024.
Orientador: Lafayette Nogueira Júnior.

1. Fibra de vidro. 2. Cobalto-cromo. 3. Extensômetros. I. Júnior, Lafayette Nogueira, orient. II. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. IV. Universidade Estadual Paulista (Unesp). V. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Achille Bassi e Seção Técnica de Informática, ICMC/USP
com adaptações - STATI, STRAUD e DTI do ICT/UNESP.
Renata Aparecida Couto Martins CRB-8/8376

IMPACTO POTENCIAL DESTA PESQUISA

Esta pesquisa analisa tensões em mandíbulas edêntulas com implantes, comparando infraestruturas de cobalto-cromo e fibra de vidro. A biocompatibilidade é crucial, reduzindo substituições ou tratamentos adicionais. A técnica de manufatura impacta positivamente na economia de tempo.

POTENTIAL IMPACT OF THIS RESEARCH

This research analyzes tensions in edentulous jaws with implants, comparing cobalt-chrome and fiberglass infrastructures. Biocompatibility is key, reducing the need for frequent replacements or additional treatments. The manufacturing technique positively impacts time efficiency.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Lafayette Nogueira Júnior (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (UNESP)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. João Maurício Ferraz da Silva

Universidade Estadual Paulista (UNESP)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Marcelo Gallo Oliani

Doutor em Odontologia Restauradora – Prótese Dental

Mestre em Implantodontia

Especialista em Implantodontia

São José dos Campos, 06 de Março de 2024

DEDICATÓRIA

À minha amada esposa, Thaís, dedico este trabalho com profundo amor e gratidão. Sua paciência, compreensão, apoio incondicional e orações foram os pilares que sustentaram minha jornada durante este desafiador processo. Você foi a luz nos momentos de dúvida e a voz que sempre me incentivou a seguir em frente. Este trabalho é também um reflexo do seu amor e da sua força, que foram fundamentais para a minha realização. Te amo!

Filha querida, Rebecca, este trabalho é dedicado com todo o carinho de um pai orgulhoso. Sua alegria e entusiasmo pela vida foram inspirações constantes que me mantiveram motivado. Cada sacrifício e cada momento que estive distante foram para construir um futuro melhor para você. Que esta dissertação sirva de exemplo do valor da persistência e do amor, e que você cresça sabendo que sempre foi uma parte essencial desta conquista.

Aos meus pais, Wiliam e Mariinha, por serem fontes de inspiração e por me guiarem com amor e sabedoria na caminhada da vida.

Aos meus irmãos, Rodrigo e Mariana, pelo encorajamento constante e por me incentivarem a avançar na carreira da docência.

Aos amigos inestimáveis que fiz na pós-graduação, esta dissertação é também uma homenagem a todos vocês, que foram parte integrante desta conquista. Com gratidão e carinho, dedico este trabalho a todos que estiveram ao meu lado, em cada desafio e celebração.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, expresso minha profunda gratidão a Deus, pela coragem, força e por ter me sustentado ao longo desta jornada. Em cada desafio e conquista, senti Sua presença guiando e iluminando meu caminho.

Um sincero agradecimento ao meu orientador, Prof. Lafayette, por sua orientação fundamental e apoio constante, que foram essenciais para a realização deste trabalho. Sua empatia e sabedoria foram fundamentais, sem sua ajuda eu não teria conseguido. Através do seu exemplo, aprendi que a empatia é crucial em várias áreas, como na educação, na saúde, no trabalho social e na resolução de conflitos, pois ela é a chave para compreender verdadeiramente e se conectar com os outros. Sou profundamente grato por todas as lições aprendidas e pela sua inestimável contribuição à minha jornada.

Estendo minha gratidão ao Prof. Marco Antônio Bottino, ao Prof. Alexandre Borges, ao Prof. Guilherme Saaverda e à Professora Renata Marinho, suas aulas, conselhos e ensinamentos foram cruciais para o meu desenvolvimento acadêmico e profissional durante esses dois anos. Cada um de vocês deixou marcas significativas na minha trajetória, influenciando não apenas meu conhecimento, mas também minha visão de mundo e valores profissionais.

Um agradecimento especial à Secretária Juliane Damasceno, cuja eficiência e gentileza facilitaram muitos processos e momentos durante meu curso.

À equipe técnica, e em especial ao técnico de prótese Fernandinho, sou grato pelas conversas, pelo suporte técnico e pelo ambiente colaborativo que encontrei.

Por fim, agradeço a todos que, de alguma forma, contribuíram para minha jornada acadêmica e profissional nesses dois anos. Cada encontro, conversa e experiência compartilhada foram valiosos e me ajudaram a chegar até aqui. Estou profundamente grato por ter estado cercado de pessoas tão talentosas e inspiradoras.

Melhor é o fim das coisas do que o seu princípio;

(Bíblia Sagrada; Eclesiastes 7:8a ARA)

RESUMO

Oliveira WS. Estudo *in vitro* de microdeformações ósseas comparando infraestruturas para próteses do tipo protocolo: impacto dos materiais cobalto-cromo e fibra de vidro reforçada com compósito [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2024.

Este estudo investigou a eficácia biomecânica de infraestruturas de próteses feitas de cobalto-cromo (CoCr) e compósito de fibra de vidro (FVRC), implantadas em mandíbulas edêntulas. A distribuição de densidade foi investigada utilizando um modelo ósseo sintético, equipado com extensômetros, para simular condições anatômicas e biomecânicas humanas. Os implantes de conexão interna cone morse fabricados pela Conexão Sistemas de Próteses, Arujá, São Paulo, Brasil, têm diâmetro e comprimento de 4.0mm e 13mm, respectivamente, e os intermediários protéticos selecionados foram Micro Unit Sólidos da mesma marca para plataforma cone morse, com altura de transmucoso 2,5 mm, foram utilizados para suportar as infraestruturas de próteses híbridas. Por meio de extensometria, mediu-se a deformação óssea sob carga ao redor dos quatro implantes, comparando as performances das infraestruturas CoCr e FVRC. Os resultados revelaram informações importantes sobre a seleção de materiais para infraestruturas de próteses, com foco específico nas barras de FVRC e CoCr. Os testes “in vitro” e análises estatísticas destacaram que as barras de FVRC produziram menores microdeformações em comparação com as de CoCr sob carga. Essa diferença foi estatisticamente significativa, indicando que a FVRC possui uma capacidade superior de absorver e distribuir carga de maneira mais eficiente. No entanto, ressalta-se a necessidade de estudos futuros, incluindo pesquisas clínicas, para explorar totalmente as implicações desses achados e aprimorar ainda mais as práticas de reabilitação oral com implantes.

Palavras-chave: fibra de vidro, cobalto-cromo, extensômetros

ABSTRACT

Oliveira WS. In vitro study of bone microdeformations comparing infrastructures for protocol-type prostheses: impact of cobalt-chrome materials and fiberglass reinforced with composite [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2024.

This study investigated the biomechanical effectiveness of prosthetic infrastructures made of cobalt-chromium (CoCr) and fiberglass composite (FGC), implanted in edentulous jaws. The density distribution was investigated using a synthetic bone model, equipped with strain gauges, to simulate human anatomical and biomechanical conditions. The morse cone internal connection implants manufactured by Conexão Sistemas de Próteses, Arujá, São Paulo, Brazil, have a length of 4.0mm and 13mm, respectively, and the prosthetic intermediates selected were Micro Unit Solids of the same brand for a morse cone platform, with a transmucosal height of 2.5 mm, were used to support hybrid prosthetic infrastructures. Using extensometry, bone deformation under load around the four implants was measured, comparing with the performance of the CoCr and FGC infrastructures. The results revealed important information about the selection of materials for prosthetic infrastructures, with a specific focus on FGC and CoCr bars. "In vitro" tests and statistical analyzes highlighted that FGC bars produced smaller microdeformations compared to CoCr bars under load. This difference was statistically significant, demonstrating that FGC has a superior capacity to absorb and distribute load more efficiently. However, the need for future studies, including clinical research, is highlighted to fully explore the implications of these findings and further improve oral rehabilitation practices with implants.

Keywords: fiberglass, cobalt-chrome, strain gauge, extensometers.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Implantes e Componentes protéticos fabricados pela Conexão Sistemas de Próteses, Arujá, São Paulo, Brasil 27

Figura 2 - Protótipo de Poliuretano similar a mandíbula edêntula com base e rebordos planos 27

Figura 3 - Modelo com implantes e transferentes digitais posicionados para Escaneamento do Modelo 28

Figura 4 - Determinação da Distância AP para cálculo do cantiléver 29

Figura 5 - FiberCad Implant & Bridge 30

Figura 6 - Barras Impressas em resina Calcinável para Prova do Projeto (CAD) e fundição das Barras de CoCr 31

Figura 7 - Barras em processo de finalização 32

Figura 8 - Formato do Cantiléver 33

Figura 9 - Extensômetros fixados nos modelos 34

Figura 10 - Dispositivos prontos para serem conectados a Máquina de Aquisição de Dados 35

Figura 11 - Dispositivo pronto e conectados a Máquina de Aquisição de Dados 35

Figura 12 - Dispositivo de Aplicação de Carga (DAC) 36

Figura 13 - Força de Compressão vertical estática sobre a extremidade do cantiléver Direito 37

Figura 14 – Leitura de microdeformações da Barra de Fibra CoCr número 5 teste 5 - Lynx AqDados 7.2 41

Figura 15 - Teste estatístico ANOVA a um fator para as barras de FVRC e CoCr obtido através do software de computador jamovi (Versão 2.3) 42

Figura 16 - Tabela descritiva de médias, desvio padrão e erro padrão dos testes realizados nas amostras de FVRC e CoCr, obtida através do software de computador jamovi (Versão 2.3). 43

Figura 17 - Testes estatísticos Post-Hoc de Tukey comparando os extensômetros associados às barras de Fibra de Vidro e CoCr, obtidos através do software de computador jamovi (Versão 2.3)..... 43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores de microdeformação (με) para cada extensômetro das cinco amostras de Barras de Fibra de Vidro (FVRC) sob carga vertical estática de 100N (10Kgf), obtidos do software Lynx AqDados 7.2..... 39

Tabela 2 - Valores de microdeformação (με) para cada extensômetro das cinco amostras de Barras de Cobalto-Cromo (CoCr) sob carga vertical estática de 100N (10Kgf), obtidos do software Lynx AqDados 7.2..... 40

Tabela 3 - Médias e desvios-padrão dos valores absolutos de microdeformação (με) obtidos nos 5 testes realizados em cada amostra..... 41

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 14

2 REVISÃO DE LITERATURA..... 17

2.1 Forças mastigatórias..... 17

2.2 Ligas Cobalto-Cromo (CoCr) 18

2.3 Tecnologia CAD/CAM..... 20

2.3.1 Barras de Fibra 20

2.4 Extensometria..... 23

3 PROPOSIÇÃO 25

4 MATERIAL E MÉTODOS..... 26

4.1 Análise Estatística..... 37

5 RESULTADOS..... 39

6 DISCUSSÃO 45

7 CONCLUSÃO 52

REFERÊNCIAS..... 53

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação oral com o uso de próteses implanto suportadas tem avançado consideravelmente desde a consolidação do conceito de osseointegração por Brånemark em 1983. Uma opção viável para reabilitação de pacientes edentados totais é uma prótese de arco total fixa, sustentada por implantes. As vantagens clínicas evidentes deste tipo de reabilitação englobam um tempo de tratamento reduzido, custos mais baixos e a ausência da necessidade de cirurgias reconstrutivas complexas (Aglietta *et al.,* 2009; Rodriguez *et al.,* 1994).

Isso proporcionou diversas perspectivas para resolver desafios clínicos. No entanto, surgiram dúvidas consideráveis sobre como assegurar o sucesso de forma consistente. Geralmente, esta requer uma extensão bilateral das estruturas protéticas a partir do implante mais distal, conhecida como *cantiléver* (Sertgöz, Güvener, 1996; Shackleton *et al.,* 1994; Rodriguez *et al.,* 1994). Questões concernentes ao comprimento do *cantiléver*, natureza do material da prótese, distribuição e número de implantes, passividade na adaptação da estrutura protética sobre as conexões protéticas, são fatores apontados como determinantes do sucesso das reabilitações totais sobre implantossuportadas.

Diferente da prótese convencional na qual permite os dentes se movimentarem para neutralizar alterações de assentamento, nos implantes a sua fixação não altera o vetor das forças como resposta que pode recair sobre eles diante das falhas de adaptação. Nesta representação, passividade total de uma prótese sobre implante, parece pouco provável ou mesmo inviável de se conseguir e se torna um problema difícil de ser solucionado para os especialistas que atuam neste campo. Segundo Guichet *et al*. (2000) uma estrutura sem passividade sobre o tecido ósseo pode até levar à perda da osseointegração.

Um dos principais fatores para o sucesso clínico de longo prazo é o planejamento correto da Infraestrutura e materiais de supraestrutura que apoiam a prótese do implante. As propriedades do modelo de configuração geométrica do material e espacial de cada componente têm um impacto significativo na transferência

de cargas funcionais e na distribuição de tensão em um conjunto de prótese-osso-implante (Geringer *et al*., 2014). No ambiente oral, esses componentes agem em uníssono entre si e, portanto, a combinação dos materiais utilizados é importante.

A FVRC permite uma melhor distribuição de cargas oclusais como também comprovaram Geris *et al*. (2010), e seu desempenho é comparável a outros materiais como mostraram os estudos de Behr *et al.* (2000); Hegde *et al*. (2009) e Bonfante *et al*. (2015). A FVRC pode absorver a energia do ciclo mastigatório, devido ao seu menor módulo de flexão em comparação com as ligas metálicas de acordo com Geris *et al.* (2010).

Ademais, CoCr é usado apesar da falta de estudos robustos de tolerância clínica como citou Leinfelder KF. Em 2009. A corrosão representa um risco concreto, pois o cobalto é liberado na cavidade oral de acordo com os trabalhos de Tai *et al*. (1992), Geurtsen (2002), Al-Hiyasat *et al.* (2002) e Passaretti *et al*. (2018). Os efeitos a longo prazo ainda não foram totalmente descobertos (Geurtsen, 2002).

Os avanços tecnológicos no campo dos polímeros permitiram o desenvolvimento de estruturas reforçadas com polímero com ampla aplicação na aeronáutica e na área aeroespacial. Os materiais poliméricos reforçados com fibra têm sido amplamente utilizados em áreas médicas, especialmente na fabricação de tendões artificiais, ligamentos, discos intervertebrais, hastes do quadril e outros; no entanto, esses materiais anteriormente eram pouco usados em odontologia como citam em seu trabalho (Bergamo *et al.,* 2021).

A maneira como a carga é transferida para o implante e como as tensões se distribuem no tecido ósseo são elementos cruciais para o sucesso ou a falha da reabilitação protética (Geng *et al.,* 2001; Rangert *et al.,* 1989; Dixon *et al.,* 1995; Rangert *et al.,*1995). Dado que não se conhece a natureza ou magnitude das cargas presentes na boca, é aconselhável minimizar essas tensões sempre que possível. Portanto, a busca por materiais odontológicos que superem as limitações biomecânicas e otimizem tanto a função quanto a estética é uma prioridade para muitos profissionais de saúde bucal (Ferreira *et al.,* 2014).

Entretanto, não há na literatura trabalhos que avaliem a distribuição de cargas das infraestruturas de próteses protocolo mandibulares fresadas em fibras de vidro incorpordas em resina. A otimização da distribuição da carga mastigatória por meio das próteses e destas para os implantes e osso suporte deve ser realizada e respeitar os limites fisiológicos para que a resposta tecidual não seja adversa (Cehreli *et al.,* 2002).

Portanto, torna-se imperativa uma avaliação de propriedades biomecânicas como a distribuição de tensão, em mandíbulas reabilitadas com barras de próteses tipo protocolo confeccionadas em diferentes materiais, visando ao sucesso da técnica a longo prazo (Sugiura *et al.,* 2018; Rubo, Souza, 2010; Bellini *et al.,* 2009; Stegaroiu *et al.,* 1998).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Forças mastigatórias

Em uma mandíbula edêntula, a base do osso fica menos densa e, portanto, o osso já não é mais capaz de aceitar as forças fisiológicas, além de não possuir o ligamento periodontal, principal mecanismo de absorção dessas forças (Bornstein *et al.,* 2008).

A concentração de estresse é prejudicial para a estrutura óssea global, uma vez que a sobrecarga no osso ao redor pode resultar em microdanos acumulados e reabsorção óssea acelerada (Wright *et al.,* 2002; Duyck *et al.,* 2001; Fischer, Stenberg, 2006). As principais complicações ocorrem quando as tensões excedem o limite fisiológico do osso, e o processo de reabsorção óssea começa.

As cargas oclusais durante a mastigação, dependendo do contato oclusal, produzem principalmente 2 tipos de cargas: axial e não axial (momento de flexão). A carga axial é mais favorável porque distribui o estresse de maneira mais uniforme ao longo do implante, enquanto a carga não axial exerce altos gradientes de estresse e tensão no implante, bem como no osso (Rangert *et* al., 1989; Rangert *et* al., 1997; Sahin *et al.,* 2002).

As forças oclusais podem gerar tensões elevadas na estrutura da prótese, que, em última análise, podem ser transmitidas tanto ao implante quanto ao osso adjacente (Horita *et al.,* 2017; Özdemir Dog!an *et al.,* 2014). A estrutura desempenha, em geral, o papel de manter os implantes nas posições desejadas e de regular a distribuição de tensão da estrutura para os implantes e o osso periférico (Maló *et al.,* 2015).

De acordo com as teorias da fisiologia óssea, os níveis de estresse e tensão induzida no osso podem determinar a aposição ou reabsorção do osso em torno de um implante oral (Frost, 1994; Wiskott, Belser, 1999). De acordo com Frost (1994) e Wiskott e Belser (1999) a homeostasia óssea ocorre quando o nível de

microdeformação mantém-se na faixa de 100 a 2000μƐ e 50 a 1500μƐ, respectivamente. No entanto, relatos indicam que estruturas não poliméricas ou rígidas com alto módulo de Young resultam em concentração de tensão na interface entre osso e implante (Conserva *et al.,* 2009; Padhye *et al.,* 2015).

2.2 Ligas Cobalto-Cromo (CoCr)

Durante o século XX, a história da odontologia esteve intimamente ligada às ligas metálicas e às que utilizam cobalto (Co) e cromo (Cr) ocupam um lugar importante. Em 1907, as primeiras ligas Co-Cr foram projetadas como ligas Co-Cr-W e Co-Cr-Mo (W = tungstênio e Mo = molibdênio) (Marti, 2000) e na década de 1930 começaram a ser utilizadas para a preparação de próteses removíveis (Al Jabbari, 2014). Além disso, este material também tem sido amplamente observado em outras áreas da medicina, como “stents” (Iglesias *et al.,* 2017; Gherbesi, Natalini, 2020), substituição de disco intervertebral e em artroplastia de joelho ou quadril.

O sucesso das ligas Co-Cr se deve principalmente às propriedades mecânicas como rigidez, resistência e resistência à corrosão, que são consideradas excelentes (Al Jabbari, 2014). Além disso, este tipo de material atinge sua resistência à corrosão através da formação de óxidos à base de Cr na superfície; sua biocompatibilidade torna-se então extremamente valiosa ao longo do tempo (Buser *et al.,* 2017).

Estudos toxicológicos após exposições a Co e Cr na cavidade oral são mais difíceis de realizar porque existem muitas situações diferentes que levam à liberação de íons metálicos e partículas de desgaste. Desde 2017, o quadro regulamentar da União Europeia (UE) para ligas de Co-Cr tem sofrido profundas mudanças. Um novo Regulamento da UE sobre Dispositivos Médicos (MDR) (2017/745) foi aplicado em maio de 2021 com a necessidade de considerar que o Co metal é uma nova substância cancerígena, mutagênica e tóxica para fetos. Em 18 de fevereiro de 2020, foi publicada a 14.ª Adaptação ao Progresso Técnico (ATP14) do Regulamento Classificação, Rotulagem e Embalagem (CLP), incluindo a classificação do Cobalto como substância CMR 1B. Uma substância CMR 1B é um composto químico que

possui propriedades cancerígenas, mutagênicas (que podem causar mutações no material genético) ou tóxicas para a reprodução (reprodutivas). A classificação CMR vem do regulamento europeu REACH (Registration, Evaluation, Authorization and Restriction of Chemicals), que tem como objetivo regulamentar e controlar o uso seguro de substâncias químicas na União Europeia.

No contexto da utilização de uma substância CMR numa liga dentária e do pacote regulamentar em vigor (MDR, REACH, CLP), poderá ser proibida a comercialização de tais dispositivos médicos invasivos. O Regulamento MDR (UE) 2017/745 indica que qualquer dispositivo médico que contenha Co (geralmente na forma de uma liga em odontologia) está em conformidade com o regulamento se a concentração de Co for inferior a 0,1% (m/m). Nas ligas dentárias Co-Cr, o Co é geralmente o componente principal, com percentuais entre 31% e 63%, no entanto, o dispositivo médico só poderá ser colocado no mercado se forem respeitadas as seguintes condições; apenas se não existem alternativas disponíveis. Agora, ao abrigo do MDR (UE) 2017/745, todos os materiais dentários que contenham Cobalto terão de rotular a presença deste metal, que é considerado um CMR, e informar os consumidores. Parece difícil encontrar outros biomateriais que tenham características mecânicas e propriedades físico-químicas semelhantes as das ligas de Co-Cr em um curto período. Uma alternativa poderia ser a preparação de novas ligas com quantidades (ultra) baixas do(s) metal(s) incriminado(s). Isto foi explorado com Ni, também declarado uma substância CMR (Sonofuchi *et al.,* 2016).

Opções suplementares de outros metais poderiam ser usadas em vez de ligas de Co-Cr para fins médicos. Por exemplo, o Ti é comumente considerado um substituto eficaz para ligas de Co-Cr em algumas aplicações odontológicas. O Ti é um dos metais mais duráveis. Além disso, o Ti possui excelentes propriedades de biocompatibilidade, o que permite seu uso para fins médicos e reduz o risco de alergias (Mertová et al., 2020). Materiais como metais e zircônia têm sido amplamente empregados na formação de estruturas de arco completo devido às suas notáveis propriedades mecânicas e biocompatibilidade (Bhering et al., 2016; Wong et al., 2019).

2.3 Tecnologia CAD/CAM

No momento atual, as próteses produzidas por meio da tecnologia CAD/CAM têm ganhado destaque nas clínicas odontológicas. É de extrema importância investigar como as cargas são distribuídas na interface entre o osso e o implante nos materiais utilizados nessa tecnologia, especialmente em pacientes totalmente desdentados. Isso visa reduzir a concentração de cargas no osso marginal, promovendo a preservação óssea e garantindo a longevidade dos implantes.

2.3.1 Barras de Fibra

Fibras têm sido usadas para reforçar compósitos em aplicações de engenharia para melhorar suas propriedades mecânicas (van Heumen *et al.,* 2008). Para contornar os problemas associados aos compósitos reforçados com metal, fibras foram usadas para reforçar resinas de base de prótese (Aydin *et al.,* 2002; John *et al.,* 2001; Kanie *et al.,* 2000; Lassila *et al.,* 2002). O comportamento mecânico dos compósitos de resina reforçados com fibras é complexo, com suas propriedades variando de isotrópicas a anisotrópicas e fortemente influenciadas pelo tipo, volume, localização e direção das fibras (Dyer *et al.,* 2004; Dyer *et al.,* 2005; Tezvergil *et al.,* 2006). Na odontologia, descobriu-se que fibras contínuas e longas localizadas no lado de tração dos aparelhos protéticos, com fios perpendiculares à direção da carga aplicada, favorecem o reforço de resinas compostas (van Heumen *et al.,* 2008; Dyer *et al.,* 2004).

Em um estudo conduzido por Menini *et al.* (2017), os autores concluíram que estruturas feitas de fibras de Carbono podem ser uma alternativa viável às estruturas metálicas tradicionais em próteses sobre implantes, proporcionando rigidez semelhante e biocompatibilidade ideal. Pesce P. et al, em 2019, compararam as características mecânicas de estruturas de implantes dentários feitas de compósitos de fibra de carbono unidirecional e multidirecional e constataram que o módulo elástico dinâmico e estático era menor para fibras unidirecionais, mas a resistência

última foi maior para multidirecionais (700 MPa) em comparação com unidirecionais (582 MPa).

Fibras de vidro e polietileno são utilizadas não apenas para melhorar as propriedades mecânicas das resinas, mas também por seus bons atributos estéticos, boa biocompatibilidade e fácil manipulação na clínica ou laboratório odontológico (Kanie *et al.,* 2003; Meriç *et al.,* 2005; Vallittu *et al.,* 1994; Vallittu *et al.,* 1998). Com fibras de vidro, a resistência de ligação às resinas poderia ser significativamente melhorada usando agentes de acoplamento de silano (Vallittu *et al.,* 1998; Vallittu, 1997). Por estas razões, as fibras de vidro e polietileno tornaram-se muito populares nos últimos anos (Zortuk *et al.,* 2008).

Recentemente, a polieteretercetona (PEEK) foi introduzida para restaurações completas fixas suportadas por implantes, demonstrando excelentes características de absorção de choque e um módulo de elasticidade próximo ao do osso (Castorina, 2019; Sirandoni *et al.,* 2006). Contudo, sua adoção clínica ainda é limitada devido à escassez de pesquisas e evidências (Lee *et al.,* 2017; Brockett *et al.,* 2017).

Os Compósitos (Fibras de vidro + Resina Epóxi) disponíveis para CAD/CAM foram avaliados por Bergamo *et al.* (2021) e concluíram que o material consistia fibras de vidro de geometria regular distribuídas paralelamente de forma bidirecional multicamadas em uma matriz de resina epóxi, com compostos inorgânicos e teor de fibra de aproximadamente 75%. E próteses dentárias fixas fabricadas com compósito reforçado com fibra demonstraram alta confiabilidade em uma missão que corresponde à carga mastigatória fisiológica na região molar, independentemente do desenho da estrutura. No entanto, em um cenário funcional desafiador, >600 N, estruturas estendidas lingualmente resultaram em maior confiabilidade em relação às estruturas convencionais. Apesar da maior incidência de fraturas da estrutura no desenho convencional, o elo mais fraco do sistema foi o material de recobrimento, com predominância de fratura coesiva ou adesiva do compósito de recobrimento, o que exige melhorias e investigações futuras.

Um estudo, conduzido por Zaparolli *et al. (*2017), concluiu-se que a barra de resina reforçada com fibra e a barra usinada de titânio exibiram melhores resultados para distribuição de tensões. Além disso, a técnica de fabricação CAD/CAM poderia

ser mais precisa se a rigidez do material, representada pelo módulo de elasticidade, permitisse que o acabamento interno se adaptasse adequadamente aos componentes, contribuindo para reduzir a geração de tensões.

Seemann R, Wagner F, *et al*., em 2018, avaliaram em seu estudo a perda óssea marginal e a sobrevivência de implantes e próteses de compósito reforçado com fibra, apoiados por 4 implantes ultracurtos. Eles demonstraram uma taxa de sobrevivência de implantes de 97,2% e níveis ósseos marginais estáveis (perda óssea de aproximadamente 0,2 mm).

E. Haroyan-Darbinyan e colaboradores, em 2021, investigaram a resistência à fratura de próteses híbridas suportadas por implantes, usando diferentes combinações de materiais. Descobriram que as próteses de cobalto-cromo revestidas com resina acrílica exibiram o melhor comportamento mecânico, sendo a única que ultrapassou o limite clinicamente aceitável de resistência à fratura de 900 N.

Cabanes Gumbau G, Canet López Á *et al.,* em 2019, concluíram que, em mandíbulas atróficas, o uso de implantes com pescoço afilado em conjunto com uma estrutura reforçada com fibra de vidro e resina não metálica (Trilor Arch) por meio da técnica All-on-4 fornece resultados funcionais e estéticos adequados após 2 anos de acompanhamento.

Hassan, NA; Elkhadem, AH et. al, em 2022, realizaram um ensaio clínico randomizado para avaliar a sobrevivência de próteses e implantes em dentaduras completas fixas intermediárias reforçadas com estruturas de resina de fibra em comparação com aquelas que não foram reforçadas, em casos de restaurações de arco completo com carga imediata em pacientes completamente desdentados. O estudo revelou que o grupo com reforço de fibra mostrou 100% de sobrevivência da prótese e 95% de sobrevivência do implante, enquanto o grupo não reforçado mostrou 73,3% de sobrevivência da prótese e 81,1% de sobrevivência do implante. Eles concluíram que o reforço das restaurações de arco completo fixo com estruturas reforçadas com fibra pode ajudar a superar o problema de fratura da prótese intermediária durante o período de osseointegração e pode melhorar a sobrevivência dos implantes carregados imediatamente.

G. Petroni, A. Passaretti, et. al, em 2019, conduziram um estudo de coorte randomizado para avaliar um protocolo cirúrgico/protético para a reabilitação da mandíbula edêntula com quatro implantes curtos e uma prótese fixa livre de metal. O estudo incluiu dez pacientes com edentulismo mandibular. Quatro implantes curtos (4x5 mm) foram inseridos. Após quatro meses, os implantes foram descobertos e uma prótese livre de metal foi projetada usando uma subestrutura feita de compósito reforçado com fibra e dentes de prótese. Visitas de acompanhamento foram agendadas aos 6, 12, 24 e 36 meses após o carregamento protético. No final do acompanhamento, foi registrada uma taxa de sucesso de implante de 95%, sem efeito significativo ao longo do tempo na variação do nível ósseo médio (expresso como porcentagem de variação em comparação ao valor de base) com uma perda óssea média de -0,47 mm ± 0,64 mm. Além disso, não foi observado agravamento dos índices periodontais examinados e complicações protéticas.

Wenqian Yu, Xiaoqian Li, et. al., em 2022, realizaram um estudo de análise biomecânica com diferentes materiais de infraestrutura em restaurações de arco completo de mandíbula sobre implantes. Em próteses de zircônia e metal, particularmente a liga de cobalto-cromo, verificou-se nesse estudo que esses materiais distribuíram as tensões de maneira mais eficaz para os implantes e osso de suporte do que os materiais poliméricos

2.4 Extensometria

Rubo e Souza (2001) abordaram os métodos computacionais disponíveis para analisar questões relativas às distribuições de cargas em reabilitações implanto-suportadas. Foram detalhadas a análise de fotoelasticidade, o emprego do método de elementos finitos e a utilização da técnica de extensometria. A extensometria consiste em uma técnica de mensuração e registro da deformação em superfícies. Envolve o uso de sensores conhecidos como extensômetros elétricos ou "strain gauges", que são pequenas resistências elétricas aderidas à superfície de um material específico. Estes extensômetros acompanham a deformação à qual o material é submetido, modificando a resistência à passagem da corrente elétrica de baixa intensidade que

os atravessa. Com o equipamento apropriado, é possível identificar as variações nos sinais elétricos e convertê-los em micro deformações, permitindo um registro preciso deste fenômeno (Vasconcellos *et al.*, 2005).

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar, por meio de extensometria, as microdeformações ósseas de uma mandíbula edêntula reabilitada com quatro implantes, feitas em Cobalto-cromo (CoCr) e Compósito de Fibra de vidro (FVRC). A hipótese nula, é de que não haverá diferença na distribuição de tensão entre as diferentes infraestruturas de próteses protocolo de cobalto-cromo e de fibra de vidro.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Um modelo de osso sintético simulando uma mandíbula com atrofia leve foi desenvolvido pela empresa Nacional Ossos, Franceschi & Costa, Jaú, São Paulo, Brasil, como amostra da mandíbula edêntula com densidade similar a densidade óssea 3 da classificação de densidades ósseas de Carl Misch (1990). O modelo de mandíbula foi projetado para replicar, tanto anatomicamente quanto biomecanicamente, as características do osso real (Comuzzi *et al*., 2021; Miyashiro *et al.,* 2011).

Sua fabricação foi em poliuretano, essa escolha foi motivada devido as propriedades elásticas uniformes (isotrópicas) e por ter o módulo de elasticidade semelhante ao tecido ósseo medular humano (3,6 GPa para o poliuretano, em comparação com 4,0 a 4,5 GPa para o osso medular humano), tornando-o uma escolha apropriada para estudos que buscam simulações do comportamento do tecido ósseo. A superfície do rebordo alveolar e sua base foram niveladas, o rebordo para a instalação dos extensômetros e a base visando aprimorar a estabilidade do corpo de prova garantindo um contato completo sobre a plataforma no qual serão fixados (Figura 1). Uma grande vantagem do uso do maxilar sintético é que ele evita as questões éticas associadas, bem como os erros associados às diferenças anatômicas entre os indivíduos.

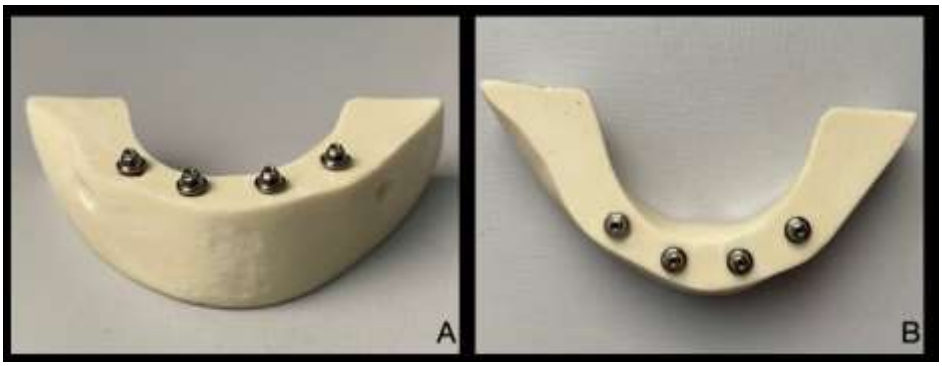
Implantes cilíndricos de ápice cônico Torque Hard fabricados pela Conexão Sistemas de Próteses, Arujá, São Paulo, Brasil, foram escolhidos para as análises (Figuras 1 e 2). Todos os implantes têm diâmetro e comprimento de 4.0 mm e 13 mm, respectivamente, e os intermediários protéticos selecionados foram Micro Unit Sólidos da mesma marca para plataforma cone morse, com altura de transmucoso 2,5 mm, instalados sobre os implantes com torque de 30 N.cm conforme recomendações do fabricante.

Figura 1 - Implantes e Componentes protéticos fabricados pela Conexão Sistemas de Próteses, Arujá, São Paulo, Brasil

Legenda: a) Implantes cilíndricos de ápice cônico Torque Hard, b) Pilar Protético Micro Unit Sólidos com altura de transmucoso 2,5mm. Fonte: Elaborado pelo autor

Quatro implantes foram instalados equidistantes sobre o rebordo, paralelos entre si, totalmente intraósseos e com um posicionamento subcrestal de 2 mm, fixados ao modelo com auxilio de resina epóxi, Araldite Transparente,Tekbond Saint Goban, Embú das Artes, São Paulo, Brasil, a fim de simular a osseointegração. Os Minipilares foram instalados sobre os implantes, com um torque de 30 N.cm como preconiza o fabricante.

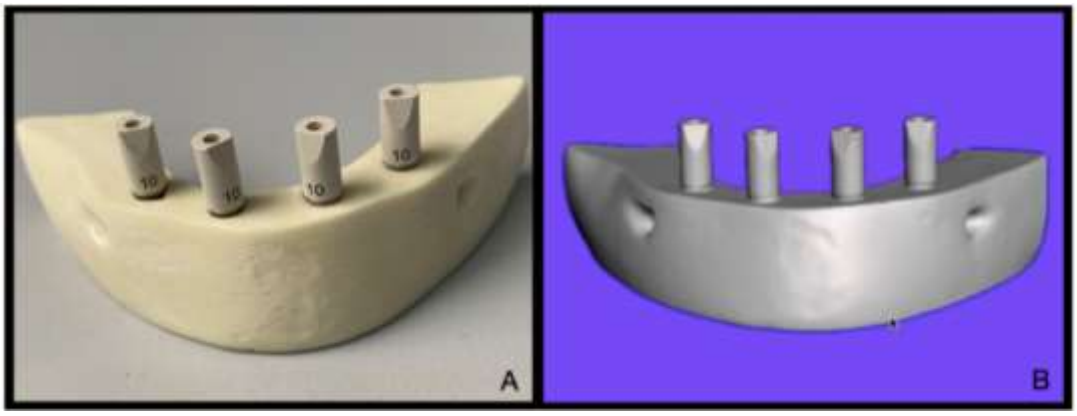
Figura 2 - Protótipo de Poliuretano similar a mandíbula edêntula com base e rebordos planos



Legenda: a) Vista frontal do modelo de poliuretano com implantes Conexão Torque Hard e pilares protéticos instalados, b) Vista superior do modelo de poliuretano com implantes Conexão Torque Hard e pilares protéticos instalados. Fonte: Elaborado pelo autor.

Transferentes digitiais para Minipilares foram fixados nos Micro Units (Figura 3) e o modelo foi digitalizado com escâner intra-oral Itero Element, Align Technology, Inc., San Jose, Califórnia, Estados Unidos, e em seguida, os dados foram enviados para o laboratório, onde as barras do tipo Protocolo foram desenhadas utilizando o Exocad Galway, Exocad GmbH, Darmstadt, Alemanha.

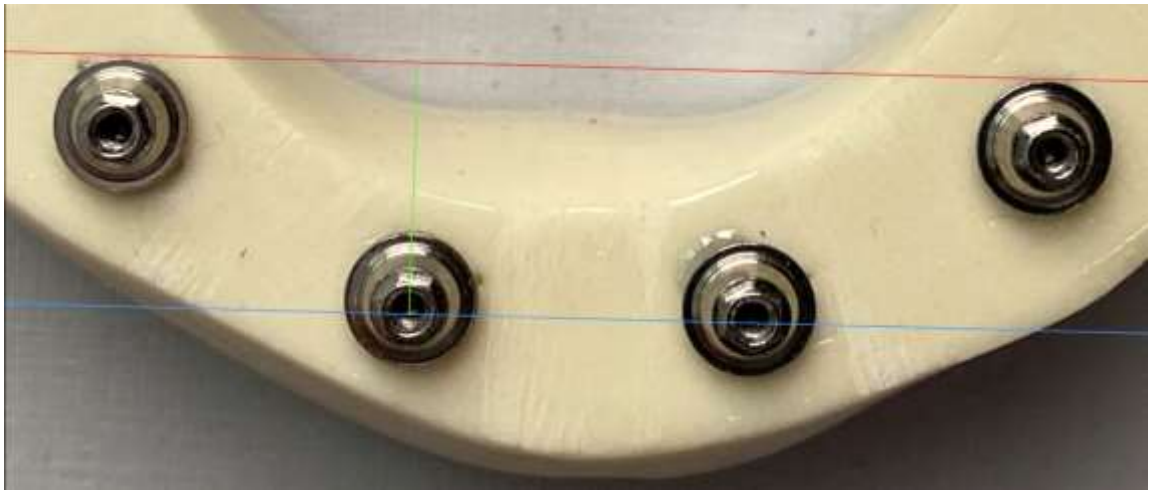
Figura 3 - Modelo com implantes e transferentes digitais posicionados para Escaneamento do Modelo



Legenda: A) Vista superior do modelo impresso com implantes Conexão Torque Hard e pilares protéticos instalados e transferentes digitais posicionados e prontos para digitalização. B) modelo digitalizado após escaneamento. Fonte: Elaborado pelo autor

O tamanho dos *cantiléveres* da barra projetada foi de 12mm (Figura 4), essa medida foi estabelecida de acordo com a determinação da distância AP (Distância ântero posterior) x 1,5, essa recomendação de um *cantiléver* com 1,5 vezes a distância AP foi uma das diretrizes sugeridas por Brånemark, 1985, para otimizar a distribuição de forças nos implantes.

Figura 4 - Determinação da Distância AP para cálculo do cantiléver



Legenda:. Determinação do comprimento do *cantiléver* segundo English e Brånemark é a medida da Distância AP x 1,5. Na Foto linha vermelha tangenciando as bordas dos dois implantes mais posteriores contra-laterais, Linha Azul passando pelo centro do implante mais anterior e paralela a linha vermelha e Linha Verde que representa a distância AP. Fonte: Elaborado pelo autor

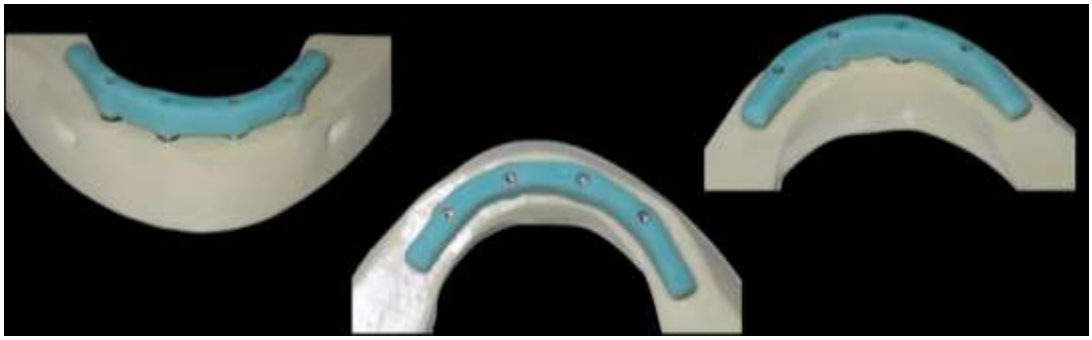
O projeto das barras foi finalizado e a barra de FiberCad Implant & Bridge, Angelus, Londrina, Paraná, Brasil (n=5), foi adquirida por meio de manufatura subtrativa (Figura 5), utilizando uma fresadora Zenotec Select Hybrid, Wieland Dental/Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein.

Figura 5 - FiberCad Implant & Bridge

Legenda: Discos de FiberCad Implant & Bridge e quantidade de barras que foram obtidas por manufatura subtrativa em estratégia de fresagem no Software de usinagem. Fonte: Elaborado pelo autor

A barra de cobalto-cromo (n=5), por sua vez, foi obtida por meio de manufatura aditiva em impressora 3D Focus 6K, Flashforge, Shenzhen, China, com resina calcinável, Resina dOne 3D Wax, Done Comércio de Equipamentos 3D LTDA, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil, calibrando a impressora previamente com as diretrizes especificadas pelo fabricante da resina. Após a impressão a barra foi lavada por 05 minutos com álcool isopropílico e submetida a polimerização final por 10 minutos exposta a uma fonte de luz ultravioleta para completar a reação de polimerização e fortalecer a peça final em equipamento Anycubic Wash & Cure Plus Machine, Shenzhen, China. Em seguida as barras impressas foram adaptadas provisoriamente sobre os cilindros de assentamento passivo para serem testadas sobre os pilares Multi units do modelo experimental a fim de verificarmos alguma distorção dos espécimes impressos (Figura 6). Aprovadas as barras impressas, os cilindros de assentamento passivo foram desadaptados e as barras encaminhadas para o processo de fundição pela técnica da cera perdida.

Figura 6 - Barras Impressas em resina Calcinável para Prova do Projeto (CAD) e fundição das Barras de CoCr



Legenda: Barras Impressão sendo testadas sobre as superfícies dos implantes. Barras que foram obtidas por manufatura Aditiva (impressão 3D). Fonte: Elaborado pelo autor

A Fundição das Barras de CoCr foi realizada pela técnica da cêra perdida e utilizou-se a liga metálica Liga Metálica Fit Cast-Cobalto, Talmax, Curitiba, Brasil, usando as especificações técnicas do fabricante para a fundição.

As barras foram finalizadas (Figura 7), ambas apresentavam as mesmas dimensões e receberam cilindros de assentamento passivo para minipilares da marca por meio de cimentação adesiva. O protocolo de cimentação na barra de CoCr apresentou como etapa inicial o jateamento da superfície com óxido de alumínio, limpeza da peça em cuba ultrassônica com álcool Isopropílico e secagem com jatos de ar, em seguida aplicação de primer para metal Yzap, Yller/Neodent, Curitiba, Brasil, tanto na superfície interna da barra quanto no cilindro de assentamento passivo, e cimentação com cimento resinoso dual SetPP, SDI (Southern Dental Industries), Bayswater, Austrália. Já a cimentação dos cilindros na barra de FGIB apresentou como etapa inicial o jateamento da superfície da barra com óxido de alumínio, limpeza da peça em cuba ultrassônica com álcool Isopropílico e secagem com jatos de ar, em seguida aplicação de primer para metal Yzap, Yller/Neodent, Curitiba, Brasil, no cilindro de assentamento passivo, aplicação do Agente de união silano, Dentsply, Petropolis, Brasil, na superfície interna da barra e cimentação com cimento resinoso dual SetPP, SDI (Southern Dental Industries), Bayswater, Austrália.

Figura 7 - Barras em processo de finalização

Legenda: a) Barras de Cobalto-cromo e Fibra de vidro, vista Frontal, b) Barras de Cobalto-cromo e Fibra de vidro, vista superior, c) Barra de fibra de vidro com Cilindro de assentamento passivo sendo instalado. Fonte: Elaborado pelo autor

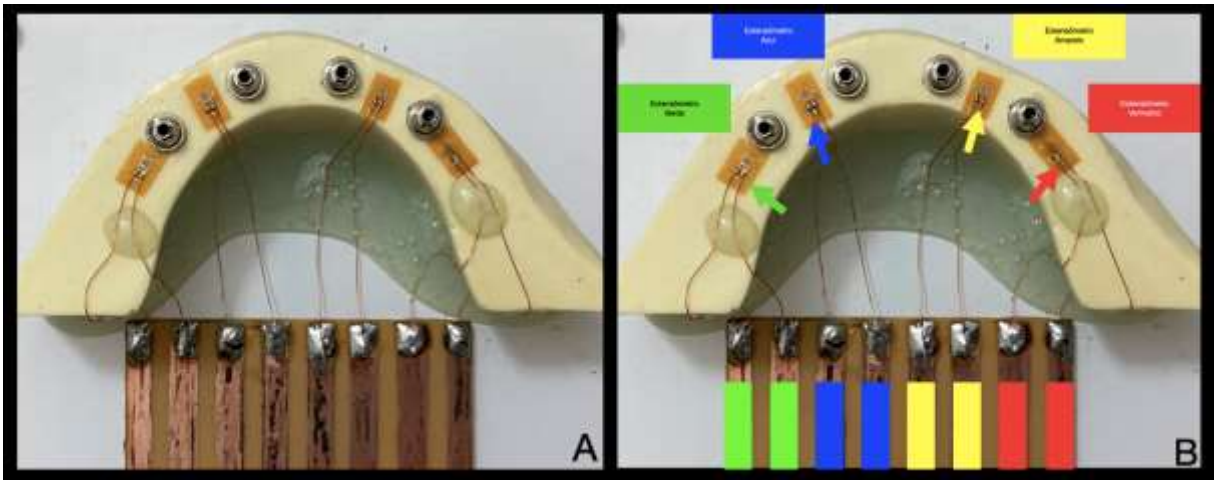
O desenho da barra em sua porção distal bilateral foi determinado pela configuração específica da barra de protocolo sobre implante proposta por Jan Lindhe, conhecida pelo formato de "asa de avião" (“Figura 8). Essa designação refere-se à semelhança da barra com a asa de uma aeronave. Este formato foi concebido para conferir maior estabilidade e resistência à prótese, especialmente em cenários onde há exigência de suportar cargas mastigatórias consideráveis ou quando a barra precisa se estender em uma direção mais longa. Essa configuração é planejada para distribuir de maneira eficiente as forças aplicadas durante a mastigação, minimizando assim o risco de fraturas ou falhas na estrutura da prótese implantossuportada em sua conexão com os implantes mais distais.

Figura 8 - Formato do Cantiléver

Legenda: No projeto da Barra, em sua porção mais distal, foi elaborado no formato de “Asa de Avião”, segundo proposto por Lindhe, para proporcionar uma maior resistência da junção do *cantiléver* com o conector do Implante. Fonte: Elaborado pelo autor

Após a instalação dos implantes e seus respectivos componentes, a superfície de cada mandíbula foi limpa com álcool isopropílico e então foram fixados quatro extensômetros uniaxiais (modelo PA-06-062AB-120-L Excel Sensores Ind. Com. e Exp. Ltda., São Paulo, Brasil) na superfície plana referente ao rebordo do modelo experimental de poliuretano. Um extensômetro foi posicionado entre cada implante medialmente e distalmente, e outro foi colocado após cada implante distal. Eles foram fixados com uma pequena quantidade de cola à base de cianoacrilato (Super Bonder - Loctite, São Paulo, Brasil). Os extensômetros receberam uma denominação referente sua localização no modelo, sendo: Extensômetro A (Marcador Vermelho): tangenciando o implante mais distal do lado direito; Extensômetro B (Marcador Amarelo): entre o implante mais medial e o mais distal do lado direito; Extensômetro C (Marcador Azul): entre o implante mais medial e o mais distal do lado esquerdo; Extensômetro D (Marcador Verde): tangenciando o implante mais distal do lado esquerdo.

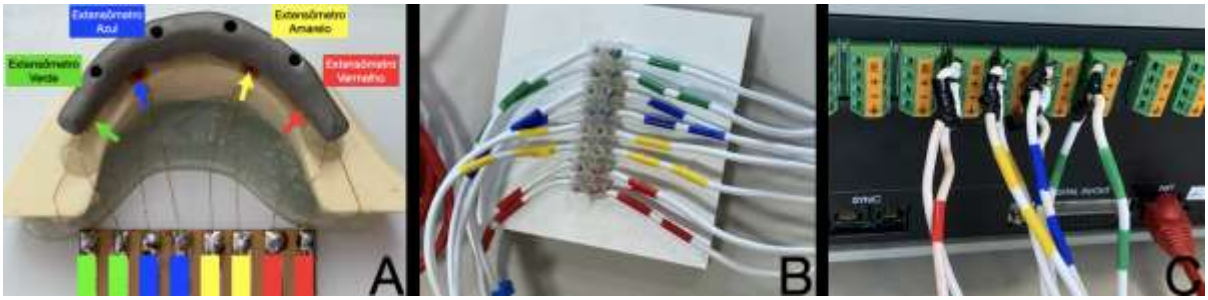
Figura 9 - Extensômetros fixados nos modelos



Legenda: a) Extensômetro fixados no modelo e soldados a placa de cobre, b) Legenda de cores diferenciando cada extensômetro cada Extensômetro. Fonte: Elaborado pelo autor

Os cabos elétricos foram identificados com fitas coloridas conforme a descrição anterior do grupo de extensômetros e foram soldados a uma placa eletrônica, conectando-os diretamente a condutores elétricos flexíveis de 1,5 mm de diâmetro cada, que por sua vez estavam ligados a uma máquina de aquisição de dados (ADS 2000 - Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda. – SP – Brasil) por meio de uma base com conectores identificados para minimizar a manipulação aos conectores da máquina de Aquisição de Dados (Figura 7). Essa máquina tem a função de receber os sinais resultantes da variação da corrente elétrica que percorria os extensômetros, amplificá-los e convertê-los em sinais digitais. Esses sinais eram então enviados ao computador, fornecendo dados sobre a microdeformação (με) sofrida pelo corpo de prova (CP), por meio do software AqDados7.2 (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda. – SP – Brasil).

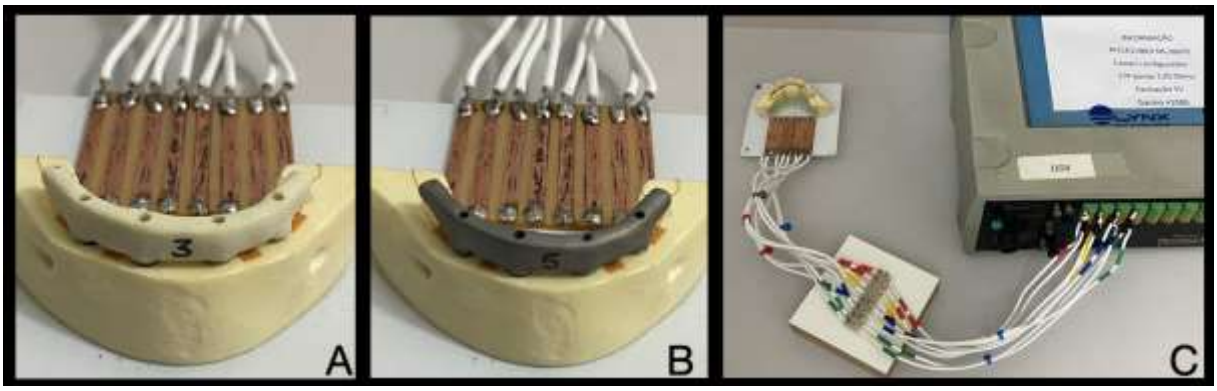
Figura 10 - Dispositivos prontos para serem conectados a Máquina de Aquisição de Dados



Legenda: a) Extensômetros instalados e identificados e barra de CoCr instalada sobre os micro units, b) Base de conectores identificados e conectada a máquina de Aquisição de Dados, c) Vista dos conectores da Máquina de Aquisição de dados. Fonte: Elaborado pelo autor

O modelo então foram fixados com resina epóxi, Araldite Transparente,Tekbond Saint Goban, Embú das Artes, São Paulo, Brasil, sobre uma plataforma de acrílico, nas dimensões 10x10cm com espessura de 2cm. Placas eletrônicas de cobre foram desenhadas para facilitar a solda dos condutores dos extensômetros e dos fios a serem conectados na máquina de aquisição de dados.

Figura 11 - Dispositivo pronto e conectados a Máquina de Aquisição de Dados



Legenda: a) Corpo de Prova finalizado com barra de FVRC instalada, b) Corpo de Prova finalizado com barra de CoCr instalada, c) Vista Panorâmica do corpo de prova conectado a Máquina de Aquisição de Dados. Fonte: Elaborado pelo autor

Todos os espécimes foram submetidos a uma carga por meio de um teste de compressão estática de *cantiléver* único em um dispositivo de aplicação de carga (DAC), desenvolvido por Nishioka e Vasconcelos, com objetivo de imprimir diferentes magnitudes de carregamento vertical estático.

As cargas são aplicadas de acordo com a quantidade de peso e posição do pino do compressor, variando de 5 a 40 kgf em intervalos de 5 kgf (Figura 8).

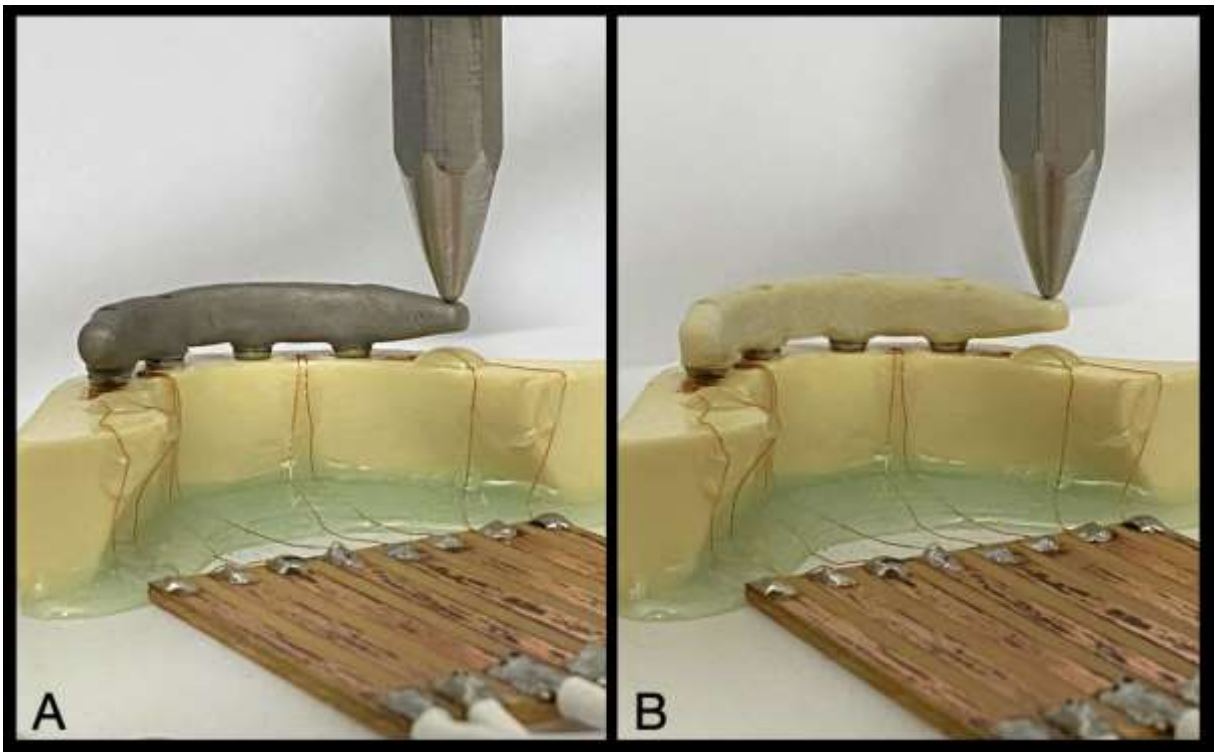
Figura 12 - Dispositivo de Aplicação de Carga (DAC)

Fonte: Prof. Dr. Lafayette Nogueira Júnior

Os dados foram submetidos a análisede variância para verificar diferenças estatísticas entre os grupos (α=5%), e o teste Tukeyfoi escolhido para análise entre grupos. A plataforma de acrílico com o corpo de prova foi estabilizada na base do Dispositivo de Aplicação de Carga (DAC) e o carregamento foi sempre aplicado no *cantiléver* direito, no ponto mais distal, sobre uma demarcação concava feita em todas as barras, na extremidade do *cantiléver* de 12 mm de comprimento. O pino do compressor, de formato cilíndrico com extremidade arredondada, de aço inoxidável, foi ajustado para a localização marcada em cada amostra tocando a superfície das barras. Uma força vertical com um módulo inicial de 10Kgf foi aplicada estaticamente sobre a extremidade do *cantiléver* direito (Figura 9), com duração da compressão de

30 segundos, calibrada previamente no software AqDados (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda. – SP – Brasil).

Figura 13 - Força de Compressão vertical estática sobre a extremidade do cantiléver Direito



Legenda: a) Corpo de Prova finalizado com barra de Cobalto-Cromo submetido a compressão estática com força de 10KGF sobre extremidade de *cantiléver* Direito, b) Corpo de Prova finalizado com barra de Fibra de Vidro submetido a compressão estática com força de 10KGF sobre extremidade de *cantiléver* Direito. Fonte: Elaborado pelo autor

A magnitude de deformação em cada extensômetro linear elétrico foi registrada em microdeformação (με). Antes de cada leitura, o aparato foi zerado, balanceado e calibrado a ±10με, sem estresse no modelo experimental. Essas medições foram realizadas cinco vezes para cada Barra.

4.1 Análise Estatística

Foi realizada um teste ANOVA de um fator com variâncias homogêneas (Teste de Fischer) para avaliar as diferenças estatísticas nas microdeformações entre os dois materiais. Posteriormente, aplicou-se o teste post-hoc de Tukey para explorar mais profundamente as diferenças entre cada extensômetro do grupo da Barra de Fibra de Vidro e do grupo da Barra de CoCr. Tabelas descritivas foram elaboradas para apresentar um resumo estatístico das leituras de microdeformação para cada extensômetro.

5 RESULTADOS

Neste estudo, as unidades experimentais são as diferentes Barras para próteses do tipo Prótese Fixa - 3 de Misch, com um total de cinco grupos para cada barra e os fatores de estudo são quatro extensômetros posicionados ao longo do rebordo mandibular entre os implantes mais mediais e mais distais de ambos os lados e extensômetros posteriores aos implantes mais distais.

Os valores de microdeformação obtidos na extensometria foram lidos em números positivos e negativos, tração e compressão (Tabelas 1 e 2). Estes foram convertidos em valores absolutos (Tabela 3), os quais foram utilizados na análise estatística, permitindo comparações entre a magnitude de deformação.

Tabela 1 - Valores de microdeformação (με) para cada extensômetro das cinco amostras de Barras de Fibra de Vidro (FVRC) sob carga vertical estática de 100N (10Kgf), obtidos do software Lynx AqDados 7.2.

(continua)

		Extensômetros			
		Vermelho	Amarelo	Azul	Verde
FVRC 1	T1	34.22	317.72	78.36	-586.22
	T2	43.08	318.32	80.27	-586.85
	T3	31.75	318.52	68.31	-586.16
	T4	23.89	319.54	28.35	-588.61
	T5	22.77	313.76	26.86	-587.11
FVRC 2	T1	677.90	-94.60	42.50	130.40
	T2	661.70	-96.60	21.90	139.40
	T3	681.80	-114.60	15.70	151.50
	T4	688.90	-74.80	-11.10	155.10
	T5	676.80	-74.80	13.30	153.70
FVRC 3	T1	706.00	-149.00	28.70	163.10
	T2	710.00	-35.10	44.40	186.50
	T3	733.10	0.80	32.00	178.90
	T4	735.70	12.00	29.10	176.90
	T5	835.90	62.80	344.90	232.30
FVRC 4	T1	786.40	-71.60	95.00	186.60
	T2	760.00	-74.00	91.50	162.70
	T3	693.10	-110.10	115.90	186.90
	T4	742.20	-92.80	93.00	173.70
	T5	556.90	33.90	87.40	156.00
FVRC 5	T1	654.30	-619.90	13.20	133.30

(conclusão)

T2	519.00	-477.30	-2.50	64.90
T3	756.50	-103.80	40.40	137.20
T4	655.10	-110.50	43.80	126.70
T5	748.00	-73.50	47.10	131.40

Fonte: Elaborado pelo autor no Microsoft Excel (2013).

Tabela 2 - Valores de microdeformação (με) para cada extensômetro das cinco amostras de Barras de Cobalto-Cromo (CoCr) sob carga vertical estática de 100N (10Kgf), obtidos do software Lynx AqDados 7.2.

		Extensômetros			
		Vermelho	Amarelo	Azul	Verde
CoCr 1	T1	657.20	-47.10	-14.00	166.80
	T2	396.00	7.00	50.50	155.30
	T3	743.60	23.60	65.40	182.60
	T4	766.00	34.10	75.70	186.90
	T5	771.20	48.10	73.30	176.80
CoCr 2	T1	620.80	-204.80	-222.80	177.80
	T2	728.90	-181.60	-205.70	178.50
	T3	586.10	-87.90	-170.90	192.10
	T4	655.00	-78.80	-139.90	186.40
	T5	607.50	-68.80	127.50	173.10
CoCr 3	T1	409.10	-593.70	-1052.30	5.20
	T2	422.20	-559.60	-998.00	1.90
	T3	429.10	-547.40	-930.90	0.50
	T4	437.70	-537.30	-912.90	2.00
	T5	507.50	-517.20	-947.40	57.70
CoCr 4	T1	530.40	-869.10	-1661.20	-46.50
	T2	532.60	-854.60	-1528.20	-33.40
	T3	539.00	-849.20	-1537.70	-43.40
	T4	523.90	-847.30	-1592.30	-40.70
	T5	549.50	-842.40	-1640.90	-43.40
CoCr 5	T1	257.90	-783.70	-1758.30	1.80
	T2	397.00	-801.70	-1721.60	6.10
	T3	399.30	-793.20	-1698.70	0.70
	T4	396.60	-794.20	-1681.40	1.50
	T5	395.70	-791.90	-1665.20	0.80

Fonte: Elaborado pelo autor no Microsoft Excel (2013).

Tabela 3 - Médias e desvios-padrão dos valores absolutos de microdeformação (με) obtidos nos 5 testes realizados em cada amostra.

	Extensômetros							
	Vermelho		Amarelo		Azul		Verde	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
FVRC 1	31.14	8.29	317.57	2.23	56.43	26.71	586.99	0.99
FVRC 2	677.42	9.98	91.08	16.78	20.90	24.03	146.02	204.28
FVRC 3	744.14	52.99	51.94	59.23	95.82	18.81	187.54	247.81
FVRC 4	707.72	90.93	76.48	28.46	96.56	9.95	173.18	245.18
FVRC 5	666.58	95.89	277.00	253.39	29.40	12.14	118.70	198.36
CoCr 1	666.80	158.16	31.98	17.23	55.78	25.35	173.68	12.74
CoCr 2	639.66	55.81	124.38	63.72	173.36	40.98	181.58	7.58
CoCr 3	441.12	38.55	551.04	28.46	968.30	56.66	13.46	24.79
CoCr 4	535.08	9.70	852.52	10.25	1592.06	59.58	41.48	4.96
CoCr 5	369.30	62.29	792.94	6.42	1705.04	36.39	2.18	2.24

Fonte: Elaborado pelo autor no Microsoft Excel (2013).

A figura 14 mostra a maneira com que os dados do experimento eram fornecidos pelo Software utilizado.

Figura 14 – Leitura de microdeformações da Barra de Fibra CoCr número 5 teste 5 - Lynx AqDados 7.2

Canal	Nome do Sinal	Valor do A/D	Valor de Eng	Unidade	Descrição	Módulo	CN Mod
0	SG Vermelho	0,1596 V	395,7	με		0: AI-2161 - - Unidade A	0
1	SG Amarelo	-3,8852 V	-791,9	με		0: AI-2161 - - Unidade A	1
2	SG Azul	2,8595 V	-1665,2	με		0: AI-2161 - - Unidade A	2
3	SG Verde	6,4706 V	0,8	με		0: AI-2161 - - Unidade A	3
192	Channel Ctr 0	32768	32768				CTR 0
193	Channel Ctr 1	32768	32768				CTR 1
194	Channel Ctr 2	32768	32768				CTR 2
195	Channel Ctr 3	32768	32768				CTR 3

Legenda: Imagem do software Lynx AqDados 7.2 Finalizando a leitura da Barra de CoCr 5 Teste 1 sob carga vertical estática de 100N (10Kgf). Fonte: Elaborado pelo autor

O teste ANOVA a um fator revelou uma diferença estatisticamente significativa nas microdeformações entre as barras de fibra de vidro e CoCr, com estatísticas F de 34.3 e 17.4, respectivamente, além do p valor < 0,05 (Figura 14). Este resultado indica que, em termos de microdeformações, os materiais apresentam comportamentos distintos sob carga.

Figura 15 - Teste estatístico ANOVA a um fator para as barras de FVRC e CoCr obtido através do software de computador jamovi (Versão 2.3)

ANOVA a um fator (Fisher)

	F	gl1	gl2	p
FVRC	34.3	3	96	< .001
CoCr	17.4	3	96	< .001

Fonte: Elaborado pelo autor.

As descritivas de grupo (Figura 15) forneceram um resumo estatístico detalhado para cada extensômetro, em ambos os materiais. Os resultados mostraram que os modelos com as barras de fibra de vidro tiveram uma média de microdeformação de 565.40 ± 280.2 με para o extensômetro vermelho, 162.8 ± 156.1 με para o amarelo, 59.8 ± 67.3 με para o azul e 242.5 ± 178.3 με para o verde. Em contraste, as barras de CoCr apresentaram uma média de 530.4 ± 138.8 με para o extensômetro vermelho, 470.6 ± 345.4 με para o amarelo, 898.9 ± 704.3 με para o azul e 82.5 ± 81.3 με para o verde.

Figura 16 - Tabela descritiva de médias, desvio padrão e erro padrão dos testes realizados nas amostras de FVRC e CoCr, obtida através do software de computador jamovi (Versão 2.3).

Descritivas de Grupo

	Extensômetro	N	Média	Desvio-padrão	Erro-padrão
FVRC	Vermelho	25	565.4	280.2	56.0
	Amarelo	25	162.8	156.1	31.2
	Azul	25	59.8	67.3	13.5
	Verde	25	242.5	178.3	35.7
CoCr	Vermelho	25	530.4	138.0	27.6
	Amarelo	25	470.6	345.4	69.1
	Azul	25	898.9	704.3	140.9
	Verde	25	82.5	81.3	16.3

Fonte: Elaborado pelo autor.

O teste de Tukey mostrou diferenças significativas entre os extensômetros Azul, Amarelo e Verde quando comparados entre as barras de fibra de vidro e CoCr, com fibra de vidro exibindo menores microdeformações nos extensômetros Amarelo e Azul em comparação com CoCr.

Figura 17 - Testes estatísticos Post-Hoc de Tukey comparando os extensômetros associados às barras de Fibra de Vidro e CoCr, obtidos através do software de computador jamovi (Versão 2.3)

Teste Post-Hoc de Tukey – Vermelho

		FVRC	CoCr
FVRC	Diferença média	—	35.0
	p-value	—	0.578
CoCr	Diferença média		—
	p-value		—

Nota. * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

Teste Post-Hoc de Tukey – Azul

		FVRC	CoCr
FVRC	Diferença média	—	−839 ***
	p-value	—	< .001
CoCr	Diferença média		—
	p-value		—

Nota. * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

Teste Post-Hoc de Tukey – Amarelo

		FVRC	CoCr
FVRC	Diferença média	—	−308 ***
	p-value	—	< .001
CoCr	Diferença média		—
	p-value		—

Nota. * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

Teste Post-Hoc de Tukey – Verde

		FVRC	CoCr
FVRC	Diferença média	—	160 ***
	p-value	—	< .001
CoCr	Diferença média		—
	p-value		—

Nota. * p < .05, ** p < .01, *** p < .001

Legenda: */**/***= diferença estatística significativa. Fonte: Elaborado pelo autor.

Os resultados indicam que, sob carga, as barras de fibra de vidro apresentam menor microdeformação em comparação com as barras de CoCr.

6 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a influência de cargas axiais unilaterais sobre *cantiléver* posterior em infraestruturas para reabilitação de arco total mandíbular, fabricadas com de CoCr e FVRC suportadas por 4 implantes equidistantes em curva, instalados em um modelo simulando uma mandíbula com reabsorção óssea parcial, usando extensômetros para a análise de microdeformações ósseas.

Um dos principais fatores para o sucesso clínico de longo prazo é o planejamento correto da Infraestrutura e materiais de supraestrutura que apoiam a prótese do implante. As propriedades do modelo de configuração geométrica do material e espacial de cada componente têm um impacto significativo na transferência de cargas funcionais e na distribuição de tensão em um conjunto de prótese-osso-implante (Geringer *et al.*, 2014). No ambiente oral, esses componentes agem em uníssono entre si e, portanto, a combinação dos materiais utilizados é importante. Como a natureza e magnitude das cargas intraorais são desconhecidas, é recomendável que essas tensões sejam mantidas no mínimo. Assim, encontrar materiais dentários adequados que superem deficiências biomecânicas e otimize a função e a estética são desejadas por muitos pesquisadores e profissionais (Ferreira *et al.,* 2014).

Em infraestruturas metálicas fundidas, passividade total parece pouco provável ou mesmo inviável de se conseguir e se torna um problema difícil de ser solucionado para os especialistas que atuam neste campo. Segundo Guichet *et al*. (2000), uma estrutura sem passividade sobre o tecido ósseo pode até levar à perda da osseointegração. A distorção que ocorre durante o processo de fundição e montagem de próteses pode impactar significativamente o ajuste final das estruturas. Este estudo destaca a necessidade de considerar diferentes métodos de fabricação e materiais.

As cargas oclusais durante a mastigação, dependendo do contato oclusal, produzem principalmente 2 tipos de cargas: axial e não axial (momento de flexão). A

carga axial é mais favorável porque distribui o estresse de maneira mais uniforme ao longo do implante, enquanto a carga não axial exerce altos gradientes de estresse e tensão no implante, bem como no osso (Rangert *et al.,* 1989; Rangert *et al.*, 1997; Sahin *et al.*, 2002). De acordo com as teorias da fisiologia óssea, os níveis de estresse e tensão induzida no osso podem determinar a aposição ou reabsorção do osso em torno de um implante oral (Frost *et al.,* 1994; Wiskott, Belser, 1999).

Morneburg e Proschel (2002) analisaram a força de mordida de pacientes adultos dentados com próteses fixas, obtendo valores médios de 200 a 300 N com forças de pico de aproximadamente 400 N. Da mesma forma, Cosme *et al*. (2005) analisaram força de mordida em pacientes com bruxismo, com uma média de até 1000 N. Em um estudo mais específico, Muller *et al.* (2012) analisaram a força de mordida em pacientes com prótese convencional versus uma overdenture apoiada por implantes, obtendo valores médios inferiores a 100 N e entre 200 e 300 N, respectivamente.

Embora a amplitude da carga aplicada varie entre os estudos (Fazi *et al*., 2011; Bonnet *et al.,* 2009), adotamos uma força de 100 N como carga a ser aplicada axialmente, de forma estática, e com duração de 30 segundos sobre o *cantiléver* direito das infraestruturas de FVRC e CoCr. A proporção do cantiléver foi formulada com base em estudos e observações clínicas realizadas por Brånemark e sua equipe ao longo de muitos anos de pesquisa e prática clínica na área de implantes dentários. As medições da distância anteroposterior (AP) até hoje são frequentemente usadas para determinar o comprimento do *cantiléver* distal, o conceito de usar essa medida de distância para calcular o tamanho do *cantiléver* foi proposto também por English (1990). Ele afirmou que os princípios biomecânicos precisam ser aplicados para garantir um resultado restaurador bem-sucedido quando um *cantiléver* é apoiado por meio de uma prótese fixa sobre implante de arcada completa. A distância AP foi definida como a distância entre uma linha que conecta o distal dos implantes mais distais de uma prótese implanto-suportada de arco completo e uma linha que passa pelo centro do implante mais anterior. English sugeriu que a extensão de um *cantiléver* poderia ser 1,5 vezes a extensão AP na mandíbula.

Yomna *et al. (*2023), avaliaram pelo método de elementos finitos 15 materiais diferentes para fabricação de barras de “Próteses Híbridas” do tipo Protocolo. Esses autores demonstraram que a medida que se diminuía o modulo de elasticidade de materiais constituintes das barras as do valor mais alto (alumina) para o valor mais baixo (PEEK). A tensão máxima na própria barra diminuiu e as tensões máximas na maioria das peças protéticas diminuíram.

Nesse sentido, a carga oblíqua fornece uma abordagem mais realista para o sistema apoiado pelo implante do que as forças axiais ou horizontais aplicadas isoladamente (Minatel *et al.*, 2017). A carga oblíqua promove um maior desenvolvimento de estresse no osso cortical versus forças verticais ou horizontais (Holmgren *et al.*, 1998; Petrie, Willians, 2005). Estudos adicionais que investigam o efeito de diferentes inclinações de carga na distribuição de tensão em dentaduras fixas apoiadas por implantes de arco integral são necessárias para fornecer uma compreensão completa do comportamento biomecânico de tais eventos na cavidade oral. A carga oblíqua promove um maior desenvolvimento de estresse no osso cortical versus forças verticais ou horizontais. Nesse sentido, a carga oblíqua fornece uma abordagem mais realista para o sistema apoiado pelo implante do que as forças axiais ou horizontais aplicadas isoladamente. A aplicação de carga assimétrica em estudos laboratoriais, embora tente simular condições clínicas, ainda apresenta limitações. A compreensão completa da distribuição de tensão em dentaduras completas mandibulares suportadas por implantes exige uma abordagem mais refinada e realista que considere as condições de carga bilateral.

A localização da concentração de tensão no osso e infraestrutura foi constatada na região mais distal, no lado direito dos modelos para as barras de FVRC, considerando que a aplicação de carga foi direcionada unilateralmente na extremidade do *cantiléver* da infraestrutura deste mesmo lado. Essa foi a região de maior leitura captada pelo extensômetro vermelho (mais distal do lado direito). Já as leituras obtidas com a carga aplicada sobre a infraestrutura de CoCr demonstrou a maior leitura no extensômetro azul (entre o implante medial e distal esquerdo) seguido pelo extensômetro vermelho (mais distal do lado direito). É claro que clinicamente, as forças exercidas pelos músculos mastigatórias são aplicadas bilateralmente nas estruturas que compõem o tratamento de reabilitação (implantes e componentes

protéticos), no entanto, este estudo foi baseado em estudos anteriores que também aplicaram forças unilateralmente, no primeiro molar mandibular esquerdo (Bhering *et al*, 2016; Barão *et al.*, 2013; Jasser *et al.*, 2020).

Esses resultados refletem como diferentes regiões da barra de CoCr respondem a cargas aplicadas. As variações observadas, especialmente nos extensômetros amarelo e azul, podem ser indicativas de uma distribuição de forças distinta ao longo da barra, com respostas mais uniformes, mas inversas, nesses pontos. A resposta mais uniforme do extensômetro verde contrasta com a variação observada nos outros extensômetros.

Dentaduras completas mandibulares apoiadas com implantes são bem estabelecidas como uma opção de tratamento para pacientes totalmente desdentados devido às altas taxas de sucesso relatadas por estudos clínicos. No entanto, as principais complicações ocorrem quando as tensões excedem o limite fisiológico do osso, e o processo de reabsorção óssea começa. Esses achados enfatizam a necessidade de escolher cuidadosamente os materiais e técnicas para reabilitações suportadas por implantes, levando em consideração a distribuição de tensões e o potencial impacto sobre os tecidos ósseos. De acordo com Frost (1994) e Wiskott e Belser (1999) a homeostasia óssea ocorre quando o nível de microdeformação mantém-se na faixa de 100 a 2000με e 50 a 1500με, respectivamente. Analisando os resultados obtidos, pode-se observar que todos os valores médios de microdeformação obtidos após a aplicação da carga de 10Kgf permaneceram dentro do nível de homeostasia considerando uma mastigação alternada bilateral, teríamos os estímulos necessários para a manutenção da homeostasia óssea.

É necessário um entendimento mais profundo sobre os efeitos dos diferentes materiais e desenhos de estruturas sobre a distribuição de tensões em implantes dentários e osso circundante. Os Próteses Sobre Implantes com infraestruturas de Fibras Reforçadas com compósitos têm mostrado resultados promissores, com alta confiabilidade para carga mastigatória, especialmente com desenhos modificados que resultam em maior confiabilidade do que as estruturas convencionais. Estes resultados apontam para a necessidade de mais estudos clínicos e experimentais para explorar materiais e técnicas alternativas na fabricação de infraestruturas para próteses suportadas por implantes.

A compreensão das complexidades biomecânicas envolvidas na reabilitação oral com implantes é crucial para o sucesso a longo prazo dos tratamentos. As inovações em materiais e técnicas de fabricação oferecem novas possibilidades para melhorar a distribuição de tensões e a biocompatibilidade, contribuindo para a redução de complicações e melhorando os resultados clínicos. A pesquisa contínua e a aplicação cuidadosa de novos conhecimentos são fundamentais para avançar nesse campo e proporcionar melhores soluções de tratamento para pacientes

A pesquisa atual destaca a importância de uma compreensão detalhada das forças mastigatórias e de sua distribuição em estruturas suportadas por implantes. Avanços na seleção de materiais e técnicas de fabricação podem levar a melhores resultados no design e na durabilidade das próteses dentárias. A pesquisa contínua e a experimentação são fundamentais para otimizar a reabilitação oral com implantes, garantindo sucesso em longo prazo e minimizando complicações. A aplicação de conhecimentos de engenharia e ciência dos materiais no campo da odontologia de implantes é, portanto, essencial para avançar na busca por soluções mais eficazes e seguras para pacientes.

Após a reabilitação do implante, a força máxima de mordida de pacientes desdentados geralmente aumenta de acordo com os trabalhos de Ribeiro *et al*. (2012) e Jasser *et al.* (2020). Estudos adicionais que investigam o efeito de diferentes inclinações de carga na distribuição de tensão em dentaduras fixas apoiadas por implantes de arco integral são necessárias para fornecer uma compreensão completa do comportamento biomecânico dessas dentaduras na cavidade oral.

As Próteses Sobre Implantes com infraestruturas de Fibras Reforçadas com compósitos demonstraram alta probabilidade de sobrevivência com uma carga mastigatória (300 N, 99%), independentemente do design da estrutura. No entanto, as Próteses Sobre Implantes com infraestruturas de Fibras Reforçadas com compósitos modificadas (800 N, 75%) resultaram em confiabilidade significativamente maior em relação aos Próteses Sobre Implantes com infraestruturas de Fibras Reforçadas com compósitos convencionais (800 N, 19%) em uma missão de alta carga. Da mesma forma, considerando a carga de fadiga na ruptura, mostrou valores significativamente mais elevados para os Próteses Sobre Implantes com

infraestruturas de Fibras Reforçadas com compósitos modificados em relação aos convencionais. Os dados SSALT obtidos sob um protocolo semelhante para Próteses Sobre Implantes de um sistema CAD/CAM FRC diferente com diferentes designs de estrutura, conector de 9 mm2 e 12 mm2, demonstraram maior confiabilidade para o conector de 12 mm2 a 300 N (79% e 96%, respectivamente), que foi semelhante aos resultados obtidos para ambas as estruturas testadas no estudo de Bergamo *et al.* (2021).

É necessário um entendimento mais profundo sobre os efeitos dos diferentes materiais e desenhos de estruturas sobre a distribuição de tensões em implantes dentários e osso circundante. As Próteses Sobre Implantes com infraestruturas de Fibras Reforçadas com compósitos têm mostrado resultados promissores, com alta confiabilidade para carga mastigatória, especialmente com desenhos modificados que resultam em maior confiabilidade do que as estruturas convencionais. Estes resultados apontam para a necessidade de mais estudos clínicos e experimentais para explorar materiais e técnicas alternativas na fabricação de infraestruturas para próteses suportadas por implantes.

A compreensão das complexidades biomecânicas envolvidas na reabilitação oral com implantes é crucial para o sucesso a longo prazo dos tratamentos. As inovações em materiais e técnicas de fabricação oferecem novas possibilidades para melhorar a distribuição de tensões e a biocompatibilidade, contribuindo para a redução de complicações e melhorando os resultados clínicos. A pesquisa contínua e a aplicação cuidadosa de novos conhecimentos são fundamentais para avançar nesse campo e proporcionar melhores soluções de tratamento para pacientes

Essa descoberta é de significativa importância para aplicações práticas, especialmente em campos como a engenharia biomédica e a ortopedia, onde a escolha do material pode impactar diretamente a eficácia e a segurança dos implantes ósseos. Os resultados destacam a necessidade de considerar cuidadosamente o material ao projetar e escolher infraestruturas para próteses, levando em conta não apenas a resistência e durabilidade, mas também a capacidade de absorver e distribuir a carga.

Embora um único operador tenha realizado o trabalho experimental para garantir um processo padronizado nossos dados devem ser cautelosamente extrapolados para o cenário clínico, uma vez que os complexos fatores mecânicos biotermais do ambiente oral não são considerados em testes in vitro.

7 CONCLUSÃO

Esta pesquisa revelou informações importantes sobre a seleção de materiais para infraestruturas de próteses, com foco específico nas barras de FVRC e CoCr. Os testes “in vitro” e análises estatísticas sugerem que as barras de FVRC produziram menores microdeformações em comparação com as de CoCr sob carga. Essa diferença foi estatisticamente significativa, sugerindo que a FVRC possui uma capacidade superior de absorver e distribuir carga de maneira mais eficiente. No entanto, ressalta-se a necessidade de estudos futuros, incluindo pesquisas clínicas, para explorar totalmente as implicações desses achados e aprimorar ainda mais as práticas de reabilitação oral com implantes.

REFERÊNCIAS

Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Brägger U, Pjetursson BE, Lang NP, Salvi GE. A systematic review of the survival and complication rates of implantsupported fixed dental prostheses with *cantiléver* extensions after an observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res 2009;20: 441-451.

Al Jabbari, Y.S. Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co–Cr dental alloys: A review of the literature. *J. Adv. Prosthodont.* **2014**, *6*, 138–145.

Al-Hiyasat AS, Bashabsheh OM, Darmani H. Elements released from dental casting alloys and their cytotoxic effects. Int J Prosthodont 2002;15:473–8.

Aydin C, Yilmaz H, Caglar A. Effect of glass fiber reinforce- ment on the flexural strength of different denture base resins. Quintessence Int 2002;33:457–63.

Barão VA, 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 Apr 26;46(7):1312-20. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.02.008. Epub 2013 Mar 19. PMID: 23518207.

Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. J Dent 2000;28:509–14.

Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Francetti L, et al. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: A biomechanical study. Int J Oral Maxillofac Implants 2009;24:511-7.

Bergamo ETP, Bastos TMC, Lopes ACO, de Araujo Júnior ENS, Coelho PG, Benalcazar Jalkh EB, Zahoui A, Bonfante EA. Physicochemical and mechanical characterization of a fiber-reinforced composite used as frameworks of implant-supported prostheses. Dent Mater. 2021 Aug;37(8):e443-e453. doi: 10.1016/j.dental.2021.03.014. Epub 2021 Apr 14. PMID: 33865619.

Bhering CL, Marques Ida S, Takahashi JM, Barão VA, Consani RL, Mesquita MF. The effect of casting and masticatory simulation on strain and misfit of implant-supported metal frameworks. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2016 May;62:746-51. doi: 10.1016/j.msec.2016.02.035. Epub 2016 Feb 13. PMID: 26952480.)

Bhering CL, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RL, Barão VA. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment con- cepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl 2016;69: 715-25.

Bonfante EA, Suzuki M, Carvalho RM, Hirata R, Lubelski W, Bonfante G, et al. Digitally produced fiber-reinforced composite substructures for three-unit implant-supported fixed dental prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 2015;30:321–9.

Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. Med Eng Phys. 2009 Sep;31(7):806-15. doi: 10.1016/j.medengphy.2009.03.004. Epub 2009 Apr 22. PMID: 19395303.

Bornstein MM, Halbritter S, Harnisch H, Weber HP, Buser D. A retrospective analysis of patients referred for implant placement to a specialty clinic: indications, surgical procedures, and early failures. Int J Oral Maxillofac Implants 2008;23:1109- 1116.

Brockett CL, Carbone S, Fisher J, Jennings LM. PEEK and CFR-PEEK as alternative bearing materials to UHMWPE in a fixed bearing total knee replacement: An experimental wear study. Wear 2017;374-375:86-91.

Buser, D.; Sennerby, L.; De Bruyn, H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontology 2000* **2017**, *73*, 7–21.

Cabanes Gumbau G, Canet López Á, Peñarrocha Diago M, Peñarrocha Diago M. All-on-4 with tapered neck implants and a hybrid prosthesis with a fiberglass-reinforced structure. J Oral Science Rehabilitation. 2019 Sep;5(3):16–23.

Castorina G. Carbon-fiber framework for complete arch implantsupported fixed dental prostheses supporting resin-based composite and lithium dis- ilicate ceramic crowns: Case report and description of features. Int J Peri- odontics Restorative Dent 2019;39:175-84.

Cehreli MC, Iplikcioglu H, Bilir OG. The influence of the location of load transfer on strains around implants supporting four unit cement-retained fixed prostheses: in vitro evaluation of axial versus off-set loading. J Oral Rehabil 2002;29:394-400.

Comuzzi, L.; Tumedei, M.; D'Arcangelo, C.; Piattelli, A.; Iezzi, G. An In Vitro Analysis on Polyurethane Foam Blocks of the Insertion Torque (IT) Values, Removal Torque Values (RTVs), and Resonance Frequency Analysis (RFA) Values in Tapered and Cylindrical Implants. Int. J. Environ. Res. Public Health 2021, 18, 9238. https://doi.org/10.3390/ijerph18179238

Conserva E, Menini M, Tealdo T, Bevilacqua M, Ravera G, Pera P, et al. The use of a masticatory robot to analyze the shock absorption capacity of different restorative materials for prosthetic implants: A preliminary report. Int J Prosthodont 2009;22:53-5.

Cosme DC, Baldisserotto SM, Canabarro Sde A, Shinkai RS. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. Int J Prosthodont. 2005 Jul-Aug;18(4):328-32. PMID: 16052788.

Dixon, D. L., Breeding, L. C., Sadler, J. P., & McKay, M. L. (1995). Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. The Journal of Prosthetic Dentistry, 73(3), 208-214.

Duyck J, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal experimental study. Clin Oral Implant Res 2001;12:207-18.

Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu P. Effect of cross-sectional design on the modulus of elasticity and toughness of fiber-reinforced composite materials. J Prosthet Dent 2005; 94:219–26.

Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. Dent Mater 2004;20:947–55.

English CE. Critical A-P spread. Implant Soc. 1990; 1(1):2-3.

Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011 Jul-Aug;26(4):752-9. PMID: 21841984.

Ferreira, M.B.; Barão, V.A.; Faverani, L.P.; Hipólito, A.C.; Assunção, W.G. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Mater. Sci. Eng. C* **2014**, *35*, 92–99.

Fischer K, Stenberg T. Three-year data from a randomized, controlled study of early loading of single-stage dental implants supporting maxillary com- plete arch prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;21:245-52.

Frost MH. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. Angle Orthod 1994;64:175Y188

Geng, J. P., Tan, K. B. C., & Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. Journal of Prosthetic Dentistry, 85(6), 585-598.

Geringer, A.; Diebels, S.; Nothdurft, F.P. Influence of superstructure geometry on the mechanical behavior of zirconia implant abutments: A finite element analysis. *Biomed. Tech. Eng.* **2014**, *59*, 501–506. [CrossRef]

Geris L, Vandamme K, Naert I, Vander Sloten J, Van Oosterwyck H, Duyck J. Mechanical loading affects angiogenesis and osteogenesis in an in vivo bone chamber: a modeling study. Tissue Eng Part A 2010;16:3353–61.

Geurtsen W. Biocompatibility of dentalcasting alloys. Crit Rev Oral Biol Med 2002;13:71–84.

Gherbesi, E.; Natalini, G. The Ultimaster coronary stent system: 5-year worldwide experience. *Future Cardiol.* **2020**, *16*, 251–261.

Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. Int J Oral Maxillfac Implants. 2000;15(2):239-46.

Hammerle CH, Morton D, Weber HP. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols. Int J Oral Maxillofac Implants 2009;24:109S-113S.

Hassan, N. A., Elkhadem, A. H., Kaddah, A., & El Khourazaty, N. S. (2022). Prosthesis and implant survival in immediately loaded full arch restorations using fiber-reinforced versus non-reinforced temporary frameworks: A randomized clinical trial. Brazilian Dental Science, 25(3). https://doi.org/10.4322/bds.2022.e3251

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol. 1998;24(2):80-8. doi: 10.1563/1548-1336(1998)024<0080:EPOODI>2.3.CO;2. PMID: 9835834.

Horita S, Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Imai Y, Kirita T. Biome- chanical analysis of immediately loaded implants according to the “All-on- Four” concept. J Prosthodont Res 2017;61:123-32.

Iglesias, J.F.; Roffi, M.; Degrauwe, S.; Secco, G.G.; Aminian, A.; Windecker, S.; Pilgrim, T. Orsiro cobalt-chromium sirolimus-eluting stent: Present and future perspectives. *Expert Rev. Med. Devices* **2017**, *14*, 773–788.

Jasser E, Salami Z, El Hage F, Makzoumé J, Boulos PJ. Masticatory Efficiency in Implant-Supported Fixed Complete Dentures Compared with Conventional Dentures: A Randomized Clinical Trial by Color-Mixing Analysis Test. Int J Oral Maxillofac Implants. 2020 May/Jun;35(3):599-606. doi: 10.11607/jomi.7911. PMID: 32406659.

John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat- polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. J Prosthet Dent 2001;86: 424–7.

Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Bans S. Impact strength of acrylic denture base resin reinforced with woven glass fiber. Dent Mater J 2003;22:30–8.

Kanie T, Fujii K, Arikawa H, Inoue K. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. Dent Mater 2000;16:150–8.

Kapos T, Ashy LM, Gallucci GO, Weber HP, Wismeijer D. Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. Int J Oral Maxillofac Implants 2009;24:110-117.

Lassila LVJ, Nohrström T, Vallittu PK. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidi- rectional glass fiber-reinforced composites. Biomaterials 2002;23:2221–9.

Lee KS, Shin SW, Lee SP, Kim JE, Kim JH, Lee JY. Comparative evaluation of a four-implant-supported polyetherketoneketone framework prosthesis: A three-dimensional finite element analysis based on cone beam computed tomography and computer-aided design. Int J Prosthodont 2017;30:581-5.

Maló P, de Araújo Nobre MA, Lopes AV, Rodrigues R. Immediate loading short implants inserted on low bone quantity for the rehabilitation of the edentulous maxilla using an all-on-4 design. J Oral Rehabil 2015;42: 615-23.

Marti, A. Cobalt-base alloys used in bone surgery. *Injury* **2000**, *31*, D18–D21.

Menini M, Pesce P, Pera F, Barberis F, Lagazzo A, Bertola L, Pera P. Biological and mechanical characterization of carbon fiber frameworks for dental implant applications. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2017 Jan 1;70(Pt 1):646-655. doi: 10.1016/j.msec.2016.09.047. Epub 2016 Sep 23. PMID: 27770938.

Menini M, Pesce P, Pera F, Barberis F, Lagazzo A, Bertola L, Pera P. Biological and mechanical characterization of carbon fiber frameworks for dental implant applications. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2017 Jan 1;70(Pt 1):646-655. doi: 10.1016/j.msec.2016.09.047. Epub 2016 Sep 23. PMID: 27770938.

Meriç G, Dahl JE, Ruyter IE. Physicochemical evaluation of silica-glass fiber reinforced polymers for prosthodontic appli- cations. Eur J Oral Sci 2005;113:258–64.

Mertová, K.; Palán, J.; Németh, G.; Fintová, S.; Duchek, M.; Studecký, T.; Veselý, J.; Máthis, K.; Džugan, J.; Trojanová, Z. Optimization of the mechanical performance of titanium for biomedical applications by advanced, high-gain SPD technology. *Crystals* 2020, *10*, 422.

Miyashiro M, Suedam V, Moretti Neto RT, Ferreira PM, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant supported prosthesis--tension tests. J Appl Oral Sci. 2011;19(3):244-248. doi:10.1590/s1678-77572011000300012

Minatel L, Verri FR, Kudo GAH, de Faria Almeida DA, de Souza Batista VE, Lemos CAA, Pellizzer EP, Santiago JF Junior. Effect of different types of prosthetic platforms on stress-distribution in dental implant-supported prostheses. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2017 Feb 1;71:35-42. doi: 10.1016/j.msec.2016.09.062. Epub 2016 Sep 28. PMID: 27987717.

Misch C E. Density of bone: Effect on treatment plans, surgical approach, healing, and pro- gressive bone loading. International Journal of Oral Implantology, p, 6-23, 1990.

Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. Int J Prosthodont. 2002 Jan-Feb;15(1):20-7. PMID: 11887595.

Müller F, Hernandez M, Grütter L, Aracil-Kessler L, Weingart D, Schimmel M. Masseter muscle thickness, chewing efficiency and bite force in edentulous patients with fixed and removable implant-supported prostheses: a cross-sectional multicenter study. Clin Oral Implants Res. 2012 Feb;23(2):144-150. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02213.x. Epub 2011 Jun 2. PMID: 21631592.

Nishioka RS, de Vasconcellos LG, Jóias RP, Rode Sde M. Load-application devices: a comparative strain gauge analysis. Braz Dent J. 2015 May-Jun;26(3):258-62. doi: 10.1590/0103-6440201300321. PMID: 26200149.

Özdemir Dog!an D, Polat NT, Polat S, S¸eker E, Gül EB. Evaluation of “all-on- four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. Clin Implant Dent Relat Res 2014;16:501-10.

Padhye OV, Herekar M, Patil V, Mulani S, Sethi M, Fernandes A. Stress distribution in bone and implants in mandibular 6-implant-supported can- tilevered fixed prosthesis: A 3D finite element study. Implant Dent 2015;24: 680-5.

Passaretti A, Petroni G, Miracolo G, Savoia V, Perpetuini A, Cicconetti A. Metal free, full arch, fixed prosthesis for edentulous mandible rehabilitation on four implants. J Prosthodont Res. 2018 Apr;62(2):264-267. doi: 10.1016/j.jpor.2017.10.002. Epub 2017 Dec 7. PMID: 29223315.

Pesce P, Lagazzo A, Barberis F, Repetto L, Pera F, Baldi D, Menini M. Mechanical characterisation of multi vs. uni-directional carbon fiber frameworks for dental implant applications. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2019 Sep;102:186-191. doi: 10.1016/j.msec.2019.04.036. Epub 2019 Apr 13. PMID: 31146989.

Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. Clin Oral Implants Res. 2005 Aug;16(4):486-94. doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01132.x. PMID: 16117775.

Petroni G, Passaretti A, Marincola M, Pompa G, Cicconetti A. An alternative solution for mandible rehabilitation: fixed full arch prosthesis on short implants: a randomized cohort study. J Osseointegr 2019;11(3):477-484.

R Core Team (2021). *R: A Language and environment for statistical computing*. (Version 4.1) [Computer software]. Retrieved
R. Hegde, J.E. Lemons, J.C. Broome, M.S. McCracken, Validation of strain gauges as a method of measuring precision of fit of implant bars, Implant. Dent. 18 (2009) 151–161.)

Rangert B, Jemt T, Jo¨rneus L. Forces and moments on Brånemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1989;4:241Y247

Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:360Y370

Rangert, B., Jemt, T., & Jörneus, L. (1989). Forces and moments on Brånemark implants. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 4(3), 241-247.
Rangert, B., Krogh, P. H., & Langer, B. (1995). Van Roekel's implant system for the edentulous jaw. A prospective clinical study. Clinical Oral Implants Research, 6(4), 227-234.

Ribeiro JA, de Resende CM, Lopes AL, Mestriner W Jr, Roncalli AG, Farias-Neto A, Carreiro Ada F. Evaluation of complete denture quality and masticatory efficiency in denture wearers. Int J Prosthodont. 2012 Nov-Dec;25(6):625-30. PMID: 23101044.

Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS. *Cantiléver* and implant biomechanics: a review of the literature Part 2. J Prosthodont 1994;3:114-118.

Rubo JH, Souza EAC. Computational methods applies to bioengeneering: solution of load problems in implant prosthesis. Rev Fac Odontol Bauru. 2001 Jul/dez; 9(3/4):97-103.

Rubo JH, Souza EAC. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. Clin Implant Dent Relat Res 2010;12:105-13.

SahinS,C¸ehreliMC,Yal0inE.Theinfluenceoffunctionalforcesonthe biomechanics of implant-supported prosthesesVa review. J Dent 2002,30:271Y282

Seemann R, Wagner F, Marincola M, Ewers R. Fixed, Fiber-Reinforced Resin Bridges on 5.0-mm Implants in Severely Atrophic Mandibles: Up to 5 Years' Follow-Up of a Prospective Cohort Study. J Oral Maxillofac Surg. 2018 May;76(5):956-962. doi: 10.1016/j.joms.2017.11.043. Epub 2017 Dec 12. PMID: 29294352.

Sertgöz S,Güvener S. Finite element analysis of the effect of *cantiléver* and implant legth on stress distribution in an implantsupported fixed prosthesis. J Prosthet Dent 1996; 76:165-169.

Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to *cantiléver* lengths. J Prosthet Dent 1994;71:23-26.

Sirandoni D, Leal E, Weber B, Noritomi PY, Fuentes R, Borie E. Effect of different framework materials in implant-supported fixed mandibular pros- theses: A finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;34: e107-14.

Sonofuchi, K.; Hagiwara, Y.; Koizumi, Y.; Chiba, A.; Kawano, M.; Nakayama, M.; Ogasawara, K.; Yabe, Y.; Itoi, E. Quantitative in vivo biocompatibility of new ultralow-nickel cobalt-chromium-molybdenum alloys. *J. Orthop. Res.* **2016**, *34*, 1505–1513.

Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: A three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1998;13:82-90.

Sugiura T, Yamamoto K, Horita S, Murakami K, Kirita T. Micromotion analysis of different implant configuration, bone density, and crestal cortical bone thickness in immediately loaded mandibular complete arch implant restorations: A nonlinear finite element study. Clin Implant Dent Relat Res 2018;20:43-9.

Tai Y, DeLong R, Goodking RJ, Douglas WH. Leaching of nickel, chromium, and beryllium ions from base metal alloy in an artificial oral environment. J Prosthet Dent 1992;68:692–7.

Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of fiber orientation on the polymerization shrinkage strain of fiber- reinforced composites. Dent Mater 2006;22:610–16.
The jamovi project (2022). *jamovi*. (Version 2.3) [Computer Software]. Retrieved from https://www.jamovi.org.

Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Transverse strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite. Dent Mater 1994;10:116–21.

Vallittu PK, Ruyter IE, Ekstrand K. Effect of water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. Int J Prosthodont 1998;11: 340–50.

Vallittu PK. Ultra-high-modulus polyethylene ribbon as reinforcement for denture polymethyl methacrylate: a short communication. Dent Mater 1997;13:381–2.

van Heumen CC, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Lesaffre E, Creugers NH. Fiber-reinforced dental composites in beam testing. Dent Mater 2008;24:1435–43.

Vasconcellos DK, Bottino MA, Leite FPP, Nishioka RS, Jóias RM, Mesquita AMM. Accuracy of two implant impression splinted techniques: strain-gauge analysis. J Dent Res [CD Rom] 2005;(84) (proceedings of the 83rd General Session & Exhibition of the IADR).

Wiskott HWA, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. Clin Oral Implant Res 1999;10:429Y444

Wong CKK, Narvekar U, Petridis H. Prosthodontic complications of metal- ceramic and all-ceramic, complete-arch fixed implant prostheses with mini- mum 5 years mean follow-up period: A systematic review and meta-analysis. J Prosthodont 2019;28:e722-35

Wright PS, Glantz PO, Randow K, Watson RM. The effects of fixed and removable implant-stabilised prostheses on posterior mandibular residual ridge resorption. Clin Oral Implant Res 2002;13:169-74.

Yomna H. Shash, Mohamed T. Elwakad, Mohamed A. A. Eldosoky, Mohamed M. Dohiem, Evaluation of stress and strain on mandible caused by changing the bar material in hybrid prosthesis utilizing “All-on-Four” technique, Alexandria Engineering Journal, Volume 62, 2023, Pages 129-143, ISSN 1110-0168, https://doi.org/10.1016/j.aej.2022.07.030.

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. 2022 May;127(5):783.e1-783.e10. doi: 10.1016/j.prosdent.2022.02.018. Epub 2022 Mar 17. PMID: 35305832.

Zaparolli D, Peixoto RF, Pupim D, Macedo AP, Toniollo MB, Mattos MDGC. Photoelastic analysis of mandibular full-arch implant-supported fixed dentures made with different bar materials and manufacturing techniques. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2017 Dec 1;81:144-147. doi: 10.1016/j.msec.2017.07.052. Epub 2017 Jul 31. PMID: 28887958.

Zortuk M, Kılıc K, Uzun G, Ozturk A, Kesima B. The effect of different fiber concentrations on the surface roughness of provisional crown and fixed partial denture resin. Eur J Dent 2008;2:185–90.