

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Ulysses Lenz

**PERSONALIZAÇÃO DE PILARES DE IMPLANTES
UTILIZANDO OTIMIZAÇÃO DE DESIGN
MULTIDIMENSIONAL E INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL**

Passo Fundo

2025

Ulysses Lenz

**PERSONALIZAÇÃO DE PILARES DE IMPLANTES
UTILIZANDO OTIMIZAÇÃO DE DESIGN
MULTIDIMENSIONAL E INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Doutor em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação do prof. Dr. **Álvaro Della Bona** e co-orientação do prof. Dr. **Jason Alan Griggs**.

Passo Fundo

2025

Folha reservada para
Ata de aprovação da Banca Examinadora

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ata de aprovação fornecida pela
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.

Folha reservada para

Ficha catalográfica

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.

Após, faça a substituição pela Ficha Catalográfica fornecida pela

Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.

BIOGRAFIA DO AUTOR

Ulysses Lenz é cirurgião-dentista, brasileiro (natural de Roque Gonzales - RS), mestre (2023) e doutorando em Odontologia pela Universidade de Passo Fundo – UPF, bolsista CAPES, sob orientação do Dr. Álvaro Della Bona, com estágio sanduíche na *University of Mississippi Medical Center* (EUA) sob coorientação do Dr. Jason A. Griggs. Graduiu-se em Odontologia pela UPF (2020), possui Especialização em Implantodontia (ELOSUL/FACOP, 2023) e Aperfeiçoamento em Reabilitação Oral (2022). Atua na prática clínica em consultório particular na área de reabilitação oral e desenvolve pesquisa em biomateriais, prótese sobre implantes e inteligência artificial. Foi representante discente do PPGO-UPF (2023) e integra atividades de ensino e bancas de seleção. Recebeu, entre outras distinções, o IADR Kulzer Travel Award (2025), o Student Travel Award (2024) e University Student Award (2020) da Academy of Dental Materials. Sua principal atividade atual consiste na integração entre a prática clínica e a pesquisa científica, com foco em uma odontologia baseada em evidências através da identificação de problemas clínicos reais e desenvolvimento de produtos, tecnologias e estudos que resultem em soluções práticas e aplicáveis à sociedade.

AGRADECIMENTOS

A Deus e à minha família, pelo amor incondicional e apoio diário ao longo de toda esta jornada. À minha esposa Bruna, por me incentivar a ser uma pessoa melhor e compartilhar a vida de uma forma bela e única.

Ao meu orientador Álvaro, com quem tenho a honra de trabalhar há quase dez anos, expresso minha profunda gratidão. Sua orientação contínua, e exemplo de dedicação foram fundamentais para minha formação acadêmica e pessoal. Agradeço a confiança depositada em mim desde o início e por todas as oportunidades que transformaram minha trajetória.

Ao meu coorientador Jason, agradeço a dedicação, disponibilidade e pelas contribuições objetivas que fortaleceram a condução e a qualidade deste trabalho.

À Universidade de Passo Fundo (UPF) e à University of Mississippi Medical Center (UMMC), pela infraestrutura, suporte institucional e ambiente acadêmico que tornaram este trabalho possível. À CAPES, pela concessão da bolsa e pelo financiamento que viabilizou meu desenvolvimento enquanto pesquisador.

À empresa Neodent, pelo fornecimento de materiais e colaboração para a execução dos experimentos deste trabalho.

Aos colegas de pesquisa, amigos e parceiros desta caminhada, em especial ao Renan, meu sincero agradecimento pelas discussões, trocas de conhecimento e colaboração científica que enriqueceram minha formação.

Aos amigos da UMMC, em especial à Riya e ao Additya, que tornaram meu período em um país distante mais leve, acolhedor e feliz, deixo meu agradecimento. À Susana, meu especial agradecimento por ter assumido uma figura quase maternal, pelo acolhimento e generosidade que fizeram toda a diferença nesse período longe de casa.

Aos técnicos, funcionários de laboratório e profissionais de apoio das instituições envolvidas, agradeço pela disponibilidade, pelo cuidado com cada detalhe e pelo suporte.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização desta tese, deixo meu reconhecimento e gratidão.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	10
LISTA DE FIGURAS	12
RESUMO	15
ABSTRACT	17
1 INTRODUÇÃO.....	19
2 REVISÃO DE LITERATURA	22
3 PROPOSIÇÃO	36
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	38
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	59
6 CONCLUSÕES.....	77
REFERÊNCIAS	79
ARTIGO I.....	94

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Parâmetros geométricos e suas respectivas medidas.....	43
Tabela 2. Desenhos experimentais e suas respectivas dimensões para cada parâmetro sugeridos pelo arranjo ortogonal de Taguchi.	46
Tabela 3. Propriedades mecânicas dos materiais utilizados no estudo.	48
Tabela 4. Valores mínimos e máximos dos parâmetros de desenho para exploração da rede neural.	52
Tabela 5. Resultados obtidos na análise de elementos finitos (Von Mises) e fadiga computacional (limite de fadiga) para os pilares testados.	62
Tabela 6. Sugestões de desenho para pilares personalizados pelo método ANN-GA, seguido do limite de fadiga previsto e o resultado de FEA.	65
Tabela 7. Resultados obtidos no teste laboratorial de fadiga cíclica. Os valores de torque estão representados em N.cm. Dano estrutural visível (dobramento do pilar) está representado por “*”.	66

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Secção transversal buco-palatina do sistema implante-pilar obtida por micro-CT (A). Secção transversal buco-palatina do conjunto modelado no SOLIDWORKS (B). Os componentes em (B) são os seguintes: coping hemisférico (● / branco perolado), pilar de referência (○ / rosa), parafuso conector (▲ / cinza-claro), corpo do implante (△ / cinza-escuro), osso cortical (□ / bege) e osso trabecular (■ / vermelho-escuro).....40

Figura 2. Posicionamento tridimensional do conjunto implante-pilar usando o software CoDiagnostiX.41

Figura 3. Esquerda: Modelo do pilar de referência gerado no SolidWorks, ilustrando os parâmetros de design A, B, E e F. Direita: Secção sagital do planejamento no CoDiagnostiX demonstrando a relação entre a linha de término do pilar e a margem vestibular dentária (parâmetro G).....45

Figura 4. Modelos do PAR (A) e pilar personalizado 34 (B). O processo de customização foi realizado modificando sistematicamente a geometria do PAR, mantendo a conexão interna inalterada.47

Figura 5. Configuração do modelo referência utilizado no software Abaqus para análise de elementos finitos.50

Figura 6. Esquerda: treinamento da rede neural realizado por regressão linear. Direita: Progresso do treinamento, com informações de performance e tempo decorrido.54

Figura 7. A: Modelo do PPIA em formato CAD (construído no SolidWorks). B: Bloco de titânio com conexão interna Grand Morse. C: Conjunto físico do PPIA instalado no implante e posicionados no suporte ósseo simulado e pronto para teste de fadiga mecânica.57

Figura 8. Configuração de teste de fadiga conforme as instruções da ISO 14801:2016. Na imagem, o pilar referência (PAR) está recebendo a carga através da transmissão de forças do pistão de metal para o coping hemisférico de zircônia.58

Figura 9. Distribuição de tensões do pilar com menor limite de fadiga (A), do PAR (B), e do pilar com maior limite de fadiga (C).60

Figura 10. Distribuição de tensões do implante correspondente ao pilar com menor limite de fadiga (A), do PAR (B), e do pilar com maior limite de fadiga (C).60

Figura 11. Distribuição de tensões do modelo com menor limite de fadiga (A), do modelo com o PAR (B), e do modelo com maior limite de fadiga (C).61

Figura 12. Gráfico de Pareto ilustrando os parâmetros de desenho com efeito significativo na personalização de pilares. O efeito de múltiplos parâmetros é ilustrado quando houver “ • ”.63

Figura 13. Convergência do algoritmo genético utilizando o modelo de rede neural. Os pontos azuis representam a média populacional do objetivo (limite de fadiga previsto pela rede neural, em N) por geração; a linha horizontal vermelha indica a referência de melhor aptidão.64

Figura 14. Amostra representativa do grupo PAR após teste de fadiga demonstrando dano estrutural na região de indexação do pilar.....67

Figura 15. Gráfico ilustrando a diferença das alterações de torque entre os grupos avaliados.68

RESUMO¹

O desenho dos pilares personalizados influencia diretamente a confiabilidade mecânica das restaurações sobre implantes. Este estudo teve como objetivo avaliar o efeito de parâmetros geométricos no limite de fadiga de pilares personalizados e propor um fluxo digital assistido por inteligência artificial (IA) para otimização de design com validação experimental. Um implante de conexão cone-morse, pilar anatômico referência (PAR) e parafuso de fixação foram digitalizados por microtomografia computadorizada e reconstruídos no software SolidWorks. Dez parâmetros geométricos foram definidos a partir da geometria do PAR e de um planejamento virtual de implante em incisivo central obtido por tomografia computadorizada de feixe cônico. Um arranjo ortogonal de Taguchi gerou 36 modelos de pilares personalizados com variações de $\pm 20\%$. Análise por elementos finitos (FEA - Abaqus) e simulações de fadiga (Fe-safe) foram realizadas seguindo as orientações da ISO 14801:2016 para estimar os limites de fadiga e identificar os parâmetros mais influentes. Posteriormente, os dados de 36 modelos foram utilizados para treinar uma rede neural artificial (perceptron multicamada), complementada por algoritmos genéticos para testar e sugerir

¹ Identificação do autor

novos designs otimizados. O modelo previu um pilar personalizado por IA (PPIA) com limite de fadiga de 177 N, (26,4% maior que o pilar de referência). Dez PPIA foram usinados em titânio e comparados com dez PAR em ensaio de fadiga *in vitro* seguindo a mesma configuração do teste *in silico*. A FEA mostrou concentração de tensões na região vestibular do pilar, próxima à plataforma do implante e indicaram que menores alturas transmucosas e distâncias entre linha de término e margem vestibular favoreceriam o desempenho mecânico. O PPIA apresentou menor dano estrutural e perda de torque significativamente menor do que o PAR ($p < 0.05$). Conclui-se que a integração entre simulação computacional e redes neurais é uma ferramenta relevante para otimizar o desenho de pilares personalizados para melhorar o desempenho mecânico e, por consequência, a performance clínica.

Palavras-chave: Inteligência Artificial; Pilares Dentários; Implantes Dentários; Análise por Elementos Finitos; Fadiga.

ABSTRACT²

The design of custom abutments directly influences the mechanical reliability of implant-supported restorations. This study aimed to evaluate the effect of geometric parameters on the fatigue limit of custom abutments and propose an artificial intelligence (AI) assisted digital workflow for design optimization with experimental validation. A Morse taper implant, a reference anatomic abutment (PAR), and a connector screw were digitized using micro-computed tomography and reconstructed in SolidWorks. Ten geometric parameters were defined based on the PAR geometry and a virtual implant plan of a maxillary central incisor obtained from cone-beam computed tomography. A Taguchi orthogonal array generated 36 custom abutment models with $\pm 20\%$ variations. Finite element analysis (FEA, Abaqus) and fatigue simulations (Fe-safe) were performed according to ISO 14801:2016 to estimate fatigue limits and identify the most influential parameters. Subsequently, data from the 36 models were used to train an artificial neural network (multilayer

² Customization of implant abutments using multidimensional design optimization and artificial intelligence

perceptron), complemented by genetic algorithms to test and suggest optimized designs. The model predicted an AI-customized abutment (PPIA) with a fatigue limit of 177 N (26.4% higher than the reference abutment). Ten PPIA specimens were milled in titanium and compared with ten PAR specimens in an in vitro fatigue test following the same in silico setup. FEA revealed stress concentration on the buccal side of the abutment near the implant platform and indicated that lower transmucosal heights and shorter distances between the finishing line and buccal margin improved mechanical performance. PPIA exhibited significantly lower torque loss than PAR ($p < 0.05$). It can be concluded that integrating computational simulation and neural networks is a relevant tool to optimize custom abutment design and enhance clinical and mechanical performance.

Keywords: Artificial Intelligence; Dental Abutments; Dental Implants; Finite Element Analysis; Fatigue.

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação de dentes perdidos por meio de implantes osseointegráveis representa um dos maiores avanços da odontologia contemporânea, permitindo a restauração funcional e estética do sistema estomatognático com altos índices de sucesso clínico (FRENCH *et al.*, 2021). O uso de pilares de titânio associados à conexão tipo Morse tem se destacado por sua biocompatibilidade, selamento marginal eficiente e estabilidade protética superior em comparação a outros sistemas de conexão. No entanto, mesmo com esses benefícios, complicações mecânicas e protéticas ainda são relatadas na literatura, incluindo o afrouxamento de parafusos, deformações estruturais e fraturas de pilares (LALEMAN & LAMBERT, 2023; PJETURSSON *et al.*, 2012; SAILER *et al.*, 2022; YANG *et al.*, 2022). Além disso, a geometria padronizada dos componentes pré-fabricados frequentemente apresenta limitações quanto à adaptação individual aos tecidos peri-implantares, resultando em desafios estéticos e funcionais.

Nesse contexto, a personalização de pilares surge como uma alternativa promissora, permitindo o ajuste preciso ao perfil de emergência e às características anatômicas do paciente. Essa personalização contribui para a manutenção do volume dos tecidos peri-implantares, melhorando a estética e longevidade da reabilitação (BARWACZ *et al.*, 2021; HUMM *et al.*, 2023; ROMANOS *et al.*, 2022). Entretanto, o processo convencional de confecção de pilares personalizados envolve múltiplas etapas clínicas e laboratoriais, prolongando o tempo de tratamento e introduzindo variabilidade técnica. Adicionalmente, a falta de padronização e de dados mecânicos robustos sobre o desempenho desses pilares dificulta a previsibilidade clínica e o controle de falhas estruturais.

Com o avanço das tecnologias digitais e da inteligência artificial (IA) surgiram novas possibilidades para o desenvolvimento e otimização de componentes protéticos personalizados (ALOTAIBI *et al.*, 2022; MANIEGA-MAÑES *et al.*, 2025; SCHWENDICKE, FALK *et al.*, 2019). Ferramentas de modelagem e otimização multidimensional, baseadas em algoritmos de aprendizado de máquina e redes neurais artificiais, permitem integrar informações clínicas, radiográficas e tridimensionais para criar soluções biomecanicamente otimizadas. Parâmetros como espessura óssea, volume alveolar e posicionamento tridimensional do implante podem ser

incorporados em modelos computacionais capazes de propor geometrias ideais para cada caso clínico, equilibrando adaptação tecidual e resistência estrutural.

Nesse cenário, a aplicação da IA na odontologia, especialmente na implantodontia, representa uma inovação de integração entre prática clínica e pesquisa experimental, direcionando o desenvolvimento de pilares customizados com propriedades mecânicas otimizadas e desempenho previsível. Apesar do potencial dessa abordagem, há uma carência de estudos laboratoriais que validem os modelos de otimização de design aplicados a componentes implanto suportados. Assim, o aprimoramento metodológico e a validação experimental desses sistemas são fundamentais para consolidar esse conceito.

Diante disso, o presente estudo propõe o desenvolvimento e avaliação de um método de personalização e otimização de pilares sobre implantes por meio de ferramentas de inteligência artificial, com foco em compreender seu comportamento mecânico e potencial aplicação clínica, contribuindo para uma odontologia baseada em evidências, previsível e personalizada.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Pilares sobre implantes

O estado da arte da reabilitação longa com prótese sobre implantes apresenta bons resultados e ainda está em aprimoramento. A estabilidade dos tecidos peri-implantares é importante durante a cicatrização e a conexão e desconexão dos pilares pode prejudicar esse processo. De fato, VATĖNAS & LINKEVIČIUS, 2021 em uma revisão sistemática avaliaram o efeito no nível ósseo marginal de quatro desconexões/reconexões do pilar antes da colocação definitiva do pilar em pacientes parcialmente desdentados. As desconexões/reconexões repetidas do pilar ocasionou uma perda óssea marginal 0,4 mm maior em comparação à pilares com uma única instalação. Assim, uma das limitações do protocolo para confecção de pilares personalizados pelo método convencional é a necessidade de múltiplas conexões e desconexões de componentes protéticos para sua confecção. Essa frequente troca de componentes pode prejudicar a barreira mucosa peri-implantar e causar perda óssea marginal (ABRAHAMSSON et al., 1997; ROMPEN, 2012). Para superar esse desafio, a

utilização de um pilar definitivo pode minimizar o trauma de tecidos moles e duros(CANULLO et al., 2010; DEGIDI et al., 2011), sendo uma técnica minimamente invasiva chamada one-abutment at one time (OA-OT). A revisão sistemática de ATIEH et al., 2017 observou vantagens do uso de pilares definitivos no momento da instalação de implantes em relação à manutenção do volume de tecidos moles e duros, porém poucos estudos clínicos randomizados foram incluídos e a diferença encontrada pode não ser clinicamente relevante. Entretanto, os autores ainda mencionam as vantagens da técnica, como a adaptação estável dos tecidos moles ao redor do pilar definitivo, menor número de consultas e manejo protético mais próximo da margem gengival. Ainda, em uma coorte de 5 anos usando o conceito OA-OT na região estética comparando biótipo grosso e fino demonstrou uma estabilidade de tecidos moles e duros em ambos perfis gengivais (CANULLO et al., 2018).

Em relação às principais complicações em uma reabilitação com prótese sobre implantes, o afrouxamento do parafuso foi e ainda é o problema técnico mais comum em coroas unitárias retidas por implantes, com uma taxa de complicações acumulativa de 8,8% ao longo de cinco anos(BARDIS et al., 2023). A estabilidade da conexão por parafuso pode ser afetada pelo eixo protético do implante. Foi demonstrado que há mais afrouxamento de parafusos em implantes que corrigem a angulação do que em implantes

retos(PELLEW & DUDLEY, 2023). Portanto, a posição tridimensional apropriada do implante é um parâmetro crucial em próteses parafusadas sobre implantes para diminuir o risco de complicações.

Em um estudo avaliando as complicações mecânicas em um sistema de prótese sobre implantes cone morse, a fratura do pilar foi a complicação mais frequente, seguida do afrouxamento do sistema (YANG et al., 2022). Certamente, a fratura do pilar gera um problema ainda maior ao paciente, visto que é extremamente fácil de danificar o implante ao remover o parafuso do pilar dentro do implante. Shim & Yang em 2015 (SHIM & YANG, 2015) observaram que 40% dos parafusos fraturados nos implantes ocasionaram na remoção do implante, ou seja, a reabilitação necessitou de novos procedimentos cirúrgicos envolvendo enxertias para a substituição do implante. De fato, o afrouxamento do parafuso do pilar é um problema que ocorre com frequência, sendo observado em 5.3% das próteses sobre implantes em uma avaliação por PJETURSSON et al., 2012, em 46.4% dos pilares avaliados em um estudo retrospectivo de 14 anos com 248 pacientes (YI et al., 2023), e geralmente a fratura do pilar após o afrouxamento está relacionada, sendo observada em 11.4% dos casos avaliados por YI et al., 2023. Dessa forma, JU et al., 2023 avaliaram os fatores de risco com mais impacto para o afrouxamento, agora de pilares customizados, e observaram que o

grau de atrito, a angulação bucolingual do implante e do pilar, pilares unitários e a experiência do protesista (>3 anos ou <3 anos) foram fatores de risco na incidência de afrouxamento do parafuso. Idade, sexo, localização do implante, tipo de antagonista, angulação mesiodistal do implante e localização bucolingual e mesiodistal do acesso ao parafuso não influenciaram significativamente na incidência de afrouxamento do parafuso ($p > 0,05$).

Por um longo período, o titânio tem sido considerado o padrão ouro para pilares sobre implantes. O dióxido de zircônio vem sendo investigado como material alternativo para pilares e implantes. Mais recentemente, materiais restauradores como dissilicato de lítio e materiais à base de polímeros estão sendo cimentados em uma base de titânio tendo um íntimo contato com o perfil transmucoso (LALEMAN & LAMBERT, 2023). Com base em estudos *in vitro* (GRENADE et al., 2016, 2017), observa-se que a biocompatibilidade (adesão/proliferação celular) do titânio e da zircônia é superior quando comparada a materiais restauradores como dissilicato de lítio e materiais à base de polímeros. Até o momento, as evidências clínicas para a integração de tecidos moles peri-implantares aplicam-se ao óxido de titânio ou ao dióxido de zircônio. Além disso, superfícies usinadas ou polidas (com rugosidade menor que $1\ \mu\text{m}$) devem ser preferência em relação a superfícies mais rugosas (LALEMAN & LAMBERT, 2023).

A evolução da tecnologia computed aided designing / computed aided manufacturing (CAD/CAM) trouxe muitos benefícios para a odontologia e os custos relacionados à sua técnica estão se tornando mais acessíveis. Através de arquivos tridimensionais obtidos por escaneamentos, tomografias ou até mesmo a associação de ambos, é possível individualizar próteses, pilares e coroas para se adaptarem às necessidades específicas de cada caso clínico. Dessa forma, a personalização de pilares sobre implantes vem se tornando uma alternativa de tratamento para casos estéticos e de difícil resolução, demonstrando resultados satisfatórios (WITTNEBEN et al., 2024). O ensaio clínico randomizado de Wittneben demonstrou estabilidade da crista óssea e do score de estética rosa para pilares personalizados de zircônia em seu acompanhamento de 5 anos. Em uma revisão sistemática sobre abutments de zircônia em áreas estéticas, NAVEAU et al., concluíram que abutments personalizados em CAD-CAM podem oferecer uma estabilidade tecidual superior do que pilares pré-fabricados, embora essa questão deva ser mais bem documentada posteriormente, à medida que estudos em andamento forem concluídos. Ainda, essa revisão observou 15 fraturas de pilares considerando um total de 659 pilares instalados. Por outro lado, uma análise retrospectiva de 10 anos observou resultados promissores para a sobrevivência de pilares personalizados de

titânio, sendo o afrouxamento do parafuso do pilar a complicação mecânica mais frequente (DI FRANCESCO et al., 2023).

A estabilidade a longo prazo dos tecidos é de suma importância para manutenção da saúde peri-implantar e longevidade da reabilitação. Em uma comparação de pilares personalizados versus pilares pré-fabricados, foi observado uma estabilidade tecidual mais favorável dos pilares personalizados no acompanhamento de 2 anos, e essa relação é significativa quando se comparam abutments de titânio CAD-CAM a abutments pré-fabricados de titânio e zircônia. (LOPS *et al.*, 2015).

Design dos pilares

HAN et al., 2023 observou em implantes com conexão cônica interna e *platform-switching* que o ângulo de perfil e o perfil de emergência da parte transmucosa do pilar estão intimamente associados à perda óssea marginal. Portanto, ao projetar um pilar CAD-CAM, o ângulo de perfil deve ser inferior a 20 graus dentro de 2 mm da junção implante-pilar, e o perfil de emergência deve ser côncavo ou reto, em vez de convexo, para minimizar a perda óssea marginal. De fato, Su et al., 2010 relata sobre o conceito crítico e subcrítico no perfil transgengival da prótese sobre implante, onde a região crítica está situada no contorno da margem gengival e a região subcrítica está abaixo da margem gengival até a plataforma do implante (SU et al., 2010). Adicionalmente, os

autores mencionam que o contorno crítico na região vestibular deve estar distante 0.5 a 1mm da margem gengival e as regiões interproximais e palatal devem acompanhar a anatomia do antigo dente. Em caso de implantes imediatos, o contorno crítico deve suportar a arquitetura da margem gengival enquanto o contorno subcrítico pode ser projetado para fornecer espaço regenerativo por meio de uma anatomia côncava (GONZÁLEZ-MARTÍN et al., 2020). Por outro lado, Gomez-meda et al., 2020 sugerem um conceito para restaurar o perfil de emergência em PSI com 3 regiões: zona estética (E - 1mm abaixo da margem gengival); zona delimitada (B - logo abaixo da zona estética); e zona crestal (C - entre a zona delimitada e a plataforma do implante). Os autores mencionam que em implantes com *platform-switching* posicionados abaixo do nível ósseo devem ter uma zona crestal mais alongada, pois não deve haver compressão do pilar sobre a estrutura óssea.

O contorno crítico e subcrítico do perfil de emergência do pilar/coroa deve imitar o mais próximo possível a anatomia morfológica da raiz/coroa dental para promover um adequado suporte dos tecidos, porém o perfil de emergência depende da posição do implante e o fenótipo gengival. De acordo com ESQUIVEL et al., 2021, o posicionamento tridimensional do implante afeta o desenho do perfil de emergência considerando quatro fatores determinantes: 1 – a altura do implante em relação

ao zênite gengival precisa ser suficiente para haver uma transição natural do perfil de emergência, e casos com menos de 2 mm podem ser desafiadores para uma restauração estética; 2 – a posição interproximal impacta no desenho do perfil de emergência e deve ser centralizada no alvéolo pós-extração imediato; 3 – a posição do corpo do implante pode ser idealmente posicionada palatinizada para deixar no 2 mm de espaço vestibular; 4 – a inclinação axial do implante precisa ser ao longo eixo do dente a ser extraído ou levemente palatinizada, para evitar complicações de falta de espessura de cerâmica e deiscência na região vestibular.

A altura transmucosa dos pilares protéticos representa um fator determinante na biomecânica e na estabilidade tecidual de restaurações implantossuportadas. Essa dimensão corresponde à porção do pilar que atravessa os tecidos moles até emergir na cavidade oral, influenciando a distribuição de tensões, a espessura dos tecidos peri-implantares e o perfil de emergência protético. Huh et al. (2014) demonstraram que o design transmucoso pode afetar as respostas teciduais precoces, evidenciando que diferentes alturas transmucosas alteram a adaptação da mucosa e o selamento biológico em torno dos implantes (HUH et al., 2014). Do ponto de vista mecânico, Borie et al. (2018) utilizaram análise tridimensional por elementos finitos e observaram que pilares com menor altura transmucosa apresentaram menor concentração de tensões no colar do implante, o que pode favorecer a longevidade

do conjunto (BORIE et al., 2018). Corroborando esses achados, Lillo et al. (2015) verificaram que a resistência compressiva de pilares tipo cone Morse é inversamente proporcional à altura transmucosa, indicando que alturas maiores tendem a reduzir a resistência do sistema (LILLO et al., 2015).

Além do aspecto mecânico, a literatura clínica também relaciona a altura transmucosa com a preservação do osso marginal. Estudos apontam que pilares mais altos podem facilitar a higiene e reduzir o risco de inflamação marginal, enquanto alturas menores promovem melhor comportamento biomecânico, exigindo, portanto, uma seleção individualizada de acordo com o biótipo gengival e a profundidade de instalação do implante (MATTHEOS et al., 2021; QUISPE-LÓPEZ et al., 2024). Dessa forma, a definição da altura transmucosa ideal deve equilibrar exigências biomecânicas e biológicas, garantindo um perfil de emergência harmônico e uma resposta tecidual estável a longo prazo.

A altura do pilar protético é igualmente relevante para o comportamento estrutural e funcional das reabilitações sobre implantes. Essa variável determina o comprimento do braço de alavanca que transmite as cargas oclusais ao implante, influenciando diretamente a distribuição de tensões, a deformação do conjunto e o afrouxamento do parafuso protético. Beltrán-Guijarro et al. (2024), por meio de análise por elementos finitos,

observaram que pilares mais baixos reduzem significativamente as tensões de von Mises na região do parafuso e da plataforma do implante, enquanto pilares mais altos aumentam o momento de flexão e o risco de fadiga estrutural (BELTRÁN-GUIJARRO et al., 2024). De modo consistente, Hendi et al. (2024) relataram que o aumento da altura do pilar está associado a maior incidência de afrouxamento do parafuso sob carregamento cíclico, especialmente em situações com grande altura de coroa clínica (HENDI et al., 2024). Esses achados biomecânicos foram complementados por estudos experimentais, como o de Bordin et al. (2019), que demonstraram que tanto a altura do colar do pilar quanto o comprimento do implante afetam a distribuição de tensões no osso circundante, destacando que pilares mais curtos proporcionam uma transferência de carga mais favorável e menor deformação do osso cortical (BORDIN et al., 2019). Assim, a literatura anterior indica que a redução da altura do pilar tende a melhorar o desempenho mecânico e a estabilidade do conjunto implante–pilar, embora a decisão clínica deva considerar fatores estéticos, funcionais e anatômicos individuais.

Inteligência artificial em implantodontia

A aplicação da inteligência artificial na odontologia está repleta de possibilidades. Uma revisão sistemática recente (REVILLA-LEÓN et al., 2023) apontou a capacidade da IA de

reconhecer o tipo de implante, de prever o sucesso do implante usando fatores de risco do paciente, e de otimizar os designs de implantes. Os autores relatam também que com sua aplicação na implantodontia expandindo rapidamente, a eficácia e confiabilidade dos modelos de IA devem ser avaliadas antes de recomendá-las para a prática clínica. A maioria dos estudos se limitou a simulações virtuais dos designs, não aplicando em estudos in vitro.

Três estudos (LI et al., 2019; ROY et al., 2018; ZAW et al., 2009) aplicaram modelos de IA para otimização do design de implantes, utilizando métodos de análise de elementos finitos (FEA). Li et al. substituíram o modelo de FEA por um algoritmo de IA para calcular o estresse na interface implante-osso, considerando três variáveis de design de implantes: comprimento do implante, comprimento da rosca e passo da rosca. O modelo de IA buscou otimizar essas variáveis de design para minimizar o estresse na interface implante-osso. Os resultados deste estudo mostraram uma redução de 36,6% no estresse na interface implante-osso em comparação com o modelo de FEA. Roy et al. visaram otimizar a porosidade, comprimento e diâmetro do design do implante, usando uma rede neural artificial (RNA) combinada com algoritmos genéticos, substituindo os cálculos de FEA. Todos os estudos concordaram sobre a aplicabilidade dos modelos de IA para otimizar designs de implantes; no entanto, são necessárias

investigações adicionais para aprimorar os cálculos de IA no design de implantes e avaliar os resultados em estudos *in vitro*, em animais e clínicos.

O estudo de Gandía-Sastre e Prados-Privado (2025) propôs um modelo híbrido que integra dados de análises por elementos finitos (FEA) com redes neurais artificiais (ANN) para prever respostas mecânicas associadas à fadiga em implantes dentários de titânio. Trata-se de um estudo de prova de conceito, com o objetivo de demonstrar que algoritmos de aprendizado de máquina podem replicar com alta precisão os resultados de simulações mecânicas complexas, reduzindo significativamente o tempo computacional necessário para análises biomecânicas. Foram geradas 200 simulações FEA de um implante de titânio grau 4, modelado no SolidWorks® e simulado no ANSYS Workbench®, variando três parâmetros principais: força aplicada (100–800 N), ângulo de carga (0°–45°) e diâmetro do implante (3,0–5,0 mm). As saídas consideradas foram tensão de von Mises, deformação máxima e fator de segurança à fadiga (FSF). O modelo de rede neural — do tipo *feed-forward*, com duas camadas ocultas de 64 neurônios e ativação ReLU — foi treinado em *Python/TensorFlow* utilizando 160 casos (80%) e testado em 40 (20%), com o otimizador Adam e função de perda MSE. O modelo apresentou correlação favorável com os resultados FEA, com $R^2 = 0,97$ para tensões, 0,95 para deformações e 0,92 para o FSF, com erro médio inferior a 5%. A

rede neural conseguiu prever com precisão os efeitos combinados de força, ângulo e diâmetro sobre a distribuição de tensões e segurança à fadiga. As maiores tensões concentraram-se na região do pescoço e primeiras roscas do implante.

Nos últimos anos, a integração entre FEA e inteligência artificial (IA) tem se mostrado uma estratégia promissora para acelerar processos de otimização geométrica. Modelos híbridos, combinando redes neurais artificiais (ANNs) e algoritmos genéticos, têm sido empregados para prever microdeformações no osso peri-implantar e ajustar variáveis de design de modo a promover melhor ossointegração e desempenho mecânico (ARUN RAJ et al., 2024; CHOUDHURY et al., 2022; MOGHIMI et al., 2012). Essa combinação permite um processo de “seleção elitista” dos resultados, em que o sistema identifica automaticamente as configurações mais adequadas segundo múltiplos critérios biomecânicos.

Além disso, estudos recentes aplicaram técnicas de aprendizado profundo (*deep learning*) para aprimorar aspectos morfológicos em implantodontia, como o design tridimensional de implantes bioativos (ARUN RAJ et al., 2024) e a morfologia oclusal de coroas posteriores suportadas por implantes, com desempenho superior em termos de eficiência e precisão digital (CHO et al., 2024). Revisões sistemáticas recentes reforçam que a IA tem potencial crescente em todas as etapas do fluxo digital,

desde o planejamento cirúrgico até a modelagem protética, destacando a necessidade de validações clínicas e padronização de protocolos (ALOTAIBI et al., 2022; MANIEGA-MAÑES et al., 2025; REVILLA-LEÓN et al., 2023; SCHWENDICKE, F. et al., 2020; SCHWENDICKE, FALK et al., 2019). No entanto, nenhum estudo anterior aplicou essas técnicas especificamente à otimização geométrica de pilares personalizados, o que representa uma lacuna científica relevante com implicações diretas na durabilidade e previsibilidade das reabilitações sobre implantes.

3 PROPOSIÇÃO

Objetivo Geral

Analisar o comportamento mecânico de pilares personalizados de titânio fabricados por otimização de design multidimensional com auxílio de inteligência artificial (IA).

Objetivos Específicos

1. Investigar parâmetros de desenho impactantes no limite de fadiga de pilares personalizados em simulações *in silico* (análise de elementos finitos);

Hipótese 1 (h_1): Pilares podem ser otimizados e apresentar designs com distribuição de tensões mais favorável em áreas críticas do sistema de implantes do que pilares anatômicos pré-fabricados.

2. Desenvolver uma metodologia para sugerir desenhos otimizados de pilares personalizados e prever seu limite de fadiga usando inteligência artificial com treinamento por redes neurais e algoritmos genéticos (*proof of concept*);

Hipótese 2 (h_2): A metodologia proposta tem a capacidade de sugerir um desenho de pilar personalizado com limite de fadiga maior do que pilares anatômicos pré-fabricados.

3. Avaliar o dano estrutural e o afrouxamento de pilares personalizados por meio de testes de fadiga *in vitro*.

Hipótese 3 (h_3): Pilares personalizados por IA apresentam designs com comportamento mecânico (dano e afrouxamento) mais favorável que pilares pré-fabricados.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho é caracterizado como um estudo computacional-laboratorial e foi realizado no Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Passo Fundo (PPGOdonto-UPF) com período de estágio na *University of Mississippi Medical Center*, Jackson, Mississippi, EUA.

Digitalização das estruturas

Um implante dentário com conexão cônica interna (Helyx, Grand Morse, Neodent; 3,5 mm de diâmetro e 16 mm de comprimento), um pilar anatômico pré-fabricado de corpo estreito (Pilar Referencia – PAR, com 2,5 mm de altura transmucosa, Neodent, Paraná, Brasil) e um parafuso conector de pilar foram escaneados por microtomografia computadorizada (micro-CT) (Skyscan 1172; Micro Photonics, Allentown, PA, EUA, Figura 1A), utilizando filtros de alumínio e cobre e tamanho de pixel de 34,6 µm. Os arquivos tridimensionais gerados foram processados no software Simpleware W-2024.12 (Synopsis, Sunnyvale, CA, EUA) por meio da segmentação de níveis de cinza, produzindo

réplicas digitais precisas dos espécimes físicos. Esses modelos tridimensionais foram utilizados para mensurar a geometria dos componentes e, em seguida, reconstruir o sistema de pilar-implante em software de *Computer Aided Design* (CAD).

O modelo tridimensional foi criado no SOLIDWORKS 2023 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, França) usando técnica de engenharia reversa, mantendo-se a conexão interna cônica e a indexação hexagonal do pilar referência (PAR). Além da reconstrução do pilar, do implante e do parafuso do pilar, foram também modelados um *coping* hemisférico para carregamento e um suporte ósseo contendo camadas simuladas de osso cortical e esponjoso (Figura 1B), baseadas em modelos experimentais anteriores (DUAN & GRIGGS, 2018). O conjunto foi virtualmente montado de forma a reproduzir o arranjo físico (conforme a micro-CT), posicionando o implante 0,8 mm acima do nível do osso cortical para simular um cenário clínico crítico para conexões internas cônicas. Esse valor foi escolhido considerando dados clínicos que reportam reabsorção óssea média de $0,49 \pm 0,74$ mm após 8–10 anos de acompanhamento em mais de 10 mil implantes (FRENCH *et al.*, 2021).

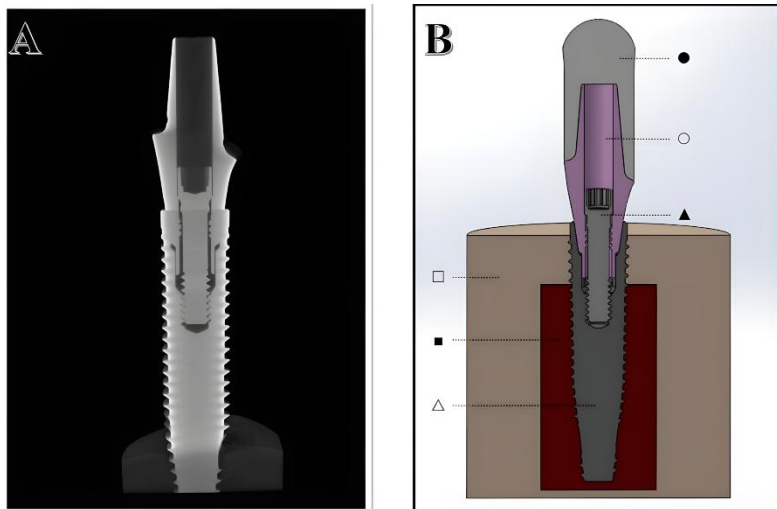


Figura 1. Secção transversal buco-palatina do sistema implante-pilar obtida por micro-CT (A). Secção transversal buco-palatina do conjunto modelado no SOLIDWORKS (B). Os componentes em (B) são os seguintes: coping hemisférico (● / branco perolado), pilar de referência (○ / rosa), parafuso conector (▲ / cinza-claro), corpo do implante (△ / cinza-escuro), osso cortical (□ / bege) e osso trabecular (■ / vermelho-escuro).

Uma tomografia computadorizada *cone beam* (CBCT) de um dos autores (U.L) foi utilizada com o consentimento informado do paciente para posicionar virtualmente o conjunto implante-pilar usando o software CoDiagnostiX 2024 v10.8 (Straumann, Oslo, Noruega). O implante foi posicionado na região do incisivo central superior direito (Figura 2), seguindo quatro critérios fundamentais (ESQUIVEL *et al.*, 2021): (1) profundidade de instalação 4 mm abaixo da margem gengival; (2) posição interproximal

centralizada, respeitando a distância méso-distal do dente; (3) leve palatinização do corpo do implante; e (4) inclinação axial ajustada para que o canal do parafuso ficasse entre o cingulo e a borda incisal. Após o posicionamento, parâmetros anatômicos relacionados ao paciente foram medidos no CoDiagnostiX por meio da ferramenta de mensuração de distâncias.

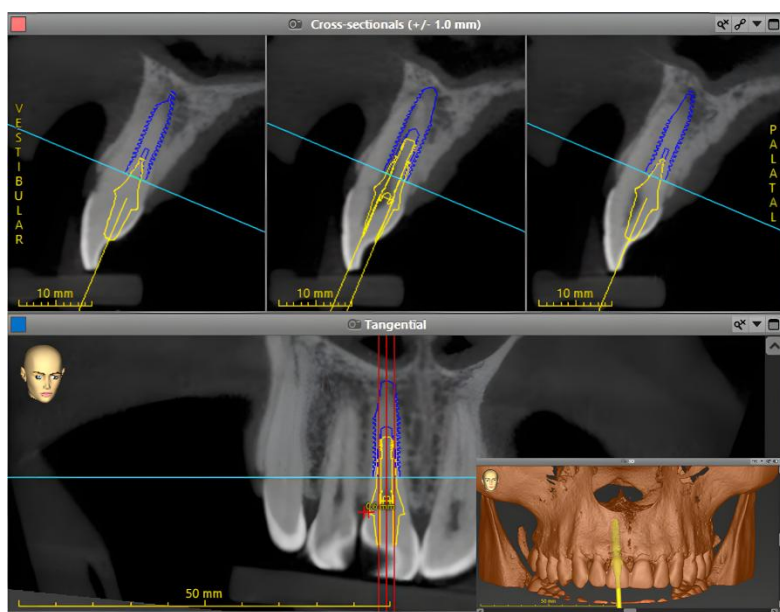


Figura 2. Posicionamento tridimensional do conjunto implante-pilar usando o software CoDiagnostiX.

Experimento de desenhos

Dez parâmetros de desenho foram selecionados considerando a geometria do pilar de referência (6 parâmetros) e dados anatômicos do paciente (4 parâmetros) (Tabela 1). Esses parâmetros foram definidos com base no conceito de espaço biológico dentro do sistema implante-pilar e nas variações de design comumente observadas entre pilares pré-fabricados. Cada fator foi tratado como independente, permitindo identificar quais variáveis exercem maior influência sobre a geometria e desempenho mecânico do pilar.

Tabela 1. Parâmetros geométricos e suas respectivas medidas.

Parâmetros de design		20% maior	Referência	20% menor
A	Altura vestibular do preparo do pilar	4,25	5,32	6,38
B	Altura palatina do preparo do pilar	3,41	4,26	5,11
C	Altura vestibular do término protético	0,16	0,20	0,24
D	Altura palatina do término protético	1,28	1,60	1,92
E	Altura interproximal do término protético	1,64	2,05	2,46
F	Altura do transmucoso	1,60	2,00	2,40
G	Distância do término protético vestibular ao limite dentário correspondente	2,06	2,57	—
H	Distância do término protético palatino ao limite dentáriocorrespondente	0,60	0,77	—
I	Distância do término protético mesial ao limite dentário correspondente	0,54	0,67	—
J	Distância do término protético distal ao limite dentário correspondente	0,50	0,62	—

As medidas dos parâmetros geométricos foram obtidas tanto das réplicas físicas quanto dos modelos digitais, utilizando microscopia óptica e o SOLIDWORKS, respectivamente. Já os parâmetros relacionados ao paciente foram extraídos diretamente do planejamento no CoDiagnostiX. Esses valores de referência

foram ajustados em $\pm 20\%$, gerando três níveis de cada fator (20% menor, valor de referência e 20% maior) para investigar efeitos não lineares. Para os parâmetros relacionados ao paciente (G-J), apenas os níveis referência e 20% menor foram considerados, uma vez que valores maiores implicariam um pilar mais estreito e menos representativo clinicamente. A seleção de 20% foi guiada pelo Princípio de Pareto, segundo o qual aproximadamente 80 % dos efeitos decorrem de 20 % das causas. Essas variações afetaram sistematicamente as dimensões horizontais do pilar na região alveolar-transmucosa (com perfil côncavo), bem como o formato das áreas de preparo o pilar e do término protético, resultando em diferentes desenhos tridimensionais e personalizados para a anatomia do paciente. Parâmetros representativos podem ser observados na Figura 3.

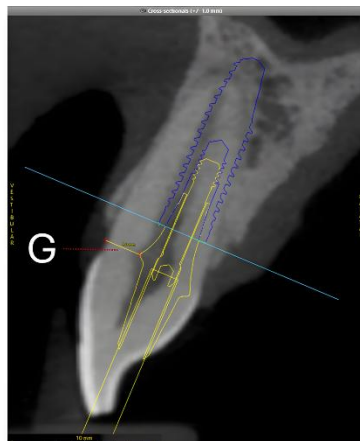
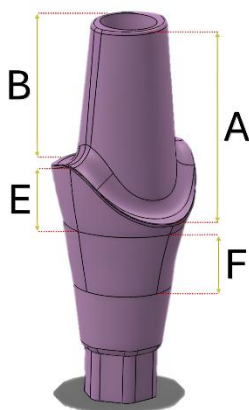


Figura 3. Esquerda: Modelo do pilar de referência gerado no SolidWorks, ilustrando os parâmetros de design A, B, E e F. Direita: Secção sagital do planejamento no CoDiagnostiX demonstrando a relação entre a linha de término do pilar e a margem vestibular dentária (parâmetro G).

O experimento de desenhos foi planejado no Reliasoft DOE++ por meio de um arranjo ortogonal de Taguchi (Tabela 2), utilizando três níveis para os parâmetros A–F e dois níveis (referência e 20% menor) para G–J. Isso resultou em 36 combinações geométricas de pilares personalizados (Figura 4), modeladas no SOLIDWORKS e montadas com os demais componentes do sistema (osso cortical e medular, corpo do implante, parafuso e *coping* hemisférico). ANOVA ($\alpha = 0,1$) foi aplicado para identificar os parâmetros com efeito estatisticamente significativo sobre o limite de fadiga, utilizando o método de Lenth para estimar a variância dos efeitos.

Tabela 2. Desenhos experimentais e suas respectivas dimensões para cada parâmetro sugeridos pelo arranjo ortogonal de Taguchi.

Pilar	Parâmetros									
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J
PAR	6,25	6,25	0,2	1,6	2,05	2	2,57	0,77	0,67	0,62
1	5	5	0,2	1,6	1,64	2	2,06	0,6	0,67	0,62
2	6,25	5	0,16	1,6	2,05	1,6	2,57	0,6	0,54	0,62
3	5	6,25	0,2	1,28	1,64	2	2,06	0,6	0,54	0,5
4	7,5	6,25	0,2	1,28	2,46	2	2,06	0,6	0,54	0,5
5	7,5	5	0,16	1,6	2,46	1,6	2,57	0,6	0,54	0,62
6	6,25	6,25	0,2	1,28	2,05	2	2,06	0,6	0,54	0,5
7	7,5	5	0,16	1,28	2,46	1,6	2,06	0,6	0,54	0,5
8	7,5	5	0,2	1,6	2,46	2	2,06	0,6	0,67	0,62
9	5	6,25	0,16	1,6	1,64	2	2,06	0,77	0,54	0,62
10	5	6,25	0,16	1,28	1,64	1,6	2,06	0,77	0,67	0,62
11	5	6,25	0,16	1,6	1,64	2	2,57	0,6	0,67	0,5
12	7,5	6,25	0,16	1,28	2,46	1,6	2,06	0,77	0,67	0,62
13	7,5	6,25	0,16	1,6	2,46	2	2,57	0,6	0,67	0,5
14	7,5	6,25	0,2	1,6	2,46	1,6	2,57	0,77	0,54	0,5
15	6,25	5	0,16	1,28	2,05	2	2,57	0,77	0,67	0,5
16	7,5	6,25	0,16	1,6	2,46	2	2,06	0,77	0,54	0,62
17	5	5	0,2	1,28	1,64	2	2,57	0,77	0,54	0,62
18	5	5	0,2	1,6	1,64	1,6	2,06	0,77	0,67	0,5
19	7,5	5	0,2	1,6	2,46	1,6	2,06	0,77	0,67	0,5
20	6,25	5	0,16	1,28	2,05	1,6	2,06	0,6	0,54	0,5
21	6,25	5	0,2	1,28	2,05	2	2,57	0,77	0,54	0,62
22	6,25	5	0,2	1,6	2,05	2	2,06	0,6	0,67	0,62
23	5	5	0,16	1,28	1,64	1,6	2,06	0,6	0,54	0,5
24	6,25	6,25	0,16	1,6	2,05	2	2,06	0,77	0,54	0,62
25	6,25	5	0,2	1,6	2,05	1,6	2,06	0,77	0,67	0,5
26	7,5	6,25	0,2	1,28	2,46	1,6	2,57	0,6	0,67	0,62
27	7,5	5	0,2	1,28	2,46	2	2,57	0,77	0,54	0,62
28	5	5	0,16	1,28	1,64	2	2,57	0,77	0,67	0,5
29	5	6,25	0,2	1,28	1,64	1,6	2,57	0,6	0,67	0,62
30	7,5	5	0,16	1,28	2,46	2	2,57	0,77	0,67	0,5
31	6,25	6,25	0,2	1,6	2,05	1,6	2,57	0,77	0,54	0,5
32	5	5	0,16	1,6	1,64	1,6	2,57	0,6	0,54	0,62
33	6,25	6,25	0,16	1,28	2,05	1,6	2,06	0,77	0,67	0,62
34	5	6,25	0,2	1,6	1,64	1,6	2,57	0,77	0,54	0,5
35	6,25	6,25	0,16	1,6	2,05	2	2,57	0,6	0,67	0,5
36	6,25	6,25	0,2	1,28	2,05	1,6	2,57	0,6	0,67	0,62

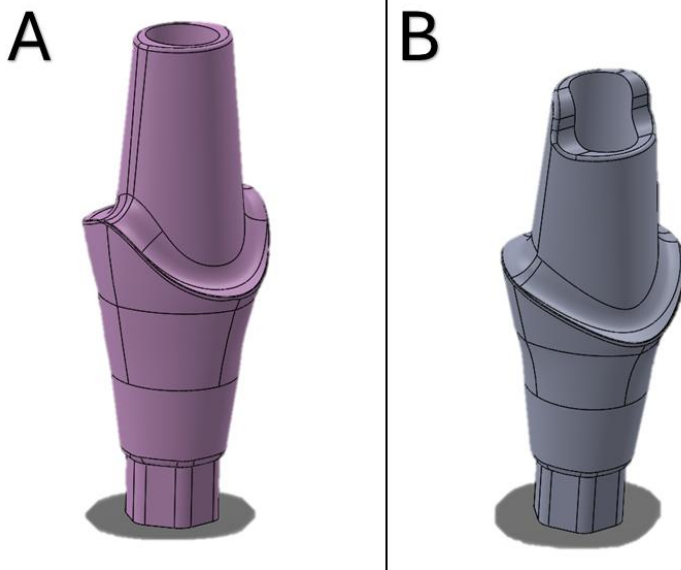


Figura 4. Modelos do PAR (A) e pilar personalizado 34 (B). O processo de customização foi realizado modificando sistematicamente a geometria do PAR, mantendo a conexão interna inalterada.

Teste *in silico* (análise de elementos finitos)

As simulações por análise de elementos finitos (FEA) foram realizadas no ABAQUS 2023 (SIMULIA, Dassault Systèmes), com base na norma ISO 14801 (Dentistry – Implants – Dynamic Loading Test for Endosseous Dental Implants, 2016). Os modelos do SOLIDWORKS foram exportados para o ABAQUS, e todos os materiais foram considerados isotrópicos e homogêneos. As propriedades mecânicas dos materiais utilizados no

experimento foram atribuídas de acordo com dados da literatura e estão apresentados na Tabela 3:

Tabela 3. Propriedades mecânicas dos materiais utilizados no estudo.

Componente	Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	Resistencia a tração (MPa)
Implante	Titânio comercialmente puro (Grau 4) (KIRMANIDOU <i>et al.</i> , 2016)	105	0.34	660
Pilar	Ti6AlV-ELI (TIMET)	113.8	0.31	825
Parafuso do pilar	Ti6AlV-ELI (TIMET)	113.8	0.31	825
Coping de carregamento	Zircônia (BELLI <i>et al.</i> , 2017)	205	0.30	-
Osso medular	Osso medular (RHO <i>et al.</i> , 1993)	14	0.30	-
Osso cortical	Osso cortical (RHO <i>et al.</i> , 1993)	20	0.30	-

Uma interação superfície-superfície entre o parafuso e o implante foi aplicada, considerando a pré-carga do parafuso como responsável pela conexão estável do encaixe cônico *morse taper*.

A osseointegração foi simulada por restrição de contato (*tie constraint*) entre as roscas do implante e as camadas ósseas. As condições de contorno foram aplicadas à superfície externa do osso cortical, impedindo deslocamentos de modo a reproduzir o suporte fisiológico. A malha dos modelos foi realizada com elementos tetraédricos lineares, com estudo de convergência prévio realizado no modelo referência visando otimização computacional. O tamanho que requer menor nível de processamento sem perder qualidade de malha foi 0,15 μm , resultando em um modelo com 614.678 elementos no modelo final. Uma carga inicial de 100 N foi aplicada sobre a face palatina do *coping* hemisférico de zircônia, em ângulo de 30° em relação ao eixo longitudinal do implante (Figura 5).

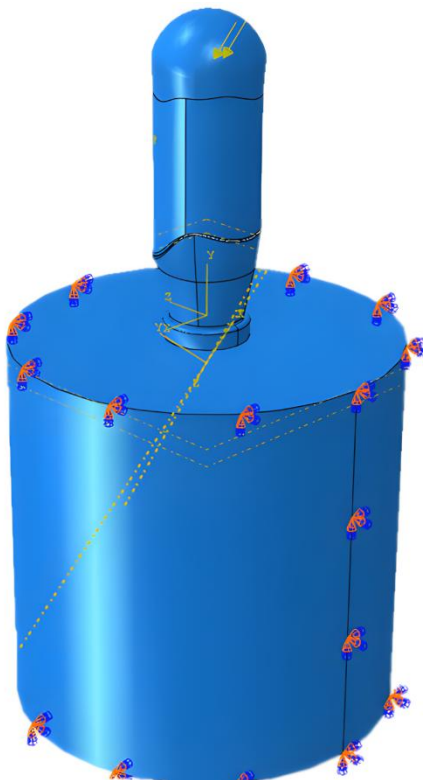


Figura 5. Configuração do modelo referência utilizado no software Abaqus para análise de elementos finitos.

Os arquivos de saída (.odb) gerados pelo ABAQUS foram processados no software Fe-Safe 2023 (SIMULIA, Dassault Systèmes). As tensões obtidas foram utilizadas para simular carregamento cíclico conforme a norma ISO 14801, com frequência de 2 Hz e razão de tensões $R = 0,1$. O critério de Brown–Miller com correção de Morrow foi aplicado para estimar o tempo

de vida em fadiga. O limite de fadiga foi determinado como a maior carga para a qual o modelo apresentava vida infinita, ou seja, sem falha por fadiga. Inicialmente, aplicou-se 100 N (que resultou em tempo de vida infinita), seguido por 200 N (vida finita), e, em seguida, cargas intermediárias foram testadas até identificar o valor de transição entre regime finito e infinito, representando o limite máximo de carga suportada para cada geometria de pilar. Em média, cinco níveis intermediários de carga foram necessários para determinar o limite de fadiga de cada modelo.

Implementação de Rede Neural Artificial e Algoritmo Genético (ANN-GA)

Os resultados obtidos a partir das 36 geometrias de pilares personalizados foram utilizados para treinar uma rede neural artificial complementada por algoritmos genéticos (ANN-GA), com o objetivo de sugerir e avaliar novos designs otimizados de pilares personalizados. Os 10 parâmetros geométricos de projeto de cada pilar provenientes da FEA previamente realizada foram definidos como variáveis de entrada, enquanto o limite de fadiga foi considerado a variável de saída. Dessa forma, foi construída uma matriz de entrada de 36×10 e um vetor de saída de 36 elementos, representando os limites de fadiga (em Newtons) de cada geometria.

Os limites dimensionais mínimos e máximos de cada parâmetro (i) foram ampliados para faixas clinicamente aceitáveis conforme a Tabela 4.

Tabela 4. Valores mínimos e máximos dos parâmetros de desenho para exploração da rede neural.

Parâmetros		Min (mm)	Max (mm)
A	Altura vestibular do preparo do pilar	5	8
B	Altura palatina do preparo do pilar	5	8
C	Altura vestibular do término protético	0,1	0,4
D	Altura palatina do término protético	1	1,8
E	Altura interproximal do término protético	1,5	2,5
F	Altura do transmucoso	1	2,5
G	Distância do término protético vestibular ao limite dentário correspondente	1,5	2,57
H	Distância do término protético palatino ao limite dentário correspondente	0,5	0,77
I	Distância do término protético mesial ao limite dentário correspondente	0,5	0,67
J	Distância do término protético distal ao limite dentário correspondente	0,5	0,62

Todos os parâmetros foram normalizados pelo método min-max no intervalo $[0, 1]$ para que todas as entradas compartilhassem a mesma escala, seguindo a equação:

$$\tilde{p}_i = \frac{p_i - p_{i_{\min}}}{p_{i_{\max}} - p_{i_{\min}}}$$

A arquitetura da rede neural foi implementada no MATLAB (Neural Network Toolbox, MathWorks) como um *perceptron* com duas camadas ocultas de 10 neurônios cada, treinada pelo algoritmo de Levenberg–Marquardt (`trainlm`) utilizando a função de erro quadrático médio (MSE) como critério de perda. O limite de fadiga previsto foi utilizado como função objetivo do modelo, e o treinamento atingiu o critério de desempenho com coeficiente de regressão $R = 1,00$ após 2.491 épocas, com tempo total de processamento de aproximadamente 6 segundos (Figura 6).

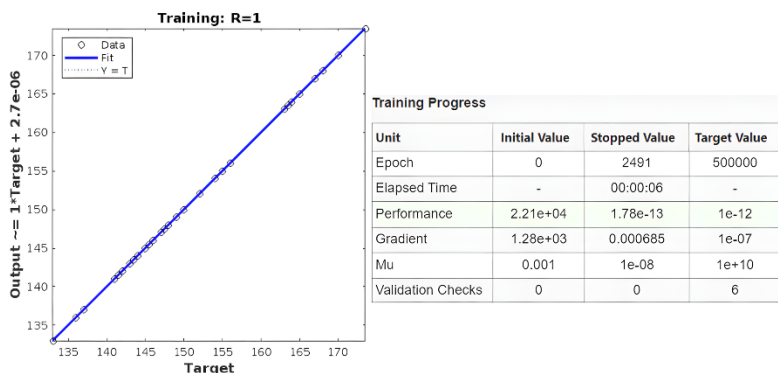


Figura 6. Esquerda: treinamento da rede neural realizado por regressão linear. Direita: Progresso do treinamento, com informações de performance e tempo decorrido.

O Algoritmo Genético (GA) foi implementado no MATLAB e operou sobre os dez parâmetros de projeto normalizados ($\tilde{p}_i$). Foi utilizada uma população inicial de 100 indivíduos, com 30 pares de cruzamento (gerando 60 descendentes), 30 indivíduos mutados por geração e elitismo dos 10 melhores indivíduos, totalizando 250 gerações. A aptidão (fitness) de cada indivíduo foi prevista com base no modelo de rede neural artificial previamente treinado. A mutação gaussiana perturbou cada gene por meio de ruído de média zero e desvio padrão (σ) igual a 5% da faixa permitida para o parâmetro, conforme a equação: $\tilde{p}'_i = \text{clip}(\tilde{p}_i + N(0, \sigma^2), 0, 1)$ sendo “clip” a função que limita o valor do parâmetro aos limites clínicos

aceitáveis. O melhor indivíduo final foi então desnormalizado para unidades físicas pela equação: $p_i = p_{i_{\min}} + \tilde{p}_i(p_{i_{\max}} - p_{i_{\min}})$ obtendo-se, assim, os dez parâmetros geométricos otimizados do pilar personalizado por inteligência artificial (PPIA).

Para validar a precisão do modelo, o pilar otimizado foi modelado sistematicamente no SolidWorks e submetido à simulação de fadiga seguindo o mesmo protocolo experimental descrito anteriormente (análise FEA no Abaqus + simulação de fadiga no fe-safe). Para identificar a precisão do modelo ANN-GA, foi considerado uma margem de erro de 5% do limite de fadiga do PAR, que representa 7 N. Ou seja, caso fosse observada discrepância superior entre o valor previsto pela ANN-GA e o resultado obtido pela simulação FEA, a rede neural era re-treinada por retroalimentação (*feedback retraining*) até que fosse atingida uma correlação precisa entre as previsões do modelo e os resultados por FEA.

Teste *in vitro* (fadiga laboratorial)

O desenho do PPIA foi exportado como arquivo STL para fresagem (Figura 7A). Dez blocos de titânio (Titanium Block, Grand Morse, Neodent, Brasil) (Figura 7B) foram fresados em Computer Aided Manufacturing (CAM) (DMG Ultrasonic 20 linear, DMG MORI, Tokyo, Japan) seguindo as recomendações do

fabricante. Dez pilares referência (Pilar anatômico pré-fabricado, Grand Morse, Neodent, Brasil) foram utilizados como controle.

Vinte implantes de conexão interna cônica (Helix, Grand Morse, Neodent, 3.5 mm de diâmetro e 16 mm de comprimento) foram instalados seguindo as recomendações do fabricante em suporte de amostras que simula as propriedades mecânicas e a estrutura em camadas da mandíbula humana (DUAN & GRIGGS, 2018). O implante foi posicionado 0.8 mm acima da margem óssea simulando a mesma configuração de teste utilizada no experimento computacional. Cilindros de resina epóxi reforçada por fibra de vidro e resina acrílica autopolimerizável simularam osso cortical e medular, respectivamente. Os pilares experimentais e convencionais foram instalados sobre os implantes (Figura 7C) com torque de 20 N.cm usando um torquímetro digital (TQ8800; Lutron, Taipei, Taiwan) controlado por software (SW-U801, Lutron, Taiwan). Os desenhos digitais realizados em CAD do *coping* hemisférico para o PAR e para o PPIA foram utilizados para confeccionar espécimes físicos fresados em zircônia monolítica (IPS E.max ZirCAD, Ivoclar, Vivadent). Os *copings* foram cimentados sobre os pilares correspondentes usando cimento resinoso (RelyX U200, 3M ESPE), deixando o acesso para o parafuso conector desobstruído para possibilitar a análise de torque de remoção sem a necessidade de remoção do *coping*.

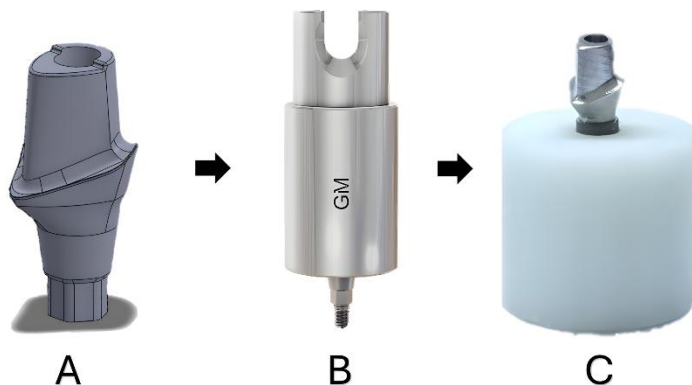


Figura 7. A: Modelo do PPIA em formato CAD (construído no SolidWorks). B: Bloco de titânio com conexão interna Grand Morse. C: Conjunto físico do PPIA instalado no implante e posicionados no suporte ósseo simulado e pronto para teste de fadiga mecânica.

O teste de fadiga mecânica foi realizado seguindo a normativa ISO 14801:2016 em máquina de fadiga pneumática (Biopdi, Biocycle, São Carlos, Brasil) para um desafio de 2×10^6 ciclos em uma frequência de 2 Hz com carga de 100 N aplicada em um ângulo de 30° em relação ao eixo do implante (Figura 8). Após o desafio de fadiga, o torquímetro digital foi utilizado para avaliar o torque máximo necessário para afrouxar o parafuso conector dos pilares. Microscopia ótica foi utilizada para avaliar a presença de dano e deformações nos pilares. Os valores de torque de remoção foram tabulados e analisados estatisticamente usando teste de normalidade de Shapiro-Wilk ($p = 0.0096$). Devido a distribuição

não paramétrica dos dados, Man-Whitney U test ($p=0.05$) foi utilizado para detectar diferenças significativas entre os grupos.



Figura 8. Configuração de teste de fadiga conforme as instruções da ISO 14801:2016. Na imagem, o pilar referência (PAR) está recebendo a carga através da transmissão de forças do pistão de metal para o coping hemisférico de zircônia.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

O pico de tensão de von Mises dos modelos submetidos a uma carga de 100 N concentrou-se acima da plataforma do implante, na região vestibular dos pilares referência e dos pilares personalizados (Figura 9). Os valores máximos de tensão de von Mises variaram de 229 MPa a 302 MPa. O pilar, o implante e o parafuso conector, nesta ordem, foram as estruturas que receberam as maiores tensões de von Mises nos modelos avaliados. As Figuras 9, 10 e 11 apresentam a distribuição de tensões von Mises obtidas por meio da análise de elementos finitos em três modelos representativos: pilar com maior pico de estresse #06 (A), pilar referência (B) e pilar com menor pico de estresse #34 (C). Nos três modelos, as maiores tensões concentraram-se na região cervical da porção intermediária do pilar, próxima à interface de conexão com o implante, na face vestibular. O pilar #06 apresentou o maior pico de tensão de von Mises (293,6 MPa), seguido pelo pilar referência (279,5 MPa) e pelo #34 (229,2 MPa). Nota-se uma redução progressiva do pico máximo de tensão e uma distribuição mais homogênea nas regiões críticas após o processo de otimização

geométrica, indicando melhora no desempenho biomecânico e menor concentração localizada de estresse.

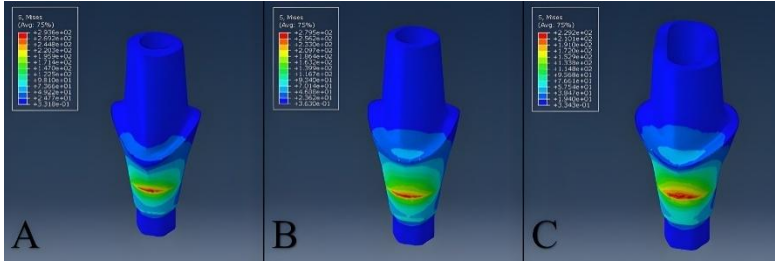


Figura 9. Distribuição de tensões do pilar com menor limite de fadiga (A), do PAR (B), e do pilar com maior limite de fadiga (C).

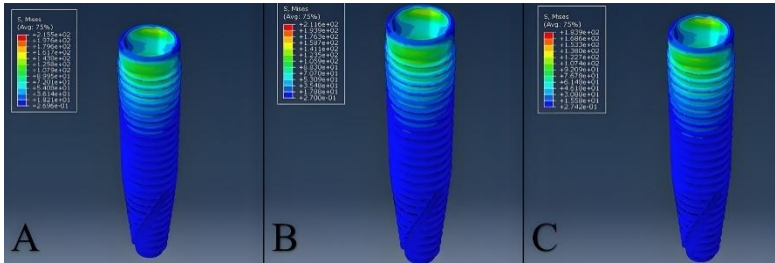


Figura 10. Distribuição de tensões do implante correspondente ao pilar com menor limite de fadiga (A), do PAR (B), e do pilar com maior limite de fadiga (C).

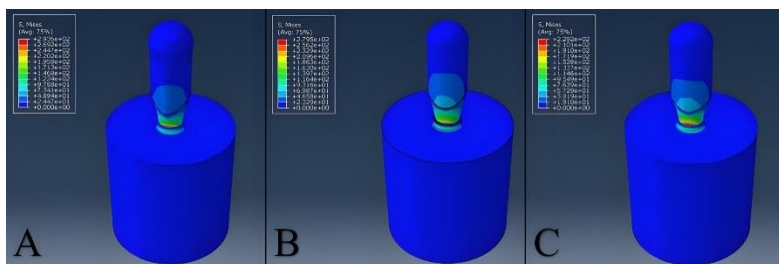


Figura 11. Distribuição de tensões do modelo com menor limite de fadiga (A), do modelo com o PAR (B), e do modelo com maior limite de fadiga (C).

Todos os modelos apresentaram vida útil infinita sob a carga de 100 N. O pilar personalizado #34 apresentou o maior limite de fadiga previsto: 173,5 N, enquanto o pilar de referência apresentou 140 N. Os limites de fadiga dos pilares avaliados podem ser observados na Tabela 5. A maioria (94,4%) dos pilares personalizados apresentou limites de fadiga superior ao do pilar referência.

Tabela 5. Resultados obtidos na análise de elementos finitos (Von Mises) e fadiga computacional (limite de fadiga) para os pilares testados.

Pilar	Parâmetro A	Parâmetro B	Parâmetro C	Parâmetro D	Parâmetro E	Parâmetro F	Parâmetro G	Parâmetro H	Parâmetro I	Parâmetro J	Pico de estresse	Limite de fadiga
P 6.	6.25	0.2	1.6	2.05	2	2.57	0.77	0.67	0.62	279	140	
P 5	5	0.2	1.6	1.64	2	2.06	0.6	0.67	0.62	260	165	
P 6.	5	0.16	1.6	2.05	1.6	2.57	0.6	0.54	0.62	242	137	
P 5	6.25	0.2	1.28	1.64	2	2.06	0.6	0.54	0.5	302	142	
P 7.	6.25	0.2	1.28	2.46	2	2.06	0.6	0.54	0.5	288	149	
P 7.	5	0.16	1.6	2.46	1.6	2.57	0.6	0.54	0.62	252	144	
P 6.	6.25	0.2	1.28	2.05	2	2.06	0.6	0.54	0.5	293	133	
P 7.	5	0.16	1.28	2.46	1.6	2.06	0.6	0.54	0.5	242	163	
P 7.	5	0.2	1.6	2.46	2	2.06	0.6	0.67	0.62	282	146	
P 5	6.25	0.16	1.6	1.64	2	2.06	0.77	0.54	0.62	252	168	
P 5	6.25	0.16	1.28	1.64	1.6	2.06	0.77	0.67	0.62	254	170	
P 5	6.25	0.16	1.6	1.64	2	2.57	0.6	0.67	0.5	263	147	
P 7.	6.25	0.16	1.28	2.46	1.6	2.06	0.77	0.67	0.62	283	147.	
P 7.	6.25	0.16	1.6	2.46	2	2.57	0.6	0.67	0.5	263	145	
P 7.	6.25	0.2	1.6	2.46	1.6	2.57	0.77	0.54	0.5	255	142	
P 6.	5	0.16	1.28	2.05	2	2.57	0.77	0.67	0.5	275	147	
P 7.	6.25	0.16	1.6	2.46	2	2.06	0.77	0.54	0.62	288	155	
P 5	5	0.2	1.28	1.64	2	2.57	0.77	0.54	0.62	254	156	
P 5	5	0.2	1.6	1.64	1.6	2.06	0.77	0.67	0.5	263	152	
P 7.	5	0.2	1.6	2.46	1.6	2.06	0.77	0.67	0.5	273	146	
P 6.	5	0.16	1.28	2.05	1.6	2.06	0.6	0.54	0.5	271	149	
P 6.	5	0.2	1.28	2.05	2	2.57	0.77	0.54	0.62	284	141	
P 6.	5	0.2	1.6	2.05	2	2.06	0.6	0.67	0.62	280	141	
P 5	5	0.16	1.28	1.64	1.6	2.06	0.6	0.54	0.5	262	143	
P 6.	6.25	0.16	1.6	2.05	2	2.06	0.77	0.54	0.62	282	155	
P 6.	5	0.2	1.6	2.05	1.6	2.06	0.77	0.67	0.5	247	164	
P 7.	6.25	0.2	1.28	2.46	1.6	2.57	0.6	0.67	0.62	271	141.	
P 7.	5	0.2	1.28	2.46	2	2.57	0.77	0.54	0.62	244	150	
P 5	5	0.16	1.28	1.64	2	2.57	0.77	0.67	0.5	257	145.	
P 5	6.25	0.2	1.28	1.64	1.6	2.57	0.6	0.67	0.62	258	143.	
P 7.	5	0.16	1.28	2.46	2	2.57	0.77	0.67	0.5	265	141	
P 6.	6.25	0.2	1.6	2.05	1.6	2.57	0.77	0.54	0.5	238	163.	
P 5	5	0.16	1.6	1.64	1.6	2.57	0.6	0.54	0.62	250	144	
P 6.	6.25	0.16	1.28	2.05	1.6	2.06	0.77	0.67	0.62	264	167	
P 5	6.25	0.2	1.6	1.64	1.6	2.57	0.77	0.54	0.5	229	173.	
P 6.	6.25	0.16	1.6	2.05	2	2.57	0.6	0.67	0.5	260	148	
P 6.	6.25	0.2	1.28	2.05	1.6	2.57	0.6	0.67	0.62	238	154	

O limite de fadiga otimizado foi previsto quando os parâmetros A (altura vestibular da preparação do pilar), F (altura transmucosa) e G (distância entre a linha de término protética e a margem dentária vestibular) apresentaram os menores valores, sendo que esses três parâmetros mostraram efeito significativo (efeito padronizado > 1,76). A interação bidirecional entre os parâmetros A e H (distância entre a linha de término protética e a margem dentária palatina) também foi significativa (Figura 12).

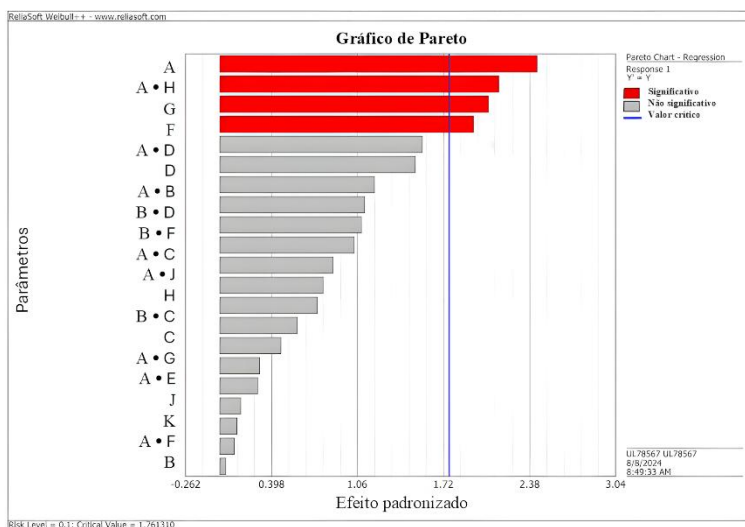


Figura 12. Gráfico de Pareto ilustrando os parâmetros de desenho com efeito significativo na personalização de pilares. O efeito de múltiplos parâmetros é ilustrado quando houver “•”.

Foram necessários dois designs adicionais para refinar as previsões do modelo ANN–GA. O primeiro design sugerido pela IA (AID-1) foi previsto para atingir 199,63 N, enquanto o teste por FEA resultou em 136 N. Esse resultado foi incorporado ao conjunto de treinamento e a rede neural foi novamente treinada (Figura 13). O segundo design (AID-2) foi então previsto em 177 N e alcançou 181 N no teste por FEA. A Tabela 6 apresenta os parâmetros de design otimizados para cada configuração. As localizações, magnitudes e distribuições das tensões de von Mises para o pilar de referência, AID-1 e AID-2 são mostradas na Figura 3.

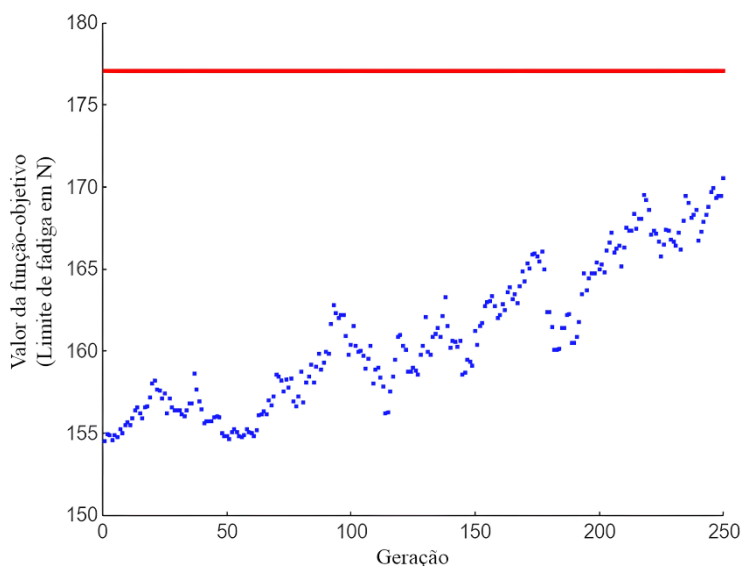


Figura 13. Convergência do algoritmo genético utilizando o modelo de rede neural. Os pontos azuis representam a média

populacional do objetivo (limite de fadiga previsto pela rede neural, em N) por geração; a linha horizontal vermelha indica a referência de melhor aptidão.

Tabela 6. Sugestões de desenho para pilares personalizados pelo método ANN-GA, seguido do limite de fadiga previsto e o resultado de FEA.

Espécime	Medidas dos parâmetros de desenho		Limite de fadiga previsto pela ANN	Limite de fadiga obtido em FEA
PAR	A=5.32; C=0.20; E=2.05; G=2.57; I=0.67;	B=4.26; D=1.60; F=2.00; H=0.77; J=0.62;	N.A	140 N
AID-1	A=7.99; C=0.32; E=1.50; G=1.50; I=0.50;	B=7.99; D=1.78; F=1.0; H=0.50; J=0.61	199.63 N	136 N
AID-2	A=5.00; C=0.10; E=1.50; G=1.50; I=0.50;	B=5.21; D=1.00; F=2.22 H=0.50; J=0.50	177 N	180 N

A Tabela 7 apresenta os resultados obtidos após o teste de fadiga laboratorial para o grupo experimental (PPIA) e o grupo controle (PAR). O PAR mostrou deformação estrutural visível em três amostras após o ensaio de fadiga (Figura 14), e todos os pilares se desprenderam dos implantes após a aplicação do torque de

remoção. Nenhum dano estrutural visível foi observado nas amostras PPIA, e dois pilares permaneceram conectados aos implantes após o torque de remoção do parafuso conector, demonstrando a fricção morse do conjunto implante-pilar.

Tabela 7. Resultados obtidos no teste laboratorial de fadiga cíclica. Os valores de torque estão representados em N.cm. Dano estrutural visível (dobramento do pilar) está representado por ‘’.*

Pilares referência (PAR)				Pilares Personalizados por IA (PPIA)			
Espécime	Torque inicial (TI)	Torque de remoção (TR)	Alteração de torque (TI - TR)	Espécime	Torque inicial (TI)	Torque de remoção (TR)	Alteração de torque (TI - TR)
1	20	3	-17	1	20	9	-11
2	20	3	-17	2	20	8	-12
3	20	3	-17	3	20	9	-11
4	20	5	-15 *	4	20	8	-12
5	20	1	-19 *	5	20	9	-11
6	20	3	-17	6	20	10	-10
7	20	1	-19	7	20	11	-9
8	20	3	-17 *	8	20	4	-16
9	20	3	-17	9	20	8	-12
10	20	3	-17	10	20	10	-10



Figura 14. Amostra representativa do grupo PAR após teste de fadiga demonstrando dano estrutural na região de indexação do pilar.

As amostras do grupo PPIA apresentaram perda de torque significativamente menor do que as amostras do grupo PAR (p bilateral = 0,0002) (Figura 15).

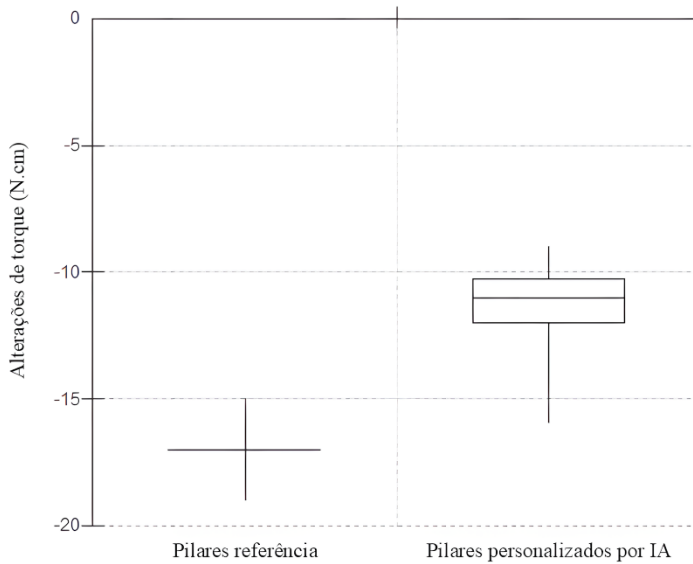


Figura 15. Gráfico ilustrando a diferença das alterações de torque entre os grupos avaliados.

Projetar a geometria de pilares dentários para alcançar resultados mecânicos e biológicos ideais é uma tarefa complexa para fabricantes e dentistas. No caso dos pilares personalizados, o desafio aumenta, pois o design leva em consideração a anatomia específica de cada paciente. Este estudo investigou parâmetros críticos de design com o objetivo de reduzir a variabilidade dos pilares personalizados, beneficiando toda a comunidade odontológica, incluindo empresas, técnicos, dentistas e pacientes. Cada parâmetro de design escolhido para este trabalho tem relevância clínica direta na orientação da seleção de um pilar adequado. O presente estudo demonstrou que o design dos pilares pode ser otimizado para melhorar o comportamento à fadiga do conjunto implante-pilar, com três parâmetros críticos de design. Assim, a primeira hipótese do estudo (h_1) foi aceita.

A altura vestibular da preparação do pilar (parâmetro A) foi um fator de design significativo, apresentando maior limite de fadiga em alturas menores. Essa relação está de acordo com um estudo anterior de análise por elementos finitos (BELTRÁN-GUIJARRO *et al.*, 2024), mostrando que preparos de pilares mais longos induzem maiores deformações no sistema implante-pilar. De forma consistente, outro estudo (HENDI *et al.*, 2024) apontou que pilares com altura protética maior apresentaram maior afrouxamento do parafuso quando submetidos a carregamento cíclico. Outro parâmetro crítico foi a altura transmucosa

(parâmetro F), que mostrou maiores limites de fadiga em alturas menores. Esse comportamento pode ser atribuído a um perfil de emergência transmucoso mais curto na região vestibular da geometria do pilar, onde ocorrem os picos de tensões de von Mises. O aumento do volume de titânio nessa região poderia melhorar a resistência à fadiga. Resultados semelhantes foram relatados em estudos *in vitro* e de FEA (BORDIN *et al.*, 2019; BORIE *et al.*, 2018; LILLO *et al.*, 2015). Além disso, alguns estudos também mostraram que a altura transmucosa influencia na perda óssea marginal e na peri-implantite (MATTHEOS *et al.*, 2021; QUISPE-LÓPEZ *et al.*, 2024). Notavelmente, garantimos que o braço de alavanca para todos os pilares fosse padronizado, ajustando a altura do *coping* hemisférico de zircônia conforme instruído pela ISO 14801.

Um parâmetro de design relacionado ao paciente (G) foi significativo para o limite de fadiga na região vestibular, provavelmente devido a um aumento na quantidade de titânio em uma área de concentração de tensões. Como a instalação palatal do implante é recomendada, a distância entre a linha de término e a margem dentária vestibular aumenta, levando a uma maior adição de material de titânio quando o parâmetro G apresenta valores menores. Além disso, a interação entre os parâmetros A e H (distância palatina) também teve efeito significativo sobre o limite de fadiga. Um perfil palatino mais alongado, combinado a uma

altura vestibular reduzida, pode criar uma geometria que minimize a concentração de tensões em regiões críticas. No entanto, essas interpretações devem ser consideradas com cautela, pois este estudo não incluiu uma análise detalhada da distribuição de cargas quando múltiplos fatores interferem no desfecho. Ademais, as razões pelas quais os parâmetros I e J (distâncias mesial e distal, respectivamente) não foram significativos podem estar relacionadas ao espaço insuficiente entre a linha de término e a margem dentária correspondente, limitando a possibilidade de um pilar mais largo. Portanto, em regiões com dimensões alveolares maiores, como molares, esses parâmetros podem ter maior relevância para o limite de fadiga de pilares personalizados e devem ser futuramente investigados. É importante observar que os parâmetros A–J foram medidos com base na geometria de um pilar pré-fabricado. Na prática clínica, contudo, o design do pilar deve levar em conta a relação oclusal, o nível transmucoso e o posicionamento dos tecidos moles. Consequentemente, como esses parâmetros de design devem ser específicos para cada paciente, sugerimos que a fabricação de pilares personalizados siga um processo de otimização de design bem estabelecido, combinado com o planejamento guiado do implante, para avançar o estado da arte das restaurações sobre implantes. Embora a angulação do canal de acesso ao parafuso possa ser necessária para tratamentos específicos, ela representa um risco para as propriedades

biomecânicas do sistema implante-pilar (JU *et al.*, 2023). Esse parâmetro de design não foi considerado neste estudo, pois exigiria diferentes posicionamentos tridimensionais do implante e restringiria a maioria dos outros fatores de design.

Estudos recentes *in vitro* comparando as propriedades mecânicas entre pilares personalizados e pré-fabricados mostraram resultados conflitantes (KLONGBUNJIT *et al.*, 2021; MA *et al.*, 2022; PAEK *et al.*, 2016; POL *et al.*, 2024; SPITZNAGEL *et al.*, 2022). O presente estudo sugere duas razões principais para essas discrepâncias. Primeiramente, a imprevisibilidade no processo de fabricação dos pilares personalizados pode levar à variabilidade na durabilidade mecânica. Os fatores de design que afetam as propriedades mecânicas dos pilares, conforme observado neste estudo, podem ter efeito positivo ou negativo sobre a resistência à fadiga, dependendo do design específico utilizado em cada caso. Em segundo lugar, o cumprimento da norma ISO (ISO 14801, 2007) pode influenciar os resultados; assim, o presente estudo simulou uma reabsorção óssea clinicamente relevante de 0,8 mm (FRENCH *et al.*, 2021), em vez do cenário extremo de 3 mm frequentemente utilizado em testes *in vitro* e recomendado pela norma ISO. Estudos anteriores de FEA mostraram que a quantidade de perda óssea marginal ao redor dos implantes dentários influencia a distribuição de cargas do sistema (BING *et al.*, 2020; PÉREZ-PEVIDA *et al.*, 2021). Portanto, futuros estudos

in vitro devem investigar o desempenho à fadiga comparando pilares personalizados e pré-fabricados, considerando os parâmetros mais críticos no design de pilares para restaurações sobre implantes.

A aplicabilidade da modelagem baseada em redes neurais artificiais (ANN) pode ser valiosa no contexto clínico. Embora o presente estudo represente uma prova de conceito em um único paciente, a eficácia e a rápida resposta do modelo proposto sugerem potencial para abordar desafios clínicos recorrentes, especialmente por meio da sugestão de designs ótimos de pilares com desempenho biomecânico previsto. Assim, os resultados obtidos são consistentes com a segunda hipótese (h_2) de que ferramentas baseadas em inteligência artificial podem ser aplicadas para prever e otimizar o desempenho de pilares personalizados.

Diferentes metodologias têm sido propostas para otimizar o design de implantes dentários, com o objetivo de aumentar seu desempenho mecânico por meio da análise por elementos finitos (FEA) e do planejamento de experimentos (FREITAS *et al.*, 2021; GERAMIZADEH *et al.*, 2018; MORADI *et al.*, 2021; SATPATHY *et al.*, 2025). Embora o presente estudo tenha aplicado esses métodos para testar pilares em vez de implantes, os resultados foram igualmente eficazes na identificação de parâmetros geométricos-chave e na obtenção de um design aprimorado. Além disso, uma base de dados robusta é importante

para reduzir a quantidade de testes necessárias, e o uso de técnicas como o arranjo ortogonal de Taguchi (planejamento de experimentos) foi relatado em três estudos, gerando uma população consistente para análise (LENZ *et al.*, 2025; NIROOMAND *et al.*, 2023; SATPATHY *et al.*, 2025). Como apenas um novo teste foi necessário para o re-treinamento da ANN, isso sugere eficácia na detecção dos parâmetros-chave.

Um estudo (NIROOMAND *et al.*, 2023) também combinou planejamento de experimentos, FEA e algoritmos genéticos para otimizar a geometria das roscas de implantes, buscando melhorar a distribuição de forças e a estabilidade do implante. Em outro estudo (CHENG *et al.*, 2017) os autores otimizaram a geometria de implantes com algoritmos genéticos para reduzir a micro movimentação e relataram uma faixa segura que garante um nível aceitável de estabilidade. Autores de outro estudo (CHOUDHURY *et al.*, 2022) utilizaram algoritmos genéticos e demonstraram que o modelo poderia formar uma função de aptidão capaz de atingir a micro deformação óssea peri-implantar desejada, promovendo, assim, melhor osseointegração. Esses estudos, juntamente com o presente trabalho, indicam uma relação favorável entre a eficiência dos métodos baseados em algoritmos genéticos e sua capacidade de sugerir designs otimizados para componentes biomédicos. Embora testar designs adicionais dentro do mesmo cenário clínico pudesse fornecer mais pontos de treinamento e refinar as previsões

da ANN–GA, tal abordagem carrega o risco de sobreajuste às condições específicas do paciente. Por outro lado, a dependência excessiva de um único caso pode enviesar o modelo em direção a uma geometria que apresente bom desempenho apenas sob as características anatômicas e biomecânicas daquele indivíduo, reduzindo, assim, sua capacidade de generalização para outros pacientes ou configurações de implante.

A distribuição dos indivíduos (pontos azuis na Figura 13) reflete a variabilidade induzida pela mutação gaussiana no algoritmo genético. Apesar dessa flutuação, o pilar de melhor desempenho alinhou-se consistentemente com os principais parâmetros de design previamente relatados (LENZ *et al.*, 2025). Em conformidade com estratégias de otimização em nível de implante descritas em estudos anteriores (CHENG *et al.*, 2017; NIROOMAND *et al.*, 2023), esses achados indicam que a variação sistemática de parâmetros combinada com a exploração ANN–GA pode convergir para geometrias de pilares clinicamente significativas. Essa confiabilidade é crucial para reduzir o risco de complicações como o afrouxamento do parafuso ou a fratura do pilar — eventos que aumentam significativamente os custos de tratamento e o tempo clínico (PIRC *et al.*, 2025).

Em relação aos resultados de teste de fadiga laboratorial, a literatura atual apresenta conflitos em relação aos resultados do presente estudo, nos quais os PPIA apresentaram perda de torque

significativamente menor e ausência de dano estrutural visível em comparação aos pilares de referência (PAR). Um estudo (KLONGBUNJIT *et al.*, 2021) mostrou equivalência mecânica entre pilares personalizados e pré-fabricados. Por outro lado, outros estudos (MA *et al.*, 2022) (YI *et al.*, 2019) apontaram vantagem para pilares pré-fabricados em termos de torque de remoção e fadiga. As inconsistências entre esses achados podem ser explicadas pela variabilidade no protocolo de ensaio por fadiga, em relação à reabsorção óssea simulada, no material e na arquitetura dos pilares, e, crucialmente, no nível de otimização do design personalizado. Portanto, os resultados do presente estudo sustentam a terceira hipótese (h3), indicando que o design personalizado por IA resultou em comportamento mecânico mais favorável, com menor afrouxamento e ausência de dano estrutural quando comparado aos pilares referência.

Simulações virtuais baseadas em inteligência artificial mostram grande potencial para resolver problemas clínicos recorrentes e aprimorar o desempenho mecânico de materiais odontológicos de alto custo. Apesar de ainda estarem em fase inicial de validação clínica, essas tecnologias podem orientar estudos mais robustos, otimizar processos de fabricação e auxiliar dentistas no design de pilares personalizados. Este estudo de prova de conceito, realizado em um único caso clínico, demonstrou o potencial da IA em prever e sugerir geometrias otimizadas, mas

ressalta-se que resultados individuais não devem ser generalizados. Futuras pesquisas devem incluir diferentes pacientes, sistemas de implante e condições de carregamento para validar e ampliar a aplicabilidade do modelo proposto.

6 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos neste estudo, conclui-se que a análise dos pilares personalizados permitiu identificar fatores de design com efeito significativo no comportamento à fadiga dos sistemas implante-pilar, conforme previsto pelas simulações virtuais. Observou-se que menores alturas de preparo do pilar e menores alturas transmucosas aumentaram o limite de fadiga estimado do conjunto implante-pilar. O planejamento individualizado baseado em tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT) demonstrou potencial para orientar a otimização geométrica dos pilares, especialmente no controle da distância entre a linha de término protética e a margem dentária vestibular (parâmetro G), que se mostrou significativo para o aumento do limite de fadiga e para a melhoria da longevidade mecânica do conjunto dentro dos limites do caso clínico.

Considerando as limitações de um único paciente ter sido testado, conclui-se ainda que a rede neural artificial foi capaz de prever o limite de fadiga de pilares personalizados utilizando um

conjunto de dados relativamente pequeno de designs para incisivo central. Os algoritmos genéticos mostraram-se eficientes na busca por dimensões otimizadas de design que melhoram o desempenho biomecânico do sistema. O método proposto apresenta potencial para acelerar o processo de customização de pilares e oferecer reabilitações sobre implantes mais previsíveis e confiáveis.

Os resultados experimentais reforçaram as previsões computacionais, demonstrando que os pilares personalizados otimizados por IA apresentaram menor perda de torque após o ensaio de fadiga e menor dano estrutural visível em comparação aos pilares de referência. Portanto, a integração entre simulação computacional e inteligência artificial no aprimoramento do desempenho mecânico de pilares personalizados foi eficaz.

REFERÊNCIAS

ABRAHAMSSON, I.; BERGLUNDH, T.; LINDHE, J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. *J. Clin. Periodontol.*, v. 24, n. 8, p. 568–572, 13 ago. 1997. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-051X.1997.tb00230.x>>.

ALOTAIBI, G.; AWADEH, M.; FAROOK, F.F.; ALJOHANI, M.; ALDHAFIRI, R.M.; ALDHOAYAN, M. Artificial intelligence (AI) diagnostic tools: utilizing a convolutional neural network (CNN) to assess periodontal bone level radiographically—a retrospective study. *BMC Oral Health*, v. 22, n. 1, p. 399, 13 set. 2022. Disponível em: <<https://bmcoralhealth.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12903-022-02436-3>>.

ARUN RAJ, A.C.; ROY, S.; DATTA, S. Informatics guided FE design of bioactive titanium alloy/composite multi-layered dental implants. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, v. 27, n. 4, p. 431–442, 11 mar. 2024. Disponível em: <<https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10255842.2023.2263124>>.

ATIEH, M.A.; TAWSE-SMITH, A.; ALSABEEHA, N.H.M.; MA, S.; DUNCAN, W.J. The One Abutment–One Time Protocol: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Periodontol.*, v. 88, n. 11, p. 1173–1185, nov. 2017. Disponível em: <<https://aap.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1902/jop.2017.170238>>.

BARDIS, D.; AGOP-FORNA, D.; PELEKANOS, S.;

CHELE, N.; DASCĂLU, C.; TÖRÖK, R.; TÖRÖK, B.; CRISTEA, I.; BARDI, P.M.; FORNA, N. Assessment of Various Risk Factors for Biological and Mechanical/Technical Complications in Fixed Implant Prosthetic Therapy: A Retrospective Study. *Diagnostics*, v. 13, n. 14, p. 2341, 11 jul. 2023. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/2075-4418/13/14/2341>>.

BARWACZ, C.; SHAH, K.; BITTNER, N.; PARKER, W.; NEUMEIER, T.; THALJI, G.; DE KOK, I. A Retrospective, Multicenter, Cross-Sectional Case Series Study Evaluating Outcomes of CAD/CAM Abutments on Implants from Four Manufacturers: 4-Year Mean Follow-up. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 36, n. 5, p. 966–976, set. 2021. Disponível em: <http://www.quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2_id=1777&article_id=21823>.

BELLI, R.; WENDLER, M.; DE LIGNY, D.; CICCONI, M.R.; PETSCHLT, A.; PETERLIK, H.; LOHBAUER, U. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent. Mater.*, v. 33, n. 1, p. 84–98, jan. 2017.

BELTRÁN-GUIJARRO, M.; PÉREZ-PEVIDA, E.; CHÁVARRI-PRADO, D.; ESTRADA-MARTÍNEZ, A.; DIÉGUEZ-PEREIRA, M.; SÁNCHEZ-LASHERAS, F.; BRIZUELA-VELASCO, A. Biomechanical Effects of Ti-Base Abutment Height on the Dental Implant System: A Finite Element Analysis. *J. Funct. Biomater.*, v. 15, n. 4, 2024. Disponível em: <<https://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&id=L2029635632&from=export>>.

BING, L.; MITO, T.; YODA, N.; SATO, E.; SHIGEMITSU, R.; HAN, J.; SASAKI, K. Effect of peri-implant bone resorption on mechanical stress in the implant body: In vivo measured load-based finite element analysis. *J. Oral Rehabil.*, v.

47, n. 12, p. 1566–1573, 5 dez. 2020. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/joor.13097>>.

BORDIN, D.; CURY, A.A.D.B.; FAOT, F. Influence of Abutment Collar Height and Implant Length on Stress Distribution in Single Crowns. *Braz. Dent. J.*, v. 30, n. 3, p. 238–243, jun. 2019. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-64402019000300238&tlng=en>.

BORIE, E.; LEAL, E.; ORSI, I.A.; SALAMANCA, C.; DIAS, F.J.; WEBER, B. Influence of transmucosal height in abutments of single and multiple implant-supported prostheses: a non-linear three-dimensional finite element analysis. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, v. 21, n. 1, p. 91–97, 2 jan. 2018. Disponível em: <<https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10255842.2018.1425405>>.

CANULLO, L.; BIGNOZZI, I.; COCCHETTO, R.; CRISTALLI, M.P.; IANNELLO, G. Immediate positioning of a definitive abutment versus repeated abutment replacements in post-extractive implants: 3-year follow-up of a randomised multicentre clinical trial. *Eur. J. Oral Implantol.*, v. 3, n. 4, p. 285–96, 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21180681>>.

CANULLO, L.; OMORI, Y.; AMARI, Y.; IANNELLO, G.; PESCE, P. Five-year cohort prospective study on single implants in the esthetic area restored using one-abutment/one-time prosthetic approach. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, v. 20, n. 5, p. 668–673, 23 out. 2018. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/cid.12635>>.

CHENG, Y.; LIN, D.; JIANG, C.; LIN, Y. Dental implant customization using numerical optimization design and 3-dimensional printing fabrication of zirconia ceramic. *Int. j. numer.*

method. biomed. eng., v. 33, n. 5, 23 maio 2017. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/cnm.2820>>.

CHO, J.-H.; ÇAKMAK, G.; CHOI, J.; LEE, D.; YOON, H.-I.; YILMAZ, B.; SCHIMMEL, M. Deep learning-designed implant-supported posterior crowns: Assessing time efficiency, tooth morphology, emergence profile, occlusion, and proximal contacts. *J. Dent.*, v. 147, p. 105142, ago. 2024. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0300571224003117>>.

CHOUDHURY, S.; RANA, M.; CHAKRABORTY, A.; MAJUMDER, S.; ROY, S.; ROYCHOWDHURY, A.; DATTA, S. Design of patient specific basal dental implant using Finite Element method and Artificial Neural Network technique. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, v. 236, n. 9, p. 1375–1387, 26 set. 2022. Disponível em: <<https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/09544119221114729>>.

DEGIDI, M.; NARDI, D.; PIATTELLI, A. One abutment at one time: non-removal of an immediate abutment and its effect on bone healing around subcrestal tapered implants. *Clin. Oral Implants Res.*, v. 22, n. 11, p. 1303–1307, nov. 2011. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0501.2010.02111.x>>.

DI FRANCESCO, F.; CRISTACHE, C.M.; MINERVINI, G.; CAFFERATA, E.A.; LANZA, A. Survival and mechanical complications of single- and multiple-unit cement-retained posterior implant-supported restorations with custom CAD/CAM Atlantis titanium abutments: An up to 10-year retrospective analysis. *Int. J. oral Implantol. (Berlin, Ger.)*, v. 16, n. 4, p. 315–324, 23 nov. 2023. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/37994819>>.

DUAN, Y.; GRIGGS, J.A. Effect of loading frequency on

cyclic fatigue lifetime of a standard-diameter implant with an internal abutment connection. *Dent. Mater.*, v. 34, n. 12, p. 1711–1716, 2018.

ESQUIVEL, J.; MEDA, R.; BLATZ, M. The Impact of 3D Implant Position on Emergence Profile Design. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, v. 41, n. 1, p. 79–86, jan. 2021. Disponível em: <http://quintpub.com/journals/prd/abstract.php?iss2_id=1722&article_id=20989>.

FREITAS, J.P.; AGOSTINHO HERNANDEZ, B.; GONÇALVES, P.J.P.; BAPTISTA, E.C.; CAPELLO SOUSA, E.A. Novel and simplified optimisation pathway using response surface and design of experiments methodologies for dental implants based on the stress of the cortical bone. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, v. 235, n. 11, p. 1297–1309, 12 nov. 2021. Disponível em: <<https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/09544119211025375>>.

FRENCH, D.; OFEC, R.; LEVIN, L. Long term clinical performance of 10 871 dental implants with up to 22 years of follow-up: A cohort study in 4247 patients. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, v. 23, n. 3, p. 289–297, jun. 2021. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/33768695>>.

GERAMIZADEH, M.; KATOOZIAN, H.; AMID, R.; KADKHODAZADEH, M. Three-dimensional optimization and sensitivity analysis of dental implant thread parameters using finite element analysis. *J. Korean Assoc. Oral Maxillofac. Surg.*, v. 44, n. 2, p. 59–65, abr. 2018. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29732310>>.

GONZÁLEZ-MARTÍN, O.; LEE, E.; WEISGOLD, A.; VELTRI, M.; SU, H. Contour Management of Implant Restorations for Optimal Emergence Profiles: Guidelines for

Immediate and Delayed Provisional Restorations. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, v. 40, n. 1, p. 61–70, jan. 2020. Disponível em: <http://quintpub.com/journals/prd/abstract.php?iss2_id=1647&article_id=19891>.

GRENADE, C.; DE PAUW-GILLET, M.-C.; GAILLY, P.; VANHEUSDEN, A.; MAINJOT, A. Biocompatibility of polymer-infiltrated-ceramic-network (PICN) materials with Human Gingival Fibroblasts (HGFs). *Dent. Mater.*, v. 32, n. 9, p. 1152–64, set. 2016. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27402299>>.

GRENADE, C.; DE PAUW-GILLET, M.-C.; PIRARD, C.; BERTRAND, V.; CHARLIER, C.; VANHEUSDEN, A.; MAINJOT, A. Biocompatibility of polymer-infiltrated-ceramic-network (PICN) materials with Human Gingival Keratinocytes (HGKs). *Dent. Mater.*, v. 33, n. 3, p. 333–343, mar. 2017. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28159322>>.

HAN, J.-W.; HAN, J.-W.; PYO, S.-W.; KIM, S. Impact of profile angle of CAD-CAM abutment on the marginal bone loss of implant-supported single-tooth posterior restorations. *J. Prosthet. Dent.*, dez. 2023. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391323007801>>.

HENDI, A.; MIRZAEI, S.; FALAHCHAI, M. The effect of different implant-abutment types and heights on screw loosening in cases with increased crown height space. *Clin. Exp. Dent. Res.*, v. 10, n. 3, 16 jun. 2024. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/cre2.894>>.

HUH, J.; RHEU, G.; KIM, Y.; JEONG, C.; LEE, J.; SHIN, S. Influence of Implant transmucosal design on early peri-implant

tissue responses in beagle dogs. *Clin. Oral Implants Res.*, v. 25, n. 8, p. 962–968, 5 ago. 2014. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/clr.12179>>.

HUMM, V.L.; SAILER, I.; THOMA, D.S.; HÄMMERLE, C.H.F.; JUNG, R.E.; ZEMBIC, A. 13-year follow-up of a randomized controlled study on zirconia and titanium abutments. *Clin. Oral Implants Res.*, v. 34, n. 9, p. 911–919, 20 set. 2023. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/clr.14117>>.

ISO 14801. *Dentistry. Implants. Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Int. Organ. Stand. Geneva, Switz.* [S.l.: s.n.], 2007

JU, C.; LEE, Y.; HONG, S.-J.; SONG, S.J.; CHOI, Y.; CHO, E.; PAEK, J. Risk factors associated with screw loosening in CAD-CAM custom abutments: A 6-year retrospective study. *J. Prosthet. Dent.*, 26 jul. 2023. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/37507308>>.

KIRMANIDOU, Y.; SIDIRA, M.; DROSOU, M.-E.; BENNANI, V.; BAKOPOULOU, A.; TSOUKNIDAS, A.; MICHAELIDIS, N.; MICHALAKIS, K. New Ti-Alloys and Surface Modifications to Improve the Mechanical Properties and the Biological Response to Orthopedic and Dental Implants: A Review. *Biomed Res. Int.*, v. 2016, p. 1–21, 2016. Disponível em: <<http://www.hindawi.com/journals/bmri/2016/2908570/>>.

KLONGBUNJIT, D.; AUNMEUNGTONG, W.; KHONGKHUNTHIAN, P. Implant-abutment screw removal torque values between customized titanium abutment, straight titanium abutment, and hybrid zirconia abutment after a million cyclic loading: an in vitro comparative study. *Int. J. Implant Dent.*, v. 7, n. 1, p. 98, out. 2021.

LALEMAN, I.; LAMBERT, F. Implant connection and abutment selection as a predisposing and/or precipitating factor for peri-implant diseases: A review. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, v. 25, n. 4, p. 723–733, 2023.

LENZ, U.; DOS SANTOS, R.B.; SATPATHY, M.; GRIGGS, J.A.; DELLA BONA, A. Fatigue Resistance of Customized Implant-Supported Restorations. *Materials (Basel)*., v. 18, n. 14, p. 3420, 21 jul. 2025. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/1996-1944/18/14/3420>>.

LI, H.; SHI, M.; LIU, X.; SHI, Y. Uncertainty optimization of dental implant based on finite element method, global sensitivity analysis and support vector regression. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, v. 233, n. 2, p. 232–243, 19 fev. 2019. Disponível em: <<http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0954411918819116>>.

LILLO, R.; PARRA, C.; FUENTES, R.; BORIE, E.; ENGELKE, W.; BELTRÁN, V. Compressive Resistance of Abutments with Different Diameters and Transmucosal Heights in Morse-Taper Implants. *Braz. Dent. J.*, v. 26, n. 2, p. 156–159, abr. 2015. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-64402015000200156&lng=en&tlng=en>.

LOPS, D.; BRESSAN, E.; PARPAIOLA, A.; SBRICOLI, L.; CECCHINATO, D.; ROMEO, E. Soft tissues stability of cad-cam and stock abutments in anterior regions: 2-year prospective multicentric cohort study. *Clin. Oral Implants Res.*, v. 26, n. 12, p. 1436–1442, 5 dez. 2015. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/clr.12479>>.

MA, M.; LI, X.; ZOU, L.; HE, J.; ZHAO, B. Mechanical properties and marginal fit of prefabricated versus customized dental implant abutments: A comparative study. *Clin. Implant*

Dent. Relat. Res., v. 24, n. 5, p. 720–729, 31 out. 2022. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/cid.13130>>.

MANIEGA-MAÑES, I.; MONTERDE-HERNÁNDEZ, M.; MORA-BARRIOS, K.; BOQUETE-CASTRO, A. Use of a Novel Artificial Intelligence Approach for a Faster and More Precise Computerized Facial Evaluation in Aesthetic Dentistry. *J. Esthet. Restor. Dent.*, v. 37, n. 2, p. 346–351, 9 fev. 2025. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/jerd.13320>>.

MATTHEOS, N.; JANDA, M.; ACHARYA, A.; PEKARSKI, S.; LARSSON, C. Impact of design elements of the implant supracrestal complex (ISC) on the risk of peri-implant mucositis and peri-implantitis: A critical review. *Clin. Oral Implants Res.*, v. 32, n. S21, p. 181–202, 12 out. 2021. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/clr.13823>>.

MOGHIMI, S.; TALEBI, M.; PARISAY, I. Design and implementation of a hybrid genetic algorithm and artificial neural network system for predicting the sizes of unerupted canines and premolars. *Eur. J. Orthod.*, v. 34, n. 4, p. 480–486, 1 ago. 2012. Disponível em: <<https://academic.oup.com/ejo/article-lookup/doi/10.1093/ejo/cjr042>>.

MORADI, H.; BEH AEIN, R.; YOUSSEF, G. Multi-objective design optimization of dental implant geometrical parameters. *Int. j. numer. method. biomed. eng.*, v. 37, n. 9, 9 set. 2021. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/cnm.3511>>.

NAVEAU, A.; RIGNON-BRET, C.; WULFMAN, C. Zirconia abutments in the anterior region: A systematic review of mechanical and esthetic outcomes. *J. Prosthet. Dent.*, v. 121, n. 5, p. 775–781.e1, maio 2019. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30617036>>.

NIROOMAND, M.R.; ARABBEIKI, M.; ROUHI, G. Optimization of thread configuration in dental implants through regulating the mechanical stimuli in neighboring bone. *Comput. Methods Programs Biomed.*, v. 231, p. 107376, abr. 2023. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169260723000433>>.

PAEK, J.; WOO, Y.H.; KIM, H.S.; PAE, A.; NOH, K.; LEE, H.; KWON, K.R. Comparative Analysis of Screw Loosening with Prefabricated Abutments and Customized CAD/CAM Abutments. *Implant Dent.*, Cited By :10Export Date: 20 October 2022, v. 25, n. 6, p. 770–774, 2016. Disponível em: <<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84984620347&doi=10.1097%2FID.0000000000000481&partnerID=40&md5=ee584666faefbea9349455dfb6ce4025>>.

PELLEW, J.; DUDLEY, J. A Comparison of Abutment Screw Loosening in 24-Degree Angulation-Correcting and Straight Implants: An In Vitro Study. *Int. J. Prosthodont.*, 12 maio 2023. Disponível em: <http://www.quintpub.com/journals/ijp/abstract.php?article_id=23081#.ZF56lezMI3E>.

PÉREZ-PEVIDA, E.; CHÁVARRI-PRADO, D.; DIÉGUEZ-PEREIRA, M.; ESTRADA-MARTÍNEZ, A.; MONTALBÁN-VADILLO, O.; JIMÉNEZ-GARRUDO, A. Consequences of Peri-Implant Bone Loss in the Occlusal Load Transfer to the Supporting Bone in terms of Magnitude of Stress, Strain, and Stress Distribution: A Finite Element Analysis. *Biomed Res. Int.*, v. 2021, p. 1–10, 1 set. 2021. Disponível em: <<https://www.hindawi.com/journals/bmri/2021/3087071/>>.

PIRC, M.; GADZO, N.; BALMER, M.; NAENNI, N.; JUNG, R.E.; THOMA, D.S. Maintenance Costs, Time, and Efforts Following Implant Therapy With Fixed Restorations Over an

Observation Period of 10 Years: A Randomized Controlled Clinical Trial. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, v. 27, n. 1, 13 fev. 2025. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/cid.13405>>.

PJETURSSON, B.E.; THOMA, D.; JUNG, R.; ZWAHLEN, M.; ZEMBIC, A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin. Oral Implants Res.*, v. 23, n. SUPPL.6, p. 22–38, 2012.

POL, C.W.P.; CUNE, M.S.; RAGHOEBAR, G.M.; NAVES, L.Z.; MEIJER, H.J.A. Mechanical strength of stock and custom abutments as original and aftermarket components after thermomechanical aging. *Clin. Exp. Dent. Res.*, v. 10, n. 4, 25 ago. 2024. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/cre2.892>>.

QUISPE-LÓPEZ, N.; GUADILLA, Y.; GÓMEZ-POLO, C.; LÓPEZ-VALVERDE, N.; FLORES-FRAILE, J.; MONTERO, J. The influence of implant depth, abutment height and mucosal phenotype on peri-implant bone levels: A 2-year clinical trial. *J. Dent.*, v. 148, p. 105264, set. 2024. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0300571224004330>>.

REVILLA-LEÓN, M.; GÓMEZ-POLO, M.; VYAS, S.; BARMAK, B.A.; GALLUCI, G.O.; ATT, W.; KRISHNAMURTHY, V.R. Artificial intelligence applications in implant dentistry: A systematic review. *J. Prosthet. Dent.*, v. 129, n. 2, p. 293–300, fev. 2023. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391321002729>>.

RHO, J.Y.; ASHMAN, R.B.; TURNER, C.H. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and

microtensile measurements. *J. Biomech.*, v. 26, n. 2, p. 111–119, 1993.

ROMANOS, G.E.; GURBANOV, S.; HESS, P.; NENTWIG, G.-H.; SCHWARZ, F.; SADER, R. Crestal bone loss and implant failure of prefabricated versus customized abutments: a 10-year retrospective radiological study. *Clin. Oral Investig.*, v. 26, n. 3, p. 2879–2886, 12 mar. 2022. Disponível em: <<https://link.springer.com/10.1007/s00784-021-04269-w>>.

ROMPEN, E. The impact of the type and configuration of abutments and their (repeated) removal on the attachment level and marginal bone. *Eur. J. Oral Implantol.*, v. 5 Suppl, p. S83-90, 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22834397>>.

ROY, S.; DEY, S.; KHUTIA, N.; ROY CHOWDHURY, A.; DATTA, S. Design of patient specific dental implant using FE analysis and computational intelligence techniques. *Appl. Soft Comput.*, v. 65, p. 272–279, abr. 2018. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1568494618300310>>.

SAILER, I.; KARASAN, D.; TODOROVIC, A.; LIGOUTSIKOU, M.; PJETURSSON, B.E. Prosthetic failures in dental implant therapy. *Periodontol. 2000*, Cited By :9Export Date: 19 October 2022, v. 88, n. 1, p. 130–144, 2022. Disponível em: <<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85123973280&doi=10.1111%2Fprd.12416&partnerID=40&md5=a2d5c506296104413d5cbd9b83078a20>>.

SATPATHY, M.; LOEB, M.; JOSE, R.M.; SINCLAIR, M.J.; DUAN, Y.; SALAZAR MAROCHO, S.M.; ROACH, M.D.; GRIGGS, J.A. Screening dental implant design parameters for effect on the fatigue limit of reduced-diameter implants. *Dent. Mater.*, fev. 2025. Disponível em:

<<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0109564125001265>>.

SCHWENDICKE, F.; SAMEK, W.; KROIS, J. Artificial Intelligence in Dentistry: Chances and Challenges. *J. Dent. Res.*, v. 99, n. 7, p. 769–774, 21 jul. 2020. Disponível em: <<https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0022034520915714>>.

SCHWENDICKE, Falk; GOLLA, T.; DREHER, M.; KROIS, J. Convolutional neural networks for dental image diagnostics: A scoping review. *J. Dent.*, v. 91, p. 103226, dez. 2019. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0300571219302283>>.

SHIM, H.W.; YANG, B.-E. Long-term cumulative survival and mechanical complications of single-tooth Ankylos Implants: focus on the abutment neck fractures. *J. Adv. Prosthodont.*, v. 7, n. 6, p. 423, 2015. Disponível em: <<https://jap.or.kr/DOIx.php?id=10.4047/jap.2015.7.6.423>>.

SPITZNAGEL, F.A.; BONFANTE, E.A.; VOLLMER, F.; GIERTHMUEHLEN, P.C. Failure Load of Monolithic Lithium Disilicate Implant-Supported Single Crowns Bonded to Ti-base Abutments versus to Customized Ceramic Abutments after Fatigue. *J. Prosthodont.*, v. 31, n. 2, p. 136–146, 2022. Disponível em: <<https://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&id=L634837040&from=export>>.

SU, H.; GONZALEZ-MARTIN, O.; WEISGOLD, A.; LEE, E. Considerations of implant abutment and crown contour: critical contour and subcritical contour. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, v. 30, n. 4, p. 335–43, ago. 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20664835>>.

TIMET. *TIMET TIMETAL® 6-4 ELI Titanium Alloy (Ti-6Al-4V ELI; ASTM Grade 23) (Annealed; 2.50 - 4.00 in Rod or Thickness; Per ASTM F136)*. Disponível em: <<https://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=cd c9162a3dda4b428b0dea2ce3b105da>>.

VATĖNAS, I.; LINKEVIČIUS, T. One abutment one time vs. repeatable abutment disconnections in implants, restored with cemented / screw retained fixed partial dentures: Marginal bone level changes. A systematic review and meta-analysis. *Stomatologija*, v. 23, n. 2, p. 35–40, 2021. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/34528906>>.

WITTNEBEN, J.; ABOU-AYASH, S.; GASHI, A.; BUSER, D.; BELSER, U.; BRÄGGER, U.; SAILER, I.; GAVRIC, J. Implant-supported single all-ceramic crowns made from prefabricated (stock) or individualized CAD/CAM zirconia abutments: A 5 year randomized clinical trial. *J. Esthet. Restor. Dent.*, v. 36, n. 1, p. 164–173, 3 jan. 2024. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/jerd.13188>>.

YANG, F.; RUAN, Y.; LIU, Y.; CHEN, J.; CHEN, Y.; ZHANG, W.; DING, Y.; WANG, L. Abutment mechanical complications of a Morse taper connection implant system: A 1- to 9-year retrospective study. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, v. 24, n. 5, p. 683–695, out. 2022. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/35791805>>.

YI, Y.; HEO, S.-J.; KOAK, J.-Y.; KIM, S.-K. Mechanical complications of implant-supported restorations with internal conical connection implants: A 14-year retrospective study. *J. Prosthet. Dent.*, v. 129, n. 5, p. 732–740, maio 2023. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002239132100408X>>.

YI, Y.; HEO, S.J.; KOAK, J.Y.; KIM, S.K. Comparison of CAD/CAM abutment and prefabricated abutment in Morse taper internal type implant after cyclic loading: Axial displacement, removal torque, and tensile removal force. *J. Adv. Prosthodont.*, Cited By :5Export Date: 19 October 2022, v. 11, n. 6, p. 305–312, 2019. Disponível em:

<<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85078456424&doi=10.4047%2Fjap.2019.11.6.305&partnerID=40&md5=c4139d678e5c2241eb1fc00ddf503c74>>.

ZAW, K.; LIU, G.R.; DENG, B.; TAN, K.B.C. Rapid identification of elastic modulus of the interface tissue on dental implants surfaces using reduced-basis method and a neural network. *J. Biomech.*, v. 42, n. 5, p. 634–641, mar. 2009. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929008006295>>.

ARTIGO I

Fatigue Resistance of Customized Implant-Supported Restorations³

Abstract

The design of custom abutments (CA) can affect the mechanical reliability of implant-supported restorations. The purpose of the study was to evaluate the influence of design parameters on the fatigue limit of CA and to compare optimized custom designs with the reference abutment (RA). A morse-tapered dental implant, an anatomical abutment, and a connector screw were digitalized using microcomputed tomography. A cone beam computed tomography scan was obtained from one of the authors to virtually place the implant-abutment assembly in the upper central incisor. Ten design parameters were selected according to the structural geometry of the RA and the implant planning. A reverse-engineered RA model was created in SOLIDWORKS and was modified considering a Taguchi orthogonal array to generate 36 CAs with $\pm 20\%$ dimensional variations. Finite element analysis was conducted in

³Ulysses Lenz, Renan Brandenburg dos Santos, Megha Satpathy, Jason A. Griggs, Alvaro Della Bona.

ABAQUS, and fatigue limits were estimated using Fe-safe. ANOVA ($\alpha = 0.1$) identified the most influential parameters. Von Mises stress values ranged from 229 MPa to 302 MPa, and 94.4% of the CAs had a higher fatigue limit than the RA. Three parameters significantly affected the fatigue performance of the implant system. The design process of custom abutments includes critical design parameters that can be optimized for longer lifetimes of implant-abutment restorations.

Keywords: dental implants; custom abutments; finite element analysis; fatigue behavior; endurance limit

1. Introduction

Tooth replacement requires a complex treatment planning process, and implant-retained restorations are the gold standard for achieving satisfactory functional and biological outcomes [1]. Immediate implant placement has demonstrated promising hard tissue responses, favorable Pink Esthetic Scores, and high success rates [2]. High primary stability and immediate loading of implant-retained restorations have been reported as key factors in maintaining peri-implant tissue health, meeting modern society's rising esthetic standards, and providing faster treatments [3]. However, the challenges in promoting long-term peri-implant soft tissue stability highlight the importance of the transcrestal design

of the restoration and abutment. Optimal prosthetic management should consider the design profile at different peri-implant levels, which varies according to the 3D implant position, alveolar anatomy, and tooth region [4,5,6]. Achieving the ideal emergence profile design requires personalized planning for each patient [3,7].

Using custom rather than prefabricated abutments is a promising alternative for optimizing the treatment process [8,9]. This procedure enables the prosthodontist to adapt the abutment design based on each patient's specific anatomy, resulting in peri-implant soft tissue stability and long-term success [10]. Clinical studies have used the anatomy of the tooth to be extracted or the contralateral tooth (visualized through CBCT images and implant-guided surgery software CoDiagnostix 2024 10.8) as a reference for designing the custom abutment. Among the evaluated parameters, an increase in bucco-palatal width and transmucosal height was the most frequently observed modification [11,12]. Personalized abutments can also be manufactured from a variety of materials, allowing for functional restorations and convenience with chairside digital workflows [13]. Despite these advantages, further standardization of the manufacturing process is required to enhance the mechanical reliability, as some studies demonstrated higher fracture strength for prefabricated over custom abutments [14,15].

A variety of prosthetic abutments are currently available, and each brand offers distinct designs for abutment preparations, transmucosal regions, prosthetic finishing lines, and implant-abutment connections [16,17]. Several studies have evaluated the mechanical behavior of different implant-abutment connections [18,19,20] and abutment transmucosal heights [17,21] using finite element analysis (FEA). These parameters are often adjusted according to different clinical scenarios, with the recommendation of optimizing to the best geometry, which remains challenging to accomplish. Understanding the fatigue behavior of implant-abutment systems is crucial for establishing the longevity of oral rehabilitation [22,23], and the fatigue limit (an outcome that can be predicted using virtual simulations) defines the load at which the abutment would have an infinite lifetime [24]. In terms of optimization processes, studies primarily focused on improving the mechanical behavior of implant bodies using the response surface method and design of experiments (DOE) in virtual simulations, yielding favorable results [25,26]. Conversely, for abutments, current design optimization outcomes are restricted to bone remodeling for a custom zirconia infrastructure cemented to a titanium base abutment [27]. Although a recent study assessed the effect of various dental implant design parameters [28], no study investigated the impact of customizing the abutment design.

These factors are fundamental during the treatment planning process, yet there is insufficient information regarding the effects of different design parameters on the fatigue behavior and load distribution of abutments. Because customized abutments consider the patient's anatomy, these parameters could potentially be optimized to provide the best abutment design for each clinical scenario. Therefore, the objective of this study is to evaluate the influence of design parameters on the fatigue limit of custom abutments and to compare optimized custom designs with the reference abutment using FEA. The hypotheses are that variations in abutment width and height influence the fatigue limit of the implant system, and the design can be optimized to outperform a prefabricated abutment.

2. Method

2.1. Digitalization of Structures

A Morse-tapered dental implant (Helyx, Grand Morse, Neodent, 3.5 mm in diameter and 16 mm in height), a prefabricated abutment (anatomical abutment, narrow body with 2.5 mm of transmucosal height, Neodent), and a connector screw were scanned using microcomputed tomography (Micro-CT) (Skyscan 1172; Micro Photonics, Allentown, PA, USA) with both aluminum and copper filters and a pixel size of 34.6 μm . The generated 3D bitmap files were processed with a grayscale thresholding tool to create digital replicas of the physical specimens using Simpleware

W-2024.12 (Synopsis, Sunnyvale, CA, USA). The resulting 3D models were used to measure the geometry of the components.

Computer-aided design (CAD) software (SOLIDWORKS 2023, D'assault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France) was used to digitally replicate the physical specimens with the previously measured dimensions, applying a reverse-engineering technique. The implant's tapered internal connection and the hexagon indexation from the reference abutment (RA) were maintained for all generated abutments. A hemispherical loading cap and a simulated specimen holder with cortical and cancellous layers were constructed [22,23,29,30]. The SOLIDWORKS parts were assembled to match the physical assembly, and the implant was positioned 0.8 mm above the cortical bone level to simulate the worst-case scenario for an internally tapered connection. This experimental characteristic was adopted considering that the bone loss observed in a cohort with 10,871 implants with 8–10 years of follow-up was 0.49 ± 0.74 mm [1]. Yet, this type of implant connection is usually recommended to be placed below bone level. The resulting SOLIDWORKS assembly and a 2D image obtained from the micro-CT scan of the physical assembly are shown in **Figure 1**.

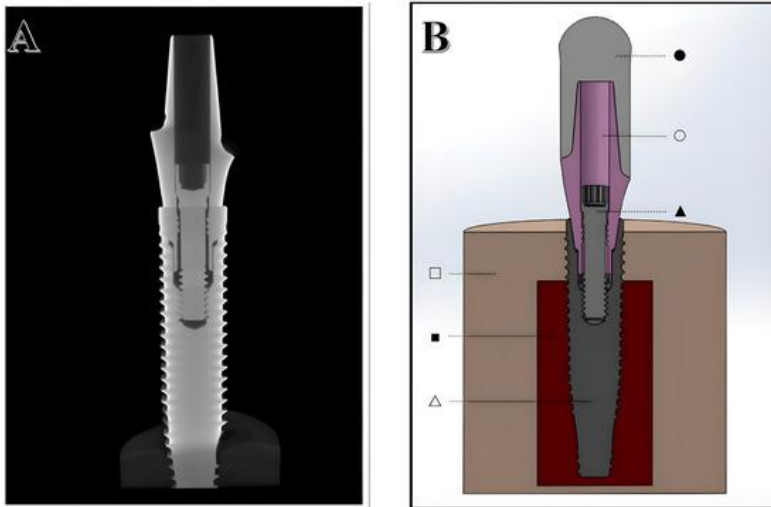


Figure 1. (A) Bucco-palatal cross-section of the implant-abutment assembly obtained from a micro-CT scan. (B) Bucco-palatal cross-section of the SOLIDWORKS assembly created from digitally modeling the physical specimens. The components in (B) are as follows: loading cap (● pearl white), reference abutment (○ pink), connector screw (▲ light gray), implant body (△ dark gray), cortical bone (□ beige), and cancellous bone (■ dark red).

Software for guided surgery planning (CoDiagnostiX 2024 10.8, Straumann, Oslo, Norway) was used to place the implant-abutment assembly in the upper right central incisor based on a cone beam computerized tomography (CBCT) scan from one of the authors (U.L.). The virtual 3D positioning of the implant followed 4 important factors [7]: implant depth (4 mm below the gingival margin); interproximal position (centered with the mesio-

distal distance of the tooth); implant body position (slightly palatalized); and axial inclination (screw access positioned between the cingulum and the incisal edge). After positioning the implant-abutment assembly, the patient-related parameters were measured using the distance measurement tool from CoDiagnostiX software.

2.2. Design of Experiments

Ten design parameters were screened and selected considering the reference abutments' geometry (6 parameters) and the patient-related data (4 parameters) (**Figure 2**). The design parameters were selected based on concepts of biologic space within the implant–abutment system and based on commonly observed prosthetic design variations among available prefabricated abutments. The design parameters were independent of each other, allowing for the evaluation of the most influential factors affecting the abutment geometry. The design parameter values were measured from physical and digital replicas using an optical microscope and SOLIDWORKS, respectively, and the patient-related parameter values were obtained from measurements in the guided surgery plan. These values were defined as reference values, from which two additional levels were created by increasing or decreasing the original value by 20% because this provided three levels of each design factor to investigate non-linear effects. For the patient-related parameters, only the reference and

lower values were considered. The objective of the customization process is to ensure that the abutment occupies more 3D space within the alveolus, and a higher distance from the dentin margin to the abutment's finishing line would result in a narrower abutment. Therefore, the higher values for the four patient-related design parameters were excluded from this experiment. Patient-related parameters systematically changed the width of the abutment at the transmucosal level (with a concave profile), as well as at the abutment preparation and prosthetic finishing platform levels, resulting in a wider abutment. The ten design parameters and their corresponding values can be seen in **Table 1**.

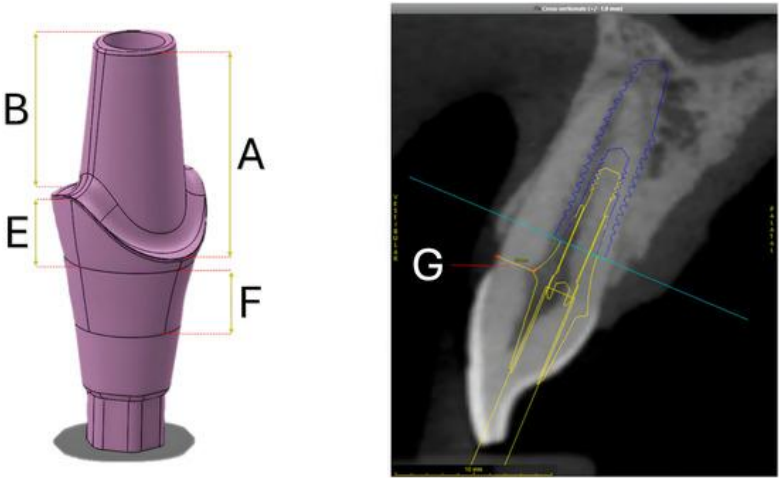


Figure 2. Schematic representation of the design parameters presented in **Table 1**. **(Left):** Reference abutment model generated from SolidWorks illustrating design parameters A, B, E, and F. **(Right):** Sagittal cross-section from the CoDiagnostiX plan

demonstrating the relation with the abutment’s finishing line and the teeth’s buccal margin (parameter G).

Table 1. Design parameters and their respective measurements (in mm).

Design Parameters		20% Lower	Reference	20% Higher
A	Buccal height of the abutment preparation	4.25	5.32	6.38
B	Palatal height of the abutment preparation	3.41	4.26	5.11
C	Buccal height of the finishing line	0.16	0.2	0.24
D	Palatal height of the finishing line	1.28	1.6	1.92
E	Interproximal height of finishing line	1.64	2.05	2.46
F	Transmucosal height	1.6	2	2.4
G	Distance from the prosthetic finishing line to buccal dentin margin	2.06	2.57	N/A
H	Distance from the prosthetic finishing line to palatal dentin margin	0.6	0.77	N/A

Design Parameters		20% Lower	Reference	20% Higher
I	Distance from the prosthetic finishing line to mesial dentin margin	0.54	0.67	N/A
J	Distance from the prosthetic finishing line to distal dentin margin	0.5	0.62	N/A

N/A: non-applicable.

To create different designs of custom abutments, a Design of Experiments (DOE) was performed in Reliasoft (DOE++) using a Taguchi Orthogonal Array with three levels (reference, 20% lower, and 20% higher) for parameters A to F and two levels (reference and 20% lower) for parameters G to J. The experiment resulted in 36 combinations of geometrical values based on the ten design parameters and their respective levels (**Figure 2**). Therefore, 36 abutment designs were modeled in SOLIDWORKS and assembled with the reference components (simulated cortical and cancellous bone, implant body, connector screw, and loading cap) to test the fatigue limit of each system. ANOVA was used to screen the design parameters that had significant effects on the implant fatigue limit ($\alpha = 0.1$). Lenth's method was used to estimate the variance of the effects. Under this methodology, the

estimated variance is calculated as 1.5 times the median value of all effects that are less than $2.5 s_0$, where s_0 is 1.5 times the median of all effects [31].

2.3. Virtual Mechanical Testing

Finite element analysis (FEA) was performed in ABAQUS 2023 (SIMULIA, D'assault Systèmes) for the implant mechanical test having the geometry described in the ISO 14801 standard. The SOLIDWORKS models were exported to ABAQUS, where the material properties were defined as isotropic and homogeneous. Young's modulus and Poisson's ratio were assigned based on data from **Table 2**. A surface-to-surface interaction was applied to the transfixing screw and implant contact surfaces. A strong interface resulting from the application of preload torque to the connector screw was considered in the simulation of the implant–abutment interaction at the Morse taper internal connection [22,32]. Osseointegration was simulated using a tie constraint between the implant threads and the cortical and cancellous bone. Boundary conditions were applied to the outer surface of the cortical bone to prevent movements after load applications, as physiologically occurs. An initial load of 100 N was applied to the palatal surface of the loading cap at an angle of 30 degrees relative to the implant axis. The models were meshed using tetrahedral linear elements. A convergence study was conducted on the reference model using different element sizes. The mesh size that provided the shortest

computational time without compromising accuracy was 0.15 μm . The reference model had 614,678 elements.

Table 2. Material properties assigned to each component used in the finite element models.

Table 2. Material properties assigned to each component used in the finite element models.

Component	Material	Young's Modulus (GPa)	Poisson's Ratio	Ultimate Tensile Strength (MPa)
Cap	Zirconia [33]	205	0.30	-
Abutment	Ti 6Al-4V ELI [34]	113.8	0.31	825
Connector screw	Ti 6Al-4V ELI [34]	113.8	0.31	825
Implant body	CP Ti Grade 4 [35]	103	0.34	660
Cortical bone	Cortical bone [36]	20	0.30	-
Cancellous bone	Cancellous bone [36]	14	0.30	-

Ti: Titanium; Al: Aluminum; V: Vanadium; ELI: extra low interstitial; CP: commercially pure.

The .odb files generated from the FEA tests were imported into the fe-safe 2023 post-processing software (SIMULIA, D'assault Systèmes). The stress increments calculated in ABAQUS were used to simulate cyclic loading according to the ISO 14801 standard [37], with a frequency of 2 Hz and a stress ratio of 0.1. The Brown-Miller criterion, with Morrow's mean stress correction, was applied to estimate the model's fatigue life [38]. To determine the fatigue limit, an initial load of 100 N was applied, resulting in an infinite fatigue life. Subsequently, a load of 200 N was applied, which produced a finite fatigue life. Intermediate loads were then tested to identify the threshold load value at which fatigue life transitioned from finite to infinite. This threshold represents the maximum load at which the specific abutment design would have an infinite fatigue life considering the experimental conditions. On average, five intermediate loads were tested to determine the fatigue limit of each abutment design.

3. Results

The peak von Mises stress of the models subjected to 100 N of load was concentrated above the implant platform, at the buccal region of the reference and custom abutments (**Figure 3**). The peak von Mises stress values ranged from 229 MPa to 302 MPa. The

abutment, implant, and connector screw, in this order, received the highest von Mises stresses within the evaluated models. All evaluated models showed an infinite lifetime with 100 N of load. The custom abutment #34 showed the highest predicted fatigue limit: 173.5 N, while the reference abutment showed 140 N. The fatigue limits for the evaluated abutments can be seen in **Table 3**. The majority (94.4%) of the custom abutments showed higher fatigue limits than the reference abutment.

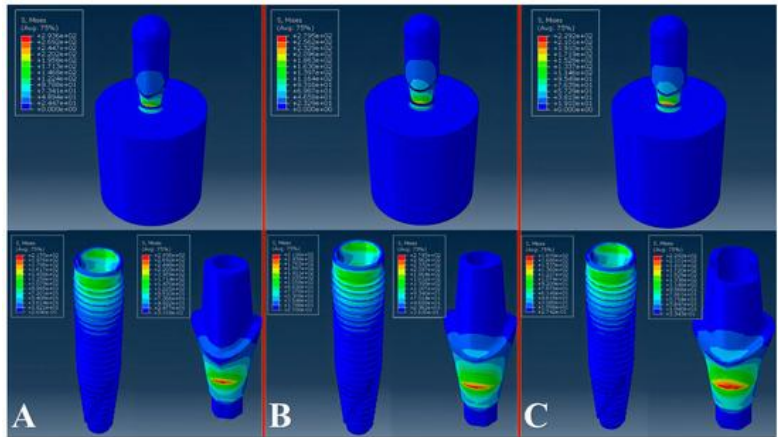


Figure 3. Von Mises stress distribution (in MPa) for the entire model (top) and separately for the implant and abutment (bottom). (A): Custom abutment with the lowest fatigue limit (CA 06); (B): Reference abutment; (C): Custom abutment with the highest fatigue limit (CA 34). All models were subjected to a 100 N load.

The optimal fatigue limit was predicted when parameters A (buccal height of the abutment preparation), F (transmucosal height), and G (distance from the prosthetic finishing line to buccal dentin margin) had the lowest values, and these three parameters showed a significant effect (standardized effect > 1.76). The two-way interaction of parameters A and H (distance from the prosthetic finishing line to the palatal dentin margin) was also significant (**Figure 4**).

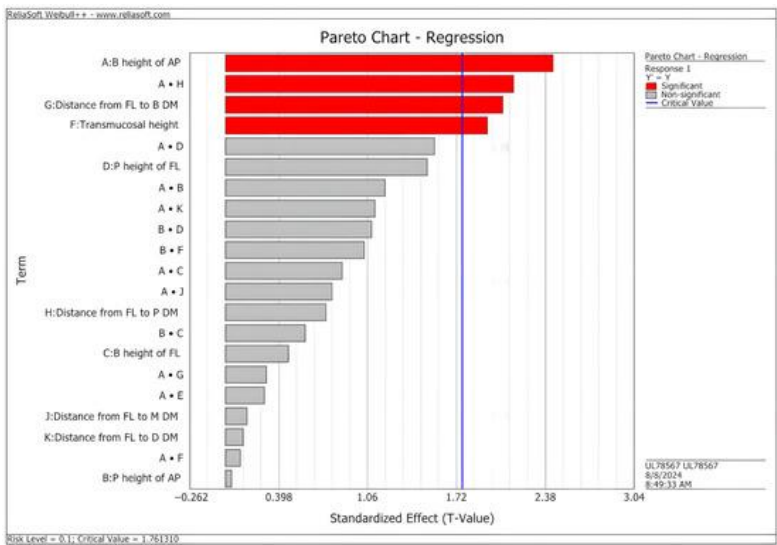


Figure 4. Pareto regression chart with the significant design parameters (standardized effect > 1.76) on the fatigue limit of custom abutments. When the characters “•” appear between parameters, they indicate two-way interactions. Abbreviations: B:

buccal; P: palatal; M: mesial; D: distal; AP: abutment preparation; FL: finishing line; DM: dentin margin.

4. Discussion

Designing the geometry of dental abutments to achieve optimal mechanical and biological outcomes is a complex task for both manufacturers and dentists. For custom abutments, the challenge increases as the design considers patient-specific anatomy. This study investigated critical design parameters to reduce the variability of custom abutments, aiming to benefit the dental community, including dental companies, technicians, dentists, and patients. Each design parameter chosen for this computational experiment has direct clinical relevance in guiding the selection of a proper abutment. The present study showed that the design of abutments can be optimized to improve the fatigue behavior of the implant complex, with three critical design parameters. Thus, the hypothesis of the study was accepted.

The buccal height of the abutment preparation (parameter A) was a significant design factor, showing a higher fatigue limit with shorter heights. Such a relationship is in agreement with a previous finite element analysis study [39], which demonstrated that longer abutment preparations induced greater deformations in the implant-abutment system. Consistently, Hendi et al. [40] observed that longer abutment preparations experienced increased screw loosening when subjected to cyclic loading. Another critical

parameter was the transmucosal height (parameter F), which demonstrated higher fatigue limits at lower heights. This behavior may be attributed to a shorter transmucosal emergence profile in the buccal region of the abutment geometry, where peak von Mises stresses occurred. Increasing the titanium material volume in such a region could improve fatigue resistance. Similar results were reported in previous in-vitro and FEA studies [17,21,41]. In addition, some studies also showed that the transmucosal height influenced marginal bone loss and peri-implantitis [42,43]. Notably, we ensured that the moment arm for all abutments was standardized by adjusting the height of the loading cap, as instructed by ISO 14801.

A patient-related design parameter (G) was significant for the fatigue limit in the buccal region, probably because of an increased amount of titanium in an area with stress concentration. As lingual implant placement is recommended, the distance between the finishing line and the buccal dentin margin increases, leading to a greater addition of titanium material when parameter G had the lowest values. Furthermore, the interaction between parameters A and H (palatal distance) also had a significant effect on the fatigue limit. A more extended palatal profile, combined with reduced buccal height, may create a geometry that minimizes stress concentration in critical regions. However, these interpretations should be considered with caution, as this study did

not include detailed load distribution analysis. In addition, the reasons for parameters I and J (mesial and distal distances, respectively) not being significant could be related to insufficient space between the finishing line and the corresponding dentin margin, limiting the possibility of a wider abutment. Therefore, in regions with larger alveolus dimensions, such as molars, these parameters may have higher relevance to the fatigue limit of custom abutments and should be further investigated. It is important to note that parameters A-J were measured based on the geometry of a prefabricated abutment. In clinical practice, however, abutment design should account for the occlusal relationship, transmucosal level, and soft tissue positioning. Consequently, because these design parameters should be patient-specific, we suggest that the fabrication of custom abutments should follow a well-established design optimization process combined with guided implant planning to advance the state of the art of implant-supported restorations. Although the angulation of the screw access channel may be required for specific treatments, it represents a risk to the biomechanical properties of the implant-abutment system [44]. This design parameter was not considered in this study because it would require different implant 3D placements and restrict most other design factors.

Recent in-vitro studies comparing the mechanical properties between customized and prefabricated abutments showed

conflicting results [[14](#),[15](#),[45](#),[46](#),[47](#)]. The present study suggests two major reasons for these discrepancies. First, the unpredictability in the manufacturing process of custom abutments may lead to variability in mechanical durability. The design factors affecting the mechanical properties of abutments, as observed in the present study, can have either a positive or negative effect on fatigue resistance, depending on the specific design used in each study. Second, compliance with the ISO standard [[37](#)] can influence the outcome, so the present study simulated a clinically relevant 0.8 mm of bone resorption [[1](#)] rather than the 3 mm worst-case scenario that is often used in in-vitro testing. Previous studies using FEA showed that the amount of marginal bone loss around dental implants influences the load distribution of the system [[48](#),[49](#)]. Therefore, further in-vitro studies should investigate the fatigue performance comparing custom and prefabricated abutments, considering the most critical parameters in designing abutments for implant-supported restorations.

Virtual simulations can be valuable when designed to address recurring clinical problems. Although these technologies are still in their early phases of direct clinical evidence, they can assist us in increasing the mechanical behavior of high-cost dental materials. This, in turn, can guide decision-making in robust clinical studies, assist companies in optimizing their manufacturing processes, and help dentists in designing custom abutments more

effectively. However, there are a few study limitations, such as the evaluation of a single clinical case for a central incisor. Both the alveolus anatomy of central incisors and the 3D implant position can vary in each clinical scenario. Therefore, caution is advised when extrapolating these results to other tooth regions. Further studies on different design parameters and alveolar anatomies are encouraged.

5. Conclusions

Considering the results of the study, it can be concluded that:

- The analysis of customized abutments identified design factors that have significant effects on the fatigue behavior of implant-abutment systems, as predicted by virtual modeling;
- Lower abutment preparation and transmucosal heights increased the predicted fatigue limit of the implant-abutment system;

Individualized CBCT-based planning can guide abutment geometry optimization to enhance mechanical longevity, within the limits of each clinical case.

Author Contributions

Conceptualization, U.L., J.A.G. and A.D.B.; Methodology, U.L., J.A.G. and A.D.B.; Software, U.L., R.B.d.S. and M.S.; Validation, A.D.B. and J.A.G.; Formal Analysis, U.L., A.D.B. and J.A.G.; Investigation, U.L., R.B.d.S. and M.S.; Resources, U.L.,

A.D.B. and J.A.G.; Data Curation, U.L., J.A.G. and A.D.B.; Writing—Original Draft Preparation, U.L.; Writing—Review and Editing, All authors; Visualization, All authors; Supervision, A.D.B. and J.A.G.; Project Administration, A.D.B.; Funding Acquisition, A.D.B. and J.A.G. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding

The authors thank CNPq do Brasil (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico), grants #406418/2023-3 and #302587/2017-9, INCT 3D-Saude grant #406436/2022-3, Capes do Brasil (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior—Finance Code 001), National Institutes of Health grant #DE026144, and Neodent/Straumann, Curitiba, PR, Brazil for partially supporting this study.

Institutional Review Board Statement

Not applicable.

Informed Consent Statement

Written informed consent has been obtained from the patient (U.L.) to publish this paper.

Data Availability Statement

The original contributions presented in this study are included in the article. Further inquiries can be directed to the corresponding authors.

Conflicts of Interest

The authors declare no conflicts of interest. The sponsors had no role in the design, execution, interpretation, or writing of the study.

References

1. French, D.; Ofec, R.; Levin, L. Long Term Clinical Performance of 10 871 Dental Implants with up to 22 Years of Follow-up: A cohort study in 4247 patients. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* **2021**, *23*, 289–297. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
2. Garcia-Sanchez, R.; Dopico, J.; Kalemaj, Z.; Buti, J.; Pardo Zamora, G.; Mardas, N. Comparison of clinical outcomes of immediate versus delayed placement of dental implants: A systematic review and meta-analysis. *Clin. Oral Implant. Res.* **2022**, *33*, 231–277. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
3. Testori, T.; Weinstein, T.; Scutellà, F.; Wang, H.; Zucchelli, G. Implant placement in the esthetic area: Criteria for positioning single and multiple implants. *Periodontol. 2000* **2018**, *77*, 176–196. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
4. Gomez-Meda, R.; Esquivel, J.; Blatz, M.B. The esthetic biological contour concept for implant restoration emergence profile design. *J. Esthet. Restor.*

- Dent.* **2021**, *33*, 173–184. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
5. Su, H.; Gonzalez-Martin, O.; Weisgold, A.; Lee, E. Considerations of implant abutment and crown contour: Critical contour and subcritical contour. *Int. J. Periodontics Restor. Dent.* **2010**, *30*, 335–343. [[Google Scholar](#)]
 6. González-Martín, O.; Lee, E.; Weisgold, A.; Veltri, M.; Su, H. Contour Management of Implant Restorations for Optimal Emergence Profiles: Guidelines for Immediate and Delayed Provisional Restorations. *Int. J. Periodontics Restor. Dent.* **2020**, *40*, 61–70. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
 7. Esquivel, J.; Meda, R.; Blatz, M. The Impact of 3D Implant Position on Emergence Profile Design. *Int. J. Periodontics Restor. Dent.* **2021**, *41*, 79–86. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
 8. Lops, D.; Bressan, E.; Parpaiola, A.; Sbricoli, L.; Cecchinato, D.; Romeo, E. Soft tissues stability of cad-cam and stock abutments in anterior regions: 2-year prospective multicentric cohort study. *Clin. Oral Implant. Res.* **2015**, *26*, 1436–1442. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

9. Barwacz, C.; Shah, K.; Bittner, N.; Parker, W.; Neumeier, T.; Thalji, G.; De Kok, I. A Retrospective, Multicenter, Cross-Sectional Case Series Study Evaluating Outcomes of CAD/CAM Abutments on Implants from Four Manufacturers: 4-Year Mean Follow-up. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2021**, *36*, 966–976. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
10. Romanos, G.E.; Gurbanov, S.; Hess, P.; Nentwig, G.-H.; Schwarz, F.; Sader, R. Crestal bone loss and implant failure of prefabricated versus customized abutments: A 10-year retrospective radiological study. *Clin. Oral Investig.* **2022**, *26*, 2879–2886. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
11. Erhan Çömlekoğlu, M.; Nizam, N.; Çömlekoğlu, M.D. Immediate definitive individualized abutments reduce peri-implant bone loss: A randomized controlled split-mouth study on 16 patients. *Clin. Oral Investig.* **2018**, *22*, 475–486. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
12. Gamborena, I.; Sasaki, Y.; Blatz, M.B. Predictable immediate implant placement and restoration in the esthetic zone. *J. Esthet. Restor. Dent.* **2021**, *33*, 158–172. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
13. Zarauz, C.; Pitta, J.; Pradies, G.; Sailer, I. Clinical Recommendations for Implant Abutment Selection for

- Single-Implant Reconstructions: Customized vs Standardized Ceramic and Metallic Solutions. *Int. J. Periodontics Restor. Dent.* **2020**, *40*, 31–37. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
14. Ma, M.; Li, X.; Zou, L.; He, J.; Zhao, B. Mechanical properties and marginal fit of prefabricated versus customized dental implant abutments: A comparative study. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* **2022**, *24*, 720–729. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
15. Spitznagel, F.A.; Bonfante, E.A.; Vollmer, F.; Gierthmuehlen, P.C. Failure Load of Monolithic Lithium Disilicate Implant-Supported Single Crowns Bonded to Ti-base Abutments versus to Customized Ceramic Abutments after Fatigue. *J. Prosthodont.* **2022**, *31*, 136–146. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
16. Huh, J.; Rheu, G.; Kim, Y.; Jeong, C.; Lee, J.; Shin, S. Influence of Implant transmucosal design on early peri-implant tissue responses in beagle dogs. *Clin. Oral Implant. Res.* **2014**, *25*, 962–968. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
17. Borie, E.; Leal, E.; Orsi, I.A.; Salamanca, C.; Dias, F.J.; Weber, B. Influence of transmucosal height in abutments of single and multiple implant-supported prostheses: A non-linear three-dimensional finite element

- analysis. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* **2018**, *21*, 91–97. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
18. Kul, E.; Korkmaz, İ.H. Effect of different design of abutment and implant on stress distribution in 2 implants and peripheral bone: A finite element analysis study. *J. Prosthet. Dent.* **2021**, *126*, 664.e1–664.e9. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
 19. Pellizzer, E.P.; Lemos, C.A.A.; Almeida, D.A.F.; de Souza Batista, V.E.; Santiago Júnior, J.F.; Verri, F.R. Biomechanical analysis of different implant-abutments interfaces in different bone types: An in silico analysis. *Mater. Sci. Eng. C* **2018**, *90*, 645–650. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
 20. Freitas, M.I.M.; Gomes, R.S.; Ruggiero, M.M.; Bergamo, E.T.P.; Bonfante, E.A.; Marcello-Machado, R.M.; Del Bel Cury, A.A. Probability of survival and stress distribution of narrow diameter implants with different implant-abutment taper angles. *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.* **2022**, *110*, 638–645. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
 21. Lillo, R.; Parra, C.; Fuentes, R.; Borie, E.; Engelke, W.; Beltrán, V. Compressive Resistance of Abutments with Different Diameters and Transmucosal Heights in Morse-

- Taper Implants. *Braz. Dent. J.* **2015**, *26*, 156–159.
[\[Google Scholar\]](#) [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
22. Lenz, U.; Santos, R.B.; Griggs, J.A.; Estrela, C.; Bueno, M.d.R.; Porto, O.C.L.; Della Bona, A. Longevity of different abutments placed on narrow diameter implants: Assessment of structural damage and loosening. *Dent. Mater.* **2024**, *40*, 1332–1340. [\[Google Scholar\]](#) [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
23. Santos, R.B.D.; Lenz, U.; Griggs, J.A.; Estrela, C.; Bueno, M.D.; Porto, O.C.L.; Della Bona, A. Structural and torque changes in implant components of different diameters subjected to mechanical fatigue. *Dent. Mater.* **2024**, *40*, 493–499. [\[Google Scholar\]](#) [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
24. Satpathy, M.; Duan, Y.; Betts, L.; Priddy, M.; Griggs, J.A. Effect of Bone Remodeling on Dental Implant Fatigue Limit Predicted Using 3D Finite Element Analysis. *J. Dent. Oral Epidemiol.* **2022**, *2*. [\[Google Scholar\]](#) [\[CrossRef\]](#)
25. Oberoi, G.; Kornfellner, E.; Aigner, D.A.; Unger, E.; Schwentenwein, M.; Bomze, D.; Staudigl, C.; Pahr, D.; Moscato, F. Design and optimization of a novel patient-specific subperiosteal implant additively manufactured in yttria-stabilized zirconia. *Dent. Mater.* **2024**, *40*, 1568–1574. [\[Google Scholar\]](#) [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)

26. Srivastava, S.; Sarangi, S.K. An Optimized Dental Implant Model Using Finite Element Analysis and Design of Experiment. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2023**, *38*, 142–149. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
27. Poovarodom, P.; Rungsiyakull, C.; Suriyawanakul, J.; Li, Q.; Sasaki, K.; Yoda, N.; Rungsiyakull, P. Multi-objective optimization of custom implant abutment design for enhanced bone remodeling in single-crown implants using 3D finite element analysis. *Sci. Rep.* **2024**, *14*, 15867. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
28. Satpathy, M.; Loeb, M.; Jose, R.M.; Sinclair, M.J.; Duan, Y.; Salazar Marocho, S.M.; Roach, M.D.; Griggs, J.A. Screening dental implant design parameters for effect on the fatigue limit of reduced-diameter implants. *Dent. Mater.* **2025**, *41*, 444–450. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
29. Satpathy, M.; Jose, R.M.; Duan, Y.; Griggs, J.A. Effects of abutment screw preload and preload simulation techniques on dental implant lifetime. *JADA Found. Sci.* **2022**, *1*, 100010. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
30. Duan, Y.; Griggs, J.A. Effect of loading frequency on cyclic fatigue lifetime of a standard-diameter implant with an internal abutment connection. *Dent. Mater.* **2018**, *34*, 1711–1716. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

31. *Experiment Design and Analysis Reference*; Reliasoft Publishing: Tucson, AZ, USA, 2008.
32. Schmitt, C.M.; Nogueira-Filho, G.; Tenenbaum, H.C.; Lai, J.Y.; Brito, C.; Döring, H.; Nonhoff, J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. *J. Biomed. Mater. Res. Part A* **2014**, *102*, 552–574. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
33. Belli, R.; Wendler, M.; de Ligny, D.; Cicconi, M.R.; Petschelt, A.; Peterlik, H.; Lohbauer, U. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent. Mater.* **2017**, *33*, 84–98. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
34. TIMET TIMETAL. Titanium Alloy (Ti-6Al-4V ELI; ASTM Grade 23) (Annealed; 2.50–4.00 in Rod or Thickness; Per ASTM F136). *MatWeb* 2025. Available online: <https://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?MatGUID=cdc9162a3dda4b428b0dea2ce3b105da&ckck=1> (accessed on 20 July 2024).
35. Kirmanidou, Y.; Sidira, M.; Drosou, M.-E.; Bennani, V.; Bakopoulou, A.; Tsouknidas, A.; Michailidis, N.; Michalakakis, K. New Ti-Alloys and Surface Modifications to Improve the Mechanical Properties and the Biological

- Response to Orthopedic and Dental Implants: A Review. *Biomed Res. Int.* **2016**, 2016, 1–21. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
36. Rho, J.Y.; Ashman, R.B.; Turner, C.H. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. *J. Biomech.* **1993**, 26, 111–119. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
 37. *ISO 14801*; Dentistry–Implants–Dynamic Loading test for Endosseous Dental Implants. International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland, 2016.
 38. Duan, Y.; Gonzalez, J.A.; Kulkarni, P.A.; Nagy, W.W.; Griggs, J.A. Fatigue lifetime prediction of a reduced-diameter dental implant system: Numerical and experimental study. *Dent. Mater.* **2018**, 34, 1299–1309. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
 39. Beltrán-Guijarro, M.; Pérez-Pevida, E.; Chávarri-Prado, D.; Estrada-Martínez, A.; Diéguez-Pereira, M.; Sánchez-Lasheras, F.; Brizuela-Velasco, A. Biomechanical Effects of Ti-Base Abutment Height on the Dental Implant System: A Finite Element Analysis. *J. Funct. Biomater.* **2024**, 15, 101. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
 40. Hendi, A.; Mirzaee, S.; Falahchai, M. The effect of different implant-abutment types and heights on screw

- loosening in cases with increased crown height space. *Clin. Exp. Dent. Res.* **2024**, *10*, e894. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
41. Bordin, D.; Cury, A.A.D.B.; Faot, F. Influence of Abutment Collar Height and Implant Length on Stress Distribution in Single Crowns. *Braz. Dent. J.* **2019**, *30*, 238–243. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
 42. Quispe-López, N.; Guadilla, Y.; Gómez-Polo, C.; López-Valverde, N.; Flores-Fraile, J.; Montero, J. The influence of implant depth, abutment height and mucosal phenotype on peri-implant bone levels: A 2-year clinical trial. *J. Dent.* **2024**, *148*, 105264. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
 43. Mattheos, N.; Janda, M.; Acharya, A.; Pekarski, S.; Larsson, C. Impact of design elements of the implant supracrestal complex (ISC) on the risk of peri-implant mucositis and peri-implantitis: A critical review. *Clin. Oral Implant. Res.* **2021**, *32*, 181–202. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
 44. Ju, C.; Lee, Y.; Hong, S.-J.; Song, S.J.; Choi, Y.; Cho, E.; Paek, J. Risk factors associated with screw loosening in CAD-CAM custom abutments: A 6-year retrospective study. *J. Prosthet. Dent.* **2023**, *133*, 1235–1241. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

45. Pol, C.W.P.; Cune, M.S.; Raghoobar, G.M.; Naves, L.Z.; Meijer, H.J.A. Mechanical strength of stock and custom abutments as original and aftermarket components after thermomechanical aging. *Clin. Exp. Dent. Res.* **2024**, *10*, e892. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
46. Paek, J.; Woo, Y.H.; Kim, H.S.; Pae, A.; Noh, K.; Lee, H.; Kwon, K.R. Comparative Analysis of Screw Loosening with Prefabricated Abutments and Customized CAD/CAM Abutments. *Implant Dent.* **2016**, *25*, 770–774. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
47. Klongbunjit, D.; Aunmeungtong, W.; Khongkhunthian, P. Implant-abutment screw removal torque values between customized titanium abutment, straight titanium abutment, and hybrid zirconia abutment after a million cyclic loading: An in vitro comparative study. *Int. J. Implant Dent.* **2021**, *7*, 98. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
48. Pérez-Pevida, E.; Chávarri-Prado, D.; Diéguez-Pereira, M.; Estrada-Martínez, A.; Montalbán-Vadillo, O.; Jiménez-Garrudo, A. Consequences of Peri-Implant Bone Loss in the Occlusal Load Transfer to the Supporting Bone in terms of Magnitude of Stress, Strain, and Stress Distribution: A Finite Element Analysis. *Biomed Res.*

Int. **2021**, *2021*, 1–10. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]
[[PubMed](#)]

49. Bing, L.; Mito, T.; Yoda, N.; Sato, E.; Shigemitsu, R.; Han, J.; Sasaki, K. Effect of peri-implant bone resorption on mechanical stress in the implant body: In vivo measured load-based finite element analysis. *J. Oral Rehabil.* **2020**, *47*, 1566–1573. [[Google Scholar](#)]
[[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]