

Karine Regina Tolesano Loureiro

**Avaliação do Comportamento Biomecânico de
diferentes tipos de abutments instalados sobre
implantes**

*Evaluation of the Biomechanical Behavior of Different
Types of Abutments Installed on Implants*

Tese apresentada à Faculdade
de Odontologia da Universidade Federal
de Uberlândia, para obtenção do Título
de Doutor em Odontologia, Área de
Clínica Odontológica Integrada.

Uberlândia, 2023

Karine Regina Tolesano Loureiro

**Avaliação do Comportamento Biomecânico de
diferentes tipos de abutments instalados sobre
implantes**

*Evaluation of the Biomechanical Behavior of Different
Types of Abutments Installed on Implants*

Tese apresentada à Faculdade
de Odontologia da Universidade Federal
de Uberlândia, para obtenção do Título
de Doutor em Odontologia, Área de
Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Cézar Simamoto Júnior

Banca examinadora:

Prof. Dr. Paulo Cézar Simamoto Júnior

Prof. Dr. Darceny Zanetta Barbosa

Prof. Dra. Karla Zancopé

Prof. Dr. João Paulo Silva Neto

Prof. Dra. Camila de Carvalho Almança Lopes

Uberlândia, 2023

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

L892
2023

Loureiro, Karine Regina Tolesano, 1987-
Avaliação do Comportamento Biomecânico de diferentes
tipos de abutments instalados sobre implantes [recurso
eletrônico] / Karine Regina Tolesano Loureiro. - 2023.

Orientador: Paulo César Simamoto Júnior.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Pós-graduação em Odontologia.

Modo de acesso: Internet.

Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.te.2023.362>

Inclui bibliografia.

1. Odontologia. I. Simamoto Júnior, Paulo César ,
1977-, (Orient.). II. Universidade Federal de
Uberlândia. Pós-graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091

Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
 Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Odontologia
 Av. Pará, 1720, Bloco 4L, Anexo B, Sala 35 - Bairro Umarama, Uberlândia-MG, CEP 38400-902
 Telefone: (34) 3225-8115/8108 - www.ppgoufu.com - copod@umarama.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Odontologia				
Defesa de:	Tese; Doutorado, nº 91, PPGODONTO				
Data:	Vinte e Oito de Julho de Dois Mil e Vinte e Três	Hora de início:	13:00	Hora de encerramento:	17:10]
Matrícula do Discente:	11813ODO006				
Nome do Discente:	Karine Regina Tolesano Loureiro				
Título do Trabalho:	Avaliação do comportamento biomecânico de diferentes tipos de abutments instalados sobre implantes				
Área de concentração:	Clínica Odontológica Integrada				
Linha de pesquisa:	Biomecânica Aplicada à Odontologia				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Biomecânica Aplicada à Odontologia				

Reuniu-se em Web Conferência pela plataforma Zoom, em conformidade com a PORTARIA Nº 36, DE 19 DE MARÇO DE 2020 da COORDENAÇÃO DE APERFEIÇOAMENTO DE PESSOAL DE NÍVEL SUPERIOR - CAPES, pela Universidade Federal de Uberlândia, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Odontologia, assim composta: Professores Doutores: Camila de Carvalho Almança Lopes (UNA UBERLÂNDIA); João Paulo da Silva Neto (UEPB); Karla Zancopé (UFU); Darceny Zanetta Barbosa (UFU); Paulo César Simamoto Júnior (UFU); orientador(a) do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa, Dr(a). Paulo César Simamoto Júnior, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

[A]provado(a).

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Paulo Cezar Simamoto Junior, Professor(a) do Magistério Superior**, em 28/07/2023, às 17:11, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Karla Zancopé, Professor(a) do Magistério Superior**, em 28/07/2023, às 17:12, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Darceny Zanetta Barbosa, Professor(a) do Magistério Superior**, em 28/07/2023, às 17:13, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Camila de Carvalho Almança Lopes, Usuário Externo**, em 28/07/2023, às 17:15, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **João Paulo da Silva Neto, Usuário Externo**, em 28/07/2023, às 17:16, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **4664350** e o código CRC **9D8A2B6E**.

DEDICATÓRIA

**Dedico esta tese à minha mãe,
Profa. Dra Regina Maria Tolesano Loureiro
exemplo de luta, ensinamentos e suporte
de vida.**

**À minha filha Maria Luiza, minha
fonte de amor onde me amparo e me
renovo.**

AGRADECIMENTOS

À **Deus**, pela proteção e por me agradecer com o dom da vida.

À minha **mãe**, Profa. Dra. Regina Maria Tolesano Loureiro por sempre estar ao meu lado me incentivando a não desistir, por ser exemplo de luta, ensinamentos e com seu legado que diz: "méritos conseguidos por nós com esforço e determinação são gloriosos e ninguém nos tira."

À minha **filha**, Maria Luiza a quem dedico todo o meu esforço e amor para que ela me siga como exemplo assim como eu tive.

À minha avó **Maria Dirce de Oliveira Tolesano** que com os seus 100 anos está viva, consciente e muito feliz por estar presente nesse meu momento de vida.

Ao meu **AMOR**, **Paulo Roberto Andrade Cunha** que me incentiva, apoia e faz dos meus dias corridos terem sentido, agradeço pela paciência e por me fazer feliz.

A toda a minha **família**, em especial aos meus tios **Ângela Maria Loureiro Gonçalves** e **Ronald Guimarães Vieira Gonçalves** "in memoriam", sempre me deram apoio, se faziam presentes em todos os momentos e sempre foram meus exemplos.

Aos meus amigos **TODOS**, em especial **Profa Dra Líria Hirano Queiroz Luz** mesmo à distância sempre esteve presente ouvindo e me incentivando a não desistir.

Ao meu "**marido** de pesquisa", **Prof Dr. Marcos Boaventura de Moura**, sem palavras pra expressar minha gratidão à tudo, companheiro, parceiro, amigo, que me deu a oportunidade de eu estar em toda a sua jornada na pós graduação e faz parte de toda a minha.

Ao meu **orientador**, **Prof. Dr. Paulo César Simamoto Júnior**, por ter concordado com meus projetos, por ter tido paciência e não ter desistido de mim me dando a oportunidade de permanecer no programa mesmo com a saída do meu orientador de Mestrado **Prof Dr Denildo de Magalhães** a quem também agradeço a todas as oportunidades, parceria, amizade, por ter me ensinado a ser professora, pesquisadora, a amar a Periodontia a quem eu devo o mérito de grande parte da minha jornada pós graduação. Uma grande honra poder aprender com você!

Ao **Prof Dr Darceny Zanetta Barbosa**, no primeiro período de faculdade quando eu o conheci e disse vou fazer Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial e ele abriu um sorriso e disse eu sou cirurgião Professor da UFU, não sei se ele se recorda disso, mas desde então foi meu grande espelho, me deu a oportunidade de acompanhá-lo no

consultório e eu ficava toda atrapalhada com seu ritmo acelerado, e hoje me tornei assim, acelerada. Muito obrigada por todos os ensinamentos, oportunidades e por ter se tornado meu grande **amigo**.

A **Profa Dra Karla Zancopé** com sua determinação e ao **Prof Dr Luiz Renato Paranhos** sempre dispostos, seguraram a corda firme me incentivando a não desistir e me ajudando em todos os momentos finais esclarecendo minhas dúvidas com muita paciência. Gratidão!

À Universidade Federal de Uberlândia e Faculdade de Odontologia - FOUFU, minha segunda casa, obrigada pela oportunidade de cursar meu Mestrado e Doutorado.

À **TODOS os professores** da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (FOUFU) pelos ensinamentos que foram passados durante esses anos.

Aos **funcionários da FOUFU** que sempre foram muitos especiais, me ajudando em todas as minhas necessidades e dificuldades durante o Mestrado e Doutorado.

Ao **Centro de Pesquisa em Biomecânica, Biomateriais e Biologia Celular (CPbio)** e aos seus responsáveis pela disponibilização de uso.

À **NEODENT**, que cedeu grande parte dos implantes e componentes protéticos utilizados, além de ter cedido o laboratório e as máquinas para realização dos testes mecânicos e análise de elementos finitos IX (FEA).

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (**CAPES**), e à Fundação de Amparo à Pesquisa do estado de Minas Gerais (**FAPEMIG**), pelo apoio financeiro em pesquisas realizadas na FOUFU.

A todos que vibram com as minhas vitórias e que de alguma forma contribuíram para a realização e conclusão de mais uma etapa na minha vida!

EPÍGRAFE

*“Você ganha forças, coragem e
confiança a cada experiência em que você
enfrenta o medo. Por isso tem que fazer
exatamente aquilo que acha que não
consegue.”*

Eleanor Roosevelt

SUMÁRIO

RESUMO	9
ABSTRACT	10
INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO	11
CAPÍTULO 1 – ARTIGO 1	18
CAPÍTULO 2 – ARTIGO 2	31
CAPÍTULO 3 – ARTIGO 3	44
CONSIDERAÇÕES FINAIS	59
REFERÊNCIAS	60

RESUMO

A reabilitação oral com próteses sobre implantes pode ser a escolha ideal para substituir a perda de um elemento dental perdido. O sucesso desse tratamento não está apenas relacionado com o sucesso da osseointegração mas também com a escolha correta do conjunto pilar-implante. O desenvolvimento de materiais com melhores propriedades biomecânicas e estéticas está em alta no mercado assim como a gama de componentes protéticos, sendo assim, importante estudar as causas de complicações técnicas relacionadas ao conjunto pilar-implante. Portanto, esta tese tem três objetivos: 1- avaliar o comportamento mecânico de pilares de duas peças (Cone Morse com angulação interna de 16° e Cone Morse com angulação interna de 11,5°) antes e após o teste de fadiga cíclica, seguindo as diretrizes da ISSO 14801:2016. 2- Avaliar as distribuições de tensões mecânicas em três tipos de pilares com diferentes materiais restauradores sobre implantes cônicos de 16°. 3- descrever um caso clínico ilustrando a reabilitação unitária de dois incisivos centrais superiores com implantes cônicos de 16°, carga imediata associado a manutenção do espaço protético e peri-implantar. Após a análise dos dados do primeiro estudo pode-se concluir que diferenças significativas foram encontradas entre os três grupos no teste de solda ao analisar os valores com e sem fadiga ($p < 0,001$) dentro de cada grupo. Quando os grupos foram comparados entre si, também houve diferença significativa entre eles ($p < 0,001$), exceto entre os grupos GM e CMt sem fadiga ($p = 0,840$). No ensaio de pull-out do grupo CMt, a amostra apresentou travamento friccional somente após a fadiga (média = 94,2 N). A FEA demonstrou uma distribuição de estresse variada em todos os grupos. A tensão foi mais concentrada nas regiões do terço superior e terço médio do implante, bem como na região oposta à aplicação da carga para os três grupos. Embora o grupo CMo tenha apresentado menores taxas de afrouxamento, ele apresentou uma distribuição de estresse pior em comparação aos grupos GM e CMt. Por outro lado, o grupo CMt apresentou um travamento friccional satisfatório após passar pelos testes de fadiga. No segundo estudo nos três grupos, altas tensões foram observadas nas roscas superficiais da fixação do implante e as melhores tensões foram observadas nos grupos 1 e 3. Comparando os grupos entre si, podemos avaliar diferenças biomecânicas entre eles. As tensões máximas suportadas foram melhores distribuídas no Grupo 1, porém ao avaliar a tensão das roscas do parafuso o Grupo 1 apresentou o pior resultado. No terceiro estudo o planejamento inicial associado a correta escolha do conjunto pilar implante aliado às novas tecnologias permite restaurações finais estáveis e funcionais.

Palavras-chaves: biomecânica, fadiga, análise de elementos finitos, implantodontia, pull-out.

ABSTRACT

Oral rehabilitation with prostheses on implants can be the ideal choice to replace a lost tooth. The success of this treatment depends not only on osseointegration but also on selecting the right abutment-implant combination. The development of materials with improved biomechanical and aesthetic properties is on the rise, along with a wide range of prosthetic components. Therefore, it's crucial to study the causes of technical complications related to the abutment-implant assembly. This thesis has three objectives: 1- evaluate the mechanical behavior of two-piece abutments (16° internal angle Morse Cone and 11.5° internal angle Morse Cone) before and after cyclic fatigue testing, following ISO 14801:2016 guidelines. 2- Assess mechanical stress distributions in three types of abutments with different restorative materials on 16° conical implants. 3- Describe a clinical case illustrating the single rehabilitation of two upper central incisors with 16° conical implants, immediate loading, and maintenance of prosthetic and peri-implant space. After analyzing the data from the first study, significant differences were found between the three groups in the loosening test when comparing values with and without fatigue ($p < 0.001$) within each group. When comparing the groups, there were also significant differences between them ($p < 0.001$), except between the GM and CMt groups without fatigue ($p = 0.840$). In the pull-out test of the CMt group, frictional locking occurred only after fatigue (average = 94.2 N). Finite Element Analysis (FEA) showed varied stress distribution in all groups. Stress was concentrated in the upper and middle third regions of the implant, as well as in the opposite region of load application for all three groups. Although the CMo group had lower loosening rates, it exhibited worse stress distribution compared to the GM and CMt groups. On the other hand, the CMt group showed satisfactory frictional locking after passing fatigue tests. In the second study, high stresses were observed in the superficial threads of implant fixation in all groups, with the best stresses seen in groups 1 and 3. Comparing the groups, biomechanical differences could be evaluated. The maximum supported stresses were better distributed in Group 1, but when evaluating screw thread stress, Group 1 showed the worst result. In the third study, initial planning combined with the correct choice of abutment-implant assembly and new technologies allow for stable and functional final restorations.

Keywords: biomechanics, fatigue, finite element analysis, implant dentistry, pull-out.

1. INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO

Um dos fatores importantes que determinam a estabilidade e a fixação das conexões cônicas internas implante-pilar é a resistência friccional gerada pelo contato entre as regiões cônicas do pilar e o acoplamento do implante. Este mecanismo depende da fricção em vez da retenção do parafuso para suporte (1). Equações matemáticas e modelos de elementos finitos (FE) demonstraram que mais de 86% do torque de aperto e mais de 98% do torque de afrouxamento são contrabalançados pela conexão cônica desses sistemas (1). No entanto, a aplicação de carga oclusal é um fator potencial que pode fazer com que o parafuso de retenção se solte e o pilar mude de posição (2, 3).

Normalmente, o torque é aplicado ao parafuso do pilar usando uma chave para fixar adequadamente o pilar ao implante. Este aperto cria uma tensão axial na superfície do parafuso que está em contato com o material adjacente. Isso é conhecido como pré-carga (4). A magnitude da pré-carga é de grande importância para o sucesso dos implantes dentários. A maioria dos implantes dentários de duas peças falham devido ao afrouxamento do parafuso (4). Quando o parafuso é apertado com a finalidade de fixar uma peça, ele distribui uma tensão (tensão de cisalhamento) no material na peça que ele está sendo apertado de forma que o próprio parafuso de apertamento retenha apenas uma parte da carga. Isso significa que o parafuso pode suportar uma carga significativamente maior quando a quantidade correta de tensão é aplicada. Portanto, é fundamental aplicar no parafuso a pré-carga recomendada pelo fabricante. Adicionar a pré-carga recomendada pode ajudar um parafuso a encontrar uma combinação mais favorável de tensão, resultando em maior vida à fadiga (4).

A geometria da interface implante-pilar parece ser um fator de influência para a transmissão de tensão ao redor do implante (5, 6, 7, 8). Em estudo utilizando implantes Cone Morse com pilares inteiriços maciços, foi avaliada a relação entre o tamanho da coroa e o tamanho do implante, revelando que os pilares utilizados em regiões anteriores superiores apresentaram maior tendência ao afrouxamento. Nas regiões posteriores, os pilares fraturaram ou se

soltaram (9). Está sendo adotado o uso de conexão cônica e pilar com parafuso integrado (duas peças), onde o parafuso e um ajuste cônico são usados simultaneamente para dar estabilidade mecânica (8). Esse tipo de junta oferece alta resistência ao torque de desaperto do parafuso e ao pilar (10).

O sucesso a longo prazo das restaurações implanto-suportadas depende muito da estabilidade do conjunto implante-pilar (5, 11, 12, 13). Conexões cônicas internamente são reconhecidas por sua estabilidade mecânica favorável (13). No entanto, mais estudos são necessários, especialmente considerando que diferentes geometrias de implantes e abutments são freqüentemente introduzidas no mercado simultaneamente (11, 12). Portanto, é crucial investigar vários aspectos dessas novas configurações de implante-pilar, incluindo resistência mecânica e distribuição de tensão (13, 14). Isso enfatiza a importância de estudar novas geometrias de implantes e suas implicações.

Diferentes características são incorporadas ao design dos implantes dentários para alcançar um desempenho mecânico satisfatório. Uma configuração diferente do cone Morse foi avaliada neste estudo, apresentando uma porção interna cônica angulada a 16° . O pilar universal de duas peças possui um parafuso transfixante auto-removível e não depende de travamento por fricção mecânica. As demais configurações do cone Morse avaliadas neste estudo apresentavam uma porção cônica interna angulada a $11,5^{\circ}$ (meio ângulo de $5,75^{\circ}$). Os pilares universais para este implante podem ser de peça única ou de duas peças, sendo o pilar de duas peças equipado com um parafuso transfixante que mantém o ajuste friccional entre as paredes internas do implante e o pilar mesmo depois de desaparafusado.

Um baixo índice de complicações relacionadas ao tratamento com implantes dentários é relatado na literatura, sendo o afrouxamento do parafuso o mais comum, especialmente em restaurações únicas (15). O afrouxamento do parafuso é mais frequente em conexões hexagonais externas devido às suas propriedades mecânicas sob carga dinâmica (16,17). As conexões internas cônicas parecem ser mais resistentes ao afrouxamento do parafuso, ao

movimento do pilar e à perda de torque, sendo assim mais resistente à carga de fadiga (18).

A junção implante/pilar parece ser o local mais provável de aumento de estresse, pois é nessa área que as forças funcionais da oclusão serão distribuídas para a plataforma do implante e para o osso. Como consequência, é provável que qualquer estresse ou deformação da prótese causados por problemas de adaptação ou ajuste inadequado possam levar a complicações técnicas, como afrouxamento ou fratura do parafuso, movimento do pilar e torque (18). Para lidar com esses problemas, uma variedade de modelos, conexões implante/pilar e componentes protéticos foram desenvolvidos pelas indústrias de implantes (19). A estabilidade biomecânica da interface implante/pilar pode depender do tipo de conexão, tolerância entre os componentes, liberdade de rotação e precisão do ajuste (20).

A geometria da interface implante/pilar também parece ser um fator influente na transmissão de tensão ao redor do implante (21). O efeito do ajuste mecânico biconico é aumentado pelo uso de um parafuso, que é aplicado desde a pré-carga até a junção (21).

As forças oclusais parecem desempenhar um papel fundamental no afrouxamento dos parafusos dos implantes, sendo a pré-carga a única força que resiste às forças oclusais funcionais para evitar que o pilar se solte do implante. Se a pré-carga for excedida pela força oclusal, pode ocorrer o afrouxamento do parafuso (15). Portanto, as forças excêntricas e compressivas produzidas pelos movimentos de mastigação podem reduzir a retenção do parafuso (16). Nas conexões internas cônicas, a fixação e a estabilidade são conferidas pela resistência de atrito resultante do contato entre as partes cônicas de acoplamento do pilar e do implante, não sendo uma função do parafuso. Esse acoplamento ou engajamento cônico da junção implante/pilar continuará mesmo se o parafuso estiver solto. Portanto, são importantes estudos que comprovem que o pilar não se soltará mesmo com o afrouxamento do parafuso. A aplicação da carga oclusal é um fator que pode levar ao afrouxamento do parafuso de retenção da prótese (22). Portanto, vários autores têm utilizado com sucesso

testes de fadiga para a aplicação de carga cíclica dinâmica para simular as forças mastigatórias (19, 23, 24).

A escolha adequada do implante e abutment desempenha um papel crucial na prevenção de complicações na implantodontia. A remoção de uma raiz dentária pode resultar em processos de remodelação óssea, o que pode limitar os resultados estéticos e funcionais desejados. Para evitar a falha dos tecidos periodontais, diversas alternativas estão disponíveis, incluindo a exodontia atraumática, a colocação correta de implantes, os procedimentos de enxerto ósseo, a provisionalização imediata e a proteção dos tecidos peri-implantares. Além disso, é importante manter o espaço protético e evitar forças laterais excessivas sobre o implante, bem como garantir a estabilidade primária com um torque adequado de instalação do implante. A utilização de guias cirúrgicos e o planejamento protético digital contribuem para alcançar resultados precisos e previsíveis, garantindo a higiene e a distribuição adequada de forças, além da correta direção de colocação dos implantes. Essas abordagens proporcionam uma conexão estável entre o implante e o abutment, contribuindo para resultados duradouros e minimizando as complicações relacionadas à escolha dos componentes protéticos (25,26).

O objetivo geral do presente estudo foi avaliar o comportamento biomecânico de diversos conjuntos abutments-implantes de conexão cônica relacionando com o sucesso da escolha correta do conjunto abutment-implante.

Os objetivos específicos são:

- Examinar o comportamento mecânico de pilares de duas peças (Cone Morse com angulação interna de 16° e Cone Morse com angulação interna de 11,5°) antes e após o teste de fadiga cíclica, seguindo as diretrizes da ISO 14801:2016.
- Avaliar a influência da aplicação de carga mecânica cíclica na perda de torque e na instalação de assentamento de pilares cônicos internos.

- Avaliar a influência de cargas dinâmicas oblíquas de compressão e movimentos oclusais simulados na perda de torque e na instalação do pilar com conexões internas cônicas.
- Avaliar as distribuições de tensões mecânicas em três sistemas de abutments sobre implantes cônicos de 16° de angulação.
- Descrever um relato de caso de reabilitação unitária de dois elementos dentários com implantes cônicos de 16° de angulação, carga imediata associado a manutenção do espaço protético e peri-implantar.

2. OBJETIVO GERAL

Avaliar o comportamento biomecânico de diversos conjuntos abutments-implantes de conexão cônica relacionando com o sucesso da escolha correta do conjunto abutment-implante.

2.1 Objetivo específico 1: Artigo 1: Comportamento mecânico de pilares protéticos cônicos de peça única e de duas peças com 11,5 e 16 graus

Examinar o comportamento mecânico de pilares de duas peças (Cone Morse com angulação interna de 16° e Cone Morse com angulação interna de 11,5°) antes e após o teste de fadiga cíclica, seguindo as diretrizes da ISO 14801:2016.

2.2 Objetivo específico 2: Artigo 2: Avaliação da distribuição de tensão de três diferentes abutments em um implante cônico de 16°

Avaliar as distribuições de tensões mecânicas em três sistemas de abutments sobre implantes cônicos de 16° de angulação.

2.3 Objetivo específico 3: Artigo 3: Cirurgia Guiada Utilizando Implante Cônico 16° e Fluxo Digital – Relato de Caso

Descrever um relato de caso de reabilitação unitária de dois elementos dentários com implantes cônicos de 16° de angulação, carga imediata associado a manutenção do espaço protético e peri-implantar.

3. CAPÍTULOS

Serão apresentados nesta sessão três artigos, sendo cada um correspondente a um capítulo.

3.1 Capítulo 1: Artigo 1 - Mechanical Behavior of One-Piece and Two-Piece Tapered Prosthetic Abutments with 11.5 and 16 Degrees

Karine Regina Tolesano Loureiro, Marcos Boaventura de Moura, Guilherme José Pimentel Lopes de Oliveira, Veridiana Resende Novais, Karla Zancopé, Paulo César Simamoto Júnior

3.2 Capítulo 2: Artigo 2 - Evaluation of stress distribution of three different abutments in a 16 degrees conical implant.

Karine Regina Tolesano Loureiro, Marcos Boaventura de Moura, Chistian Felippi, Paulo César Simamoto Júnior

3.3 Capítulo 3: Artigo 3 - Reabilitação protética imediata com implantes cônicos internos com angulação de 16°: relato de três casos

Karine Regina Tolesano Loureiro, Marcos Boaventura de Moura, Darceny Zanetta Barbosa, Renato Merola Ponte, Flavio Domingues das Neves, Paulo César Simamoto Júnior

3.1 Capítulo 1: Artigo 1 - Mechanical Behavior of One-Piece and Two-Piece Tapered Prosthetic Abutments with 11.5 and 16 Degrees

Karine Regina Tolesano Loureiro, Marcos Boaventura de Moura, Guilherme José Pimentel Lopes de Oliveira, Veridiana Resende Novais, Karla Zancopé, Paulo César Simamoto Júnior

<https://doi.org/10.3390/healthcare11121775>

Article

Mechanical Behavior of One-Piece and Two-Piece Tapered Prosthetic Abutments with 11.5 and 16 Degrees

Karine Regina Tolesano Loureiro ¹, Marcos Boaventura de Moura ², Guilherme José Pimentel Lopes de Oliveira ³, Veridiana Resende Novais ⁴, Karla Zancopé ^{1,*} and Paulo César Simamoto Júnior ¹

¹ Department of Occlusion, Fixed Prosthodontics and Dental Materials, School of Dentistry, Federal University of Uberlândia, Uberlândia 38405-320, MG, Brazil; karina.loureiro@gmail.com (K.R.T.L.); psimamoto@gmail.com (P.C.S.J.)

² Independent Researcher, Curitiba 80620-520, PR, Brazil; boaventura.mm@hotmail.com

³ Department of Periodontology and Implantology, School of Dentistry, Federal University of Uberlândia, Uberlândia 38405-320, MG, Brazil; guilherme.lopesoliveira@ufu.br

⁴ Department of Operative Dentistry and Dental Materials, School of Dentistry, Federal University of Uberlândia, Uberlândia 38405-320, MG, Brazil; veridianaresende@hotmail.com

* Correspondence: karlazancopé@gmail.com



Citation: Tolesano Loureiro, K.R.; Boaventura de Moura, M.; de Oliveira, G.J.P.L.; Resende Novais, V.; Zancopé, K.; Simamoto Júnior, P.C. Mechanical Behavior of One-Piece and Two-Piece Tapered Prosthetic Abutments with 11.5 and 16 Degrees. *Healthcare* **2023**, *11*, 1775. <https://doi.org/10.3390/healthcare11121775>

Academic Editor: Amerigo Giudice

Received: 9 May 2023

Revised: 6 June 2023

Accepted: 9 June 2023

Published: 16 June 2023



Copyright: © 2023 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: The objective of this study is to examine the mechanical behavior of two-piece abutments (Morse taper with 16° internal angulation and Morse taper with 11.5° internal angulation) before and after cyclic fatigue testing, following ISO 14801:2016 guidelines. The specimens were divided into three groups: a modified Morse taper with a taper angle of 16° (GM group), a conventional Morse taper (taper angle of 11.5° deg) with a two-piece (CMt group), and one-piece abutments (CMo group). Each experimental group was formed by ten implants and ten abutments ($n = 10$) for a total of 30 specimens ($n = 30$). The abutments were tightened and loosened, and a fatigue test was applied with 15 Hz and 5×10^6 cycles. Subsequently, the abutments were loosened, and a pull-out test was performed on the CMt group. Finite element analysis (FEA) was conducted on stress concentration regions. The statistical analysis of the loosening test was performed using two-way ANOVA and Tukey's tests ($p < 0.05$) to compare screw loosening within each group and between the groups with and without mechanical fatigue. Significant differences were found among the three groups in the loosening test when analyzing the values with and without fatigue ($p < 0.001$) within each group. When the groups were compared with each other, there was also a significant difference between them ($p < 0.001$), except between groups GM and CMt without fatigue ($p = 0.840$). In the pull-out test of the CMt group, the sample exhibited frictional locking only after fatigue (mean = 94.2 N). The FEA demonstrated a varied stress distribution in all groups. The stress was found to be more concentrated in the upper third and middle third regions of the implant, as well as in the opposite region of the load application for all three groups. Although the CMo group showed lower rates of loosening, it displayed a poorer stress distribution in comparison to the GM and CMt groups. On the other hand, the CMt group exhibited a satisfactory frictional lock after undergoing the fatigue tests.

Keywords: biomechanics; finite element analysis; fatigue; implantology; pull-out

1. Introduction

One of the important factors that determine the stability and fixation of internal tapered implant–abutment joints is the frictional resistance generated by the contact between the tapered regions of the abutment and implant coupling. This mechanism relies on friction rather than the screw for support [1]. Mathematical equations and finite element (FE) models have demonstrated that over 86% of the tightening torque and over 98% of the relaxation torque are counterbalanced by the tapered connection of these systems [1]. However, the application of occlusal load is a potential factor that may cause the retention screw to loosen and the abutment to shift position [2,3].

Usually, torque is applied to the abutment screw using a torque wrench to properly secure the abutment to the implant. This tightening creates an axial tension on the surface of the screw that is in contact with the adjacent material. This is known as preload. The magnitude of preload is of great importance for the success of dental implants. Most two-piece dental implants fail due to screw loosening [4]. When the screw is tightened against a material, it allows the screw to distribute the force through the material so that the screw itself retains only a portion of the load. This means that the screw can withstand a significantly higher load when the correct amount of tension is applied. Therefore, it is essential to apply the preload recommended by the manufacturer to the screw. Adding the recommended preload can help a screw find a more favorable combination of stress amplitude and mean stress, resulting in increased fatigue life [4].

The geometry of the implant–abutment interface seems to be an influencing factor for the transmission of stress around the implant [5–8]. In a study using Morse taper implants with solid one-piece abutments, the relationship between crown size and implant size was evaluated, revealing that the anterior upper abutments exhibited a higher tendency for loosening. In the posterior regions, the abutments either fractured or became loose [9]. The use of a tapered connection and abutment with an integrated screw (two-piece) is being adopted, where the screw and a tapered adjustment are used simultaneously to provide mechanical stability [8]. This type of joint offers high resistance to screw-loosening torque and abutment [10].

The long-term success of implant-supported restorations greatly depends on the stability of the implant–abutment assembly [5,11–13]. Internally tapered connections have been recognized for their favorable mechanical stability [13]. However, further studies are necessary, especially considering that different geometries of both implants and abutments are frequently introduced in the market simultaneously [11,12]. Therefore, it is crucial to investigate various aspects of these new implant–abutment configurations, including mechanical resistance and stress distribution [13,14]. This emphasizes the importance of studying novel implant geometries and their implications.

Different features are incorporated into the design of dental implants to achieve satisfactory mechanical performance. A different configuration of the Morse cone was evaluated in this study, presenting an internal conical portion angled at 16° (half-angle of 8°). The two-piece universal abutment has a self-removing transfixing screw and does not rely on mechanical friction locking. The other configurations of the Morse cone evaluated in this study had an internal conical portion angled at 11.5° (half an angle of 5.75°). The universal abutments for this implant can be one-piece or two-piece, with the two-piece abutment equipped with a transfixing screw that maintains the frictional fit between the inner walls of the implant and the abutment even after it has been unscrewed.

The objective of this study is to evaluate the mechanical behavior of two-piece abutments (Ti-6Al-4V) with different internal angulations (16° and 11.5°) before and after cyclic fatigue testing, following the ISO 14801:2016 guidelines. Two types of internal tapered implants (Neodent) were used, one with a 16° angulation (Ti-6Al-4V) and the other with an 11.5° angulation (Ti-6Al-7Nb) (Figure 1). The specimens were divided into three groups: GM group (modified Morse taper with a 16° angulation), CMt group (conventional Morse taper with an 11.5° angulation and two-piece abutments), and CMO group (conventional Morse taper with an 11.5° angulation and one-piece abutments) (Figure 2) (Table 1). Each group consisted of 10 implants and 10 abutments, resulting in a total of 30 specimens ($n = 30$). The pull-out test was conducted to evaluate the tensile strength of the Morse taper implants and one-piece abutments with an 11.5° degrees taper angle. Finite element analysis (FEA) was performed to assess the stress levels in the mechanically tested prosthetic abutments after cyclic fatigue. The study tested two hypotheses: (1) there would be no significant difference in the screw loosening values among the tested abutments, and (2) the stress levels in the implant–abutment assemblies of the three groups would be similar after simulating the fatigue test.

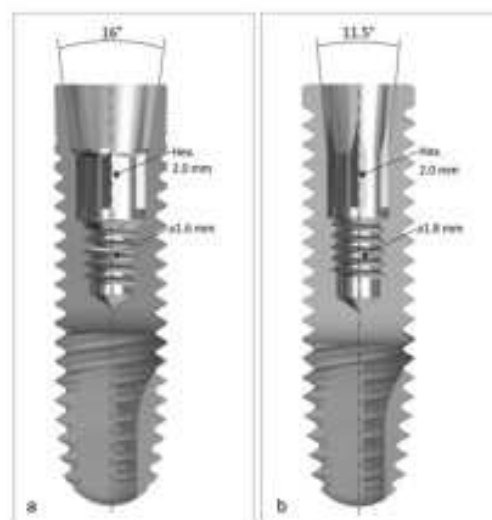


Figure 1. (a) Titamax GM Neodent Implant—16 degrees taper angle (half-angle of 8); (b) Titamax Cortical CM Neodent Implant—11.5 degrees taper angle (half-angle of 5.75).



Figure 2. Types of implant-abutment connections used in the study. (a) GM, CMt, and CMo implants were installed in a cylindrical block made of polyacetal; (b) GM prosthetic abutments with a two-piece abutment design featuring a 16° taper, CMt prosthetic abutments with a two-piece abutment design featuring an 11.5° taper, and CMo prosthetic abutments with a one-piece abutment design featuring an 11.5° taper; (c) prosthetic abutments were covered with a semi-spherical rigid body.

Table 1. Test groups and conditions.

Group	Implant	Abutment	Connection Type/Index
GM	Titamax GM Neodent Ø3.75/13 mm	Universal Abutment GM exact Neodent Ø3.3/6/2.5 mm (two-piece)	Internal Tapered/Internal Hexagon/16 degrees
		Universal Abutment CM Neodent through screw Ø3.3/6/2.5 mm (two-piece)	
CMt	Titamax Cortical CM Neodent Ø3.75/13 mm	Universal Abutment CM Neodent through screw Ø3.3/6/2.5 mm (two-piece)	Internal Tapered/ Without Index/11.5 degrees
CMo	Titamax Cortical CM Neodent Ø3.75/13 mm	Universal Abutment CM Neodent Ø3.3/6/2.5 mm (one-piece)	Internal Tapered/Without Index/11.5 degrees

2. Materials and Methods

2.1. Specimens Preparation

Thirty implants with a Morse taper design (10 Titamax GM and 20 Titamax CM Cortical, 3.75 mm diameter/13 mm length) (Neodent, Curitiba, PR, Brazil) and 30 prosthetic abutments (10 Universal Abutment GM exact—“two-piece”, 20 Universal Abutment CM—“two-piece” and 20 Universal Abutment CM—“one-piece”, 3.3 mm diameter/6 mm crown height/2.5 mm gingival height) (Neodent, Curitiba, PR, Brazil) were connected using three different tightening forces: 20 Ncm (GM), 15 Ncm (CMt), and 32 Ncm (CMo); manufacturer’s recommended torques. Each experimental group was formed by 10 implants and 10 abutments ($n = 10$) for a total of 30 specimens ($n = 30$) (Table 1).

All implants were placed in a cylindrical block made of polyacetal, leaving 3 mm of exposure to these implants, as recommended by ISO 14801 (Figure 2a).

The sample implants were placed on a rigid base used for 30 degrees angle anchorage, 3.0 mm above the bone (simulating high bone resorption) [15,16]. A digital prosthetic ratchet (TQ-680, Instrutherm, Ltd.a., São Paulo, Brazil) was used for tightening the prosthetic abutments to the implants [13]. The abutments of the three groups were tightened to the manufacturer-recommended torques (GM, 20 N cm; CMt, 15 N cm, CMo, 32 N cm), and after 5 min, the abutments were loosened, and the loosening values were recorded (Figure 2b). Then, another tightening was performed for the mechanical fatigue test.

2.2. Fatigue Test

The fatigue loading test was performed according to ISO 14801:2016 [8,15]. The coronal section end of the prosthetic abutment was covered with a semi-spherical rigid body (Figure 2c), the center of which coincided with the center of the free longitudinal axis and was anchored at 11.0 ± 0.5 mm from the bone level (measured on a line parallel to the longitudinal axis of the implant) (Figure 3).

To simulate a worst-case condition, the specimens were inclined at a 30° angle from the vertical axis to apply vertical loads, combining bending and torque moments on the internal tapered connection. A semi-spherical rigid body was used on the cementable part of the abutments, with its center coinciding with the center of the free longitudinal axis and anchored at a distance of 11.0 ± 0.5 mm from the bone level, measured along a line parallel to the implant’s longitudinal axis (Figure 3b).

The loading force was applied to the surface of the hemispherical body using a device with a flat surface perpendicular to the loading direction (Figure 1b). The device was not constrained in the transverse direction of the load to prevent a reduction in the generated bending moment’s magnitude [15,16].

A static loading test was conducted at a speed of 1.0 mm/min to determine the maximum load [17]. A flexural load was applied to the implant-abutment assemblies at a rate of 0.5 mm/s [18]. The bending load acquired by the load cell was plotted on a load versus displacement curve. A computer associated with the machine was programmed to obtain the mechanical behavior of the specimen using a load cell and a load sensor. The test machine was programmed to stop the force test process for a greater displacement of

5.0 mm or an abrupt decrease in the strength of the tested material. Subsequently, dynamic loading was applied starting from the maximum load obtained in the static loading test. The dynamic fatigue test was performed using a wear simulator (Instron E3000 with a capacity of 3 kN; Instron, Norwood, MA, USA) with a loading frequency of 15 Hz and 5×10^6 cycles, simulating a clinical estimate of five to six years of function [15,16,19,20]. Afterward, the abutments were loosened, and the loosening values were recorded.

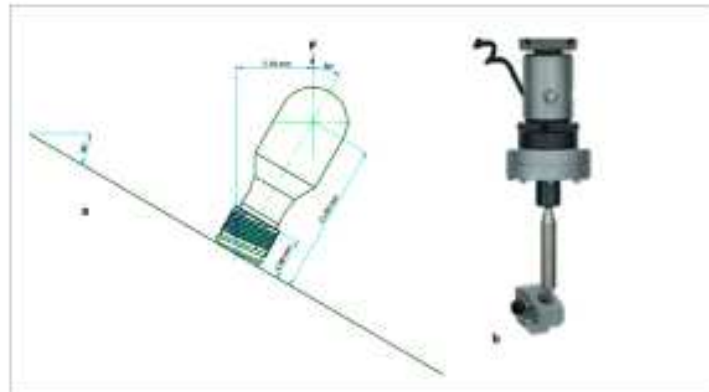


Figure 3. (a) Schematic of fatigue test. (b) device with a flat surface perpendicular to the loading direction (Instron E3000 with a capacity of 3 kN; Instron, Norwood, MA, USA).

2.3. Pull-Out Test

The pull-out test was performed to evaluate the tensile strength of the Morse taper implants and abutments (CMt Group) with an 11.5 degrees taper angle at the following two moments: after initial screw loosening and after mechanical fatigue. The tensile strength of the GM and CMo group implants and abutments has not been tested because the GM group (16 degrees taper angle) has abutment self-removal and is easily removed as soon as the screw is loosened; the abutments of the CMo group (11.5 degrees taper angle) are one-piece, with an apical threaded portion [21]. The implant-abutment assemblies were placed in a mechanical testing machine (MultiTest 2.5 XT; Mecmesin, Sterling, VA, USA) (Figure 4).

The tensile strength (N) required for abutment removal was measured at a speed of 5 mm/min [16,17], and the data obtained were analyzed with computer software (MultiTest 2.5 XT, www.mecmesin.com; Mecmesin, Sterling, VA, USA) [16]. The pull-out test was described by the mean and standard deviation (SD) before and after mechanical fatigue.

2.4. Finite Element Analysis (FEA)

Computer-aided design (CAD) images obtained from the manufacturer were developed with Autodesk Inventor Professional 2013 (San Rafael, CA, USA) of the same components used for mechanical testing and were imported into the FE software (Inventor® versão 11.3.2). A layer of element friction between the implant and prosthetic abutment was inserted (0.5 coefficient of friction) [21,22]. An oblique force of 50 N determined by static fracture testing at 30 degrees from the axis of the implants was applied for each tested group in the numerical analysis. Torque relates to the resulting axial preload in the abutment, similar to the screw preload due to friction forces, which were applied between the thread and screw head [13]. The relationship between torque and axial preload is influenced by the friction forces acting between the screw threads and the screw head. When torque is applied to tighten a screw, the friction forces between the threads and head resist the rotation, resulting in an axial force being exerted on the abutment. This axial force is commonly referred to as the preload. The determined axial preload for each group (200 N for GM, 150 N for CMt, and 320 N for CMo) was introduced into the model with a layer of elements between the screw body for GM and CMt and the abutment for CMo.



Figure 4. Assembly implant–abutment placed for the pull-out test.

Finite element analysis (FEA) was used to predict the mechanical performance of dental implants, specifically to analyze critical regions between different types of components and prosthetic connections [23]. The FEMAP v10.2.0 (Siemens PLM Software, Plano, TX, USA) software was used for the pre- and post-processing phases. In the pre-processing stage, meshes were generated with tetrahedral parabolic solid elements. The mechanical properties of each simulated material were attributed to the meshes provided by the manufacturer (Table 2). All materials were considered isotropic, homogeneous, and linearly elastic for the three different types of implant–abutment assemblies used in this study to simulate the mechanical test (Figure 5).

Table 2. Material parameters used for the numerical analyses provided by the manufacturer.

Material	E (GPa)	Poisson's Ratio
Implants	103	0.361
Abutments	105	0.361
Hemispheric body	105	0.361
Polyacetal	3.1	0.3

The final FE models after convergence testing were a tridimensional mesh incorporating tetrahedra (GM: 91,842 elements and 416,252 nodes; CMT: 72,128 elements and 330,251 nodes; CMO: 72,992 elements and 339,460 nodes).

2.5. Statistical Analysis

Statistical analysis of the loosening test was performed with two-way ANOVA and Tukey tests ($p < 0.05$) to compare screw loosening within each group and between groups with and without mechanical fatigue. To perform all loosening analyses, the statistical software Sigma Plot (version 12.0; Systat Software Inc., San Jose, CA, USA) was used.



Figure 5. A finite element mesh that simulates the mechanical testing using a vertical load applied to specimens inclined 30 degrees from the vertical axis was developed with Autodesk Inventor Professional 2013 (San Rafael, CA, USA).

3. Results

No specimen failed after fatigue testing. The results of the loosening test were presented by the percentage (%) of torque, considering the initial torque of 100%. The comparison was performed within each group and between groups with and without mechanical fatigue (Table 3).

Table 3. Statistical comparison of torque loss (%) with and without mechanical fatigue in each group.

	GM	CMt	CMo
Without mechanical fatigue	92.2 (2.54) Aa	90.33 (6.09) Aa	−110.74 * (9.92) Ab
With mechanical fatigue	67.2 (3.46) Bc	49.19 (12.14) Bb	87.34 (5.37) Ba

Different letters show statistical differences in the upper case (intra groups, vertical) and lower case (between groups, horizontal) ($p < 0.05$). Comparison of torque loss (%) without and with mechanical fatigue within each implant-abutment group—two-piece abutment (GM and CMt Groups) and one-piece (CMo Group); * Torque gain.

Significant differences were found among the three groups in the loosening test when analyzing the values with and without fatigue ($p < 0.001$) within each group. When the groups were compared with each other, there was also a significant difference between them ($p < 0.001$), except between groups GM and CMt without fatigue ($p = 0.840$) (Table 3). In the CMt group pull-out test, there was no mechanical frictional lock after initial loosening (without fatigue); however, it presented a mean value of 94.2 ± 12.82 N after fatigue.

The FEA analysis revealed that the stress distribution varied among the three groups. When applying the load to the angled tested implant-abutment assemblies, the stress was found to be more concentrated in the upper third and middle third regions of the implant, as well as in the opposite region of the load application for all three groups. In the CMt and CMo groups, the stress concentration was also observed at the same end of the load application. However, the stress concentration was higher in the CMo group, where additional stress concentration regions near the implant-abutment tapered contact area were also observed (Figure 6).

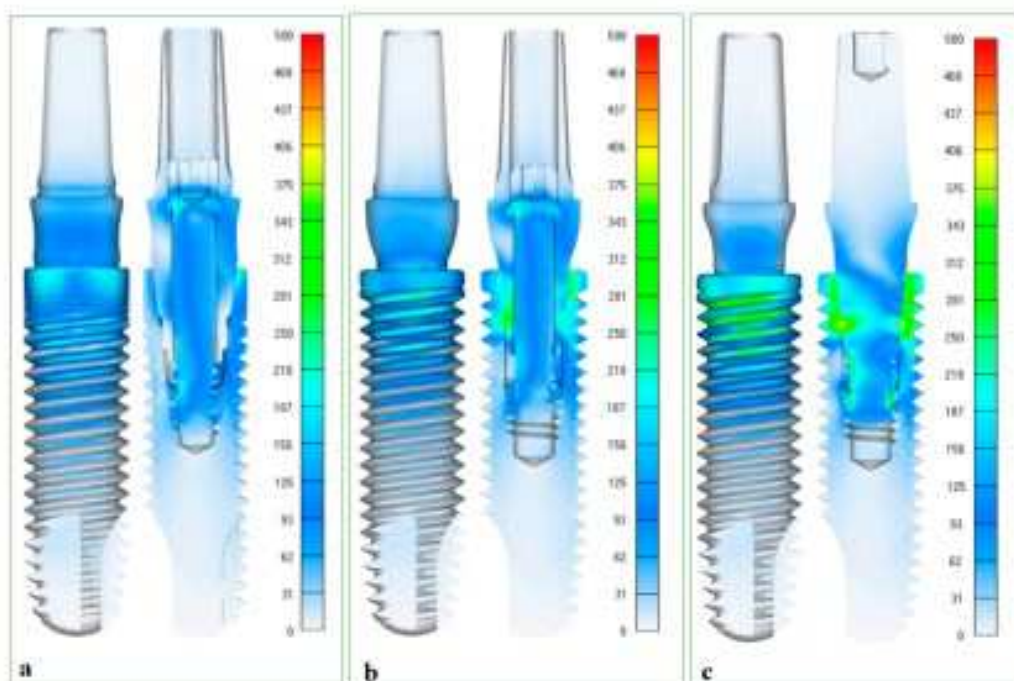


Figure 6. (a) Finite element analysis results of the stress behavior in the prosthetic abutment, in the upper third and middle third region of the implant, and screw preload for the 20 Ncm tightening torque under a 50 N load (GM group); (b) 15 Ncm tightening torque under a 50 N load (CMt group); (c) 32 Ncm tightening torque under a 50 N load (CMo group).

The maximum von Mises stress results found for the groups are presented in Table 4.

Table 4. Maximum von Mises stress values (MPa) after simulated force application.

Groups	Simulated Force (50 N)
GM	243 MPa
CMt	222 MPa
CMo	250 MPa

The upper third region of the implant region of the body of the implants presented the highest stress values found in the three groups; however, GM and CMo presented higher values.

4. Discussion

The null hypotheses for screw loosening and stress level were rejected. There were differences in the values of loosening with and without fatigue and the stress level in the three groups studied.

In the abutment screw loosening test, percentages were used to measure the amount of torque loss or gain comparison between groups since the abutment tightening torque values indicated by the manufacturer are different (15 Ncm to 32 Ncm). Prior to the fatigue test, tightening torques were applied, and the loosening was measured after 5 min to serve as an evaluation parameter of a possible influence of fatigue on loosening torques [24]. According to the literature, the higher the number of fatigue cycles, the greater the initial torque loss value [24]. The fatigue test was performed at a frequency of 15 Hz, and a worst-case condition was simulated, leaving the 3 mm from the implant nominal bone

level exposed [25]. These values are in accordance with ISO 14801 [15,19,20,25]. The number of cycles at each load was set at 5×10^6 to mimic chewing conditions over a period of five to six years [16,19,20,25].

Failures in the implant body are relevant and concerning; these failures occur due to overloading, which is usually preceded by loosening of the screws, fracture of prostheses, or abutment screws, and yet it is associated with severe overload [26]. In the current study, the reduction in torque of abutments before fatigue (7.8% for GM and 9.67% for CMt) is within acceptable limits according to another study that reports that the deformation and flow of components can reduce torque applied at 2% to 10% in the first seconds or minutes after tightening [3]. Torque loss after the mechanical cycle can be caused by micro displacements of the prosthetic components when the screw interface is subjected to external loads. After this stage of “sedimentation effect” or relaxation, surface microroughness of the components may be present, and when micro displacements occur due to load incidence, there is a decrease in these surfaces of the components, which results in a decrease of retention screw preload [25].

The loosening test showed higher percentages of torque after fatigue for one-piece abutments of the CMo group (87.34%), while the two-piece abutments of the CMt group had the lowest values (49.19%); however, CMt abutments have mechanical frictional locks believed to help increase stability [24]. One study reported a torque percentage of 94.6% for one-piece abutments and 70% for two-piece abutments; however, the applied load simulated corresponded to three to four days of chewing function [24], while the current study corresponded to five to six years.

There are a few previous studies about GM system implants, which have been on the market for a short time with a different proposal for resistance improvement. These implants have a 16 degrees taper angle of the internally tapered portion (half-angle of 8) and self-removal of prosthetic components, which facilitates abutment removal in cases of a possible fracture of this component or prosthesis. The loosening of these abutments was high without fatigue (92.2%) and decreased after fatigue (67.2%). Past studies suggest that the angle of the implant’s tapered surface influences the reduction of loosening and fracture of screws [21,27]. The Morse taper system essentially creates a friction lock [21]. The tapered surface joined to another at an angle of fewer than 16 degrees creates a friction fit that closes mechanically; this adjustment decreases or increases depending on the respective angle changes [6]. In the current study, it was observed that the GM with greater angulation, even without frictional lock, maintained the lowest torque value after fatigue and still presented high stress in the FEA. Meanwhile, the CM with smaller angulation presented greater frictional lock in the pull-out test of the CMt group and in the FEA analysis, which shows a strong connection union and less stress. The three implant connections studied showed different behaviors but with good results, and the GM system, which is new on the market, showed promising results. However, animal and human studies are still needed to prove the system’s effectiveness.

The tapered connections present mechanical characteristics that must be observed. The screw, the tapered abutment portions, and the implant act together in the process of insertion and removal of the abutments, both in one-piece and two-piece abutments [1]. The engagement at the implant–abutment junction occurs through the frictional resistance resulting from contact between the tapered coupling sections, and the bolt only helps to guide positioning [1]. In this study, it was not possible to perform the pull-out test in the CMo group because the abutments are one-piece or for the GM group abutments, which have a component self-removal system. However, for the two-piece abutments of the CMt group, it was possible to loosen the screws and evaluate the pull-out.

The pull-out test is one of the methods used to evaluate the implant–abutment stability [16]. In this current study, the average pull-out value was used for the CMt group (11.5 degrees taper angle), the implant used was 3.75 mm in diameter, and the value presented was 94.2 N. In another study, the same type of implant of 3.75 mm in diameter was used (11.5 degrees taper angle), and mean pull-out values ranged from 27 to 49.6 N [16].

The abutments used in the two studies had different diameters and manufacturing characteristics. The abutment used in the current study has a larger diameter in the cementable part, with a larger load-receiving area, which may explain the higher pull-out values in the previous study. This test can be used to show whether the results found in the loosening values are a clinical risk or not. Even though there is a higher percentage of loosening of the screw, the mechanical lock can guarantee that the abutment will not come loose, keeping the prosthesis in the mouth.

The selection of a 50 N load for FEA in the mechanical test for all groups in this study was justified based on its sufficiency in evaluating the stress distribution. This load value was chosen considering previous research [13,22] and its ability to provide a detailed view of the mechanics inherent in the simulated system. The stress concentration was different for the three groups, regardless of the simulated preload, and the FEA showed that the stress was more concentrated in the upper third and middle third regions of the implant of the CMt and CMo implants. However, in the abutments, the stress concentration was in the upper third region of the CMt and CMo abutments on the load application side and on the screw of the CMo abutments, especially in the threaded region. This behavior suggests that despite the tapered interlock between the tapered surfaces, the screw region still contributes to mechanical stability [13,21]. This mechanism protects the abutment threads from excessive cyclic functional loading and provides stable retention [21].

The results of the von Mises maximum stress in the upper third region of the implant body were different such that the GM and CMt groups presented higher stress concentration values compared to CMo (Table 4) (Figure 6), possibly due to the simulated force characteristics in inclined specimens. Increased stresses were also found in the middle of the abutment and implant body in the tapered contact region. Another study used the same implant system (Morse taper 3.5 mm) with a similar one-piece abutment and had a lower von Mises stress than presented here, regardless of the preloads applied (200 N and 320 N) [13]. This greater stress can be explained by the 30 degrees of inclination of the specimens, while in the previous study, 15 degrees of inclination were used. The smaller deformation (von Mises) that occurred in the CMo group may explain why the abutments in this group had the greatest loosening before and after fatigue.

In a previous study, it is suggested to test the prosthetic abutments of one-piece and two-piece from a single manufacturer to compare the torques [13]. In the current study, it was confirmed that the loosening is more stable in the abutment of one-piece compared to two-piece abutments. The design of the internal tapered connection previously showed less torque loss compared to the external connections; the use of coated screws also led to higher torque maintenance compared to uncoated titanium screws [2]. Further studies could test other implant designs and manufacturers, different internal tapers, and implant-abutment connection designs that remain quite commercialized. Clinical studies could also test the stability of different implant-abutment connections using different torque levels, as was performed in a previous study [13], and perform bone level measurements in these connections.

Under the limitations of this experimental *in vitro* and FEA study, the maximum force supported was influenced by oblique cyclic loading in the implant-abutment assemblies of the Morse taper systems but was not the Grand Morse system. The stress behavior (FEA) was different for three groups, in the upper third and middle third regions in GM and GMt, and for the abutments, the implant-abutment tapered contact region, body, and screw threads (CMo) presented higher stress concentration.

5. Conclusions

Although the CMo group showed lower rates of loosening, it displayed a poorer stress distribution in comparison to the GM and CMt groups. On the other hand, the CMt group exhibited a satisfactory frictional lock after undergoing the fatigue tests.

Author Contributions: M.B.d.M. and P.C.S.J. conceived and designed the experiments. M.B.d.M. and K.R.T.L. performed the experiments. M.B.d.M. and V.R.N. analyzed the data. V.R.N. and P.C.S.J. contributed reagents/materials/analysis tools. All authors discussed the results. M.B.d.M., K.R.T.L., G.J.P.L.d.O. and P.C.S.J. wrote the paper. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior—Brazil (CAPES)—Finance Code 001.

Institutional Review Board Statement: Not applicable.

Informed Consent Statement: Not applicable.

Data Availability Statement: The datasets generated and analyzed during the current study are available from the corresponding author upon reasonable request.

Acknowledgments: The authors would like to thank Neodent for providing the implants and implant components for this study. The authors also thank CPBio-Biomechanics, Biomaterials and Cell Biology Dental Research in Center School of Dentistry of the Federal University of Uberlândia, CAPES e FAPEMIG for the support.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

- Bozkaya, D.; Müftü, S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J. Biomech.* **2005**, *38*, 87–97. [CrossRef] [PubMed]
- de Moura, M.B.; Rodrigues, R.B.; Pinto, L.M.; de Araújo, C.A.; Novais, V.R.; Simamoto, P.C., Jr. Influence of screw surface treatment on retention of implant-supported fixed partial dentures. *J. Oral. Implantol.* **2017**, *43*, 254–260. [CrossRef] [PubMed]
- Breeding, L.C.; Dixon, D.L.; Nelson, E.W.; Tietge, J.D. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int. J. Prosthodont.* **1993**, *6*, 435–439. [PubMed]
- Satpathy, M.; Jose, R.M.; Duan, Y.; Griggs, J.E. Effects of abutment screw preload and preload simulation techniques on dental implant lifetime. *J. Repr. Line* **2022**, *1*, 100010. [CrossRef]
- 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. A* **2014**, *102*, 552–574. [CrossRef]
- Meng, J.C.; Everts, J.E.; Qian, F.; Gratton, D.G. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *Int. J. Prosthodont.* **2007**, *20*, 623–625.
- Moura, M.B.; Tiossi, R.; Loureiro, K.R.T.; Cardoso, T.G.; Rezende, L.P.F.; Simamoto Junior, P.C. The Effect of mechanical loading cycles on different abutment types in implants with internal tapered connections. *J. Osseointegration* **2021**, *13*, 156–163.
- Thome, G.; Pires, S.; Salatti, R.C.; Cartelli, C.A.; Moura, M.B.; Trojan, L.C. Insertion torque of hybrid tapered implants with different types of instrumentation: An in vitro analysis and report of two cases. *J. Osseointegration* **2019**, *11*, 98–106.
- Urdaneta, R.A.; Rodriguez, S.; McNeil, D.C.; Weed, M.; Chuang, S.K. The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implant.* **2010**, *25*, 729–743.
- Romanos, G.E.; Nentwig, G.H. Single molar replacement with a progressive thread design implant system: A retrospective clinical report. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implant.* **2000**, *15*, 831–836.
- Choi, N.H.; Yoon, H.I.; Kim, T.H.; Park, E.J. Improvement in fatigue behavior of dental implant fixtures by changing internal connection. *Materials* **2019**, *12*, 3264. [CrossRef]
- Alonso-Pérez, R.; Bartolomé, J.F.; Ferreira, A.; Salido, M.P.; Pradies, G. Original vs. non-original abutments for screw-retained single implant crowns: An in vitro evaluation of internal fit, mechanical behavior and screw loosening. *Clin. Oral Implant. Res.* **2018**, *29*, 1230–1238. [CrossRef] [PubMed]
- Herbst, P.E.; de Carvalho, E.B.; Salatti, R.C.; Valgas, L.; Tiossi, R. Influence of Different Screw Torque Levels on the Biomechanical Behavior of Tapered Prosthetic Abutments. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2018**, *33*, 536–540. [CrossRef]
- Uğurel, C.S.; Steiner, M.; Isik-Ozkol, G.; Kutay, O.; Kern, M. Mechanical resistance of screwless morse taper and screw-retained implant-abutment connections. *Clin. Oral Implant. Res.* **2015**, *26*, 137–142. [CrossRef]
- ISO 14801:2016; Dentistry—Implants—Dynamic Loading Test for Endosseous Dental Implants. ISO: Geneva, Switzerland, 2016. Available online: <https://www.iso.org/standard/61997.html> (accessed on 15 August 2020).
- dos Reis, T.A.; Zancopé, K.; Karam, F.K.; das Neves, F.D. Biomechanical behavior of extra-narrow implants after fatigue and pull-out tests. *J. Prosthet. Dent.* **2019**, *122*, 54.e1–54.e6. [CrossRef]
- dos Reis, T.A.; Borges, G.C.S.; Zancopé, K.; das Neves, F.D. Influence of diameter on mechanical behavior of morse taper narrow implants. *Braz. J. Oral Sci.* **2022**, *28*, e226036. [CrossRef]
- de Moura, M.B.; Loureiro, K.R.T.; Lima, L.B.; Felippi, C.; Júnior, P.C.S. Biomechanical behavior of three different types of internal tapered connections after cyclic and static loading tests: Experimental in vitro. *Int. J. Implant Dent.* **2020**, *6*, 41. [CrossRef] [PubMed]

19. Marchetti, E.; Ratta, S.; Mummolo, S.; Tecco, S.; Pecci, R.; Bedini, R.; Marzo, G. Evaluation of an endosseous oral implant system according to UNI EN ISO 14801 fatigue test protocol. *Implant Dent.* **2014**, *23*, 665–671. [\[CrossRef\]](#)
20. Marchetti, E.; Ratta, S.; Mummolo, S.; Tecco, S.; Pecci, R.; Bedini, R.; Marzo, G. Mechanical reliability evaluation of an oral implant-abutment system according to UNI EN ISO 14801 fatigue test protocol. *Implant Dent.* **2016**, *25*, 613–618. [\[CrossRef\]](#)
21. Merz, B.R.; Hunenbart, S.; Belser, U.C. Mechanics of the implant-abutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* **2000**, *15*, 519–526. [\[PubMed\]](#)
22. Perriard, J.; Wiskott, W.A.; Mellal, A.; Scherrer, S.S.; Botsis, J.; Belser, U.C. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors—A comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin. Oral. Implant. Res.* **2002**, *13*, 542–549. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
23. Geng, J.P.; Tan, K.B.; Liu, G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J. Prosthet. Dent.* **2001**, *85*, 585–598. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
24. Coppède, A.R.; de Mattos, M.d.G.; Rodrigues, R.C.; Ribeiro, R.F. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: An in vitro study. *Clin. Oral Implant. Res.* **2009**, *20*, 624–632.
25. Thome, G.; Gomes, A.F.T.; Moura, M.B.; Felippi, C.; Trojan, L.C. Evaluation of the mechanical reliability of different implant-abutment connections for single crowns according to the ISO 14801 Fatigue Test Protocol. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2021**, *36*, 47–54. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
26. Jorge, J.R.; Barao, V.A.; Delben, J.A.; Assuncao, W.G. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2013**, *28*, 415–422. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
27. Verdugo, C.L.; Núñez, G.; Avila, A.A.; Martin, C.L.S. Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection: In vitro study. *Clin. Oral Implant. Res.* **2014**, *25*, 1078–1083. [\[CrossRef\]](#)

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

3.2 Capítulo 2: Artigo 2 – Avaliação da distribuição de tensão de três diferentes abutments em um implante cônico de 16°

Evaluation of stress distribution of three different abutments in a 16 degrees conical implant.

Karine Regina Tolesano Loureiro, Marcos Boaventura de Moura, Chistian Felippi, Paulo César Simamoto Júnior

Avaliação da distribuição de tensão de três diferentes abutments em um implante cônico de 16°

RESUMO

A análise de elementos finitos (FEA) tem sido amplamente utilizada para prever o desempenho mecânico de diferentes implantes dentários, especificamente para analisar regiões críticas entre diferentes tipos de abutments, a condição de carga desempenha um papel vital no desempenho dos conjuntos implante – abutments. O presente trabalho teve por objetivo analisar a simulação da distribuição de tensão em três tipos de abutments sobre implante cônico por meio da análise de elementos finitos (FEA). Três grupos foram simulados com variação no tipo de abutment testado simulando uma condição de pior caso, seguindo as diretrizes da ISO14801:2016. Todos os grupos apresentavam implantes Helix Grand Morse (GM) de 3,5 x 13mm (Neodent, Curitiba, Brasil) variando o tipo de abutment utilizado: Grupo 1 conjunto CoCr GM Exact 3.5/3,75mm, Grupo 2 munhão universal click GM Exact 4,5x4x0,8mm e Grupo 3 Base de Titânio GM Exact com parafuso removível 4,5x4x0,8mm. Os resultados da análise mostraram que o Grupo 1 apresentou uma tensão de Von Mises de 2018,2 MPa, o Grupo 2 apresentou 4144,1 MPa e o Grupo 3 apresentou 3701,6 MPa após a aplicação de uma força de 240N. Nos três grupos, altas tensões foram observadas nas roscas superficiais da fixação do implante e as melhores tensões foram observadas nos grupos 1 e 3. Comparando os grupos entre si, podemos avaliar diferenças biomecânicas entre eles. As tensões máximas suportadas foram melhores distribuídas no Grupo 1, porém ao avaliar a tensão das roscas do parafuso o Grupo 1 apresentou o pior resultado.

Palavras-chaves: testes mecânicos, design abutment-implante dental, análise elementos finitos

ABSTRACT

Finite element analysis (FEA) has been widely used to predict the mechanical performance of different dental implants, specifically to analyze critical regions between different types of abutments. The loading condition plays a vital role in the performance of implant-abutment assemblies. The present study aimed to simulate the stress distribution in three types of abutments on conical implants using finite element analysis (FEA). Three groups were simulated, varying the type of abutment tested to simulate a worst-case scenario, following the ISO 14801:2016 guidelines. All groups had 3.5 x 13mm Helix Grand Morse (GM) implants (Neodent, Curitiba, Brazil), with different abutment types used: Group 1 CoCr GM Exact 3.5/3.75mm, Group 2 GM Exact 4.5x4x0.8mm universal abutment, and Group 3 GM Exact titanium base with removable screw 4.5x4x0.8mm. The analysis results showed that Group 1 had a Von Mises stress of 2018.2 MPa, Group 2 had 4144.1 MPa, and Group 3 had 3701.6 MPa after applying a force of 240N. In all three groups, high stresses were observed in the superficial threads of the implant fixation, and the best stresses were observed in groups 1 and 3. By comparing the groups, biomechanical differences between them can be evaluated. The maximum supported stresses were better distributed in Group 1; however, when evaluating the stress on the screw threads, Group 1 showed the worst result.

Keywords: mechanical tests, dental implant-abutment design, finite element analysis.

INTRODUÇÃO

A Análise de Elementos Finitos (FEA) é amplamente utilizada na resolução numérica de equações diferenciais em modelagem matemática e engenharia. Ela divide um sistema maior em elementos menores por meio de discretização espacial usando uma ferramenta de malha. A formulação do equilíbrio estático resulta em um sistema de equações algébricas para cada elemento. Essas equações, utilizadas para modelar os elementos finitos, são reunidas em um sistema maior de equações que ajuda a modelar todo o problema. A solução é aproximada usando álgebra matricial.

A FEA é uma ferramenta computacional efetiva que foi adaptada da engenharia para a biomecânica dos implantes dentários. Ela tem melhorado significativamente tanto os padrões de projetos de engenharia quanto a metodologia do processo de projeto. A FEA pode realizar análises simuladas nas áreas de estruturas, fluidos, térmica e eletromagnetismo. Na análise estrutural, ela permite uma visualização detalhada de como as estruturas se deformam ou torcem sob impacto ou carga, além de indicar a distribuição de tensões e deslocamentos. Por meio da FEA, é possível construir, refinar e otimizar estruturas completas antes da fabricação do protótipo.

Na odontologia, a FEA tem sido amplamente utilizada, nesse estudo utilizamos essa análise para estudar os padrões de estresse em diferentes tipos de conjuntos abutments-implantes dentários. A carga aplicada é de extrema importância para o desempenho dos implantes dentários. Um conjunto de implante dentário multicomponente consiste em um dispositivo de fixação do implante, um pilar e um parafuso conector. Geralmente, um torque é aplicado ao parafuso do conector usando uma chave de torque para fixar adequadamente o pilar ao implante. Esse aperto cria uma força axial no corpo do parafuso conhecida como pré-carga.

O desenvolvimento de novos tipos de implantes e pilares trouxe avanços consideráveis na implantodontia, diminuindo a incidência de complicações. A magnitude da pré-carga é de grande importância para o sucesso dos implantes dentários. Muitos implantes dentários de duas peças falham devido ao afrouxamento do parafuso [1]. Isso pode ocorrer devido ao micromovimento entre o parafuso e o pilar, o qual pode levar à redução da pré-carga no parafuso do conector.

As expectativas contemporâneas sobre o desempenho dos implantes dentários incluem uma restauração final esteticamente agradável. Dentre os fatores que influenciam a estética do implante está a seleção do componente protético. Uma das opções para refinar a estética implantar é o componente protético de zircônia [2]. Diferentes características são incorporadas ao design dos implantes dentários para alcançar um desempenho mecânico satisfatório [3]. O presente trabalho teve por objetivo a simulação da distribuição de tensão em três tipos de abutments sobre implante cônico através da análise de elementos finitos (FEA). Três grupos foram simulados com variação no tipo de abutment testado simulando uma condição de pior caso, seguindo as diretrizes da ISO14801:2016. A hipótese nula foi que os níveis de tensão nas montagem

abutment-implante dos três grupos seriam semelhantes e que abutments fundidos em Base CoCr do sistema GM apresentaria resultados similares quando comparados aos abutments fresados.

MATERIAIS E MÉTODOS

No presente estudo, três grupos foram simulados com variação no tipo de abutment testado simulando uma condição de pior caso, seguindo as diretrizes da ISO14801:2016. Todos os grupos apresentavam implantes Helix Grand Morse (GM) de 3,5 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento variando o tipo de abutment utilizado: Grupo 1 conjunto CoCr GM Exact 3.5/3,75mm com restauração em CoCr, Grupo 2 munhão universal click GM exact 4,5x4x0,8mm com restauração em titânio e Grupo 3 Base de Titânio GM Exact com parafuso removível 4,5x4x0,8mm com restauração em Zircônia. Todos os implantes e abutments utilizados são fabricados pela empresa Neodent (Curitiba, Brasil).

Todos os implantes foram simulados em um bloco cilíndrico, deixando 3 mm de exposição a esses implantes, conforme recomendado pela ISO14801:2016. Para simular uma condição de pior caso, os espécimes foram inclinados em um ângulo de 30° do eixo vertical para aplicar cargas verticais, combinando momentos de flexão e torque na conexão cônica interna. Na parte cimentável dos pilares foi utilizado um corpo rígido semi-esférico, com seu centro coincidindo com o centro do eixo longitudinal livre e ancorado a uma distância de $11,0 \pm 0,5$ mm do nível ósseo, medido ao longo de uma linha paralela ao eixo longitudinal do implante para garantir a aplicação de carga na mesma posição para todos os modelos. Na segunda etapa, as imagens de desenho assistido por computador (CAD) obtidas do fabricante foram desenvolvidas com Autodesk Inventor Professional 2020 (San Rafael, CA, EUA) e foram importadas para o software FE (ANSYS Mechanical, 2021).

Foi considerado pares de contatos de fricção entre o abutment e o implante, o abutment e o parafuso e o parafuso e o implante (coeficiente de fricção de 0,37) [4]. O coeficiente de atrito é um fator fundamental para o cálculo da pré-carga, e depende de diversos fatores: o par de matérias-primas, a rugosidade, lubrificação, entre outros. Estudos mostram que o valor da pré-carga aumenta com a diminuição do valor do coeficiente de atrito entre o parafuso e os demais itens [5]. Para a força de aperto do parafuso dos conjuntos abutment-implante foi utilizado os torques recomendados pelo fabricante 20 N Cm. A relação entre o torque e a pré-carga axial é influenciada pelas forças de atrito que atuam entre as roscas do parafuso e a cabeça do parafuso [6]. Quando o torque é aplicado para apertar um parafuso, as forças de atrito entre as roscas e a cabeça resistem à rotação, resultando em uma força axial sendo exercida sobre o parafuso. Essa força axial é comumente chamada de pré-carga. A pré-

carga axial determinada para todos os grupos foi de 200 N. O carregamento simulando as cargas oclusais foi estipulado em 240N.

A análise de elementos finitos (FEA) foi usada para prever o desempenho mecânico de implantes dentários, especificamente para analisar regiões críticas entre diferentes tipos de componentes e conexões protéticas [7]. O software ANSYS Mechanical 2021, foi utilizado para as fases de pré e pós-processamento. Na etapa de pré-processamento, foram geradas malhas com elementos sólidos parabólicos tetraédricos. As propriedades mecânicas de cada material simulado foram atribuídas às malhas (Tabela 1). Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos para os três tipos diferentes de conjuntos implante-pilar.

Tabela 1 – Propriedades Mecânicas dos Materiais

	Módulo de elasticidade	Coefficiente de Poisson	Coefficiente de atrito
Ti-6Al-4V	112,6 GPa	0.33	0,37
Ti-GR4	110,7 GPa	0.346	0,37
Zircônia	214 GPa	0.30	0,37
CoCr	210 GPa	0.29	0,37

Os modelos FE finais foram uma malha tridimensional incorporando tetraedros e hexaedros (Figura 1). O número total de elementos nos modelos analisados variou de 511.342 a 679.425, e o número total de nós variou de 797.172 a 1.061.966 descritos por grupo na Tabela 2.

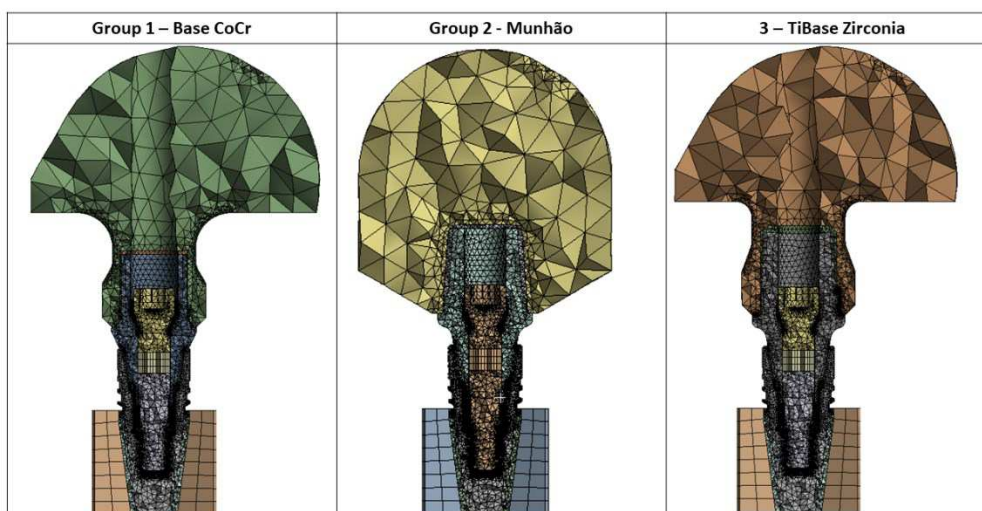


Figura 1 – Malha gerada no modelo tridimensional nos três grupos

Tabela 2 - Número de nós e elementos nos modelos de elementos finitos

	Número de nós	Número de elementos
Grupo 1 – Base CoCr	929.198	597.453
Grupo 2 - Munhão	797.172	511.342
Grupo 3 – TiBase Zircônia	1.061.966	679.425

Cada grupo foi avaliado para distribuição de tensão em cada conjunto abutment implante com uma simulação de aplicação de pré carga com uma força de 200N e simulação de aplicação de carga de 240N.

Todos os modelos foram analisados pelo critério de Von Mises. O critério de Von Mises é um dos critérios mais utilizados na odontologia e é o mais adequado para estruturas dúcteis [8,9].

Por fim, foi realizada uma análise dos resultados por meio da avaliação de informações numéricas referentes aos valores de tensão de cada componente do modelo tridimensional.

RESULTADOS

Os resultados da análise mostraram que o Grupo 1 apresentou uma tensão de Von Mises de 2018,2 MPa, o Grupo 2 apresentou 4144,1 MPa e o Grupo 3 apresentou 3701,6 MPa após a aplicação de uma força de 240N (Figura 2). Apesar de elevadas, essas tensões se apresentaram em regiões de contato, e por esse motivo devem ser interpretadas com cautela. As distribuições de forças de cada componente simulado estão apresentadas nas figuras 3, 4 e 5.

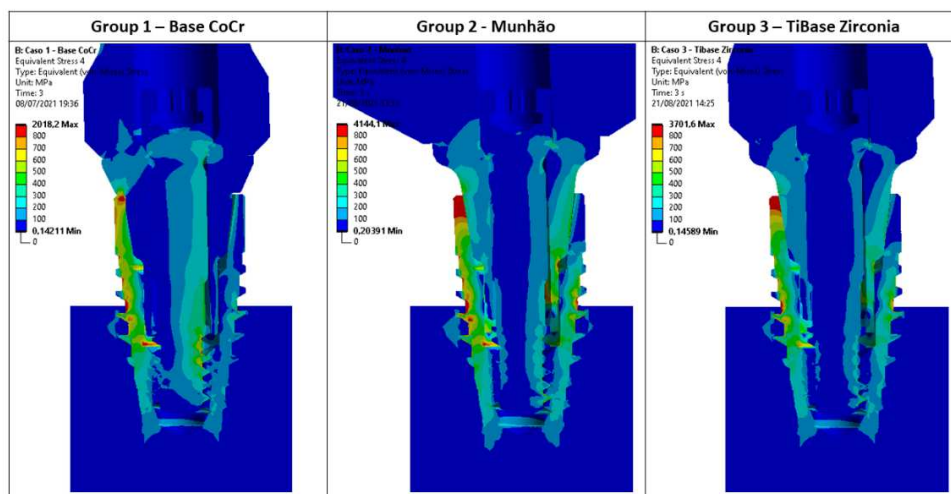


Figura 2 – Distribuição de tensão em von Mises de todos os componentes sob carregamento de 240N

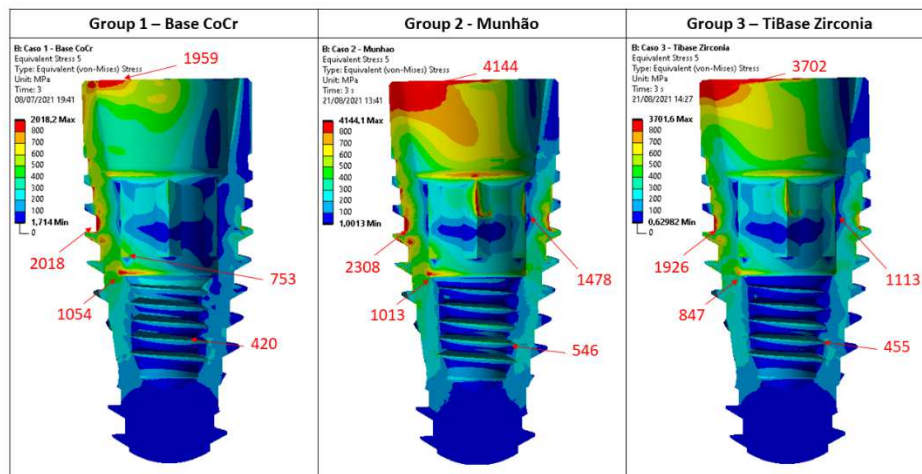


Figura 3 – Distribuição de tensão em von Mises no corpo do implante sob carregamento de 240N

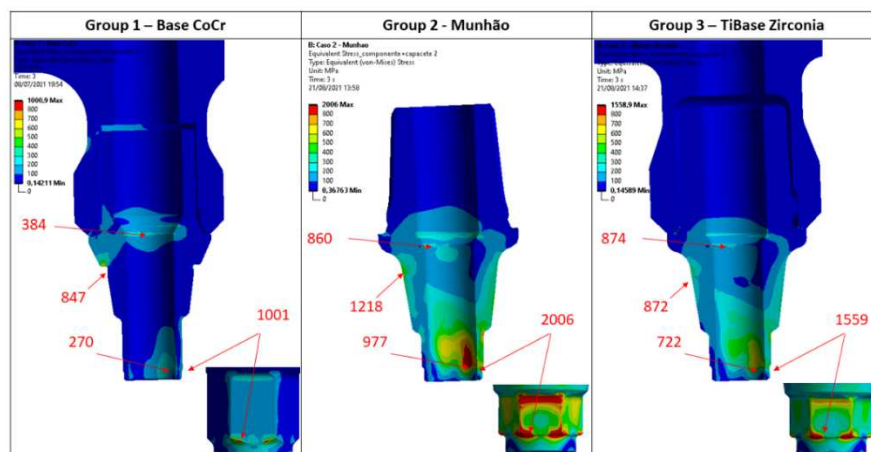


Figura 4 – Distribuição de tensão em von Mises no corpo do abutment sob carregamento de 240N

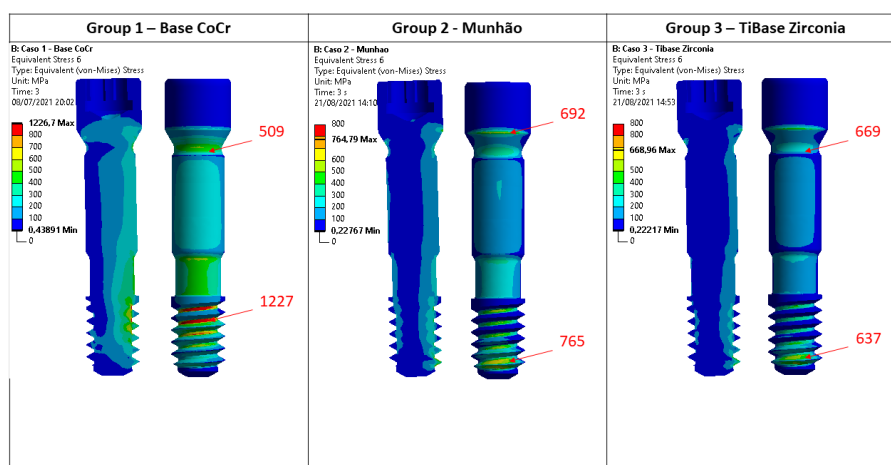


Figura 5 – Distribuição de tensão em von Mises no parafuso conector sob carregamento de 240N

Nos três grupos, altas tensões foram observadas nas roscas superficiais da fixação do implante e as melhores tensões foram observadas nos grupos 1 e 3. A carga aplicada foi de 240N. Comparando os grupos entre si, podemos avaliar diferenças biomecânicas entre eles. As tensões máximas suportadas foram melhores distribuídas no Grupo 1, porém ao avaliar a tensão das roscas do parafuso o Grupo 1 apresentou o pior resultado. As tensões encontradas foram descritas na tabela 3.

Tabela 3 – A tensão Máxima de von Mises (MPa) em todos as análises

	Grupo 1 – Base CoCr	Grupo 2 - Munhão	Grupo 3 – TiBase Zircônia
Cervical do Implante	1959	4144	3702
Terço Médio do Implante	2018	2308	1926
Junção implante abutment	1054	1013	847
Junção parafuso implante	420	546	455
Cervical do abutment	384	860	874
Terço Médio do abutment	270	977	722
Hexágono do abutment	1001	2006	1559
Junção abutment implante	847	1218	872
Cabeça do Parafuso	509	692	669
Roscas do Parafuso	1227	765	637

DISCUSSÃO

A análise da biomecânica em diferentes conjuntos de implante com abutments é de extrema importância. A aplicação da pré-carga axial recomendada pelo fabricante garante o aperto adequado do parafuso entre o abutment e o implante, reduzindo as chances de micromovimentos precoces entre os componentes e melhorando a vida útil de fadiga do implante dentário. Neste estudo, foram simulados os valores de pré-carga axial do parafuso recomendados pelo fabricante nos três grupos.

Os resultados deste estudo mostraram diferenças significativas nas distribuições de tensões nos três grupos analisados, rejeitando assim a hipótese nula. O Grupo 1, com base em CoCr, apresentou valores de tensão melhores que os demais grupos, exceto na análise das roscas do parafuso, o que está de acordo com estudos clínicos que relatam maior índice de fratura em parafusos desse sistema.

Além disso, a rigidez do tipo de conexão implante-pilar pode ter uma influência maior no comportamento mecânico e na estabilidade dos pilares cerâmicos, conforme também demonstrado neste estudo. Embora existam dados limitados in vitro ou clínicos que comparem os modos de falha dos conjuntos de implantes usando diferentes materiais para o pilar, como titânio versus zircônia, observou-se que os sistemas com conexões internas e pilares

de zircônia apresentaram mais fraturas de pilares, enquanto a fratura do parafuso ou a flexão permanente foram os modos de falha dominantes que afetaram montagens de pilares de titânio [14].

É importante ressaltar que as simulações deste estudo foram realizadas de acordo com a Norma ISO 14801:2016, com a crista óssea posicionada a 3 mm abaixo do nível ósseo para simular a perda óssea. No entanto, é necessário considerar que os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos para reduzir o tempo de cálculo, o que pode não ser representativo de estudos clínicos. Portanto, é fundamental validar os resultados das simulações de elementos finitos por meio de ensaios mecânicos e estudos clínicos.

A metodologia de análise de elementos finitos utilizada neste estudo é amplamente empregada nesse tipo de avaliação e apresenta um alto nível de confiabilidade, podendo chegar a 95%. Por meio dessa metodologia, foi possível realizar uma análise quantitativa e qualitativa das cargas simuladas, fornecendo insights sobre a dissipação dessas cargas e suas possíveis consequências em todas as estruturas avaliadas. No entanto, devido à complexidade da biomecânica da mastigação, pesquisas futuras, incluindo estudos in vitro e ensaios clínicos, são necessárias para validar a precisão do modelo de elementos finitos e esclarecer o mecanismo mecânico de falha desses três sistemas de abutment em implantes cônicos de 16°.

CONCLUSÃO

Dentro das limitações desse estudo, analisamos a distribuição de tensões utilizando três abutments para implante cônico de 16°. Nos três grupos, altas tensões foram observadas nas roscas superficiais da fixação do implante e as melhores tensões foram observadas nos grupos 1 e 3. Comparando os grupos entre si, podemos avaliar diferenças biomecânicas entre eles. As tensões máximas suportadas foram melhores distribuídas no Grupo 1, porém ao avaliar a tensão das roscas do parafuso o Grupo 1 apresentou o pior resultado.

REFERÊNCIAS

- 1- Satpathy M, José RM, Duan Y, Griggs JE. Efeitos da pré-carga do parafuso de pilar e técnicas de simulação de pré-carga na vida útil do implante dentário. J Repr Linha. 2022;1:100010.

- 2- Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. J Prosthodont. 2009;18(1):17-22.
- 3- Loureiro KRT, de Moura MB, de Oliveira GJPL, Novais VR, Zancopé K, Simamoto Júnior PC. Mechanical Behavior of One-Piece and Two-Piece Tapered Prosthetic Abutments with 11.5 and 16 Degrees. Healthcare. 2023;11(12):1775.
- 4- Felippi C. Avaliação da distribuição de tensão de três diferentes abutments em implante cônico de 16° [dissertação de mestrado]. Curitiba: Universidade Federal do Paraná; 2019. Disponível em: <https://acervodigital.ufpr.br/bitstream/handle/1884/58305/R%20%20D%20-%20CHRISTIAN%20FELIPPI.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- 5- Bulaqi HA, Mashhadi M, Geramipناه F. Effect of the coefficient of friction and tightening speed on the preload induced at the dental implant complex with the finite element method. J Prosthet Dent. 2015;113(5):405-411.
- 6- Herbst PE, de Carvalho EB, Salatti RC, Valgas L, Tioosi R. Influence of Different Screw Torque Levels on the Biomechanical Behavior of Tapered Prosthetic Abutments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2018;33(3):536-540.
- 7- Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85(6):585-598.
- 8- Macedo JP, Pereira J, Faria J, Pereira CA, Alves JL, Henriques B, et al. Finite element analysis of stress extent at peri-implant bone surrounding external hexagon or Morse taper implants. J Mech Behav Biomed Mater. 2017;71:441-447. PMID: 28499606.
- 9- Moon SY, Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB. Three-dimensional finite element analysis of platform switched implant. J Adv Prosthodont. 2017;9:31-37. PMID: 28243389.
- 10- MatWeb. Available from: www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=12529329832a4a0295dbf5451b8c4c75.
- 11- Lee H, Park S, Noh G. Biomechanical analysis of 4 types of short dental implants in resorbed mandible. J Prosthet Dent. 2019;121:659-670.
- 12- Ao J, Li T, Liu Y, Ding Y, Wu G, Hu K, et al. Ideal design of thread height and width in an immediate loading cylindrical implant: A finite element analysis. Comput Biol Med. 2010;40:681-686.

- 13- Sabri LA, Hussein FA, Al-Zahawi AR, Abdulrahman BY, Salloomi KN. Finite element biomechanical analysis of a threaded single implant in anterior and posterior maxilla. Indian J Dent Res. 2020;31:203-208.
- 14-Tonin BSH, et al. The effect of abutment material stiffness on the mechanical behavior of dental implant assemblies: A 3D finite element study. J Mech Behav Biomed Mater. 2023 Jun;142:105847.

3.3 Capítulo 3: Artigo 3 – Cirurgia Guiada Utilizando Implante Cônico 16º e Fluxo Digital – Relato de Caso

Karine Regina Tolesano Loureiro, Marcos Boaventura de Moura, Darceny Zanetta Barbosa, Renato Merola Ponte, Paulo César Simamoto Júnior

Cirurgia Guiada Utilizando Implante Cônico 16° e Fluxo Digital – Relato de Caso

RESUMO

A realização de um planejamento cirúrgico e protético com auxílio de imagens 3D e softwares computadorizados tem a finalidade de promover um diagnóstico previsível, seguro e a possibilidade de oferecer ao paciente maior precisão nas reabilitações através implantes osseointegrados. O sucesso desse tratamento não está apenas relacionado com o sucesso da osseointegração mas também com escolha correta do conjunto pilar-implante. O desenvolvimento de materiais com melhores propriedade biomecânicas e estéticas está em alta no mercado assim como uma gama de componentes protéticos. O fluxo digital simplificou a construção de próteses implanto suportadas e reduziu etapas desafiadoras do laboratório. Sendo assim, este relato de caso consiste em uma reabilitação de dois elementos anteriores utilizando planejamento virtual cirúrgico e protético. Foi realizado o scanneamento intra oral (Trios – 3 Shape) do paciente e com cortes DICOM da tomografia, feito um planejamento para instalação de implantes Grand Morse Helix Neodent e confecção do guia cirúrgico. Foi realizado a exodontia dos elementos 11 e 21 minimamente invasiva com uso de periótomo, o guia cirúrgico foi posicionado a fim de manter a posição já pré-determinada no planejamento e assim realizadas as perfurações seguindo as recomendações do fabricante. Ambos os implantes instalados (3.75 x 13.0 mm) tiveram uma estabilidade primária ($>50\text{N/cm}$), foram utilizados os cicatrizadores personalizáveis (Grand Morse PeekK) e realizada a confecção protética provisória através do fluxo digital completo. O planejamento inicial associado a correta escolha do conjunto abutment implante aliado às novas tecnologias permite restaurações finais estáveis e funcionais.

Palavras-chave: cirurgia guiada, fluxo digital, grand morse, implantes.

ABSTRACT

The use of 3D imaging and computerized software in surgical and prosthetic planning aims to provide a predictable and safe diagnosis, as well as offer patients greater precision in rehabilitation through osseointegrated implants. The success of this treatment is not only related to the success of osseointegration but also to the correct choice of the abutment-implant assembly. The development of materials with better biomechanical and aesthetic properties is highly sought after in the market, along with a range of prosthetic components. The digital workflow has simplified the construction of implant-supported prostheses and reduced challenging laboratory steps. Therefore, this case report consists of the rehabilitation of two anterior elements using virtual surgical and prosthetic planning. The patient's intraoral scanning (Trios - 3 Shape) was performed, and with DICOM slices from the tomography, a planning was made for the installation of Neodent Grand Morse Helix implants and the fabrication of a surgical guide. Minimally invasive extraction of teeth 11 and 21 was performed using a periosteal elevator, and the surgical guide was positioned to maintain the predetermined position from the planning. Subsequently, the implant drilling was carried out following the manufacturer's recommendations. Both implants (3.75 x 13.0 mm) achieved primary stability ($>50\text{N/cm}$), personalized healing abutments (Grand Morse Peek) were used, and a provisional prosthetic fabrication was completed through the full digital workflow. The initial planning, combined with the correct choice of the abutment-implant assembly and the use of new technologies, allows for stable and functional final restorations.

Keywords: guided surgery, digital workflow, Grand Morse, implants.

INTRODUÇÃO

A busca por resultados naturais, duráveis e funcionais são requisitos essenciais que fazem a diferença na prática clínica de implantes dentários. Os implantes dentários foram introduzidos em seres humanos em 1965 pelo Prof. Brånemark e seus colegas [1,2]. Naquela época, os procedimentos convencionais de carga de implantes eram descritos de acordo com protocolos específicos. Desde as primeiras descrições de procedimentos de carga imediata nos anos 90, houve uma mudança na técnica, resultando em menos etapas clínicas, com a instalação do implante e da prótese ocorrendo simultaneamente, sem afetar significativamente as taxas de falha [3,4,5].

Posteriormente, os implantes começaram a ser instalados imediatamente após a extração dentária, com altas taxas de sucesso [6,7]. Como resultado, implantes, pilares, enxertos e restaurações passaram a ser instalados em alvéolos frescos em uma única etapa clínica [7,8,9]. Esse conceito de tratamento alinha-se perfeitamente às expectativas do paciente, uma vez que restaurações temporárias suportadas por dentes e tecido mucoso possuem limitações clínicas e são geralmente desconfortáveis. No entanto, estudos sugerem que os resultados estéticos podem ser melhores quando implantes e restaurações são instalados imediatamente após a extração dentária [8,9,10].

O sucesso da osseointegração é baseado em dois fenômenos descritos na literatura: estabilidade primária ou mecânica, e estabilidade secundária ou biológica [11,12]. A estabilidade primária refere-se à resistência mecânica do implante no momento da instalação, sendo determinada pelo contato inicial osso-implante [13]. Protocolos de carga imediata dependem principalmente da estabilidade mecânica, uma característica crucial potencializada pela macrogeometria dos implantes.

A realização de um planejamento cirúrgico e protético com auxílio de imagens 3D e softwares computadorizados tem a finalidade de promover um diagnóstico previsível, seguro e a possibilidade de oferecer ao paciente maior precisão nas reabilitações através implantes osseointegrados. O sucesso desse tratamento não está apenas relacionado com o sucesso da osseointegração mas também com escolha correta do conjunto pilar-implante.

O desenvolvimento de materiais com melhores propriedades biomecânicas e estéticas está em alta no mercado assim como uma gama de componentes protéticos. O fluxo digital simplificou a construção de próteses implanto suportadas e reduziu etapas desafiadoras do laboratório.

Neste relato de caso foram utilizados dois implantes Helix GM Neodent que são indicados para todos os tipos ósseos, devido ao seu desenho cônico com roscas trapezoidais no corpo e piramidais no ápice (Figura 1). A plataforma desse implante possui algumas vantagens quando comparadas as plataformas

de sistema Cone Morse devido à sua angulação de 16 graus e abertura de 7 acesso a câmara e rosca interna de 3 mm de diâmetro o que torna os seus componentes protéticos mais largos e menos suscetíveis a fraturas.



Figura 1 – Implante Grand Morse Helix Neodent

Sendo assim, este relato de caso consiste em uma reabilitação de dois elementos anteriores utilizando planejamento virtual cirúrgico e protético.

RELATO DE CASO

Paciente 41 anos, gênero masculino com histórico de trauma nos elementos 11 e 21 já tratados endodônticamente apresentava queixas estéticas e incômodo na região. Foram solicitados exames de imagem para avaliação dos elementos dentários. Ao exame clínico, observou-se estética comprometida com discreto escurecimento cervical na região dos dentes 11 e 21 (Figura 2). Na tomografia ambos os elementos apresentavam fratura radicular. O tratamento proposto foi a extração minimamente atraumática dos dentes 11 e 21 e colocação imediata de implante Grand Morse Helix Neodent (Curitiba, Brasil) híbrido com conexão cônica interna de 16 graus cuja indicação é compatível com o caso apresentado e provisionalização imediata das coroas.



Figura 2 – Imagem intra oral inicial

Foi realizado o scanneamento intra oral (Trios – 3 Shape) do paciente e os cortes DICOM da tomografia com os devidos parâmetros para a sequência de fluxo digital para a correta instalação dos implantes e após a conclusão do planejamento virtual os dados foram enviados para a confecção do guia cirúrgico (Figuras 3, 4 e 5).

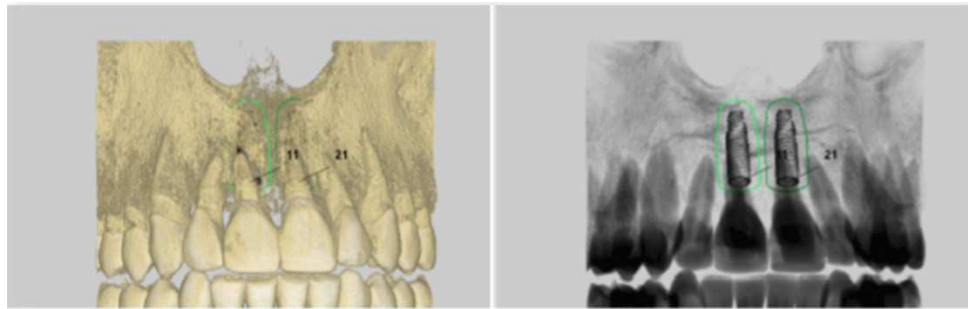


Figura 3 – Imagens tomográficas utilizadas no planejamento digital

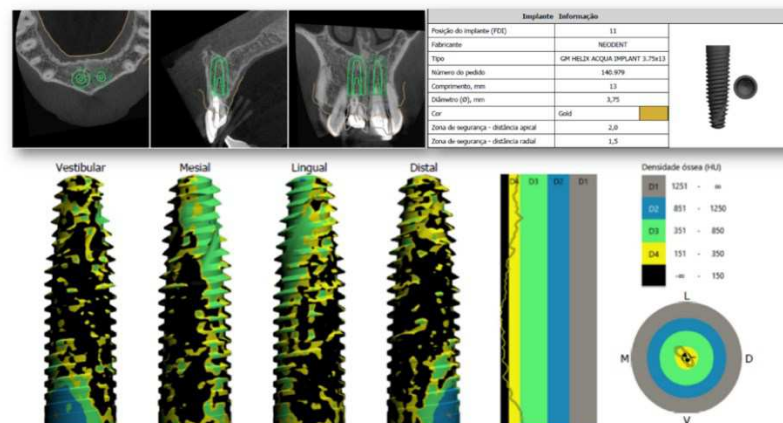


Figura 4 – Planejamento digital para instalação do implante na região do elemento 11

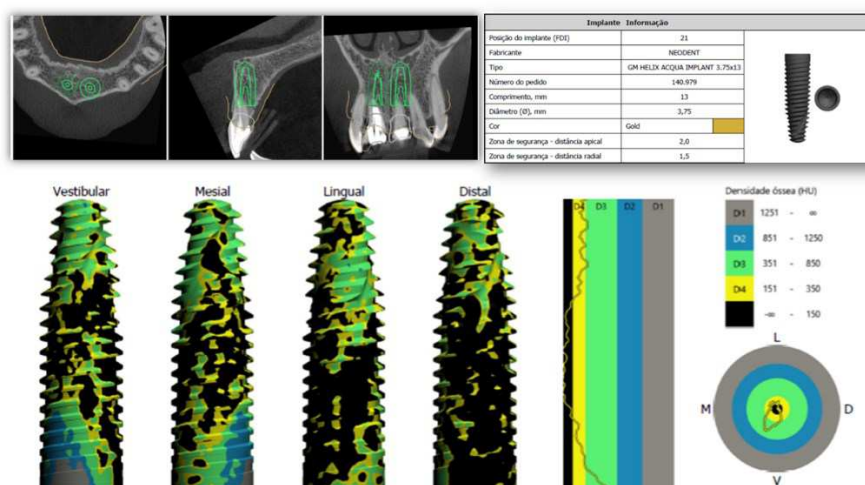


Figura 5 – Planejamento digital para instalação do implante na região do elemento 21

Após a assepsia intra e extra oral do paciente, foi realizada a anestesia local sob a técnica infiltrativa no tecido mole adjacente à área cirúrgica e bloqueio nervo naso palatino. Posteriormente, foi realizado a exodontia dos elementos 11 e 21 sob anestesia local através da técnica minimamente invasiva com uso de periótomo e utilizado o fórceps número 01 somente para retirada do dente do alvéolo (Figuras 6, 7 e 8). A técnica garante a preservação da arquitetura gengival permitindo devolver forma e contorno estético imediato (Figura 9).



Figura 6 – Luxação do elemento 11 com uso do periótomo



Figura 7 – Remoção do elemento 11 com uso do fórceps número 01

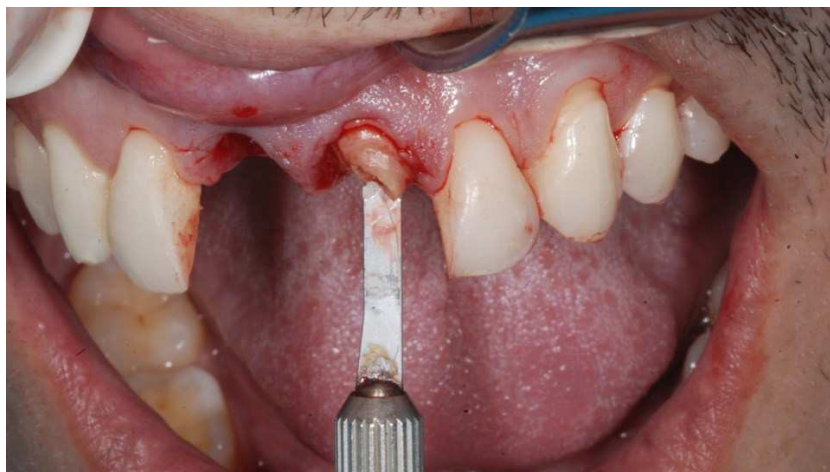


Figura 8 – Exodontia do elemento 21 com uso do periótomo



Figura 9 – Imagem pós extração, preservação da arquitetura gengival

O guia cirúrgico imerso em clorexidina 3% foi enxaguado com soro fisiológico e levado à mesa cirúrgica (Figura 10), foi posicionado na boca do paciente (Figura 11) a fim de manter a posição já pré-determinada no planejamento e assim realizadas as perfurações seguindo as recomendações do fabricante. As brocas e conexões utilizadas nas técnicas de cirurgia guiada precisam compensar a espessura dos tecidos moles, a altura da anilha e, portanto, têm comprimentos consideravelmente maiores do que os instrumentos utilizados nas técnicas convencionais. O tamanho da anilha é padronizado em 4 mm.

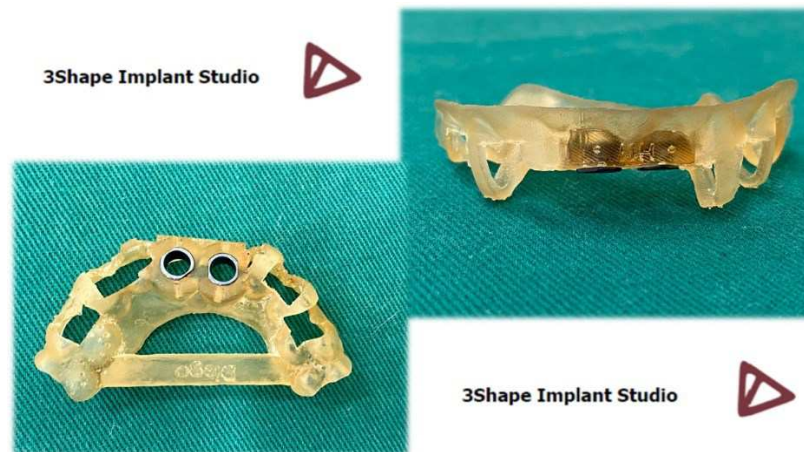


Figura 10 – Imagem do guia cirúrgico



Figura 11 – Imagem do guia cirúrgico em posição

Os implantes Neodent® GM (Curitiba, Brasil) do sistema guiado foram desenvolvidos para começar a instalação com contra-ângulo ou manualmente, e terminar com a chave catraca torquímetro. A velocidade de rotação durante a perfuração foi de 600 rpm. As conexões GM Neodent Cirurgia Guiada se encaixam na anilha no guia cirúrgico e asseguram a inserção de implantes totalmente guiada, proporcionando controle físico da profundidade.

A sequência de brocas utilizada foi Lança, Broca de diâmetro 2.0 e Broca de diâmetro 3.5 do kit de instalação do implante GM Neodent Cirurgia Guiada (Figura 12), sempre com irrigação abundante com soro fisiológico. A perfuração foi realizada com introdução leve, repetitiva, intermitente e vertical da broca no local de instalação (Figura 13 e 14).



Figura 12 – Kit Cirurgia Guiada Grand Morse Neodent



Figura 13 – Sequência de fresagem utilizando sistema guiado região 11



Figura 14 – Sequência de fresagem utilizando sistema guiado região 21

A profundidade e o paralelismo foram pré determinadas através do guia cirúrgico pré confeccionado posicionado. Com o auxílio da conexão para contra ângulo o implante e iniciou-se a instalação do implante, a estabilização adicional do guia cirúrgico foi utilizada para manter a estabilidade do guia cirúrgico (Figura 15 e 17), na sequência a chave catraca foi utilizada com o intuito de finalizar a instalação e medir o torque de inserção e assim, o implante foi instalado e o torque final com o torquímetro verificado (Imagens 16 e 18).



Figura 15 - Imagem durante a instalação do implante na região do 11

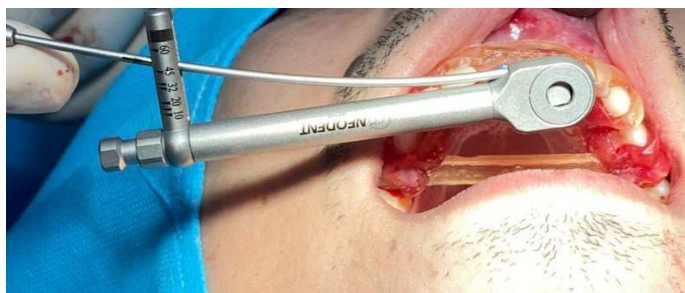


Figura 16 – Imagem do torque elemento 11 aproximadamente 50 N cm



Figura 17 - Imagem durante a instalação do implante na região do 21



Figura 18 - Imagem do torque elemento 21 aproximadamente 50 N cm

Ambos os implantes instalados (3.75 x 13.0 mm) (Figura 19) obedeceram a mesma sequência de instalação descrita e tiveram uma estabilidade primária (>50N/cm), foram utilizados os cicatrizadores personalizáveis (Grand Morse Peek) (Imagem 20) e realizada a confecção protética provisória através do fluxo digital completo. As coroas provisórias foram ajustadas e cimentadas com cimento resinoso (Imagem 21).

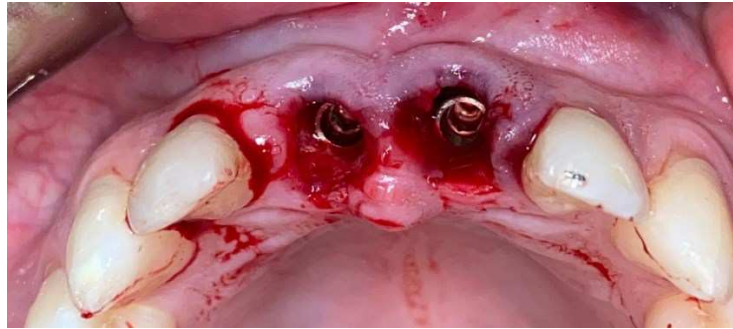


Figura 19 – Imagem oclusal após instalação dos implantes



Figura 20 – Abutments Pro Peek posicionados



Figura 21 – Imagem final após prótese provisória cimentada

O protocolo medicamentoso consistiu de Amoxicilina 500mg de 08 em 08 horas durante 07 dias, Toragesic 20 mg sublingual de 08 em 08 horas durante 3 dias e dipirona sódica 500mg de 06 em 06 horas durante 3 dias no pós-operatório.

DISCUSSÃO

Embora as revisões sistemáticas indiquem um risco ligeiramente maior de perda precoce do implante ao comparar com a colocação tardia, a colocação imediata de implantes nos locais de extração é considerada uma opção confiável de tratamento para substituição de um único dente [15,16,17]. Essa abordagem oferece vantagens em termos de preservação de tecidos e redução da necessidade de intervenções cirúrgicas adicionais.

O uso de guias cirúrgicos tem sido amplamente recomendado, pois aumenta a precisão do procedimento cirúrgico [18,19]. Essa técnica simplifica a reabilitação para o cirurgião, aumentando a probabilidade de obter estabilidade primária e permitindo a colocação do implante em uma posição ideal [19-20]. No presente estudo, foi utilizado um guia cirúrgico prototipado para auxiliar na perfuração do leito implantar, o que contribuiu para uma maior precisão e controle durante o procedimento.

A técnica de provisionalização imediata também desempenha um papel importante no sucesso da reabilitação implantossuportada. Ela ajuda a reduzir o colapso dos tecidos duros e moles, evitando a necessidade de uma segunda cirurgia de reabertura [21,22,23]. Estudos científicos demonstram que a provisionalização imediata favorece a manutenção do volume tecidual devido ao microestímulo gerado no osso [20,24]. Além disso, essa abordagem proporciona conforto e resultados estéticos satisfatórios, especialmente em áreas de destaque na aparência do paciente como no caso relatado.

Para aprimorar a estabilidade inicial dos implantes, têm sido propostas alterações na macroestrutura dos dispositivos. Implantes com estruturas cônicas e roscas modificadas foram desenvolvidos com o objetivo de proporcionar maior compressão e estabilidade primária, mesmo em ossos de qualidade inferior. O implante utilizado neste estudo, que apresenta alterações na macroestrutura, demonstrou um maior torque de inserção e melhor estabilidade quando comparado a implantes cilíndricos em estudos anteriores [25]. Esses resultados justificam a boa estabilidade e os resultados favoráveis de osseointegração observados no caso relatado.

Em resumo, a colocação imediata de implantes com o auxílio de guias cirúrgicos e a técnica de provisionalização imediata são abordagens promissoras que visam otimizar os resultados estéticos e funcionais da reabilitação implantossuportada. Além disso, o uso de implantes com alterações na macroestrutura contribui para uma maior estabilidade primária e osseointegração bem-sucedida. No entanto, são necessárias mais pesquisas e estudos clínicos para corroborar essas descobertas e aprimorar ainda mais as técnicas e os materiais utilizados na implantodontia.

CONCLUSÃO

O implante Helix GM ofereceu boa estabilidade permitindo a reabilitação com carga imediata e o munhão Pro Peek GM é um excelente componente para coroa provisória, pois permite a personalização.

O planejamento inicial associado a correta escolha do conjunto abutment implante aliado às novas tecnologias permite restaurações finais estáveis e funcionais.

REFERÊNCIAS

1. Brånemark PI et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl. 1977;16:1-132. [https://doi.org/10.1016/S0300-9785\(81\)80077-4](https://doi.org/10.1016/S0300-9785(81)80077-4)
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg. 1981;10(6):387-416.
3. Schnitman PA, Wohrle PS, Rubenstein JE. Immediate fixed interim prostheses supported by two-stage threaded implants: methodology and results. J Oral Implantol. 1990;16(2):96-105.
4. Schnitman PA et al. Ten-year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997;12(4):495-503.
5. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Immediate nonfunctional versus immediate functional loading and dental implant failure rates: a systematic review and meta-analysis. J Dent. 2014;42(9):1052-9. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.06.010>
6. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Dental implants inserted in fresh extraction sockets versus healed sites: a systematic review and meta-analysis. J Dent. 2015;43(1):16-41. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.11.007>
7. Enríquez-Sacristán C, Barona-Dorado C, Calvo-Guirado JL, Leco-Berrocal I, Martínez-González JM. Immediate post-extraction implants subject to immediate loading: a meta-analytic study. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2011;16(7):e919-24. <https://doi.org/10.4317/medoral.16918>
8. Arlin ML. Immediate placement of osseointegrated dental implants into extraction sockets: advantages and case reports. Oral Health. 1992;82(7):19-20, 23-4, 26.
9. Werbitt MJ, Goldberg PV. The immediate implant: bone preservation and bone regeneration. Int J Periodontics Restorative Dent. 1992;12(3):206-17.

10. Esposito M, Grusovin MG, Polyzos IP, Felice P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: dental implants in fresh extraction sockets (immediate, immediate-delayed and delayed implants). Cochrane Database Syst Rev. 2010;(9):CD005968. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD005968.pub3>
11. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent. 1983;49(6):843-8. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(83\)90361-X](https://doi.org/10.1016/0022-3913(83)90361-X)
12. Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. J Biomed Mater Res. 1998;40(1):1-11. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4636\(199804\)40:1<1::AID-JBM1>3.0.CO;2-Q](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4636(199804)40:1<1::AID-JBM1>3.0.CO;2-Q)
13. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. Int J Prosthodont. 1998;11(5):491-501.
14. Hamouda NI, Mourad SI, El-Kenawy MH, Maria OM. Immediate implant placement into fresh extraction socket in the mandibular molar sites: a preliminary study of a modified insertion technique. Clin Implant Dent Relat Res. 2015;17(Suppl 1):e107-e116. <https://doi.org/10.1111/cid.12135>
15. Henry HJA, Raghoobar GM. Immediate implant placement in molar extraction sites: a 1-year prospective case series pilot study. Int J Implant Dent. 2020;6(1):3. <https://doi.org/10.1186/s40729-019-0201-7>
16. Gallucci GO, Hamilton A, Zhou W, Buser D, Chen S. Implant placement and loading protocols in partially edentulous patients: a systematic review. Clin Oral Implants Res. 2018;29(Suppl 16):106-134. <https://doi.org/10.1111/clr.13276>
17. Bassir SH, El Kholy K, Chen CY, Lee KH, Intini G. Outcome of early dental implant placement versus other dental implant placement protocols: a systematic review and meta-analysis. J Periodontol. 2019;90(5):493-506. <https://doi.org/10.1002/JPER.18-0338>
18. Thomé G, Trojan LC, Bernardes SR, Cartelli CA, Uhlendorf J, Moura MB. Guided osteotomy and implants placed with free hands for double full arch rehabilitation with immediate prosthetic loading. RGO, Rev Gaúch Odontol. 2020;68:e20200025. <https://doi.org/10.1590/1981-863720200002520180029>
19. Colombo M, Mangano C, Mijiritsky E, Krebs M, Hauschild U, Fortin T. Clinical applications and effectiveness of guided implant surgery: a critical review based on randomized controlled trials. BMC Oral Health. 2017;17(1):150. <https://doi.org/10.1186/s12903-017-0441-y>
20. Motta M, Monsano R, Velloso GR, Silva JCO, Luvizuto ER, Margonar R, et al. Guided surgery in esthetic region. J Craniofac Surg. 2016;27(3):e262-e265. <https://doi.org/10.1097/SCS.0000000000002493>

21. Thomé G, Pires R, Salatti RC, Cartelli CA, de Moura MB, Trojan LC. Insertion torque of hybrid tapered implants with different types of instrumentation: an in vitro analysis and report of two cases. *J Osseointegr.* 2019;11(2):98-106.
22. Martin C, Thomé G, Melo AC, Fontão FN. Peri-implant bone response following immediate implants placed in the esthetic zone and with immediate provisionalization--a case series study. *Oral Maxillofac Surg.* 2015;19(2):157-163.
23. Zucchelli G, Sharma P, Mounssif I. Esthetics in periodontics and implantology. *Periodontol 2000.* 2018;77(1):7-18. <https://doi.org/10.1111/prd.12207>
24. da Rosa JC, Rosa AC, da Rosa DM, Zardo CM. Immediate dentoalveolar restoration of compromised sockets: a novel technique. *Eur J Esthet Dent.* 2013;8(3):432-443.
25. Junior MS. Avaliação biomecânica através do torque de inserção e remoção de duas macroestruturas de implantes. Estudo em coelhos [dissertação]. Curitiba: Faculdade ILAPEO; 2018.

4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Após a análise dos dados do primeiro estudo pode-se concluir que diferenças significativas foram encontradas entre os três grupos no teste de soltura ao analisar os valores com e sem fadiga ($p < 0,001$) dentro de cada grupo. Quando os grupos foram comparados entre si, também houve diferença significativa entre eles ($p < 0,001$), exceto entre os grupos GM e CMt sem fadiga ($p = 0,840$). No ensaio de pull-out do grupo CMt, a amostra apresentou travamento friccional somente após a fadiga (média = 94,2 N). A FEA demonstrou uma distribuição de estresse variada em todos os grupos. A tensão foi mais concentrada nas regiões do terço superior e terço médio do implante, bem como na região oposta à aplicação da carga para os três grupos. Embora o grupo CMo tenha apresentado menores taxas de afrouxamento, ele apresentou uma distribuição de estresse pior em comparação aos grupos GM e CMt. Por outro lado, o grupo CMt apresentou um travamento friccional satisfatório após passar pelos testes de fadiga. No segundo estudo nos três grupos, altas tensões foram observadas nas roscas superficiais da fixação do implante e as melhores tensões foram observadas nos grupos 1 e 3. Comparando os grupos entre si, podemos avaliar diferenças biomecânicas entre eles. As tensões máximas suportadas foram melhores distribuídas no Grupo 1, porém ao avaliar a tensão das roscas do parafuso o Grupo 1 apresentou o pior resultado. No terceiro estudo o planejamento inicial associado a correta escolha do conjunto abutment implante aliado às novas tecnologias permite restaurações finais estáveis e funcionais.

5. REFERÊNCIAS (Introdução e referencial teórico)

1. Bozkaya D., Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. J Biomech. 2005; (38):87-97. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.006>
2. de Moura M.B., Rodrigues R.B., Pinto L.M., de Araújo C.A., Novais V.R., Júnior PCS. Influence of screw surface treatment on retention of implant-supported fixed partial dentures. J Oral Implantol. 2017; (43): 254-60. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-D-16-00145>
3. Breeding L.C., Dixon D.L., Nelson E.W., Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. Int J Prosthodont. 1993; (6):435-9.
4. Satpathy, M.; Jose, R.M.; Duan, Y.; Griggs, Ja., E. Effects of abutment screw preload and preload simulation techniques on dental implant lifetime. Journal Reprint Line 2022; (1):100010. <https://doi.org/10.1016/j.jfscie.2022.100010>
5. Schmitt C.M., Nogueira-Filho G., Tenenbaum H.C., Lai J.Y., Brito C., Döring H., et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. J Biomed Mater Res A. 2014; (102):552-74. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.34709>
6. Meng J.C., Everts J.E., Qian F., Gratton D.G. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. Int J Prosthodont. 2007; (20):623-5.
7. Moura, M.B.; Tiossi, R.; Loureiro, K. R. T.; Cardoso, T. G.; Rezende, L. P. F.; Simamoto Junior, P. C. The Effect of mechanical loading cycles on different abutment types in implants with internal tapered connections. J. Of Osseointegration. 2021; (13):156-63.
8. Thome, G.; Pires, S.; Salatti, R. C.; Cartelli, C. A.; Moura, M.B.; Trojan, L. C. Insertion torque of hybrid tapered implants with different types of instrumentation: an in vitro analysis and report of two cases. J. Of Osseointegration. 2019; 11:98-106.

9. Urdaneta R.A.; Rodriguez S.; McNeil D.C., Weed M.; Chuang S.K. The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; (25):729-43.
10. Romanos G.E.; Nentwig G.H.; Single molar replacement with a progressive thread design implant system: a retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; (15):831-6.
11. Choi N.H.; Yoon H.I.; Kim T.H.; Park E.J. Improvement in fatigue behavior of dental implant fixtures by changing internal connection. *Materials (Basel)*. 2019; (12):E3264. <https://doi.org/10.3390/ma12193264>
12. Alonso-Pérez R.; Bartolomé J.F.; Ferreira A.; Salido M.P.; Pradíes G. Original vs. non-original abutments for screw-retained single implant crowns: An in vitro evaluation of internal fit, mechanical behavior and screw loosening. *Clin Oral Implants Res*. 2018; (29):1230-8. <https://doi.org/10.1111/clr.13390>
13. Herbst P.E.; de Carvalho E.B., Salatti R.C.; Valgas L.; Tiossi R. Influence of Different Screw Torque Levels on the Biomechanical Behavior of Tapered Prosthetic Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018; (33):536-40. <https://doi.org/10.11607/jomi.5899>
14. Ugurel C.S.; Steiner M.; Isik-Ozkol G.; Kutay O.; Kern M. Mechanical resistance of screwless morse taper and screw-retained implant-abutment connections. *Clin Oral Implants Res*. 2015; (26):137-42. <https://doi.org/10.1111/clr.12303>
15. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implant Res* 2000; (11):156-58. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2000.011S1156.x>
16. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent* 2004, (91):326-34. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.01.001>
17. De Moura MB, Rodrigues RB, Pinto LM, De Araújo CA, Novais VR, Júnior PCS. Influence of screw surface treatment on retention of implant-supported fixed

partial dentures. J Oral Implantol 2017; 43:254-60. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-D-16-00145>

18. Mattheos N, Li X, Zampelis A, Ma L, Janda M. Investigating the micromorphological differences of the implant-abutment junction and their clinical implications: a pilot study. Clin Oral Implants Res 2016; (27):e134-e43. <https://doi.org/10.1111/clr.12578>

19. Ugurel CS, Steiner M, Isik-Ozkol G, Kutay O, Kern M. Mechanical resistance of screwless morse taper and screw-retained implant-abutment connections. Clin Oral Implants Res 2015; (26):137-42. <https://doi.org/10.1111/clr.12303>

20. Lin MI, Shen YW, Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ. A retrospective study of implant-abutment connections on crestal bone level. J Dent Res 2013; (92): 202S-7S. <https://doi.org/10.1177/0022034513510322>

21. Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lay JY, Brito C, Döring H, et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. J Biomed Mater Res A 2014; (102):552-74. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.34709>

22. Jorge JR, Barao VA, Delben JA, Assuncao WG. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. Int J Oral Maxillofac Implants 2013; (28):415- 22. <https://doi.org/10.11607/jomi.2727>

23. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. Dent Mater J 2009; (28):373-81. <https://doi.org/10.4012/dmj.28.373>

24. Herbst PE, de Carvalho EB, Salatti RC, Valgas L, Tiossi R. Influence of Different Screw Torque Levels on the Biomechanical Behavior of Tapered Prosthetic Abutments. Int J Oral Maxillofac Implants 2018, (33):536-40. <https://doi.org/10.11607/jomi.5899>

25. Vercruyssen M, Hultin M, Van Assche N, Svensson K, Naert I, Quirynen M. Guided surgery: accuracy and efficacy. *Periodontol 2000*. 2014; 66(1):228-46. <https://doi.org/10.1111/prd.12046>
26. Lopes A, Maló P, de Araújo Nobre M, Sánchez-Fernández E, Gravito I. The NobelGuide® All-on-4® treatment concept for rehabilitation of edentulous jaws: a retrospective report on the 7-years clinical and 5-years radiographic outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017; 19(2):233-44. <https://doi.org/10.1111/cid.12456>