



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO
DEPARTAMENTO DE MATERIAIS DENTÁRIOS E PRÓTESE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM REABILITAÇÃO ORAL



THALES ROSOLEN

Estudo biomecânico de próteses fixas implantossuportadas em mandíbula edêntula com atrofia posterior variando-se o número, a inclinação e comprimento dos implantes e a extensão do cantilever.

Ribeirão Preto

2022

THALES ROSOLEN

Estudo biomecânico de próteses fixas implantossuportadas em mandíbula edêntula com atrofia posterior variando-se o número, a inclinação e comprimento dos implantes e a extensão do cantilever.

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre no Programa de Reabilitação Oral.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida

Versão Corrigida

Ribeirão Preto

2022

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do Campus da USP – Ribeirão Preto

Rosolen, Thales

Estudo biomecânico de próteses fixas implantossuportadas em mandíbula edêntula com atrofia posterior variando-se o número, a inclinação e comprimento dos implantes e a extensão do cantilever/ Thales Rosolen; Orientadora, Rossana Pereira de Almeida – 2022.

102 p.: il. + 2 DVDs

Dissertação de Mestrado em Reabilitação Oral – Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2022.

Versão Corrigida

1. Implantes Dentários. 2. Mandíbula Edêntula. 3. Atrofia Posterior. 4. Prótese Total Fixa Implantossuportada. 5. Análise por Elementos Finitos. 6. Cantilever.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Rosolen, T. **Estudo biomecânico de próteses fixas implantossuportadas em mandíbula edêntula com atrofia posterior variando-se o número, a inclinação e comprimento dos implantes e a extensão do cantilever.** 2022. 102 p. Dissertação de Mestrado em Reabilitação Oral – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2022.

Aprovado em: ____/____/____

BANCA EXAMINADORA

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

DEDICATÓRIA

À **Deus**, que me concebeu o dom da vida e ilumina o meu caminho e de minha família.

Ao meu avô e padrinho, **Valter Dias** (*in memoriam*), e minha amada avó e madrinha, **Rosalina Maria Pimenta de Moraes Dias** (*in memoriam*), pela minha criação, formação religiosa, formação pessoal e construção de valores que levo comigo por toda a minha vida. Muito obrigado por todos os ensinamentos Vó, em especial a honestidade e força de vencer sempre, não importa os obstáculos presentes no caminho. Espero que a senhora esteja orgulhosa de mim e sei que seguirá sempre iluminando o meu caminho.

Aos meus pais, **Rogério Rosolen** e **Sandra Mara Dias Rosolen**, meus alicerces. Vocês são minhas maiores inspirações, muito obrigado por me apoiaram em todas as decisões da minha vida e estarem sempre ao meu lado, com muito amor e carinho. Vocês são a razão de todas as minhas escolhas.

Ao meu irmão, **Renan Rosolen**, meu companheiro. Que nossa família permaneça sempre unida e que aproveitemos muito todos os momentos de nossa vida.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha orientadora, **Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida**, agradeço por todos os ensinamentos e carinho que permeiam nossa relação, que se estende há mais de 12 anos. A senhora foi a pessoa que me inspirou adentrar neste universo da odontologia, o qual eu não conhecia e atualmente me sinto realizado nesta profissão maravilhosa. Espero poder devolver a sociedade todo o investimento que a senhora depositou em mim, desde a iniciação científica até atualmente o mestrado. Obrigado pelos princípios sólidos e inspiração em seguir a área acadêmica. Nenhum agradecimento será suficiente para expressar meu sentimento de gratidão.

À **Ana Paula Macedo**, responsável técnica pelo Laboratório de Metrologia, pelo auxílio na execução do meu trabalho, com muita paciência, respeito e trabalho árduo. Seus conhecimentos de engenharia associados a aplicação na odontologia são de enorme valia para pesquisas promissoras nessas áreas, e você é referência no assunto. Meus sinceros agradecimentos por todo conhecimento transmitido a mim.

Muito obrigado!

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo**, representada pelo Diretor Prof. Dr. Paulo Nelson Filho, por proporcionar ensino de excelência aos alunos de graduação e pós-graduação.

Ao **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, chefe do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, por sua dedicação e respeito inestimável.

À **Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis**, Coordenadora do curso de Pós-graduação em Odontologia (Reabilitação Oral), pela dedicação ao Programa e por permitir o crescimento profissional dos pós-graduandos.

Ao **Prof. Dr. Christiano de Oliveira Santos**, por sua colaboração no desenvolvimento deste projeto. Sua disponibilidade de tempo e auxílio foram fundamentais para a realização dessa pesquisa.

À **Profa. Dra. Simone Cecílio Hallak Regalo**, chefe do departamento de Biologia Básica e Oral e Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa, por sua disponibilidade de tempo e atenção.

À **Profa. Dra. Josete Barbosa Cruz Meira (FOUSP)**, por permitir minha participação em seu curso de extensão Finitos em Odontologia, contribuindo no conhecimento para desenvolvimento do meu projeto.

Aos **Professores da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto FORP-USP** pelos ensinamentos transmitidos durante toda minha graduação e pós-graduação.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior CAPES**, pela concessão de Bolsa de Mestrado. Processo número 88887.470398/2019-00.

Aos secretários do Departamento de Materiais Dentário e Prótese, **Fernanda Talita de Freitas, Regiane Tirado Damasceno e Wagner Del Gatto** pela dedicação ao Departamento, Professores e Pós-graduandos.

AGRADECIMENTOS

Ao **Secretário do Serviço de Pós-Graduação, Mauro Henrique Leoni Bernardo**, pela dedicação e disponibilidade.

À técnica de radiologia, **Damaris Stopato da Fonseca**, pela dedicação e auxílio na obtenção de imagens tomográficas necessárias para a realização deste trabalho.

Aos **Alunos de Iniciação Científica**, pela troca de experiências que possibilitaram meu crescimento profissional.

Aos meus amigos **Fernanda Almeida Antunes, Jean Eduardo de Souza Carvalho Dezena, Juliana Dias Corpa Tardelli, Maria Júlia Pagliarone e River Guilherme Ribeiro**, que estiveram ao meu lado durante todo meu caminho na pós-graduação.

Ao **Governo Brasileiro**, que contribui para a formação e manutenção das Instituições Públicas de Ensino Superior do Brasil

A **Todas as pessoas** que de alguma maneira contribuíram para a realização desse trabalho.

Muito Obrigado!

EPÍGRAFE

“Os que se encantam com a prática sem a ciência são como os timoneiros que entram no navio sem timão nem bússola, nunca tendo certeza do seu destino”.

(Leonardo da Vinci)

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Esquema representando grupo 4R – 4 implantes retos	45
Figura 2.	Esquema representando grupo 2R2A – 2 implantes retos e 2 implantes angulados.....	46
Figura 3.	Esquema representando grupo 4R2C – 4 implantes retos e 2 implantes curtos.....	46
Figura 4.	Esquema representando grupo 2R2A2C – 2 implantes retos, 2 implantes angulados e 2 implantes curtos	47
Figura 5.	Mandíbula obtida no Programa Rhinoceros 3D. A) Modelo 3D da mandíbula edêntula; B) Modelo 3D da mandíbula edêntula após simplificação e discretização.....	48
Figura 6.	Modelo representativo dos implantes, pilares e parafusos protéticos. A) Implante curto com seu pilar e parafuso em posição; B) Implante utilizado angulado em 30° com seu pilar angulado e parafuso em posição; C) Implante utilizado no sentido axial, com seu pilar e parafuso em posição.....	49
Figura 7.	Grupo 4R. A) Vista vestibular da barra, componentes protéticos e implantes em posição, com os ossos desligados para melhor visualização; B) Vista superior da barra, demonstrando a presença de cantilever.....	50
Figura 8.	Grupo 2R2A. A) Vista vestibular da barra, componentes protéticos e implantes em posição, com os ossos desligados para melhor visualização; B) Vista superior da barra, demonstrando a presença de cantilever.....	51
Figura 9.	Grupo 4R2C. A) Vista vestibular da barra, componentes protéticos e implantes em posição, com os ossos desligados para melhor visualização; B) Vista superior da barra, demonstrando a ausência de cantilever.....	52
Figura 10.	Grupo 2R2A2C. A) Vista vestibular da barra, componentes protéticos e implantes em posição, com os ossos desligados para melhor visualização; B) Vista superior da barra, demonstrando a ausência de cantilever.....	53
Figura 11.	Exemplo de malha do Implante GM 3,75 X 9 mm, obtido por meio do programa de simulação por elementos finitos SimLAB™. A) Malha externa; B) Malha interna.....	55
Figura 12.	Exemplo de malha externa da mandíbula, com implantes em posição, componentes protéticos e a barra do modelo 4R, obtido por meio do programa de simulação de elementos finitos SimLAB™.....	56
Figura 13.	Exemplo de malha externa e interna de um corte feito na mandíbula, expondo o implante reto, pilar, parafuso e a barra do modelo 4R.....	56

Figura 14. Locais de aplicação da carga. A) Carga de 250N na região de molar; B) Carga de 200N na região de pré-molar.....	57
Figura 15. Pontos representando os contatos das estruturas do modelo 4R.....	58
Figura 16. Fixação do modelo 4R, representada pelos pontos verdes na região óssea posterior do modelo.....	58
Figura 17. TEVM Barra com aplicação de carga em região PM. A) Visão lateral; B) Visão inferior; C) Visão superior.....	64
Figura 18. TEVM Barra com aplicação de carga em região M. A) Visão lateral; B) Visão inferior; C) Visão superior.....	65
Figura 19. Localização da máxima tensão de von Mises na barra do modelo 4R com carga em Molar. Vista inferior da barra na região do implante 1.....	67
Figura 20. TEVM Implantes, pilares e parafusos em posição com aplicação de carga em região PM. Primeira coluna indicando vista vestibular e segunda coluna vista lingual.....	69
Figura 21. TEVM Implantes, pilares e parafusos em posição com aplicação de carga em região M. Primeira coluna indicando vista vestibular e segunda coluna vista lingual.....	70
Figura 22. TMaP Ossos cortical e trabecular com aplicação de carga em região PM. Vista vestibular.....	73
Figura 23. TMaP Ossos cortical e trabecular com aplicação de carga em região M. Vista vestibular.....	74
Figura 24. Localização da TMaP dos ossos cortical e trabecular acima de 167 MPa. Vista vestibular. A) Grupo 2R2A (M) região do implante 1; B) Grupo 4R2C (M) região do implante C1; C) Grupo 4R2C (PM) região do implante C1.....	76
Figura 25. TMiP Ossos cortical e trabecular com aplicação de carga em região PM. Vista vestibular.....	77
Figura 26. TMiP Ossos cortical e trabecular com aplicação de carga em região M. Vista vestibular.....	78
Figura 27. Localização da TMiP dos ossos cortical e trabecular acima de 167 MPa. A) Vista vestibular do grupo 4R (M) região do implante 1; B) Vista superior do grupo 2R2A (M) região do implante 1.....	80

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Valores médios do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson.....	54
Tabela 2.	Quantidade de nós e elementos em cada grupo.....	54
Tabela 3.	Valores de Tensão de von Mises da Barra.....	66
Tabela 4.	Valores de Tensão de von Mises dos Implantes, Pilares e Parafusos.....	71
Tabela 5.	Valores das tensões máximas principais dos ossos cortical e trabecular.....	75
Tabela 6.	Valores das tensões mínimas principais dos ossos cortical e trabecular.....	79

SUMÁRIO

Resumo	23
Abstract	27
1. Introdução	31
2. Proposição	39
2.1 Objetivo Geral	41
2.2 Objetivos Específicos	41
2.3 Hipótese Nula	41
3. Material e Método	43
3.1 Delineamento Experimental	45
3.2 Geometria das estruturas	47
3.2.1 Osso Mandibular: Osso Cortical e Trabecular	47
3.2.2 Implantes, Componentes e Barra Metálica	48
3.3 Propriedades dos Materiais	54
3.4 Geração da Malha	54
3.5 Aplicação dos Carregamentos	57
3.6 Condições de Contorno	57
3.7 Fixação do Modelo	58
3.8 Simulações, Obtenção de Imagens e Análise dos Resultados	59
4. Resultados	61
4.1 Análise das Imagens da Barra	66
4.2 Análise das Imagens dos Implantes, Pilares e Parafusos	68
4.3 Análise dos Ossos Cortical e Trabecular - TMaP	72
4.4 Análise dos Ossos Cortical e Trabecular - TMiP	76
5. Discussão	81
5.1 Análise Tridimensional por Elementos Finitos	83
5.2 Análise das Tensões	84
5.3 Grupos 4R e 2R2A	85
5.4 Grupos 4R2C e 2R2A2C	86
5.5 Grupos 2R2A e 2R2A2C	87
5.6 Limitações do Estudo e Perspectivas para Futuras Pesquisas	87
6. Conclusão	89
Referências Bibliográficas	93

Resumo

ROSOLEN, T. **Estudo biomecânico de próteses fixas implantossuportadas em mandíbula edêntula com atrofia posterior variando-se o número, a inclinação e comprimento dos implantes e a extensão do cantilever.** 2022. 102 p. Dissertação de Mestrado em Reabilitação Oral – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2022.

RESUMO

A reabilitação de mandíbulas edêntulas com próteses totais implantossuportadas é um desafio para o cirurgião-dentista, pois existem diversas modalidades de tratamentos disponíveis, porém sem um consenso na literatura de qual é o tratamento ideal. O objetivo do presente estudo foi analisar, por meio de elementos finitos, o comportamento biomecânico de próteses totais fixas implantossuportadas em mandíbula edêntula com atrofia na região posterior, variando-se o número, a inclinação e o comprimento dos implantes e a extensão do cantilever. Foram avaliados 4 grupos: (4R) 4 implantes colocados axialmente na região interforaminal; (2R2A) técnica “all-on-four” com 2 implantes colocados axialmente e 2 implantes angulados em 30° na região interforaminal; (4R2C) 4 implantes axiais e 2 implantes curtos na região posterior; e (2R2A2C) 2 implantes axiais, 2 angulados em 30° e 2 implantes curtos na região posterior. Infraestruturas no formato I-beam em liga de cobalto-cromo foram simuladas e a transmissão de tensões a estrutura, componentes protéticos, implantes e ao tecido ósseo foi avaliada pelo método de elementos finitos após a aplicação de carga oclusal de 250 N na região correspondente aos molares, e de 200 N na região de pré-molares. Os resultados mostraram que, apesar da diferença de valores de tensões registrados, foi possível observar comportamentos similares na distribuição de tensão ao redor da barra metálica para os grupos 4R e 2R2A. Em contrapartida, os grupos 4R2C e 2R2A2C exibiram distribuição de tensão diferentes para as situações de carregamento distintas. O nível de tensão no osso circundante ao implante curto do 4R2C foi quase que 2,5 vezes maior em relação a mesma região óssea do grupo 2R2A2C. Concluiu-se que o grupo 4R apresentou maiores valores de tensão de von Mises na barra, implantes, pilares e parafusos em relação aos outros grupos estudados. A presença de cantilever (4R e 2R2A) aumenta os níveis de tensões de von Mises na barra na região do implante mais próximo ao cantilever. Utilizar implantes curtos na região atrófica posterior da mandíbula edêntula se demonstrou um método viável para extinguir a presença de cantilever e reduzir tensões ao redor da estrutura da barra metálica, implantes e componentes. A técnica “all-on-six”, através da disposição de implantes como no grupo 2R2A2C, apresentou melhor distribuição de tensões ao redor dos ossos, sendo biomecanicamente mais favorável.

Palavras-chave: Implantes dentários. Mandíbula edêntula. Atrofia posterior. Prótese total fixa implantossuportada. Análise por elementos finitos. Cantilever.

Abstract

ROSOLEN, T. **Biomechanical study of implant-supported fixed prostheses in an edentulous mandible with posterior atrophy, varying the number, inclination and length of implants and cantilever extension.** 2022. 102 p. Dissertation of Master's Degree in Oral Rehabilitation. School of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo (USP), 2022.

ABSTRACT

The rehabilitation of edentulous mandibles with implant-supported complete dentures still a challenge, as there are several treatment modalities available, but without a consensus in the literature on what the ideal treatment is. The aim of the present study was to analyze, by means of finite elements, the biomechanical behavior of implant-supported fixed complete dentures in an edentulous mandible with atrophy in the posterior region, varying the number, inclination and length of implants and cantilever extension. Four groups were evaluated: (4R) 4 implants placed axially in the interforaminal region; (2R2A) all-on-four technique with 2 implants placed axially and 2 implants angled at 30° in the interforaminal region; (4R2C) 4 axial implants and 2 short implants in the posterior region; and (2R2A2C) 2 axial implants, 2 angled at 30° and 2 short implants in the posterior region. Cobalt-chromium alloy I-beam infrastructures were simulated and the stress transmission to the framework, prosthetic components, implants and bone tissue was evaluated by the finite element method after the application of an occlusal load of 250 N in the region corresponding to the molars, and 200 N in the premolar region. The results showed that, despite the difference in stress values recorded, it was possible to observe similar behavior in the stress distribution around the metallic framework for groups 4R and 2R2A. In contrast, the 4R2C and 2R2A2C groups exhibited different stress distributions for different loading situations. The level of tension in the bone surrounding the short implant of the 4R2C was almost 2.5 times higher in relation to the same bone region of the 2R2A2C group. It was concluded that the 4R group presented higher values of von Mises stress in the framework, implants, abutments and screws in relation to the other groups studied. The presence of a cantilever (4R and 2R2A) increases the levels of von Mises stresses in the framework in the region of the implant closest to the cantilever. Using short implants in the posterior atrophic region of the edentulous mandible proved to be a viable method to extinguish the presence of cantilevers and reduce stresses around the structure of the metallic framework, implants and components. The all-on-six technique, through the placement of implants as in the 2R2A2C group, showed better stress distribution around the bones, being biomechanically more favorable.

Keywords: Dental implants. Edentulous jaw. Posterior atrophy. Fixed implant-supported denture. Finite element analysis. Cantilever.

1. Introdução

1. INTRODUÇÃO

A reabsorção óssea do rebordo alveolar é um processo esperado após a extração dentária, podendo levar a uma atrofia generalizada em casos de extrações múltiplas. LUHR; REIDICK; MERTEN, 1996 classificaram sítios de mandíbulas com menos de 20 mm de altura do rebordo alveolar como atroficos. Com o aumento da expectativa de vida em países desenvolvidos (CHRISTENSEN et al., 2009), existe a necessidade de tratamentos para reabilitar maxilares atroficos, sendo as próteses sobre implantes utilizadas para restaurar pacientes parcial ou totalmente edêntulos (MISCH, 2015). A descoberta da osseointegração de implantes de titânio em cachorros por BRÅNEMARK et al., 1969 proporcionou que a técnica pudesse ser aprimorada e utilizada em humanos (BRÅNEMARK et al., 1977), com autores citando taxa de sobrevivência de implantes mandibulares de 92,6% (BALSHI et al., 2015). O prognóstico favorável e o sucesso de tratamentos com implantes dentários estão relacionados com as características biomecânicas e com os aspectos físicos do ambiente bucal (AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOGLI, 2002).

Em maxilares atroficos o volume ósseo geralmente é insuficiente para a instalação de implantes na região posterior (HASAN et al., 2013) tornando a reabilitação desta área complicada (ALMEIDA et al., 2015; ESTAFANOUS et al., 2014), possibilitando a ocorrência de complicações (ALENCAR et al., 2017). O processo de reabsorção óssea progressivo da mandíbula após exodontias pode levar a uma superficialização do nervo alveolar inferior, o que em usuários de próteses totais geraria maior sensibilidade e dor por compressão do local (MALÓ; RANGERT; NOBRE, 2003). Diversos métodos para contornar as limitações ósseas para colocação de implantes nos maxilares foram propostos, incluindo distração osteogênica, elevação do seio maxilar, enxertos ósseos, regeneração óssea guiada, transposição do nervo mandibular, utilização de implantes zigomáticos, implantes pterigóides, implantes na tuberosidade, implantes curtos e implantes pela técnica “all-on-four” (SPENCER, 2018).

Como alternativa aos procedimentos de aumento ósseo cirúrgico existe o protocolo cirúrgico-protético proposto por Brånemark, que consiste na instalação de 4 implantes nas mandíbulas reabsorvidas e 6 implantes nas mandíbulas com mínima a moderada reabsorção, sendo posicionados entre os forâmens mentuais, por conta da alta densidade óssea da região (BRÅNEMARK et al., 1977). Uma variação da técnica citada é conhecida como “all-on-four”, conceito criado por MALÓ; RANGERT; NOBRE, 2003, que consiste na instalação de 4 implantes na região anterior da mandíbula edêntula, sendo os dois implantes mais anteriores posicionados no sentido axial e os dois posteriores posicionados angulados, de modo que seja

possível aproveitar o uso do osso remanescente disponível ao mesmo tempo que aproveita o comprimento do implante. Dessa maneira, é possível minimizar a extensão do cantilever e evitar danos as estruturas anatômicas importantes (MALÓ; RANGERT; NOBRE, 2003). A longo prazo é possível observar tratamentos realizados pelo conceito “all-on four” com taxa de sobrevida dos implantes de 94,8% para 10 anos de acompanhamento e de 93,6% para mais de 10 anos (MALÓ et al., 2019). A reabilitação oral pelo conceito “all-on-four” é uma opção previsível e de menor custo em relação a procedimentos extensos de enxertia em maxilares reabsorvidos (SOTO-PEÑALOZA et al., 2017).

As limitações do tratamento pela técnica “all-on-four” podem estar relacionadas a problemas como fratura da prótese, perda de pilar, perda do parafuso e fatores que causam sobrecarga da prótese, como bruxismo ou a presença de cantilever com comprimento inadequado (Maló et al 2011). Dependendo do grau de atrofia do rebordo alveolar e da posição em que o implante posterior é instalado, a presença de cantilever pode ser inevitável e com isso aumentar em 50% o risco de fratura da prótese (MALÓ; NOBRE; LOPES, 2011). O comprimento exagerado do cantilever pode culminar na fratura dos dentes, dos parafusos, ou até da estrutura metálica (GALLUCI; MORTON; WEBER, 2009; KIM et al., 2011) e por isso, diminuir o braço de alavanca é essencial, não devendo exceder 20 mm de comprimento de cantilever, pois nesse comprimento a compressão no implante mais distal é duplicada (WATSON et al., 1991; BIDEZ et al., 1993; ESKITASCIUGLU et al., 2004).

O cantilever é uma alternativa viável para pacientes com reabsorção óssea posterior severa e que não podem ou não querem ser submetidos a cirurgias ósseas reconstrutivas complexas (CID et al., 2014), entretanto, é importante salientar que o aumento de sua extensão eleva os níveis de estresse (KUMARI et al., 2020), o que impacta significativamente na quantidade de perda óssea peri-implantar (GALLUCI; MORTON; WEBER, 2009; KIM et al., 2011; CID et al., 2014). Ao comparar a utilização de implantes mandibulares instalados no sentido axial ou inclinados, YU et al., 2022 observou que, ao inclinar o implante mais posterior, menor foi o estresse no osso cortical posterior, nos implantes e na estrutura metálica (YU et al., 2022). Dessa forma, em casos de reabsorção óssea extensa da região posterior, a utilização de implantes inclinados oferece melhor distribuição de estresse nos tratamentos com prótese total mandibular fixa implantossuportada (YU et al., 2022). Ainda, estudos apontam que a redução do comprimento do cantilever pela utilização de implantes inclinados é uma opção interessante para diminuir estresses no osso peri-implantar (RUBO; SOUZA, 2010; YU et al., 2022; TRIBST et al., 2022; OZAN; KURTULMUS-YILMAZ, 2018), componente protético, parafuso e estrutura metálica (OZAN; KURTULMUS-YILMAZ, 2018).

Implantes curtos têm sido propostos como alternativa a procedimentos cirúrgicos complicados em regiões de reabsorção óssea, por conta de ser um método menos invasivo, mais econômico e que poderia simplificar ou até mesmo evitar o aumento ósseo cirúrgico (PALÁCIOS et al., 2018). Implantes < 7mm / >5mm são propostos como alternativa clinicamente viável a procedimentos reconstrutivos, especialmente em mandíbulas atróficas (LIZIO; PELLEGRINO; FELICE, 2021) e a utilização de implantes curtos aumentou consideravelmente na prática clínica em diversos casos, devido as várias vantagens, tanto para os pacientes quanto para os profissionais (RAMEH; MENHALL; YOUNES, 2020). JAIN et al., 2016 elencaram seis vantagens da utilização de implantes curtos: dispensa a utilização de enxertos ósseos; técnica com menor custo, dor e tempo; reduz o risco de complicações pós-operatórias; procedimento cirúrgico é simplificado e com menor possibilidade de supraaquecimento ósseo; inserção do implante é facilitada e angulação para a carga é melhorada. Atualmente, ainda não existe um consenso na literatura sobre a definição precisa do comprimento de um implante curto e a distinção de comprimentos entre implantes curtos e implantes padrões também é incerta (BITARAF et al., 2019). Alguns autores sugerem que os implantes curtos são aqueles de comprimento: 5-8 mm (AMINE et al., 2019), 6 mm (ROSSI et al., 2015), 7 mm (HAGI et al., 2004), 7-10 mm (HASAN et al., 2013), 8 mm (RENOUARD; NISAND, 2006), 10 mm (FRIBERG; JEMT; LEKHOLM, 1991; JEMT; LEKHOLM, 1995; FELDMAN et al., 2004; MONJE et al., 2014) ou abaixo de 10 mm (WU et al., 2020). Alguns estudos sugerem que implantes curtos apresentam sucesso no tratamento semelhante aos implantes longos (TELLEMAN et al., 2011; HASAN et al., 2013; ROSSI et al., 2016; AMINE et al., 2019) e independentemente do comprimento ou da geometria, implantes longos ou curtos apresentam comportamento biomecânico semelhante sob a mesma carga, sendo o diâmetro do implante o fator que exerce maior influência, dissipando melhor as forças ao osso peri-implantar quando utilizados diâmetros maiores (BAGGI et al., 2008; ANITUA; ORIVE, 2010). Quando utilizados corretamente, a partir de um planejamento cirúrgico-protético adequado que respeite parâmetros biomecânicos, implantes curtos podem exibir resultados previsíveis e promissores a longo prazo (RAMEH; MENHALL; YOUNES, 2020).

A biomecânica prótese-implante-superfície óssea sofre influência dependendo de qual técnica de instalação de implante é utilizada: implantes curtos na região posterior ou implantes inclinados. Alguns autores avaliaram a técnica de colocação de seis implantes com implantes curtos na região posterior comparada a técnica de colocação de quatro implantes, sendo dois axiais e dois inclinados (“all-on-four”), na região interforaminal utilizando método de

elementos finitos e concluíram que a colocação de seis implantes, denominada “all-on-six” é vantajosa por reduzir o comprimento do cantilever posterior (ALMEIDA et al., 2015).

SILVA et al., 2010 avaliaram o desempenho biomecânico da técnica “all-on-four” comparado a técnica “all-on-six”, através do método de elementos finitos, para analisar o padrão de estresse em próteses implantossuportadas por quatro e seis implantes. Em ambas as técnicas, os pontos de pico de tensão estavam localizados no colo do implante inclinado distalmente em todos os grupos estudados. Os valores de estresse de von Mises foram maiores no modelo “all-on-four” e a presença de um cantilever promoveu um aumento de quase 100% nos valores máximos de tensão de von Mises em ambos os modelos (SILVA et al., 2010).

Outro estudo comparou as técnicas “all-on-four” e “all-on-six” e o efeito da estrutura metálica da prótese (CoCr, Zr e Ti) na distribuição de tensão do implante-suporte para maxilas com moderada atrofia. Através do método de elementos finitos os autores concluíram que a técnica com seis implantes mostrou resultados biomecânicos mais favoráveis e os materiais básicos (CoCr e Zr) têm melhor desempenho biomecânico, com menores níveis de estresse transmitido para ossos, implantes e parafusos (BHERING et al., 2016).

A força oclusal pode gerar altos valores de estresse na estrutura metálica, o que pode culminar na transferência dessas cargas para o implante e osso circundante (HORITA et al., 2017; DÖGAN et al., 2014). A obtenção de uma estrutura de prótese total fixa implantossuportada passiva é extremamente difícil de ser atingida e discrepâncias marginais estão sempre presentes independente do material e técnica empregada, devido ao resultado de muitos procedimentos clínicos e laboratoriais (PANIZ et al., 2013). A falta de passividade da estrutura exerce influência na longevidade dos implantes, pois a partir do momento que uma prótese é fixada rigidamente aos implantes e estes ao osso pela osseointegração o sistema funciona como uma peça única e reage às forças externas até que se atinja o limite das partes mais frágeis (MONTEIRO et al., 2010). A adaptação passiva da estrutura influencia na redução de estresse na estrutura, implante e osso peri-implantar. Quando essa adaptação é insatisfatória, podem surgir forças de tensão, compressão e flexão no sistema prótese-implante-osso que poderia resultar na perda da prótese, perda do pilar (HERBST et al., 2000), distorção ou fratura da restauração e microfraturas no corpo do implante (HOLLWEG et al., 2012), inclusive a perda da osseointegração (WATANABE et al., 2000).

Além da passividade, outros fatores mecânicos que influenciam no sucesso da reabilitação oral com implantes são a adaptação pilar-implante e a pré-carga do parafuso do pilar (WENG et al., 2008). A perda da pré-carga durante a carga oclusal facilita a desadaptação da conexão pilar-implante e pode causar fratura e perda do pilar, implicando na formação de

micro gaps, que permitem a infiltração de microorganismos e pode culminar em peri-implantite (JUNG et al., 2008). É consenso na literatura que a localização e a magnitude das forças oclusais afetam a qualidade e a quantidade do estresse transmitido aos componentes do sistema implante-osso (DAVIES, 2010; MIYATA et al., 2000; JEMT; LEKHOLM, 1995). A concentração de estresse é prejudicial para o tecido ósseo, uma vez que a sobrecarga no osso circundante pode culminar no acúmulo de micro danos e reabsorção óssea acelerada da região (FISCHER; STENBERG, 2006).

A adaptação passiva em estruturas protéticas é de extrema importância na manutenção da osseointegração dos implantes dentais, o que torna a avaliação da desadaptação e destorque relevante e importante (FARINA et al., 2012; KATSOULIS et al., 2017).

A barra sofre influência do tipo de liga utilizada na sua composição, pois a carga aplicada na estrutura produz deformação no sistema causando flexão e deformação, dependendo do módulo de elasticidade dos vários materiais e componentes (SUEDAM et al., 2016). Alguns autores relatam que ligas com alto módulo elástico deveriam ser utilizadas para melhor distribuir o estresse sobre os pilares e parafusos (WORKSHOP: BIOCOMPATIBILITY OF METALS IN DENTISTRY, 1984; LEINFELDER, 1997; AKÇA; CHERELI; IPLIKÇIOGLU, 2002; BHERING et al., 2016). A utilização de zircônia ou metal (CoCr) na composição da estrutura de próteses totais fixas implantossuportadas apresenta resultados biomecânicos mais favoráveis e redução dos níveis de estresse ao redor do osso e implantes, o que pode ser explicado pelo alto módulo de Young desses materiais rígidos (BHERING et al., 2016; YU et al., 2022). A forma da barra também influencia na distribuição de estresse (SPAZZIN et al. 2013) e formatos “I” (I-beam) têm sido propostos para aumentar a resistência de certas partes da estrutura em cantilever, maximizando a resistência frente a cargas oclusais e minimizando deformações permanentes sob tensão (Taylor, 1991).

Estudos na área da reabilitação oral têm se beneficiado dos conhecimentos de engenharia, aprimorando o entendimento de aspectos biomecânicos de implantes dentários (ASSUNÇÃO et al., 2009; BORIE; ORSI; ARAUJO, 2014), sendo o método de elementos finitos uma ferramenta de simulação computacional útil para analisar distribuição de tensões e deformações em estruturas de qualquer geometria, de modo que permite prever como diferentes materiais reagem quando cargas são aplicadas. Neste método, um domínio geometricamente complexo é representado como uma coleção de subdomínios geométricos, chamados elementos finitos, sendo que para cada elemento finito existe uma função de aproximação, sendo o resultado desta função chamado de “nós” (REDDY, 1989; OSWAL et al. 2016), que se deslocam com a aplicação de carregamento e dessa forma fornecem respostas sobre o fenômeno

que será estudado. Dessa forma é possível transformar um problema físico (o questionamento) relacionado ao material estudado em um modelo virtual que apresenta equações matemáticas para o software de elementos finitos. Após a obtenção do modelo virtual é possível analisar o desempenho de materiais, técnicas, deslocamento e distribuição de estresse sob carga (GOMES et al., 2015). Este método permite prever a falha biomecânica sem realizar qualquer ensaio mecânico em algum objeto real (SOUZA BATISTA et al., 2017), o que torna este um método de baixo custo e mais rápido quando comparado a estudos laboratoriais ou “in vivo”, já que não requer um número grande de amostras, além de evitar a falha inerente ao operador (GENG et al., 2001; GOMES et al., 2015).

Estudos realizados por meio do método de elementos finitos vêm ganhando destaque na área de reabilitação protética sobre implantes por conta de sua eficácia, baixo custo e reprodutibilidade. Por meio deste método é possível simular situações clínicas que pacientes podem enfrentar quando do uso de próteses implantossuportadas e prever falhas no tratamento, sem que elas realmente ocorram na cavidade oral do paciente. Assim, este trabalho justifica-se pela necessidade de estudos nessa área, que ainda apresenta muitos questionamentos em relação ao tratamento ideal para pacientes que necessitam de prótese total implantossuportada em rebordos alveolares com reabsorção óssea.

2. Proposição

2. PROPOSIÇÃO

2.1 Objetivo Geral

O presente estudo tem como objetivo analisar, por meio de elementos finitos, o comportamento biomecânico de próteses totais fixas implantossuportadas em mandíbula edêntula com atrofia na região posterior, variando-se o número, a inclinação e o comprimento dos implantes e a extensão do cantilever.

2.2 Objetivos Específicos

- Verificar qual o efeito biomecânico da diminuição do cantilever pela instalação de implante inclinado;
- Verificar qual o efeito biomecânico da extinção do cantilever pela utilização de implantes curtos posteriores.

2.3 Hipótese Nula

A hipótese nula do presente estudo é que a posição e/ou inclinação dos implantes e a extinção do cantilever pela utilização de implantes curtos posteriores não influencia o comportamento biomecânico de próteses totais fixas mandibulares implantossuportadas.

3. Material e Método

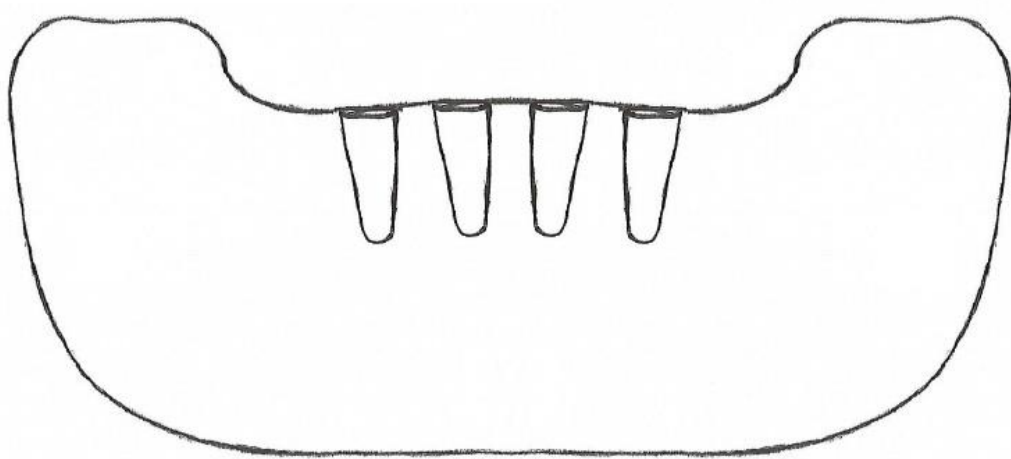
3. MATERIAL E MÉTODO

3.1 Delineamento Experimental

A reabilitação de uma mandíbula edêntula, atrófica na região posterior, com prótese implantossuportada, será avaliada por meio de diferentes técnicas:

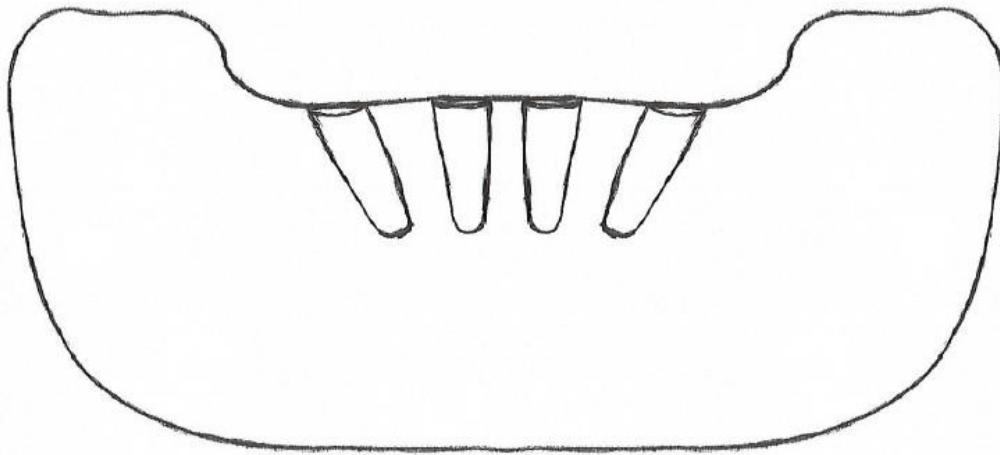
- a) Grupo 4R: 4 implantes colocados axialmente na região interforaminal (GM Titamax – 3,75 X 9,0 mm);

Figura 1. Esquema representando grupo 4R – 4 implantes retos.



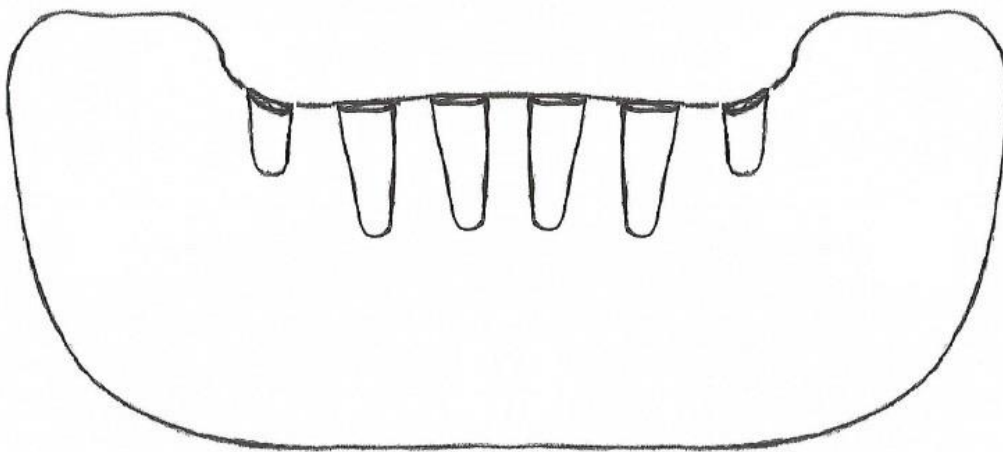
- b) Grupo 2R2A: 4 implantes colocados pela técnica “all-on-four”: 2 implantes colocados axialmente (GM Titamax - 3,75 x 9,0mm) e 2 colocados inclinados em 30° (GM Titamax - 3,75 x 11,0mm), distribuídos no espaço interforaminal;

Figura 2. Esquema representando grupo 2R2A – 2 implantes retos e 2 implantes angulados.



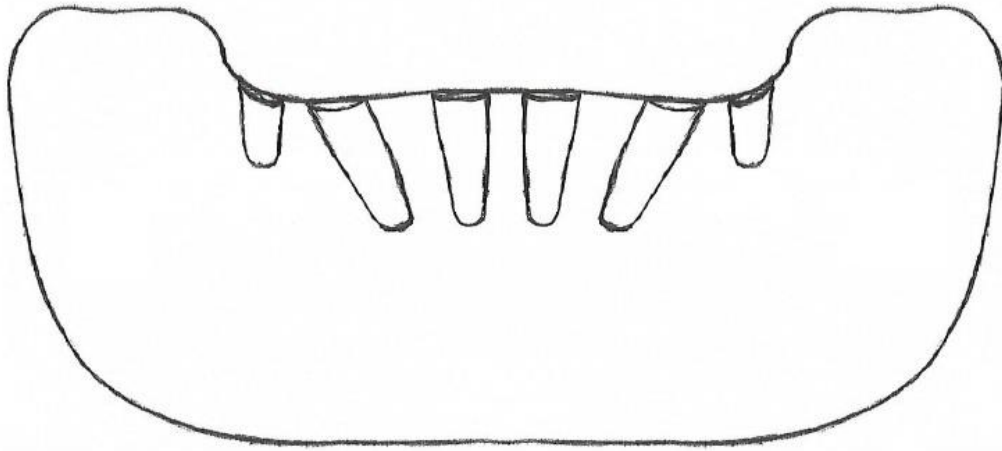
- c) Grupo 4R2C: 4 implantes colocados axialmente na região interforaminal (GM Titamax – 3,75 X 9,0 mm) e 2 implantes curtos na região de molares (GM Titamax – 4,0 x 7,0 mm);

Figura 3. Esquema representando grupo 4R2C – 4 implantes retos e 2 implantes curtos.



- d) Grupo 2R2A2C: 2 implantes colocados axialmente (GM Titamax – 3,75 X 9,0 mm), 2 colocados de forma inclinada em 30° (GM Titamax – 3,75 X 11 mm) na região interforaminal e 2 implantes curtos (GM Titamax – 4,0 x 7,0 mm) na região de molares.

Figura 4. Esquema representando grupo 2R2A2C – 2 implantes retos, 2 implantes angulados e 2 implantes curtos.



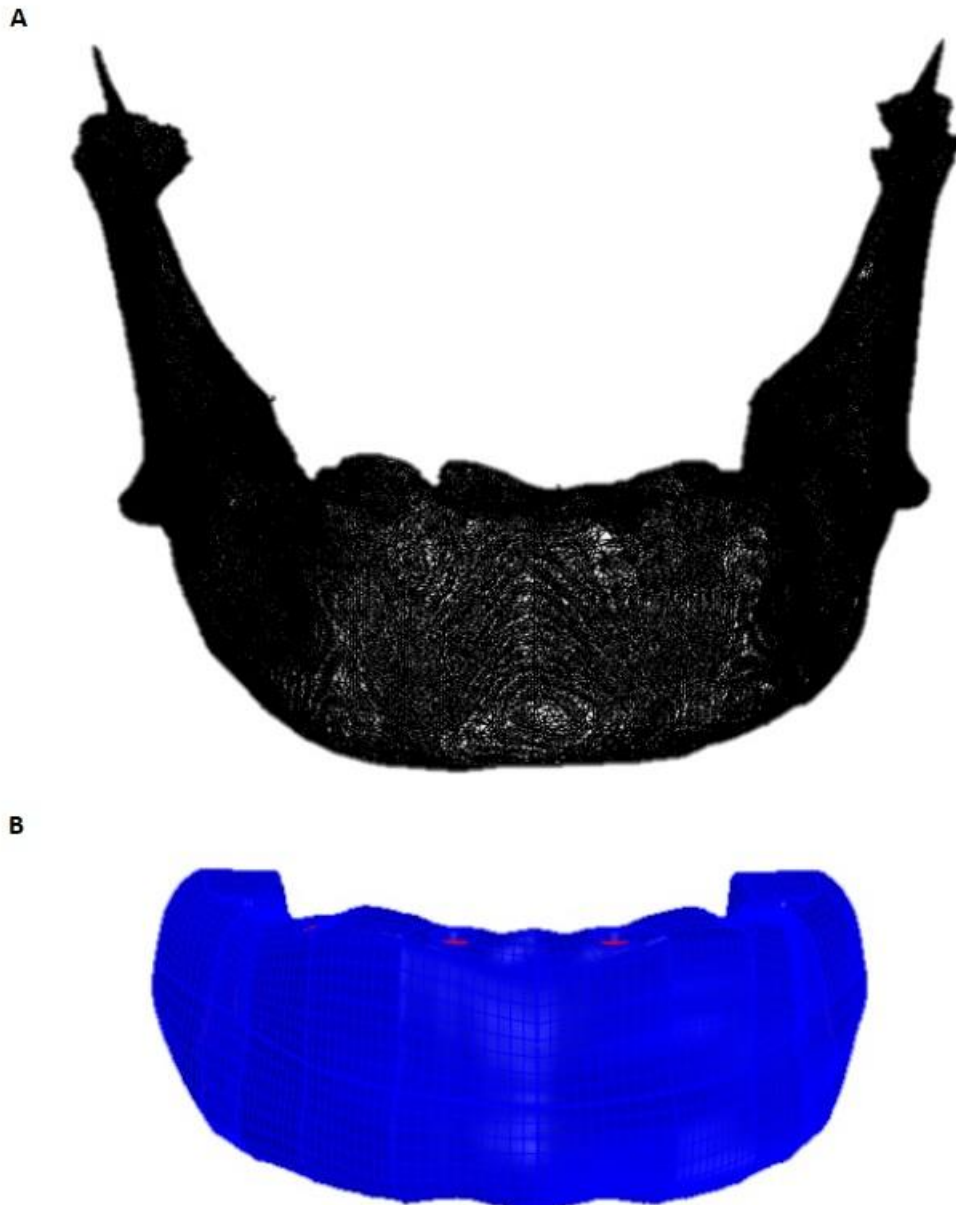
3.2 Geometria das estruturas

3.2.1. *Ossos Mandibular: Osso Cortical e Trabecular*

O modelo 3D (digital) da mandíbula foi obtido a partir de uma mandíbula edêntula, com atrofia na região posterior, do Banco de Ossos do Laboratório de Anatomia do Departamento de Morfologia, Fisiologia e Patologia Básica da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo. A região anterior do rebordo alveolar possuía 25 mm de altura, enquanto que a região posterior possuía 18 mm, sendo este sítio considerado atrófico (LUHR; REIDICK; MERTEN, 1996). O desenho da mandíbula considerou espessura uniforme de 1 mm de osso cortical.

As modelagens foram realizadas por meio do programa Rhinoceros 3D (Robert McNeel & Associates, EULA, EUA), e o programa utilizado para análise dos elementos finitos foi o Altair SimLab (Altair Engineering, Inc., Troy, MI, EUA). Assim, foram construídos modelos em três dimensões (3D) para realizar análise quantitativa e qualitativa, possibilitando uma observação da interação entre implante, mini-pilares, barra metálica, osso cortical e osso trabecular.

Figura 5. Mandíbula obtida no Programa Rhinoceros 3D. A) Modelo 3D da mandíbula edêntula; B) Modelo 3D da mandíbula edêntula após simplificação e discretização.

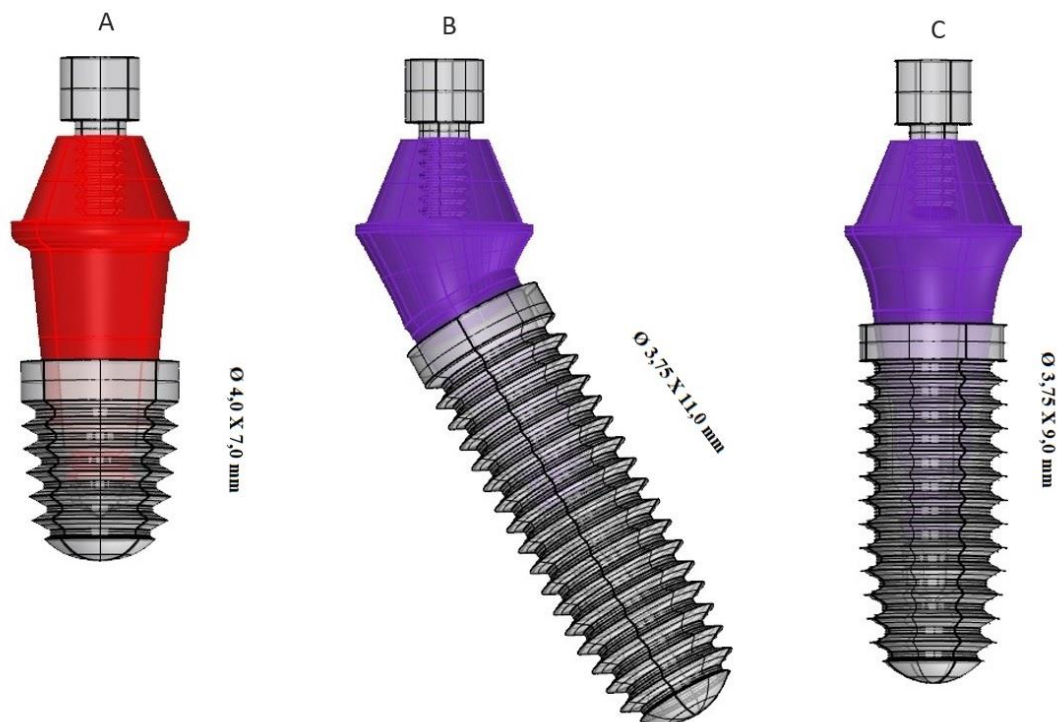


3.2.2. *Implantes, Componentes e Barra Metálica*

Foram utilizados implantes do tipo Grand Morse, com diâmetro de 3,75 mm, variando-se os seus comprimentos, sendo que a modelagem dos implantes e pilares (Minipilar GM com 2,5 mm de transmucoso), teve como base as dimensões de peças fabricadas e comercializadas pela empresa Neodent (Curitiba, PR, Brasil), com as seguintes configurações: Ø 3,75 X 9,0 mm (Titamax GM Cortical) para os implantes retos, Ø 3,75 X 11,0 mm (Titamax GM Cortical) para os implantes angulados, e implante curto (Titamax GM) Ø 4,0 X 7,0 mm. Os implantes retos

e angulados foram instalados 1,5 mm infraósseo, enquanto que os implantes curtos foram instalados a 1 mm infraósseo. As modelagens dos implantes, componentes e barra metálica também foram realizadas por meio do programa Rhinoceros 3D (Robert McNeel & Associates, EULA, EUA) (figura 6).

Figura 6. Modelo representativo dos implantes, pilares e parafusos protéticos. A) Implante curto com seu pilar e parafuso em posição; B) Implante utilizado angulado em 30° com seu pilar angulado e parafuso em posição; C) Implante utilizado no sentido axial, com seu pilar e parafuso em posição.



Foram confeccionadas infraestruturas para próteses totais fixas retidas por quatro ou seis implantes, de conexão Grand Morse (GM) e componentes protéticos do tipo mini pilares.

As infraestruturas foram confeccionadas com as características de liga de cobalto-cromo (CoCr) em forma de I (I-beam). No grupo 4R o cantilever possui a extensão de 20 mm; no grupo 2R2A, devido a angulação do implante, o cantilever possui extensão de 17mm. Já os grupos 4R2C e 2R2A2C com a estrutura suportada sobre os 6 implantes, não apresentaram extensão distal em cantilever, uma vez que os implantes curtos foram posicionados estrategicamente no final da barra de cada lado da mandíbula, a fim de eliminar a sua presença.

Todos os modelos foram simplificados e discretizados, com alterações mínimas nas suas configurações. Finalizado o desenho 3D um Arquivo STEP (Standard for the Exchange of

Product model data) foi gerado para importação pelo programa de simulação por elementos finitos SimLab™ (Altair/HyperWorks) para que as cargas fossem aplicadas.

Figura 7. Grupo 4R. A) Vista vestibular da barra, componentes protéticos e implantes em posição; B) Vista superior da barra, demonstrando a presença de 20 mm de cantilever.

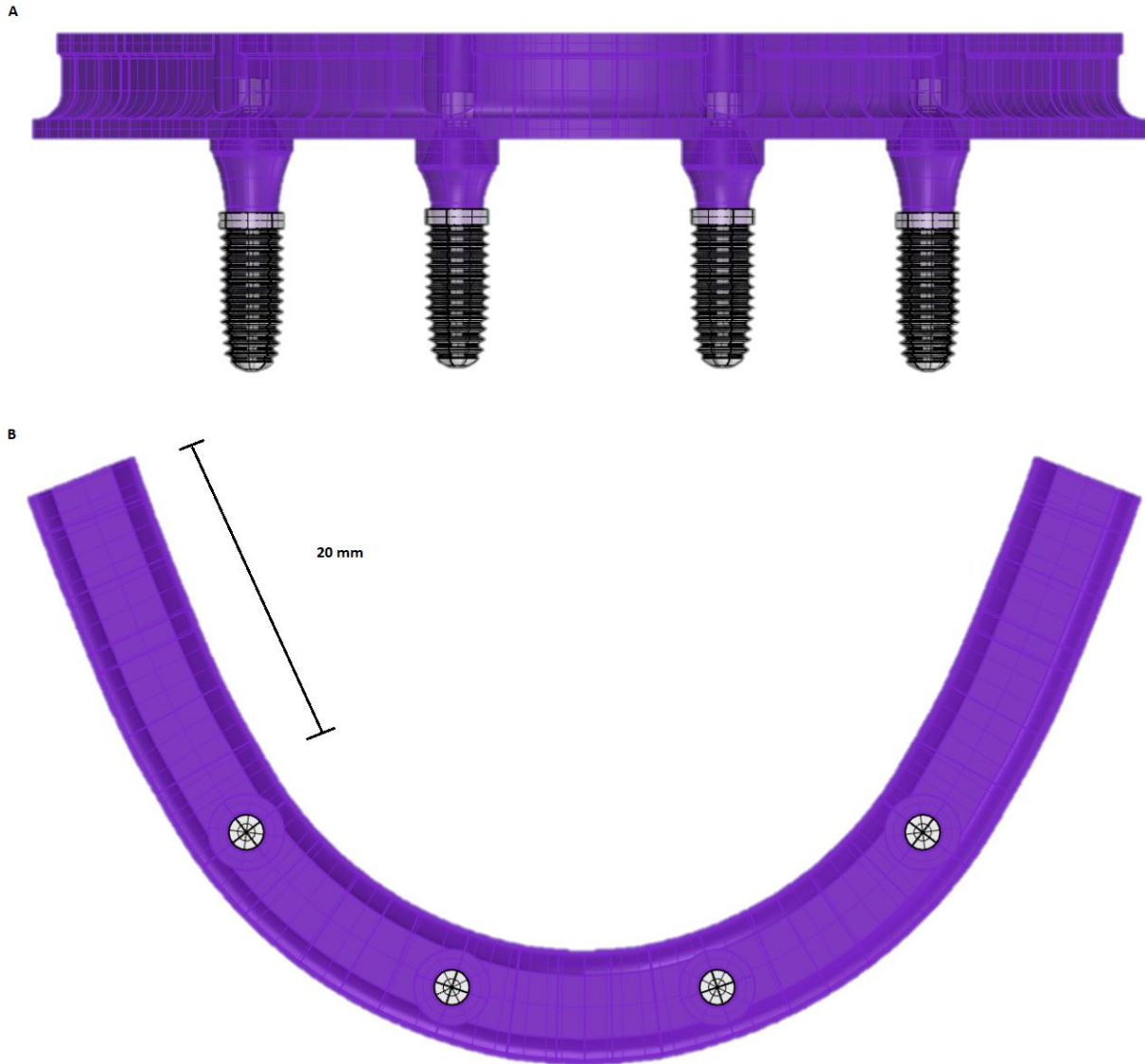


Figura 8. Grupo 2R2A. A) Vista vestibular da barra, componentes protéticos e implantes em posição; B) Vista superior da barra, demonstrando a presença de 17 mm de cantilever.

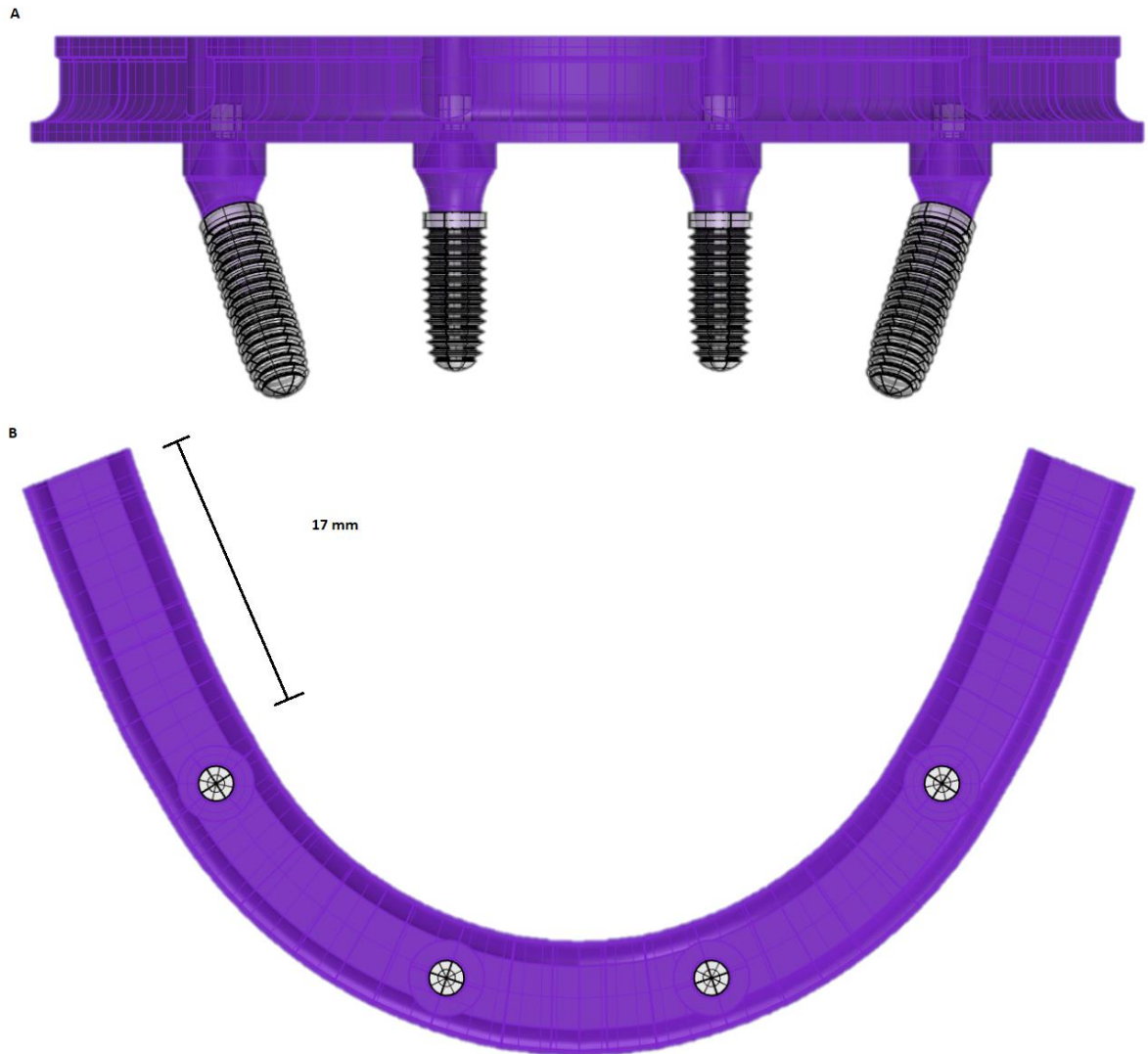
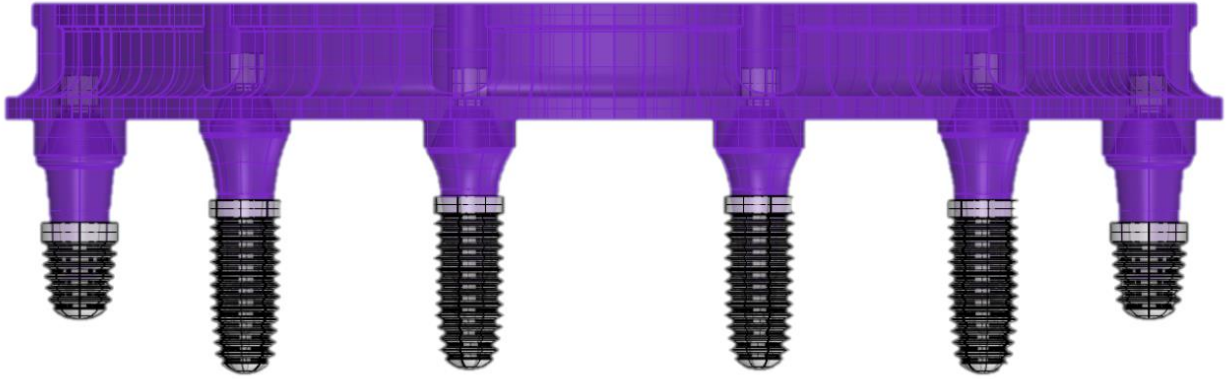


Figura 9. Grupo 4R2C. A) Vista vestibular da barra, componentes protéticos e implantes em posição; B) Vista superior da barra, demonstrando a ausência de cantilever.

A



B



Figura 10. Grupo 2R2A2C. A) Vista vestibular da barra, componentes protéticos e implantes em posição; B) Vista superior da barra, demonstrando a ausência de cantilever.



3.3 Propriedades dos Materiais

Os materiais envolvidos foram considerados homogêneos e isotrópicos e linearmente elásticos, sendo configurados em relação às propriedades mecânicas, módulos de elasticidade e coeficiente de Poisson (MENICUCCI et al., 2002; SEVIMAY et al., 2015; PIERRISNARD et al., 2003; ANUSAVICE, 2003), como observado na Tabela 1.

Tabela 1. Valores médios do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson.

Material	Módulo de elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	13700	0,30
Osso medular	1370	0,30
Implante	110000	0,35
Parafuso do implante	110000	0,28
Liga CoCr	218000	0,33

3.4 Geração da Malha

Uma vez importadas e definidas as características das malhas de cada um dos modelos foi realizada a malha em cada parte do modelo individualmente, verificando o detalhe a ser reproduzido, para definição do tamanho do elemento a ser utilizado. A tabela 2 descreve a quantidade de nós e elementos em cada grupo, e a figura 11 exemplifica as malhas do implante. A figura 12 exemplifica a malha externa do modelo 4R e a figura 13 a malha externa e interna de um corte do conjunto implante, pilar, parafuso e barra do modelo 4R.

Tabela 2. Quantidade de nós e elementos em cada grupo.

	4R	2R2A	4R2C	2R2A2C
Nós (Total)	3073036	3231980	3632669	3692205
Elementos (Tet10)	1866772	1961536	2194598	2242641

Figura 11. Exemplo de malha do Implante GM 3,75 X 9 mm, obtido por meio do programa de simulação por elementos finitos SimLAB™. A) Malha externa; B) Malha interna.

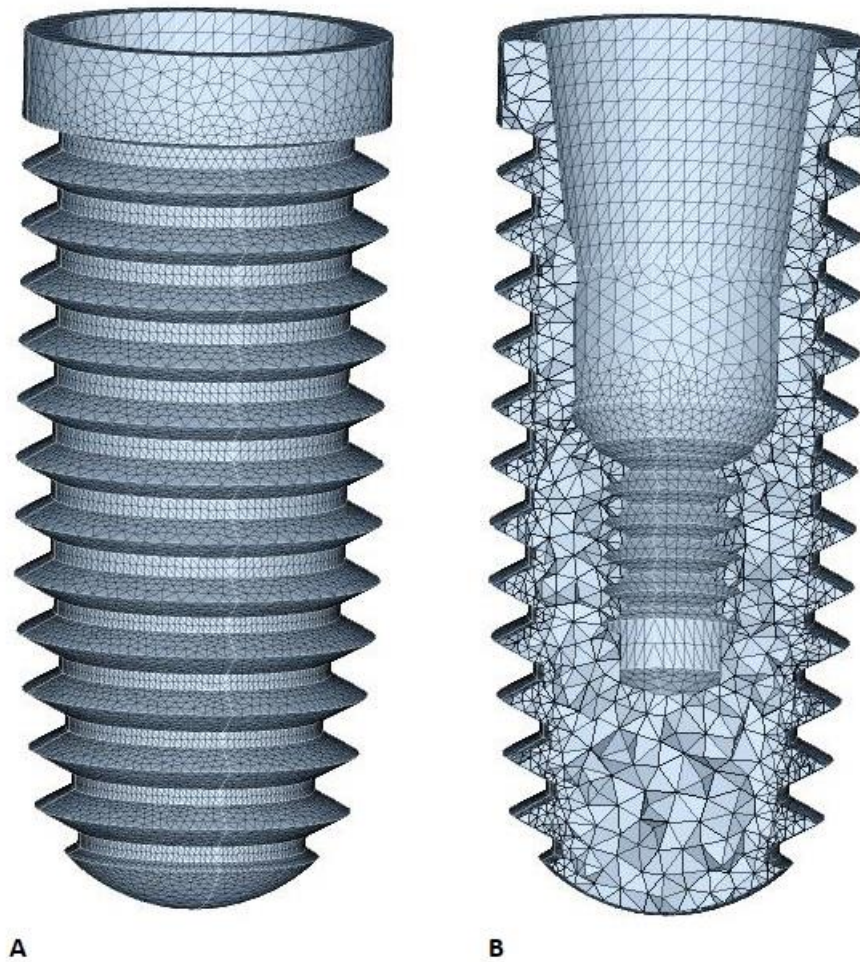


Figura 12. Exemplo de malha externa da mandíbula, com implantes em posição, componentes protéticos e a barra do modelo 4R, obtido por meio do programa de simulação de elementos finitos SimLAB™.

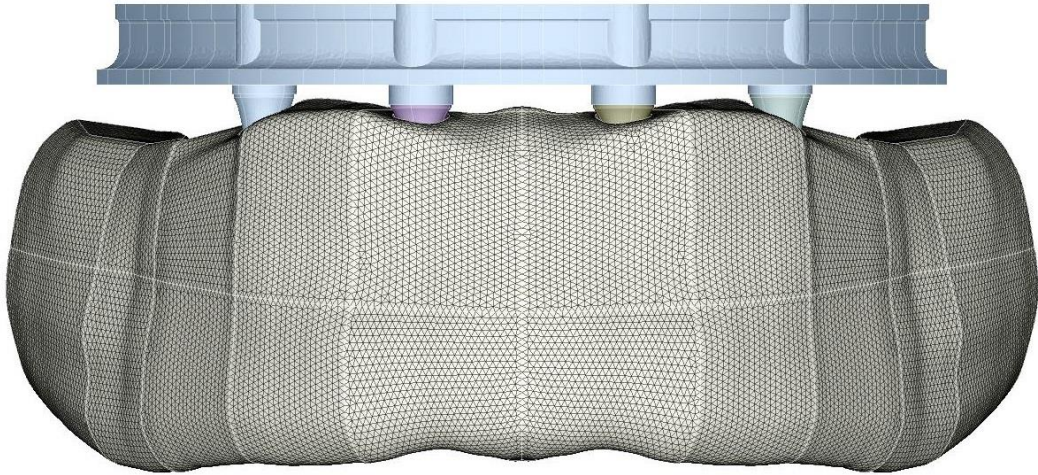
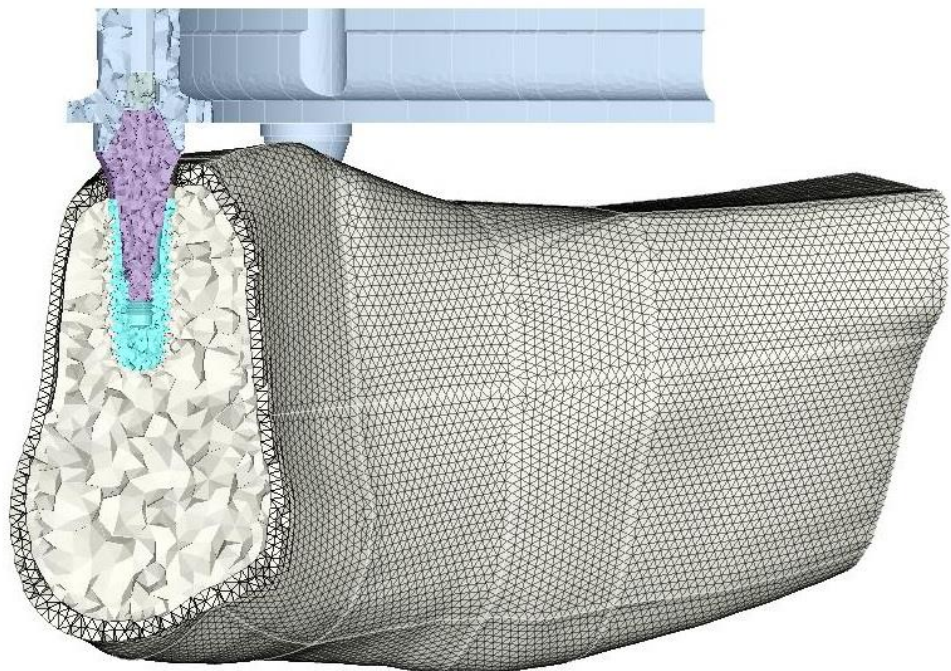


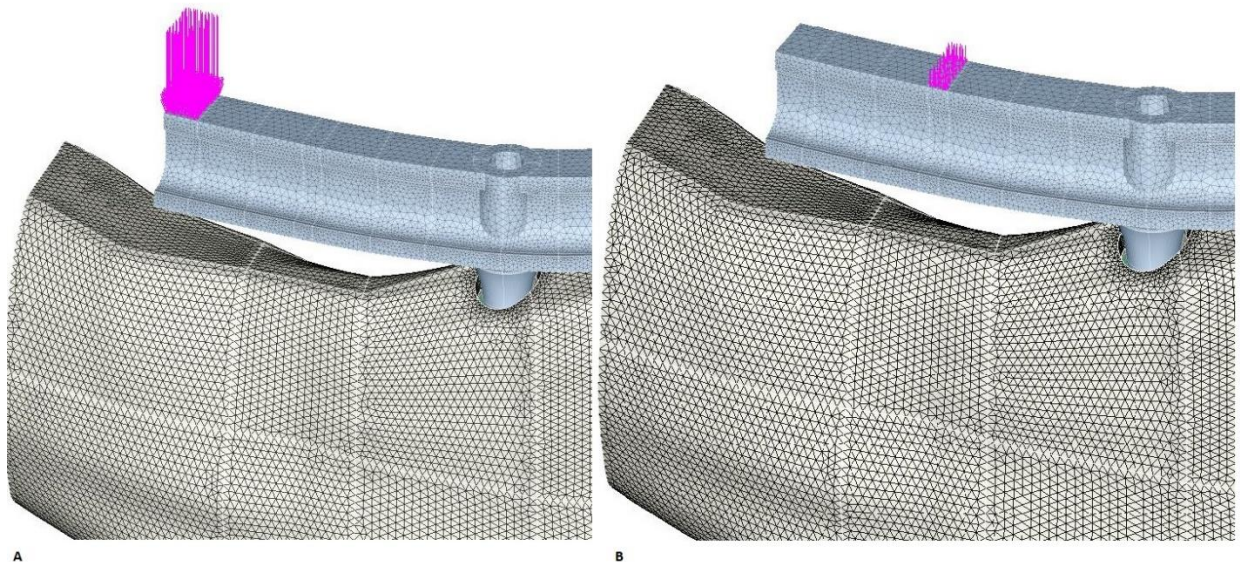
Figura 13. Exemplo de malha externa e interna de um corte feito na mandíbula, expondo o implante reto, pilar, parafuso e a barra do modelo 4R.



3.5 Aplicação dos Carregamentos

A aplicação de carga oclusal foi de 250 N na região correspondente aos molares (DE CARVALHO et al., 2018), e de 200 N para pré-molares (HORITA et al., 2017), e foi realizada em duas etapas, primeiramente na região de pré-molares, e depois na região de molares (Figura 14). As cargas oclusais foram aplicadas com direção vertical, seguindo a direção das forças oclusais (KHUDER et al., 2017), e simulando o que seria considerado como intensidade média de cargas fisiológicas.

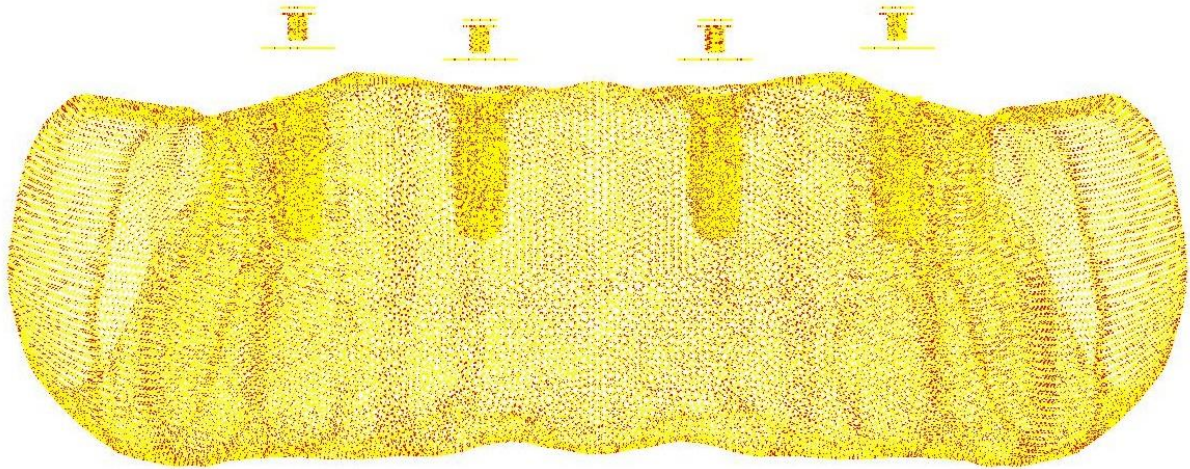
Figura 14. Locais de aplicação da carga. A) Carga de 250N na região de molar; B) Carga de 200N na região de pré-molar.



3.6 Condições de Contorno

Os contatos entre superfícies existentes no modelo que foram considerados colados: osso trabecular/osso cortical, implante/ossos, pilar/parafuso e pilar/implante (com exceção da parte cônica). E, os contatos entre superfícies existentes no modelo que foram considerados justapostos sem fricção: parafuso/barra, pilar/barra e pilar/implante (apenas na parte cônica).

Figura 15. Pontos representando os contatos das estruturas do modelo 4R.



3.7 Fixação do Modelo

Os modelos foram fixados na região óssea posterior para que durante a aplicação de cargas não ocorresse seu deslocamento.

Figura 16. Fixação do modelo 4R, representada pelos pontos verdes na região óssea posterior do modelo.



3.8 Simulações, Obtenção de Imagens e Análise dos Resultados

Após a geração da malha de elementos finitos foram realizados os carregamentos, bem como as atribuições das características específicas de cada material e estruturas. Os resultados obtidos foram analisados de forma particular para cada tipo de material ou estrutura: Equivalente de von Mises (TEVM) foi utilizado para analisar estruturas com comportamentos dúctil (implantes, componentes e a barra); e a Tensão Mínima Principal (TMiP) e Tensão Máxima Principal (TMaP) foi utilizada para as estruturas com comportamento frágil (osso cortical e osso trabecular). A análise foi realizada por meio da visualização gráfica de cores por comparação, quantitativa e qualitativamente. Todas as escalas das imagens foram cuidadosamente padronizadas, para que fosse possível realizar as comparações e análises com maior exatidão.

4. Resultados

4. RESULTADOS

As imagens de todos os grupos 4R, 2R2A, 4R2C e 2R2A2C foram obtidas para cargas na região de pré-molar (PM) e de molar (M). Os resultados estão apresentados em forma de montagens comparativas das imagens por meio de pranchas, com as respectivas legendas e escala de cor cuidadosamente padronizadas. A análise foi realizada através de visualização gráfica do esquema de cores para comparação.

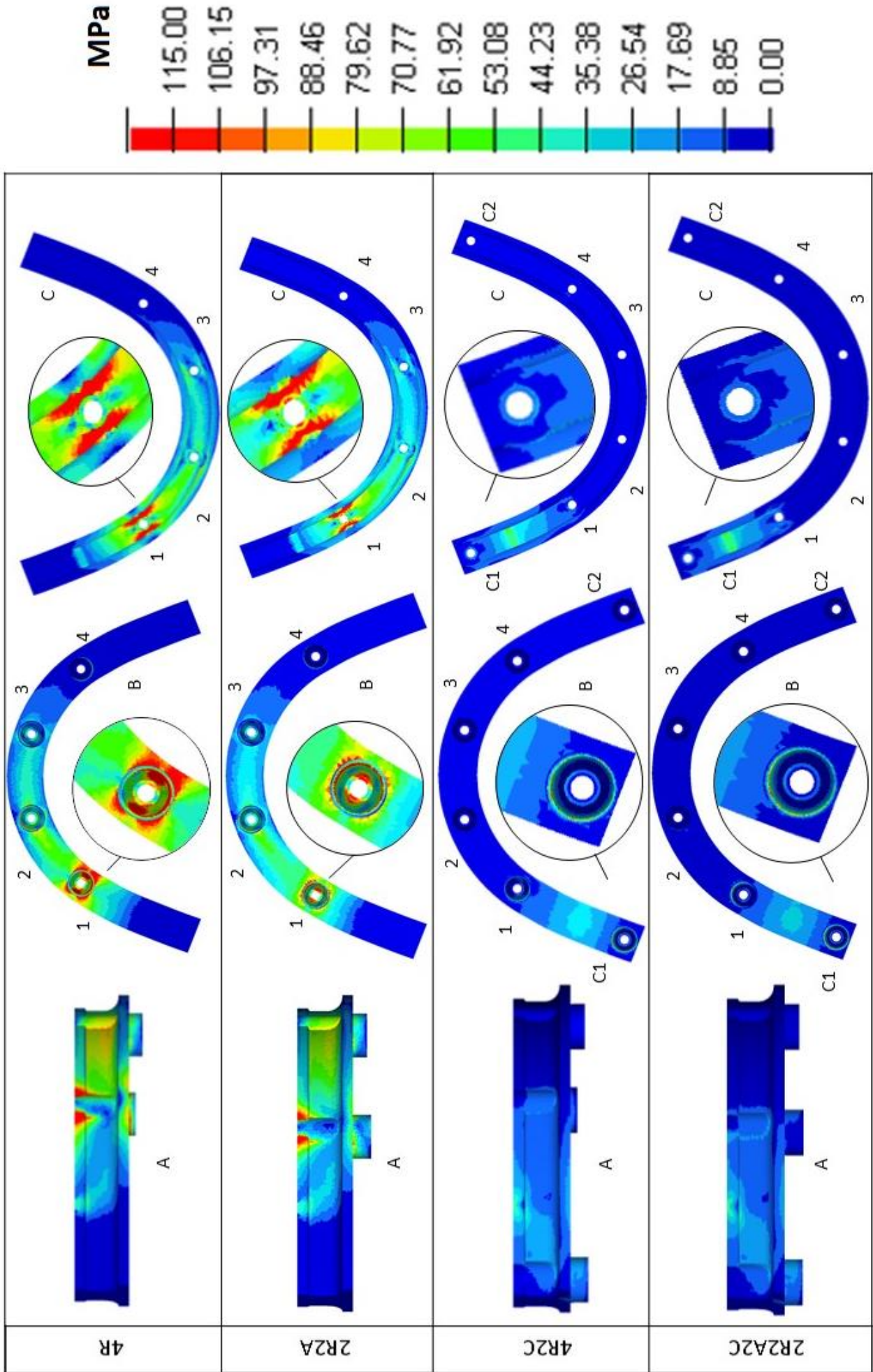


Figura 17. TEVM Barra com aplicação de carga em região PM. A) Visão lateral; B) Visão inferior; C) Visão superior.

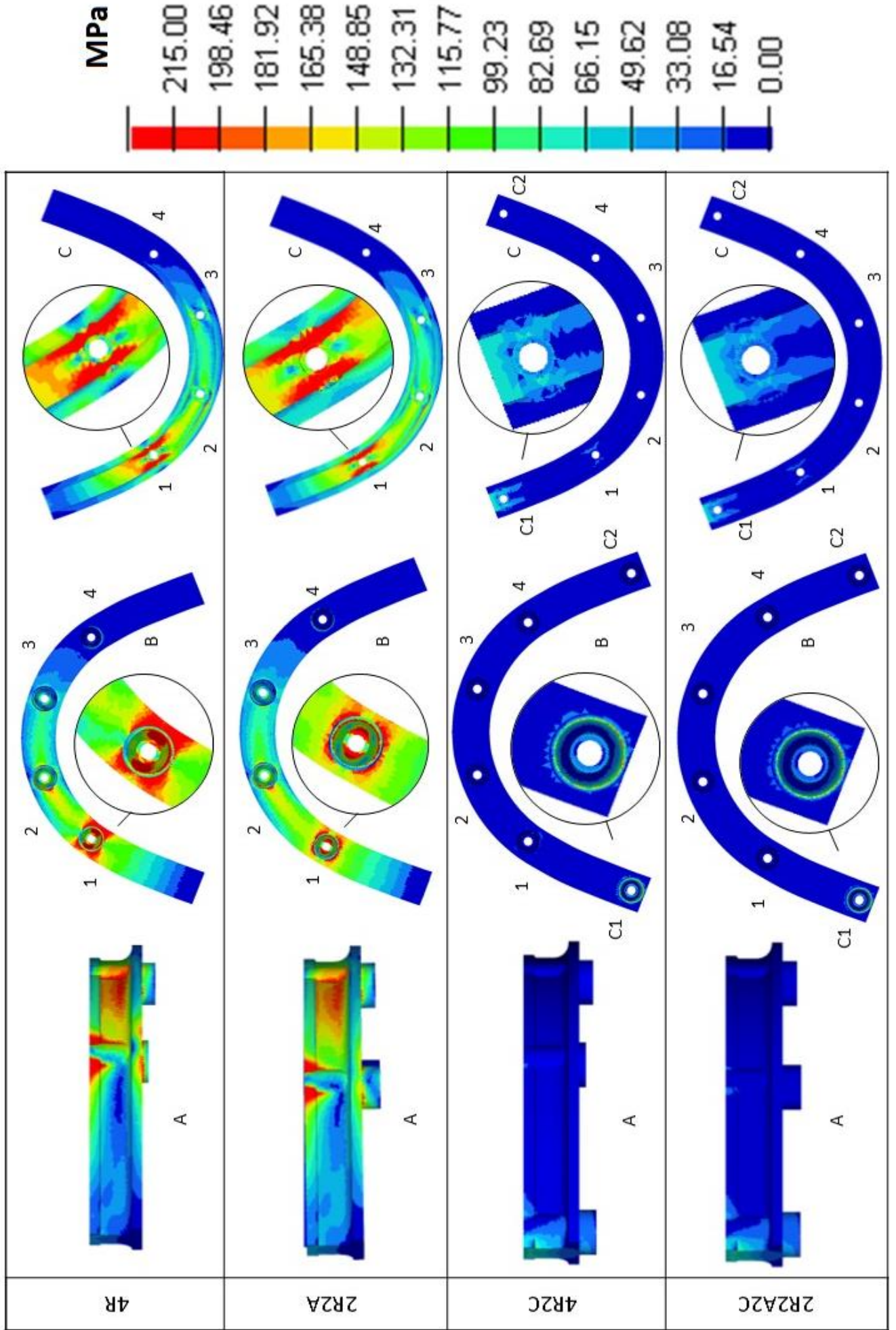


Figura 18. TEVM Barra com aplicação de carga em região M. A) Visão lateral; B) Visão inferior; C) Visão superior.

4.1 Análise das Imagens da Barra

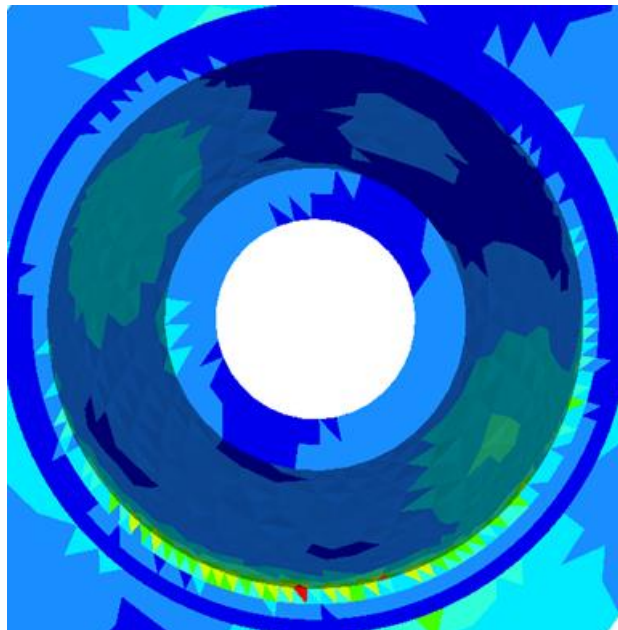
Os valores máximos e a localização das tensões equivalentes de von Mises da barra estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3. Valores de Tensão de von Mises da Barra.

Área de Carregamento	Grupos	Tensão von Mises (MPa)	Localização (Barra)
Pré-Molar (200N)	4R	556,34	Região Superior – Área do Implante 1
	2R2A	315,399	Região Superior – Área do Implante 1
	4R2C	115,38	Região Superior – Entre Implante 1 e C1
	2R2A2C	142,05	Região Superior – Entre Implante 1 e C1
Molar (250N)	4R	1078,12	Região Inferior – Área do Implante 1
	2R2A	571,00	Região Superior – Área do Implante 1
	4R2C	232,97	Região Superior – Área do Implante C1
	2R2A2C	218,30	Região Superior – Área do Implante C1

Os grupos que receberam carregamento com a carga na região de molar apresentaram maiores níveis de tensão na barra em relação aos grupos com carga na região de pré-molar, sendo que o maior valor de tensão de von Mises registrado foi 1078,12 MPa, localizado na região do implante 1 do grupo 4R, como mostra a figura 19.

Figura 19. Localização da máxima tensão de von Mises na barra do modelo 4R com carga em Molar. Vista inferior da barra na região do implante 1.



O alto valor de tensão de von Mises observado na barra do modelo 4R com carga em região de molar ultrapassou o limite de escoamento deste material, pois de acordo com AARTS et al., 2021 o limite de escoamento da liga de CoCr é de $822 \pm 96,6$ MPa. Entretanto, podemos observar na Figura 19 que este valor extremo de tensão ficou localizado em um ponto específico da malha, o que sugere alguma alteração pontual na malha que não representa a distribuição de tensões observadas para esse grupo.

Apesar da diferença de valores de tensões registrados (tabela 3), foi possível observar comportamentos similares na distribuição de tensão ao redor da barra metálica para os grupos 4R e 2R2A (Figuras 17 e 18).

Em contrapartida, os grupos 4R2C e 2R2A2C exibiram distribuição de tensão diferentes para as situações de carregamento distintas, demonstrando concentração de tensões entre os implantes 1 e C1 para carregamento na região de pré-molar, e concentração de tensões na região do implante C1 para carregamento na região de molar (Figuras 17 e 18).

Menores níveis de tensão foram observados nos modelos em que foi utilizado implante curto na região posterior (4R2C e 2R2A2C), independentemente do local de carregamento da carga. Ainda, foi possível observar que a presença do implante curto posterior reduziu a tensão na região do implante 1, apresentando menores valores de tensão na barra metálica (Tabela 3).

4.2 Análise das Imagens dos Implantes, Pilares e Parafusos

Os valores máximos e a localização das tensões equivalentes de von Mises dos implantes, pilares e parafusos estão apresentados na Tabela 4.

Figura 20. TEVM Implantes, pilares e parafusos em posição com aplicação de carga em região PM. Primeira coluna indicando vista vestibular e segunda coluna vista lingual.

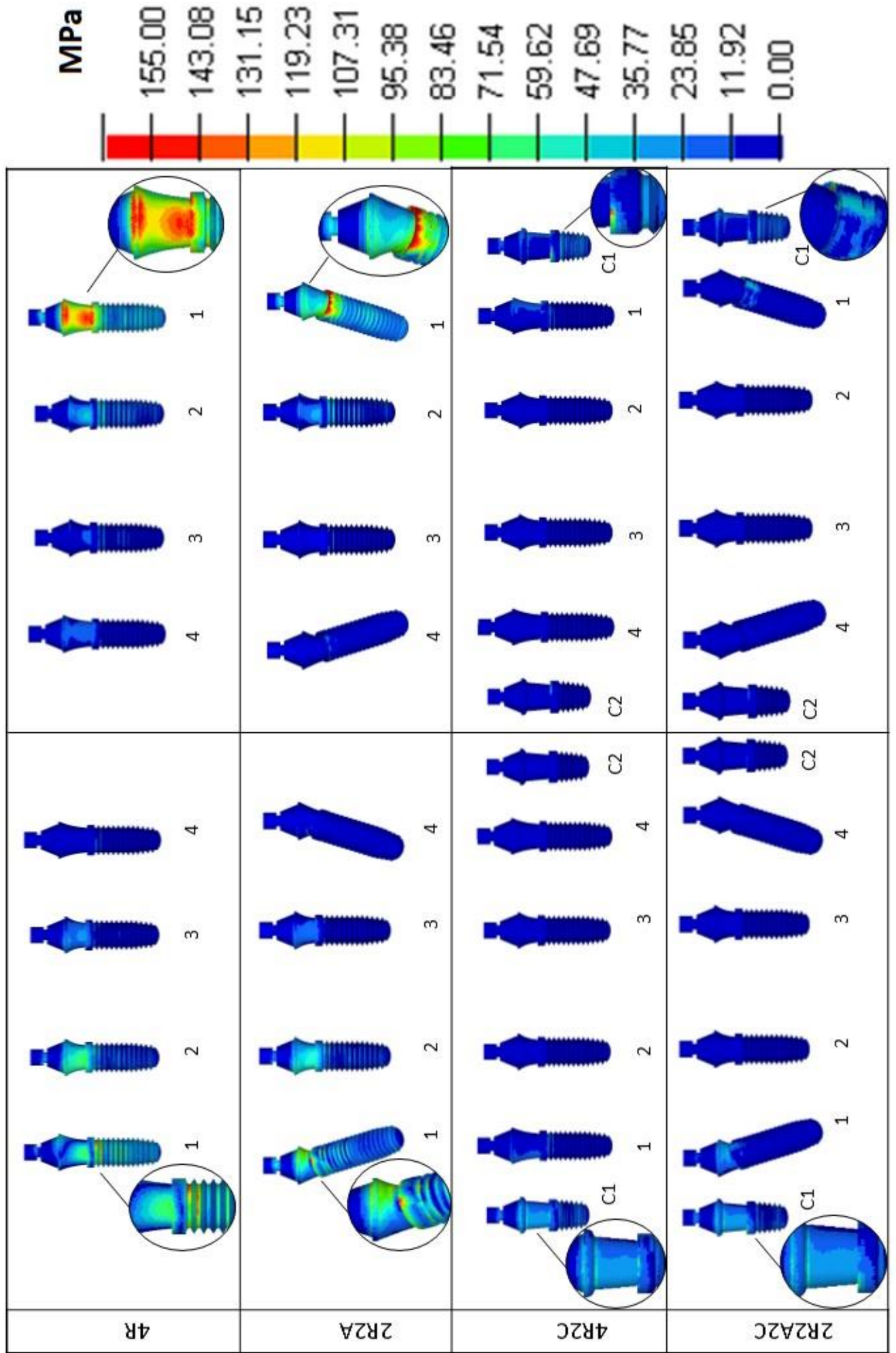


Figura 21. TEVM Implantantes, pilares e parafusos em posição com aplicação de carga em região M. Primeira coluna indicando vista vestibular e segunda coluna vista lingual.

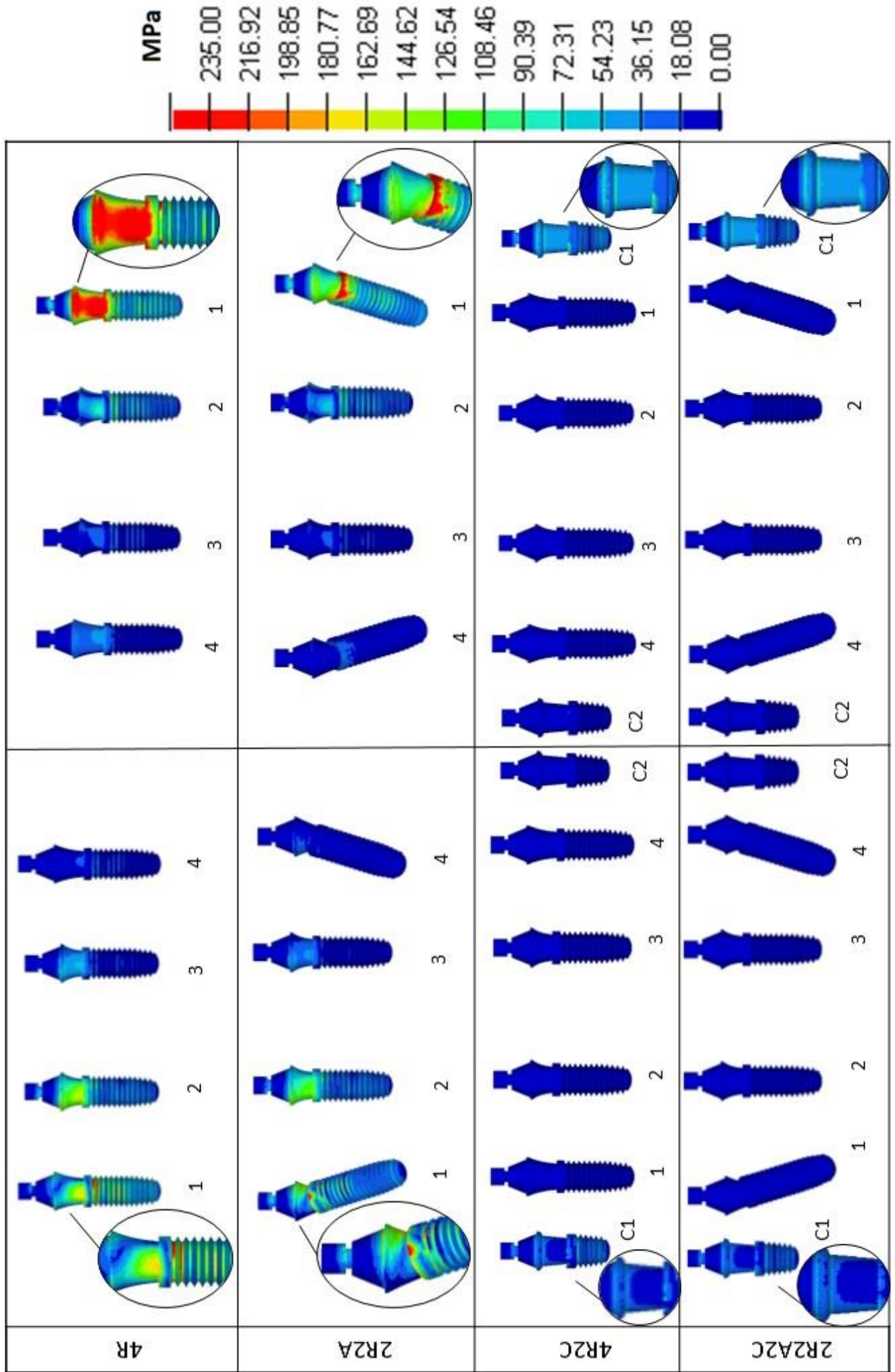


Tabela 4. Valores de Tensão de von Mises dos Implantes, Pilares e Parafusos.

Área de Carregamento	Grupos	Tensão von Mises (MPa)	Localização
Pré-Molar (200N)	4R	547,99	Região Lingual – Pilar 1
	2R2A	495,09	Região Disto-Lingual – Implante 1
	4R2C	166,92	Região Mésio-Lingual – Implante C1
	2R2A2C	296,44	Região Disto-Lingual – Implante 1
Molar (250N)	4R	1013,76	Região Lingual – Pilar 1
	2R2A	937,58	Região Disto-Lingual – Implante 1
	4R2C	238,79	Região Lingual – Pilar C1
	2R2A2C	307,95	Região Lingual – Pilar C1

Assim, como nas imagens das barras metálicas, os grupos com carregamentos na região de molar apresentaram maiores níveis de tensão nos implantes, pilares e parafusos em relação aos grupos com carga na região de pré-molar, sendo observada no grupo 4R com carga em região de molar a maior tensão de von Mises, com valor de 1013,76 MPa (Tabela 4).

Os materiais utilizados no presente estudo foram fabricados em titânio grau 4 trabalhado a frio, de modo que a resistência mecânica desses materiais é melhorada. Estudos apontam que esses materiais atingem resistência próxima de 2050 MPa (LÜTJERING; WILLIAMS, 2003; BOYER; COLLINGS; WELSCH, 1994), assim, apesar do alto valor de tensão observada no grupo 4R, nenhuma tensão ultrapassou o limite de escoamento dos materiais utilizados nesse estudo.

A distribuição de tensões ao redor do grupo 4R atingiu inclusive a região do implante 4, enquanto que ao utilizar o implante mais distal em uma posição inclinada, como representado no grupo 2R2A, as tensões diminuíram sua abrangência para a região do implante 3, independentemente da região de carregamento.

A região do implante 1 apresentou maiores níveis de tensão para os grupos 4R e 2R2A, tanto para o grupo com carga na região de molar quanto para o grupo na região de pré-molar, sendo que o maior nível de tensão está localizado na região lingual do pilar 1 para ambos os grupos 4R, e, na região disto-lingual do implante 1 para ambos os grupos 2R2A (Figura 20 e 21). O grupo 4R com carga em pré-molar exibiu a tensão máxima de 547,99 MPa e o mesmo grupo, porém com carga em molar, exibiu 1013,76 MPa. Já o grupo 2R2A com carga em pré-molar apresentou tensão máxima de 495,09 MPa, enquanto que quando o carregamento foi realizado na região de molar, o nível máximo de tensão apresentado foi de 937,58 MPa (Tabela 4).

Nos grupos 4R2C e 2R2A2C foi possível novamente observar menores níveis de tensão quando comparados aos grupos sem a presença de implante curto posterior (4R e 2R2A) em ambos os carregamentos (PM e M). No carregamento em região de molar, a instalação do implante curto permitiu para ambos os grupos menores níveis de tensão ao redor do implante 1, entretanto concentrou tensão na região posterior ao redor do implante C1, em nível quase que 5 vezes maior quando comparado aos valores do implante C2. Já na região de carregamento em pré-molar, a concentração de tensão se localizou na região méso-lingual do implante C1 do grupo 4R2C e na região disto-lingual do implante 1 do grupo 2R2A2C, demonstrando que a localização de aplicação de carga induz uma distribuição de tensão diferente (Figuras 20 e 21).

4.3 Análise dos Ossos Cortical e Trabecular - TMaP

Os valores máximos e a localização das tensões máximas principais do osso cortical e osso trabecular estão apresentados na Tabela 5.

Figura 22. TMap Ossos cortical e trabecular com aplicação de carga em região M. Vista vestibular.

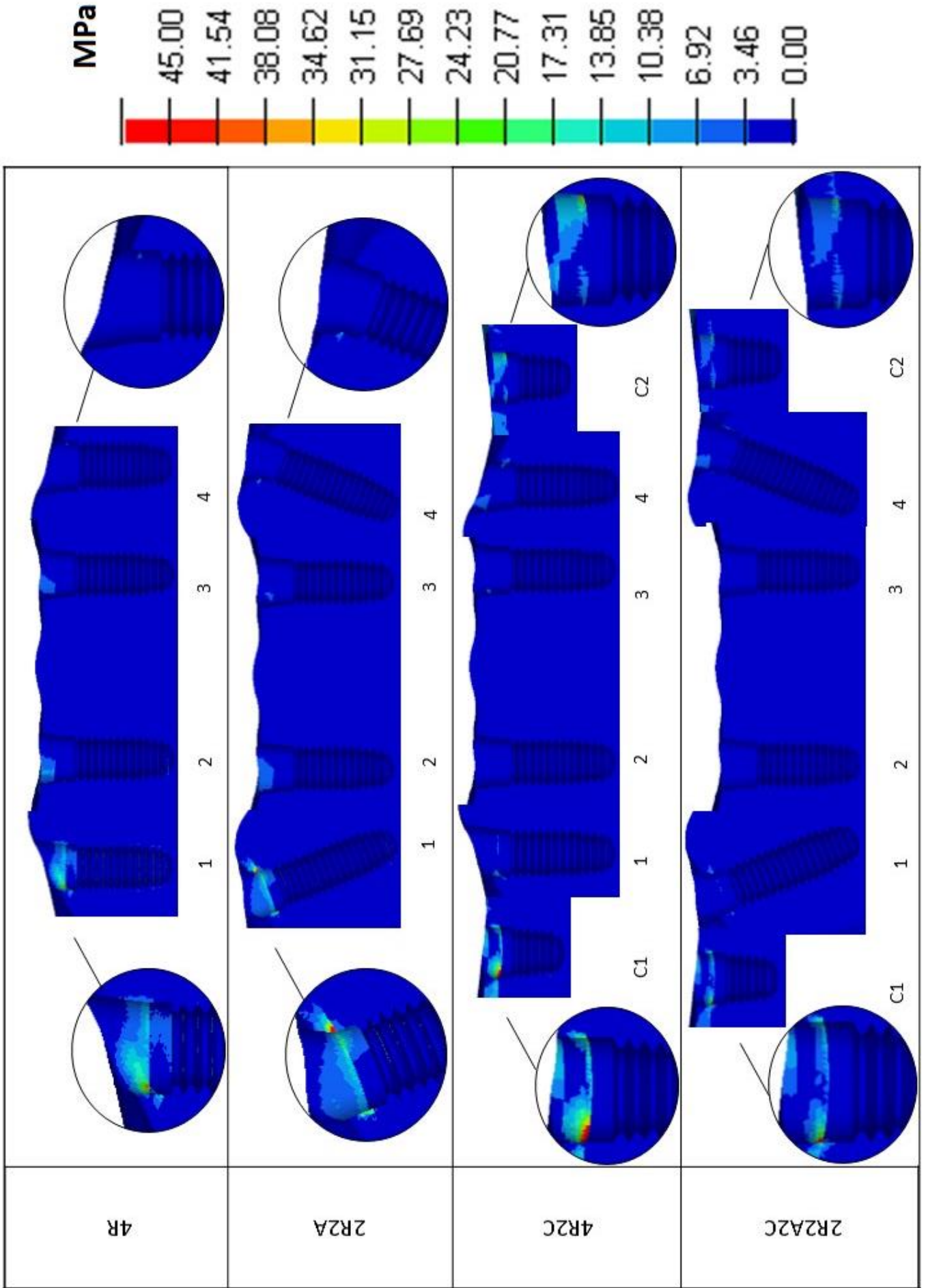


Figura 23. TMaP Ossos cortical e trabecular com aplicação de carga em região M. Vista vestibular.

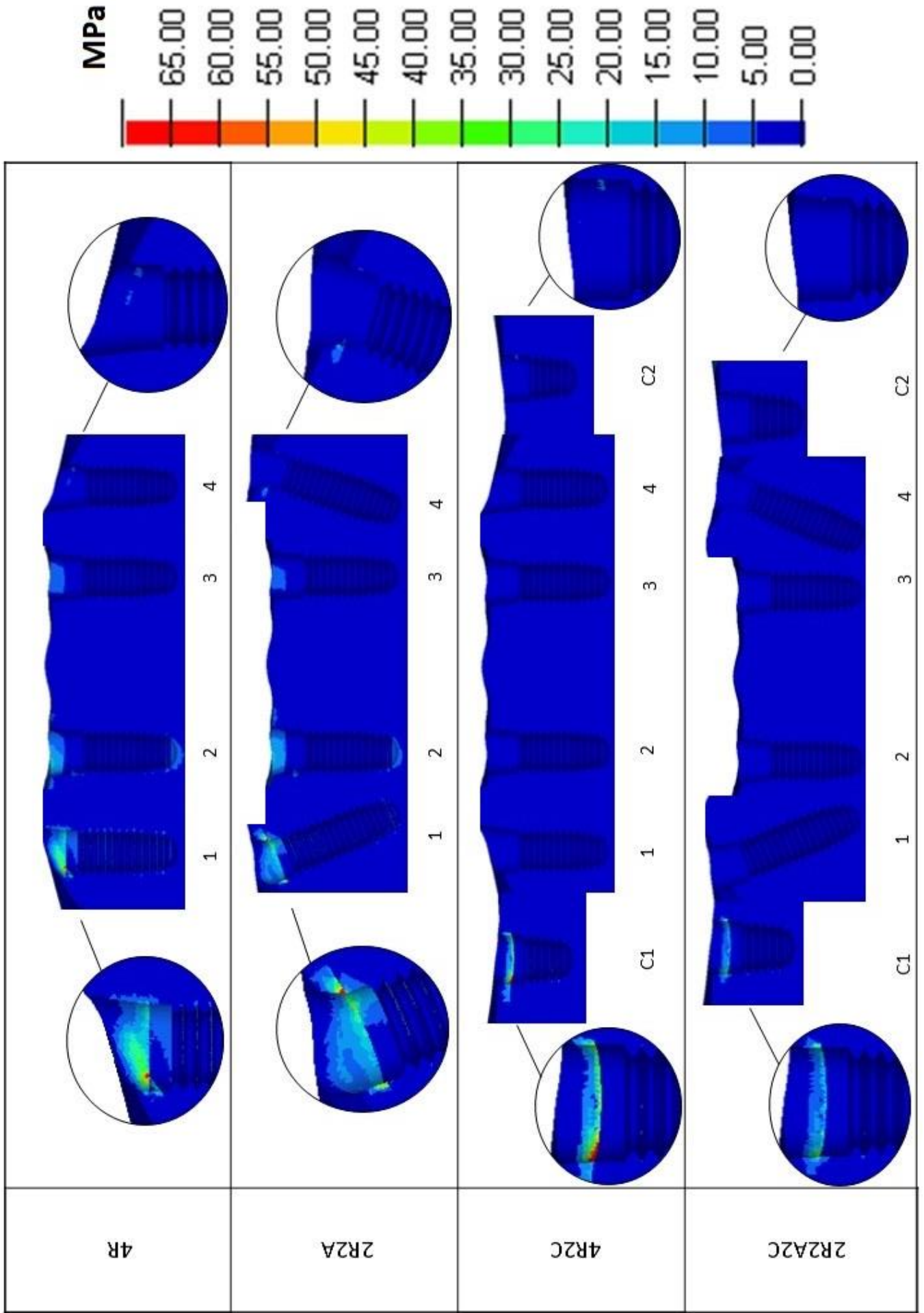


Tabela 5. Valores das tensões máximas principais dos ossos cortical e trabecular.

Área de Carregamento	Grupos	Tensão Máxima Principal (MPa)	Localização
Pré-Molar (200N)	4R	47,35	Disto-Cervical – Área do Implante 1
	2R2A	137,69	Mésio-Cervical – Área do Implante 1
	4R2C	178,88	Disto-Cervical – Área do Implante C1
	2R2A2C	66,52	Disto-Cervical – Área do Implante C1
Molar (250N)	4R	108,75	Disto-Cervical – Área do Implante 1
	2R2A	249,40	Mésio-Cervical – Área do Implante 1
	4R2C	175,98	Disto-Cervical – Área do Implante C1
	2R2A2C	69,51	Disto-Cervical – Área do Implante C1

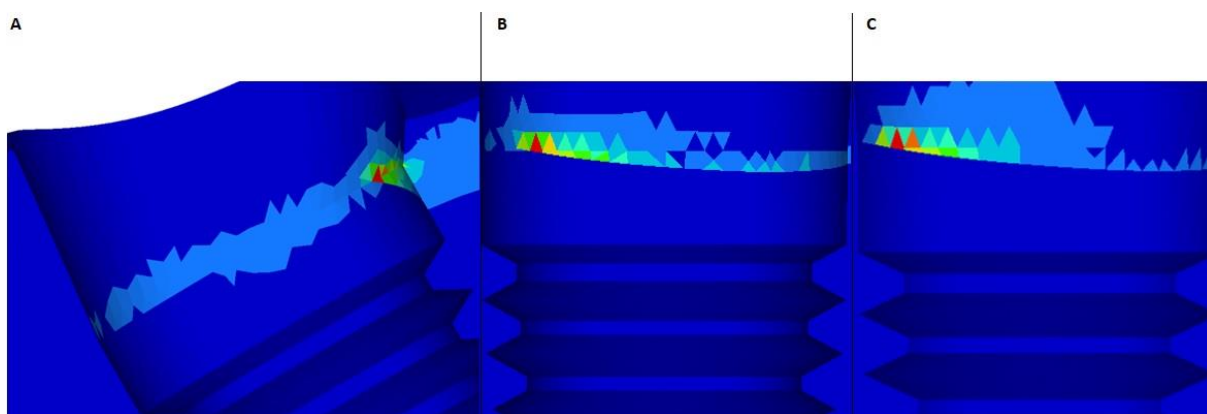
Quando a aplicação de cargas foi realizada na região de molar, foi possível observar que tanto o grupo 4R quanto o grupo 2R2A exibiram tensão de 15 MPa na região óssea apical ao implante 2 e 35 MPa na região óssea superior ao implante 2 em contato com o pilar. A máxima tensão observada para o grupo 4R se localizou na face disto-cervical da região óssea do implante 1, enquanto que para o grupo 2R2A se localizou na face méso-cervical da região óssea do implante 1 (Figura 23)

Os grupos 4R2C e 2R2A2C exibiram comportamentos similares, com maiores tensões ósseas na região disto-cervical referente ao implante C1, sendo encontrados valores de 175,98 MPa e 69,51 MPa, respectivamente. Embora os dois grupos tenham apresentado comportamentos semelhantes, é notório o maior nível de tensão observado no osso circundante ao implante curto do 4R2C, sendo quase que 2,5 vezes maior em relação ao grupo 2R2A2C (Figura 23).

No presente estudo, os grupos 2R2A (carga em M) e 4R2C (carga em M e PM) apresentaram valores de tensão acima do nível médio máximo de tensão para o osso cortical,

ou seja limiar entre estado elástico e plástico, que gira em torno de 167 MPa e acima deste valor ocorreria o início de reabsorção óssea e/ou processo de remodelagem óssea (TEIXEIRA et al., 2010). Na Figura 24 é possível observar que essas tensões se localizaram em um ponto específico da malha para cada grupo, sugerindo alguma alteração pontual da malha que não impactaria de forma prejudicial a estrutura óssea da região.

Figura 24. Localização da TMaP dos ossos cortical e trabecular acima de 167 MPa. Vista vestibular. A) Grupo 2R2A (M) região do implante 1; B) Grupo 4R2C (M) região do implante C1; C) Grupo 4R2C (PM) região do implante C1.

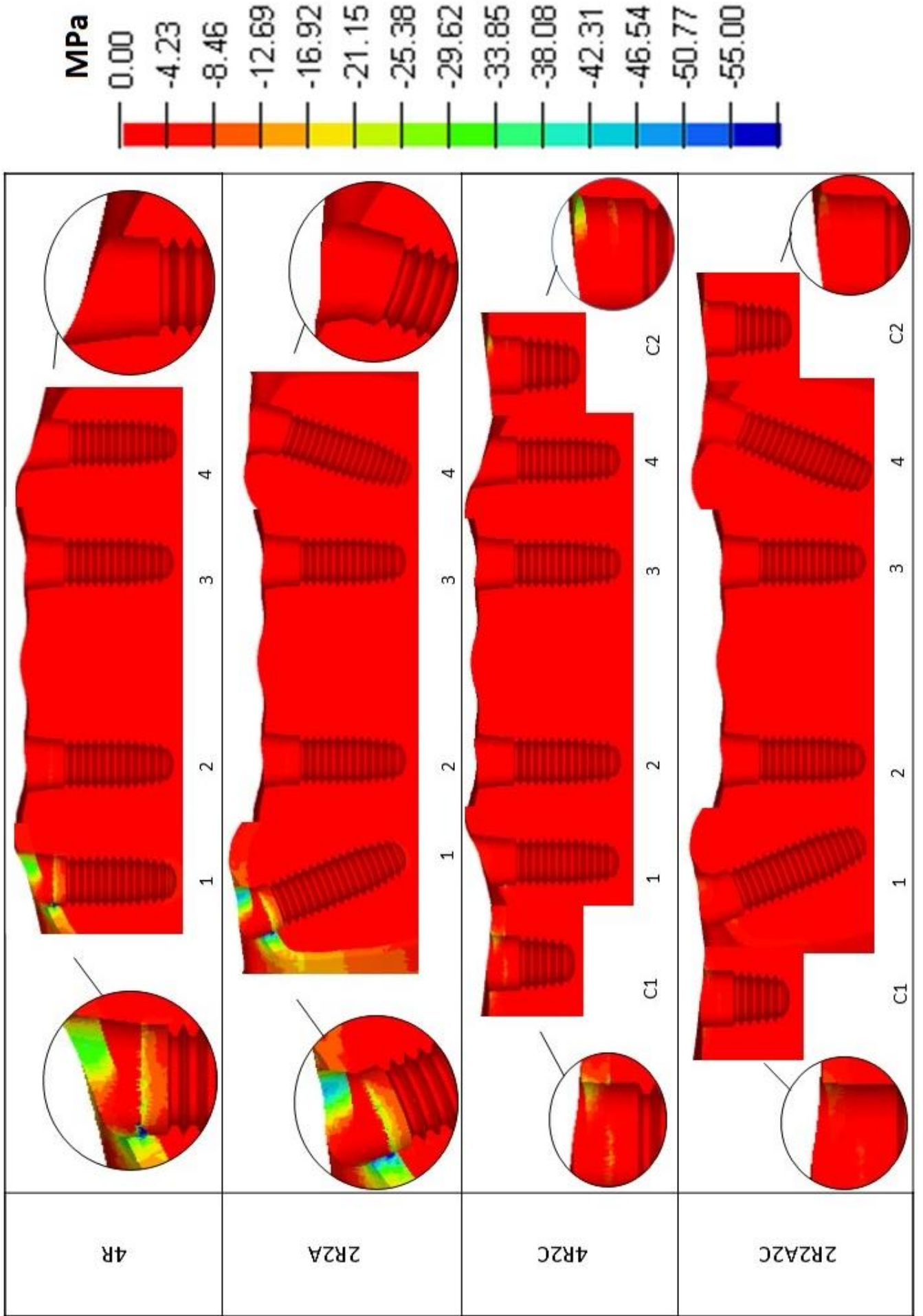


Os grupos que receberam aplicação de carga na região de pré-molar não exibiram tensões ósseas na região apical aos implantes, como observado nos grupos citados anteriormente. Entretanto, foi possível notar que a aplicação de carga na região PM nos grupos com implantes curtos posteriores (4R2C e 2R2A2C) exibiu tensões nos implantes do lado oposto, algo que não aconteceu quando a carga foi aplicada na região M (Figuras 22 e 23). A tabela 5 descreve os valores de tensões máximas principais do osso cortical e trabecular dos grupos estudados.

4.4 Análise dos Ossos Cortical e Trabecular - TMiP

Os valores máximos e a localização das tensões mínimas principais do osso cortical e osso trabecular estão apresentados na Tabela 6.

Figura 25. TMiP Ossos cortical e trabecular com aplicação de carga em região PM. Vista vestibular.



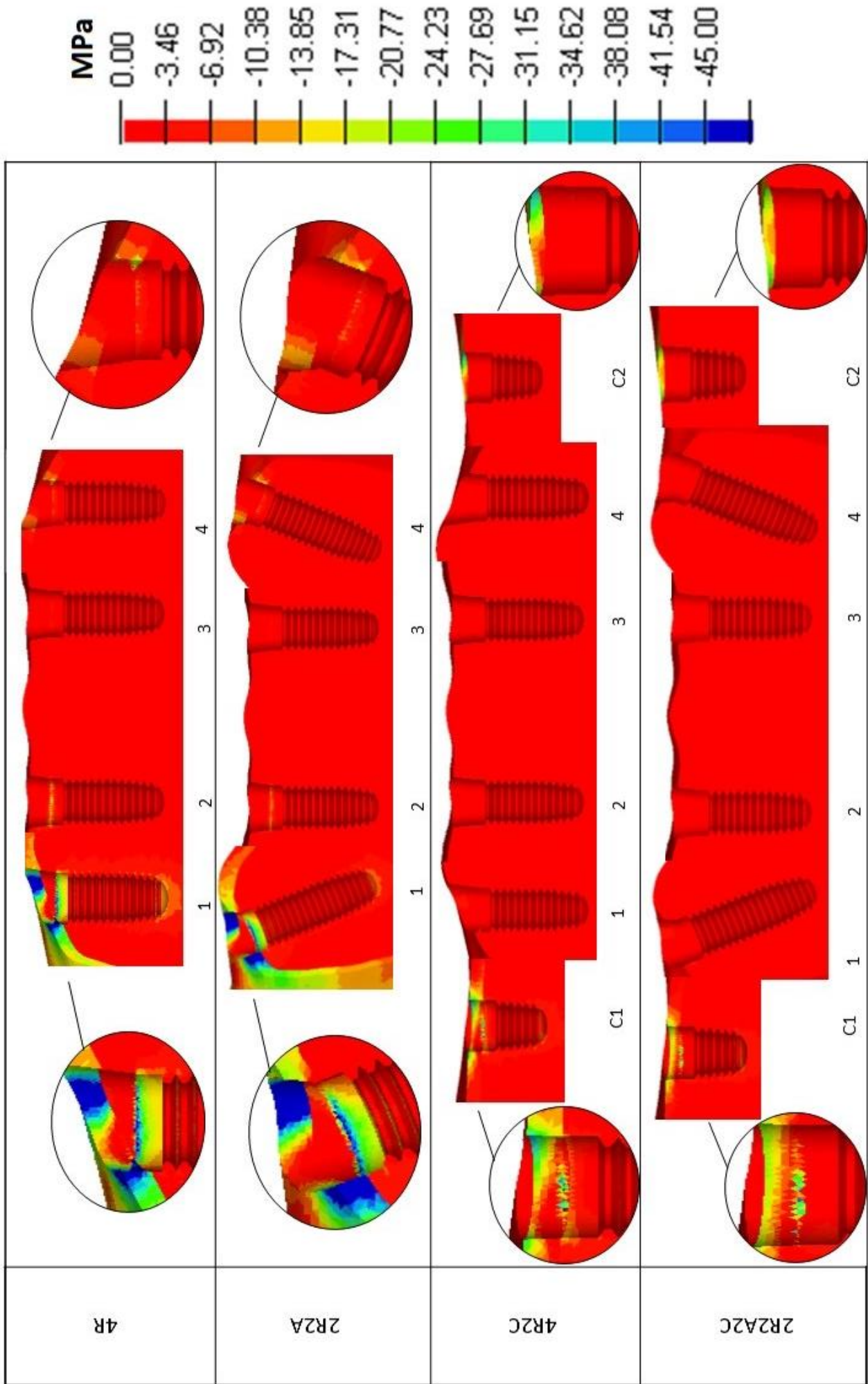


Figura 26. TMiP Ossos cortical e trabecular com aplicação de carga em região M. Vista vestibular.

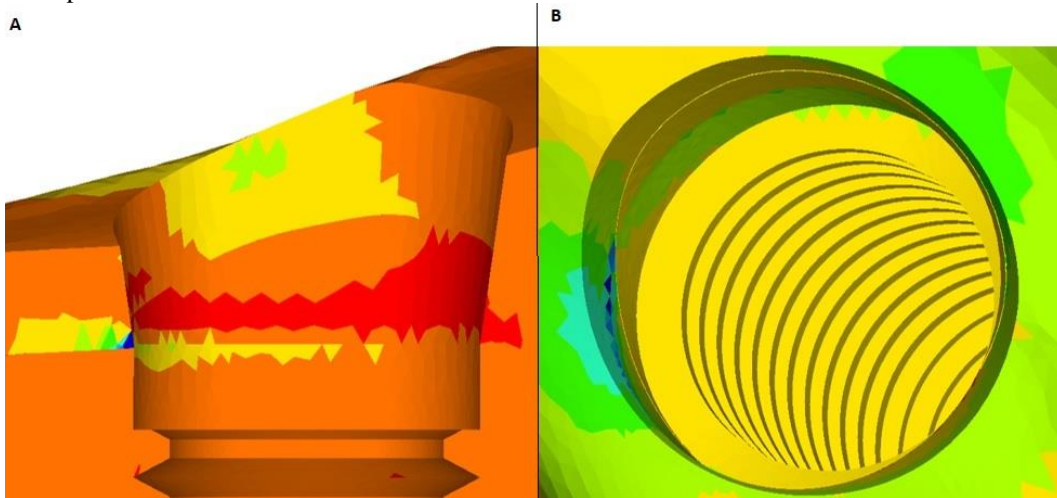
Tabela 6. Valores das tensões mínimas principais dos ossos cortical e trabecular.

Área de Carregamento	Grupos	Tensão Máxima Principal (MPa)	Localização
Pré-Molar (200N)	4R	-117,83	Disto-Cervical – Área do Implante 1
	2R2A	-135,68	Disto-Cervical – Área do Implante 1
	4R2C	-56,45	Mésio-Cervical – Área do Implante C1
	2R2A2C	-55,38	Mésio-Cervical – Área do Implante C1
Molar (250N)	4R	-217,39	Disto-Cervical – Área do Implante 1
	2R2A	-224,81	Disto-Cervical – Área do Implante 1
	4R2C	-47,33	Cervical – Área do Implante C1
	2R2A2C	-53,77	Cervical – Área do Implante C1

Os grupos 4R e 2R2A apresentaram maiores tensões na região óssea referente a face disto-cervical do implante 1, com valores de -117,83 MPa e -135,68 MPa com carga em pré-molar, e -217,39 MPa e -224,81 MPa com carga na região de molar, respectivamente (figuras 25 e 26).

Foi possível observar que os grupos 4R e 2R2A, na situação de carregamento em região de molar, apresentaram tensões acima de 167 MPa (Figura 27). Essas tensões se encontram localizadas em um ponto específico da malha, o que sugere não afetar a condição óssea da região por se tratar de uma característica isolada desse ponto na malha.

Figura 27. Localização da TMiP dos ossos cortical e trabecular acima de 167 MPa. A) Vista vestibular do grupo 4R (M) região do implante 1; B) Vista superior do grupo 2R2A (M) região do implante 1.



Na figura 24, as maiores tensões para os grupos 4R2C e 2R2A2C foram localizadas na face méso-cervical do implante C1, com valores de -56,45 MPa e -55,38 MPa, respectivamente. Já na figura 25, as maiores tensões se encontraram na face cervical do implante C1 para os grupos 4R2C (-47,33 MPa) e 2R2A2C (-53,77 MPa), como descrito na tabela 6.

5. Discussão

5. DISCUSSÃO

O presente estudo consiste na comparação de quatro possíveis alternativas de planejamento para a reabilitação oral de mandíbulas edêntulas através de próteses implantossuportadas. Barras metálicas foram fixadas sobre 4 implantes dentários, com e sem inclinação, e sobre 6 implantes dentários, com e sem inclinação, e com a presença de implantes curtos na região posterior do rebordo alveolar. Através do método dos elementos finitos (MEF), foi possível avaliar o comportamento biomecânico desses possíveis tratamentos reabilitadores e para isso, pranchas comparativas foram confeccionadas afim de comparar por análise visual gráfica de cores, quantitativa e qualitativamente, as tensões geradas nas barras, implantes, pilares, parafusos e ossos adjacentes.

As tensões analisadas exibiram comportamentos diferentes para cada grupo estudado, dessa forma, a hipótese nula desse estudo, que compreende que a posição de inserção e/ou inclinação dos implantes dentários e a eliminação da presença de cantilever por meio da utilização de implantes curtos não influencia no comportamento biomecânico de próteses totais fixas implantossuportadas, foi rejeitada.

5.1 Análise Tridimensional por Elementos Finitos

O método dos elementos finitos permite estudar a distribuição de tensões ou deformações em corpos com geometria e/ou carregamentos complexos, através da representação computacional do problema em estudo por meio de um modelo teórico, sendo passível de reproduzir o real no virtual. Dessa forma, é um método de análise biomecânica eficiente para simular um cenário clínico real sem qualquer prejuízo para o modelo estudado, além de prever falhas a longo prazo. A análise tridimensional por elementos finitos foi o método eleito no presente estudo pois, além de ser considerado uma técnica rápida e de baixo custo, é extremamente útil para simular os aspectos biomecânicos de próteses dentárias em relação aos tecidos orais, situação difícil de se mensurar *in vivo* (MURAKAMI; WAKABAYASHI, 2014; GOMES et al., 2015).

Na área da reabilitação oral têm ocorrido aumento no número de estudos pelo MEF, em especial temas relacionados a implantodontia, tendo em vista a necessidade de tratamentos cada vez mais favoráveis biomecanicamente para garantir maior longevidade das reabilitações.

WU et al., 2020 realizou um estudo *in vitro* combinado com análise tridimensional por elementos finitos para avaliar o efeito do desenho do implante e posição de carregamento na biomecânica do implante e osso circundante em tratamentos pela técnica “all-on-four” e

concluiu que alterar o desenho dos implantes não interfere na biomecânica do tratamento, principalmente em termos de estresses e tensões no osso circundante (WU et al., 2020). Estudos por MEF relacionam o estresse ósseo circundante ao implante dentário às técnicas empregadas e presença de cantilever (RUBO; SOUZA, 2008; YU et al., 2022; TRIBST et al., 2022; OZAN; KURTULMUS-YILMAZ, 2018).

A simulação computacional pelo método dos elementos finitos pode auxiliar na criação de projetos de novos materiais relacionados a odontologia, em especial potenciais sistemas de implantes e componentes para se utilizar em uma reabilitação oral implantossuportada. Assim, inovações de materiais e técnicas mais seguras podem surgir para agregar no sucesso de tratamentos com implantes dentários.

Apesar dos diversos benefícios do MEF é importante ressaltar que não se pode inferir os resultados como absolutos, pois se trata de uma simulação computacional e, por conta disso, está sujeito a simplificações dos modelos no processo de modelagem, fornecendo resultados qualitativos e não quantitativos (LENCIONE, 2015).

5.2 Análise das Tensões

A longevidade dos implantes dentários depende da maneira pela qual as tensões mastigatórias são transferidas para o osso peri-implantar, sendo importante observar fatores como o tipo de carga, comprimento e diâmetro dos implantes, forma e características de superfície dos implantes, quantidade e qualidade do osso remanescente (GENG et al., 2001; AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOGLU, 2002; BORIE; ORSI; ARAUJO, 2015). O osso reage de maneira distinta dependendo da carga oclusal e do tipo de osso em questão (ISIDOR, 2006) e a sobrecarga em implantes dentários pode concentrar tensões no sistema osso-implante que excedam a capacidade fisiológica de suporte do osso cortical (AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOGLU, 2002).

As tensões exibidas na barra metálica, nos pilares e nos implantes são transmitidas ao osso peri-implantar, concentrando-se principalmente na região cortical, devido a existência de uma zona de fulcro do implante que se localiza na crista óssea (DUYCK et al., 2001; PITA et al., 2011).

Os implantes, componentes e barra são materiais metálicos compostos por Ti e CoCr, sendo considerados materiais dúcteis e dessa forma a análise desses materiais é realizada por meio da tensão equivalente de von Mises (VON MISES, 1913; AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOGLU, 2002; Misch et al., 2009). Já os ossos cortical e trabecular são considerados

materiais friáveis, sendo analisados por meio de tensões máximas e mínimas principais (VON MISES, 1913; BAGGIE et al., 2008; MISCH, 2009). A determinação dos valores de TMaP e TMiP é importante pois pode fornecer informações com relação aos potenciais sítios de fratura do implante e atrofia do osso (MISCH, 2015).

A simulação das cargas fisiológicas dos processos de mastigação e oclusão foram realizadas por meio de duas forças de carregamento com localização e cargas distintas. Na região de pré-molares, a aplicação de carga oclusal possuiu valor de 200 N (HORITA et al., 2017), enquanto que na região de molares possuiu 250 N (DE CARVALHO et al., 2018). As tensões registradas no presente estudo foram proporcionais às intensidades dessas cargas, sendo observado maiores níveis de tensão para os grupos submetidos às maiores cargas (250 N).

5.3 Grupos 4R e 2R2A

A reabilitação oral de maxilares edêntulos por meio de próteses totais fixas implantossuportadas requer atenção por parte do profissional que irá propor o plano de tratamento, devendo-se levar em conta a quantidade e qualidade óssea remanescente da região, saúde periodontal, condições sistêmicas e anseios do paciente. Apesar de não existir um consenso na literatura sobre a quantidade ideal de implantes a serem utilizados na reabilitação de arco total, alguns estudos avaliaram a possibilidade de tratamentos com 6 ou 4 implantes dentários para suportar uma prótese total fixa (BHERING et al 2016; ALMEIDA et al., 2015).

Optar pela utilização de 4 implantes para suportar uma prótese total mandibular fixa requer ainda que o profissional realize outra escolha: instalar todos os implantes dentários em posição axial (4R) ou seguir os princípios de instalação da técnica “all-on-four” (2R2A).

No presente estudo o grupo 4R exibiu cantilever com comprimento de 20 mm, enquanto que o grupo 2R2A exibiu 17 mm de comprimento. Independentemente do local de aplicação de carga oclusal, a região do implante mais próximo ao cantilever exibiu os maiores valores de tensão. Esses resultados vão de acordo com dados da literatura que indicam que a presença de um cantilever extenso promove aumento de tensão no implante mais próximo a essa região (HORITA et al., 2017; OZAN; KURTULMUS-YILMAZ, 2018).

Caso não seja possível evitar a presença de cantilever, alguns autores sugerem que sua extensão não ultrapasse o comprimento de 20 mm (WATSON et al., 1991; BIDEZ et al., 1993; ESKITASCIOGLU et al., 2004), já que maior extensão de cantilever resulta em maior tensão no implante mais próximo e pode culminar em perda óssea na região (CID et al., 2014; SILVA et al., 2010).

O modelo 2R2A, na qual foi utilizada a técnica “all-on-four”, exibiu menores valores de tensão de von Mises em relação ao modelo 4R, sugerindo que inclinar o implante distal favorece biomecanicamente o tratamento reabilitador. Esses resultados corroboram com dados da literatura que descrevem a redução do cantilever pela inclinação do implante mais posterior como forma de melhor distribuir as tensões no osso peri-implantar (TRIBST et al., 2022; YU et al., 2022; OZAN; KURTULMUS-YILMAZ, 2018), com redução dos níveis de tensão no pilar, parafuso e estrutura metálica (OZAN; KURTULMUS-YILMAZ, 2018).

No presente estudo, o grupo 2R2A apresentou melhor desempenho biomecânico em relação ao grupo 4R, sugerindo que ao optar por utilizar 4 implantes para reabilitar uma mandíbula atrófica, a escolha seria pela técnica “all-on-four”.

5.4 Grupos 4R2C e 2R2A2C

Implantes curtos têm demonstrado taxas de sobrevivência em rebordos alveolares atróficos, estabilidade e perda óssea similares a implantes de tamanhos padrões, desde que seguidos os critérios clínicos de indicação (PARDO-ZAMORRA et al., 2021). No presente estudo, a utilização de 6 implantes (4R2C e 2R2A2C) para reabilitar uma mandíbula edêntula com prótese total fixa apresentou resultados biomecânicos mais favoráveis em relação ao tratamento com 4 implantes (4R e 2R2A), o que justifica a instalação de implante curto na região posterior a fim de evitar a ocorrência de cantilever.

Após realizar a aplicação de cargas, foi possível observar nos grupos 4R e 2R2A que as tensões máximas principais do osso cortical e trabecular se concentraram na região óssea dos implantes adjacentes à aplicação de carga, enquanto que nos grupos com implantes curtos posteriores (4R2C e 2R2A2C) as tensões se distribuíram na região de carregamento e também no lado oposto.

O grupo 2R2A2C se distingue do 4R2C pela inclinação de dois implantes, e essa angulação, apesar de exibir maiores valores de tensão de von Mises para os componentes e implantes, permitiu uma diminuição de 112,36 MPa quando a carga foi aplicada na região PM, e 106,47 MPa quando a carga foi aplicada em M, em relação aos valores das tensões máximas principais do osso cortical e osso trabecular.

5.5 Grupos 2R2A e 2R2A2C

Os resultados do presente estudo estão de acordo com os achados de BHERING et al., 2016, que relata ao adicionar um implante de cada lado do arco, a técnica “all-on-four” passa a ser chamada de “all-on-six”, e dessa forma extingue a presença de cantilever e reduz o impacto e tensões no osso adjacente aos implantes, tornando a tensão melhor distribuída pela barra, pilares, implantes e ossos. A utilização de implante curto posterior no grupo 2R2A2C resultou em menores valores de tensão em relação ao grupo 2R2A, sendo que a tensão na barra do grupo com 6 implantes foi aproximadamente 2,5 vezes menor (média entre carga PM e M), 2,4 vezes menor para a tensão nos componentes e implantes, 2,8 vezes menor para TMaP nos ossos, e 3,3 vezes menor para TMiP nos ossos do que o grupo 2R2A.

No grupo 4R2C também foi possível observar menores valores de tensão, pela simples adição de implante curto posterior, em relação ao grupo 4R. Quando possível, a adição de implante curto na região posterior do rebordo mandibular reabsorvido parece promover uma melhor distribuição de tensões sobre o sistema barra, implantes, pilares e ossos e atuar de maneira mais favorável biomecanicamente.

Vale destacar a importância de se observar os fatores associados aos pacientes em relação a viabilidade dos tratamentos com implantes dentários, como por exemplo a quantidade e qualidade óssea da região, condições sistêmicas e aspectos financeiros. Os resultados do presente estudo sugerem que, quando possível, a utilização de 6 implantes, sem a presença de cantilever, é a melhor opção para reabilitar mandíbulas edêntulas com prótese total fixa sobre implantes, de forma que a biomecânica do tratamento favorece as distribuições de tensões sobre as estruturas relacionadas.

5.6 Limitações do Estudo e Perspectivas para Futuras Pesquisas

Todos os materiais utilizados no presente estudo foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, assumindo-se contato total entre a superfície óssea, implante e interface implante-pilar. Apesar dessa situação não ocorrer na cavidade oral, é comum em estudos por elementos finitos devido a dificuldade de estabelecer as propriedades dos tecidos vivos e o nível de osseointegração dos implantes dentários (ALMEIDA et al., 2015). Assim, o trabalho apresenta limitações inerentes aos resultados obtidos pela análise do método dos elementos finitos, que consiste em uma simulação computacional de uma situação clínica real, sendo importante corroborar os resultados do presente estudo com futuras pesquisas laboratoriais (in vitro) e pesquisas clínicas (in vivo), afim de possibilitar a escolha de um melhor tratamento para reabilitação de mandíbulas edêntulas.

Além disso, o trabalho se limitou ao estudo do osso mandibular, sendo necessário investigar a possibilidade de tratamentos no arco superior para maxilas edêntulas, de modo que seja possível estabelecer os critérios biomecânicos adequados para propor tratamentos com implantes dentários para os maxilares reabsorvidos.

As cargas aplicadas nos grupos deste estudo se dividiram em região de pré-molar e molar e foram aplicadas em pontos específicos diretamente na barra metálica. Apesar do objetivo específico do trabalho ser verificar o efeito da diminuição do cantilever e o efeito da utilização de implantes curtos para eliminar o cantilever, em uma condição clínica real, ocorrem tensões ao redor de todo o sistema, inclusive na região anterior e na prótese de resina acrílica. Sendo assim, outra limitação do trabalho foi a ausência de análises de forças mastigatórias anteriores e simulação dos dentes e prótese, algo que será importante avaliar em trabalhos futuros.

6. Conclusão

6. CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos neste estudo, por meio da análise tridimensional por elementos finitos, bem como suas limitações, é possível concluir que:

- O grupo com 4 implantes axiais apresentou maiores valores de tensão de von Mises na barra, implantes, pilares e parafusos em relação aos outros grupos estudados;
- A presença de cantilever (4R e 2R2A) aumenta os níveis de tensões de von Mises na barra na região do implante mais próximo ao cantilever;
- Utilizar implantes curtos na região atrófica posterior da mandíbula edêntula se demonstrou um método viável para extinguir a presença de cantilever e reduzir tensões ao redor da estrutura metálica, implantes e componentes;
- A técnica “all-on-six”, através da disposição de implantes como no grupo 2R2A2C, apresentou melhor distribuição de tensões ao redor dos ossos, sendo biomecanicamente mais favorável.

Referências Bibliográficas¹

¹ De acordo com a Associação de Normas Técnicas. ABNT NBR 6023: Informações e documentação: referências: elaboração. Rio de Janeiro, 2002.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AARTS, J. M.; CHOI, J. J. E.; METCALFE, S.; BENNANI, V. Influence of build angulation on the mechanical properties of a direct-metal laser-sintered cobalt-chromium used for removable partial denture frameworks. **J Prosthet Dent**. 2021 Aug;126 (2): 224-230. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.06.014. PMID: 32893016.

AKÇA, K.; CEHRELI, M. C.; IPLIKÇIOĞLU, H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. **Int J Prosthodont**. 2002 Mar-Apr;15(2):115-21. PMID: 11951799.

ALENCAR, S. M.; NOGUEIRA, L. B.; LEAL DE MOURA, W.; RUBO, J.H.; SAYMO DE OLIVEIRA SILVA, T.; MARTINS, G. A.; MOURA, C. D. FEA of Peri-Implant Stresses in Fixed Partial Denture Prosthesis with Cantilevers. **J Prosthodont**. 2017 Feb;26(2):150-155. doi: 10.1111/jopr.12384. PMID: 26588042.

ALMEIDA, E. O.; ROCHA, E. P.; JÚNIOR, A. C. F.; ANCHIETA, R. B.; POVEDA, R.; GUPTA, N.; COELHO, P. G. C. Tilted and Short Implants Supporting Fixed Prosthesis in an Atrophic Maxilla: A 3D-FEA Biomechanical Evaluation. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**. 2015, 17 (S1): e332–42. <https://doi.org/10.1111/cid.12129>.

AMINE, M.; GUELZIM, Y.; BENFAIDA, S.; BENNANI, A.; ANDOH, A. Short Implants (5–8 Mm) vs. Long Implants in Augmented Bone and Their Impact on Peri-Implant bone in maxilla and/or mandible: Systematic review. **J Stomatol Oral Maxillofac Surg**. 2019 Apr;120(2):133-142. doi: 10.1016/j.jormas.2018.11.007. PMID: 30472460.

ANUSAVICE, K. J. Phillip's Science of Dental Materials. 11^a Ed. Saunders; 2003. ISBN-10:0721693873.

ANITUA, E.; ORIVE, G. Short Implants in Maxillae and Mandibles: A Retrospective Study With 1 to 8 Years of Follow-Up. **Journal of Periodontology**. 2010, 81 (6): 819–26. <https://doi.org/10.1902/jop.2010.090637>.

ASSUNÇÃO, W. G.; BARÃO, V.A.R.; TABATA, L. F.; GOMES, E. A.; DELBEN, J. A.; SANTOS, P. H. Biomechanics Studies in Dentistry: Bioengineering Applied in Oral Implantology. **Journal of Craniofacial Surgery**. 2009, 20 (4): 1173–77. <https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e3181acdb81>.

BAGGI, L.; CAPPELLONI, L.; DI GIROLAMO, M.; MACERI, F.; VAIRO, G. The Influence of Implant Diameter and Length on Stress Distribution of Osseointegrated Implants Related to Crestal Bone Geometry: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. **Journal of Prosthetic Dentistry**. 2008, 100 (6): 422–31. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60259-0](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60259-0).

BALSHI, T.; WOLFINGER, G.; STEIN, B.; BALSHI, S. A Long-Term Retrospective Analysis of Survival Rates of Implants in the Mandible. The International **Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2015, 30 (6): 1348–54. <https://doi.org/10.11607/jomi.3910>.

BHERING, C. L. B.; MESQUITA, M. F.; KEMMOKU, D. T.; NORITOMI, P. Y.; CONSANI, R. L. X.; BARÃO, V.A.R. Comparison between All-on-Four and All-on-Six Treatment Concepts and Framework Material on Stress Distribution in Atrophic Maxilla: A Prototyping Guided 3D-FEA Study. **Materials Science and Engineering C**. 2016 Dec 1;69:715-25. doi: 10.1016/j.msec.2016.07.059. PMID: 27612765.

BIDEZ, M. W.; CHEN, Y.; MCLOUGHLIN, S. W.; ENGLISH, C. E. Finite Element Analysis of Four-Abutment Hader Bar Designs. **Implant Dentistry**. 1993, 2 (3): 171–76. <https://doi.org/10.1097/00008505-199309000-00005>.

BITARAF, T.; KESHTKAR, A.; ROKN, A. R.; MONZAVI, A.; GERAMY, A.; HASHEMI, K. Comparing short dental implant and standard dental implant in terms of marginal bone level changes: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. **Clin Implant Dent Relat Res**. 2019 Aug;21(4):796-812. doi: 10.1111/cid.12774. Epub 2019 May 1. PMID: 31044538.

BORIE, E.; ORSI, I. A.; ARAUJE, C. P. R. The Influence of the Connection, Length and Diameter of an Implant on Bone Biomechanics. **Acta Odontologica Scandinavica**. 2014, 73 (5): 321–29. <https://doi.org/10.3109/00016357.2014.961957>.

BRÅNEMARK, P. I.; BREINE, U.; ADELL, R.; HANSSON, B. O.; LINDSTRÖM, J.; OHLSSON, A. Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses: I. Experimental Studies. **Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery**. 1969, 3 (2): 81–100. <https://doi.org/10.3109/02844316909036699>.

BRÅNEMARK, P. I.; HANSSON, B. O.; ADELL, R.; BREINE, U.; LINDSTRÖM, J.; HALLÉN, O.; OHMAN, A. Osseointegrated Implants in the Treatment of the Edentulous Jaw. Experience from a 10-Year Period. **Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery. Supplementum**. 1977, 16: 1–132. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/356184/>.

BOYER, R.; WELSCH, G.; COLLINGS, E. W. Materials properties handbook: titanium alloys. USA: **ASM International**; 1994. ISBN: 978-0-87170-481-8.

CHRISTENSEN, K.; DOBLHAMMER, G.; RAU, R.; VAUPEL, J. W. Ageing populations: the challenges ahead. **Lancet**. 2009 Oct 3;374(9696):1196-208. doi: 10.1016/S0140-6736(09)61460-4. PMID: 19801098; PMCID: PMC2810516.

CID, R. M. O.; STANLEY, K.; CORDERO, E. B.; BENFATTI, C. A. M.; BIANCHINI, M. A. Influence of Cantilever Length and Type of Arch Antagonist on Bone Loss in Total Implant-Supported Prostheses. **Acta Odontologica Latinoamericana : AOL** 27. 2014, (3): 131–36. <https://doi.org/10.1590/S1852-48342014000300006>.

DAVIES, S. J. Occlusal Considerations in Implantology: Good Occlusal Practice in Implantology. **Dental Update**. 2010, Nov;37(9):610-2, 615-6, 619-20. doi: 10.12968/denu.2010.37.9.610. PMID: 21179931.

DE CARVALHO, E. B.; HERBST, P. E.; FARIA, A. C. L.; RIBEIRO, R. F.; COSTA, P. P.; TIOSSI, R. Strain transfer behavior of different planning options for mandibular single-molar replacement. **J Prosthet Dent**. 2018 Feb;119(2):250-256. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.03.017. PMID: 28545870.

DÖGAN, D. O.; POLAT, N.T.; POLAT, S.; SEKER, E.; GÜL, E. B. Evaluation of "all-on-four" concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. **Clin Implant Dent Relat Res**. 2014 Aug;16(4):501-10. doi: 10.1111/cid.12024. PMID: 23217013.

DUYCK, J.; RONOLD, H. J.; OOSTERWYCK, H. V.; NAERT, I.; SLOTEN, J. V.; ELLINGSEN, J. E. The Influence of Static and Dynamic Loading on Marginal Bone Reactions around Osseointegrated Implants: An Animal Experimental Study. **Clinical Oral Implants Research**. 2001, 12 (3): 207–18. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2001.012003207.x>.

- ESKITASCIOGLU, G.; USUMEZ, A.; SEVIMAY, M.; SOYKAN, E.; UNSAL, E. The Influence of Occlusal Loading Location on Stresses Transferred to Implant-Supported Protheses and Supporting Bone: A Three-Dimensional Finite Element Study. **Journal of Prosthetic Dentistry**. 2004, 91 (2): 144–50. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2003.10.018>.
- ESTEFANOUS, E. W.; OSSWALD, M.; OATES, T. W.; ELLINGSEN, J. E.; HUYNH-BA, G.; CHVARTSZAID, D. All-on-Four: Where Are We Now? **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2014 Mar-Apr;29(2):285-8. PMID: 24812672.
- FARINA, A. P.; SPAZZIN, A. O.; PANTOJA, J. M. C. N.; CONSANI, R. L. X.; MESQUITA, M. F. An in Vitro Comparison of Joint Stability of Implant-Supported Fixed Prosthetic Suprastructures Retained with Different Prosthetic Screws and Levels of Fit under Masticatory Simulation Conditions. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2012, 27 (4): 833–38. PMID: 22848885.
- FELDMAN, S.; BOITEL, N.; WENG, D.; KOHLES, S. S.; STACH, R. M. Five-Year Survival Distributions of Short-Length (10 Mm or Less) Machined-Surfaced and Osseotite® Implants. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**. 2004, 6 (1): 16–23. doi: 10.1111/j.1708-8208.2004.tb00023.x. PMID: 15595705.
- FRIBERG, B.; JEMT, T.; LEKHOLM, U. Early Failures in 4,641 Consecutively Placed Brånemark Dental Implants: A Study from Stage 1 Surgery to the Connection of Completed Protheses. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 1991, 6 (2): 142–46. PMID: 1809668.
- FISCHER, K.; STENBERG, T. Three-year data from a randomized, controlled study of early loading of single-stage dental implants supporting maxillary full-arch protheses. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2006 Mar-Apr;21(2):245-52. PMID: 16634495.
- GALLUCCI, G. O.; MORTON, D.; WEBER, H.P. Loading Protocols for Dental Implants in Edentulous Patients. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2009, 24 Suppl: 132–46. PMID: 19885441.
- GENG, J. P. A.; TAN, K. B. C.; LIU, G. R. Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry: A Review of the Literature. **Journal of Prosthetic Dentistry**. 2001 Jun;85(6):585-98. doi: 10.1067/mpr.2001.115251. PMID: 11404759.
- GOMES, E. A.; DIANA, H. H.; OLIVEIRA, J. S.; SILVA-SOUSA, Y. T. C.; FARIA, A. C. L.; RIBEIRO, R. F. Reliability of FEA on the Results of Mechanical Properties of Materials. **Brazilian Dental Journal**. 2015 Nov-Dec;26(6):667-70. doi: 10.1590/0103-6440201300639. PMID: 26963214.
- HAGI, D.; DEPORTER, D. A.; PILLIAR, R. M.; ARENOVICH, T. A Targeted Review of Study Outcomes With Short (≤ 7 Mm) Endosseous Dental Implants Placed in Partially Edentulous Patients. **Journal of Periodontology**. 2004 Jun;75(6):798-804. doi: 10.1902/jop.2004.75.6.798. PMID: 15295944.
- HASAN, I.; BOURAUUEL, C.; MUNDT, T.; HEINEMANN, F. Biomechanics and Load Resistance of Short Dental Implants: A Review of the Literature. **ISRN Dentistry**. 2013 May 8;2013:424592. doi: 10.1155/2013/424592. PMID: 23738085; PMCID: PMC3664491.
- HERBST, D., NEL, J. C.; DRIESSEN, C. H.; BECKER, P. J. Evaluation of Impression Accuracy for Osseointegrated Implant Supported Superstructures. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 2000 May;83(5):555-61. doi: 10.1016/s0022-3913(00)70014-x. PMID: 10793388.

HOLLWEG, H.; JACQUES, L. B.; MOURA, M. S.; BIANCO, V. C.; SOUZA, E. A. C.; RUBO, J. H. Deformation of Implant Abutments After Framework Connection Using Strain Gauges. **Journal of Oral Implantology**. 2012 Apr;38(2):125-32. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00068. PMID: 22568468.

HORITA, S.; SUGIURA, T.; YAMAMOTO, K.; MURAKAMI, K.; IMAI, Y.; KIRITA, T. Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the "All-on-Four" concept. **J Prosthodont Res**. 2017 Apr;61(2):123-132. doi: 10.1016/j.jpor.2016.08.002. PMID: 27615425.

ISIDOR, F. Influence of forces on peri-implant bone. **Clin Oral Implants Res**. 2006 Oct;17 Suppl 2:8-18. doi: 10.1111/j.1600-0501.2006.01360.x. PMID: 16968378.

JAIN, N.; GULATI, M.; GARG, M.; PATHAK, C. Short Implants: New Horizon in Implant Dentistry." **Journal of Clinical and Diagnostic Research**. 2016 Sep;10(9):ZE14-ZE17. doi: 10.7860/JCDR/2016/21838.8550. Epub 2016 Sep 1. PMID: 27790598; PMCID: PMC5072098.

JEMT, T.; LEKHOLM, U. Implant Treatment in Edentulous Maxillae: A 5-Year Follow-up Report on Patients with Different Degrees of Jaw Resorption. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 1995 May-Jun;10(3):303-11. PMID: 7615326.

JUNG, R. E.; PJETURSSON, B. E.; GLAUSER, R.; ZEMBIC, A.; ZWAHLEN, M.; LANG, N. P. A Systematic Review of the 5-Year Survival and Complication Rates of Implant-Supported Single Crowns. **Clinical Oral Implants Research**. 2008 Feb;19(2):119-30. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01453.x. Epub 2007 Dec 7. PMID: 18067597.

KATSOULIS, J.; TAKEICHI, T.; GAVIRIA, A. S.; PETER, L.; KATSOULIS, K. Misfit of Implant Prostheses and Its Impact on Clinical Outcomes. Definition, Assessment and a Systematic Review of the Literature. **European Journal of Oral Implantology**. 2017;10 Suppl 1:121-138. PMID: 28944373.

KHUDER, T.; YUNUS, N.; SULAIMAN, E.; DABBAGH, A. Finite element analysis and clinical complications in mandibular implant-overdentures opposing maxillary dentures. **J Mech Behav Biomed Mater**. 2017 Nov;75:97-104. doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.06.039. Epub 2017 Jul 4. PMID: 28709037.

KIM, K. S.; KIM, Y. L.; BAE, J. M.; CHO, H. W. Biomechanical Comparison of Axial and Tilted Implants for Mandibular Full-Arch Fixed Prostheses. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2011 Sep-Oct;26(5):976-84. PMID: 22010079.

KUMARI, A.; MALHOTRA, P.; PHOGAT, S.; YADAV, B.; YADAV J.; PHUKELA, S. S. A Finite Element Analysis to Study the Stress Distribution on Distal Implants in an All-on-Four Situation in Atrophic Maxilla as Affected by the Tilt of the Implants and Varying Cantilever Lengths. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**. 2020 Oct-Dec;20(4):409-416. doi: 10.4103/jips.jips_70_20. Epub 2020 Oct 8. PMID: 33487969; PMCID: PMC7814689.

LEINFELDER, K. F. An Evaluation of Casting Alloys Used for Restorative Procedures. **Journal of the American Dental Association**. 1997 Jan;128(1):37-45. doi: 10.14219/jada.archive.1997.0024. PMID: 9002400.

LENCIONI, K. A. Análise do comportamento biomecânico por meio de elementos finitos, de próteses parciais fixas, apoiadas sobre diferentes conexões entre dente-implante. **Tese de Doutorado**, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto. doi:10.11606/T.58.2017.tde-10082015-114859. Recuperado em 2022-05-26, de www.teses.usp.br.

LIZIO, G.; PELLEGRINO, G.; FELICE, P. Posterior jaws rehabilitation with < 7mm-short implants. A review. **J Stomatol Oral Maxillofac Surg.** 2022 Jun;123(3):e45-e56. doi: 10.1016/j.jormas.2021.09.010. Epub 2021 Sep 23. PMID: 34563727..

LUHR, H. G.; REIDICK, T.; MERTEN, H. A. Results of treatment of fractures of the atrophic edentulous mandible by compression plating: a retrospective evaluation of 84 consecutive cases. **J Oral Maxillofac Surg.** 1996 Mar;54(3):250-4; discussion 254-5. doi: 10.1016/s0278-2391(96)90733-8. PMID: 8600229.

LÜTJERING, G.; WILLIMS, J. C. Titanium – Engineering Materials and Processes, **Springer**, New York, 2003. eBook ISBN978-3-540-73036-1. Series E-ISSN2365-0761.

MALÓ, P.; NOBRE, M. A.; LOPES, A. The rehabilitation of completely edentulous maxillae with different degrees of resorption with four or more immediately loaded implants: a 5-year retrospective study and a new classification. **Eur J Oral Implantol.** 2011 Autumn;4(3):227-43. PMID: 22043467.

MALÓ, P.; NOBRE, M. A.; LOPES, A.; FERRO, A.; BOTTO, J. The All-on-4 Treatment Concept for the Rehabilitation of the Completely Edentulous Mandible: A Longitudinal Study with 10 to 18 Years of Follow-Up. **Clinical Implant Dentistry and Related Research.** 2019 Aug;21(4):565-577. doi: 10.1111/cid.12769. Epub 2019 Mar 28. PMID: 30924309.

MALÓ, P.; RANGERT, B.; NOBRE, M. All-on-Four' Immediate-Function Concept with Brånemark System® Implants for Completely Edentulous Mandibles: A Retrospective Clinical Study. **Clinical Implant Dentistry and Related Research** 2003;5 Suppl 1:2-9. doi: 10.1111/j.1708-8208.2003.tb00010.x. PMID: 12691645.

MENICUCCI, G.; MOSSOLOV, A.; MOZZATI, M.; LORENZETTI, M.; PRETI, G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. **Clinical Oral Implants Research.** 2002 Jun;13(3):334-41. doi: 10.1034/j.1600-0501.2002.130315.x. PMID: 12010166.

MISCH, C. E. Prótese sobre implantes. 2ª Ed. GEN **Guanabara Koogan**, 2015. ISBN-10:8535282556, ISBN-13:978-8535282559

MISCH, C. E. Implantes dentários contemporâneos. 3ª Ed. São Paulo: **Editora Santos**, 2009:317-28. ISBN: 9788535230888.

MIYATA, T.; KOBAYASHI, Y.; ARAKI, H.; OHTO, T.; SHIN, K. The Influence of Controlled Occlusal Overload on Peri-Implant Tissue. Part 3: A Histologic Study in Monkeys. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 2000 May-Jun;15(3):425-31. PMID: 10874809.

MONJE, A.; SUAREZ, F.; GALINDO-MORENO, P.; GARCIA-NOGALES, A.; FU, J. H.; WANG, H. L. A Systematic Review on Marginal Bone Loss around Short Dental Implants (<10 Mm) for Implant-Supported Fixed Prosthesis. **Clinical Oral Implants Research.** 2014 Oct;25(10):1119-24. doi: 10.1111/clr.12236. Epub 2013 Aug 13. PMID: 23937287.

MONTEIRO, D. R.; GOIATO, M. C.; FILHO, H. G.; PESQUEIRA, A. A. Passivity in Implant-Supported Prosthesis. **In Journal of Craniofacial Surgery**. 2010 Nov;21(6):2026-9. doi: 10.1097/SCS.0b013e3181f537fa. PMID: 21119494.

MURAKAMI, N.; WAKABAYASHI, N. Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: a review. **J Prosthodont Res**. 2014 Apr;58(2):92-101. doi: 10.1016/j.jpor.2014.03.001. PMID: 24709475.

OSWAL, M. M.; AMASI, U. N.; OSWAL, M. S.; BHAGAT, A. S. Influence of Three Different Implant Thread Designs on Stress Distribution: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. **Journal of Indian Prosthodontist Society**. 2016 Oct-Dec;16(4):359-365. doi: 10.4103/0972-4052.191283. PMID: 27746600; PMCID: PMC5062138.

OZAN, O.; KURTULMUS-YILMAZ, S. Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2018 Jan/Feb;33(1):64-71. doi: 10.11607/jomi.6201. PMID: 29340344.

PALACIOS, J. A. V.; GARCIA, J. J.; CARAMÊS, J. M. M.; QUIRYNEN, M.; DA SILVA MARQUES, D. N. Short implants versus bone grafting and standard-length implants placement: a systematic review. **Clin Oral Investig**. 2018 Jan;22(1):69-80. doi: 10.1007/s00784-017-2205-0. PMID: 28986692.

PANIZ, G.; STELLINI, E.; MENEGHELLO, R.; CERARDI, A.; GOBATTO, E. A.; BRESSAN, E. The Precision of Fit of Cast and Milled Full-Arch Implant-Supported Restorations." **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2013 May-Jun;28(3):687-93. doi: 10.11607/jomi.2990. PMID: 23748298.

PARDO-ZAMORA, G.; ORTIZ-RUIZ, A. J.; CAMACHO-ALONSO, F.; MARTINEZ-MARCO, J. F.; MOLINA—GONZALEZ, J. M., PIQUÉ-CLUSELLA, N, VICENTE-HERNANDEZ, A. Short Dental Implants (≤ 8.5 mm) versus Standard Dental Implants (≥ 10 mm): A One-Year Post-Loading Prospective Observational Study. **Int J Environ Res Public Health**. 2021 May 26;18(11):5683. doi: 10.3390/ijerph18115683. PMID: 34073250; PMCID: PMC8199359.

PIERRISNARD, L.; RENOUEARD, F.; RENAULT, P.; BARQUINS, M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. **Clin Implant Dent Relat Res**. 2003;5(4):254-62. doi: 10.1111/j.1708-8208.2003.tb00208.x. PMID: 15127996.

PITA, M. S.; ANCHIETA, R. B.; BARÃO, V. A.; GARCIA, I. R.; PEDRAZZI, V.; ASSUNÇÃO, W. G. Prosthetic platforms in implant dentistry. **J Craniofac Surg**. 2011 Nov;22(6):2327-31. doi: 10.1097/SCS.0b013e318232a706. PMID: 22134269.

RAMEH, S.; MENHALL, A.; YOUNES, R. Key factors influencing short implant success. **Oral Maxillofac Surg**. 2020 Sep;24(3):263-275. doi: 10.1007/s10006-020-00841-y. PMID: 32323043.

REDDY, J. N. "An Introduction to the Finite Element Method." Transactions of the AS ME. **McGraw-Hill Book Company**, New York, N.Y., 1989. Vol. 111. ISBN 0-07-015346-5.

RENOUEARD, F.; NISAND, D. Impact of Implant Length and Diameter on Survival Rates. **Clinical Oral Implants Research**. 2006 Oct;17 Suppl 2:35-51. doi: 10.1111/j.1600-0501.2006.01349.x. PMID: 16968380.

- ROSSI, F.; BOTTICELLI, D.; CESARETTI, G.; SANTIS, E.; STORELLI, S.; LANG, N. P. Use of Short Implants (6 Mm) in a Single-Tooth Replacement: A 5-Year Follow-up Prospective Randomized Controlled Multicenter Clinical Study.” **Clinical Oral Implants Research**. 2016 Apr;27(4):458-64. doi: 10.1111/clr.12564. PMID: 25692556.
- ROSSI, F.; LANG, N. P.; RICCI, E.; FERRAIOLI, L.; MARCHETTI, C.; BOTTICELLI, D. Early Loading of 6-Mm-Short Implants with a Moderately Rough Surface Supporting Single Crowns - a Prospective 5-Year Cohort Study. **Clinical Oral Implants Research**. 2015 Apr;26(4):471-477. doi: 10.1111/clr.12409. PMID: 24730709.
- RUBO, J. H.; SOUZA, E. A. C. Finite Element Analysis of Stress in Bone Adjacent to Dental Implants. **The Journal of Oral Implantology**. 2008;34(5):248-55. doi: 10.1563/1548-1336(2008)34[249:FEAOSI]2.0.CO;2. PMID: 19170290.
- SEVIMAY, M.; TURHAN, F.; KILIÇARSLAN, M. A.; ESKITASCIOGLU, G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. **J Prosthet Dent**. 2005 Mar;93(3):227-34. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.12.019. PMID: 15775923.
- SILVA, G. C.; MENDONÇA, J. A.; LOPES, L. R.; LANDRE, J. Stress Patterns on Implants in Prostheses Supported by Four or Six Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2010 Mar-Apr;25(2):239-46. PMID: 20369081.
- SOTO-PEÑALOZA, D.; ZARAGOZI-ALONSO, R.; PEÑARROCHA-DIAGO, M.; PEÑARROCHA-DIAGO, M. The All-on-Four Treatment Concept: Systematic Review.” **Journal of Clinical and Experimental Dentistry**. 2017 Mar 1;9(3):e474-e488. doi: 10.4317/jced.53613. PMID: 28298995; PMCID: PMC5347302.
- SOUZA BATISTA, V. E.; VERRI, F. R.; ALMEIDA, D. A. F.; JUNIOR, J. F. S.; LEMOS, C. A. A.; PELLIZZER, E. P. Finite Element Analysis of Implant-Supported Prosthesis with Pontic and Cantilever in the Posterior Maxilla.” **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**. 2017 May;20(6):663-670. doi: 10.1080/10255842.2017.1287905. Epub 2017 Feb 13. PMID: 28349769.
- SPAZZIN, A. O.; COSTA, A. R.; CORRER, A. B.; CONSANI, R. L. X.; SOBRINHO, L. C.; DOS SANTOS, M. B. Effect of Bar Cross-Section Geometry on Stress Distribution in Overdenture-Retaining System Simulating Horizontal Misfit and Bone Loss. **Journal of Biomechanics**. 2013 Aug 9;46(12):2039-44. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.05.025. PMID: 23791086.
- SPENCER, K. R. Implant Based Rehabilitation Options for the Atrophic Edentulous Jaw.” **Australian Dental Journal**. 2018 Mar;63 Suppl 1:S100-S107. doi: 10.1111/adj.12595. PMID: 29574819.
- SUEDAM, V.; NETO, R. T. M.; SOUSA, E. A. C.; RUBO, J. H. Effect of Cantilever Length and Alloy Framework on the Stress Distribution in Peri-Implant Area of Cantilevered Implant-Supported Fixed Partial Dentures. **Journal of Applied Oral Science**. 2016 Apr;24(2):114-20. doi: 10.1590/1678-775720150297. PMID: 27119758; PMCID: PMC4836917.
- TAYLOR, T. D. Fixed Implant Rehabilitation for the Edentulous Maxilla. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1991 Fall;6(3):329-37. PMID: 1813400.

TEIXEIRA, M. F.; RAMALHO, S. A.; SARTORI, I. A. M.; LEHMAN, R. B. Finite Element Analysis of 2 Immediate Loading Systems in Edentulous Mandible: Rigid and Semirigid Splinting of Implants. **Implant Dentistry**. 2010 Feb;19(1):39-49. doi: 10.1097/ID.0b013e3181cc7ffc. PMID: 20147815.

TELLEMAN, G.; RAGHOEBAR, G. M.; VISSINK, A.; HARTOG, L.; SLATER, J. J. R. H.; MEIJER, H. J. A. A Systematic Review of the Prognosis of Short (<10 Mm) Dental Implants Placed in the Partially Edentulous Patient. **Journal of Clinical Periodontology**. 2011 Jul;38(7):667-76. doi: 10.1111/j.1600-051X.2011.01736.x. PMID: 21564158.

TRIBST, J. P. M.; DE MORAIS, D. C.; MATOS, J. D. M.; LOPES, G.D.R.S.; DAL PIVA, A. M. O.; BORGES, A. L. S.; BOTTINO, M. A.; LANZOTTI, A.; MARTORELLI, M.; AUDIELLO, P. Influence of Framework Material and Posterior Implant Angulation in Full-Arch All-on-4 Implant-Supported Prosthesis Stress Concentration. **Dent J (Basel)**. 2022 Jan 14;10(1):12. doi: 10.3390/dj10010012. PMID: 35049610; PMCID: PMC8774799.

VON MISES, R. Mechanik der festen K örper im plastisch deformablen Zustand. G öttin. Nachr. **Math. Phys.** 1913. vol 1, p.582-592.

WATANABE, F.; UNO, I.; HATA, Y.; NEUENDORFF, G.; KIRSCH, A. Analysis of Stress Distribution in a Screw-Retained Implant Prosthesis. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2000 Mar-Apr;15(2):209-18. PMID: 10795453.

WATSON, R. M.; DAVIS, D. M.; FORMAN, G. H.; COWARD, T. Considerations in Design and Fabrication of Maxillary Implant-Supported Protheses. **International Journal of Prosthodontics**. 1991 May-Jun;4(3):232-9. PMID: 1810314.

WENG, D.; NAGATA, M. J. H.; BELL, M.; BOSCO, A. F.; MELO, L. G. N.; RITCHER, E. J. Influence of Microgap Location and Configuration on the Periimplant Bone Morphology in Submerged Implants. An Experimental Study in Dogs. **Clinical Oral Implants Research**. 2008 Nov;19(11):1141-7. doi: 10.1111/j.1600-0501.2008.01564.x. PMID: 18983317.

Workshop: biocompatibility of metals in dentistry. National Institute of Dental Research. **J Am Dent Assoc**. 1984 Sep;109(3):469-71. doi: 10.14219/jada.archive.1984.0430. PMID: 6148367.

WU, A. Y.J.; HSU, J. T.; FUH, L. J.; HUANG, H. L. Biomechanical effect of implant design on four implants supporting mandibular full-arch fixed dentures: In vitro test and finite element analysis. **J Formos Med Assoc**. 2020 Oct;119(10):1514-1523. doi: 10.1016/j.jfma.2019.12.001. Erratum in: J Formos Med Assoc. 2021 Jan;120(1 Pt 2):567. PMID: 31883628.

YU, W.; LI, X.; MA, X.; XU, X. Biomechanical analysis of inclined and cantilever design with different implant framework materials in mandibular complete-arch implant restorations. **J Prosthet Dent**. 2022 Mar 16:S0022-3913(22)00143-3. doi: 10.1016/j.prosdent.2022.02.018. PMID: 35305832.