



**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO**



ANA CAROLINA CABRAL ROQUE

Versão corrigida

**Análise biomecânica de próteses fixas implantossuportadas em mandíbulas
com variação do número dos implantes e da presença do cantilever.
Estudo pelo método de elementos finitos**

Ribeirão Preto

2019

ANA CAROLINA CABRAL ROQUE

Versão corrigida

**Análise biomecânica de próteses fixas implantossuportadas em mandíbulas
com variação do número dos implantes e da presença do cantilever.
Estudo pelo método de elementos finitos**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, para
obtenção do título de Doutora no Programa de Pós-
Graduação em Odontologia.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida

Ribeirão Preto

2019

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO DO TEOR TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADO A FONTE.

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do *Campus* USP- Ribeirão Preto

Roque, Ana Carolina Cabral

Análise biomecânica de próteses fixas implantossuportadas em mandíbulas com variação do número dos implantes e da presença do cantilever. Estudo pelo método de elementos finitos. Ribeirão Preto, 2019.

107p.: il.; 30cm

“Versão corrigida da Dissertação/Tese. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa”.

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Almeida, Rossana Pereira de

1. Implantes Dentários, 2. Análise De Elementos Finitos,
3. Prótese Dentária Fixada Por Implantes, 4. Cantilever

FOLHA DE APROVAÇÃO

Roque, A.C.C. **Análise biomecânica de próteses fixas implantossuportadas em mandíbulas com variação do número dos implantes e da presença do cantilever. Estudo pelo método de elementos finitos.**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutora no Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____/____/____

BANCA EXAMINADORA

1) Prof.(a). Dr.(a): _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof.(a). Dr.(a): _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof.(a). Dr.(a): _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIAS

Dedico esse trabalho...

... À Deus, que está sempre está a frente todas minhas escolhas, sonhos e decisões, que sempre me ampara frente a dificuldades, e mesmo em momentos de tristeza me traz calma para que eu tenha forças para trilhar meu caminho.

*... aos meus pais **Márcia Cabral Roque**, e **Lázaro Martímiano Roque** são meu alicerce frente a todas as dificuldades que aparecem na minha vida. Meu mais sincero obrigada, o maior presente que vocês poderiam me dar, eu já ganhei, que é a sede por conhecimento, pelo saber e pela educação. Vocês são a razão de todas as minhas escolhas sempre.*

*--- aos meus irmãos **Gabriela Cabral Roque** e **Guilherme Cabral Roque**, e ao meu cunhado **Felipe Cavasso** que nossa família permaneça unida, que sejamos sempre nós por nós em cada dia de nossas vidas.*

*... ao meu noivo **Ricardo Furlan de Oliveira**, obrigada pelo amor, carinho e parceria de sempre. Obrigada por sempre estar ao meu lado, e me apoiar em minhas decisões.*

AGRADECIMENTOS

Agradecimentos especiais...

*... a minha orientadora **Rossana Pereira de Almeida**, que foi minha orientadora da graduação, mestrado e agora do doutorado. Não tenho palavras para agradecer cada voto de confiança que a senhora teve e tem em mim, agradeço por apoiar minhas decisões acadêmicas e profissionais, sempre me orientando e ensinando com muita atenção. Nenhum agradecimento será suficiente para expressar meu sentimento de gratidão.*

*... a **Ana Paula Macedo**, responsável técnica pelo Lab. De Metrologia, que me auxiliou durante todo o período de execução do meu trabalho, sempre com muita paciência, respeito e dedicação. Tenho muito respeito e admiração pelo seu trabalho, pelo seu conhecimento e a forma como você compartilha ambos. Meu mais sincero agradecimento.*

Agradecimentos...

... à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, que me trouxe felicidade desde 2009, quando fui aprovada no vestibular, depois segui o mestrado, e a especialização. E agora em 2019, encerro um ciclo de 10 anos, nessa minha segunda casa. Fica um misto de profundo agradecimento e de despedida.

...ao curso de Pós-graduação em Odontologia (Reabilitação Oral), em nome do Prof. Dr. Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro atual coordenador do curso, agradeço toda dedicação ao curso, aos alunos, e por todo esforço em prol do melhor andamento das pesquisas.

... aos demais professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, que direta ou indiretamente contribuíram para minha formação.

... a todos meus colegas de pós-graduação, cada um de vocês tem uma parcela de importância nesse trabalho, agradeço o aprendizado e a companhia que obtive com cada um de vocês.

... a todos funcionários da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, em especial aos funcionários do Departamento de Materiais Dentários e Prótese.

... a CAPES pela bolsa de estudos a mim concedida durante o meu curso de doutorado.

... ao CTI (Centro de Tecnologia e Informação Renato Archer), por permitir minha entrada e execução do início do meu trabalho de doutorado.

ΕΠÍΓΡΑΦΕ

*“Faça o melhor que puder até saber mais. Então, quando
souber mais, faça ainda melhor.”*

(Maya Angelou)

RESUMO

ROQUE, A.C.C. Análise biomecânica de próteses fixas implantossuportadas em mandíbulas com variação do número dos implantes e da presença do cantilever. Estudo pelo método de elementos finitos. Ribeirão Preto, 2019. 107p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RESUMO

A atrofia alveolar nas regiões posteriores em maxilares totalmente edêntulos pode complicar a reabilitação da área, além disso, existe uma preocupação do cirurgião-dentista em diminuir ao máximo a extensão do cantilever das próteses instaladas. Dessa forma, este trabalho justifica-se pela necessidade de estudos nessa área controversa e tem como objetivo a análise do comportamento biomecânico de próteses totais fixas implantossuportadas em mandíbula atrofica, variando-se o número e a inclinação dos implantes. Foram avaliados 4 grupos: 4R (quatro implantes colocados axialmente na região interforaminal, – 3,75 X 11 mm); 2R2A (seguiu a técnica “all on four” com dois implantes colocados axialmente e dois implantes angulados em 30° na região interforaminal, ambos – 3,75 X 13 mm); 4R2WS (quatro implantes axiais – 3,75 X 11 mm, e dois implantes curtos WS na região posterior – 4,0 X 10 mm); 2R2A2WS (2 implantes axiais e 2 angulados em 30°, – 3,75 X 11 e 3,75 X 13 mm, respectivamente, e dois implantes curtos WS na região posterior – 4,0 X 10 mm). Essa análise foi realizada pelo método dos elementos finitos (MEF), com as modelagens realizadas por meio do programa Rhinoceros 3D, com utilização de infraestruturas no formato I-beam para próteses totais fixas retidas por quatro ou seis implantes. As infraestruturas foram simuladas em liga de cobalto-cromo (CoCr). Foram simulados implantes cone Morse e *abutments* em forma de mini pilares. A transmissão de tensões aos implantes e tecido ósseo foi avaliada pelo método de elementos finitos. Foram realizadas duas aplicações de carga oclusal sendo uma de 250 N na região correspondente aos molares, e de 200 N para pré-molares. Os resultados mostraram que os grupos 4R e 2R2A apresentaram maiores níveis de tensão no implante mais próximo ao cantilever, essa concentração de tensão se encontrou principalmente no pilar. Os grupos com seis implantes, 4R2WS e 2R2A2WS apresentaram níveis mais baixos de tensão, que foi melhor distribuída pelo modelo todo. Conclui-se que o grupo 4R obteve os maiores valores de tensões, tanto para tensões máximas e mínimas principais, quanto para equivalente de von Mises. A presença de *cantilever* (4R e 2R2A) aumenta os níveis de tensão de von Mises nos pilares mais próximos ao *cantilever*. A utilização de implantes curtos é uma alternativa válida para evitar a presença de *cantilever*, já que os grupos (2R2A2WS E 4R2WS) apresentaram melhor distribuição de tensão tanto para máximas e mínimas principais, quanto para equivalente de von Mises.

Palavras-chave: Implantes Dentários. Análise De Elementos Finitos. Prótese Dentária Fixada Por Implantes. Cantilever.

ABSTRACT

ROQUE, A.C.C. Biomechanical analysis of fixed prostheses implanted in mandibles with variation of the number of implants and the presence of the cantilever. Study by finite element method. Ribeirão Preto, 2019. 107p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

ABSTRACT

The alveolar atrophy in the posterior regions in fully edentulous jaws may complicate the rehabilitation of the area. In addition, there is a concern of the dental surgeon to minimize the cantilever extension of the installed prostheses. This research is justified by the need for studies in this controversial area and has as objective the analysis of the biomechanical behavior of fixed total implants supported on the atrophic mandible, varying the number and inclination of the implants. Four groups were evaluated: 4R (four implants placed axially in the interforaminal region, - 3.75 X 11 mm); 2R2A (followed the "all on four" technique with two implants placed axially, 3.75 x 11 mm, and two implants angled at 30° in the interphalangeal region, both - 3.75 x 13 mm); 4R2WS (four axial implants - 3.75 X 11 mm, and two short WS implants in the posterior region - 4,0 X 10 mm); 2R2A2WS (2 axial implants, 3,75 X 11 mm, and 2 angled at 30° - 3,75 X 13 mm, and two short WS implants at the posterior region - 4,0 X 10 mm). This analysis was performed using the finite element method (FEM), using the 3D Rhinoceros software, using I-beam format infrastructures for fixed total dentures retained by four or six implants. The infrastructures were simulated in cobalt-chromium alloy (CoCr). Morse cone implants and abutments in the form of mini abutments were simulated. Transmission of tensions to implants and bone tissue was evaluated by the finite element method. Two applications of occlusal load were performed, one of 250 N in the region corresponding to the molars, and 200 N in the premolars. The results showed that the 4R and 2R2A groups had higher stress levels in the implant closer to the cantilever, this concentration of tension was mainly found in the abutment. The groups with six implants, 4R2WS and 2R2A2WS presented lower levels of tension, which was better distributed throughout the model. It was concluded that the 4R group obtained the highest values of tensions, for both maxima and minima, and von Mises equivalent. The presence of cantilever (4R and 2R2A) increases the stress levels of von Mises on the abutments closest to the cantilever. The use of short implants is a valid alternative to avoid the presence of cantilever, since the groups (2R2A2WS and 4R2WS) presented better tension distribution for both maxima and minimums, as well as for von Mises equivalent.

Keywords: Dental Implants. Finite Element Analysis. Dental Prosthesis Implant-Supported.Cantilever.

SUMÁRIO

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO E SÍNTESE BIBLIOGRÁFICA	35
2 PROPOSIÇÃO.....	47
2.1 Objetivos específicos	47
3 MATERIAL E MÉTODOS	51
3.1 Delineamento Experimental	51
3.2 Geometria das Estruturas	53
3.2.1 Osso Mandibular: Osso Cortical e Trabecular	53
3.2.2 Implantes, componentes e barra metálica	54
3.3 Propriedades dos materiais.....	60
3.4 Geração da malha.....	60
3.5 Limites e condições de contorno	62
3.5.1 Aplicação de carregamentos	62
3.5.2 Contorno	63
3.5.3 Fixação do modelo	64
3.6 Simulações, obtenção de imagens e padronização de escalas.....	64
4 RESULTADOS	67
4.1 Análise das imagens da Barra.....	70
4.2 Análise das imagens dos Implantes, Pilares e Parafusos.....	74
4.3 Análise do Osso Cortical e Trabecular – TmaP.....	77
4.4 Análise do Osso Cortical e Trabecular– TmiP	81
5 DISCUSSÃO.....	85
5.1 Análise tridimensional por elementos finitos	85
5.2 Análises das tensões	86
5.3 Grupos 4R e 2R2A.....	87
5.4 Grupos 4R2WS e 2R2A2WS.....	88
5.5 Grupos 2R2A e 2R2A2WS.....	89
5.6 Limitações do estudo e perspectivas para futuras pesquisas	90
6 CONCLUSÕES.....	95
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	99

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO E SÍNTESE BIBLIOGRÁFICA

A popularização das próteses fixas implantossuportadas é resultado da descoberta do princípio da osseointegração, sendo este fato marcante na Odontologia, e as próteses sobre implantes são frequentemente utilizadas para restaurar pacientes parcial ou totalmente edêntulos (Misch *et al.*, 2006). O prognóstico favorável, e o sucesso de um tratamento odontológico com implantes, estão relacionados com as características biomecânicas, e com os aspectos físicos do ambiente da cavidade bucal (Akça *et al.*, 2002). Alguns autores salientam que a carência de conhecimento do profissional sobre conceitos de biomecânica está relacionada à falha de tratamentos com implantes (Akça *et al.*, 2002; Borie *et al.*, 2015).

As altas taxas de sucesso e um baixo índice de complicações demonstram a previsibilidade do tratamento com implantes, independentemente da carga, o desafio atual não é mais provar somente a funcionalidade, mas sim desenvolver protocolos com técnicas mais simples e econômicas (Soto-Penalosa *et al.*, 2017). Branemark, o precursor da osseointegração, a definia como uma deposição óssea diretamente ao redor da superfície do implante, que permite a transmissão de cargas diretamente ao osso de suporte. (Brånemark, 1983). O protocolo cirúrgico-protético proposto por Brånemark advogava a colocação de 4 implantes nas mandíbulas reabsorvidas e colocação de 6 implantes nas mandíbulas com mínima a moderada reabsorção, os implantes eram posicionados entre os forames mentuais com a vantagem da alta densidade óssea cortical (Branemark *et al.*, 1977).

Após a perda dentária é comum que os alvéolos residuais sofram perda óssea, resultando em uma atrofia óssea, e esse resultado tende a ser mais severo em pacientes que estão em um quadro desdentado por um longo período de tempo. O volume ósseo em áreas posteriores, tanto na maxila quanto mandíbula, é muitas vezes insuficiente para a colocação de implantes seguindo as necessidades adequadas (Hasan *et al.*, 2013). A atrofia alveolar nas regiões posteriores em maxilares totalmente edêntulos complica a reabilitação da área (Almeida *et al.*, 2013; Estafanous *et al.*, 2014), pois a colocação de implantes está sujeita a limitações anatômicas nas regiões posteriores da maxila ou da mandíbula pela localização do seio maxilar ou do nervo alveolar, respectivamente (Atieh *et al.*, 2012). Além das limitações anatômicas, o processo de perda óssea progressiva na mandíbula, que vai acontecendo ao longo do tempo desde as perdas dentárias, pode

levar a uma superficialização do nervo alveolar, essa situação pode piorar a adaptação do paciente à reabilitação com próteses totais, já que essa proximidade maior do nervo alveolar leva a maior sensibilidade e dor (Malo *et al.*, 2003). Várias estratégias foram propostas para contornar as limitações ósseas disponíveis para a colocação de implantes em áreas posteriores da mandíbula ou maxila atroficas incluindo enxertos ósseos, regeneração óssea guiada, distensão osteogênica, elevação do seio maxilar, transposição do nervo mandibular e uso de implantes zigomáticos. Entretanto, com exceção da elevação de seio maxilar, as demais técnicas necessitam de maior tempo de acompanhamento para se fechar seu prognóstico (Esposito *et al.* 2009; Grant *et al.*, 2009; Amine *et al.*, 2018). Limitações anatômicas em pacientes desdentados, devido à reabsorção óssea do rebordo alveolar, podem trazer complicações e problemas para a reabilitação com implantes dentários (Alencar *et al.*, 2017). Em meio a essa problemática, o procedimento *all-on-four* foi proposto como uma alternativa aos procedimentos de aumento ósseo cirúrgico, já descrito anteriormente

O conceito conhecido como *all-on-four* foi descrito por Maló *et al.* (2003), em que quatro implantes são colocados na região anterior do arco edêntulo. Esse procedimento foi desenvolvido visando uma maximização do uso de osso remanescente disponível em mandíbulas atroficas, como meio de evitar complicações inerentes a esses procedimentos. Os dois implantes mais anteriores são colocados axialmente e os posteriores são colocados distalmente, em posição angulada, para se maximizar o comprimento do implante, minimizar o comprimento do cantilever, e evitar estruturas anatômicas importantes. Dessa maneira, é possível a aplicação de prótese com até 12 elementos, elevando dessa maneira a eficiência mastigatória (Maló *et al.*, 2003).

Soto-Peñaloza *et al.* (2017) em uma revisão sistemática sobre próteses planejadas sob o conceito de *all-on-four*, apesar da dificuldade em reunir artigos com todas as informações necessárias para o estudo, concluíram que a técnica é sim uma alternativa aceitável para pacientes com mandíbula atrofica, que não podem ou não querem passar por tratamento a fim de restabelecer ou melhorar o nível ósseo do remanescente. Em alguns casos foram relatadas complicações biológicas, como por exemplo, a peri-implantite, foram apresentados em poucos pacientes após um seguimento médio de dois anos.

Maló *et al.* (2019) avaliaram a taxa de sucesso a longo prazo do conceito “*all-on-4*”, na reabilitação de mandíbula edêntula, num período de 10 até 18 anos de

acompanhamento. Nesse estudo foram avaliados 245 pacientes, com até 10 anos após a instalação da prótese, e 471 pacientes com mais de 10 e menos de 18 anos de acompanhamento após a instalação da prótese. A taxa de sobrevida dos implantes para o grupo com até 10 anos de acompanhamento foi de 94,8%, e já para o grupo de mais de 10 anos foi de 93,6%. Os autores concluíram que a reabilitação completa de mandíbula edêntula é uma opção viável de tratamento válida em longo prazo, entretanto ressaltaram a importância de se observar hábitos tabagistas, complicações biológicas, perda óssea marginal ao implante ($> 3\text{mm}$), e presença de alguma condição sistêmica que pode impactar direta ou indiretamente o sucesso das reabilitações implantossuportadas.

O *cantilever* é mencionado na literatura como uma alternativa válida para pacientes que não podem, devido à atrofia óssea ou não querem passar por cirurgias para tornar viável a colocação de implantes em uma região mais posterior da maxila ou mandíbula. Dessa forma, os *cantilevers* são associados a um menor tempo de tratamento, menor custo e ao fato de não demandarem de cirurgias reconstrutivas complexas (Cid *et al.*, 2014). Em contrapartida, o comprimento do *cantilever* tem um impacto significativo na quantidade de perda óssea marginal na região ao redor dos implantes (Gallucci *et al.*, 2009; Kim *et al.*, 2012; Cid *et al.*, 2014).

Benzing *et al.* (1995) demonstraram que o aumento da extensão do *cantilever* irá causar um aumento na concentração de tensão ao redor do implante mais próximo deste. Em seu estudo, propôs que os implantes fossem colocados de maneira mais espaçada no arco, diminuindo o *cantilever* presente em técnicas que indicam a utilização de implantes somente na região anterior do arco. Dessa forma, a conclusão foi que a distribuição de tensões ósseas é mais favorável com um arranjo de implantes mais espaçados, que a utilização do arranjo com implantes mais concentrados anteriormente e mantendo uma extensão maior do *cantilever*.

Cid *et al.* (2014), realizam um estudo que selecionou quarenta e dois implantes, que possuíam próteses totais suportadas, com e sem *cantilever*. Foram feitas análises radiográficas, e acompanhamento por cinco anos, sendo divididos em grupos G1 $\leq 15\text{ mm}$, G2 $> 15\text{ mm}$ e G3 sem *cantilever*. Os grupos G1 e G2, não apresentaram diferença estatisticamente significante, entre si, porém tiveram uma perda óssea observada quando comparados ao G3.

A fim de avaliar a tensão gerada na região peri-implantar de próteses parciais fixas apoiadas por implantes, bem como os possíveis potenciais efeitos dessa condição, os autores Suedam *et al.* (2016) avaliaram barras de CoCr e PdAg, contendo dois implantes (\varnothing 3,75 mm), e com a variação no ponto de aplicação de carga em 5 mm, 10 mm e 15 mm de *cantilever*. Foi utilizada uma aplicação de carregamento de 300N. Os autores concluíram que a liga de CoCr apresentou maiores valores de compressão, em relação a outra liga estudada, PdAg, quando comparadas nas mesmas distâncias do local de aplicação de carregamento. Observaram também que o ponto de aplicação da carga influencia a deformação na região peri-implantar, aumentando de acordo com o aumento do braço de alavanca.

Horita *et al.* (2017) em seu estudo avaliaram o comportamento biomecânico de quatro implantes colocados de acordo com a técnica *all-on-four*. Por meio do método de elementos finitos, foi aplicada uma carga vertical de 200N no *cantilever* e também na região dos pilares dos implantes distais, a fim de simular a ausência de um *cantilever*. Os autores concluíram que próteses fixas mandibulares com arco fixo, com ausência de *cantilever* transmitem menos tensão para o osso quando comparados ao grupo que utilizava *cantilever*.

A colocação de implantes angulados parece solucionar o problema da extensão do *cantilever*, pois reduz o seu comprimento melhorando a extensão ântero-posterior e consequentemente a estabilidade da prótese (Bevilacqua, *et al.*, 2008; Butura *et al.*, 2011), com vantagens biomecânicas e diminuição da concentração de tensão, uma vez que este tende a se concentrar na cortical óssea mais próxima à aplicação da carga (Rubo *et al.*, 2008). O *cantilever* distal com comprimento excessivo pode levar à fratura dos parafusos, dos dentes de resina acrílica ou até da estrutura metálica (Gallucci *et al.*, 2009; Kim *et al.*, 2012). Assim, independentemente do número de implantes utilizados, para diminuir o braço de alavanca, o comprimento do *cantilever* na mandíbula não deve exceder 20 mm, pois nessa extensão a força compressiva no implante mais distal é duplicada (Watson *et al.*, 1991; Bidez *et al.*, 1993; Eskitosciole *et al.*, 2004). Alguns autores relacionam o comprimento do *cantilever* a uma maior tensão resultante no pilar mais próximo, esse fator ocorre devido ao *cantilever* funcionar como um braço de alavanca (Duyck *et al.*, 2000).

A ausência dentária favorece, e acelera o processo de reabsorção óssea, dessa maneira, diminuindo o espaço disponível para o implante e uma distância

segura do nervo alveolar, no arco mandibular, limitando o uso de implantes mais longos (Amine *et al.*, 2018). A indicação de implantes dentários é limitada também pela quantidade óssea remanescente, visto que, é um fator importante para uma estabilidade adequada (Esposito *et al.*, 2009; Amine *et al.*, 2018; Maló *et al.*, 2019).

Como forma de contornar as limitações do tratamento com implantes em pacientes com o rebordo ósseo reabsorvido, Esposito *et al.* (2009), enumeraram técnicas que antecedem a cirurgia com implantes, e aumentam a chance de sucesso do tratamento reabilitador, tais quais como: enxertos ósseos autógenos, enxertos homogêneos, enxertos alógenos, enxertos sintéticos e proteínas promotoras ósseas (BMPs) e plasma rico em plaquetas (PRP), além dessas técnicas citadas, existem outros procedimentos citados na literatura como: levantamento de seio maxilar, regeneração óssea guiada e distração osteogênica. Apesar das inúmeras possibilidades que aumentam a chance do sucesso da cirurgia com implantes, os pacientes tendem, em grande maioria, a recusar essas técnicas cirúrgicas citadas, devido aos riscos envolvidos, aumento de tempo cirúrgico (já que serão duas ou mais cirurgias), tempo de cicatrização prolongado, maior custo, dor e aumento do tempo do tratamento (Amine *et al.*, 2018).

A limitação da quantidade óssea remanescente é um fator importante a ser levado em consideração no planejamento da cirurgia com implantes em mandíbulas mais atroficas. Se o profissional negligenciar a etapa do planejamento, e a escolha do tamanho do implante, eventualmente optando por um implante com comprimento maior que o de osso remanescente disponível, poderá lesionar o nervo mentoniano, uma das principais complicações na implantodontia (Hasan *et al.*, 2013; Jain *et al.*, 2016).

O volume ósseo posterior, com a ocorrência da perda óssea, pode ser insuficiente no processo de instalação de implantes, dessa forma, implantes curtos têm sido propostos como alternativa para tratamentos protéticos de osso alveolar atrofico, podendo promover vantagens cirúrgicas incluindo reduzida morbidade, tempo de tratamento e custo (Annibali *et al.*, 2012). Como soluções alternativas alguns autores defenderam a inclinação do posicionamento dos implantes, como já citado anteriormente (Maló *et al.*, 2003), e utilização de implantes curtos (ten Bruggenkate *et al.* 1998).

Os implantes curtos ganharam notoriedade entre os clínicos devido a possibilidade de promover uma restauração de sucesso enquanto evita estruturas vitais

e morbidade das técnicas de enxertia, já que, como citado anteriormente, nem sempre o paciente concorda em realizar cirurgias prévias à instalação dos implantes (Monje *et al.*, 2013; Amine *et al.*, 2018). No estudo do autor Join (2016), ele elenca seis vantagens da utilização de implantes curtos: dispensa o uso de enxertos ósseos; técnica com menor custo, dor e tempo; menor risco de complicações pós-cirúrgicas; procedimento cirúrgico é simplificado; inserção do implante é facilitada e angulação para a carga é melhorada. Na literatura ainda não há consenso do que seria um implante curto: 5 – 8 mm (Amine *et al.*, 2018), 6mm (Rossi *et al.*, 2010), 7mm (Hagi *et al.*, 2004), 7 – 10 mm (Hasan *et al.*, 2013) 8mm (Renouard *et al.*, 2006) ou 10mm (Friberg *et al.*, 1991; Jemt e Lekholm, 1995; Feldman *et al.*, 2004; Monje *et al.*, 2013).

Na literatura há relatos de que o implante é considerado curto se ele tem comprimento igual ou menor que 10 mm. Anteriormente este comprimento era considerado inadequado, especialmente na maxila, devido às características do tecido ósseo, que requeria um mínimo de 13 mm a partir da crista alveolar. Mas, com o desenvolvimento de novos tratamentos superficiais e novos desenhos de implantes estas limitações foram superadas, o que pode ser visto como vantagem, pois se evita procedimentos técnico-cirúrgicos mais invasivos (Cantalejo *et al.*, 2011; Hasan *et al.*, 2013). Para Atieh *et al.* (2012) embora não haja um consenso do que seja um implante curto, os implantes de 10 mm ou menos são assim considerados. Em um estudo clínico comparando o uso de implantes com 6 mm e 10 mm de comprimento, Rossi *et al.*, 2016, concluíram que a perda óssea marginal em implantes de 6 mm foi maior quando comparada ao grupo de 10 mm. Em um outro estudo realizado, comparando exatamente ambos comprimentos de 6 e 10 mm, Storelli *et al.*, 2018, afirmaram não haver diferença estatisticamente significativa de perda óssea entre os grupos de implantes, entretanto relataram haver um maior deslocamento das próteses provisórias no grupo de 6 mm.

Não há um consenso na literatura quando o assunto é relacionando ao tamanho ideal do comprimento do implante a ser utilizado, há autores na literatura que defendem o uso de implantes longos, pois afirmam que um dos fatores relacionados à falha do implante é o comprimento, sendo que o risco de falha aumenta quando menor for o tamanho do implante (Sennerby *et al.*, 1998; Goodacre *et al.*, 1999).

O comprimento do implante foi previamente considerado como um fator que poderia influenciar significativamente o prognóstico da reabilitação, como dito

anteriormente, no entanto, estudos mais recentes sugerem que implantes curtos tem o mesmo nível de sucesso clínico dos implantes longos (Telleman *et al.*, 2011; Hasan *et al.*, 2013; Rossi *et al.*, 2016; Sierra-Sánchez *et al.*, 2016; Amine *et al.*, 2018) obtendo níveis de sucesso de até 95% (Anitua *et al.*, 2010). Biomecanicamente, observou-se que a tensão é quase que completamente distribuída no osso adjacente nas seis primeiras roscas do implante, independentemente do comprimento ou da sua geometria, sugerindo que longos ou curtos sob a mesma carga apresentam o mesmo comportamento biomecânico. O que exerce maior influência é o diâmetro do implante, pois implantes de maior diâmetro dissipam melhor as forças ao osso adjacente (Baggi *et al.*, 2008; Anitua *et al.*, 2010b)

Para Almeida *et al.* (2013) não é claro qual técnica apresenta resultados mais satisfatórios, se a utilização de implantes curtos na região posterior ou se a colocação dos implantes inclinados, e se o uso de implantes inclinados ou curtos resultaria em melhora substancial na biomecânica prótese-implante-superfície óssea. Os autores avaliaram a técnica de colocação de seis implantes com implantes curtos na região posterior comparada à técnica de colocação de 4 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 de *all-on-six* é vantajosa pelo simples fato de diminuir a extensão do *cantilever* posterior. O conceito *all-on-four* é uma modalidade de tratamento, mas, ainda, há escassez de estudos prospectivos de longa data devendo-se ter precaução no seu emprego, pois a incidência de complicações biológicas e técnicas e suas implicações a longo prazo ainda não foram determinadas (Estafanous *et al.*, 2014; Malo *et al.*, 2019).

Um estudo analisou padrões no estresse em próteses suportadas por quatro e seis implantes por meio do método de elementos finitos (MEF), compararam o desempenho biomecânico da técnica *all-on-four* com a técnica *all-on-six*. Nas duas técnicas, e todos grupos, bem como todas as simulações de carregamento de carga, os pontos de pico de tensão estavam sempre localizados no colo do implante inclinado distal. Foram encontrados valores de estresse de von Mises maiores no modelo *all-on-four*. Nos grupos que tiveram a presença de um *cantilever*, os valores máximos de tensão de von Mises aumentaram em cerca de 100% em ambos os modelos (Silva, *et al.*, 2010).

Bhering *et al.* (2016) analisaram duas alternativas de tratamento para a reabilitação da maxila atrófica moderada com implantes dentários (*all-on-four* e *all-on-six*), bem como o efeito do material de estrutura (CoCr, Zr e Ti) na distribuição de tensão do implante-suporte. O estudo foi realizado por meio do método de elementos finitos, em uma maxila com suporte ósseo suficiente para ambos tratamentos, com quatro ou seis implantes. De maneira geral, esse estudo concluiu que a técnica *all-on-six* mostrou resultados biomecânicos mais favoráveis e os materiais básicos (CoCr e Zr) tem desempenho biomecânico mais favorável, com menores níveis de estresse transmitido para ossos, implantes e parafusos.

As próteses retidas por parafusos têm uma história bem documentada de sucesso em sua aplicação em pacientes totalmente edêntulos (Albrektsson *et al.*, 1986; Branemark *et al.*, 1995). Nestas situações a precisão marginal é ainda mais crítica, quando múltiplos implantes estão envolvidos mais frequentemente as cargas oclusais estarão fora do eixo dos parafusos (Michalakis *et al.*, 2003). Como descrito na literatura a obtenção de uma estrutura passiva em restaurações de arco total completamente implantossuportadas, devido ao resultado de muitos procedimentos clínicos e laboratoriais é extremamente difícil de ser atingido e discrepâncias marginais estão sempre presentes independentemente do material ou da técnica empregada, (Paniz *et al.*, 2013). O fato de que uma adaptação absolutamente passiva não é atingida exerce influência na longevidade dos implantes, pois a partir do momento que uma prótese é rigidamente fixada aos implantes e estes ao osso pela osseointegração o sistema funciona como uma peça única e reage a forças externas até que se atinja o limite das partes mais frágeis (Monteiro *et al.*, 2010).

Drago e Howell (2012) definiram um guia para estruturas de próteses implantossuportadas em grandes reabilitações: estruturas devem ser fabricadas a partir de protocolos e materiais que permitam passividade e exata adaptação entre os componentes devem ser desenhadas para resistir a forças de compressão e tração associadas a hábitos funcionais e parafuncionais; o desenho das estruturas deve envolver uma série de procedimentos clínicos e laboratoriais que incorporam princípios de PPF e PPR, e extensão do cantilever depende do tipo de metal usado, número e localização dos implantes. Distorções nesta estrutura metálica podem ser consequência de procedimentos efetuados durante a manufatura da peça, tais como técnicas de inclusão e fundição. A adaptação passiva da estrutura é importante

porque tem influência direta na redução da tensão na estrutura, implante e osso peri-implantar. A falta de passividade leva a complicações como reações nos tecidos peri-implantares, falhas mecânicas na prótese, fratura de componentes e perda dos parafusos (Graser *et al.*, 1989). Além da passividade outros fatores que influenciam a estabilidade são: torque insuficiente, relaxamento do parafuso e diferenças na forma e material do parafuso. A perda do torque pode causar sérios problemas a outros componentes do sistema (Bergendal *et al.*, 1995), como fratura dos parafusos remanescentes, pilares ou implantes, sobrecargas e complicações biológicas (Hulkterstrom *et al.*, 1991). É consenso que a localização e a magnitude das forças oclusais afetam a qualidade e a quantidade da tensão transmitida aos componentes do sistema (Jemt *et al.*, 1995). 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.*, 2013; Katsoulis *et al.*, 2017).

A adaptação da prótese exerce influência sobre o parafuso, pois quando há certo grau de desadaptação parte da pré-carga é usada para aproximar as superfícies o que transmite tensão adicional ao parafuso, gerando sobrecargas a outros componentes da prótese. Como a desadaptação é uma realidade clínica e até os mais precisos procedimentos protéticos não a eliminam completamente certo grau de desadaptação vai fatalmente ocorrer (Farina *et al.*, 2013).

O tipo de liga influencia a deformação que ocorre na estrutura, pois de acordo com Suedam *et al.* (2008) a carga aplicada na estrutura implantossuportada produz deformação no sistema causando flexão e deformação, dependendo do módulo elástico dos vários materiais e componentes (Suedam *et al.*, 2016) Estudos demonstram que parte da distribuição da tensão sobre os pilares e parafusos depende do tipo de liga utilizada, assim ligas de alto módulo de elasticidade deveriam ser empregadas (Council on Dental Materials, 1984; Leinfelder, 1997; Akça *et al.*, 2002; Bhering *et al.*, 2016). Outro fator que influencia a distribuição da tensão é a forma da barra (Spazzin *et al.*, 2013) e estruturas em forma de “I” (I-beam) tem sido proposta para aumentar a resistência de certas partes da estrutura em cantilever maximizando a resistência a cargas oclusais e minimizando deformações permanentes sob estresse; a resistência e rigidez são conseguidas com pequeno aumento no pescoço, que deve ter pelo menos 3 mm (Taylor, 1991). Estas

estruturas necessitam de menor quantidade de liga (12 a 14% em peso) o que, entre outras vantagens, diminui seu custo (Drago, Howell, 2012).

O meio intra-oral é um sistema biomecânico complexo e desta forma, muitas das pesquisas de comportamento mecânico das próteses são realizadas “in vitro”. É difícil quantificar-se a magnitude e direção das forças oclusais, a mesma carga pode afetar os tecidos ósseos de forma diferente. Não é a carga por si só, mas seu efeito sobre o osso que é importante em implantodontia (Isidor *et al.*, 2006; Begg *et al.*, 2009; Borie *et al.*, 2015). A aplicação dos conhecimentos de engenharia tem auxiliado o entendimento de aspectos biomecânicos relacionados aos implantes osseointegrados (Assunção *et al.*, 2009, Borie *et al.*, 2015). O método de elementos finitos (MEF) é uma ferramenta de simulação computacional que é utilizada como forma de se realizar análises, possibilitando a obtenção de respostas para inúmeros questionamentos. O MEF é um método numérico de análise de tensões e deformações em estruturas de qualquer geometria dada. Essas geometrias são dadas na forma de elementos finitos (Oswal *et al.*, 2016). Dessa forma, a análise computacional vem a transformar um problema físico (o questionamento) em um modelo virtual que apresenta equações matemáticas para o software de elementos finitos. O modelo virtual gerado passará a conter diversas estruturas, que serão qualificadas, com as propriedades mecânicas inerentes a ele, essas estruturas fragmentadas, são os chamados nós, descritos anteriormente. Após a obtenção do modelo virtual é possível analisar o desempenho de materiais, técnicas, deslocamento e distribuição de tensão sob carga. (Gomes *et al.*, 2015). Ao se utilizar o MEF é possível saber qual é a probabilidade de falha em cada ciclo sem fazer qualquer teste mecânico, permitindo obtenção da probabilidade de falha sem fratura de qualquer implante (Souza Batista *et al.*, 2017), o que leva a ser considerado um método rápido e de baixo custo quando comparado a estudos laboratoriais ou *in vivo*, já que não requer um número grande de amostras, e também evita falhas relacionadas ao operador (Geng *et al.*, 2001; Gomes *et al.*, 2015).

Recentemente houve um aumento de estudos realizados por meio de elementos finitos dentro da área da reabilitação protética. Relacionando a eficácia do MEF, e bem como o questionamento clínico de como o profissional deve optar pelo melhor plano de tratamento em um paciente edêntulo, este trabalho justificou-se pela necessidade de estudos nessa área que ainda apresentam tantas dúvidas e questionamentos.

PROPOSIÇÃO

2 PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve como objetivo a análise do comportamento biomecânico de próteses totais fixas implantossuportadas variando o posicionamento dos implantes (retos ou inclinados) para diminuição do cantilever e a eliminação deste pela utilização de implantes curtos. Essa análise foi realizada pelo método dos elementos finitos (MEF).

2.1 Objetivos específicos

1. Verificar o efeito da diminuição do cantilever pela inclinação dos implantes;
2. Verificar o efeito da utilização de implantes curtos para eliminação do cantilever posterior.

Hipótese nula desse estudo é que a posição / inclinação dos implantes e a eliminação do cantilever pela utilização de implantes curtos não influencia o comportamento biomecânico de próteses totais fixas implantossuportadas.

MATERIAL E MÉTODOS

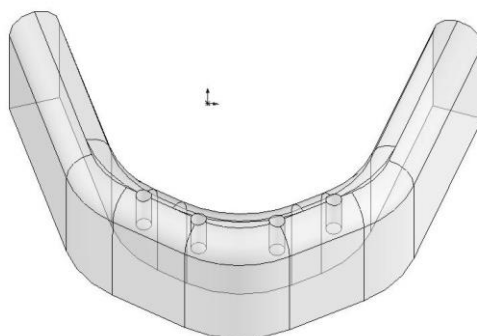
3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Delineamento Experimental

A reabilitação de uma mandíbula edêntula com prótese implantossuportada foi avaliada por meio de diferentes técnicas:

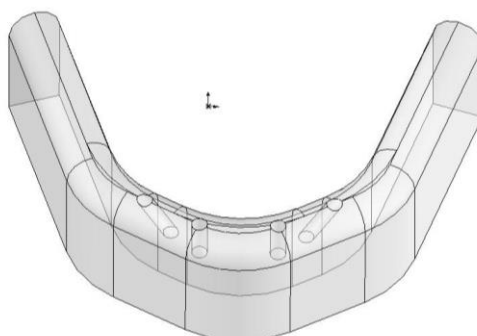
- a) Grupo 1 - 4 implantes colocados axialmente na região interforaminal (CM – 3,75 X 11,0 mm): 4 implantes retos, dessa forma, será adotada a nomenclatura de 4R, para o presente grupo, a fim de simplificar e facilitar a compreensão do texto. (figura 1).

Figura 1. Esquema representativo do grupo 1 - 4 implantes retos (4R).



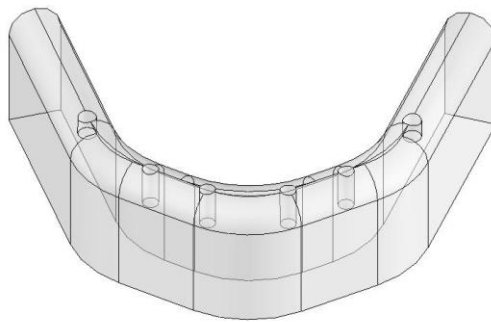
- b) Grupo 2 - 4 implantes colocados pela técnica *all-on-four*: 2 implantes colocados axialmente (CM, 3,75 x 11,0mm) e 2 colocados inclinados em 30° (CM, 3,75 x 13,0mm), distribuídos no espaço interforaminal: 2 implantes retos, e 2 implantes angulados, será adotada a nomenclatura de 2R2A, para o presente grupo, a fim de simplificar e facilitar a compreensão do texto (figura 2).

Figura 2. Esquema representativo do grupo 2 – “técnica *all-on-four*”- 2 implantes retos e 2 implantes angulados (2R2A).



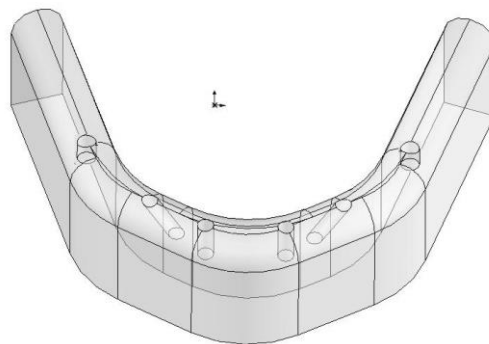
- c) Grupo 3 – 4 implantes colocados axialmente na região interforaminal (CM – 3,75 X 11,0 mm) e 2 implantes curtos na região de molares (WS – 4,0 x 5,0 mm): 4 implantes retos, e 2 implantes curtos WS, será adotada a nomenclatura de 4R2WS, para o presente grupo, a fim de simplificar e facilitar a compreensão do texto (figura 3).

Figura 3. Esquema representativo do grupo 3 – 4 implantes axiais (retos) e 2 implantes curtos na região posterior (4R2WS).



- d) Grupo 4 - 2 implantes colocados axialmente (CM – 3,75 X 11,0 mm), 2 colocados de forma inclinada em 30° (CM – 3,75 X 13 mm) na região interforaminal e 2 implantes curtos (WS – 4,0 x 5,0 mm) na região de molares: 2 implantes retos, 2 implantes angulados, e 2 implantes curtos, será adotada a nomenclatura de 2R2A2WS, para o presente grupo, a fim de simplificar e facilitar a compreensão do texto (figura 4).

Figura 4. Esquema representativo do grupo 4 – 2 implantes retos, 2 implantes angulados e 2 implantes curtos (2R2A2WS).



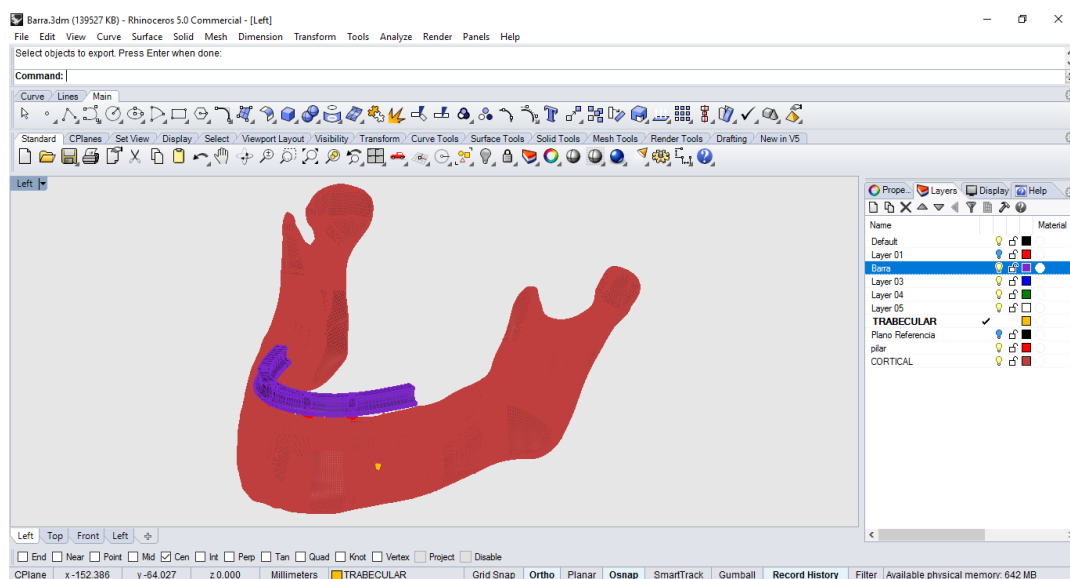
3.2 Geometria das Estruturas

3.2.1 Osso Mandibular: Osso Cortical e Trabecular

O modelo 3D (digital) da mandíbula utilizada neste trabalho foi obtido no banco de desenho do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI, Campinas, SP), sendo selecionada uma mandíbula com dimensões próximas das estimuladas dentro da metodologia desse trabalho. A mandíbula selecionada foi simplificada, dessa maneira, sendo utilizada apenas a região necessária para o estudo. Essa etapa é necessária a fim de não carregar o programa com informações desnecessárias, tornando o processo mais lento.

As modelagens foram realizadas por meio do programa Rhinoceros 3D (Robert McNeel & Associates, EULA, EUA) (Figura 5), 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 minuciosa, possibilitando uma observação da interação entre implante, mini-pilares, barra metálica, osso cortical e trabecular.

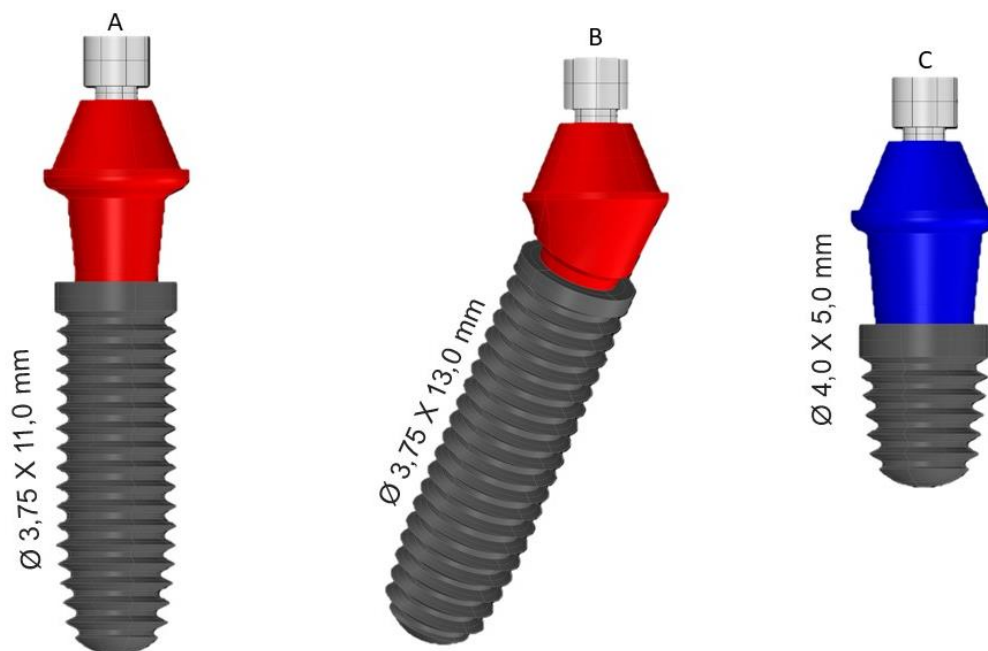
Figura 5. Mandíbula obtida no Programa Rhinoceros 3D, com a barra em posição.



3.2.2 Implantes, componentes e barra metálica

Foram utilizados implantes do tipo cone Morse, com diâmetro de 3,75 mm, variando-se os seus comprimentos, sendo que a confecção dos implantes e pilares, foi baseada nas dimensões de peças fabricadas e comercializadas pela empresa Neodent (Curitiba, PR, Brasil), e tiveram as seguintes configurações: Ø 3,75 X 11,0 mm (Titamax CM Cortical) para os implantes retos, Ø 3,75 X 13,0 mm (Titamax CM Cortical) para os implantes angulados, e o implante curto WS (Titamax WS Cortical) Ø 4,0 X 5,0 mm. 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. Modelos dos implantes, pilares e parafusos protéticos, A- Implante utilizado no sentido axial, com seu pilar e parafuso em posição; B- Implante utilizado angulado em 30° com seu pilar angulado e parafuso em posição; C- Implante WS com seu pilar e parafuso em posição.



Foram confeccionadas infraestruturas para próteses totais fixas retidas por quatro ou seis implantes, de conexão cone Morse (CM) e *abutments* do tipo mini pilares.

Em um grupo adotou-se a técnica *all-on-four* com dois implantes colocados axialmente e dois implantes inclinados (2R2A), enquanto o outro grupo de quatro implantes, teve a colocação dos quatro implantes axialmente (4R), já para os grupos com seis implantes, o terceiro grupo seguiu a técnica de colocação de 4 implantes retos na região interforaminal e dois implantes curtos na região posterior (região de molares) (4R2WS), e o quarto grupo, com dois implantes mais anteriores retos, dois implantes angulados, e dois implantes curtos na região posterior (região de molares) (2R2A2WS). As estruturas foram confeccionadas com as características de liga de cobalto-cromo (CoCr).

A infraestrutura da barra, em forma de I (I-beam), foi reproduzida em liga de cobalto-cromo. No grupo 4R o *cantilever* presente teve extensão de 20 mm, o grupo (2R2A), devido a angulação do implante, o *cantilever* teve extensão de 17mm. Já os grupos com a estrutura suportada sobre os 6 implantes, 4R2WS e 2R2A2WS, não apresentam extensão distal em *cantilever*, já que os implantes WS foram posicionados estrategicamente no final da barra de cada lado da mandíbula, a fim de eliminar a presença do *cantilever*.

Todos os modelos foram simplificados e discretizados, com alterações mínimas nas suas configurações. Finalizado o desenho 3D foi gerado um Arquivo STEP (STandard for the Exchange of Product model data) (Figura 7 a 10) para importação pelo programa de simulação por elementos finitos SimLab™ (Altair/HyperWorks) (Figura 11), para que as cargas fossem aplicadas, além da geração da malha, e dessa forma fossem realizadas as simulações por métodos dos elementos finitos.

Figura 7. Grupo 4R, A- Osso trabecular e cortical simplificados com a barra, componentes e implantes em posição; B- Barra, componentes e implantes em posição, com os ossos desligados para melhor visualização.

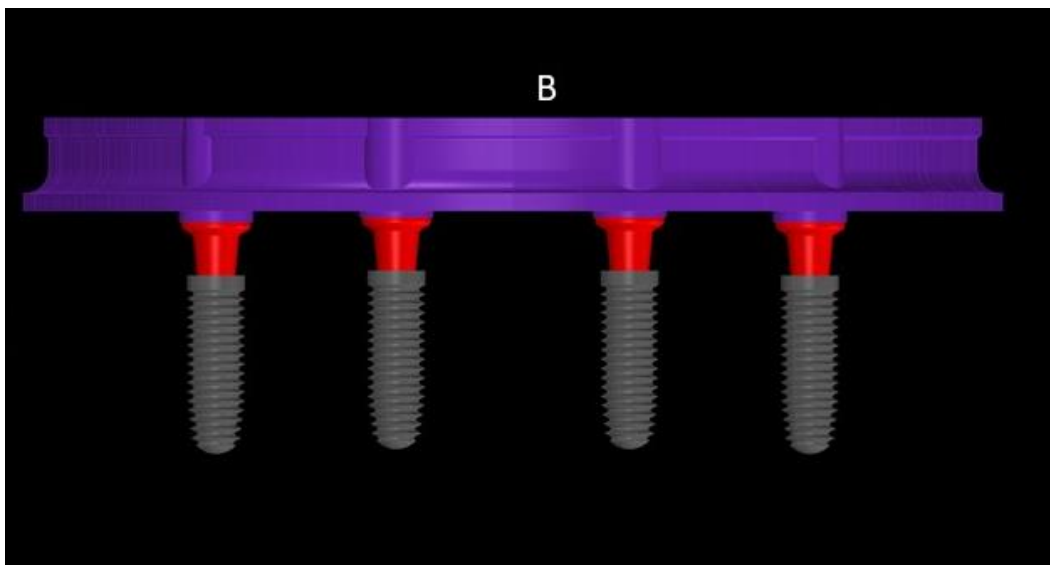
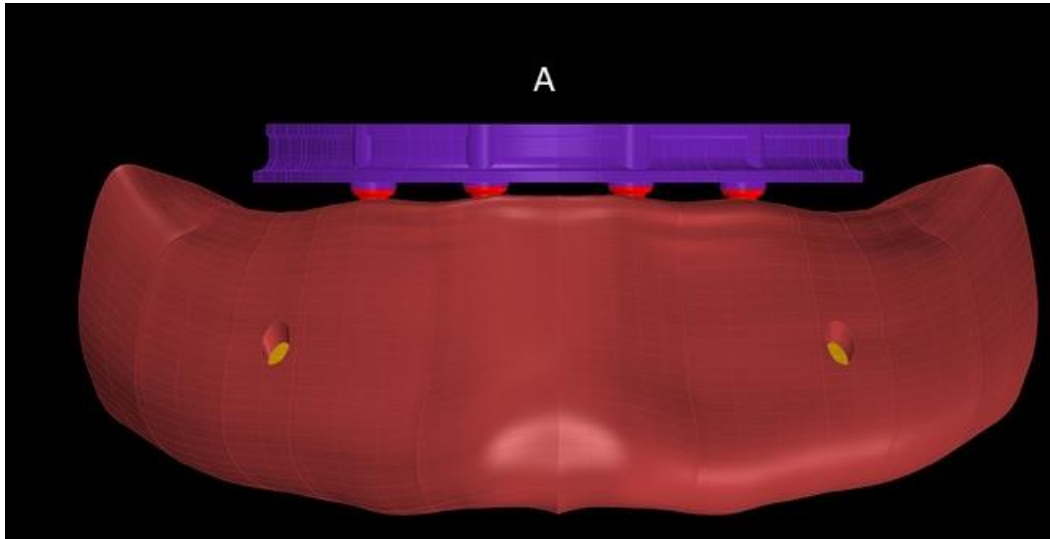


Figura 8. Grupo 2R2A, A- Osso trabecular e cortical simplificados com a barra, componentes e implantes em posição; B- Barra, componentes e implantes em posição, com os ossos desligados para melhor visualização

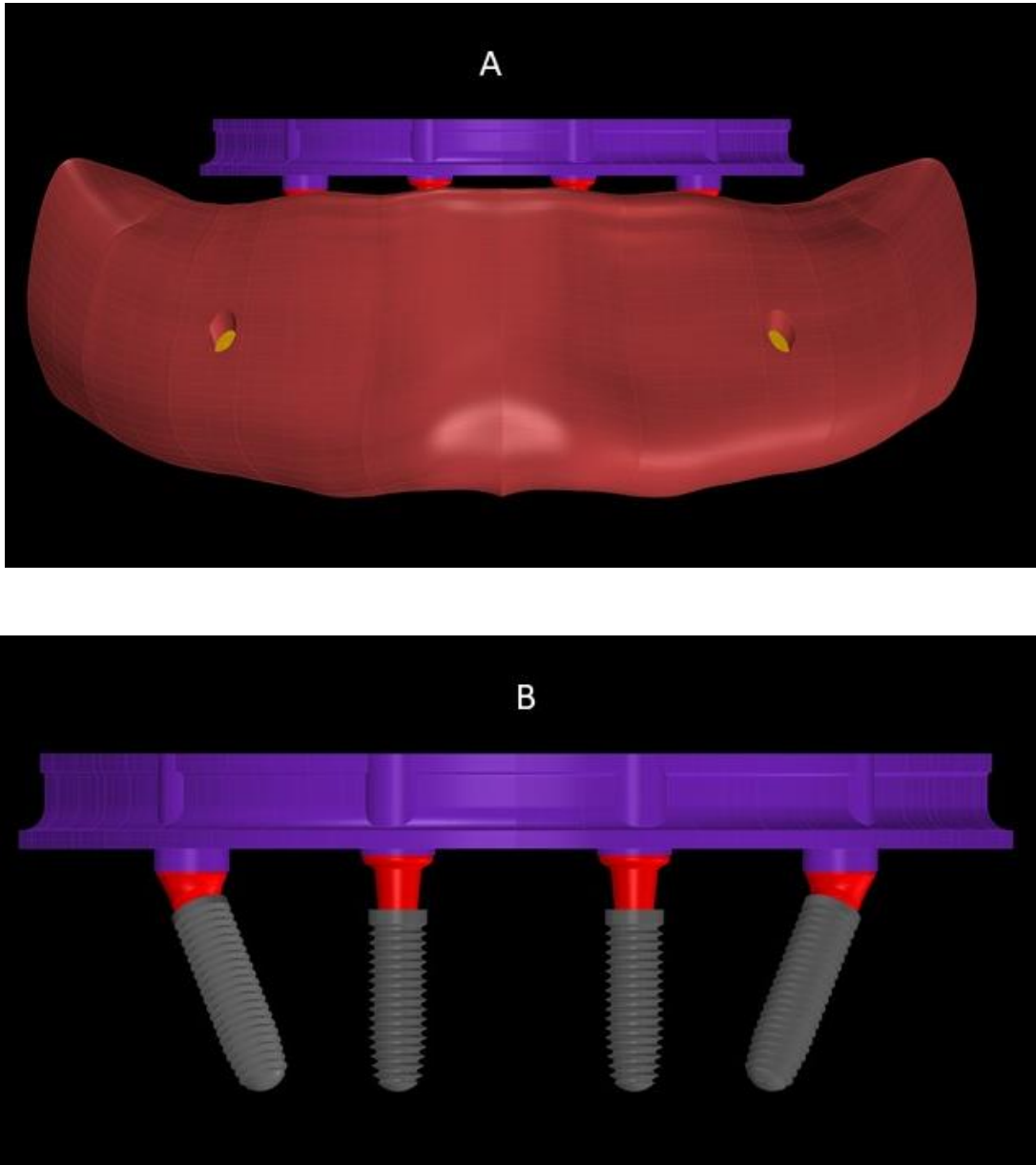


Figura 9. Grupo 4R2WS, A- Osso trabecular e cortical simplificados com a barra, componentes e implantes em posição; B- Barra, componentes e implantes em posição, com os ossos desligados para melhor visualização.

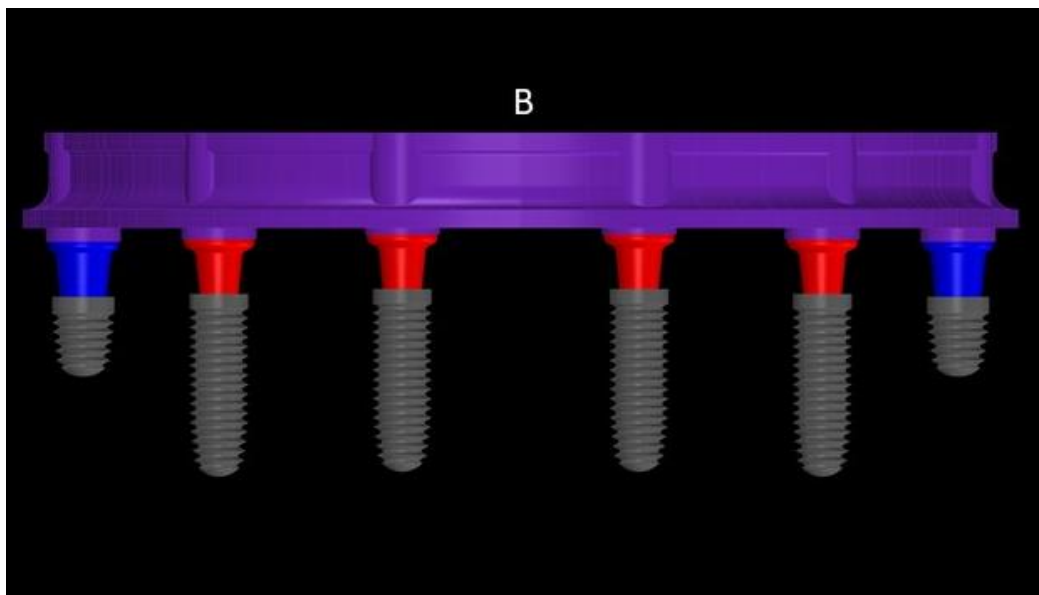
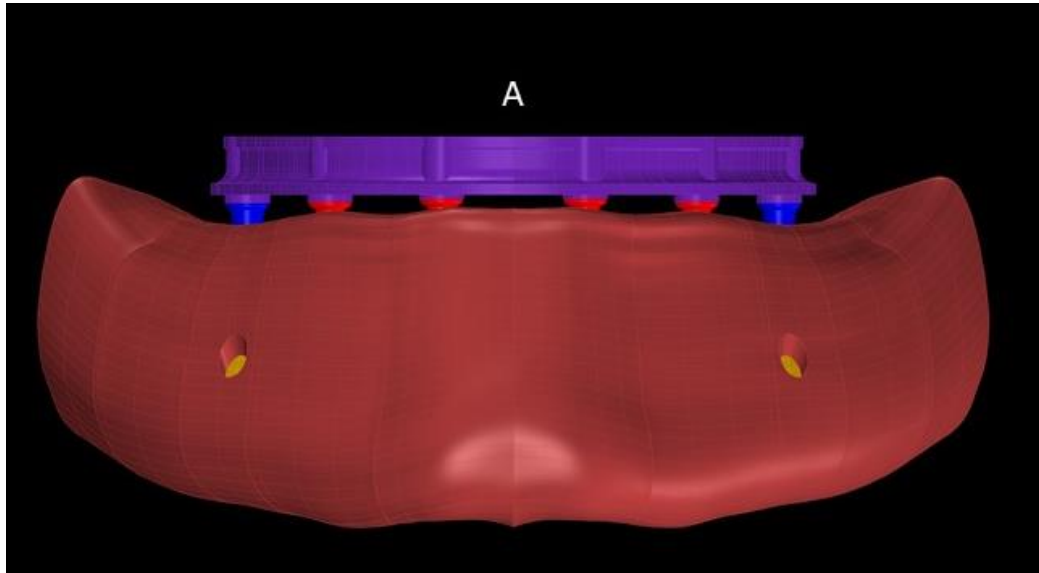
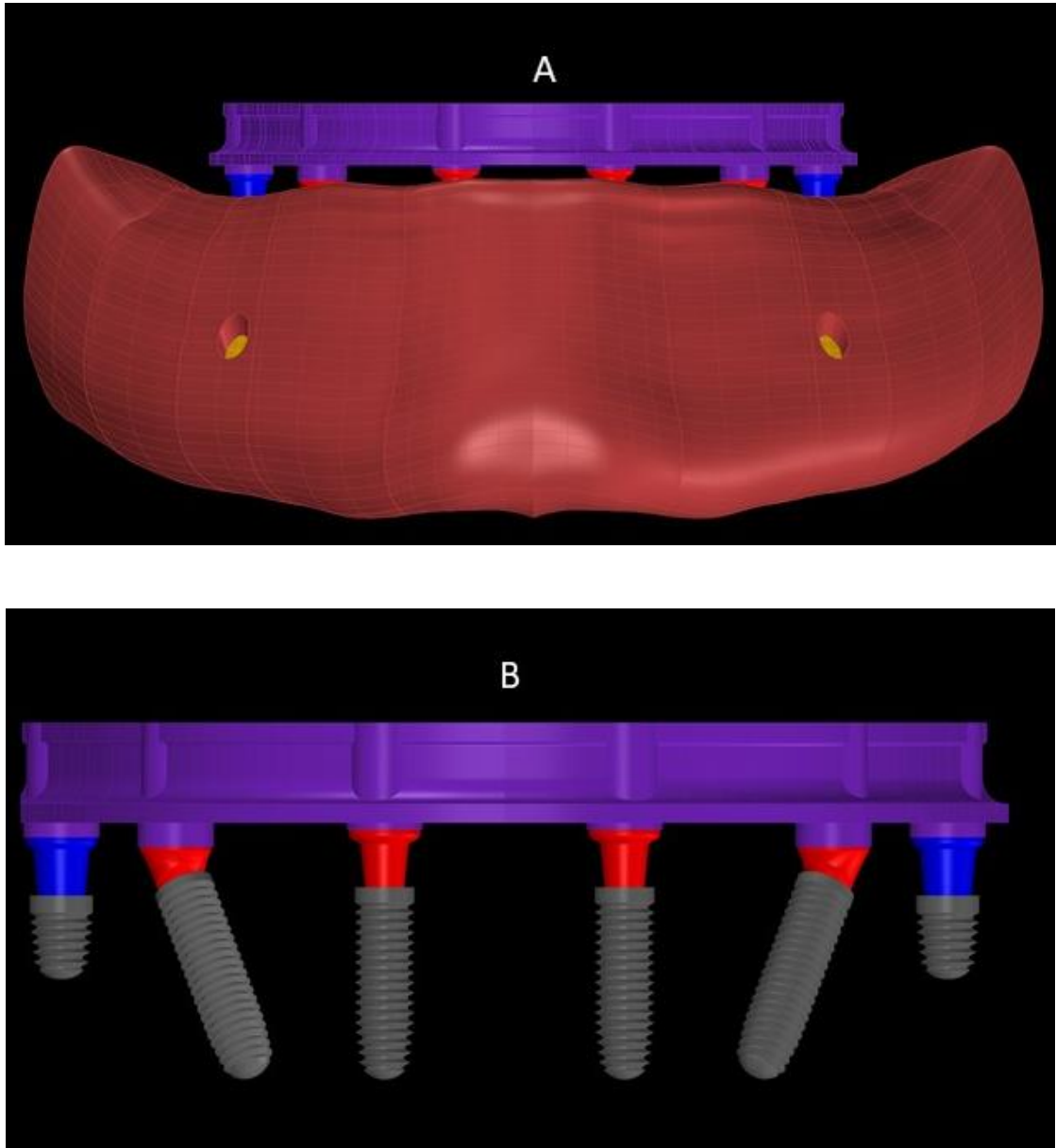


Figura 10. Grupo 2R2A2WS, A- Osso trabecular e cortical simplificados com a barra, componentes e implantes em posição; B- Barra, componentes e implantes em posição, com os ossos desligados para melhor visualização.



3.3 Propriedades dos materiais

Os materiais foram considerados homogêneos e isotrópicos e linearmente elásticos, sendo configurados em relação às propriedades mecânicas, módulos de elasticidade e coeficiente de Poisson, sendo os parâmetros dos materiais considerados apresentados na tabela 1.

Tabela 1 - Valores médios do módulo 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	105000	0,35

(Geng et al, 2001; Kayabasi et al., 2006; (Khuder *et al.*, 2017)

3.4 Geração da malha

Uma vez importados, e definidas as características das malhas de cada um dos modelos. Foi realizada, de fato, a malha em cada parte do modelo individualmente verificando o detalhe a ser reproduzido, para definição do tamanho do elemento a ser utilizado. Inicialmente foi realizada a malha de superfície (Figura 11A, 12 e 13) e posteriormente a malha volumétrica (Figura 11B e 13).

A malha do presente estudo foi gerada com elementos tetraédricos de 10 nós (Tabela 2), entretanto, em áreas de maior interesse, foi realizado um refinamento da malha, sendo que, essas áreas foram as áreas mais próximas dos implantes, como a região do osso periimplantar, e os componentes da prótese implantossuportada (Figura 11,12 e 13).

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

		4R	2R2A	4R2WS	2R2A2WS
Nós	Interno	1346272	1771816	2094365	1740708
	Superfície	664538	816956	970132	1050960
	Total	2010810	2588772	3064497	2791668
Elementos	Bar3	64847	78515	92235	96022
	Tri6	332262	408474	485060	525474
	Tet10	1254318	1629247	1927819	1690105

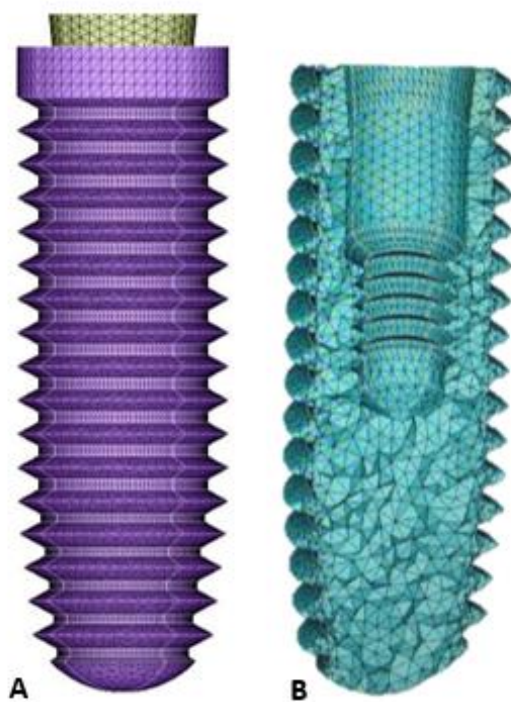
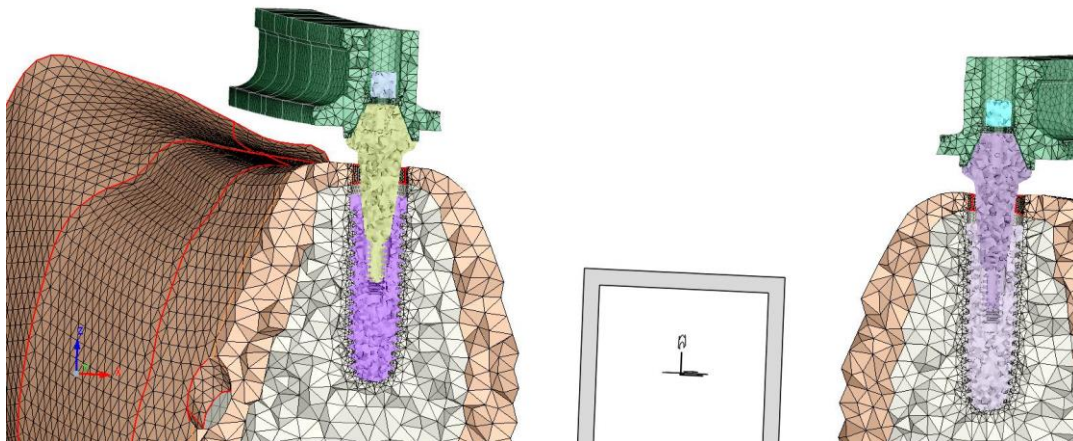
Figura 11. Malha do Implante CM – 3,75 X 11 mm, obtido por meio do programa de simulação por elementos finitos SimLAb™, A – Malha externa, B – Malha interna.

Figura 12. Exemplificando a malha externa da mandíbula, com a barra em posição, 2R2A, obtido por meio do programa de simulação por elementos finitos SimLab™.



Figura 13. Malha externa e interna de um corte feito na mandíbula, expondo os implantes retos, pilares, parafuso e a barra do 4R.



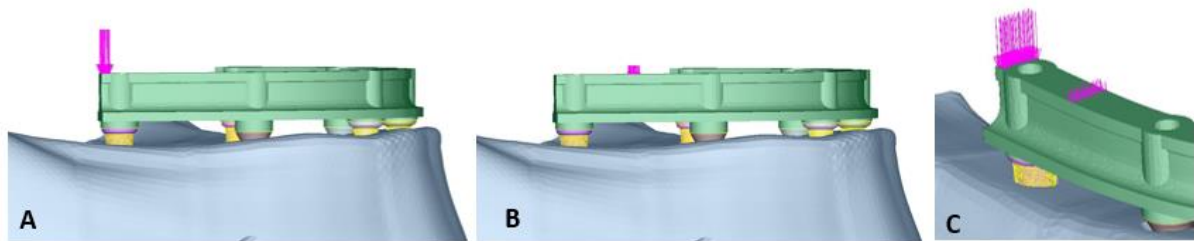
3.5 Limites e condições de contorno

3.5.1 Aplicação de carregamentos

A aplicação de carga oclusal foi de 250 N na região correspondente aos molares (Tiozzi *et al.*, 2017), e de 200 N para pré-molares (Horita *et al.*, 2017), sendo 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), dessa forma,

simulando o que seria considerado como intensidade média de cargas fisiológicas, por uma carga pontual, unilateral.

Figura 14. Locais de aplicação da carga, A - Aplicação de carga na região de molar, B - Aplicação de carga na região de pré-molar, C – Apenas para caráter ilustrativo, aplicações de cargas na região molar e pré-molar.



3.5.2 Contorno

Os contatos entre superfícies existentes no modelo que foram considerados justapostos, sem fricção nos contatos foram: osso trabecular/osso cortical, implante/osso, pilar/implante, pilar/parafuso. E, os contatos entre superfícies existentes no modelo que foram considerados havendo fricção nos contatos foram: parafuso/barra e pilar/barra (Figura 15).

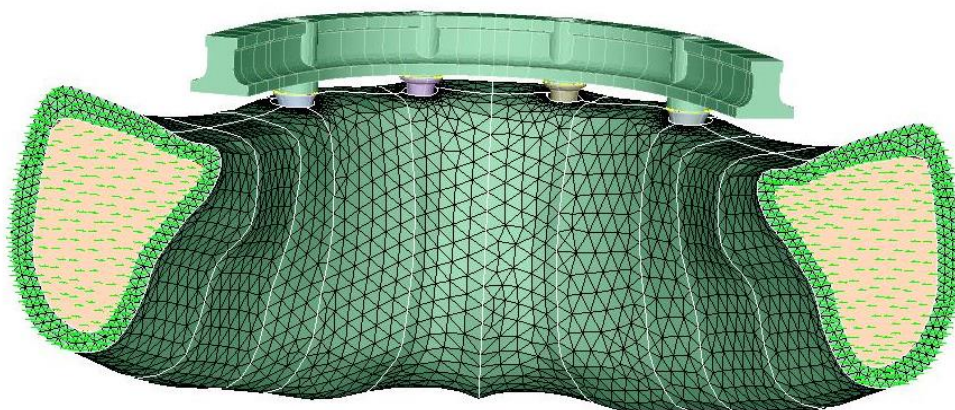
Figura 15. Pontos representam os contatos que todas as estruturas que a modelagem apresenta do 2R2A2WS



3.5.3 Fixação do modelo

Os modelos foram fixados como mostra a figura 16.

Figura 16. Fixação do modelo 4R.



3.6 Simulações, obtenção de imagens e padronização de escalas

Após a malha de elementos finitos ser gerada, foram realizados os carregamentos, bem como as atribuições das características específicas de cada material e estruturas. Suas restrições de contato e movimento foram geradas as simulações no programa SimLab™ (Altair/HyperWorks).

Os resultados obtidos foram analisados de forma particular para cada tipo de material ou estrutura: Equivalente de Von Mises (TEVM), é utilizada para analisar estruturas com comportamentos dúctil (Implantes, componentes e a barra); Tensão Mínima Principal (TMiP) e Tensão Máxima Principal (TMaP) para as estruturas com comportamento frágil como osso cortical e trabecular.

A análise foi feita por meio da visualização gráfica de cores por comparação, quantitativa e qualitativa. Todas as escalas das imagens foram cuidadosamente padronizadas, para que fosse possível realizar as comparações e análises com maior facilidade.

RESULTADOS

4 RESULTADOS

Foram obtidas imagens de todos os grupos 4R, 2R2A, 4R2WS, 2R2A2WS, para a carga 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 cuidadosamente padronizadas. A análise foi realizada por meio de visualização gráfica do mapa das cores para comparação.

Figura 17. TEVM Barra com aplicação de carga em região PM, A – Visão lateral, B – Visão inferior, C- Visão superior.

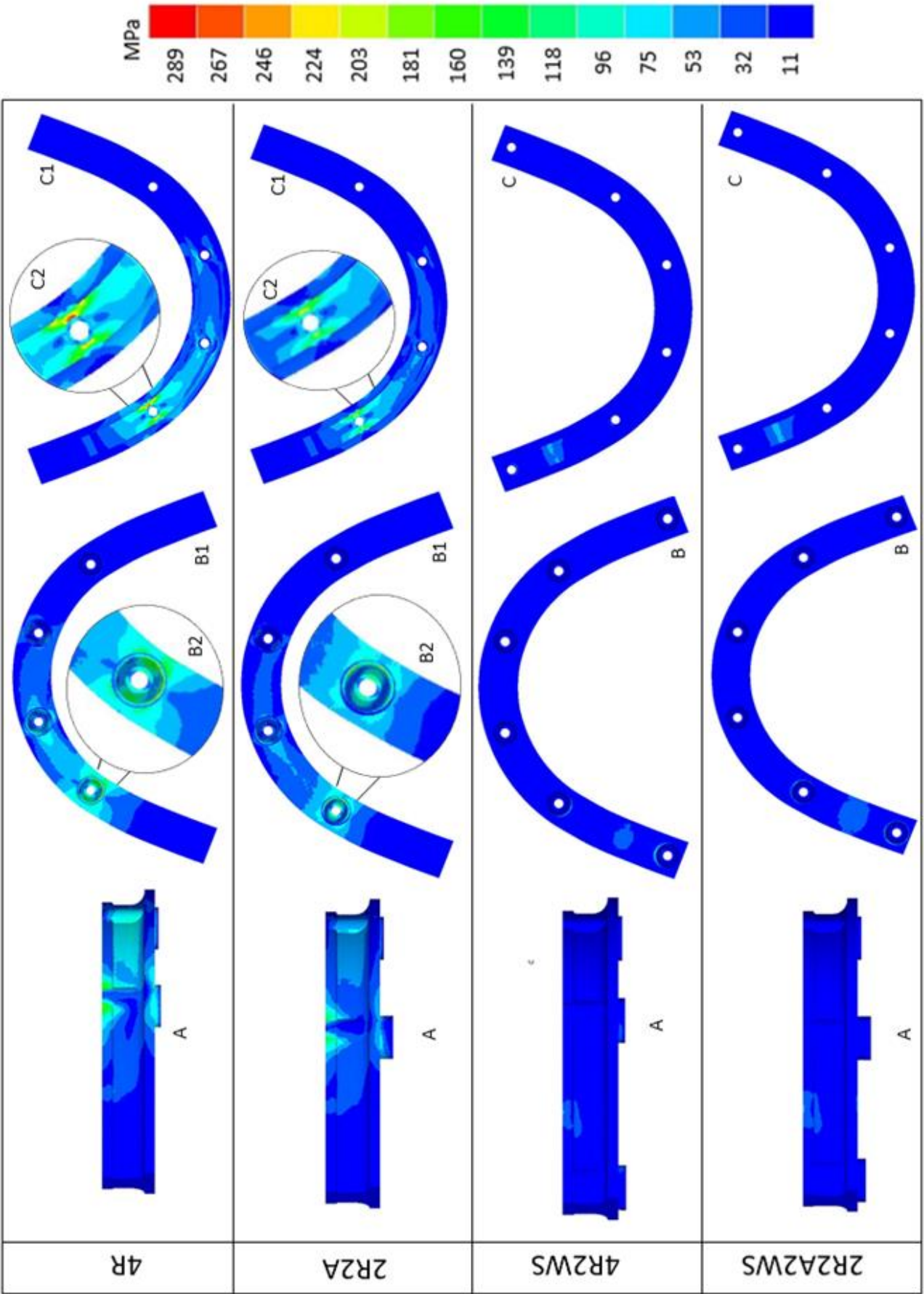
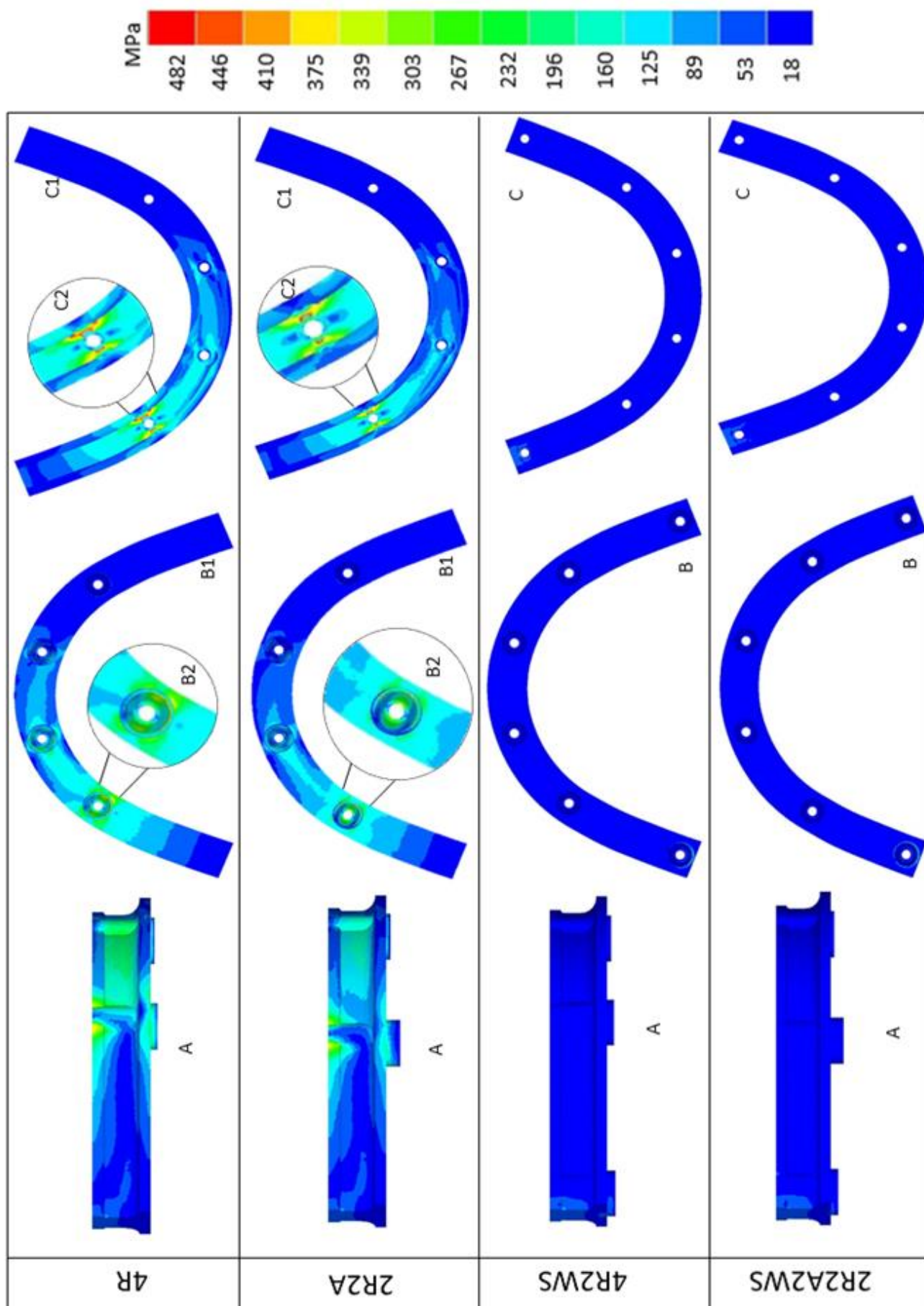


Figura 18. TEVM Barra com aplicação de carga em região M, A – Visão inferior, B – Visão lateral, B1 – Visão inferior, B2 – Visão superior, C – Visão superior.



4.1 Análise das imagens da Barra

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

Tabela 3 - Valores de Tensão Von Mises da Barra

Área de Carregamento	Grupos	Tensão Von Mises (MPa)	Localização(na Barra)
Pré – Molar (200N)	4R	289	Região superior– Área do Implante 1
	2R2A	203	Região superior– Área do Implante 1
	4R2WS	75	Região superior – Entre Implante 1 e WS1
	2R2A2WS	75	Região superior – Entre Implante 1 e WS1
Molar (250N)	4R	482	Região superior– Área do Implante 1
	2R2A	446	Região superior– Área do Implante 1
	4R2WS	89	Região posterior – Área do Implante WS1
	2R2A2WS	89	Região posterior – Área do Implante WS1

De forma geral os grupos se comportaram de maneira similar, independente da carga ser aplicada na região de PM ou de M, entretanto, mesmo que o comportamento tenha sido congruente, é possível observar maiores níveis de tensão no grupo que foi submetido ao carregamento com a carga na região de molar (M).

Os maiores níveis de tensão foram observados, na região do implante 1 e 2, nas imagens B1, B2, C1 e C2, dos grupos 4R e 2R2A (Figura 17 e 18), sendo os

valores de 482 MPa e 289 MPa, para os grupos com carga na região molar e pré-molar respectivamente.

A presença do implante WS (4R2WS e 2R2A2WS), proporcionou menores níveis de tensão quando comparados aos grupos sem a presença deste (4R e 2R2A), em ambos carregamentos de cargas (PM e M). É possível observar que a presença do WS, da mesma maneira que permite menores níveis de tensão na região do implante 1 e 2, apresentam valores maiores de tensão na região do WS1, e a região adjacente à ele, valores que chegaram a ser quase 5 vezes maiores quando comparados aos do WS2.

Figura 19. TEVM Implantares, pilares e parafusos em posição com aplicação de carga em região de PM. Primeira coluna indicando a vista vestibular, e a segunda coluna a vista lingual.

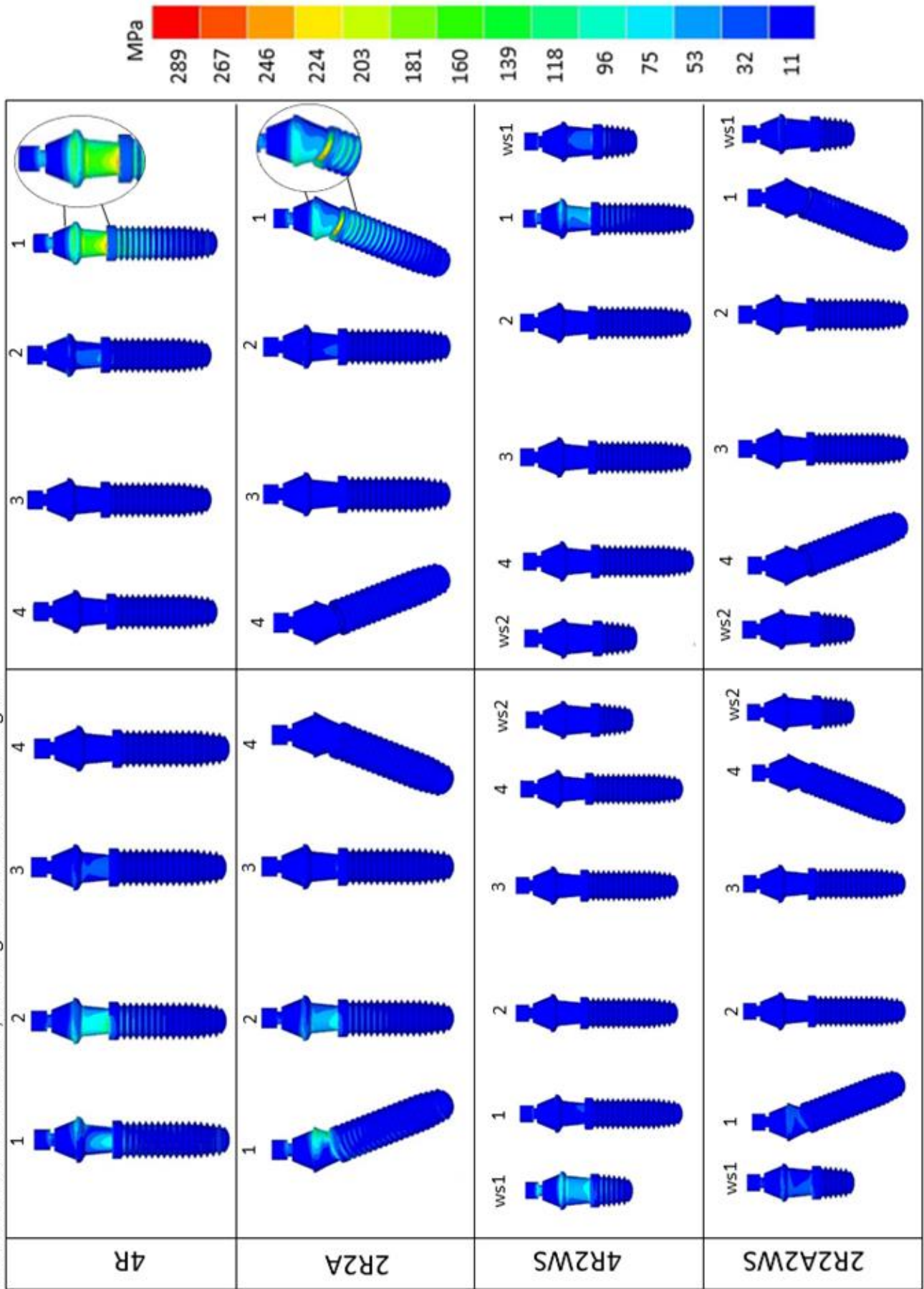
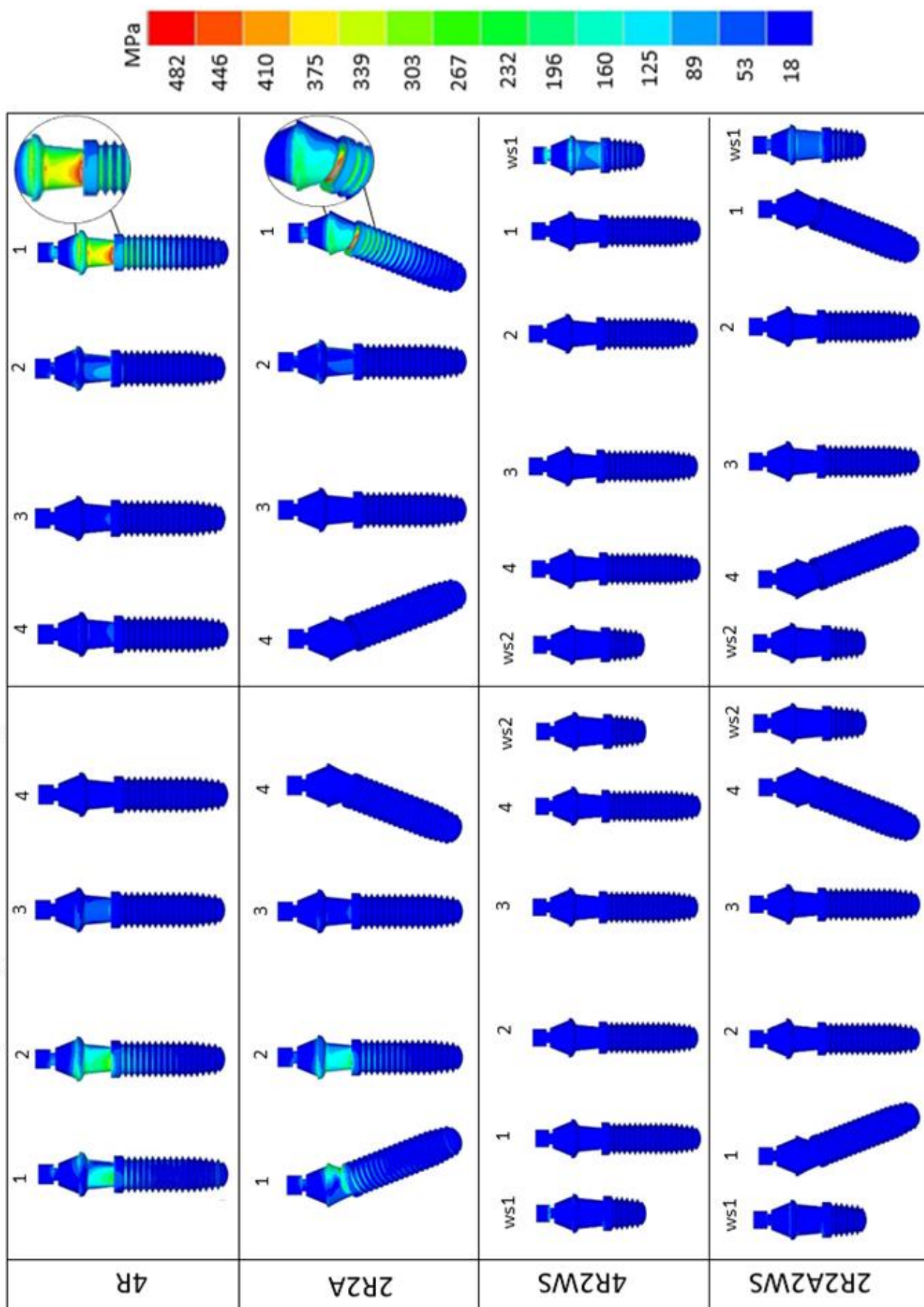


Figura 20. TEVM Implantares, pilares e parafusos em posição com aplicação de carga em região de M. Primeira coluna indicando a vista vestibular, e a segunda coluna a vista lingual.



4.2 Análise das imagens dos Implantes, Pilares e Parafusos

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

Tabela 4 - Valores de Tensão Von Mises dos Implantes, Pilares e Parafusos

Área de Carregamento	Grupos	Tensão Von Mises (MPa)	Localização
Pré – Molar (200N)	4R	267	Lingual – Pilar 1
	2R2A	289	Mésio-lingual – Pilar 1
	4R2WS	96	Vestibular – Pilar Ws1
	2R2A2WS	32	Disto-Vestibular – Pilar WS1
Molar (250N)	4R	482	Mésio-Lingual – Pilar 1
	2R2A	482	Mésio-Lingual – Pilar 1
	4R2WS	160	Lingual - Pilar Ws1
	2R2A2WS	125	Lingual - Pilar Ws1

Ambos os grupos, tanto para a carga aplicada na região de pré-molar quanto para molar, comportaram-se de maneira similar, mas, seguindo o mesmo padrão da análise das imagens das barras, é possível observar maiores níveis de tensão no grupo que foi submetido ao carregamento com a carga na região de molar (M) (Figura 19 e 20).

Foram observados maiores níveis de tensão nos implantes 1 e 2, dos grupos 4R e 2R2A, tanto para o grupo com carga na região PM ou para M (Figura 19 e 20)., sendo que o maior nível de tensão está localizado na região cérvico-lingual do pilar, sendo os maiores valores de 482 e 289 MPa, PM e M, respectivamente.

Além dos fatores já citados, nos grupos 4R2WS e 2R2A2WS, a presença do implante WS, proporcionou menores níveis de tensão quando comparados aos grupos sem a presença deste (4R e 2R2A), em ambos carregamentos de cargas (PM e M). A presença do WS, da mesma maneira que permite menores níveis de tensão na região do implante 1 e 2, apresentam valores maiores de tensão na região do WS1 e no implante 1, principalmente na região lingual, os valores que chegaram a ser quase 5 vezes maiores quando comparados aos do WS2 (Figura 19 e 20).

Figura 21. TMaP Osso com aplicação de carga em região de PM.

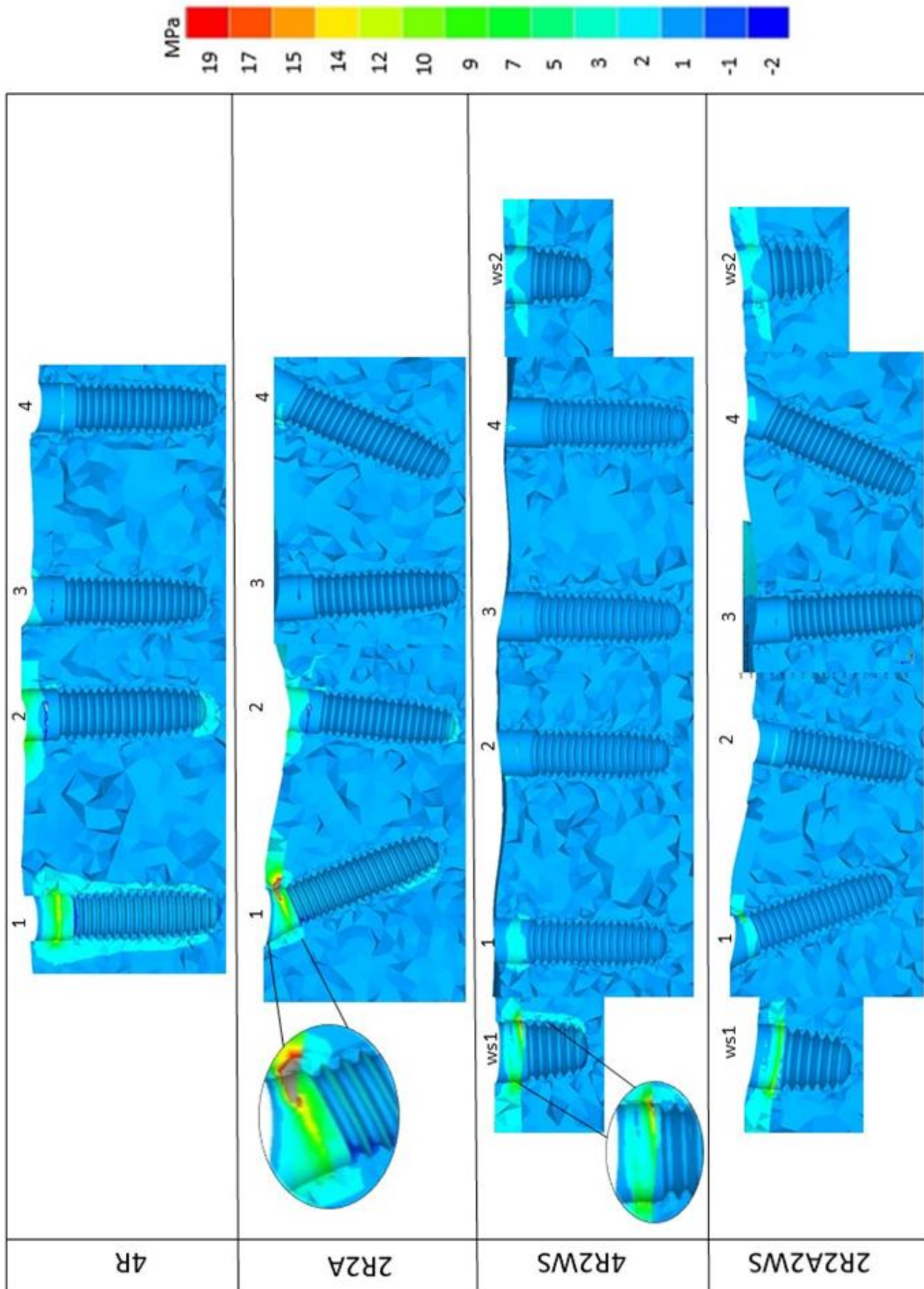
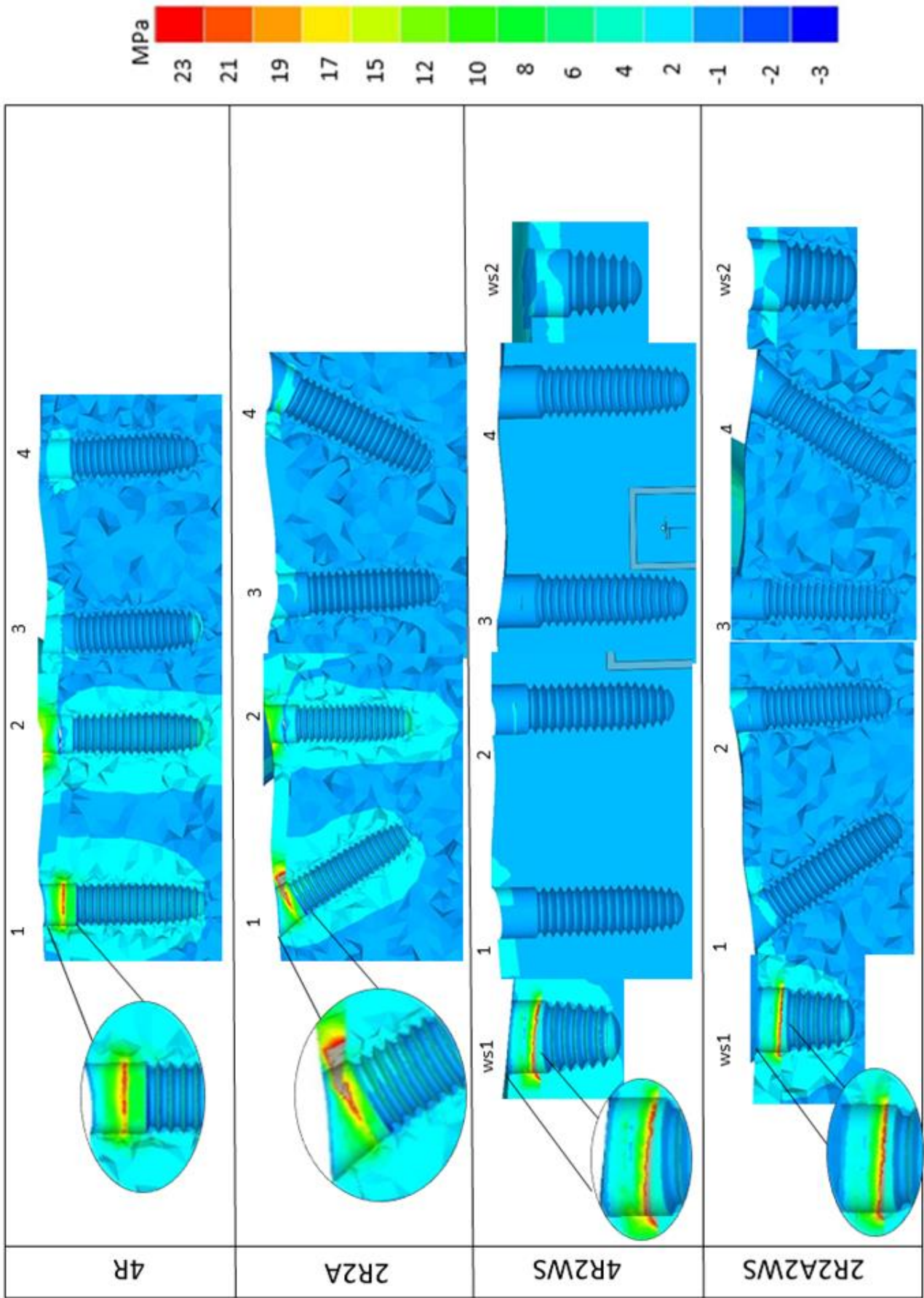


Figura 22. TMap Osso com aplicação de carga em região de M.



4.3 Análise do Osso Cortical e Trabecular – TmaP

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

Tabela 5 - Valores das Tensões Máximas Principais do Osso Cortical e Trabecular

Área de Carregamento	Grupos	Tensão Máxima Principal (MPa)	Localização
Pré – Molar (200N)	4R	12	Cervical – Área do Implante 1
	2R2A	19	Cervical – Área do Implante 1
	4R2WS	17	Cervical – Área do Implante WS1
	2R2A2WS	10	Cervical – Área do Implante WS1
Molar (250N)	4R	23	Cervical – Área do Implante 1
	2R2A	23	Cervical – Área do Implante 1
	4R2WS	23	Cervical – Área do Implante WS1
	2R2A2WS	23	Cervical – Área do Implante WS1

De maneira geral os grupos, tanto para a carga em região de PM (Figura 21) quanto para região de M (Figura 22) se comportaram de maneira similar, embora os valores de tensão encontrados nos grupos da figura 22 sejam ligeiramente superiores que os da figura 21, sendo que foi encontrada maior tensão de tração em sua abrangência.

Na figura 21, no grupo 4R, foi observada uma maior tensão no osso circunjacente ao implante 1, com valores de até 14 MPa, na região da cabeça do implante que faz contato com o pilar, este valor vem a ser 14 vezes maior que a tensão encontrada no implante oponente 4, desse mesmo grupo. No implante 2, foi observada tensão de até 3MPa na região do ápice, e de até 12 MPa na cabeça desse mesmo implante, região a qual faz contato com o componente pilar.

No grupo 2R2A (Figura 21), não se observou a tensão distribuída ao redor no implante 1 como no grupo 4R, sendo que essa tensão se concentrou no ápice do implante 1, com maiores níveis de tensão na região cervical do implante 1, chegando a valores de 19 MPa. No implante 2, é observado o mesmo padrão de tensão que no implante 1 no ápice e na região cervical, entretanto com uma distribuição maior da tensão, e com menores valores de até 3 MPa.

Os grupos 4R2WS e 2R2A2WS tiveram comportamentos similares, sendo observados níveis de tensão maior no implante WS1, mas também foram observados níveis de tensão, embora em valores menores nos implantes 4 e WS2, ambos na região cervical (Figura 21). Embora o comportamento dos dois grupos (4R2WS e 2R2A2WS) tenham sido similares, é notório o maior nível de tensão observado na região mésio-cervical do implante WS1, grupo 4R2WS, chegando a valores de 19 MPa, além de uma maior tensão no osso circundante ao implante (Figura 21).

Como já analisado, o comportamento dos grupos das figuras 21 e 22, se assemelham, entretanto, foram observados maiores valores de tensão em todos os grupos da figura 22. Nos grupos 4R e 2R2A há tensão de até 4 MPa no osso circunjacente aos implantes 1 e 2, além de maiores níveis de tensão na região cervical dos implante 1 e 2, com valores de até 23 MPa.

Figura 23. TMIp Osso com aplicação de carga em região de PM.

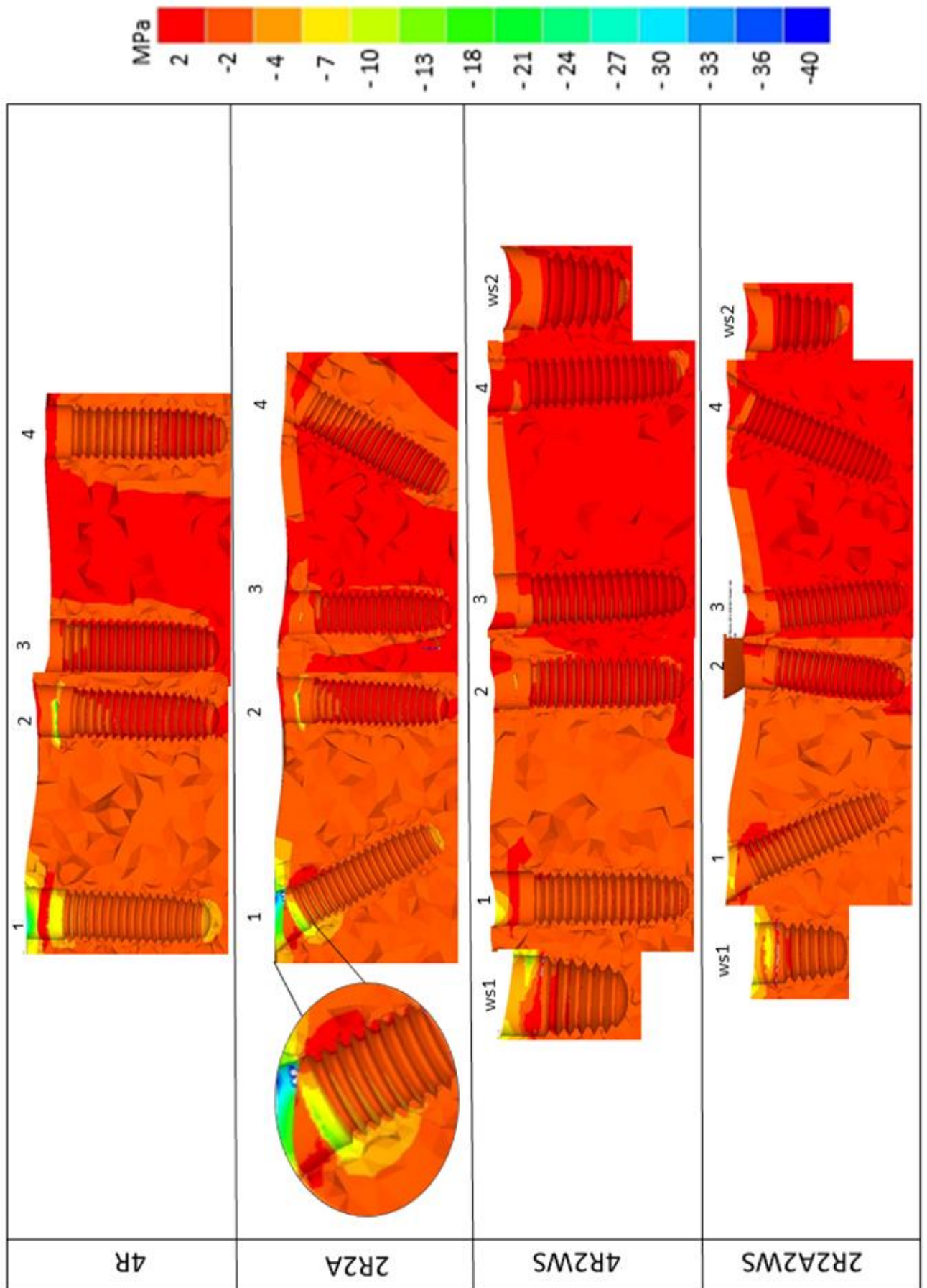
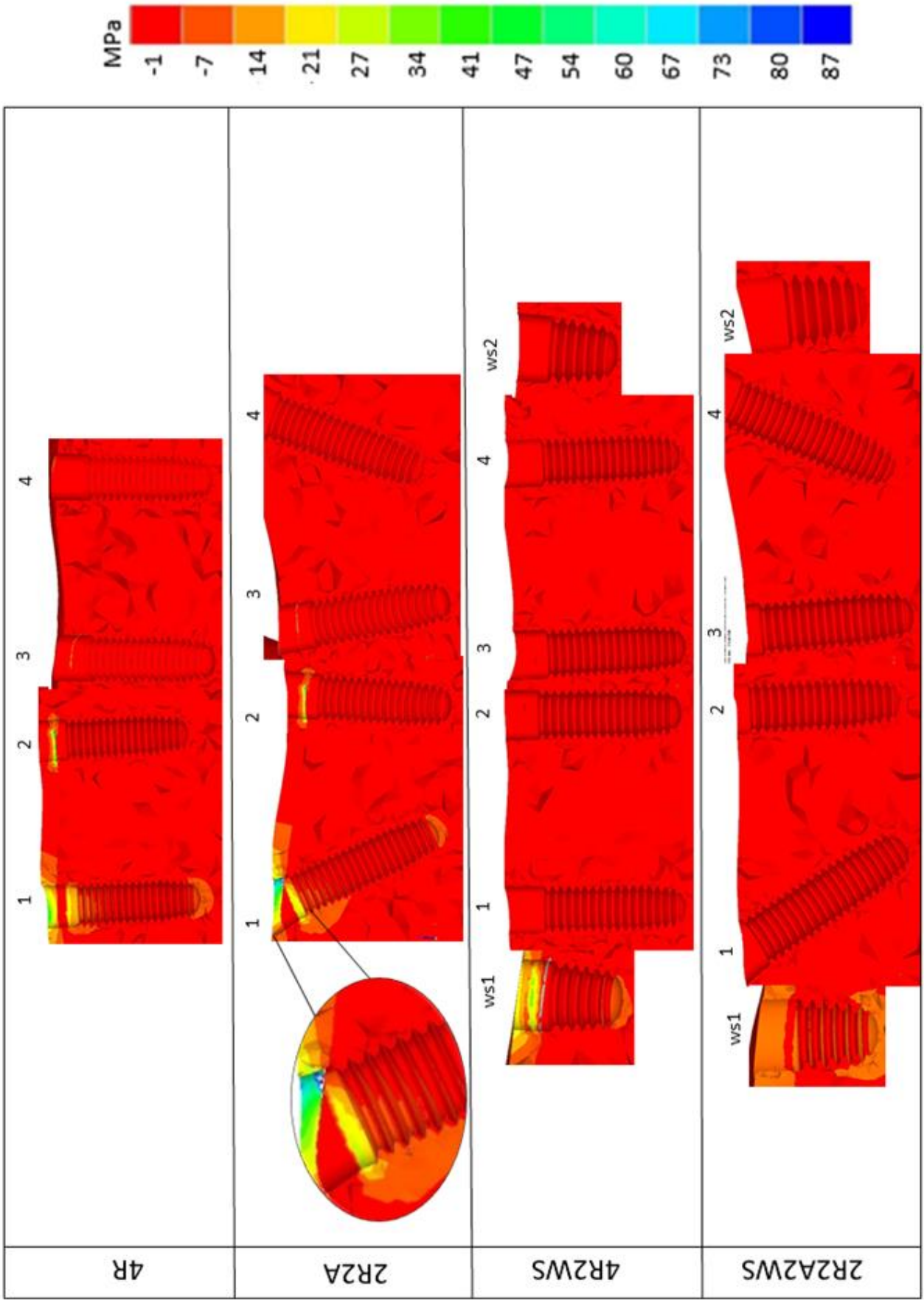


Figura 24. TMiP Osso com aplicação de carga em região de M.



4.4 Análise do Osso Cortical e Trabecular– TmiP

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

Tabela 6 - Valores das Tensões Mínimas Principais do Osso Cortical e Trabecular

Área de Carregamento	Grupos	Tensão Mínima Principal (MPa)	Localização
Pré – Molar (200N)	4R	24	Cervical – Área do Implante 1
	2R2A	40	Mésio-Cervical – Área do Implante 1
	4R2WS	13	Cervical – Área do Implante WS1
	2R2A2WS	7	Cervical – Área do Implante WS1
Molar (250N)	4R	54	Cervical – Área do Implante 1
	2R2A	80	Mésio-Cervical – Área do Implante 1
	4R2WS	34	Cervical – Área do Implante WS1
	2R2A2WS	14	Cervical – Área do Implante WS1

Independentemente da carga ter sido aplicada na região de PM ou M nas figuras 23 e 24, de uma forma geral os resultados foram similares para ambos os grupos, divergindo somente no valor das tensões médias, sendo estes superiores para os grupos submetidos à carga em região molar.

Nos grupos 4R e 2R2A (Figuras 23 e 24), os níveis de tensão foram maiores nos implantes 1 e 2, na região do ápice e na região cervical do implante.

Nos grupos 4R2WS e 2R2A2WS, os níveis de maior tensão foram encontradas na cervical e ao longo do implante WS1 (Figuras 23 e 24), dessa maneira, as tensões foram dissipadas de maneira mais uniforme por estes grupos, de maneira que a presença do WS, em ambos os grupos, minimizou a tensão nos outros implantes.

DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

A hipótese nula desse estudo, que diz que a posição / inclinação dos implantes e a eliminação do *cantilever* pela utilização de implantes curtos não influencia o comportamento biomecânico de próteses totais fixas implantossuportada, foi rejeitada.

Este estudo comparou quatro possíveis alternativas de planejamento para a reabilitação protética implantossuportada para espaços edêntulos mandibulares. Dessa forma, foi avaliado o comportamento biomecânico de próteses totais fixas implantossuportadas, variando o número dos implantes e presença do *cantilever*, pelo método dos elementos finitos (MEF). Foram avaliadas estruturas fixadas por 4 implantes, com e sem inclinação, e estruturas fixadas por 6 implantes, com e sem inclinação, e com a presença de implantes curtos mais posteriores. Dessa forma, foram confeccionadas pranchas comparativas dos grupos, a fim de comparar as tensões geradas nas barras, pilares, implantes e nos ossos adjacentes. Essas tensões analisadas se comportaram de maneira diferente em cada grupo analisado, sendo possível análises comparativas para cada uma das possíveis situações de tratamento proposto, variando o número de implantes ou a posição deles, em cada um dos casos.

5.1 Análise tridimensional por elementos finitos

A análise tridimensional por elementos finitos foi o método de eleição do presente estudo, pois além de existir um aumento de estudos realizados por esta metodologia na área da reabilitação oral, é um método que tem tido bastante aceitação na literatura (Trivedi *et al.*, 2014; Gomes *et al.*, 2015). Dessa forma, o MEF, tem sido um método de análise eficiente para simular um cenário clínico real e resolver problemas complexos por meio de avaliações do desempenho sendo considerado, também, como um método importante para prever falhas a longo prazo. Além de ser considerada uma técnica rápida, e de baixo custo, já que não requer um grande tamanho de amostra, é extremamente útil para simular as capacidades biomecânicas das próteses dentárias em relação aos tecidos orais, que são difíceis de medir *in vivo* (Murakami *et al.*, 2014; Gomes *et al.*, 2015).

Quando comparados a métodos de análise de tensão em modelos estáticos lineares, o MEF tem características favoráveis frente a maioria dos fenômenos físicos orais, que não são simulados precisamente em estruturas estáticas lineares. Além

disso, os tecidos orais, e os biomateriais podem ter características difíceis de serem reproduzidas laboratorialmente ou em um estudo clínico (Murakami *et al.*, 2014).

Na implantodontia o MEF vem sendo também amplamente utilizado pelos pesquisadores, para estudar os padrões de tensão em vários componentes do implante e também no osso peri-implantar. Estudos por MEF relacionam o estresse que o osso circundante ao implante recebe, sendo afetado pela quantidade, diâmetro, comprimento, perfil da rosca e características do material dos implantes utilizados (Baggi *et al.*, 2008; Murakami *et al.*, 2014; Borie *et al.*, 2015). Entretanto, mesmo que qualquer material que tenha características mecânicas possa ser simulado no MEF, os resultados apresentados não podem ser tomados como absolutos, os modelos no processo de modelagem estão sujeitos a simplificações, com resultados qualitativos, e não quantitativos (Lencioni, 2015).

5.2 Análises das tensões

Um fator importante para a longevidade de um implante dentário é a maneira pela qual as tensões resultantes são transferidas para o osso circundante, que está relacionada com o tipo de carga, interface osso-implante, comprimento, diâmetro dos implantes, forma e as características da superfície do implante, bem como a quantidade e qualidade do osso remanescente (Geng *et al.* 2001; Akça *et al.*, 2002; Borie *et al.*, 2015). A sobrecarga em implantes dentários pode causar concentrações de tensão que excedem a capacidade de suporte fisiológico, que o osso cortical pode receber (Akça, *et al.*, 2002).

As tensões observadas na barra, nos pilares, e nos implantes são transmitidas ao osso adjacente pelo implante em questão, sendo que, as tensões concentram – se principalmente no osso cortical, esse fator deve-se a posição da zona de fulcro do implante, que se encontra na crista óssea, além do fato do osso cortical ter capacidade de resistir a tensões, sendo mais rígido que o osso trabecular (Duyck *et al.*, 2000; Pita *et al.*, 2011).

Nos materiais metálicos, como os implantes, componentes e a barra, que são compostas por CoCr e Ti, são materiais dúcteis, e dessa forma a análise realizada foi a de tensão equivalente de Von Mises (Akça *et al.*, 2002; Misch, 2009). O osso cortical e trabecular, são considerados como um materiais frágeis, dessa forma, foram

analisados por meio de tensões máximas e mínimas principais (Baggi *et al.*, 2008; Misch, 2009).

No presente estudo, foram utilizadas duas forças de carregamento para simular as cargas fisiológicas, bem como processo de mastigação e oclusão das arcadas. A aplicação de carga oclusal foi de 250 N na região correspondente aos molares (Tiossi *et al.*, 2017), e de 200 N para pré-molares (Horita *et al.*, 2017). Os resultados comparativos foram proporcionais a intensidades dessas cargas, ou seja, foram obtidos maiores valores de tensão para os grupos submetidos as maiores cargas (250N). Esse resultado corrobora com a literatura, que justifica que a quantidade de tensão gerada está diretamente correlacionada à carga aplicada ao osso, através do carregamento de um implante, sendo que, uma força pode afetar de maneira diferente os tecidos ósseos, de acordo com sua intensidade (Isidor, *et al.*, 2006).

5.3 Grupos 4R e 2R2A

Em casos de reabilitação total com próteses implantossuportadas o profissional deve levar em consideração muitos fatores no momento de fechar um plano de tratamento. A saúde periodontal, qualidade e quantidade óssea remanescente, bem como o poder aquisitivo do paciente podem levar o profissional a optar por um plano de tratamento com menor quantidade de implantes como suporte da prótese implantossuportada (Hasan *et al.*, 2013; Soto-Penaloza *et al.*, 2017). Dessa maneira, mesmo havendo na literatura artigos que concluem que uma prótese implantossuportada mandibular deve ser suportada por seis implantes, existem protocolos que preconizam e justificam a utilização de apenas quatro implantes na região mandibular (Soto-Penaloza *et al.*, 2017; Maló *et al.*, 2019).

Dessa maneira, a escolha do profissional em utilizar quatro implantes para suportar uma prótese implantossuportada mandibular, poderá acarretar em um outro questionamento, seguir os princípios de uma *all-on-four* (2R2A), ou utilizar todos os implantes em posição axial (4R).

Nesse estudo a presença do *cantilever* em ambas as aplicações de carga, tanto na região de pré-molar, quanto molar, demonstrou que os grupos com 4 implantes (4R e 2R2A), que possuíam um *cantilever* de 20 mm e 17 mm,

respectivamente, apresentaram maiores níveis de tensão no implante mais próximo ao *cantilever*, implante 1. Esses resultados corroboram com a literatura que não indica a utilização de um *cantilever* extenso, já que ocorrerá um aumento de tensão que será transferido ao implante mais próximo do *cantilever* (Duyck *et al.*, 2000; Bevilacqua *et al.*, 2008; Cid *et al.*, 2014; Horita *et al.*, 2017; Ozan *et al.*, 2018).

Segundo o autor, Cid *et al.* (2017), se não houver maneira de evitar o *cantilever*, esses não devem exceder o tamanho de 15 mm, já que em seu estudo, concluíram que *cantilever* com extensão maior leva a maior perda óssea adjacente ao implante mais próximo deste. A literatura relata que o *cantilever* deve ser evitado, ou pelo menos minimizado, não ultrapassando o limite de 15 mm, já que sua presença é relatada com incidência de maior tensão no implante distal, independentemente se a prótese é ou não suportada por quatro ou seis implantes (Silva *et al.*, 2010).

A angulação dos implantes no grupo 2R2A resultou em uma diminuição de 3 mm do tamanho do *cantilever* distal da barra, e que essa mudança impactou os valores de tensão na barra. O grupo 4R apresentaram maiores níveis de tensão no implante mais próximo ao *cantilever*, implante 1, cerca de 86 MPa a mais que o grupo 2R2A, para o carregamento no pré-molar, e de 36 MPa para o carregamento em molar. Esses resultados demonstram que, a angulação do implante ao diminuir o tamanho do *cantilever* distal da barra, também melhoram a distribuição das tensões por toda a prótese, seus componentes, bem como tecido ósseo adjacente.

Os resultados desse estudo, confirmam os estudos encontrados na literatura que justificam a utilização de implantes inclinados para diminuir a extensão do *cantilever*, e diminuir a valores de tensão no osso peri-implantar, nos pilares, no parafuso e na barra (Bevilacqua, *et al.*, 2008; Ozan *et al.*, 2018).

A melhor distribuição de tensões, do grupo 2R2A, pode melhorar os aspectos biomecânicos da prótese, a fim de evitar ou diminuir uma carga desfavorável que poderia levar a perda óssea.

5.4 Grupos 4R2WS e 2R2A2WS

Os grupos com seis implantes (4R2WS e 2R2A2WS) apresentaram melhores resultados em relação à distribuição das tensões em todo o modelo, o que justifica a

adição de um implante a ser colocado na região mais posterior do arco, a fim de eliminar a presença de um cantilever. Esses resultados corroboram com a literatura, que descreve que a utilização de próteses sem cantilever irão transmitir menos tensão ao osso adjacente (Cid, *et al.*, 2014; Horita, *et al.*, 2017; Ozan *et al.*, 2018).

Segundo o estudo de Bhering *et al.* (2016), assim como o presente estudo, a adição de mais um implante em cada lado do arco, passando a técnica *all-on-four* (2R2A) para *all-on-six* (2R2A2WS), reduz o impacto e o estresse no osso adjacente aos implantes, dessa maneira tornando a tensão mais distribuída pela barra, aos componentes e ao osso.

O estudo de Silva *et al.* (2010), avaliou também as duas técnicas *all-on-six* e *all-on-four*, e concluíram que a presença do cantilever aumentou os valores de tensão de von Mises, sendo que os maiores valores dessa tensão foram encontrados no grupo que foram aplicadas as técnicas *all-on-four*. O que corrobora com os resultados encontrados nesse presente estudo, como é possível observar na Tabela 6, houve uma melhor distribuição de tensões nos grupos com seis implantes (4R2WS e 2R2A2WS), sendo que para o carregamento na região de pré-molar os valores foram de 7 MPa a menos que os grupos com implantes, além desse fator, é possível observar uma menor tensão ao redor do implante 1 na região óssea periimplantar.

A melhor distribuição das tensões na barra, componentes, implantes e região óssea adjacente justifica a adição de implante na região mais posterior do arco mandibular.

A diferença entre o grupo 4R2WS e o 2R2A2WS, foi a angulação de dois implantes para esse último grupo citado, essa angulação resultou em uma diminuição de 64 MPa, a carga em pré-molar, e de 45 MPa para molar, na distribuição de tensão dos componentes e implantes. Esses valores corroboram com autores que justificam a angulação dos implantes a fim de eliminar as consequências do cantilever (Soto-Penaloza *et al.*, 2017; Malo *et al.*, 2019), nesse caso, como não há cantilever, os resultados do grupo 2R2A2WS levam a uma melhor distribuição ao longo da barra, componentes, implantes e osso adjacente.

5.5 Grupos 2R2A e 2R2A2WS

Os grupos 2R2A e 2R2A2WS, tiveram a utilização de implantes angulados a 30°, e em comparação aos grupos 4R e 4R2WS, obtiveram resultados melhores, com uma melhor distribuição e menores valores de tensão. A técnica da utilização de implantes angulados, visa diminuir os problemas inerentes à extensão do cantilever, pois reduz o seu comprimento melhorando a extensão ântero-posterior e conseqüentemente a estabilidade da prótese, como já citado anteriormente (Bevilacqua, *et al.*, 2008; Butura *et al.*, 2011).

Se um profissional optar pela instalação de uma prótese implantossuportada mandibular por 4 implantes, seja por razões de saúde periodontal, ou quantidade/quantidade óssea, ou limitação financeira do paciente, é importante que sejam avaliadas as vantagens em angular os implantes mais posteriores como no caso do grupo 2R2A, que apresentou menores valores de tensão, quando comparado ao grupo 4R.

Entretanto, se for possível a utilização de seis implantes para fixar uma prótese implantossuportada mandibular, os resultados do presente estudo indicam que essa seria a melhor opção dentre os grupos (4R, 2R2A, 4R e 2R2A2WS). Quando comparados os grupos 2R2A e 2R2A2WS, a utilização do implante mais posterior (WS) na arcada, resultou para o grupo com seis implantes valores menores de tensão, sendo que a tensão na barra do grupo 2R2A foi 3,8 (média entre carga pré-molar e molar) vezes maior, 5,6 vezes maior, para a tensão nos componentes, e 1,9 vezes maior, para TMaP no osso que no grupo 2R2A2W.

Dessa maneira, o grupo 2R2A2W apresentou em todas as análises de tensões, uma melhor distribuição das tensões por todo o modelo, dissipando melhor as forças pela barra, componentes, implantes e osso adjacente.

5.6 Limitações do estudo e perspectivas para futuras pesquisas

As limitações de estudo do presente trabalho, foram as limitações provenientes dos resultados obtidos dos métodos de análise por elementos finitos, e em possíveis estudos futuros poderiam utilizar metodologias *in vitro* a fim de comprovar laboratorialmente, e estudos *in vivo*, clinicamente, as informações e resultados salientados nesse estudo.

Além disso, uma das limitações foi realizar o estudo em uma mandíbula com densidade e características óssea de um osso que não sofreu processo de reabsorção severa, o que justifica futuros estudos, seguindo a metodologia e aplicando os mesmos grupos para uma mandíbula atrófica.

Por mais que existam muitos estudos que abordem a colocação de prótese implantossuportadas em mandíbulas, há uma escassez de estudos que relacionem essa metodologia para maxilas, fato esse que justifica futuros estudos que abordem essa temática.

CONCLUSÕES

6 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos por meio da análise tridimensional por elementos finitos deste estudo, bem como suas limitações, e considerando os estudos relatados na revisão bibliográfica, é possível concluir que:

- O grupo com quatro implantes axiais (4R) obteve os maiores valores de tensões, tanto para máximas e mínimas principais, quanto para equivalente de von Mises quando comparado ao grupo (2R2A). O grupo 2R2A2WS apresentou uma melhor distribuição das tensões pelo modelo quando comparado ao grupo 4R2WS;
- A presença de *cantilever* (4R e 2R2A) aumenta os níveis de tensão de von Mises nos pilares mais próximos ao *cantilever*;
- A utilização de implantes curtos é uma alternativa válida para evitar a presença de *cantilever*, já que os grupos (2R2A2WS E 4R2WS) apresentaram melhor distribuição de tensão tanto para máximas e mínimas principais, quanto para equivalente de von Mises.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Akça, K., Çereli Mc, Iplikçioğlu H. A comparison of three dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont* 2002;15:115-121.

Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson A. The long term efficacy of currently used implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.

Alencar SM, Nogueira LB, Leal de Moura W, Rubo JH, Saymo de Oliveira Silva T, Martins GA, Moura CD FEA of Peri-Implant Stresses in Fixed Partial Denture Prosthesis with Cantilevers. *J Prosthodont*. 2017 Feb;26(2):150-155.

Almeida EO, Rocha EP, Freitas Júnior AC, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, Coelho PG. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Rel Res* 2013.

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*. 2018 Nov 22. pii: S2468-7855(18)30259-3. doi: 10.1016/j.jormas.2018.11.007.

Anitua E, Orive G. Short implants in maxillae and mandible: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. *J Periodontol* 2010;81:819-826.

Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int J Periodontics Restor Dent* 2010;30:89-95.

Annibali S, Cristalli MP, Dell Aquila D, Bignozzi I, La Monaca G, Pilloni A. short dental implants: a systematic review. *J Dent Res* 2012;91:25-32.

Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, Santos PH. Biomechanics studies in Dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg* 2009;20:1173-1177.

Atieh MA, Zadeh H, Stanford CM, Cooper LF. Survival of short implants for treatment of posterior partial edentulism: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;1323-1331.

Baggi L, Cappelloni I, 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. *J Prosthet Dent*. 2008 Dec;100(6):422-31.

Begg T, Geerts GAVM, Gryzagoridis J. Stress pattern around distal angled implants in the all on four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:663-671.

Bergendal B, Palmqvist S. Laser welded titanium frameworks for fixed prostheses supported by osseointegrated implants: a 2-year multicenter study report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:199-206.

Beuer F, Schweiger J, Huber M, Engels J, Stimmelmayer M. Technical report: precisely bars on implants in five steps – a CAD/CAM concept for the edentulous mandible. *J Prosthodont* 2014;00:1-4. DOI 10.1111/jopr.12121.

Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, Pera P. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont*. 2008 Nov-Dec;21(6):539-42.

Benzing UR1, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995 Mar-Apr;10(2):188-98.

Bickford, JH., *An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints*. Novalorque. Marcel Dekker, Inc., 1990.

Bidez MW, McLoughlin SW, Chen Y, English CE. Finite element analysis of two-abutment hader bar designs. *Implant Dent* 1993;2:107-14.

Bhering CLB, Takahashi JMFK, Luthi LF, Henriques GEP, Consani RLX, Mesquita MF. Influence of the casting technique and dynamic loading on screw detorque and misfit single unit implant-supported prostheses. *Acta Odontol scand* 2013;71:404-409.

Borie E, Orsi IA, de Araujo CP. The influence of the connection, length and diameter of an implant on bone biomechanics. *Acta Odontol Scand*. 2015 Jul;73(5):321-9.

Branemark PI, Hanso BO, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.

Branemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Branemark in full edentulism. *Clin Oral Implant Res* 1995;6:227-231.

Butura CC, Galindo DF, Jensen OT. Mandibular All-on-four therapy using angled implants: a three year clinical study of 857 implants in 219 jaws. *Dent Clin N am* 2011;55:795-811.

Cantalejo EM, Barona-Dorado E, Cantero-Alvarez M, Fernandez-Caliz F, Martinez-Gonzalez JM. Meta-analysis on the survival of short implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011;16:546-551.

Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain gauge analysis. *Clin Oral Implant Res* 2004;15:249-257.

Council on Dental Materials, Instruments, and equipment. Workshop: biocompatibility of metals in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1984;3:469-471.

De Souza Batista VE, Verri FR, Almeida DA, Santiago Junior JF, Lemos CA, Pellizzer EP. Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2017 May;20(6):663-670. doi: 10.1080/10255842.2017.1287905. Epub 2017 Feb 13.

Drago C, Howell K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *J Prosthodont* 2012;21:413-424.

Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2001 Jun;12(3):207-18.

Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004;91:144-50.

Estafanous EW, Osswald M, Oates TW, Ellingsen JE, Huynh-Ba G, Chvartzald D. "All on four": where are we now? *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014.

Esposito M, Grusovin MG, Felice P, Karatzopoulos G, Worthington HV, Coulthard P. Interventions for replacing missing teeth: horizontal and vertical bone augmentation techniques for dental implant treatment. *Cochrane Database Syst Rev* 2009;4:CD003607.

Farina AP, Spazzin AO, Pantoja JMCN, Consani RLX, Mesquita MF. An in vitro comparison of joint stability if implant-supported fixed prosthetic suprastructures retained with different prosthetic screws and levels of fit under masticatory simulation conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;27:833-838.

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 & Related Research* (2004) 6: 16–23.

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 prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991 Summer;6(2):142-6.

Gallucci GO, Morton D, Weber HP. Loading protocols for dental implants in edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:132-146.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001 Jun;85(6):585-98.

Gomes EA, Diana HH, Oliveira JS, Silva-Sousa YT, Faria AC, Ribeiro RF. Reliability of FEA on the Results of Mechanical Properties of Materials. *Braz Dent J*. 2015 Nov-Dec;26(6):667-70.

Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;81: 537–52

Grant PT, Pancko FX, Kraut R. Outcomes of placing short dental implants in the posterior mandible: a retrospective study of 124 cases. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67:713-717.

Graser C, Myers M, Iranpour B. Resolving esthetic and phonetic problems associated with maxillary implant supported prostheses. A clinical report. *J Prosthet Dent* 1989;62:376-378.

Hagi D, Deporter DA, Pillar RM, Arenovich T. A targeted review of study outcomes with short (, or 7mm) endosseous dental implants placed in partially edentulous patients. *J Periodontol* 2004;75:798-804.

Hasan I, Bourauel C, Mundt T, Heinemann F. Biomechanics and load resistance of short dental implants: a review of the literature. *ISRN Dent.* 2013 May 8;2013:424592.

Hulterstrom M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:475-480.

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Impl Res.* 2006;17:8-18

Jain N, Gulati M, Garg M, Pathak C. Short Implants: New Horizon in Implant Dentistry. *J Clin Diagn Res.* 2016 Sep;10(9):ZE14-ZE17. Epub 2016 Sep 1.

Jemt T. Three-dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. *J Oral Rehabil* 1995;22:557-564.

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) 10: 303–311.

Kayabasi, O, Yuzbasioglu, E, Erzincanli, F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Adv. Eng. Soft. Out* 2006. v.37, n.10. p. 649-58.

Kapos T, Evans C. CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29 Suppl:117-136.

Katsoulis J, Merickske-Stern R, Enkling N, Katsoulis K, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer aided design and computer aided manufactured titanium screw-retained fixed dental prostheses and after ceramic veneering. *Clin Oral Implants Res* 2015 Dec; 26(1):44-9.

Katsoulis J, Takeichi T, Sol Gaviria A, Peter L, Katsoulis K. Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10 Suppl 1:121-138.

Kim KS, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:976-984.

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.

Leinfelder KF. An evaluation of casting alloys used for restorative procedures. *J Am Dent Assoc* 1997;128:573-581.

Lencioni, Karina Albino. Análise do comportamento biomecânico por meio de elementos finitos, de próteses parciais fixas, apoiadas sobre diferentes conexões entre dente-implante [tese]. Ribeirão Preto: , Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2015 [citado 2019-05-21]. doi:10.11606/T.58.2017.tde-10082015-114859.

Li J, Fok AS, Satterhwaite J, Watts DC. Measurements of the full-field polymerization shrinkage and depth of cure of dental composites using digital image correlation. *Dent Mater* 2009;25:582-588.

Lin CH, MS, Wang JC. Nonlinear Finite Element Analysis of a Splinted Implant with Various Connectors and Occlusal Forces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:332-40.

Lin WS, Harris BT, Zandinejad A, Morton D. Use of a digital data acquisition and CAD/CAM technology of a fixed complete denture on dental implants. *J Prosthet Dent* 2014;111:1-5.

Maló P, Rangert B, Nobre M. "All on four" immediate-function concept with Branemark system implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5:2-9.

Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Ferro A1, 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. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019 Mar 28.

Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations. A critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:719-728.

Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Canciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol* 2006;77:1340-1347.

Monje A, Suarez F, Galindo-Moreno P, Garcia-Nogales A, Fu JH, Wang HM. A systematic review on marginal bone around short dental implants (>10mm) for implant-supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2013;00:1-6.

Monteiro DR, Goiato MC, Gennari Filho H, Pesqueira AA. Passivity in implant-supported prosthesis. *J craniofac Surg* 2010;21:2026-2029.

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.

Oswal MM, Amasi UN, Oswal MS, Bhagat AS. Influence of three different implant thread designs on stress distribution: A three-dimensional finite element analysis. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016 Oct-Dec;16(4):359-365.

Paniz G, Stellini E, Meneghello R, Cerardi A, Gobatto EA, Bressan E. The precision of fit of cast and milled full-arch implant-supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:687-693.

Pita MS, Anchieta RB, Barão VA, Garcia IR Jr, Pedrazzi V, Assunção WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. *J Craniofac Surg.* 2011 Nov;22(6):2327-31.

Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:35-51.

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.* (2014) doi: 10.1111/clr.12409 [Epub ahead of print].

Rossi F, Botticelli D, Cesaretti L, De Santis E, Storelli S, Lang NP. Use of short implants (6 mm) in a single-tooth replacement: a 5-year follow-up prospectiverandomized controlled multicenter clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2016 abr; 27 (4): 458-64.

Rubo JH, Souza EA. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J oral Implantol* 2008;34:248-255.

Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1998;11:408–20

Sierra-Sánchez JL, García-Sala-Bonmatí F, Martínez-González A, García-Dalmau C, Mañes-Ferrer JF, Brotons-Oliver A. Predictability of short implants (< 10 mm) as a treatment option for the rehabilitation of atrophic maxillae. A systematic review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2016 May 1;21(3):e392-402.

Silva GC, Mendonça JA, Lopes LR, Landre J Jr. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Mar-Apr;25(2):239-46.

Spazzin AO, Costa AR, Correr AB, Consani RLX, Correr Sobrinho L, Santos MBF. Effect of bar cross-section geometry on stress distribution in overdenture-ratining system simulating horizontal misfit and bone loss. *J Biomech* 2013;46:2039-2044.

Storelli S, Abbà Um, Scanferla H, Botticelli D, Romeo E. 6 mm vs 10 mm-long implants in the rehabilitation of posterior jaws: A 10-year follow-up of a randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2018; 11 (3): 283-292.

Suedam V, Souza EAC, Moura MS, Jacques LB, Rubo JH. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantolevered implant-supported prostheses. *Clin Oral Implant Res* 2009;20:196-200.

Suedam V, Moretti Neto RT, Sousa EA, Rubo JH. Effect of cantilever length and alloy framework on the stress distribution in peri-implant area of cantilevered implant-supported fixed partial dentures. *J Appl Oral Sci*. 2016 Apr;24(2):114-20

Tada S, Strengouiu R, Kitamura E. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac implants* 2003;18:357-368. Ver se ainda tem alguma citação

ten Bruggenkate CM, Asikainen P, Foitzik C, Krekeler G, Sutter F. Short (6-mm) nonsubmerged dental implants: results of a Multicenter clinical trial of 1 to 7 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998 Nov-Dec;13(6):791-8.

Taylor TD. Fixed implant rehabilitation for the edentulous maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:329-337.

Telleman G, Raghoobar GM, Vissink A, den Hartog L, Huddleston-Slater JJ, Meijer HJ. A systematic review of the prognosis of short (<10mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *J Clin Periodontol* 2011;38:667-676.

Tiozzi, Rodrigo. Efeitos do uso de próteses múltiplas implantossuportadas, unidas e isoladas, nas tensões geradas em áreas posteriores da mandíbula [tese]. Ribeirão Preto: , Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2010.

Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. J Oral Biol Craniofac Res. 2014 Sep-Dec;4(3):200-3.

Watson RM, Davis DM, Forman GH, Coward T. Considerations in design and fabrication of maxillary implant-supported prostheses. Int J Prosthodont 1991;4:232-9.