

Hiskell Francine Fernandes e Oliveira

**Análise biomecânica de próteses unitárias sobre implante
cone Morse em região pré-maxilar variando-se o tamanho
do implante e tipo de ancoragem óssea. Estudo pelo
método dos elementos finitos 3-D.**

**Araçatuba – SP
2017**

Hiskell Francine Fernandes e Oliveira

**Análise biomecânica de próteses unitárias sobre implante
cone Morse em região pré-maxilar variando-se o tamanho
do implante e tipo de ancoragem óssea. Estudo pelo
método dos elementos finitos 3-D.**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia do Câmpus de Araçatuba –
UNESP, para a obtenção do título de Mestre
em Ciência Odontológica – Área de
Concentração em Biomateriais.

Orientador: Prof. Ass. Dr. Fellippo Ramos Verri

**Araçatuba – SP
2017**

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

Oliveira, Hiskell Francine Fernandes e.

O48a Análise biomecânica de próteses unitárias sobre implante cone Morse em região pré-maxilar variando-se o tamanho do implante e tipo de ancoragem óssea. Estudo pelo método dos elementos finitos 3-D / Hiskell Francine Fernandes e Oliveira.

-- Araçatuba, 2017.

61 f. : il.; tab.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba

Orientador: Prof. Fellippo Ramos Verri

1. Implante dentário 2. Análise de elementos finitos 3. Tecido ósseo I. T.

Black D15
CDD 617.6

Dados Curriculares

Dados Curriculares

Hiskell Francine Fernandes e Oliveira

Nascimento 22/01/1991 – Ipuã / São Paulo

Filiação Amâncio de Oliveira
 Helenice Fernandes e Oliveira

2010/2014 Graduação em Odontologia
 Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Universidade
 Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP

2015/2016 Obtenção dos créditos referentes ao Curso de Pós-
 Graduação em Odontologia, Área de concentração Prótese
 Dentária, nível Mestrado, Faculdade de Odontologia de
 Araçatuba – UNESP.

Dedicatória

Dedicatória

À Deus

Primeiramente gostaria de dedicar e demonstrar a minha gratidão à Deus por me abençoar com mais esta conquista, por renovar a cada dia minha esperança e minha fé para continuar lutando por meus objetivos. Por me amparar nos momentos mais difíceis, me iluminar para ter sabedoria e discernimento nas decisões importantes, e por estar sempre presente em minhas orações, guiando para me tornar uma pessoa melhor a cada dia. Gratidão ao Senhor, que tenho certeza que sem Sua benção nada disso seria possível.

Aos meus pais

Dedico esta conquista ao meu pai **Amâncio de Oliveira** pelas noites mal dormidas preocupado com meu bem estar longe de casa, por toda sabedoria, todos os ensinamentos, por ser meu exemplo de determinação, de caráter, de honestidade e de pessoa. Obrigada pai por ser sempre meu porto seguro, por estar sempre pronto para me amparar em qualquer circunstância, por me ensinar e me incentivar a ser uma pessoa melhor, a sempre dar o meu melhor. Te amo pai

A minha mãe **Helenice Fernandes e Oliveira**, por ser a base da nossa família, por estar sempre disposta a me mostrar o caminho certo e guiar minhas incertezas, pelo amor incondicional, por abdicar da maior parte da sua vida para viver a nossa vida e zelar por nós. Por sempre segurar as pontas em qualquer circunstância. Não te mudaria em nada mãe. Te amo.

Ao meu irmão **Rômulo Luiz Fernandes e Oliveira**, que apesar de eu quase nunca falar que te amo, eu te amo mais do que qualquer pessoa neste mundo, obrigada por nossa parceria da vida, por todas as nossas brigas, por sempre me apoiar e me defender de tudo e de todos, eu já te amava desde a barriga da mãe.

Ao **Toy** meu cachorrinho, meu inseparável companheirinho de aventuras, que me faz companhia todos os dias, que explode de felicidade todas as vezes que eu entro em casa, que fica ao meu lado quando estou triste ou doente. Te amo Toyzinho

Essa conquista é nossa, pois sem vocês nada seria possível, amo vocês incondicionalmente, e espero um dia ser metade do que vocês são para mim e poder retribuir tudo que vocês merecem.

Agradecimentos Especiais

Agradecimentos Especiais

Orientador

Agradeço ao Professor Assistente Doutor **Fellippo Ramos Verri**, meu orientador, que as vezes na correria do dia a dia não consigo demonstrar a gratidão por tudo que o senhor faz por mim e pelo Ronaldo, gostaria de agradecer por ter me dado a oportunidade de ser sua orientada desde a Iniciação Científica, que eu achava que nunca iria conseguir fazer IC, muito menos com bolsa, e você me deu esta oportunidade de tentar e conseguir fazer uma iniciação, foi a sua paixão pela pesquisa e pela vida acadêmica que me incentivou a fazer mestrado e futuramente ser professora, obrigada também por ter me acolhido no grupo de pesquisa. Tenho muita admiração por você, pois você é professor completo, tem boa didática, ótimo pesquisador e excelente clinico, esta sempre preocupado conosco e disposto a nos ajudar a superar todas as dificuldades da pós graduação, desde um simples incentivo, até parar para nos ensinar a escrever artigos e o passo a passo da nossa complexa metodologia dos elementos infinitos. Obrigada professor por sempre responder meus questionamentos com toda calma e paciência do mundo, mesmo as vezes eles sendo um pouco bobos. E também sou muito grata por tudo que o senhor tem feito pelos meus pais neste longo tratamento que propusemos para eles, pela dedicação nos atendimentos, carinho e responsabilidade, com certeza posso agradecer também em nome deles, que estão muito felizes por tudo que o senhor e nossa equipe estão conseguindo fazer por eles. E mesmo o senhor sendo tão jovem, o senhor é como se fosse um paizão, amigo pra nós.

Muito obrigada por tudo professor Fellippo, tenho um enorme respeito e admiração por você, e espero um dia ser um pouco do professor que o senhor é.

Agradecimentos Especiais

Grupo de Pesquisa

Gostaria de agradecer imensamente a vocês que estiveram sempre ao meu lado durante essa jornada, enfrentando os desafios do dia a dia da pós graduação, tornando meus dias mais alegres e me motivando a sempre buscar o melhor da pós, pela ajuda e por compartilhar o conhecimento de vocês sempre.

Ao Professor Doutor **Joel Ferreira Santiago Júnior**, primeiramente por aceitar o convite de ser minha banca na defesa e no exame de qualificação. Você foi uma peça muito importante na minha formação, pelo incentivo e pelo exemplo de dedicação na pós graduação e agora como professor, sou muito grata a você Joel, por todos os conhecimentos transmitidos, pela paciência para me ensinar elementos finitos na graduação, com certeza você foi um grande incentivo para eu estar concluindo esta etapa, e por ter contribuído na finalização deste trabalho.

Ao Professor Doutor **Daniel Augusto de Faria Almeida**, que também me acolheu quando comecei a iniciação científica, pelos ensinamentos transmitidos, por dedicar uma parte do seu tempo me ensinando sobre elementos finitos, apresentação de trabalhos, finalizando relatórios PIBIC, mexer na plataforma lattes, pelos conselhos sempre muito validos e incentivadores. Obrigada Daniel, você também foi um grande incentivo para eu estar hoje finalizando meu mestrado.

Ao doutorando **Victor Eduardo de Souza Batista**, pela amizade, também por me ajudar na minha IC, por ceder seu tempo para me ajudar fazer montagem de dentes em prótese total, por sempre estar disposto a ajudar, ensinar, puxar orelha quando preciso, pelas risadas na salinha, por todos os momentos compartilhados.

Ao doutorando e meu sub chefe, **Cleidiel Aparecido Araújo Lemos**, primeiramente eu gostaria de te agradecer pela amizade, por sempre se preocupar comigo na vida profissional e pessoal, por me puxar a orelha sempre que preciso, mesmo que as vezes eu não escute, por sempre me ensinar na pesquisa, nos artigos e nas revisões sistemáticas, por as vezes me fazer chorar, e por sempre acreditar no meu potencial mesmo quando eu mesma duvido dele. Obrigada cleid você é um exemplo de pessoa e de aluno, admiro muito você.

A doutoranda e minha amiga **Caroline Cantieri de Mello**, muito obrigada por ser esta pessoa que alegra meus dias no departamento, que compartilha a dieta, os lanches, almoços, risadas e choros comigo, por ser um exemplo de aluna, de postura e de amiga, você me inspira a ser sempre melhor. Muito obrigada por todos os conselhos, pela preocupação e pelo

companheirismo, com certeza sem você meus dias de pós graduação não teriam a menor graça. Você se tornou uma amiga que vai estar para sempre na minha vida, e no meu coração. Obrigada por tudo.

Ao meu amigo e companheiro de graduação e mestrado **Ronaldo Silva Cruz**, você é uma das pessoas a quem eu mais sou grata, pois se não fosse você me incentivar a fazer iniciação científica com o prof Fellippo, com certeza eu não estaria defendendo o mestrado hoje. Muito obrigada amigo, pelo companheirismo todos esses anos, na graduação e na pós, você é um exemplo de dedicação e superação para mim.

A mestranda e minha amiga **Jéssica Marcela de Luna Gomes**, que veio de Recife para compartilhar sua alegria conosco. Obrigada amiga pelo companheirismo e pela amizade, por estar sempre disposta a me ajudar com tudo, e com certeza meus dias aqui no departamento são melhores graças a você, e nossa amizade também é pra vida toda.

Agradecimentos

As minhas amigas de infância **Isadora Mosconi Clemente** e **Maria Eduarda Rocha Maruno** por sempre me apoiarem e incentivarem a ser quem eu sou, por mesmo estando longe, sempre se fazerem presentes na minha vida, participando de todos os momentos, obrigada por mesmo as vezes ficando semanas sem nos falar, nossa amizade nunca mudar. Amo vocês desde sempre e para sempre.

As minhas amigas da faculdade, a **Tribo**, **Jessica Quereza de Freitas**, **Ana Carla Fabrício Ornelas**, **Marcela Ito Rey**, **Bruna de Oliveira**, **Bruna Cabrera Capalbo** e **Isabella Pagioro de Lima**, obrigada por terem se tornado especiais e essenciais na minha vida em Araçatuba, com certeza minha formação sem vocês não seria a mesma, por que mesmo com as nossas gigantescas diferenças, nós sempre nos completamos de alguma forma e crescemos sempre juntas, tanto pessoal quanto profissionalmente. Nossa convivência diária faz muita falta na minha vida, obrigada por todo apoio, carinho e amizade que vocês me dão a cada dia que passa. Amo cada uma de vocês.

Aos meus amigos que iniciaram essa jornada comigo em 2015, **José Guilherme Neves**, **Vanessa de Abreu Sanches Marques** e **Mayra Frasson Paiva**, como foi bom conhecer vocês e dividir este momento tão difícil e importante de nossas vidas, diria que vocês eram minha força de cada dia, e meus exemplos de pessoas, de postura e de amizade. Obrigada por cada palavra de carinho, por todas as risadas, por todas as jantinhas, pela nossa união, e por fazerem dos meus dias e das disciplinas mais felizes e divertidas, sou eternamente grata pela amizade de vocês. E estarei sempre torcendo pelo sucesso das conquistas de vocês e os que ainda vão conquistar nessa nossa longa jornada. Amo vocês.

Aos amigos que vieram como presentes na minha vida, **Adhara Smith Nóbrega**, **Agda Marobo Antreotti** e **Régis Alexandre da Cunha Melo**, vocês trouxeram leveza e alegria para minha vida pessoal e profissional, sempre presentes e dispostos a ajudar em todos os momentos. Muito obrigada por cada momento aproveitado junto com vocês, bares, festas, viagens, com certeza vocês fazem toda diferença na minha vida, e que permanecerão nela para sempre. Amo vocês.

Aos meus amigos **Rodrigo Capalbo da Silva**, **Renan Dal Fabbro**, **Bruno Guandalini Cunha**, **Luis Otávio Rocha Maruno** e **Guilherme Henrique de Souza Poli**, muito obrigada pela amizade, companheirismo, carinho e compreensão de vocês, sou muito grata por tudo que fazem por mim, e tenho um carinho enorme por vocês, com certeza vou leva-los por toda minha vida. Vocês moram no meu coração, amo vocês.

A minha amiga, irmã, companheira, que mora comigo e aturou todas as fases ruins, celebrou todos os momentos bons e conquistas, **Thaís Casteli Bonfim**, muito obrigada amiga, por todos esses anos de amizade e convivência, você é muito importante e especial na minha vida, obrigada por me fazer enxergar a vida de uma maneira mais leve, por ter esse seu jeito todo peculiar de ser, livre, leve e solta. Obrigada por todos os momentos que você esteve ao meu lado, com certeza minha vida não seria a mesma sem você. Te amo.

A **Ana Caroline Gonçalves Verri**, nossa chefe, obrigada pela amizade, por sempre nos receber tão bem em sua casa, e por todo apoio que também nos dá sempre que precisamos. A **Christine Men Martins** e **Daniele Sorgatto Faé**, obrigada meninas pela amizade, por todos os momentos divertidos que dividimos.

A Profa. Ass. Dra. **Karina Helga Túrcio**, por ter aceitado ser minha banca e contribuir com a minha dissertação. Muito obrigada professora, por estar sempre com um sorriso no rosto para nos animar e apoiar no departamento, muito obrigada pela oportunidade de ter feito alguns trabalhos no núcleo com a senhora, obrigada também pelo carinho de sempre. Tenho muita admiração pela senhora, com certeza é um grande exemplo de professora para mim.

A Profa. Ass. Dra. **Aimée Maria Guiotti**, por ter aceito ser banca do meu Exame Geral de Qualificação, e ter contribuído muito para a melhoria da minha pesquisa, também pelo carinho, consideração, por sempre estar disposta a nos ajudar, também sempre com um sorriso no rosto. Muito obrigada professora, tenho muito respeito e admiração por você. Muito obrigada por tudo.

A minha família de Araçatuba, meu amigo **Leandro Rahal Mestrener** e minha mãe postíça **Sandra Rahal Mestrener**, obrigada Le pela amizade e carinho de sempre, conte sempre comigo, agora que seremos parceiros também na pós, sou muito grata por ter você em minha vida. E muito obrigada Sandra, por ser essa pessoa tão especial, que me acolheu como filha, que me orienta na vida pessoal e profissional, você é um exemplo de pessoa, de professora e de dentista, muito obrigada por todo conhecimento transmitido, por todas as oportunidades, e por todo amor e carinho que você tem por mim. Espero um dia ser um pouco da pessoa fantástica que você é. Amo vocês.

Aos professores, Prof. Ass. Dr. **José Vitor Quinelli Mazaro**; Profa Ass. Dra. **Adriana Cristina Zavanelli**; Prof. Adj. **Eduardo Piza Pellizzer**; Prof. **Paulo Renato Junqueira Zuim**; Prof. **Daniela Micheline dos Santos**; Prof. **Marcelo Coelho Goiato**; Prof. **Aldieres Alves Pesqueira**; pela atenção, carinho e dedicação de vocês.

À **Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP**, na pessoa de seu Diretor,

Profª Tit. Wilson Roberto Poi e de seu vice-diretor, **Prof. Tit. João Eduardo Gomes Filho** pela oportunidade da realização do Curso de Mestrado em Odontologia.

Ao **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico**, pelo financiamento e apoio designado ao projeto de pesquisa através da concessão da Bolsa de Mestrado.

À coordenação do Programa de Pós-Graduação em Ciência Odontológica da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, na pessoa do **Prof. Adj. Luciano Tavares Ângelo Cintra**, e a todos os membros do conselho pela brilhante condução sempre buscando o melhor ao nosso programa e assim permitir a realização de trabalhos importantes.

Ao Centro de Tecnologia da Informação – Renato Archer (CTI) o Pesquisador Engenheiro **Dr. Pedro Yoshito Noritomi**, pelo apoio e assessoria durante o curso de doutorado e aos projetos em parceria com o grupo de pesquisa.

A todos os funcionários do departamento de Materiais Dentários e Prótese, **Magda Requena, Eduardo Cobo, Carlos Alberto Gonçalves, Jander de Carvalho Inácio, Marco Antônio Requena**, pelo bom humor diário de vocês, por todo carinho e atenção que sempre me trataram, e por estarem sempre dispostos e disponíveis para nos ajudar.

Ao professor **Robson Frederico Cunha** por ser este grande exemplo de professor e de pessoa, muito obrigada por todo conhecimento transmitido professor, se hoje eu tenho habilidade para falar e me expressar em público, postura e vontade de ensinar, devo isso ao senhor, muito obrigada.

Aos funcionários da seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, pela atenção, orientação e cordialidade.

Aos funcionários da Biblioteca: da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, pela colaboração e presteza em todos os momentos.

Àqueles que contribuíram ou participaram direta ou indiretamente da elaboração deste trabalho.

Epígrafe

“Lembre-se de olhar para as estrelas e não para baixo em seus pés. Tente identificar o sentido do que você vê e se pergunte sobre o que faz o Universo existir. Seja curioso. E no entanto por mais que a vida possa parecer difícil, há sempre algo que você pode fazer e ter sucesso. É importante você não desistir simplesmente.

Não deve haver limites para o empenho humano. Nós todos somos diferentes, não importa quão ruim a vida pareça estar, onde há vida, há esperança.” Stephen Hawking

Resumo

Resumo

Oliveira HFF. Análise biomecânica de próteses unitárias sobre implante cone Morse em região pré-maxilar variando-se o tamanho do implante e tipo de ancoragem óssea. Estudo pelo método dos elementos finitos 3-D. [Dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2017.

Resumo

Este trabalho teve como objetivo analisar a distribuição das tensões em próteses unitárias implantossuportadas de cone morse, em região de maxila anterior, variando o tipo de ancoragem óssea em colocação convencional, bicorticalizado e bicorticalizado com levantamento de assoalho nasal, com diferentes comprimentos do implante, sendo eles de 8,5, 10 e 11,5mm e diâmetro de 4,0 mm, através do método dos elementos finitos tridimensionais. Foram simulados 3 modelos tridimensionais maxilares da região anterior envolvendo o elemento 11, com auxílio de programas de criação de modelos a partir de tomografias, o InVesalius (CTI, São Paulo, Brasil) e programas de desenho assistido, o Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, USA) e o SolidWorks 2011 (SolidWorks Corp, USA). Os modelos dos blocos ósseos foram reconstruídos a partir da tomografia computadorizada, com a presença de um implante nas dimensões citadas acima, com coroa livres de metal em zircônia e cimentadas. Os modelos 3D foram exportados para o programa de elementos finitos FEMAP v.11 (Siemens Product Lifecycle Management Software Inc.USA) para discretização dos modelos, geração da malha de elementos finitos e análise posterior a processamento no programa NEiNastran 11 (Noran Engineering, Inc., USA). Foram aplicadas cargas de 178N, em ângulo de 0°, 30° e 60°, considerando-se o longo eixo do implante como referência. Os resultados foram visualizados por meio de mapas de deslocamento, tensão de von Mises, tensão Máxima Principal e microdeformação. Diante da análise de todos os mapas de tensões, os modelos bicorticais foram os que se mostraram com melhores distribuições de tensões e deformações, tanto no implante, quanto na cortical óssea onde foram travados os implantes. Os modelos simulando a técnica de levantamento de assoalho, se mostraram

semelhante ao bicortical, sendo a técnica convencional a que mostrou distribuição inferior quando comparado aos demais. Dentro das limitações deste estudo, podemos concluir que: o carregamento oblíquo gera maior estresse e deformação tanto para o implante quanto para o tecido ósseo; a técnica de implantação bicortical (associada ou não a levantamento nasal) foi mais favorável para distribuição de tensões e deformações, principalmente no tecido ósseo.

Palavras-chave: Implante dentário, análise de elementos finitos, tecido ósseo

Abstract

Oliveira HFF. Biomechanical analysis of unitary prostheses on Morse taper implant in the premaxillary region varying the size of the implant and type of bone anchorage. Study finite elements analysis 3-D. [Dissertation]. Araçatuba: UNESP - São Paulo State University; 2017.

Abstract

The aim of this study was to analyze the distribution of tensions in morse taper implants supporting single crowns in the anterior region of maxilla, varying the type of bone anchorage in conventional, bicorticalized and bicorticalized placement with nasal floor elevation, and different lengths of implants (8.5, 10 and 11.5mm) with 4.0 mm of diameter, using the 3D finite element analyses. Three 3-dimensional maxillary models of the anterior region including element #11 were simulated using software InVesalius for CT Scan recomposition (CTI, São Paulo, Brazil) and CAD-software Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling For Windows, USA) and SolidWorks 2011 (SolidWorks Corp, USA). The bone block models were reconstructed from the computed tomography, with the presence of an implant in the dimensions mentioned above, with cemented zirconium metal free crowns. The 3D models were exported to the FEMAP v.11 finite element software (Siemens Product Lifecycle Management Software Inc.) for models discretization, mesh generation and post-processing analysis after processing progress in the NEiNastran 11 program (Noran Engineering, Inc., USA). Loads of 178N were applied at angle of 0°, 30° and 60°, considering the implant long axis as reference. The results were visualized by means of displacement maps, von Mises maps, Max Principal maps and microstrain. Analyzing all stress maps, the bicortical models were the ones that showed with better stress and strain distributions, both in the implant as to the cortical bone where the implants were locked. The models simulating the technique of nasal floor elevation were similar to the bicortical one, being the conventional technique the one that showed more unfavorable stress distribution. Within this study limitation it was possible to conclude that: oblique loading showed better stress and strain distribution for the implant and bone tissue; bicortical techniques (associated

or not with nasal floor elevation) were more favorable to stress and strain distribution, mainly for bone tissue.

Key words: Dental implant, finite element analysis, bone tissue

Listas e Sumário

Lista de Figuras

Figura 1 -	Desenho dos modelos	32
Figura 2 -	Malhas de elementos finitos	35
Figura 3 -	Figura esquemática de aplicação das forças e restrições	36
Figura 4 -	Mapas de deslocamento.	39
Figura 5 -	Mapas de von Mises	41
Figura 6 -	Mapas de Tensão Máxima Principal (corte oclusal)	44
Figura 7 -	Mapas de Tensão Máxima Principal (corte sagital)	45
Figura 8 -	Mapas Microdeformação (corte oclusal)	47
Figura 9 -	Mapas de Microdeformação (corte sagital)	48

Lista de Tabelas

Lista de Tabelas

Tabela 1-	Descrição dos modelos utilizados no estudo	31
Tabela 2 -	Propriedades dos materiais envolvidos no estudo	36

Anexos

Anexo 1-	Normas do periódico The International Journal of ORAL & MAXILLOFACIAL IMPLANTS	57
-----------------	---	-----------

Sumário

Sumário

INTRODUÇÃO	27
PROPOSIÇÃO	29
MATERIAL E MÉTODO.....	30
RESULTADOS.....	38
DISCUSSÃO.....	49
CONCLUSÃO.....	52
REFERÊNCIAS.....	53

Introdução

Introdução

1. Introdução

Atualmente, reabilitações orais utilizando implantes dentais na região anterior maxilar demandam maior perspectiva estética e funcional, que combinados com a experiência e habilidade do implantodontista levam ao sucesso do tratamento¹. Apesar desta região apresentar osso de baixa densidade, é uma das áreas onde mais se instala implantes². Inclusive, alguns estudos relataram que reabilitações sobre implantes associadas a áreas de enxertos ósseos para levantamento de assoalho nasal não apresentaram perdas durante o período de 86 meses de acompanhamento³. Portanto, é possível que o tipo de ancoragem do implante ou algum fator relacionado a espessura ou densidade óssea possam influenciar a longevidade deste tipo de tratamento.

Tem sido relatado que um dos fatores mais importante para o sucesso do tratamento reabilitador é a estabilidade primária adequada dos implantes, principalmente quando o protocolo utilizado é o carregamento imediato^{4,5}. Para favorecer e aumentar a estabilidade primária na região anterior da maxila, podemos utilizar a técnica de ancoragem bicortical¹ favorecendo a distribuição biomecânica do estresse das cargas oclusais, ou bicortical com levantamento de assoalho nasal, que é uma técnica semelhante a Summers⁶, porém em região anterior maxilar^{1,6}.

A bicorticalização dos implantes pode ser considerada uma técnica para aumento da estabilidade primária^{7,5}. Esta técnica proporciona a distribuição biomecânica mais eficaz do esforço mastigatório das cargas no tecido ósseo ao redor do pescoço do implante quando instalados implantes de hexágono externo⁷. Entretanto o comportamento biomecânico dos implantes usando diferentes técnicas cirúrgicas é controverso, pois existem discordâncias na literatura que afirmam que a técnica da bicorticalização poderia aumentar o estresse no osso cortical a um nível indesejado para osseointegração⁸. Em situações na qual não

Introdução

existe disponibilidade óssea para a instalação do implante nessas regiões, pode ser indicada a técnica de elevação do assoalho nasal⁹.

A técnica de levantamento de assoalho nasal pode servir como um tratamento viável e previsível quando existe deficiência de altura óssea na região anterior maxilar, e um dos benefícios que podem explicar a alta taxa de sobrevivência de implantes utilizando esta técnica é a implantação também ser bicortical¹. Esta estabilização promove um travamento imediato do implante, até em casos de provisionalização imediata, porém o uso desta técnica pode causar algumas complicações.

Os implantes cone morse têm sido indicados para restaurações unitárias com efetividade, mostrando um excelente resultado clínico e estético na região anterior maxilar^{10,11}, principalmente porque apresentam vantagens biomecânicas e microbiológicas^{12,13,11,10}, permitindo a manutenção da crista óssea, e consequentemente da região papilar, favorecendo o resultado final da reabilitação. Os implantes cone morse ainda apresentaram um melhor vedamento bacteriano, além de promover a eliminação dos micromovimentos¹⁴ possibilitando também a diminuição do microgap quando comparado aos implantes de hexágono externos e internos, possuindo maior resistência ao afrouxamento do parafuso que os outros sistemas, apresentando, portanto, alta resistência a taxa de fadiga e flexão máxima¹².

Entre os métodos de avaliação do comportamento biomecânico, a análise por elementos finitos tem sido uma das técnicas mais utilizadas em implantodontia⁷, incluindo estudos biomecânicos na região anterior da maxila^{7,15,16}.

2. Proposição

O objetivo deste estudo foi analisar, por meio do método dos elementos finitos 3-D (MEF 3-D), a distribuição de estresse em próteses unitárias implanto-suportadas na região anterior maxilar, utilizando implantes cone morse, variando o tipo de ancoragem óssea em implantação convencional, bicortical e bicortical associada a levantamento de assoalho nasal, além da variação do comprimento do implante (8,5, 10,0 e 11,5 mm) para obtenção das diferentes técnicas.

Com a hipótese nula de que não há diferença na distribuição de estresse entre as técnicas cirúrgicas avaliadas (convencional, bicortical e bicortical com levantamento de assoalho nasal).

3. Material e método

Materiais

Para a execução desta metodologia, foram utilizados os seguintes materiais e softwares:

- Workstation com processador de alta performance, com capacidade de memória RAM mínima de 32Gb;
- Programas de desenho assistido Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, USA) e SolidWorks 2011 (SolidWorks Corp, Massachusetts, USA).
- Programa Invesalius (CTI, São Paulo, Brasil) para processamento de tomografia.
- Programa de elementos finitos NEi Nastran 11 (Noran Engineering, Inc, USA) integrado ao Femap 11 (Siemens Product Lifecycle Management Software Inc.USA).
- *Scanner* de superfície (Roland 3D MDX-20).

Descrição dos modelos

Foram confeccionados 3 modelos de elementos finitos representativos da região óssea do dente 11. Cada bloco ósseo recebeu um implante associado, variando-se as técnicas de ancoragem estudadas, de acordo com a Tabela 1. O sistema de implante simulado foi da marca Conexão (Conexão Sistema de Prótese, Ltda., São Paulo, Brasil), bem como seus componentes associados. Todas as próteses foram simuladas cimentadas. O osso simulado foi o mais comum de ser encontrado na região de anterior da maxila, sendo classificado como tipo III, constituído por uma fina camada de osso cortical de 1 mm envolta por osso trabecular¹⁷.

Material e método

Tabela 1. Descrição dos modelos utilizados no estudo

Modelos	Ancoragem	Diâmetro e Comprimento (Implantes)	Angulação
M1	Convencional	4,0 x 8,5 mm	0°
			30°
			60°
M2	Bicorticalização	4,0 x 10 mm	0°
			30°
			60°
M3	Levantamento de assoalho	4,0 x 11,5 mm	0°
			30°
			60°

Obtenção do bloco ósseo

O bloco ósseo foi modelado tomando-se por base a recomposição de uma Tomografia Computadorizada da região anterior maxilar feita pelo uso do programa InVesalius, que permite recompor modelos virtuais em três dimensões (3D) a partir das imagens bi-dimensionais (2D) do exame tomográfico.

Em seguida, os modelos virtuais foram importados no programa Rhinoceros 3D para a conversão e edição no formato adequado para a modelagem, também seguindo metodologia de trabalhos anteriores¹⁸, até a finalização do bloco ósseo representativo das duas técnicas de ancoragem simuladas. (Figura 1). A separação do osso cortical do osso trabecular foi feita por offset de superfícies, na dimensão de 1 mm de espessura, no mesmo programa.

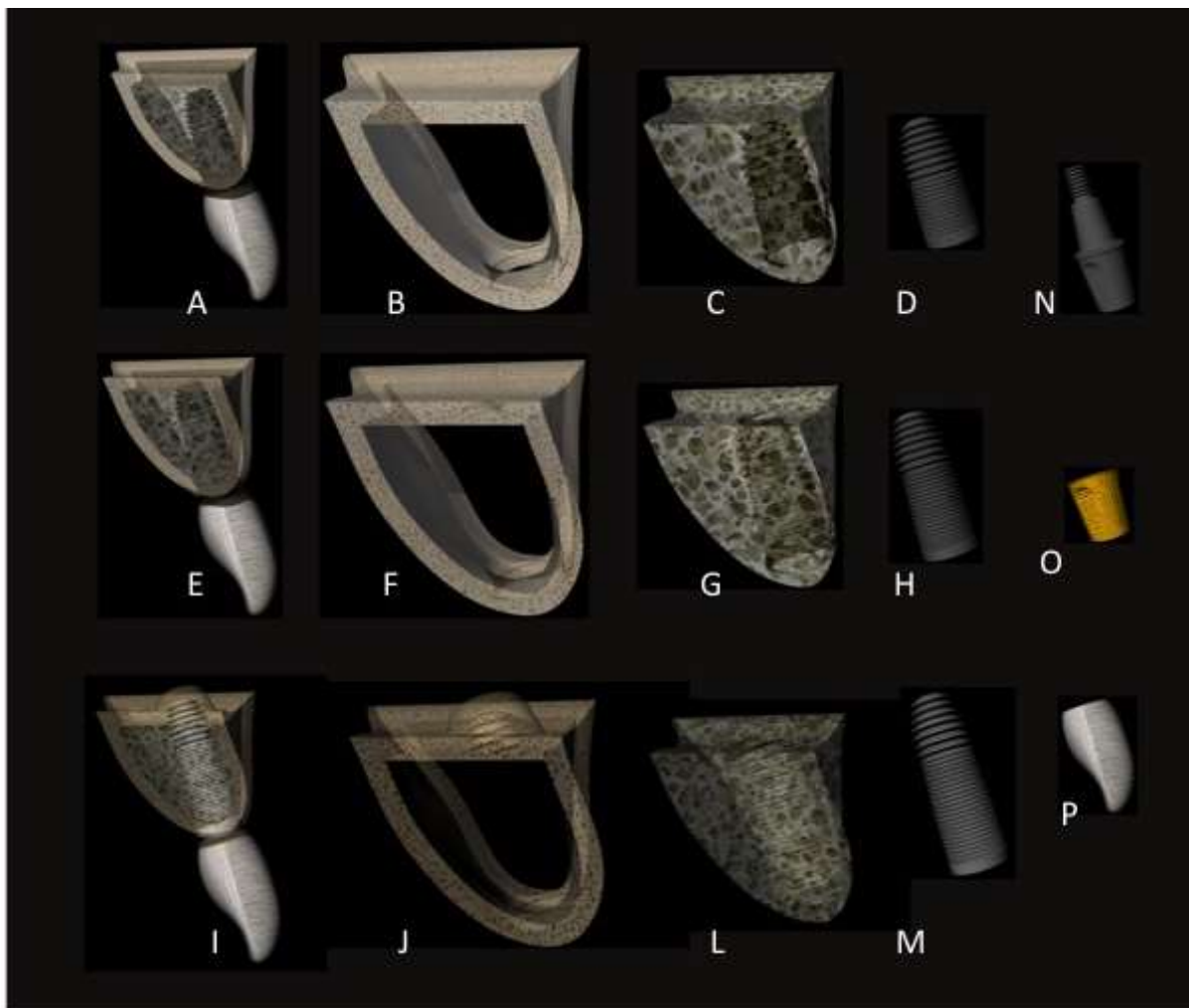


Figura 1 – Desenho dos modelos. A – modelo completo convencional (M1); B – osso cortical M1; C – osso trabecular M1; D - implante 8,5mm; E– modelo completo bicortical (M2); F – osso cortical M2; G – osso trabecular M2; H – implante 10mm; I– modelo completo bicortical com levantamento de assoalho (M3); J – osso cortical M3; L – osso trabecular M3; M – implante 11,5mm; N – pilar speed (M1, M2 e M3); O – cimento resinoso (M1, M2 e M3); P – coroa zircônia (M1, M2 e M3).

A altura padrão do bloco ósseo foi de 10,0 mm. Assim, para a implantação convencional restou 1,5 mm de osso apicalmente ao implante, pois o implante posicionado para esta técnica foi de 8,5 mm. Para a implantação bicortical o ápice do implante ficou travado na superfície superior do modelo, já que ambos possuíam a mesma altura (10,0 mm). Para o modelo bicortical com levantamento de assoalho nasal o bloco ósseo foi aumentado em 1,5mm ao redor do ápice do implante (de 11,5mm de comprimento) para simular a técnica de levantamento. (Figura 1)

Modelagem das coroas protéticas

As coroas metal-free simuladas foram modeladas a partir de escaneamento de superfície de um elemento dental artificial de incisivo central superior direito obtido de um manequim odontológico experimental, com auxílio de um scanner de superfície (*scanner* 3D MDX-20) a semelhança de técnica utilizada em trabalho anterior^{18,19}.

O desenho da superfície obtido após escaneamento foi importado para o programa de desenho assistido Rhinoceros 3D 4.0 para modelagem e simplificação de superfícies complexas, simulando a face interna para cimentação sobre pilar Speed pré-fabricado simulado. (Figura 1N). Após o modelamento, estes conjuntos Speed/porcelana foram ajustados sobre os implantes simulados e, finalmente, no bloco ósseo anteriormente obtido, utilizando o programa Rhinoceros 3D 4.0.

As dimensões da coroa protética foram simuladas por redução de 1mm de espessura nas superfícies vestibular e palatina e 2,0mm na superfície incisal (e.max ZirCAD). Além disso o cimento foi simulado com 0,09mm de espessura média, do tipo resinoso²⁰ (Figura 1O).

Modelagem dos implantes e componentes protéticos

Para a confecção do modelo de implante foi utilizado como referência um implante rosqueável das dimensões envolvidas no estudo, do tipo cone morse (Conexão Sistema de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil). Os desenhos foram elaborados e simplificados para análise no programa Solidworks, que possibilita reproduzir, com riqueza de detalhes suficiente à elaboração da técnica as dimensões do formato interno e externo do implante, além do formato dos pilares pré-fabricados que foram simulados para receber a prótese cimentada de zircônia no programa Rhinoceros 3D. Modelagem final pode ser observada nas figuras 1A, 1E e 1I.

Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos

A tecnologia de elementos finitos, que permite análise matemática de comportamento de um sistema físico simulado, necessita de representação geométrica da estrutura física real que é obtida através da modelagem descrita anteriormente.

Após a modelagem, os desenhos foram importados no programa de elementos finitos Femap 11 para desenvolvimento dos modelos de elementos finitos. Neste programa foram geradas as malhas de cada estrutura, a partir de elementos parabólicos sólidos, além da incorporação das propriedades mecânicas dos materiais utilizados, de acordo com dados da literatura (Tabela 2). Todos os materiais foram simulados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos, já que a análise realizada foi do tipo linear estática. Malhas finais podem ser observadas na Figura 2.

Aplicação de forças e restrição do modelo

O carregamento total aplicado a todos os modelos foi de 178N, em ângulo de 0°, 30° e 60°, sempre em relação ao longo eixo do implante, à semelhança do executado por Hsu et al. 2007¹⁶ e trabalhos anteriores. A fixação óssea foi aplicada nas superfícies das extremidades laterais do bloco, em direção x, y e z. Assim, com os conjuntos montados foi possível transmitir carga ao bloco ósseo e este pode sofrer as deformações decorrentes da carga sem influência da restrição do modelo (Figura 3). Todos os contatos foram simulados do tipo colado.

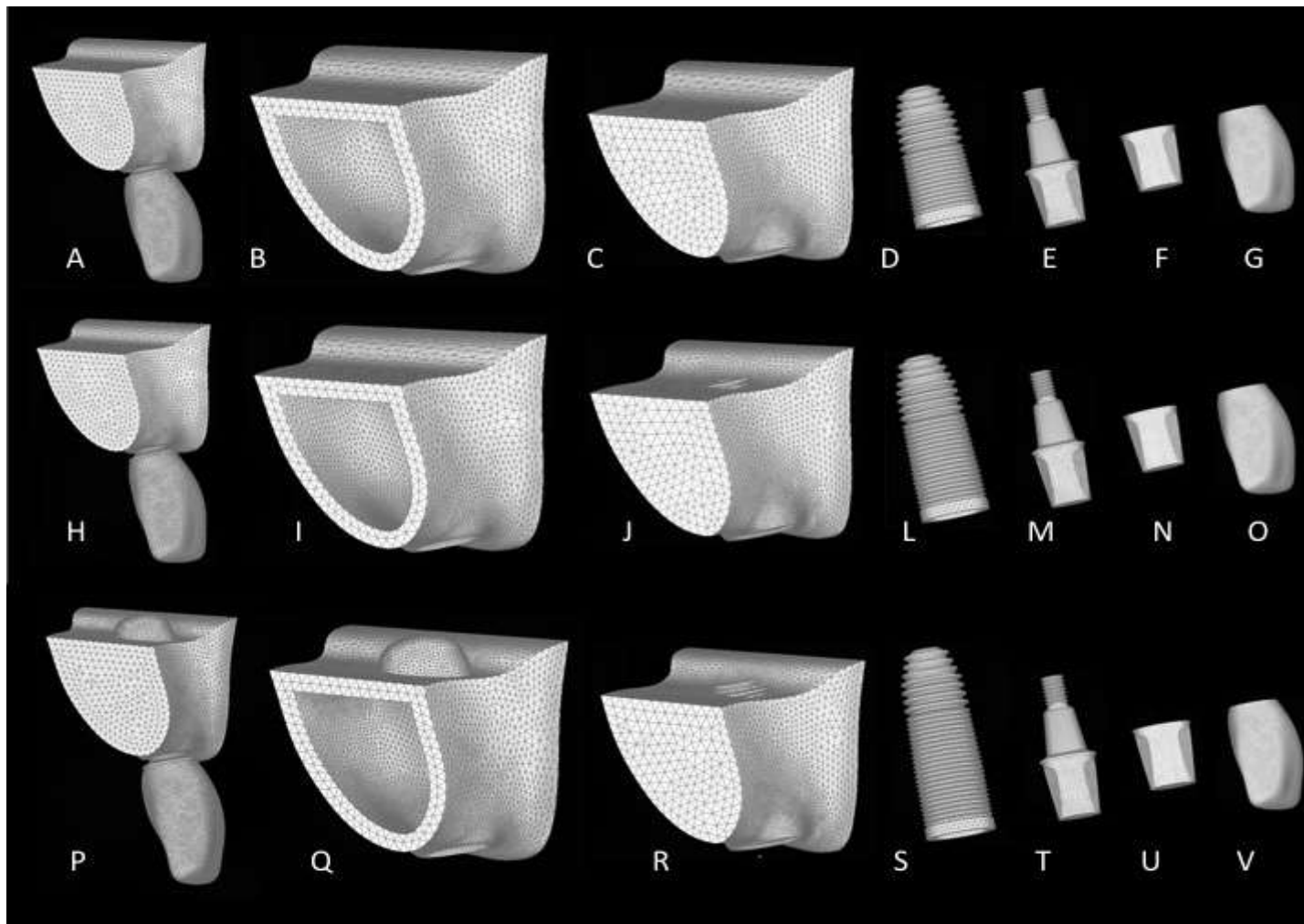


Figura 2: Malhas de elementos finitos. A – modelo completo convencional (M1); B – osso cortical M1; C – osso trabecular M1; D - implante 8,5mm; E – pilar speed M1; F – cimento resinoso M1; G – coroa de zircônia M1; H – modelo completo bicortical (M2); I – osso cortical M2; J – osso trabecular M2; L – implante 10mm; M – pilar speed M2; N – cimento resinoso M2; O – coroa de zircônia M2; P – modelo completo bicortical com levantamento de assoalho nasal (M3); Q – osso cortical M3; R – osso trabecular M3; S – implante 11,5mm; T – pilar speed M3; U – cimento resinoso M3; V – coroa de zircônia M3.

Tabela 2 :Propriedades dos Materiais envolvidos no estudo

Material	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coefficiente de Poisson (v)	Referências
Osso Trabeculado	1,370	0,30	Verri et al. (2014)
Osso Cortical	13,700	0,30	Verri et al. (2014)
Titânio (Liga de titânio)	110,000	0,35	Verri et al. (2014)
Coroa de zircônia (e.max ZirCAD)	210,000	0,26	Dos Santos et al, (2014)
Cimento resinoso	18,300	0,33	Lazari et al (2014)

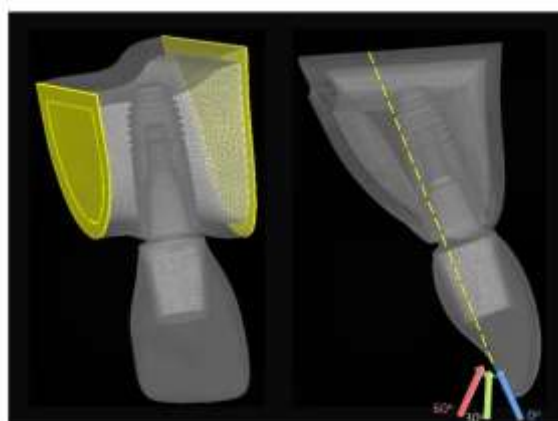


Fig. 3: Figura esquemática da aplicação de forças e restrições. Superfícies amarelas representam fixação nos eixos x , y e z ; Seta azul – aplicação de carga a 0° ; Seta verde - aplicação de carga a 30° ; Seta vermelha – aplicação de carga a 60° .

Para obtenção dos resultados foram obtidos quatro mapas de tensões: deslocamento, von Mises, tensão máxima principal e microdeformação. Os mapas de deslocamento analisam a tendência do modelo se deslocar do seu eixo durante a aplicação de cargas, com unidades em milímetros (mm); Os mapas de tensões Von Mises mostram uma somatória de concentrações de tensões de tração, compressão e cisalhamento, utilizados para avaliar a distribuição de

Material e método

tensões em estruturas dúcteis, com unidades em MegaPascal (MPa); os mapas de tensão máxima principal foram confeccionados para analisar forças de tração e compressão separadamente, boa análise para matérias friáveis, também com unidades em MPa; os mapas de microdeformação mostram a tendência à deformação de todo o conjunto sob aplicação de força e é adimensional.

Resultados

Deslocamento

No carregamento de 0° todos os modelos se mostraram semelhantes quanto a tendência de deslocamento (Figura 4), sendo observado valores máximos inferiores a 0,02 mm. Quando aumentada a angulação da aplicação da carga para 30° e 60°, houve um aumento da tendência ao deslocamento para todos os modelos, especialmente para o modelo convencional na região do corpo do implante em direção ao seu ápice quando comparado o bicortical e ao bicortical com levantamento de assoalho (Figura 4). Os valores máximos de deslocamento ficaram ao redor de 0,12 mm, porém esta variação está dentro dos valores aceitáveis de deslocamento.

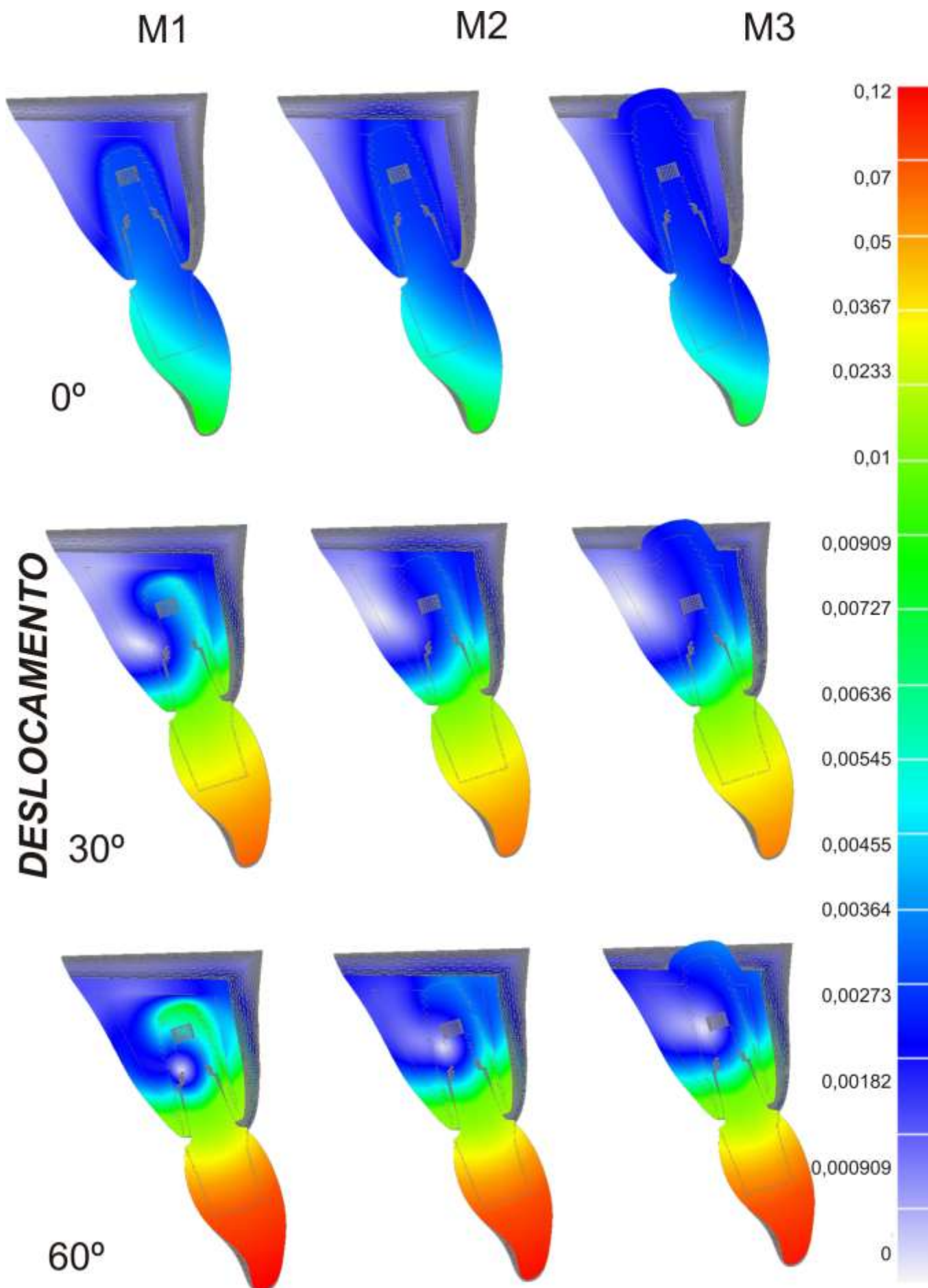


Figura 4 – Mapas de deslocamento, análises de tendência ao deslocamento em relação ao longo eixo do implante.

Resultados

Von Mises

No carregamento de 0° foi possível observar um padrão de distribuição semelhante de tensões nos modelos analisados, com uma ligeira sobrecarga na região palatina das coroas próximo a aplicação da carga, bem como na região palatina do pilar e implante. Na região apical foi observada menor concentração de tensões, independente da técnica cirúrgica avaliada. Valores máximos atingiram ao redor de 500 MPa, mas na região da aplicação da força (Figura 5)

Sob o carregamento 30° foram observadas distribuições semelhantes para os modelos, porém no modelo M3 é possível visualizar uma pequena área de alívio de tensões na região apical do implante.

As maiores tensões foram observadas no carregamento de 60°, com maior sobrecarga na região de pilar, bem como próximo a região cervical do implante, atingindo valores próximos a 500 Mpa. Os implantes apresentaram distribuição de tensões semelhantes na região apical, com uma diminuição de tensões na região de roscas dos pilares para os modelos M2 e M3 comparado ao modelo M1 (Figura 5).

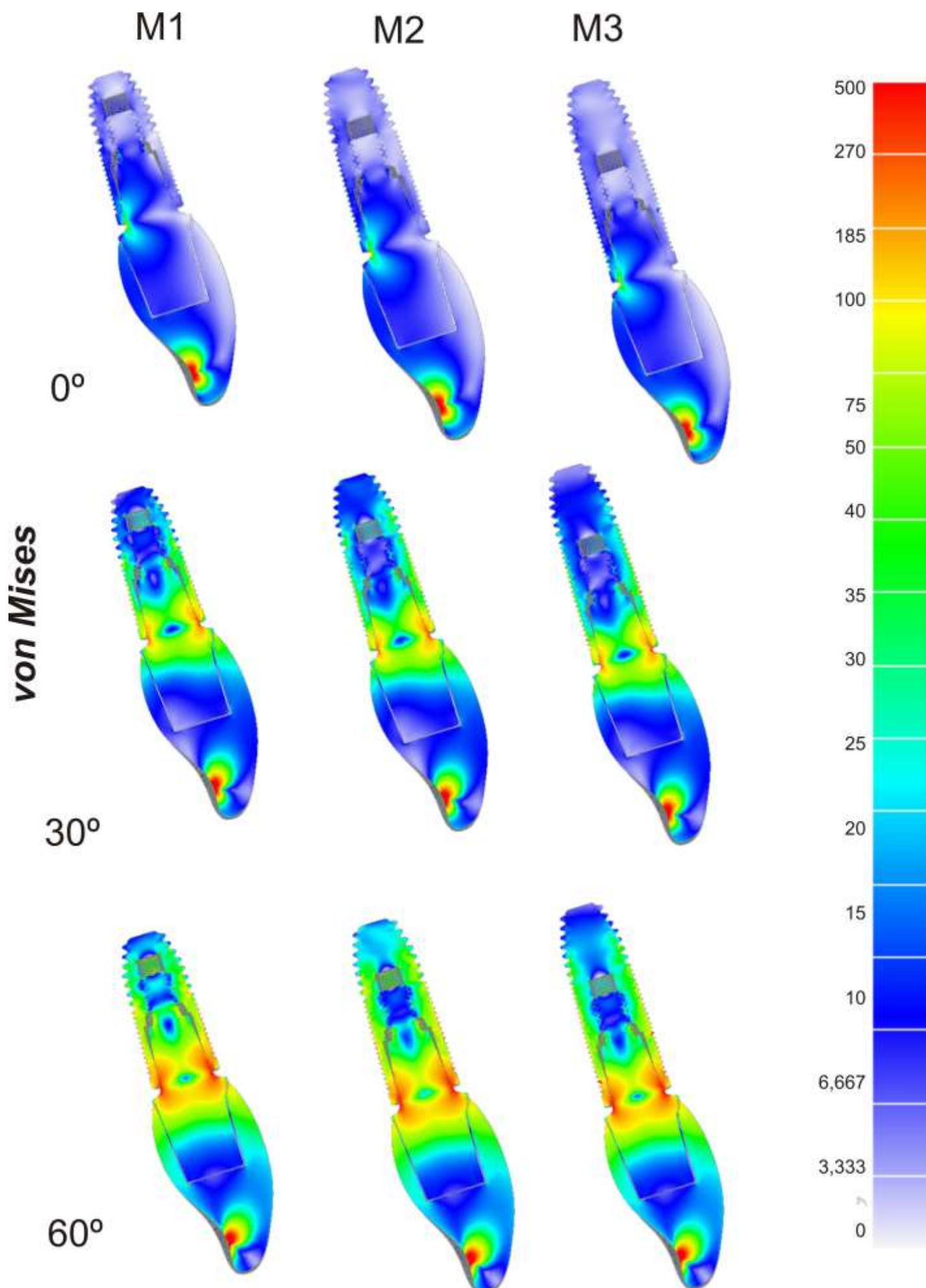


Figura 5 – Mapas de Von Mises, análise da distribuição de tensões no implante.

Resultados

Tensão Máxima Principal

É possível observar que para o tecido ósseo cortical (vista oclusal) (Figura 6) e cortical e trabecular (vista lateral) (Figura 7) sob carregamento 0°, foram observadas baixas concentrações de tensões de compressão próximas à interface osso/implante. O padrão de distribuição foi semelhante para todos os modelos, havendo uma ligeira diminuição das tensões compressivas na cortical superior do modelo bicortical, onde está travado o implante, sem tensões de tração.

No carregamento de 30°, a análise mostrou em ambos os modelos um aumento da concentração de tensões tanto compressivas quanto de tração, com valores de tração próximos de 15 MPa em todos os modelos. Na vista oclusal foi observado tensões de tração na interface osso/implante no M1 (técnica convencional) mais intensas do que na mesma região do modelo em que foi simulado a técnica bicortical (M2). As tensões de compressão se mostraram semelhantes em ambos os modelos analisados.

No corte sagital pode ser observado o mesmo que foi constatado na vista oclusal, mas com leve aumento das tensões de tração nas regiões apicais dos modelos M2 e M3. No modelo M1, toda a área ao redor do implante sofreu um ligeiro aumento de tensões de tração (Figuras 6 e 7).

No carregamento de 60°, a análise mostrou em ambos os modelos um aumento da concentração de tensões tanto compressivas quanto de tração, com valores de tração próximos de 120 MPa para M1 e 80 MPa para M2. As tensões de compressão também se mostraram semelhantes em ambos os modelos analisados.

No corte sagital pode ser observado o mesmo que foi constatado na vista oclusal. Mostraram maiores tensões de tração na região da interface osso/implante quando utilizada a técnica convencional comparado à bicortical, e também pode serem observadas menores áreas e valores de tensão compressivas na cortical superior do M2 onde foi travado o ápice do implante. Também foi observado maiores tensões de compressão e tração na região de

tábuas ósseas palatinas e vestibulares no modelo convencional próximo ao pescoço dos implantes. (Figuras 6 e 7)

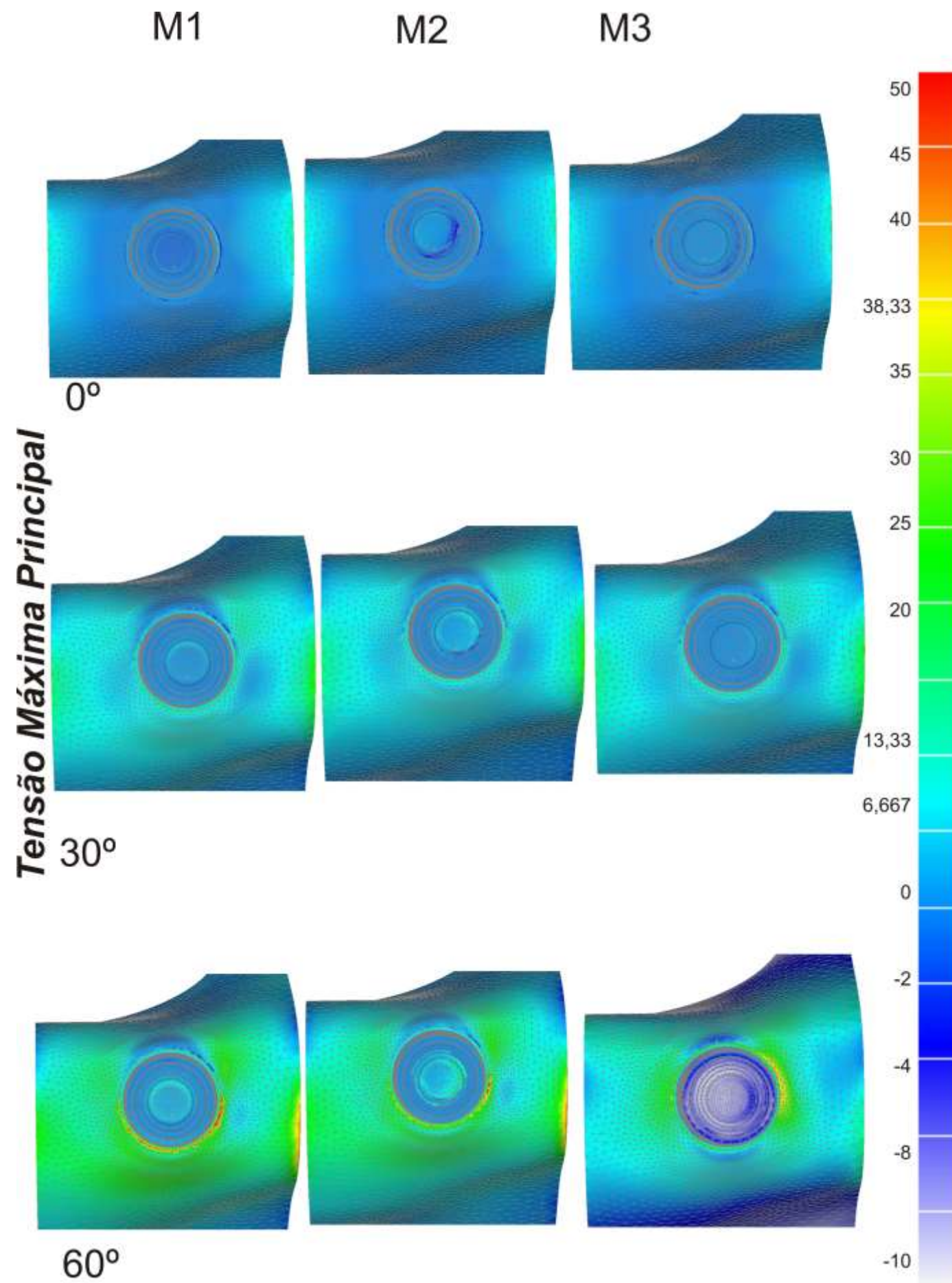


Figura 6- Mapas de Tensão Máxima Principal, análise de tração e compressão no tecido ós (corte oclusal)

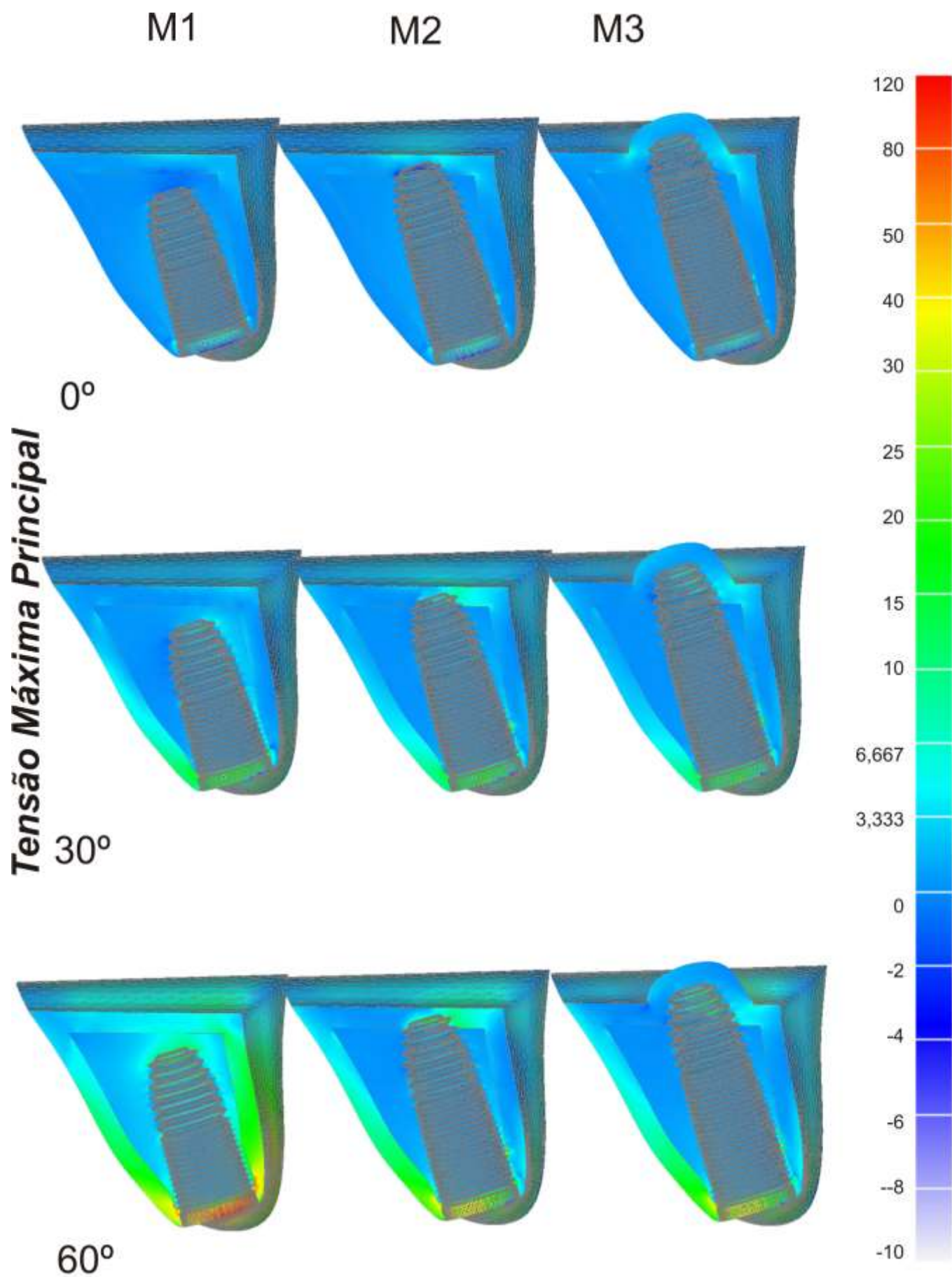


Figura 7 - Mapas de Tensão Máxima Principal, análise de tensões de tração e compressão no tecido ósseo (corte sagital)

Resultados

Microdeformação

Na vista oclusal do carregamento a 0° foi observado que a interface osso/implante do modelo bicortical (M2) e modelo bicortical com levantamento de assoalho nasal (M3) apresentou menores deformações comparado ao M1.

No carregamento de 30° as deformações foram intensificadas em ambos os modelos, mantendo-se o padrão do que foi encontrado para 0°

No carregamento de 60° as deformações foram intensificadas em ambos os modelos; porém, o M2 também apresentou menores níveis de deformação nas mesmas áreas citadas no carregamento anterior.

No corte sagital do carregamento a 0° foi possível observar menor deformação nos modelos bicorticais (M2 e M3) ao longo do osso trabecular em todo comprimento ao redor do implante e na cortical superior. O mesmo foi observado para os demais carregamentos (30° e 60°) mas com valores mais altos.

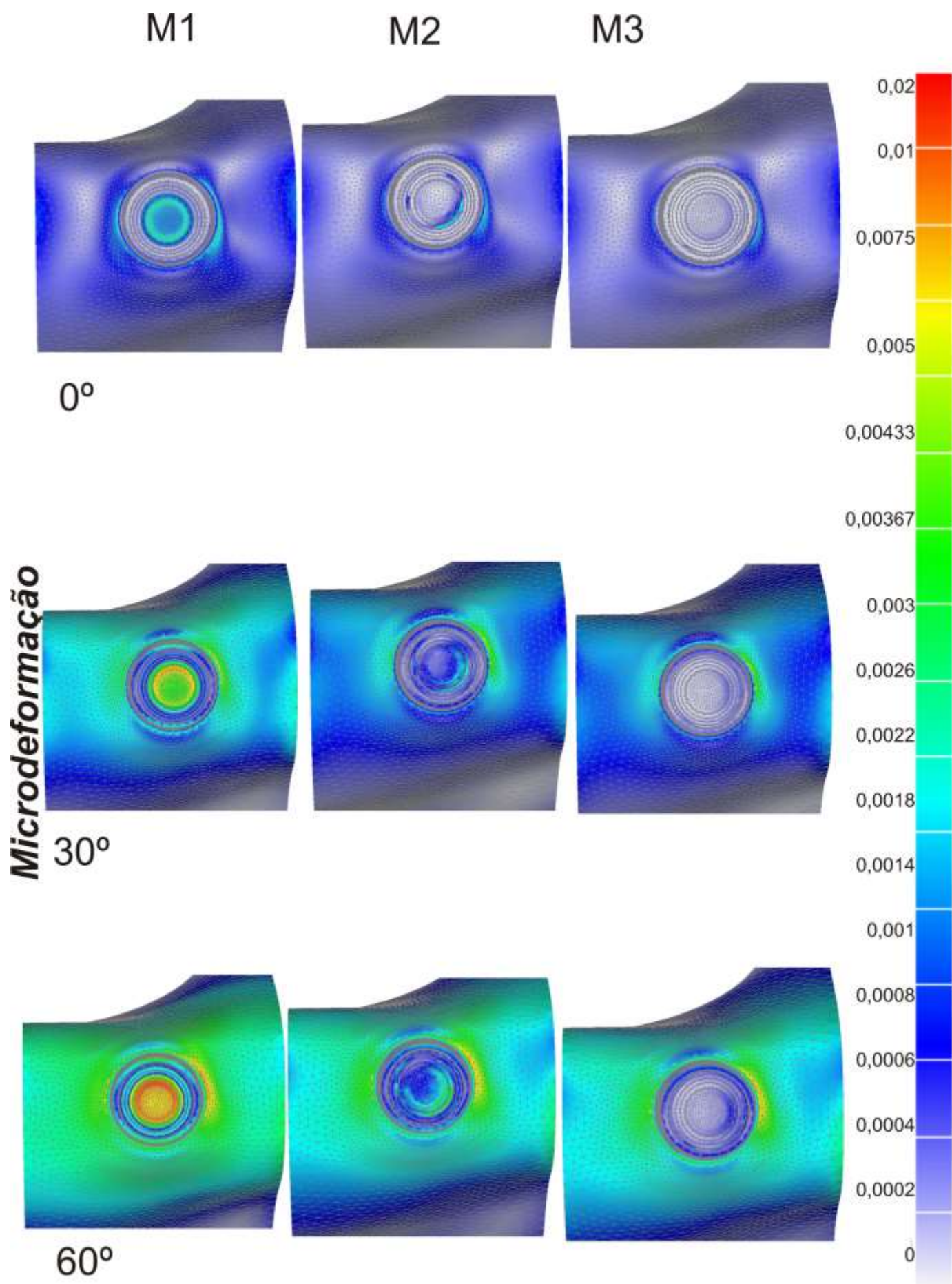


Figura 8 – Mapas de análises de tensões de Microdeformação vista oclusal

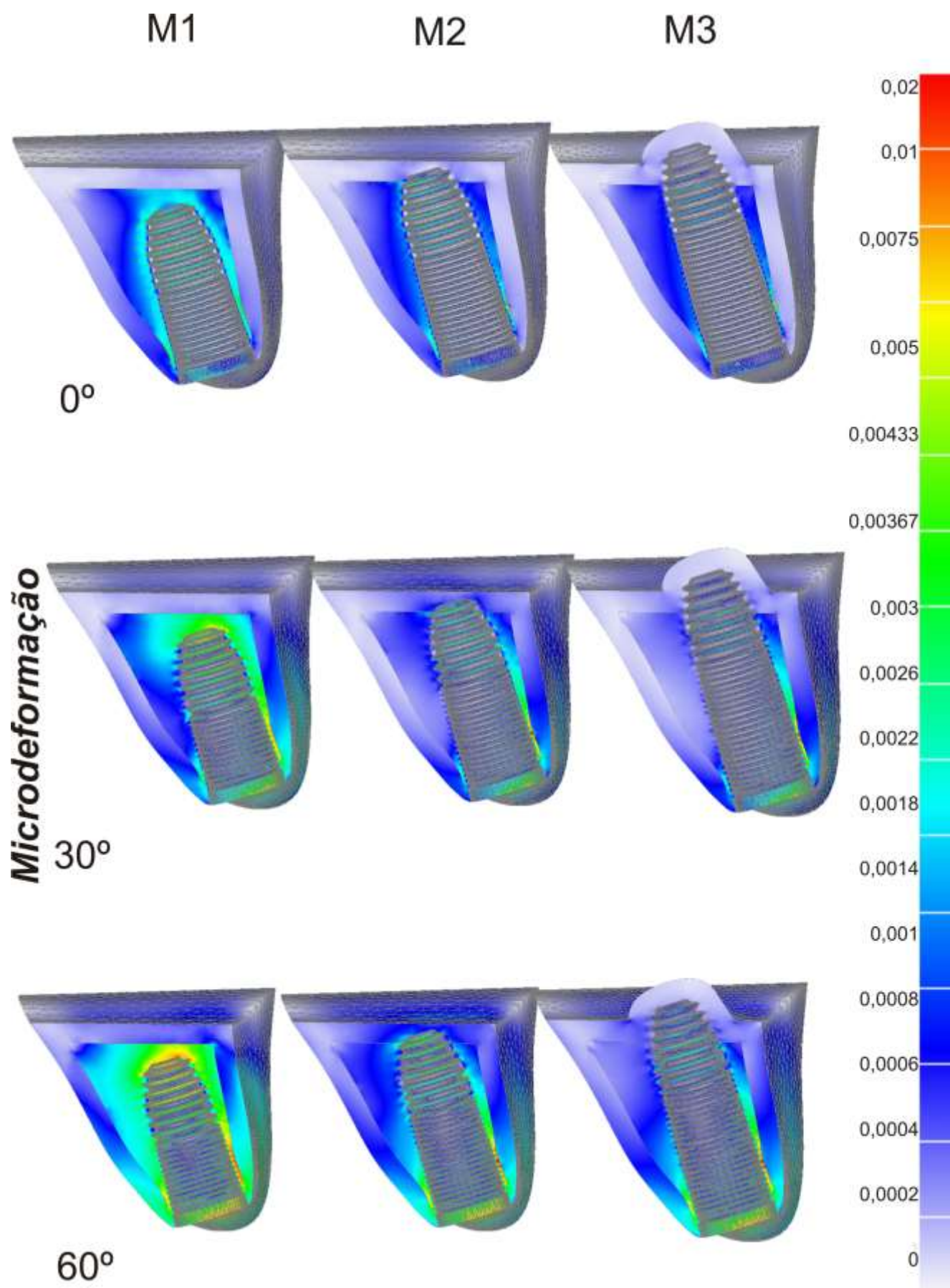


Figura 9 – Mapas análises de tensões de Microdeformação corte sagital

5. Discussão

A hipótese inicial deste estudo foi rejeitada, uma vez que houve diferença na distribuição de estresse entre as técnicas cirúrgicas avaliadas, que corroboram com outros trabalhos onde verificou-se que a técnica de bicorticalização pode ser mais vantajosa para a distribuição de tensões tanto no tecido ósseo quanto no implante, em implantes de hexágono externo⁷.

Em nosso estudo, o uso da técnica da bicorticalização com implante de comprimento maior foi capaz de ocasionar mudanças e comportamento biomecânico favorável para as estruturas analisadas, assim como descrito anteriormente em estudos biomecânicos e clínicos^{5,1,7,23}. Assim, a técnica da bicorticalização mostrou-se com melhores resultados biomecânicos, diminuindo as concentrações de tensões, deformações e tendência ao deslocamento. Cabe ressaltar que nos estudos anteriores o implante foi mantido com o mesmo comprimento (10,0 mm) e o tecido ósseo foi reduzido para que as técnicas de bicorticalização fossem simuladas^{7,23}.

Apesar de haver controvérsias na literatura afirmando que o comportamento biomecânico de implantes bicorticalizados poderia ser desfavorável e aumentaria o estresse no osso cortical a um nível que seria indesejado para a osseointegração⁸, estudos mais recentes mostram que a técnica além de proporcionar uma melhor ancoragem e aumentar a estabilidade primária, principalmente quando utilizada em implantes imediatos, proporciona também uma distribuição biomecânica mais eficaz de esforço ao tecido ósseo quando comparado à implantes de outras conexões, favorecendo assim a estética da região anterior maxilar, facilitando a provisionalização imediata na área^{4,5,7,1,24}. Cabe ressaltar, inclusive, que atualmente há uma tendência da redução do diâmetro do implante instalado nesta região, o que torna imprescindível uma boa estabilidade primária para o sucesso do tratamento.

Os implantes usados neste estudo foram inseridos a nível ósseo. Porém, é sugerido que a colocação infraóssea poderia ser benéfica quando se tratam de

Discussão

implantes de cone morse para uma boa estabilidade da altura óssea a longo prazo. De fato, para implantes de hexágono externo, o posicionamento infraósseo aumenta a reabsorção óssea²⁵. Além disso, estudo comparativo HE x CM não mostrou diferença significativa nos índices de reabsorção²⁵. Inclusive, revisões sistemáticas demonstraram que a diferença da colocação infraóssea ou ao nível não foi tão significativa^{26,27}. Portanto, a colocação da forma como proposta possibilita uma comparação mais próxima de estudos publicados anteriormente^{7,23}, sendo a colocação infraóssea mais indicada para uma correta construção de perfil de emergência da coroa protética.

No nosso estudo foi analisado o comprimento dos implantes sendo utilizados implantes de 8,5mm, 10mm e 11,5, que são considerados de menor (8,5mm) e de comprimento padrão (10,0 e 11,5mm), segundo a literatura^{28,29}. Entretanto, segundo a técnica analisada, o implante de menor comprimento demonstrou um comportamento desfavorável comparado aos implantes de maiores comprimentos na análise biomecânica. Este fato foi comprovado clinicamente, pois a literatura mostra que implantes mais longos apresentam maiores taxas de sobrevivência comparados aos implantes curtos³⁰.

Os implantes cone morse foram escolhidos neste estudo por se mostrarem com menores tensões na região do pilar quando comparados a implantes de hexágono externo. É comparável ao sistema de hexágono interno; porém, sua geometria parece ser um fator de influência para a transmissão da tensão e do esforço em torno do implante, pois o cone protege o parafuso de sobrecargas¹². Além de apresentar excelentes resultados estéticos e clínicos nas reabilitações anteriores, principalmente por permitir a manutenção da crista óssea e a estética papilar, biologicamente, apresentam um estreitamento da plataforma de assentamento que tem por característica manter a colonização bacteriana longe do tecido ósseo periimplantar determinando um vedamento biológico da região, diminuindo os índices de reabsorção óssea ao longo dos anos^{31,13,10,11}. Assim, se biomecanicamente ainda se mostram superiores, existe

Discussão

uma indicação para o uso dos mesmos quando os fatores estética e biomecânica estiverem sendo analisados, como o que ocorre na região anterior maxilar.

A literatura cita que cargas oblíquas são prejudiciais ao tecido ósseo peri-implantar^{32,33}. Em nossas análises, os carregamentos de 60° mostraram concentrações de tensões mais elevadas para o tecido ósseo e implante; entretanto, foi analisado no estudo o implante cone morse que apresenta maior resistência ao afrouxamento do parafuso quando comparado aos implantes hexagonais, internos e externos, e possuem alta resistência a fadiga e eliminação de micromovimentos^{12,14}. Pelos valores das tensões obtidas nesse estudo, mesmo com cargas altas, ainda existe a possibilidade de uso dos mesmos, muito embora este ensaio seja computacional.

Finalmente, a análise de elementos finitos tem sido relevante em avaliações pré-clínicas, determinando de maneira individualizada as distribuições de tensões e deformações³³. Entretanto, por ser uma metodologia de análise computacional, apresenta algumas limitações, como valores de carga que podem apresentar diferentes resultados limitando a comparação com a realidade clínica. Porém, a técnica permite a comparação da distribuição de forças em diversos materiais e componentes, permitindo uma visualização do comportamento biomecânico comparativo entre os modelos estudados, podendo sugerir uma melhor opção clínica, e tendo seus resultados extrapolados com cautela à clínica diária.

Conclusão

6. Conclusão

Dentro das limitações deste estudo, podemos concluir que:

- o carregamento oblíquo gera maior estresse tanto para o implante quanto para o tecido ósseo;
- a técnica de implantação bicortical (associada ou não a levantamento nasal) apresentou menores valores para distribuições de tensões e deformações, principalmente no tecido ósseo.

Referências

1. Mazor Z, Lorean A, Mijiritsky E, Levin L. Nasal floor elevation combined with dental implant placement. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012 Oct;14(5):768-71. doi: 10.1111/j.1708-8208.2010.00312.x. PMID: 20977613.
2. Goiato MC, dos Santos DM, Santiago JF Jr, Moreno A, Pellizzer EP. Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2014 Sep;43(9):1108-16. doi: 10.1016/j.ijom.2014.02.016. Epub 2014 Mar 27.
3. Lorean A, Mazor Z, Barbu H, Mijiritsky E, Levin L. Nasal floor elevation combined with dental implant placement: a long-term report of up to 86 months. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 May-Jun;29(3):705-8. doi: 10.11607/jomi.3565.
4. Yildiz P, Zortuk M, Kiliç E, Dinçel M, Albayrak H. Clinical Outcomes After Immediate and Late Implant Loading for a Single Missing Tooth in the Anterior Maxilla. *Implant Dent*. 2016 Feb 15. [Epub ahead of print]
5. Ahn SJ, Leesungbok R, Lee SW, Heo YK, Kang KL. Differences in implant stability associated with various methods of preparation of the implant bed: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2012 Jun;107(6):366-72. doi: 10.1016/S0022-3913(12)60092-4.
6. Summers RB, Theosteotometechnique:part3—lessinvasive methods of elevating the sinus floor, *Compendium*, vol. 15, no. 6, pp. 698-704, 1994.
7. Verri FR, Santiago Júnior JF, Almeida DA, Verri AC, Batista VE, Lemos CA, Noritomi PY, Pellizzer EP. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Anterior Single Implant-Supported Protheses with Different Bone Anchorages. *ScientificWorldJournal*. 2015;2015:321528. doi: 10.1155/2015/321528. Epub 2015 Aug 13.
8. Ivanoff CJ, Gröndahl K, Bergström C, Lekholm U, Brånemark PI. Influence of bicortical or monocortical anchorage on maxillary implant stability: a 15-year retrospective study of Brånemark System implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):103-110.

9. Garcia-Denche JT, Abbushi A, Hernández G, Fernández-Tresguerres I, Lopez-Cabarcos E, Tamimi F. Nasal Floor Elevation for Implant Treatment in the Atrophic Premaxilla: A Within-Patient Comparative Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Oct;17 Suppl 2:e520-30. doi: 10.1111/cid.12281. Epub 2014 Oct 27.
10. Mangano FG, Zecca P, Luongo F, Iezzi G, Mangano C. Single-tooth morse taper connection implant placed in grafted site of the anterior maxilla: clinical and radiographic evaluation. *Case Rep Dent*. 2014;2014:183872. doi: 10.1155/2014/183872. Epub 2014 Nov 5.
11. Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth morse taper-connection implants: a multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Mar-Apr;25(2):394-400.
12. Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Doring H, Nonhoff J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *J Biomed Mater Res A* 2014; 102: 552-574.
13. Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iaculli F, Iezzi G. Sealing capability of implant-abutment junction under cyclic loading: a toluidine blue in vitro study. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2015 Oct 16;13(3):e293-5. doi: 10.5301/jabfm.5000224.
14. Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Noritomi, PY. Sistemas de conexão em prótese sobre implante. In: Carvalho PSP, Pellizzer EP. *Fundamentos em implantodontia: uma visão contemporânea*. São Paulo: Quintessence Editora Ltda; 2011:183-198.
15. Çaglar A, Bal BT, Aydin C, Yilmaz H, Ozkan S. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25:95-103.
16. Hsu ML, Chen FC, Kao HC, Cheng CK. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Mar-Apr;22(2):301-9.
17. Lekholm U, Zarb GA. Tissue-integrated prostheses. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses*. Chicago: Quintessence;1985:199- 209.

18. Verri FR, Almeida DAF, Pellizzer EP, Noritomi PY, Santiago Jr JF, Verri ACG. Pilot study of stress on single implant restoration in premaxilla. *J Dent Res (Spec Issue A)*;92:3309.
19. Falcón-Antenucci RM, Pellizzer EP, de Carvalho PS, Goiato MC, Noritomi PY. Influence of cusp inclination on stress distribution in implant-supported prostheses. A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont*. 2010;19:381-386.
20. Lazari PC, Sotto-Maior BS, Rocha EP, de Villa Camargos G, Del Bel Cury AA. Influence of the veneer-framework interface on the mechanical behavior of ceramic veneers: a nonlinear finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2014 Oct;112(4):857-63. Epub 2014 Apr 12.
21. Verri FR, Santiago Jr. JF, Almeida DAF, Oliveira GBB, Batista VES, Honório HM, Noritomi PY, Pellizzer EP. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *J Biomech*. 2014. [Epub ahead of print]
22. Dos Santos MB, Caldas RA, Zen BM, Bacchi A, Correr-Sobrinho L. Adaptation of overdenture-bars casted in different metals and their influence on the stress distribution-A laboratory and 3D FEA. *J Biomech*. 2014 Nov 20. pii: S0021- 9290(14)00603-4. [Epub ahead of print]
23. Verri FR, Cruz RS, Lemos CA, de Souza Batista VE, Almeida DA, Verri AC, Pellizzer EP. Influence of bicortical techniques in internal connection placed in premaxillary area by 3D finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2017 Feb;20(2):193-200.
24. Strub JR, Jurdzik BA, Tuna T. Prognosis of immediately loaded implants and their restorations: a systematic literature review. *J Oral Rehabil*. 2012 Sep;39(9):704-17. doi: 10.1111/j.1365-2842.2012.02315.x. Epub 2012 May 19.
25. Weng D, Nagata MJ, Bosco AF, de Melo LG. Influence of microgap location and configuration on radiographic bone loss around submerged implants: an experimental study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Sep-Oct;26(5):941-6.)
26. van Eekeren PJ, Tahmaseb A, Wismeijer D. Crestal Bone Changes Around Implants with Implant-Abutment Connections at Epicrestal Level or Above:

Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016 Jan-Feb;31(1):119-24. doi: 10.11607/jomi.4235.

27. Al Amri MD. Crestal bone loss around submerged and nonsubmerged dental implants: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2016 May;115(5):564-570.e1. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.11.002. Epub 2016 Jan 13.)

28. Sotto-Maior BS, Senna PM, da Silva-Neto JP, de Arruda Nóbilo MA, Del Bel Cury AA. Influence of crown-to-implant ratio on stress around single short-wide implants: a photoelastic stress analysis. *J Prosthodont*. 2015 Jan;24(1):52-6. doi: 10.1111/jopr.12171. Epub 2014 Jun 11.

29. Telleman G, Raghoobar GM, Vissink A, den Hartog L, Huddleston Slater JJ, Meijer HJ. A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *J Clin Periodontol*. 2011 Jul;38(7):667-76. doi: 10.1111/j.1600-051X.2011.01736.x. Epub 2011 May 12.

30. Lemos CA, Ferro-Alves ML, Okamoto R, Mendonça MR, Pellizzer EP. Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2016 Apr;47:8-17. doi: 10.1016/j.jdent.2016.01.005. Epub 2016 Jan 19.

31. Schmitter M, Schweiger M, Mueller D, Rues S. Effect on in vitro fracture resistance of the technique used to attach lithium disilicate ceramic veneer to zirconia frameworks. *Dent Mater*. 2014 Feb;30(2):122-30. Epub 2013 Nov 15.

32. de Faria Almeida DA, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago JF Jr, de Carvalho PS. Influence of tapered and external hexagon connections on bone stresses around tilted dental implants: three-dimensional finite element method with statistical analysis. *J Periodontol*. 2014 Feb;85(2):261-9. doi: 10.1902/jop.2013.120713. Epub 2013 May 20.

33. Limbert G, van Lierde C, Muraru OL, Walboomers XF, Frank M, Hansson S, Middleton J, Jacques S. Trabecular bone strains around a dental implant and associated micromotions--a micro-CT-based three-dimensional finite element study. *J Biomech*. 2010 May 7;43(7):1251-61.

JOMI

The International Journal of ORAL & MAXILLOFACIAL IMPLANTS

MANUSCRIPT SUBMISSION Submit manuscripts via JOMI's online submission service: www.manuscriptmanager.com/jomi Manuscripts should be uploaded as a Word (doc) file with tables and figures preferably embedded at the end of the document. No paper version is required.

Acceptable material. Original articles are considered for publication on the condition they have not been published or submitted for publication elsewhere (except at the discretion of the editors). Articles on implant or tissue engineering (TE) basic or clinical research, clinical applications of implant/TE research and technology, proceedings of pertinent symposia or conferences, quality review papers, and matters of education related to the implant/TE field are invited.

Number of authors. Authors listed in the byline should be limited to four. Secondary contributors can be acknowledged at the end of the article. (Special circumstances will be considered by the editorial chairman.)

Review/editing of manuscripts. Manuscripts will be reviewed by the editorial chairman and will be subjected to blind review by the appropriate section editor and editorial staff consultants with expertise in the field that the article encompasses. The publisher reserves the right to edit accepted manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency, subject to the author's final approval.

Adherence to guidelines. Manuscripts that are not prepared in accordance with these guidelines will be returned to the author before review.

ONLINE ONLY ARTICLES All technology and case reports will appear in online format only. Articles are listed in the issue's Table of Contents and abstracts are printed in the issue. Full text of articles is available online.

MANUSCRIPT PREPARATION

- The journal will follow as much as possible the recommendations of the International Committee of Medical Journal Editors (Vancouver Group) in regard to preparation of manuscripts and authorship (Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals. *Ann Intern Med* 1997;126:36–47). See <http://www.icmje.org>
- Manuscripts should be double-spaced with at least a one-inch margin all around. Number all pages. Do not include author names as headers or footers on each page.
- Title page. Page 1 should include the title of the article and the name, degrees, title, professional affiliation, and full address of all authors. Phone, fax, and e-mail address must also be provided for the corresponding author, who will be assumed to be the first-listed author unless otherwise noted. If the paper was presented before an organized group, the name of the organization, location, and date should be included.
- Abstract/key words. The abstract should include a maximum of 350 words. A list of key words should be provided, not to exceed six. Abstracts for basic and clinical research articles must be structured with the following four sections: Purpose, Materials and Methods, Results, and Conclusions. Abstracts of short communications should also be structured but should be a maximum of 250 words. For all other types of articles (ie, literature reviews, technical and case reports), abstracts should not exceed 250 words and need not be structured.
- Article text. Currently there is no article page limit (within reason).
- Acknowledgments. Persons who have made substantive contributions to the study can be acknowledged at the end of the article. Also specify grant or other financial support, citing the name of the supporting organization and grant number.

- Legends. Figure legends should be typed as a group at the end of the manuscript. Detailed legends are encouraged. For photomicrographs, specify original magnification and stain.
- Tables. Each table should be logically organized, typed on a separate page at the end of the manuscript, and numbered consecutively. Table title and footnotes should be typed on the same page as the table.
- Abbreviations. The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement.
- Trade names. Generic terms are to be used whenever possible, but trade names and manufacturer name should be included parenthetically at first mention.
- Numbers. Per SI convention, authors are requested to use decimal points rather than commas for fractional numbers.

REFERENCES

- All references must be cited in the text, numbered in order of appearance.
- The reference list should appear at the end of the article in numeric sequence.
- Do not include unpublished data or personal communications in the reference list. Cite such references parenthetically in the text and include a date.
- Avoid using abstracts as references.
- Provide complete information for each reference, including names of all authors (up to six). If the reference is to part of a book, also include title of the chapter and names of the book's editor(s).

Journal reference style:

1. Waasdorp J, Reynolds MA. Allogeneic bone onlay grafts for alveolar ridge augmentation: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:525–531.

Book reference style:

1. Wikesjo UME, Hanisch O, Sigurdsson TJ, Caplanis N. Application of rhBMP-2 to alveolar and periodontal defects. In: Lynch SE, Genco RJ, Marx RE (eds). Tissue Engineering: Applications in Maxillofacial Surgery and Periodontics. Chicago: Quintessence, 1999:269–286.

ARTICLE ACCEPTANCE Article acceptance is pending receipt of images judged to be of sufficient quality for publication (see the guidelines below). Once a manuscript is accepted, authors should submit high-resolution digital image files (by email or on disk) to:

Managing Editor JOMI Quintessence Publishing Co, Inc 4350 Chandler Drive Hanover Park, IL 60133 Email: jomi.submit@quintbook.com The disk/package should be labeled with the first author's name, shortened article title, and article number.

DIGITAL IMAGES/ACCEPTED ARTICLES When preparing final images to send, consider the following points:

- Resolution must be at least 300 dpi when the image is 3 inches wide.
- Images saved in TIFF format are preferred, but JPG or EPS files are acceptable.
- Images grouped together must be saved as individual files
- Images containing type should either be saved as a layered file or provided along with a second file with type removed.
- Line art (graphs, charts, drawings) should be provided as vector art (AI or EPS files)
- Please do not embed images into other types of documents (eg, Word, Excel, PowerPoint, etc).

MANDATORY SUBMISSION FORM The Mandatory Submission Form (accessible at www.quintpub.com) must be signed by all authors and can be uploaded as a separate document with the article submission, or it can be mailed (see address above) or faxed (630-736-3634) to the JOMI Managing Editor.

PERMISSIONS AND WAIVERS

- Permission of author and publisher must be obtained for the direct use of material (text, photos, drawings) under copyright that does not belong to the author.
- Waivers must be obtained for photographs showing persons, otherwise faces will be masked to prevent identification.
- Permissions and waivers should be faxed along with the Mandatory Submission Form to the JOMI Managing Editor (630-736-3634). REPRINTS Reprints can be ordered from the publisher. Authors receive a 40% discount on quantities of 100 or 200.