Cleidiel Aparecido Araujo Lemos

Análise biomecânica de próteses implantossuportadas variando a conexão, o sistema de retenção, material restaurador, tipo e o nível do tecido ósseo. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais

Araçatuba – SP
2019

Cleidiel Aparecido Araujo Lemos

Análise biomecânica de próteses implantossuportadas variando a conexão, o sistema de retenção, material restaurador, tipo e o nível do tecido ósseo. estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia do Câmpus de Araçatuba – UNESP, para a obtenção do título de Doutor em Odontologia – Área de Concentração em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Tit. Eduardo Piza Pellizzer

Coorientador: Prof. Associado Fellippo Ramos Verri

Araçatuba – SP
2019

Catalogação na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

L557a

Lemos, Cleidiel Aparecido Araujo.

Análise biomecânica de próteses implantossuportadas variando a conexão, o sistema de retenção, material restaurador, tipo e o nível do tecido ósseo : estudo pelo métodos dos elementos finitos tridimensionais / Cleidiel Aparecido Araujo Lemos. - Araçatuba, 2019

160 f. : il. ; tab.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba

Orientador: Prof. Eduardo Piza Pellizzer

Coorientador: Prof. Fellippo Ramos Verri

1. Prótese dentária 2. Implantes dentários 3. Análise de elementos finitos 4. Revisão I. T.

Black D3

CDD 617.69

Claudio Hideo Matsumoto CRB-8/5550

Dados Curriculares

Cleidiel Aparecido Araujo Lemos

Nascimento 28/05/1991 – Iturama / Minas Gerais

Filiação Umberto da Silva Lemos

Neide Aparecida Araujo Lemos

2009/2013 Graduação em Odontologia

Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" – UNESP

2014/2016 Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Área de concentração Prótese Dentária, nível Mestrado, Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP.

2015/2017 Especialização em Prótese Dentária, FACSETE – Faculdade de Sete Lagoas – MG.

2016/2018 Obtenção dos créditos referentes ao Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Área de concentração Prótese Dentária, nível Doutorado, Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP.

Dedicatória

Dedicatória

À Deus e a Nossa Senhora Aparecida,

Gostaria de dedicar a conquista dessa etapa primeiramente à Deus, e também a Nossa Senhora Aparecida minha madrinha que sempre estiveram comigo no decorrer da minha vida, nas minhas orações, pensamentos, guiando minhas escolhas ao longo de toda a minha vida, e principalmente iluminando e dando forças sempre para superar os obstáculos, para que essa caminhada se tornasse cada vez mais leve. Toda essa etapa foi vencida graças a minha fé, que estará comigo sempre em todas as minhas escolhas de vida.

Aos meus pais,

Dedico essa tese ao meu pai **Umberto Silva Lemos** pelos exemplos de compromisso, responsabilidade, determinação, esforço, trabalho e coragem que observei no decorrer da minha vida. Sempre serei capaz de reconhecer todos os sacrifícios e esforços realizados, para garantir uma educação de qualidade para os seus filhos, dando oportunidade para que conseguíssemos realizar o sonho do ensino superior. As vezes tirou de si próprio para conseguir fazer de tudo para formação de seus filhos, e nunca serei capaz de esquecer o que o senhor fez para que eu pudesse alcançar minhas metas. Se eu estou aqui hoje, foi graças a seu esforço e jamais será esquecido. Te amo pai!

Dedico em especial a minha mãe **Neide Aparecida Araujo Lemos** que sempre esteve ao meu lado em todos os momentos da minha vida. Minha conselheira em momentos de desespero, por me dar forças quando achava que as coisas não iriam dar certo. Obrigada por sempre acreditar em mim, mesmo quando eu não acreditava.

Dedicatória

As vezes brinco que não nos parecemos, mas eu sou uma cópia completa da sua pessoa, e me orgulho profundamente de eu ser assim, parecido com você. Sem seu apoio e seu carinho eu jamais conseguiria chegar tão longe. Obrigado por ser a base da nossa família. Eu te amo mãe!

Espero que algum dia eu possa retribuir todos os cuidados, sacrifícios e carinhos que ambos fizeram para que eu conseguisse alcançar meus sonhos. Obrigado por tudo!

Aos meus avós,

Em especial a minha avó materna **Alcídia Moreira de Araújo** por todo carinho, amor, afeto e segurança. Eu nunca esquecerei tudo o que você já fez por mim e agradeço a Deus pela oportunidade de ter uma segunda mãe. Você me ensinou o que é ser amado com todas as forças, pois a senhora se importa mais com nós do que com si mesma. Não imagino minha vida sem você. Espero um dia retribuir todos os sacrifícios que já fez por mim ao longo da minha vida. Amo você!

Ao meu avô **Manoel,** são paulino roxo e sofredor assim como eu, por toda a nossa convivência durante toda minha criação, momentos convividos de descontração, das suas gargalhadas profundas, e pelas histórias de sempre e principalmente pelas brincadeiras que sempre fazemos com você, as vezes até nos esquecemos que é nosso avô, e quantas bobagens falamos. Te amo vô!

Dedicatória

Aos meus avós paternos **Ozorinha e Eurípedes,** por darem o ínicio a essa grande família e por estarem sempre torcendo por mim. Apesar de não estarmos convivendo diariamente, tenho um carinho muito especial e amo todos vocês.

Ao meu irmão,

Dedico ao meu irmão **Kleber Aparecido Araujo Lemos,** por ser a pessoa que me inspirou, e serviu de motivação para que eu conseguisse chegar aonde cheguei. Graças ao seu esforço, me despertei para a importância dos estudos para que um dia eu conseguisse adentrar também em uma faculdade pública de qualidade. Não me esqueço de todos os períodos em que passamos quando criança, das brigas, dos aprendizados, dos conselhos, e por tudo que passamos juntos. Você é um grande exemplo de vida pessoal e profissional. Você é muito importante na minha vida. Eu te amo meu irmão!

À minha namorada,

Dedico também a minha namorada, **Daniele Sorgatto Faé**, por ser a pessoa que esteve comigo em todos os momentos durante minha trajetória da pós-graduação. Você foi a pessoa que acompanhou de perto as minhas tristezas nos momentos de dificuldades, as minhas felicidades nos momentos de conquistas, toda essa trajetória se tornou mais leve com a sua presença ao meu lado. No início da trajetória acadêmica, nós começamos a dividir o mesmo local,

e mesmo diante de todas as brigas, dificuldades e adaptações ao longo desses anos, eu não mudaria nada do que passamos juntos, pois isso nos mostrou que a nossa relação é mais forte do que qualquer obstáculo. Você é a pessoa da qual eu pretendo passar todos os dias da minha vida, e eu nunca me esquecerei da sua importância, e de tudo o que compartilhamos juntos ao longo dessa jornada. Se isso é para mim uma vitória, ela não existiria sem você, obrigado por todo o seu apoio, e por ser essa pessoa que sempre se preocupa comigo. Obrigado por estar sempre ao meu lado. Eu te amo!

À vocês.

Dedico esta Tese.

"Se um homem não descobriu nada pelo qual morreria, não está pronto para viver."

Martin Luther King Jr.

Agradecimentos Especiais

Agradecimentos Especiais

Ao meu Orientador,

Antes de mais nada, eu gostaria de agradecer imensamente ao Professor Titular **Eduardo Piza Pellizzer,** por ser o meu orientador e mentor ao longo de toda a minha trajetória acadêmica. Agradeço por todo o cuidado e atenção nos ensinamentos, que sem dúvidas contribuíram para o meu engradecimento científico e acadêmico. Agradeço pela sua preocupação em fazer com eu buscasse não só o engradecimento profissional acadêmico e científico, mas também aos conselhos oferecidos que contribuíram para o meu crescimento pessoal. Eu não poderia ter tido um orientador melhor. Agradeço imensamente por todas as oportunidades que foram dadas durante o curso de pós-graduação, e espero ter correspondido à altura, pois eu sempre procurei dar o meu melhor para fazer jus ao merecimento. Agradeço acima de tudo pela nossa amizade, pois eu tenho o grande privilégio de dizer que tenho um orientador que eu considero um grande amigo. Sempre admirei nossos embates e dialógos de maneira respeitosa, falando e argumentando aquilo que penso, que foram de grande valia para a minha formação acadêmica e pessoal. Se hoje temos uma equipe forte e consolidade isso não seria possível sem um líder a altura. O senhor foi muito importante na minha formação acadêmica. Espero que algum dia eu possa alcançar todos os meus objetivos, assim como acredito que o senhor lutou para alcançar os seus. Gratidão é sentimento que define minhas palavras, e espero que esse vínculo de amizade continue com o decorrer dos anos. Muito obrigado por tudo professor!

Agradecimentos Especiais

Coorientador

Agradeço ao Professor Adjunto **Fellippo Ramos Verri,** pela amizade e convívio ao longo dessa trajetória acadêmica. Mesmo sem ter tido contato ao longo da graduação, o professor me aceitou como um coorientado no início do mestrado, e desde então procurei ser digno da sua confiância, para fazer parte desse grupo de trabalho do qual nunca me esquecerei. O senhor foi uma pessoa muito importante no meu crescimento acadêmico científico e profissional. Agradeço imensamente as oportunidades que foram oferecidas, principalmente em relação as participações dos cursos, pois sei que isso contribuiu para o meu crescimento clínico profissional que complementa nossa trajetória acadêmica. Agradeço também pela oportunidade de ser seu amigo, e por todos os momentos de descontração durantes as festas, viagens, e conversas. Gostaria de ressaltar o privilégio de ter tido o senhor como coorientador, pois o desenvolvimento do meu trabalho de tese só foi possível graças ao esforço e dedicação que o senhor teve para facilitar tal desenvolvimento, e jamais esquecerei disso. Espero contar sempre com essa nossa amizade. Aproveito a oportunidade para estender os agradecimentos a sua esposa **Profa. Dra. Ana Carolina Gonçales Verri**, pela amizade, e aceitação desses amigos loucos, nos recebendo em sua casa e tratando a todos nós desse grupo de pesquisa sempre com gentileza. Obrigado por tudo!

Agradecimentos Especiais

Grupo de Pesquisa

A doutoranda **Jéssica Marcela de Luna Gomes** (Pernambuco), agradeço pela amizade e companhia ao longo dessa trajetória do doutorado. Sua chegada foi fundamental para o fortalecimento do nosso grupo de pesquisa. Teu coração é muito bondoso e isso pode ser observado pela facilidade de amizades realizadas em tão pouco tempo aqui em Araçatuba. Você é uma pessoa que tem evoluído cada vez mais, e eu tenho certeza que conseguirá alcançar todos os objetivos pessoais e profissionais que tanto almeja. Muito obrigado pela sua amizade, conte comigo sempre que necessário.

Ao doutorando **Ronaldo Silva Cruz** (Baiano), agradeço pela amizade e companheirismo ao longo dessa trajetória. Você é uma pessoa de uma simplicidade ímpar, e hoje te considero um grande amigo e companheiro, que sempre poderá contar comigo em qualquer momento da sua vida. Você é uma pessoa muito dedicada e tenho certeza que suas qualidades e virtudes te levarão longe. Torço pelo seu crescimento. Muito obrigado por toda a amizade.

A doutoranda **Hiskell Francine Fernandes e Oliveira** (Kell) eu gostaria de agradecer também por toda amizade, companheirismo e disponibilidade no decorrer da nossa trajetória acadêmica. Você é uma pessoa de um coração muito grande, e sempre disposta a auxiliar sempre que encontro alguma dificuldade. Você demonstrou ser uma pessoa que procura correr atrás dos seus objetivos nessa nova trajetória do doutorado, e sei que no futuro colherá grandes frutos devido a esses esforços. Desejo todo o sucesso do mundo para você. Muito obrigado pela amizade.

Agradecimentos Especiais

Aos mestrandos **João Pedro Limírio e Lurian Minatel (gêmeos)** recém chegados ao nosso grupo de pesquisa, mas que estão sendo fundamentais para dar continuidade aos trabalhos. Agradeço até então pelos poucos momentos de amizades, aprendizados, ajudas nos decorrer dos trabalhos, e as brincadeiras durante as viagens realizadas. Vocês já demonstraram que são pessoas extremamente esforçadas, e não tenho dúvida de que ambos tem um grande potencial a ser alcançado. Espero que eu possa ajudar no que me for capaz para o sucesso iminente de vocês. Contem comigo sempre!

Aos colegas de pós-graduação que hoje são professores, Prof. Dr. **Joel Ferreira Santiago Júnior** por todos os ensinamentos transmitidos, e oportunidades disponibilizadas durante minha trajetória acadêmica. Você foi muito importante na minha formação acadêmica, junto com as oportunidades que me foram dadas no decorrer dessa pós-graduação, e sempre serei grato por tudo o que fez por mim. Você é um professor exemplar, e sua dedicação te levará longe. Ao Prof. Dr. **Victor Eduardo de Souza Batista** por toda amizade e companheirismo que desenvolvemos ao longo dessa trajetória, pelas risadas, conversadas fiadas e brincadeiras, pelos conselhos, e pela grande parceria nos cursos de atualização e especialização dos quais participamos. Espero que essa amizade esse mantenha por muitos anos, posso dizer que foi muito bom trabalhar ao seu lado, e não tenho dúvidas de que você alcançará aquilo que deseja. A Profa. Dra. **Carolina Cantieri de Mello** pela amizade e sensibilidade, no decorrer da trajetória. Espero que nossa amizade perdure mesmo com a distância após a pós-graduação. Ao Prof. Dr. **Daniel Augusto de Faria Almeida** por todo o apoio transmitido durante a parte do mestrado, e pelos conselhos

importantes e orientações dadas em relação a nossa metodologia, que contribui para que conseguíssemos dar continuidade aos trabalhos.

Desejo a todos vocês, a manutenção do sucesso profissional que já estão obtendo, e que nossa amizade possa ser mantida com o passar do tempo. Posso dizer que tive um ótimo grupo de pesquisa, e sempre me lembrarei disso. À vocês agradeço por terem me acolhido e aceitado nesse grupo de pesquisa, que o considero uma família composta por amigos e companheiros, dos quais espero estar sempre por perto e ajudar sempre que possível. Espero que no futuro possamos compartilhar as conquistas que tivermos no decorrer dessa trajetória acadêmica. Tenho orgulho de ter entrado para esse grupo.

Aos país da minha namorada **Cleonoir Faé e Marines Sorgatto Faé**, por todo o convívio facilitado e favorecido aos longos desses anos. Por todo apoio oferecido para nós durante todo esse período, pelas viagens memoráveis, e pelos momentos de descontração quandos estivemos juntos. Vocês já são considerado uma segunda família para mim, e meus sinceros agradecimentos não poderiam faltar. Estendo tais agradecimentos ao meu cunhado **Rafael Cleonoir Sorgatto Faé**, e a minha cunhada **Mariane Galvane** pelo convívio facilitado, e por todo apoio que foi oferecido diretamente e/ou indiretamente durante essa trajetória acadêmica.

“Depois de algum tempo você aprende que verdadeiras amizades continuam a crescer mesmo a longas distâncias, e o que importa não é o que você tem na vida, mas quem você tem na vida.”

William Shakespeare

Agradecimentos

Agradecimentos

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 Gilho pela oportunidade da realização do Curso de Doutorado em Odontologia. Agradeço a oportunidade de ter sido membro discente da Congregação, a qual foi fundamental para o meu desenvolvimento em relação à detalhes específicos e administrativos de uma instituição.

À **Fundação CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior** pelo financiamento parcial desta pesquisa na modalidade de bolsa de Doutorado pelo período de 10 meses.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo** - **FAPESP**, pelo financiamento e apoio designado ao projeto de pesquisa através da concessão da bolsa de Doutorado (Processo Nº 2018/24442-8) de 01 de dezembro de 2016 até o final deste processo de doutorado.

À coordenação do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, na pessoa do **Prof. Adj. André Luiz Fraga Briso**, e em nome deste agradecer a todos os membros do conselho pela brilhante condução sempre buscando o melhor ao nosso programa. Agradecer pela oportunidade de ter participado como representante discente do conselho de pós-graduação, o qual tem contribuído para o meu crescimento pessoal. Espero que nosso programa continue sendo sempre uma referência para a área de odontologia.

Agradecimentos

Ao **Centro de Tecnologia da Informação – Renato Archer** (CTI) e ao DT3D na pessoa do Pesquisador Engenheiro Dr. Pedro Yoshito Noritomi e Daniel Takanori Kemmoku pelo apoio e assessoria durante o curso de doutorado e aos projetos em parceria com o grupo de pesquisa.

Aos docentes do curso de Pós-graduação que foram fundamentais para o meu aprendizado durante o mestrado, assim como os docentes do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese Dentária pelos ensinamentos e convivência compartilhados.

Agradeço ao Prof. Tit. **Estevão Tomomitsu Kimpara**, por ter aceito o convite. Considero o professor um grande exemplo de profissional, pois além de apresentar grande experiência em relação a parte clínica e científica, consegue conciliar todas suas atividades com a direção de uma das instituições que configura dentre as melhores faculdades de odontologia (UNESP-SJC) reconhecida nacional e internacionalmente. Sem dúvidas, isso demonstra o grande profissional que o senhor representa. É uma honra tê-lo como membro da comissão avaliadora.

Ao Prof. Tit. **Eduardo Miyashita,** agradeço também por ter aceitado o convite para compor a banca avaliadora. O professor é reconhecido no Brasil e em outros países pela sua vasta competência e compromisso clínico, sendo caracterizado por muitos profissionais como uma pessoa de grande renome no cenário odontológico, o qual eu me sinto honrado pela presença na banca. Expresso minha admiração pelo clínico que o professor representa, juntamente com a preocupação relacionada a concretude científica, visto à necessidade de ambas (clínica e ciência) caminharem lado a lado. Muito Obrigado.

Agradecimentos

Além disso, expresso meu agradecimento a ambos os professores (Prof. Estevão e Prof. Eduardo Miyashita) pela oportunidade de ter aceitado o meu nome, para ser coordenador do próximo encontro do GBRPI. Procurarei fazer o meu melhor, da mesma forma em que faço em todas as tarefas nas quais me foram atribuídas.

Ao Professor Ass. Dr. **Aldiéris Alves Pesqueira,** pela amizade e pelo exemplo como educador e pesquisador da nossa área. Quero destacar a minha admiração pelo profissional que o professor representa, o qual observo desde a primeira aula (ainda como professor substituto) ministrada para minha turma durante a gradução no ano de 2012. O professor é uma inspiração para nós pós-graduandos da prótese dentária, pois é nítido o seu comprometimento com a pesquisa estando frequentemente no departamento, mesmo diante de todos os outros compromissos relacionados a faculdade. Muito obrigado por ter aceitado o convite de fazer parte dessa comissão avaliadora.

Ao Professor Ass. Dr. **Leonardo Perez Faverani,** pela amizade, companheirismo e dedicação com a qual o professor realiza todos os tipos de trabalhos que são propostos. O professor tem um coração enorme, e isso pode ser notado por todos com quem o professor já teve contato profissional e/ou pessoal. Tive a oportunidade de como aluno de graduação acompanhar parte da pós-graduação do professor, e sempre me chamou a atenção o profissionalismo e competência com que o professor realiza seus trabalhos. Fiquei muito feliz por ter aceitado o convite, pois tenho uma consideração muito grande pelo professor, o qual considero um grande exemplo a ser seguido.

Agradecimentos

Aos professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, ao Prof. Ass. Dr. Paulo Renato Junqueira Zuim, pelos ensinamentos desde a época de graduação, e pelo exemplo de profissionalismo e compromisso com seus alunos. Ao Prof. Tit. **Marcelo Coelho Goiato,** pelo direcionamento e conselhos durante as disciplinas de pós-graduação, e o considero um grande pesquisador e agradeço pelo conhecimento dividido ao longo dessa trajetória. À Profa. Ass. Dra. **Daniele Micheline dos Santos,** pelo carinho e educação com nós pós-graduandos, também a considero como um exemplo de professora e pesquisadora. Às Profas. Ass. Dra. **Karina Helga Túrcio de Carvalho e Aimeé Maria Guiotti**, agradeço pela convivência, carinho, e pelo profissionalismo de ambas para com a instituição. À Professora Ass. Dra. **Ticiane Cestari Fagundes** pela contribuição com a minha formação acadêmica desde a iniciação cientifica, além da confiança em mim depositada com as oportunidades de trabalho.

Aos demais professores do Departamento: **Adriana Cristina Zavanelli, Wirley Gonçalves Assunção, Débora de Barros Barbosa, Paulo Henrique dos Santos e Maria Cristina Rosifini Alves Rezende** por toda a formação e convívio por esses anos todos desde a graduação que contribuíram para o meu crescimento na área de odontologia.

Aos técnicos de laboratório, **Jander de Carvalho Inácio, Eduardo Rodrigues Cobo, Carlos Alberto Gonçalves.** Agradecimento em especial a funcionária secretária **Magda Requena Caciatore** pelos anos de amizade, companheirismo, risadas, conversas, disposição a ajudar a todos dentro do departamento. Você é uma pessoa de um grande coração, e desejo tudo de bom na sua vida.

Agradecimentos

Aos professores da Faculdade de Odontologia do Pernambuco (UPE) Profa. Dra. **Sandra Lúcia Dantas Moraes** pela amizade, cortesia e oportunidades que foram oferecidas ao longo do período de pós-graduação, pelas oportunidades com a disciplina, e principalmente por ter tido oportunidade de conhecer um projeto de extensão excepcional “Resgatando Sorrisos”. Obrigado pelas oportunidades, e pode contar comigo sempre que preciso. Estendo meus agradecimentos ao Prof. Dr. **Belmiro Cavalcanti do Egito Vasconcelos** pela amizade e oportunidade de participação em uma disciplina que integrou a FOA com a UPE que foi de grande valia para o meu aprimoramento acadêmico. E por fim aos recéns professores **Bruno Casado** pela amizade, companheirismo e principalmente a hospitalidade em todos os momentos em que estive presente durante minhas visitas a Recife, bem como a **Rafaella Leão** e **Juliana Souto Maior** pela amizade, oportunidades e momentos que surgiram durante essa trajetória.

Meus agradecimentos aos meus amigos proporcionados durante essa etapa da pós-gradução, **Francine Benetti e Marjorie Oliveira Gallinari** duas amizades que mantive ao decorrer desses anos de pós-graduação. Duas pessoas extremamente competentes, e com um caráter ímpar e sem igual,
ambas com um coração enorme e que não medem esforços para ajudar ao próximo no que for preciso. Não tenho dúvidas de que as duas chegarão longe profissionalmente, e saibam que podem sempre contar comigo para o que for preciso, pois tenho muita consideração por ambas, e as considero grandes amigas.

Agradecimentos

Aos demais amigos de pós-graduação sejam do departamento e/ou de outros departamentos, bem como os amigos de graduação, meus sinceros agradecimentos por todos os momentos compartilhados ao longo dessa trajetória.

Aos funcionários da seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP (**Valéria, Lilian e Cristiane**), pela atenção, orientação e cordialidade.

À empresa Conexão Sistemas de Prótese.

"A gratidão é a maior medida do caráter de uma pessoa.
Uma pessoa grata é uma pessoa fiel, não te abandona,
está sempre contigo. Nela você sempre pode confiar"

Augusto Branco

Epígrafe

"Lute com determinação, abrace a vida com paixão, perca com classe e vença com ousadia, porque o mundo pertence a quem se atreve e a vida é muito bela para ser insignificante."

Charles Chaplin

Resumo Geral

Lemos, CAA. Análise biomecânica de próteses implantossuportadas variando a conexão, o sistema de retenção, material restaurador, tipo e o nível do tecido ósseo. Estudo pelo métodos dos elementos finitos tridimensionais. [Tese]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2019.

Resumo

Este projeto teve como objetivo analisar as tensões geradas em próteses implantossuportadas fixa unitária variando o sistema de conexão implante/prótese, o sistema de retenção, material restaurador, tipo ósseo, e o nível de tecido ósseo ao redor do implante através do método dos elementos finitos tridimensionais, e realizar uma revisão sistemática com meta-análise sobre o tema osteoporose em relação a taxa de sobrevivência e perda óssea marginal ao redor dos implantes dentários. Em relação à metodologia experimental, foram simulados 24 modelos tridimensionais com ajuda dos programas de desenho assistido Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, USA) e SolidWorks 2011 (SolidWorks Corp, USA), e para confecção da porção óssea será utilizado o programa InVesalius (CTI, São Paulo, Brasil). Cada modelo representou uma secção de osso da região posterior maxilar, na forma de um bloco ósseo tipo IV (normal e osteoporótico), variando o nível de reabsorção do tecido ósseo (a nível do pescoço do implante; perda de 1,5 mm; perda de 3,0 mm; e perda de 4,5 mm) com a presença de um implante de 4,0 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento com diferentes tipos de conexão (hexágono externo e cone morse), restaurado com coroas (metalocerâmicas e/ou metal free) com diferentes sistemas de retenção (cimentada e/ou parafusada). Os desenhos tridimensionais foram exportados ao programa de pré e pós processamento FEMAP v.11.2 (Siemens Product Lifecycle Management Software Inc. USA) para geração da malha e aplicação de uma carga de 200N axial e 100N oblíqua (45°) simulando um carregamento nas vertentes internas de cada cúspide da coroa. A análise foi realizada no programa de elementos finitos NEiNastran 11 (Noran Engineering, Inc., EUA) e os resultados serão visualizados através de mapas de tensão von *Mises* e deslocamento para avaliação das tensões sobre os implantes/componentes e tensão máxima

principal, microdeformação e deslocamento para avaliação das tensões no tecido ósseo no tecido ósseo em cada modelo proposto no programa FEMAP v.11.2. Os resultados do capítulo 1, verificaram que a perda do tecido ósseo progressiva apresentou influência na distribuição das tensões na região do tecido ósseo, implantes e componentes. A qualidade do osso afetou apenas os valores de microdeformação, principalmente, no tecido ósseo trabeculado. Os implantes cone Morse apresentaram menores concentrações de tensões na região de tecido ósseo comparado aos implantes de hexágono externo, somente para os modelos sem perda óssea. Os implantes de hexágono externo apresentaram pior comportamento biomecânico nos implantes e parafuso de fixação, principalmente no carregamento oblíquo. Em relação ao capítulo 2 foi possível verificar que os implantes do tipo cone Morse apresentam melhor comportamento biomecânico na região de tecido ósseo cortical e parafuso de fixação em relação aos implantes de hexágono externo em relação as próteses fixas implantossuportadas parafusadas. As próteses cimentadas apresentam uma ligeira redução no tecido ósseo cortical, porém, com maior sobrecarga no parafuso de fixação dos implantes de hexágono externo. Os diferentes materiais restauradores não influenciam no comportamento biomecânico das estruturas. No capítulo 3 após a condução sistematizada das buscas, um total de cinco estudos foram incluídos para tabulação dos resultados. Após a realização da meta-análise foi observado que os implantes dentários devem ser considerados uma alternativa de tratamento viável para a reabilitação de pacientes com osteoporose, porém, cuidados clínicos são necessários aos profissionais para garantir a manutenção da estabilidade óssea periimplantar.

Palavras-chave: Prótese dentária; Implantes dentários; Análise de elementos finitos; Revisão.

Abstract

Lemos, CAA. Biomechanical analysis of implant-supported prostheses varying the connection, retention system, restorative material, type and level of bone tissue. Study by the methods of finite three-dimensional elements. [Thesis]. Araçatuba: UNESP - São Paulo State University; 2019.

Abstract

The aim of this thesis was to perform the analysis on the stress distribution for implant-supported fixed prostheses varying the implant-abutment connection system, the fixation system, restorative material, bone type, and the level of bone tissue around the dental implant using the finite element method. Furthermore, the aim was to perform a systematic review and meta-analysis about the effect of osteoporosis in terms of implants survival rate and marginal bone loss. In relation to the experimental methodology, 24 three-dimensional models were simulated with the aid of the Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, USA), SolidWorks 2011, and InVesalius (CTI, São Paulo, Brazil) softwares. Each model represented a bone section of the maxillary posterior area (bone type IV) (normal and osteoporotic), varying the level of bone resorption (at the level of the implant, loss of bone tissue in 1.5 mm, loss of bone tissue in 3.0 mm and loss of bone tissue in 4.5 mm). All models containing the presence of a dental implant with 4.0 mm in diameter and 10 mm in length with two different abutment-implant connection (external hexagon and Morse taper), restored with crowns (metaloceramic and/or monolithic) with different fixation system (cemented and/or screwed). The designs were exported to FEMAP v.11.2 pre-and post-processing software (Siemens Product Lifecycle Management Software Inc. USA) for mesh generation and loading application of 200N axial and 100N oblique (45° in the long axis of implant, suppressing lingual cusps) in the slopes each cusp of the crown. The analysis was performed in the NEiNastran 11 (Noran Engineering, Inc., USA) and the results will be imported to FEMAP 11.2 through von Mises stress maps (implants and components) and maximum principal stress and microdeformation (bone tissue). The results of chapter 1 showed that the progressive loss of the bone tissue showed an influence on the stress distribution in the bone tissue, implants and components. The quality of the bone tissue

(osteoporosis) affected only the microdeformation, mainly in the trabecular bone tissue. Morse taper implants showed lower stress concentrations in the bone tissue compared to external hexagon implants, only for models without bone loss. The external hexagon implants presented worse biomechanical behavior in the implants and screw fixation, especially in oblique loading. Regarding to chapter 2, it was possible to verify that Morse taper implants showed better biomechanical behavior area of cortical bone tissue and screw fixation compared to external hexagon implants for screwed prostheses. The cemented prostheses showed a slight reduction of stress in the cortical bone tissue; however, with greater stress in the fixation screw for the external hexagon implants. The type of restorative materials (metalceramic and/or monolithic) did not affect the biomechanical behavior of the structures. In chapter 3 after systematic review, a total of five studies were included for tabulation of the data. After performing the meta-analysis it was observed that dental implants should be considered as a viable treatment alternative for the rehabilitation of patients with osteoporosis; however, clinical care is necessary to guarantee the maintenance of peri-implant bone stability, due to high marginal bone loss was observed for patients with osteoporosis.

Keywords: Dental prosthesis; Dental implants; Finite elemente analysis; Review.

Listas e Sumário

Lista de Figuras

Capítulo 1

Figura 1 - Mapas de tensão máxima principal para distribuição das tensões no tecido ósseo trabeculado e cortical no carregamento axial e oblíquo. **76**

Figura 2 - Gráfico da distribuição de tensões máxima principal na região de tecido ósseo para todos os modelos analisados. **77**

Figura 3 - Mapas da distribuição de microdeformação no tecido ósseo trabeculado e cortical no carregamento axial e oblíquo. **77**

Figura 4 - Gráfico da distribuição de microdeformação na região de tecido ósseo para todos os modelos analisados. **78**

Figura 5 - Mapas da distribuição de tensão de von Mises na região de implantes e componentes no carregamento axial e oblíquo. **79**

Figura 6 - Gráfico das tensões de von Mises no parafuso de fixação para todos os modelos analisados. **79**

Lista de Figuras

Capítulo 2

Figura 1 - Mapas de tensão máxima principal para distribuição das tensões no tecido ósseo para o carregamento axial. **109**

Figura 2 - Gráfico da distribuição de tensões máxima principal na região de tecido ósseo para todos os modelos analisados. **109**

Figura 3 - Mapas de tensão máxima principal para distribuição das tensões no tecido ósseo para o carregamento oblíquo. **110**

Figura 4 - Mapas da distribuição de microdeformação na região de tecido ósseo para o carregamento axial. **110**

Figura 5 - Gráfico da distribuição de microdeformação região de tecido ósseo para todos os modelos analisados. **111**

Figura 6 - Mapas da distribuição de microdeformação na região de tecido ósseo para o carregamento oblíquo. **111**

Figura 7 - Mapas da distribuição de tensão de von Mises na região de implantes e componentes no carregamento axial. **112**

Figura 8 - Gráfico da distribuição de tensões de von Mises na região do parafuso de fixação de todos os modelos analisados. **112**

Figura 9 - Mapas da distribuição de tensão de von Mises na região de implantes e componentes no carregamento oblíquo. **113**

Lista de Figuras

Capítulo 3

Figura 1 -	Fluxograma da estratégia de busca realizada na revisão sistemática.	**142**
Figura 2 -	Gráfico de floresta do desfecho de sobrevivência dos implantes dentários instalados em pacientes com e sem osteoporose.	**142**
Figura 3 -	Gráfico de floresta do desfecho de perda óssea marginal ao redor dos implantes dentários instalados em pacientes com e sem osteoporose.	**142**

Lista de Tabelas

Capítulo 1

Tabela 1-	Descrição dos modelos utilizados no estudo	**75**
Tabela 2 -	Propriedades mecânicas dos materiais	**76**

Capítulo 2

Tabela 1-	Descrição dos modelos utilizados no estudo	**108**
Tabela 2 -	Propriedades mecânicas dos materiais	**108**

Capítulo 3

Tabela 1-	Características dos estudos incluídos na presente revisão sistemática (n=5).	**140**
Tabela 2 -	Análise da qualidade do risco de viés dos estudos incluídos nesta revisão através da escala Newcastle Ottawa.	**141**

Lista de Abreviaturas e Siglas

UCLA	-	Universal Castable Long Abutment
MPa	-	Mega Pascal
3D	-	Tridimensional
mm	-	Milímetros
NiCr	-	Nickel-Cromo
M	-	Modelos
PRISMA	-	Preferred Reporting Items Systematic Reviews and Meta-Analyses
PROSPERO	-	International prospective register of systematic reviews
MH	-	Mantel-Haenzel
RR	-	Relação de Risco
IV	-	Inversão de Variância
DM	-	Diferença média

Sumário

1 – INTRODUÇÃO GERAL 38

2 – CAPÍTULO 1 **- Influência da perda e qualidade do tecido ósseo em implantes de conexão externa e interna. Análise biomecânica pelo método dos elementos finitos tridimensionais**. 45

2.1 – RESUMO 45

2.2 – INTRODUÇÃO 47

2.3 – MATERIAL E MÉTODO 50

2.4 – RESULTADOS 54

2.5 – DISCUSSÃO 57

2.6 – CONCLUSÃO 66

2.7 – REFERÊNCIAS 67

3 – CAPÍTULO 2 **- Efeito de diferentes sistemas de conexões e retenções protéticas em coroas metalocerâmicas e monolíticas. Análise pelo método dos elementos finitos tridimensionais**. 81

3.1 – RESUMO 81

3.2 – INTRODUÇÃO 83

3.3 – MATERIAL E MÉTODO 86

3.4 – RESULTADOS 90

3.5 – DISCUSSÃO 93

3.6 – CONCLUSÃO 99

3.7 – REFERÊNCIAS 100

4 – CAPÍTULO 3 **- Implantes dentários instalados em pacientes com osteoporose versus pacientes sem osteoporose. Uma revisão sistemática e meta-análise**. 115

3.1 – RESUMO 115

3.2 – INTRODUÇÃO 117
3.3 – MATERIAL E MÉTODO 119
3.4 – RESULTADOS 124
3.5 – DISCUSSÃO 127
3.6 – CONCLUSÃO 132
3.7 – REFERÊNCIAS 133

ANEXO A – Normas do periódico selecionado para envio 144
ANEXO B – Referências da Introdução Geral 146

Introdução Geral

1. Introdução Geral

Os implantes osseointegráveis têm sido considerados atualmente uma opção favorável e de alta previsibilidade para a reabilitação de pacientes edêntulos totais ou parciais (Borges et al., 2011; Pennington et al., 2012). Devido à característica de osseointegração (contato íntimo da interface osso/implante) as cargas oclusais tendem a ser transferidas diretamente para o tecido ósseo (Skalak, 1983). Assim, em situações limítrofes, uma possível sobrecarga oclusal existente, ocasionada por diferentes fatores pode comprometer o tratamento reabilitador (Goodacre et al., 2003). Dentre os diferentes fatores que podem interferir para o aumento dessa sobrecarga, podemos destacar a influência das variáveis biomecânicas (Hauchard et al., 2011; Pellizzer et al., 2012).

O tipo de conexão do implante/prótese pode ser considerada uma variável importante para a sobrevida do tratamento reabilitador (Torcato et al., 2015; Zanardi et al., 2015; Almeida et al., 2014; Carvalho et al., 2014). Em relação aos diferentes sistemas de conexão utilizados, normalmente os implantes são divididos em dois grandes grupos, implantes de conexão externa e implantes de conexão interna (Tunes et al., 2015).

O exemplo clássico da conexão externa é o hexágono externo (HE), que apresenta como vantagens a reversibilidade quando comparado as conexões cônicas e compatibilidade entre diferentes marcas comerciais (Tunes et al., 2015; Maeda et al., 2006). No entanto, os implantes de conexão externa estão mais sujeitos à complicações mecânicas, principalmente na região de implante/componente, uma vez que apresentam maiores tensões de cisalhamento sobre o carregamento vertical (Asvanund et al. 2014), com

possibilidade de deformação na plataforma do implante/hexágono comprometendo a longevidade do tratamento (Gehrke et al. 2015). Outra complicação recorrente é a sobrecarga na região do parafuso de fixação (Torcato et al. 2014; Verri et al. 2014; Moraes et al. 2015) que pode levar a complicações recorrentes nesse tipo de conexão, como o afrouxamento e/ou fratura do parafuso (Aglietta et al., 2009), verificado por estudos laboratoriais (Asvanund et al., 2014; Freitas-Junior et al., 2012). Muitas vezes a falha mecânica nesse tipo de implante está ligada ao próprio design do hexágono do implante (largura e altura do hexágono) (Pellizzer et al. 2016; Gil et al. 2009).

Em relação à distribuição de tensões na região de tecido ósseo cortical alguns estudos tem relado comportamento biomecânico menos favorável para os implantes hexágono externo, possivelmente devido as maiores tensões localizadas na região da plataforma do implante que se encontra mais próxima do tecido ósseo cortical, contribuindo para o aumento das tensões nessa região (Torcato et al., 2015; Almeida et al., 2014). Entretanto, é muito comum de ser observada a perda de tecido ósseo periimplantar em implantes com essa plataforma (saucerização), pois a proximidade existente o tecido ósseo cortical e a plataforma do implante aumenta nas concentrações de tensões na região do tecido ósseo cortical.

As conexões internas surgiram com o intuito de superar algumas limitações observadas na conexão externa. A conexão interna cônica, representada pelos implantes cone Morse, tem sido utilizada com grande frequência devido as poucas complicações mecânicas e biológicas (Mangano et al., 2015). Alguns estudos têm demonstrado que estes implantes apresentam

melhor distribuição das tensões em comparação com as demais conexões (Almeida et al., 2014; Torcato et al., 2015), devido ao desenho desse tipo de conexão (Torcato et al., 2015). A conicidade interna do pilar permite melhor estabilidade, embricamento mecânico, contribuindo para a centralização das tensões no corpo do implante, e reduzindo assim as tensões na região de tecido ósseo cortical (Almeida et al., 2014; Torcato et al., 2015). Entretanto, existem estudos biomecânicos verificando que os implantes corne morse apresentam tensões similares, ou maiores tensões em comparação aos implantes de hexágono externo (Carvalho et al., 2014; Nishioka et al., 2011).

Da mesma forma, o sistema de retenção da prótese pode ser considerado outro fator de influência na longevidade das próteses sobre implantes, e muitas vezes a escolha do sistema é baseada na preferência e/ou facilidade no uso do profissional (Bonfante et al., 2015; Pellizzer et al., 2015). Alguns estudos relataram superioridade biomecânica das próteses cimentadas em comparação com as próteses parafusadas (Anchieta et al., 2015; Silva et al., 2014; Vasconcellos et al., 2014; Sotto-Maior et al., 2012; Tonella et al., 2011). Entretanto, podem ser observados na literatura estudos que não observaram diferenças entre os diferentes sistemas de retenções (Silva et al., 2015; Cicciu et al. 2014; Lee et al., 2013). Assim, a análise dos sistemas de retenção se faz necessária, procurando padronizar os mesmos componentes protéticos para ambos os sistemas de retenção, principalmente em situações clínicas complexas com o intuito de verificar qual a melhor indicação em relação ao determinado tipo de tratamento (Pellizzer et al. 2016).

O tipo do material restaurador utilizado também pode influenciar na distribuição das tensões na região de implantes/componentes (Lazari et al., 2014), bem como no tecido ósseo (Santiago Júnior et al., 2013). Atualmente, devido a busca por tratamentos estéticos, a opção de tratamento dentário pelas próteses cerâmicas livre de metal "*metal free*" tem sido considerada rotina na clínica diária para próteses convencionais (Sailer et al., 2015), bem como em próteses fixas sobre implantes (Esquivel-Upshaw et al. 2014; Karl et al., 2012), principalmente com a utilização de cerâmicas de zircônia monolíticas garantindo assim maior resistência, principalmente em região posterior (Lan et al., 2016). Entretanto, existe uma escassez de estudos que comparam biomecanicamente as próteses *metal free* monolíticas de zircônia em relaçãoas próteses metalocerâmicas, verificando as tensões incididas sobre a coroa, componentes protéticos, bem como na região de implante e tecido ósseo, o que faz necessária uma análise aprofundada a respeito dessas diferentes variáveis.

A região posterior é considerada para análises biomecânicas por apresentar maiores tensões devido ao osso de baixa densidade, e consequentemente maiores riscos de falhas (Kurniawan et al., 2013; Xiao et al., 2011; Misch et al., 2006). Além disso, a espessura do tecido ósseo cortical também influencia para a distribuição de tensões (Okumura et al., 2010). Assim, variáveis relacionadas ao tecido ósseo são grande importância para o estabelecimento de indicações clínicas mais precisas frente ao tratamento planejado.

A osteoporose é uma condição sistêmica caracterizada pela redução da massa/qualidade óssea aumentando a fragilidade do tecido ósseo (Høiberg et

al., 2016). Estudos relatam que uma a cada três mulheres, e um a cada seis homens sofrem algum tipo de fratura relacionada à osteoporose durante sua vida (Kanis et al., 2013). Não existe contraindicação da instalação de implantes dentários em pacientes com osteoporose (Gaetti-Jardim et al. 2011). Vários estudos tem sido relacionados com o intuito de verificar a influência da osteoporose na osseointegração e na longevidade do tratamento com implantes (Du et al., 2016; Ramalho-Ferreira et al., 2015; Li et al., 2014). Entretanto, existe um número reduzido de estudos que avaliam o comportamento biomecânico dos implantes osseointegrados em tecido ósseo com osteoporose (Xiao et al., 2013; Xiao et al., 2011). Assim, a resposta biomecânica da associação das variáveis em relação à diferentes tipos ósseos é importante para nortear o planejamento do tratamento reabilitador.

Apesar do controle de todas as variáveis sob o ponto de vista biomecânico, em algumas situações a perda óssea marginal é eminente independentemente do tipo de tratamento envolvido. Muitas vezes o processo de perda óssea marginal pode comprometer a taxa de sobrevivência dos implantes, como observado por Chrcanovic et al., 2014 que através de uma metanálise verificaram que pacientes com comprometimento periodontal apresentam maiores valores de perda óssea marginal, e consequentemente menores taxas de sobrevivência dos implantes, quando comparados à pacientes que não possuem histórico de doença periodontal.

Misch et al., 2008, estabeleceram que o implante apresenta sucesso quando apresenta uma perda óssea marginal < 2 mm; taxa de sobrevivência satisfatória quando esses valores se limitam a 2–4 mm; e taxa de sobrevivência

comprometida quando esses valores são > 4 mm, porém, menor que a metade do comprimento implante, pois quando a perda óssea ultrapassa a metade do comprimento do implante, este é considerado como falha.

Diante de perda óssea periimplantar, tratamentos para periimplantite têm sido desenvolvidos objetivando a proservação do implante instalado (Mahato et al., 2016; Ramanauskaite et al., 2016; Kushima et al., 2015). Entretanto, sobre o ponto de vista biomecânico, ainda não foi relatado até que nível essa perda óssea poderia influenciar significativamente a longevidade do tratamento proposto. Sabe-se que a perda da crista óssea afeta drasticamente a ancoragem biomecânica do implante, e isto pode comprometer o tratamento proposto (Leonard et al. 2009). O nível da perda coincidente com o nível mais baixo da câmara interna do parafuso de fixação foi relatado como fator significativo para a fratura do implante (Gerhke et al., 2014).

Assim, estudos para avaliação do comportamento biomecânico de implantes com diferentes níveis de tecido ósseo devem ser conduzidos (Romeed et al., 2013; Rodríguez-Ciurana et al., 2009; Kitamura et al., 2004), para o estabelecimento do melhor tipo de conexão implante/prótese e sistema de retenção, material restaurador, bem como a influência das propriedades do tecido ósseo, guiando assim o limite seguro do planejamento cirúrgico-protético em relação à essas variáveis.

Capítulo 1

Influência da perda óssea vertical e qualidade do tecido ósseo em implantes de conexão externa e interna. Análise biomecânica pelo métodos dos elementos finitos tridimensionais.

2.1 Resumo

Proposição: A proposta desse estudo foi avaliar o efeito da perda do tecido ósseo (sem perda óssea, perda de 1,5 mm, perda de 3,0 mm, perda de 4,5 mm), em implantes de conexão externa (Hexágono externo) e interna (Cone Morse) em tecido ósseo normal e/ou osteoporótico, em próteses unitárias por meio da metodologia dos elementos finitos tridimensionais.

Material e métodos: Dezesseis modelos tridimensionais foram simulados utilizando os programas, Solidworks, Invesalius e Rhinoceros 3D. Os modelos foram constituídos a partir de uma secção osso da região posterior maxilar (osso tipo IV), simulando diferentes níveis de tecido ósseo (sem perda óssea; com perda de 1,5 mm; com perda de 3,0 mm; com perda de 4,5 mm), com propriedades mecânicas de tecido ósseo normal e/ou osteoporótico, simulando a presença de um implante (hexágono externo e/ou cone morse) com 4,0mm de diâmetro e 10 mm comprimento, suportando uma coroa metalocerâmica parafusada. Os modelos processados pelos programas FEMAP v.11.0 e NEiNastran 11, simulando uma carga axial de 200N e oblíqua de 100 N (50 N em cada vertente de cúspide, com supressão das vertentes linguais para o carregamento oblíquo). Os resultados foram plotados em mapas de tensão de von Mises, tensão máxima principal e microdeformação.

Resultados: Foi possível observar que a perda do tecido ósseo, independentemente da quantidade provocou o aumento das concentrações de tensão de tração e microdeformação no tecido ósseo, e maiores tensões no implante e parafuso de fixação para todos os modelos avaliados, independentemente da influência de outra variável avaliada. Os implantes cone Morse apresentaram melhor comportamento biomecânico na região de tecido ósseo em comparação aos implantes de hexágono externo, somente para os modelos sem perda óssea marginal. O tecido ósseo osteoporótico influenciou biomecanicamente apenas nos valores de microdeformação na região de tecido ósseo trabeculado. Os implantes e parafusos de fixação apresentaram maiores tensões com a perda do tecido ósseo, e nos implantes de hexágono externo sobre o carregamento oblíquo, porém, a qualidade óssea não influenciou nas tensões nos implantes e/ou componentes.

Conclusão: A perda do tecido ósseo progressiva apresentou influência na distribuição das tensões na região do tecido ósseo, implantes e componentes. A qualidade do osso afetou apenas os valores de microdeformação, principalmente, no tecido ósseo trabeculado. Os implantes cone Morse são biomecanicamente mais favoráveis somente em situações de ausência de perda óssea. Os implantes de hexágono externo apresentaram pior comportamento biomecânico nos implantes e parafuso de fixação, principalmente sobre o carregamento oblíquo.

Palavras-chave: Implante dentário; Prótese dentária fixada por implante; Estresse mecânico; Análise de elemento finito.

2.2 Introdução

A utilização de implantes dentários para reabilitação de pacientes desdentados tem sido considerada uma modalidade de tratamento favorável, apresentando resultados previsíveis ao longo do tempo (Bilhan et al., 2010; Lemos et al., 2016). Com o aumento da longevidade dos implantes dentários, tem se verificado um aumento da preocupação com a manutenção da estabilidade óssea ao redor do implante, visto que a progressão de perda óssea marginal está diretamente relacionada com a maioria das falhas tardias dos implantes dentários (Chrcanovic et al., 2014).

Dessa forma, o conhecimento do comportamento biomecânico das diferentes estruturas é de grande importância, uma vez que o contato íntimo da interface osso/implante faz com que as cargas oclusais sejam transferidas diretamente para o tecido ósseo (Skalak, 1983). Assim, determinadas situações clínicas podem ultrapassar o limite fisiológico do tecido ósseo acelerando o processo de reabsorção óssea, comprometendo assim o tratamento reabilitador (Goodacre et al., 2003).

Dentre os diferentes fatores biomecânicos que podem influenciar o aumento das tensões na região do tecido ósseo, destacamos os diferentes tipos de conexão (Lemos et al., 2018 (A)). A literatura relata que os implantes de conexão externa apresentam comportamento biomecânico desfavorável em relação aos implantes de conexão interna (Santiago Júnior et al., 2016; Pellizzer et al., 2018). Entretanto, existem estudos biomecânicos demonstrando que os implantes de conexão externa apresentam comportamento biomecânico

similares e/ou melhores quando comparados aos implantes de conexão interna (Nishioka et al., 2011; Carvalho et al., 2014).

Outro fator que pode influenciar o comportamento biomecânico das estruturas é a quantidade e qualidade do tipo ósseo (Sevimay et al., 2005; Pellizzer et al., 2018). A região posterior da maxila apresenta menor qualidade óssea por apresentar uma fina camada de tecido ósseo cortical, circundando um tecido trabeculado menos denso em relação as demais regiões, o que afeta diretamente na taxa de sobrevida dos implantes instalados nessa área (Goiato et al., 2014). Essa situação pode ser ainda mais prejudicada quando associada à alguma condição sistêmica do paciente, o que reduz ainda mais a densidade/qualidade do tecido ósseo, como nos casos de pacientes com osteoporose (Høiberg et al., 2016). Entretanto, existe um número reduzido de estudos que avaliaram o comportamento biomecânico dos implantes dentários em tecido ósseo com osteoporose (Xiao et al., 2011; Xiao et al., 2013).

Muitas vezes mesmo com o controle das diferentes variáveis biomecânicas, a perda óssea é eminente visto que na maioria das vezes sua etiologia é multifatorial (Chrcanovic et al., 2014). Segundo Albrektsson et al., (1986) o limite clinicamente aceitável de perda óssea é de 1,5 mm durante o primeiro ano de função, com perda de aproximadamente 0,2 mm anualmente nos anos subsequentes, sem que existam sinais de infecção peri-implantares. Entretanto, atualmente algumas situações clínicas fazem com que os implantes dentários sejam mantidos ultrapassando os limites de perda óssea estabelecidos clinicamente. Fato comprovado disso é que existem diferentes tratamentos com o intuito de preservar implantes com excessiva perda óssea, como nos casos de

periimplantite (Kushima et al., 2015; Mahato et al., 2016; Ramanauskaite et al., 2016).

A perda excessiva do tecido ósseo pode afetar a ancoragem biomecânica do implante aumentando as tensões ao longo das estruturas, e consequentemente comprometendo o tratamento proposto (Leonardo et al., 2009; Rodríguez-Ciurana et al., 2009; Gerhke et al., 2014). Assim, a avaliação do comportamento biomecânico dos diferentes níveis de tecido ósseo se faz necessária, verificando sua associação com diferentes variáveis que contribuem para maiores sobrecargas, guiando assim o limite seguro do planejamento cirúrgico-protético.

Portanto, o objetivo deste estudo foi avaliar o comportamento biomecânico das diferentes variáveis em relação à distribuição de tensões na região do tecido ósseo e implantes/componentes, com as hipóteses nulas de que: (1) A perda do tecido ósseo não influencia na distribuição das tensões das estruturas avaliadas; (2) O tecido ósseo com osteoporose apresenta comportamento biomecânico similar em relação ao tecido ósseo normal; (3) O sistema de conexão avaliados não interfere no comportamento biomecânico das estruturas analisadas.

2.3 Material e Método

2.3.1. Delinamento experimental

Neste estudo foi considerada a avaliação de três fatores: (1) nível do tecido ósseo (sem perda óssea; 1,5 mm de perda óssea marginal; 3,0 mm de perda óssea marginal; 4,5 mm de perda óssea marginal); (2) qualidade óssea (osso normal e osso osteoporótico); e (3) sistema de conexão prótese/implante (implantes de conexão externa: hexágono externo e implantes de conexão interna: cone Morse). A condução desse trabalho seguiu metodologia de estudos prévios publicados pelo grupo de pesquisa (Santiago Júnior et al., 2016; de Souza Batista et al., 2017; Pellizzer et al., 2018; Lemos et al., 2018 (B); Lemos et al., 2018 (C)).

2.3.2. Modelagem tridimensional

Foram confeccionados 16 modelos tridimensionais (Tabela 1), cada um representando uma secção de osso da região do 1º molar maxilar, em forma de bloco ósseo (cortical e esponjoso) simulando uma situação de osso tipo IV (Lekholm and Zarb, 1985), com a presença de um implante de hexágono externo e/ou cone Morse (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil), com as dimensões de 4,0 mm de diâmetro e comprimento de 10,0 mm. Todos os implantes suportavam uma coroa do tipo metalo-cerâmica sobre pilar tipo UCLA (Universal castable long abutment) para aparafusamento (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil).

As especificações da modelagem do tecido ósseo foram obtidas com o auxílio do programa InVesalius (CTI, Campinas, São Paulo, Brasil) e as simplificações de superfícies foram realizadas utilizando o programa Rhinoceros 4.0 (NURBS Modeling for Windows, Seattle, WA, USA). Para tal, foi simulada a região posterior de maxila segundo a classificação de Lekholm e Zarb (1985), simulando osso tipo IV que possui uma fina camada de osso cortical (1 mm) circundando um núcleo de osso trabecular. Após a obtenção de um modelo inicial sem a perda de tecido ósseo ao redor da região periimplantar, este modelo foi utilizado para a simplificação em relação à variação da perda da região de tecido ósseo periimplantar, sendo simulada uma perda de 1,5 mm, 3,0 mm e 4,5 mm de tecido ósseo (cortical e trabeculado), limitando ao máximo para não ultrapassar metade do comprimento do implante (10 mm), pois perda óssea acima de metade do comprimento do implante caracterizaria uma situação clínica de falha (Misch et al., 2008).

Os desenhos dos implantes e componentes protéticos foram obtidos a partir dos desenhos originais (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Aruja, São Paulo, Brasil), e importados inicialmente no programa SolidWorks (Solid-Works Corp, Waltham, MA, USA). Posteriormente esses desenhos foram exportados para o programa Rhinoceros 4.0 para simplificação dos desenhos dos implantes. Com o intuito de eliminar uma possível variável de influência biomecânica (geometria dos implantes) os implantes cone Morse foram simulados com geometria externa similar aos implantes de hexágono externo, isolando assim a variável da conexão, sem a interferência de uma variável externa (macro-geometria externa).

2.3.3. Configuração das análises trimendisionais

Após o modelamento, todos os sólidos foram exportados ao programa de pré e pós processamento de elementos finitos FEMAP 11.4.2 (Siemens PLM Software Inc., Santa Ana, CA, USA). Na fase de pré-processamento dos modelos, as malhas tridimensionais de superfície tetraédricas parabólicas foram geradas a partir dos desenhos finalizados pelo programa Rhinoceros. As incorporações das propriedades mecânicas dos materiais e estruturas avaliadas, foram baseadas em valores obtidos através de trabalhos publicados na literatura (Tabela 2). A variação da qualidade óssea (osso normal e osso osteoporótico) se deu pela diferença nas propriedades mecânicas na região de tecido ósseo e trabeculado (Xiao et al., 2013; Xiao et al., 2011; Polikeit et al., 1987). Para facilitar a execução dos cálculos matemáticos, todos os materiais simulados foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos.

As condições de contorno foram estabelecidas fixadas em todos os eixos (x, y e z), simulando a fixação da maxila ao viscerocrânio. Sendo assim, todas as estruturas coroa/componentes/implante e tecido ósseo envolvendo os implantes puderam se movimentar e sofrer intrusão, restando apenas a base do bloco ósseo fixada e sem movimentação. Em relação as condições de contatos entre as estruturas simuladas, todas as condições de contato foram determinadas como coladas, com exceção da interface de contato entre o componente protético e implante, a qual foi determinada como contato justaposto. Foi realizada a simulação de cargas linear, na região de vertente interna de cada cúspide (50 N por região de cúspide), totalizando 200 N de carga axial, e 100 N

em sentido oblíquo (45º em relação a vertente interna de cada cúspide vestibular, suprimindo as cúspides linguais) (Pellizzer et al., 2018; Lemos et al., 2018 (B)).

Posteriormente, as configurações geradas em cada um dos modelos no programa FEMAP foram exportadas para serem resolvidas no programa Nei Nastran 11.1 (Noran Engineering, Inc., Westminster, California, USA) para obtenção dos resultados. Após a resolução dos cálculos neste programa, os resultados obtidos foram importados novamente no programa FEMAP 11.4.2 para o pós-processamento e visualização gráfica das tensões nas estruturas observadas.

2.3.4. Visualização dos resultados

Os mapas de von Mises (vM) foram utilizados para avaliar o comportamento biomecânico dos componentes protéticos, implantes e parafusos de fixação (Pellizzer et al., 2018; Lemos et al., 2018; de Souza Batista et al., 2017). O mapa de Tensão Máxima Principal (TMP) foi utilizado como critério para análise das tensões no tecido ósseo, uma vez que fornece valores de compressão (valores negativos) e tração (valores positivos) (Pellizzer et al., 2018; Lemos et al., 2018 (B)). Além do mapa de TMP, os mapas de microdeformação (με – deformação $x10^{-6}$) também foram utilizados para avaliar o comportamento biomecânico na região de tecido ósseo (de Souza Batista et al., 2017). A unidade de medida usada para mensurar a Tensão de von Mises e Tensão Máxima Principal foi Mega-Pascal (MPa), enquanto que a microdeformação foi mensurada pela unidade de deformação (με – deformação $x10^{-6}$), por se tratar de uma unidade de grandeza adimensional.

2.4 Resultados

2.4.1. Análise de Tensão Máxima Principal (Tecido Ósseo)

Sobre o carregamento axial, é possível verificar que a perda do tecido ósseo foi um fator determinante para o aumento das tensões de tração na região de tecido ósseo cortical. Conforme teve-se o aumento de perda óssea marginal, aumentou-se gradativamente a área de concentração de tensões na região de tecido ósseo, independentemente do sistema de conexão e/ou qualidade óssea. Em relação aos diferentes sistemas de conexão, não foram observadas diferenças em relação ao comportamento biomecânico quando comparado os implantes de hexágono externo com os implantes cone Morse. Da mesma forma, o osso osteoporótico apresentou similaridade na magnitude das tensões, porém, com uma ligeira maior área de concentração de tensões de tração comparado ao tecido ósseo normal (Figura 1 e 2).

Sobre o carregamento oblíquo, a perda do tecido ósseo influenciou proporcionalmente o aumento dos valores e da área de concentrações das tensões de tração, independentemente da variável associada. Os implantes cone Morse apresentaram menores tensões de tração em comparação com o implante de hexágono externo somente para os modelos sem perda óssea, anulando-se a diferença a partir da perda de tecido ósseo. O tipo ósseo não influenciou no aumento da magnitude das tensões na região de tecido ósseo, embora, tenha apresentado um aumento na área de concentração das tensões de tração (Figura 1 e 2).

3.4.2. Análise de Microdeformação (με) (Tecido Ósseo)

Em relação ao mapa de microdeformação no carregamento axial, é possível observar que a perda do tecido ósseo influenciou no aumento da área de microdeformação, principalmente no tecido ósseo trabeculado, na qualidade de osso osteoporótico. Entretanto, o sistema de conexão não apresentou influência direta em relação à área de concentração de microdeformação (Figura 3 e 4).

No carregamento oblíquo foi possível observar que o tecido ósseo osteoporótico permaneceu com os maiores valores de microdeformação em comparação com o tecido ósseo normal, ao passo em que a gradativa perda óssea contribuiu para um aumento da área de microdeformação na região de tecido ósseo cortical e trabecular. Em relação ao sistema de conexão foi possível observar que os implantes cone Morse apresentaram menores áreas de microdeformação em comparação com os implantes de hexágono externo apenas para os modelos sem perda óssea. Entretanto, assim como observado no mapa anterior, a medida em que deu-se início a perda óssea os implantes cone Morse passaram a apresentar comportamento biomecânico similar aos implantes de hexágono externo (Figura 3 e 4).

3.4.3. Análise de Tensões de von Mises (Implante/Parafuso/Coroa)

Em relação à distribuição das tensões na região dos implantes/componentes, o parafuso de fixação e o terço cervical do implante foram as regiões que apresentaram maiores concentrações de tensões em comparação com as demais áreas independentemente do carregamento

avaliado. No carregamento axial pode ser observado um aumento gradativo das tensões na região do parafuso de fixação e parede distal do implante conforme aumentava-se a perda do tecido ósseo. O parafuso dos implantes cone Morse apresentaram ligeramente maiores tensões sobre o carregamento axial, porém, a qualidade óssea não influenciou na distribuição das tensões nos implantes/componentes.

Sobre o carregamento oblíquo foi possível observar maiores concentrações de tensões em comparação com o carregamento axial, principalmente na região do parafuso de fixação dos implantes de hexágono externo (valores acima de 550 MPa), independentemente da qualidade óssea e/ou perda do tecido ósseo. A perda do tecido ósseo contribuiu para o aumento das tensões na região dos implantes/componentes. Entretanto, assim como observado no carregamento axial a qualidade óssea não afetou a distribuição das tensões na região dos implantes/componentes.

2.5 Discussão

Em relação à quantidade de tecido ósseo, foram realizadas diferentes simulações de perda com o intuito de verificar o quanto a perda do tecido ósseo poderia influenciar na distribuição das tensões, visto que diferentes tipos de tratamentos têm sido propostos para manutenção de implantes em pacientes com periimplantites com elevados graus de perda óssea (Mahato et al., 2016; Ramanauskaite et al., 2016). Dessa forma, foi observado que a perda do tecido ósseo afetou diretamente o aumento gradativo das tensões tanto no tecido ósseo, quanto na região do implante e do parafuso de fixação, rejeitando assim a primeira hipótese estabelecida por este trabalho. Os resultados encontrados por esse trabalho corroboram com estudos anteriores (Tribst et al., 2018; Linetskiy et al, 2017; Tsouknidas et al., 2015; Yoon et al., 2011; Rodriguez-Ciurana et al., 2009).

Conforme observou-se o aumento progressivo da perda do tecido ósseo de 1,5 mm para cada um dos modelos simulados, foi possível observar também um aumento na área e valores de concentrações de tensões e/ou microdeformação, principalmente no tecido ósseo cortical. Esse aumento das tensões ocasionadas ao longo das estruturas, provavelmente se deve ao fato de que a perda do tecido ósseo, e consequentemente do suporte do implante instalado, implica em um aumento no braço de alavanca do implante em relação ao tecido ósseo, alterando a linha de fulcro, e consequentemente aumentando as tensões ao longo das estruturas (Tribst et al., 2018). A região de fulcro pode ser observada principalmente nos implantes de hexágono externo, com aumento

das tensões abaixo da câmara do parafuso de fixação que obteve um aumento gradativo das tensões a medida em que se dava o aumento da perda óssea marginal.

Apesar de ser considerada clinicamente aceitável por Albrektsson et al., (1986), a perda óssea de 1,5 mm no primeiro ano, já pode ser considerada um fator prejudicial sobre o ponto de vista biomecânico. No presente estudo, essa perda mínima de 1,5 mm foi o suficiente para o aumento das tensões na região de tecido ósseo e implantes/componentes. Essa fato deve ser levado em consideração pelo profissional, uma vez que esse limite de perda óssea de 1,5 mm foi estabelecido a mais de 30 anos, e atualmente os avanços obtidos nas características dos implantes permite que implantes com acompanhamento superior a 5 anos apresentem valores de perda óssea inferior 0,5 mm (Laurel et al., 2011), e por isso um novo limite clínico de perda óssea deve ser considerado.

Quando consideradas elevadas perdas de tecido ósseo, como 3,0 mm e 4,5 mm (encontrada em pacientes com periimplantite), as tensões podem ser de 2 a 3 vezes maiores comparadas aos modelos sem perda. Isso deve ser destacado, uma vez que de acordo com os resultados biomecânicos observados por esse trabalho, é preciso refletir até que ponto essa manutenção do implante é válida sobre o ponto de vista clínico, visto que a estabilidade do implante não depende exclusivamente da condição biológica (controle bacteriano), e sim da interação mecânico/biológica para a manutenção do tecido ósseo remanescente (Tribst et al., 2018), e na maioria das vezes as condições de perda óssea simulada ultrapassaram de maneira excessiva os limites fisiológicos pré-

estabelecidos na literatura para tensões (100 a 170 MPa) (Buzkaya et al., 2004) e microdeformação (3000 με) (Frost, 2003).

Nos modelos simulados, todos os implantes apresentavam um comprimento de 10 mm, uma vez que segundo o consenso da conferência de Pisa, implantes que apresentassem uma perda óssea que ultrapassasse metade do comprimento do implante deveriam ser considerados implantes com falhas, e não mantidos na boca do paciente (Misch et al., 2008). Entretanto, atualmente os pacientes são reabilitados com implantes cada vez de menor comprimento (implantes curtos: menores do que 8 mm) (Lemos et al., 2016). A perda mínima de 1,5 mm para um implante de 7 mm de comprimento já pode comprometer o tratamento, visto que os implantes de menores comprimento apresentaram relativamente maiores concentrações de tensões, principalmente em situações de perda óssea (Linetskiy et al., 2017), e consequentemente maior probabilidade de falha em comparação aos implantes convencionais (Lemos et al., 2016).

Para todos os modelos simulados a região de maior concentração de tensões se dava principalmente na região coronal do implante (tecido ósseo cortical), e isso pode ser justificado pela maior resistência do tecido ósseo cortical em relação ao trabeculado (7 a 10 vezes maior o módulo de elasticidade), fazendo com que exista um aumento de concentrações principalmente nessa região (Rodríguez-Ciurana et al., 2011). Entretanto, a medida em que se dava o aumento progressivo da perda óssea marginal, além das tensões observadas na região coronal, foi possível observar um aumento das tensões na região apical dos implantes, conforme observado nos mapas de microdeformação, e isso pode estar relacionado com o deslocamento apical do tecido ósseo reduzindo assim

a área de suporte, que contribui para o compartilhamento das tensões do tecido ósseo cortical com o tecido ósseo trabecular (Tskouknidas et al., 2015).

A perda óssea marginal progressiva afetou diretamente o comportamento biomecânico na parede dos implantes e/ou parafuso de fixação, principalmente para os implantes de hexágono externo sobre o carregamento oblíquo. Clinicamente isso poderia resultar em uma maior incidência de afrouxamento e/ou fratura do parafuso, que é uma das complicações mais recorrentes em próteses implantossuportadas (Pjetursson et al., 2004).

Embora a fratura do implante não seja observada com muita frequência (Goiato et al., 2014 (B)), é importante destacar o aumento das tensões na região lateral dos implantes de acordo com a perda do tecido ósseo. Em determinadas situações clínicas a perda do osso pode ultrapassar o nível mais baixo da câmara interna do parafuso de fixação, o que pode aumentar significativamente as chances de fratura do implante (Gerhke et al., 2014). Isso foi observado clinicamente por Sánchez-Pérez et al., (2010) que relataram que a perda óssea excessiva pode ser considerada um dos fatores causadores da fratura do implante, e por isso deve ser evitada sempre que possível. Dessa forma, a manutenção do implante em pacientes com perda óssea excessiva, deve ser evitada, principalmente se o paciente apresentar outros fatores contribuintes para a fratura, como por exemplo, bruxismo e/ou diâmetro reduzido dos implantes (Sánchez-Pérez et al., 2010).

Além da perda do tecido ósseo, a qualidade (osso osteoporótico) foi outro fator que apresentou influência significativa na distribuição de microdeformação, rejeitando assim a segunda hipótese. Esses dados corrobora com um estudo

prévio que avaliou a influência do tecido ósseo osteoporótico em relação ao tecido ósseo normal (Xiao et al., 2011). Nesse estudo foi simulada a condição sistêmica de osteoporose, que reduz ainda mais a propriedade mecânica do osso avaliado (Xiao et al., 2011; Xiao et al., 2013), uma vez que a osteoporose é definida como uma condição sistêmica que provoca a redução da densidade óssea e a degradação da microarquitetura do tecido ósseo, resultando em uma maior fragilidade do tecido ósseo, com possibilidade de fraturas do mesmo (Giro et al., 2015; Chambrone, 2016).

O comportamento biomecânico do tecido osteoporótico afetou principalmente os mapas de microdeformação, onde foi nítida a diferença ao longo do tecido trabeculado, em comparação com o osso normal. Esse fato pode ser justificado pela redução na qualidade mecânica do tecido ósseo cortical e trabeculado, o que contribuiu para uma maior incidência das tensões nessas regiões. Esses resultados estão de acordo com estudos biomecânicos anteriores que relatam que quanto menor os valores das propriedades mecânicas do tecido ósseo (qualidade óssea), maior as tensões incididas sobre essa região (Pellizzer et al., 2018; Santiago Júnior 2016; Xiao et al, 2011; Sevimay et al., 2005).

Essa maior concetração de tensões em osso de menor qualidade (osteoporótico), pode influenciar clinicamente um aumento da perda óssea marginal nos implantes instalados em pacientes com osteoporose em comparação com pacientes com ausência dessa condição sistêmica (Medeiros et al., 2017). Dessa forma, é importante que o clínico apresente um cuidado especial em relação a essa variável, uma vez que apesar de não ser observada influência dessa condição em relação à taxa de sobrevida dos implantes

(Medeiros et al., 2017; Giro et al., 2015), pode ser observado na literatura que a perda óssea marginal é considerada o principal fator de falhas tardias (após o carregamento) em implantes dentários (Chrcanovic et al., 2014), e assim um cuidado especial em relação à manutenção e terapias de suporte de pacientes com essa condição sistêmica se faz necessária.

Apesar de ser observado um aumento das tensões na região de tecido ósseo cortical, não foi observada influência da qualidade óssea na distribuição das tensões dos implantes e/ou componentes. Assim, a redução das propriedades mecânicas do tecido ósseo contribuem para um aumento das tensões ao longo de sua estrutura, porém, sem contribuir diretamente na região dos implantes e/ou componentes.

Em relação aos diferentes sistemas de conexão avaliados é possível observar que os implantes de conexão interna (cone Morse) apresentaram menores concentrações de tensões do que os implantes de hexágono externo nos casos de ausência de perda óssea marginal. Esses resultados são condizentes com trabalhos biomecânicos anteriores que verificaram que os implantes cone Morse apresentam melhor distribuição das tensões, principalmente por se tratar de uma conexão com maior estabilidade do pilar ligado ao implante, e por centralizar as tensões no longo eixo do implante, reduzindo assim a tensão na área de tecido cortical observado nos implantes de hexágono externo (Pellizzer et al., 2018; Santiago Júnior et al., 2016). Esse favorecimento biomecânico pode contribuir clinicamente para menores valores de perda óssea nos implantes de conexão interna em relação aos implantes de conexão externa (Lemos et al., 2018 (A)).

Entretanto, essa diferença foi anulada a medida em que se deu o aumento da perda óssea marginal. Esses achados também foram observados por um estudo prévio que verificaram similaridade nas tensões de ambas as conexões com o aumento da perda óssea marginal (Tsouknida et al., 2015). Isso provavelmente se deve ao fato de que a perda do suporte ósseo é considerada o fator principal, e consequentemente mais influente pois interfere na estabilidade obtida pela interface implante/abutment, anulando a influência de outra variável externa, como no caso o sistema de conexão.

No carregamento oblíquo os implantes de hexágono externo apresentaram maiores concentrações de tensões na região de parafuso, independentemente da qualidade e/ou perda do tecido ósseo. Esse aumento na concentração de tensões nos implantes de hexágono externo pode ser justificado pela utilização de um componente anti-rotacional aumentando a sobrecarga na plataforma do implante e na região do parafuso, devido a micromovimentação existente na interface pilar/implante (Maeda et al., 2004), principalmente em situações de cargas oblíquas (Ceruso et al., 2017) aumentando assim a incidência do risco do afrouxamento e/ou fratura dos parafusos nesse tipo de conexão (Pjetursson et al., 2018).

Nesse trabalho os pilares do tipo UCLA foram utilizados para simulação em ambos os sistemas de conexão, com o intuito de eliminar uma outra possível variável de influência. Sabe-se que em determinadas situações é recomendada a utilização dos implantes cone Morse com um intermediário de corpo único, pois além de eliminar a necessidade do parafuso, também contribuiria para a redução das tensões ao longo do componente (Santiago Júnior et al., 2016), visto que

intermediários de corpo único apresentam menores tensões em comparação à intermediários com necessidade do parafuso “two-piece” (Hajimiragha et al., 2014; Cehreli et al., 2004).

Além da manutenção do mesmo pilar para ambos os tipos de conexões, os implantes cone Morse foram simulados com a mesma macrogeometria externa dos implantes do tipo hexágono externo, com o objetivo de eliminar outra possível variável que interfere na distribuição das tensões (Verri et al., 2016; Herekar et al., 2014; Baggi et al., 2008). A eliminação dessa variável externa já tem sido utilizada também em recentes ensaios clínicos com intuito de verificar a diferença dos sistemas de conexão, sem a influência da macrogeometria (Pessoa et al., 2016; Esposito et al., 2016; Koo et al., 2012).

O carregamento oblíquo apresentou maiores tensões em comparação com o carregamento funcional (axial) para todas as variáveis analisadas. Esse fato já tem sido relatado em estudos prévios (Pellizzer et al., 2018; Lemos et al., 2018 (B); de Souza Batista et al., 2017). Isso ressalta a importância de evitar esses tipo de cargas com um bom e correto ajuste oclusal sobre os movimentos excursivos do paciente.

A análise de elementos finitos tem sido considerada uma ferramenta útil para avaliação de situações pré-clínicas (Limbert et al. 2010), determinando as tensões e deformações em estruturas de maneira individualizada (Verri et al., 2016; de Souza Batista et al., 2017). Desta forma, estes estudos já têm sido indicados para melhor compreensão do comportamento biomecânico e, em seguida, cuidadosamente terem seus resultados extrapolados para a clínica diária (Van Staden et al., 2006). Entretanto, esses resultados devem ser

interpretados com cautela, uma vez que trata-se de uma análise computacional, e desta forma apresenta algumas limitações, como a simulação do tecido ósseo trabeculado (osso normal e osteoporótico) sem as trabéculas internas que poderiam evidenciar ainda mais as diferenças para essas análises. Além disso, as estruturas simuladas apresentarem propriedades isotrópicas e homogêneas, e lineares (Pellizzer et al., 2018; Lemos et al., 2018 (B); de Souza Batista et al., 2017), ao contrário dos tecidos vivos, uma vez que os materiais são mais dinâmicos e podem apresentar resultados diferentes (Iplikçioğlu & Akça et al., 2002).

2.6 Conclusão

Dentro das limitações do presente estudo é possível concluir que:

- A perda do tecido ósseo, independentemente da quantidade apresentou influência na distribuição das tensões na região de tecido ósseo, implantes e componentes, sendo que quanto maior a perda pior o comportamento biomecânico.

- O tecido ósseo osteoporótico influenciou o aumento de microdeformação, principalmente em tecido ósseo trabeculado.

- Os implantes cone Morse apresentaram melhor distribuição das tensões no tecido ósseo apenas nos modelos sem perda óssea.

- Os implantes de hexágono externo apresentaram maiores concentrações de tensões nos implantes e parafuso de fixação sobre o carregamento oblíquo.

2.7 Referências

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

Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. 2008. 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. 100:422-431.

Bilhan H, Kutay O, Arat S, Cekici A, Cehreli MC. 2010. Astra Tech, Brånemark, and ITI implants in the rehabilitation of partial edentulism: two-year results. Implant Dent. 19:437-446.

Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. 2004. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. J Prosthet Dent. 92:523-530.

Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Del Bel Cury AA, Pessanha Henriques GE. 2014. Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent. 112:1096-1102.

Cehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H. 2004. Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. Clin Oral Implants Res. 15:481-489.

Chambrone L. 2016. Current status of the influence of osteoporosis on periodontology and implant dentistry. Curr Opin Endocrinol Diabetes Obes.

23:435-439.

Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. 2014. Reasons for failures of oral implants. J Oral Rehabil. 41:443-476.

de Medeiros FCFL, Kudo GAH, Leme BG, Saraiva PP, Verri FR, Honório HM, Pellizzer EP, Santiago Junior JF. 2018. Dental implants in patients with osteoporosis: a systematic review with meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Surg. 47:480-491.

de Souza Batista VE, Verri FR, Almeida DAF, Santiago Junior JF, Lemos CAA, Pellizzer EP. 2017. Evaluation of the effect of an offset implant configuration in the posterior maxilla with external hexagon implant platform: A 3-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent. 118:363-371.

Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. 2005. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures – a finite element analysis. J Oral Rehab. 32:273-278.

Esposito M, Maghaireh H, Pistilli R, Grusovin MG, Lee ST, Trullenque-Eriksson A, Gualini F. 2016. Dental implants with internal versus external connections: 5-year post-loading results from a pragmatic multicenter randomised controlled trial. Eur J Oral Implantol. 1:129-141.

Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. 2003. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol. 275:1081-1101.

Gehrke SA, Souza Dos Santos Vianna M, Dedavid BA. 2014. Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strength of different connection designs: an in vitro study. Clin Oral Investig. 18:715-720.

Giro G, Chambrone L, Goldstein A, Rodrigues JA, Zenóbio E, Feres M,

Figueiredo LC, Cassoni A, Shibli JA. 2015. Impact of osteoporosis in dental implants: A systematic review. World J Orthop. 18:311-315.

Goiato MC, dos Santos DM, Santiago JF Jr, Moreno A, Pellizzer EP. 2014. Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Surg. 43:1108-1116.

Goodacre CJ, Bernal G, Runcharassaeng K, Kan JYK. 2003. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent. 90:121-132.

Hajimiragha H, Abolbashari M, Nokar S, Abolbashari A, Abolbashari M. 2014. Bone response from a dynamic stimulus on a one-piece and multi-piece implant abutment and crown by finite element analysis. J Oral Implantol. 40:525-532.

Herekar MG, Patil VN, Mulani SS, Sethi M, Padhye O. 2014. The influence of thread geometry on biomechanical load transfer to bone: A finite element analysis comparing two implant thread designs. Dent Res J (Isfahan). 11:489-494.

Høiberg MP, Rubin KH, Hermann AP, Brixen K, Abrahamsen B. 2016. Diagnostic devices for osteoporosis in the general population: A systematic review. Bone. 92:58-69.

Iplikçioğlu H, Akça K. 2002. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. J Dent. 30:41-46.

Koo KT, Lee EJ, Kim JY, Seol YJ, Han JS, Kim TI, Lee YM, Ku Y, Wikesjö UM, Rhyu IC. 2012. The effect of internal versus external abutment connection

modes on crestal bone changes around dental implants: a radiographic analysis. J Periodontol. 83:1104-1109.

Kushima SS, Nagasawa M, Shibli JA, Brugnera A Jr, Rodrigues JA, Cassoni A. 2016. Evaluation of Temperature and Roughness Alteration of Diode Laser Irradiation of Zirconia and Titanium for Peri-Implantitis Treatment. Photomed Laser Surg. 34:194-199.

Laurell L, Lundgren D. 2011. Marginal bone level changes at dental implants after 5 years in function: a meta-analysis. Clin Implant Dent Relat Res. 13:19-28.

Lekholm U, Zarb GA. Tissue-integrated prostheses. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue Integrated Prostheses. Chicago: Quintessence, 1985:199-209.

Lemos CA, Ferro-Alves ML, Okamoto R, Mendonça MR, Pellizzer EP. 2016. Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. J Dent. 47:8-17.

Lemos CAA, Verri FR, Bonfante EA, Santiago Júnior JF, Pellizzer EP. 2018. Comparison of external and internal implant-abutment connections for implant supported prostheses. A systematic review and meta-analysis. J Dent. 70:14-22. (A)

Lemos CAA, Verri FR, Santiago JF Júnior, Almeida DAF, Batista VES, Noritomi PY, Pellizzer EP. 2018. Retention System and Splinting on Morse Taper Implants in the Posterior Maxilla by 3D Finite Element Analysis. Braz Dent J. 29:30-35. (B)

Lemos CAA, Verri FR, Santiago Junior JF, de Souza Batista VE, Kemmoku DT, Noritomi PY, Pellizzer EP. 2018. Splinted and Nonsplinted Crowns with

Different Implant Lengths in the Posterior Maxilla by Three-Dimensional Finite Element Analysis. J Healthc Eng. 3;2018:3163096. (C)

Leonard G, Coelho PG, Polyzois I, Stassen L, Claffey N. 2009. A study of the bone healing kinetics of plateau versus screw root design titanium dental implants. Clinical Oral Implants Res 20:232–239.

Limbert G, van Lierde C, Muraru OL, Walboomers XF, Frank M, Hansson S, Middleton J, Jaecques S. 2010. Trabecular bone strains around a dental implant and associated micromotions--a micro-CT-based three-dimensional finite element study. J Biomech. 43:1251-1261.

Linetskiy I, Demenko V, Linetska L, Yefremov O. 2017. Impact of annual bone loss and different bone quality on dental implant success - A finite element study. Comput Biol Med. 91:318-325.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. 2006. In vitro differences of stressconcentrations for internal and external heximplant–abutment connections: a short communication. J Oral Rehabil. 33:75–78.

Mahato N, Wu X, Wang L. 2016. Management of peri-implantitis: a systematic review, 2010-2015. Springerplus. 1;5:105.

Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, Steigmann M, Rebaudi A, Palti A, Pikos MA, Schwartz-Arad D, Choukroun J, Gutierrez-Perez JL, Marenzi G, Valavanis DK. 2008. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. Implant Dent. 17:5-15

Nishioka RS, de Vasconcellos LG, de Melo Nishioka GN. 2011. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and

influence of straight and offset implant configuration. Implant Dent. 20:e24-32.

Pellizzer EP, Lemos CAA, Almeida DAF, de Souza Batista VE, Santiago Júnior JF, Verri FR. 2018. Biomechanical analysis of different implant-abutments interfaces in different bone types: An in silico analysis. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 90:645-650.

Pessoa RS, Sousa RM, Pereira LM, Neves FD, Bezerra FJ, Jaecques SV, Sloten JV, Quirynen M, Teughels W, Spin-Neto R. 2017. Bone Remodeling Around Implants with External Hexagon and Morse-Taper Connections: A Randomized, Controlled, Split-Mouth, Clinical Trial. Clin Implant Dent Relat Res. 19:97-110.

Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. 2004. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res. 5:667-676.

Pjetursson BE, Zarauz C, Strasding M, Sailer I, Zwahlen M, Zembic A. 2018. A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. Clin Oral Implants Res. 18:160-183.

Polikeit A, Nolte LP, Ferguson SJ. 2003. The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit: finite-element analysis. Spine (Phila Pa 1976). 28:991-996

Ramanauskaite A, Daugela P, Juodzbalys G. 2016. Treatment of peri-implantitis: Meta- analysis of findings in a systematic literature review and novel protocol

proposal. Quintessence Int. 47:379-393.

Roccuzzo M, Layton DM, Roccuzzo A, Heitz-Mayfield LJ. 2018. Clinical outcomes of peri-implantitis treatment and supportive care: A systematic review. Clin Oral Implants Res. 16:331-350.

Rodríguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalà-Torres M, Rodado-Alonso C, Méndez-Blanco V, Mata-Bugueroles M. 2009. Biomechanical repercussions of bone resorption related to biologic width: a finite element analysis of three implant- abutment configurations. Int J Periodontics Restorative Dent. 29:479-487.

Sánchez-Pérez A, Moya-Villaescusa MJ, Jornet-Garcia A, Gomez S. 2010. Etiology, risk factors and management of implant fractures. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 15:e504-508.

Santiago Junior JF, Verri FR, Almeida DA, de Souza Batista VE, Lemos CA, Pellizzer EP. 2016. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 63:292-300.

Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. 2005. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J Prosthet Dent. 93:227-234.

Skalak R. 1983. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent. 49:843-848.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Shibli JA, Borges ALS, Tango RN. 2017. Influence of implantoplasty on stress distribution of exposed implants at different bone insertion levels. Braz Oral Res. 7;31:e96.

Tsouknidas A, Lympoudi E, Michalakis K, Giannopoulos D, Michailidis N, Pissiotis A, Fytanidis D, Kugiumtzis D. 2015. Influence of Alveolar Bone Loss and Different Alloys on the Biomechanical Behavior of Internal-and External-Connection Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 30:e30-42.

Van Staden RC, Guan H, Loo YC. 2006. Application of the finite element method in dental implant research. Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin. 9:257-270.

Verri FR, Cruz RS, de Souza Batista VE, Almeida DA, Verri AC, Lemos CA, Santiago Júnior JF, Pellizzer EP. 2016. Can the modeling for simplification of a dental implant surface affect the accuracy of 3D finite element analysis? Comput Methods Biomech Biomed Engin. 19:1665-1672.

Xiao JR, Kong L, Chen YX, Han XX, Li YF. Selection of optimal expansion angle and length of an expandable implant in the osteoporotic mandible: a three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013 Mar-Apr;28(2):e88-97. doi: 10.11607/jomi.2368.

Xiao JR, Li YF, Guan SM, Song L, Xu LX, Kong L. 2011. The biomechanical analysis of simulating implants in function under osteoporotic jawbone by comparing cylindrical, apical tapered, neck tapered, and expandable type implants: a 3- dimensional finite element analysis. J Oral Maxillofac Surg. 69:273-281.

Yoon KH, Kim SG, Lee JH, Suh SW. 2011. 3D finite element analysis of changes in stress levels and distributions for an osseointegrated implant after vertical bone loss. Implant Dent. 20:354-359.

Tabela 1 – Descrição dos modelos utilizados no estudo

Implante	Qualidade Óssea	Perda óssea Vertical	Modelos	Nº nós/ elementos
Hexágono Externo	Osso Normal	Sem perda óssea	Modelo 1 (**M1**)	528458/ 351244
		Perda óssea de 1,5 mm	Modelo 2 (**M2**)	562769/ 373699
		Perda óssea de 3,0 mm	Modelo 3 (**M3**)	543416/ 359394
		Perda óssea de 4,5 mm	Modelo 4 (**M4**)	629836/ 417122
	Osso Osteoporótico	Sem perda óssea	Modelo 5 (**M5**)	528458/ 351244
		Perda óssea de 1,5 mm	Modelo 6 (**M6**)	562769/ 373699
		Perda óssea de 3,0 mm	Modelo 7 (**M7**)	543416/ 359394
		Perda óssea de 4,5 mm	Modelo 8 (**M8**)	629836/ 417122
Cone Morse	Osso Normal	Sem perda óssea	Modelo 9 (**M9**)	518723/ 342412
		Perda óssea de 1,5 mm	Modelo 10 (**M10**)	552796/ 364719
		Perda óssea de 3,0 mm	Modelo 11 (**M11**)	533161/ 350137
		Perda óssea de 4,5 mm	Modelo 12 (**M12**)	619881/ 408075
	Osso Osteoporótico	Sem perda óssea	Modelo 13 (**M13**)	518723/ 342412
		Perda óssea de 1,5 mm	Modelo 14 (**M14**)	552796/ 364719
		Perda óssea de 3,0 mm	Modelo 15 (**M15**)	533161/ 350137
		Perda óssea de 4,5 mm	Modelo 16 (**M16**)	619881/ 408075

Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos materiais

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coeficiente de Poisson	Ref
Osso Cortical (osso tipo IV)	13,7	0,30	Pellizzer et al.
Osso Trabeculado baixa densidade (osso tipo IV)	1,10	0,30	Sevimay et al.
Osso cortical com Osteoporose	8,71 (67% normal)	0,30	Xiao et al. Polikeit et al.
Osso trabeculado com Osteoporose	0,465 (34% normal)	0,20	Xiao et al. Polikeit et al.
Titânio	110,0	0,35	Pellizzer et al.
Liga NiCr	206,0	0,33	Pellizzer et al.
Porcelana Feldspática	82,8	0,35	Eraslan et al.

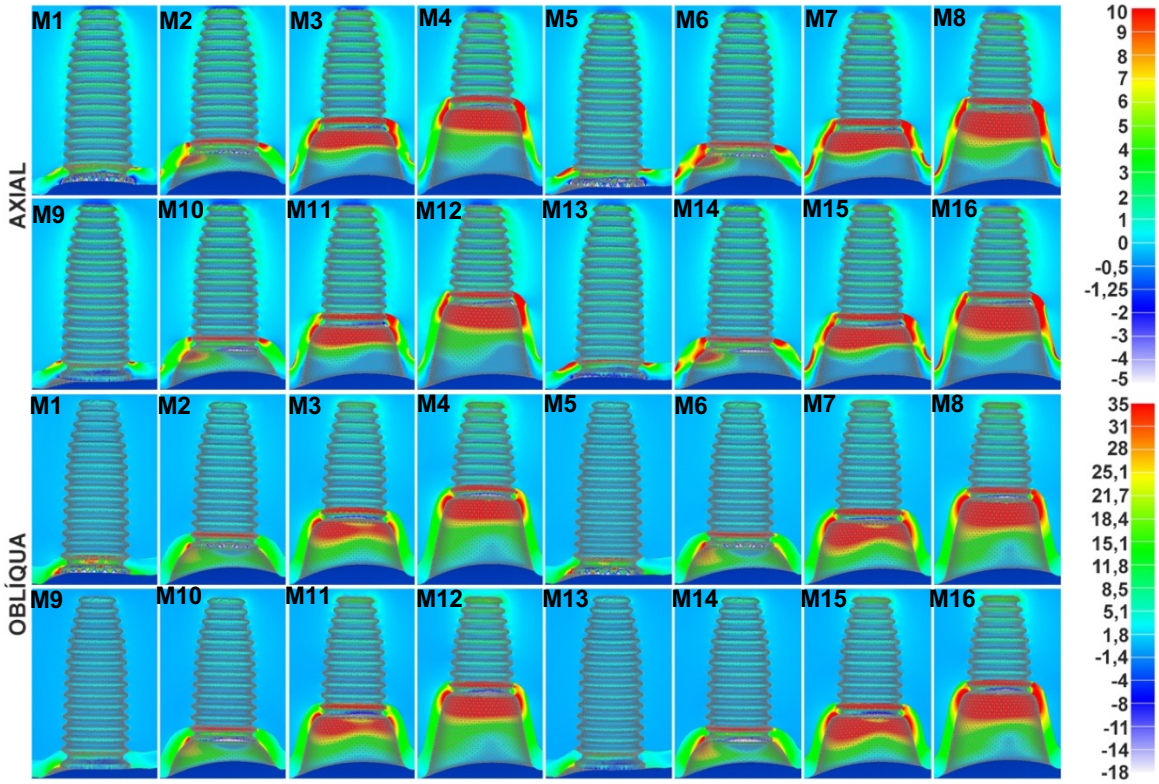


Figura 1 – Mapas de tensão máxima principal para distribuição das tensões no tecido ósseo trabeculado e cortical no carregamento axial e oblíquo.

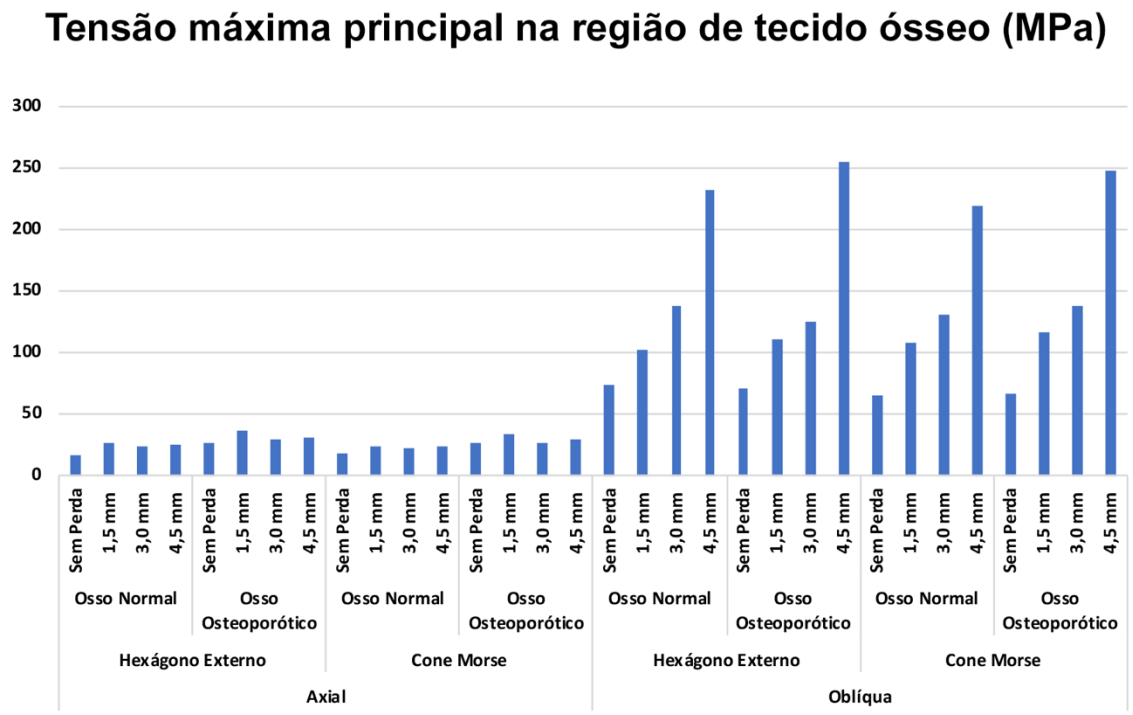


Figura 2 – Gráfico da distribuição de tensões máxima principal na região de tecido ósseo para todos os modelos analisados.

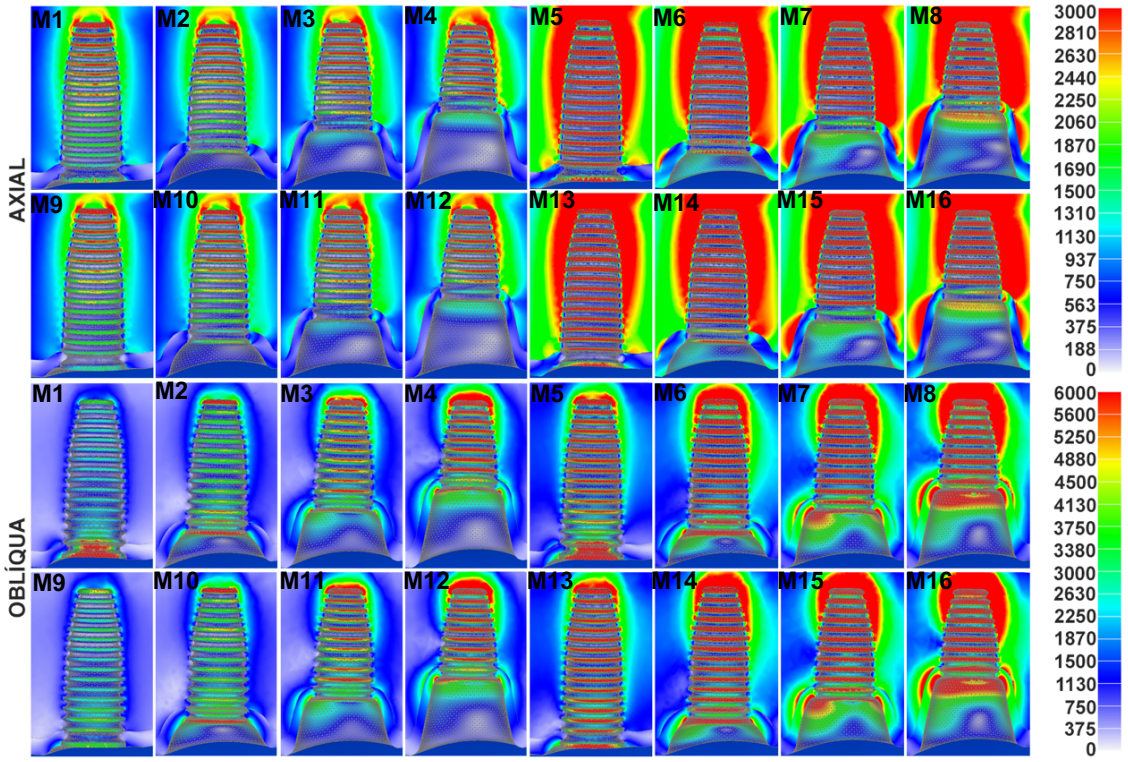


Figura 3 – Mapas da distribuição de microdeformação no tecido ósseo trabeculado e cortical no carregamento axial e oblíquo.

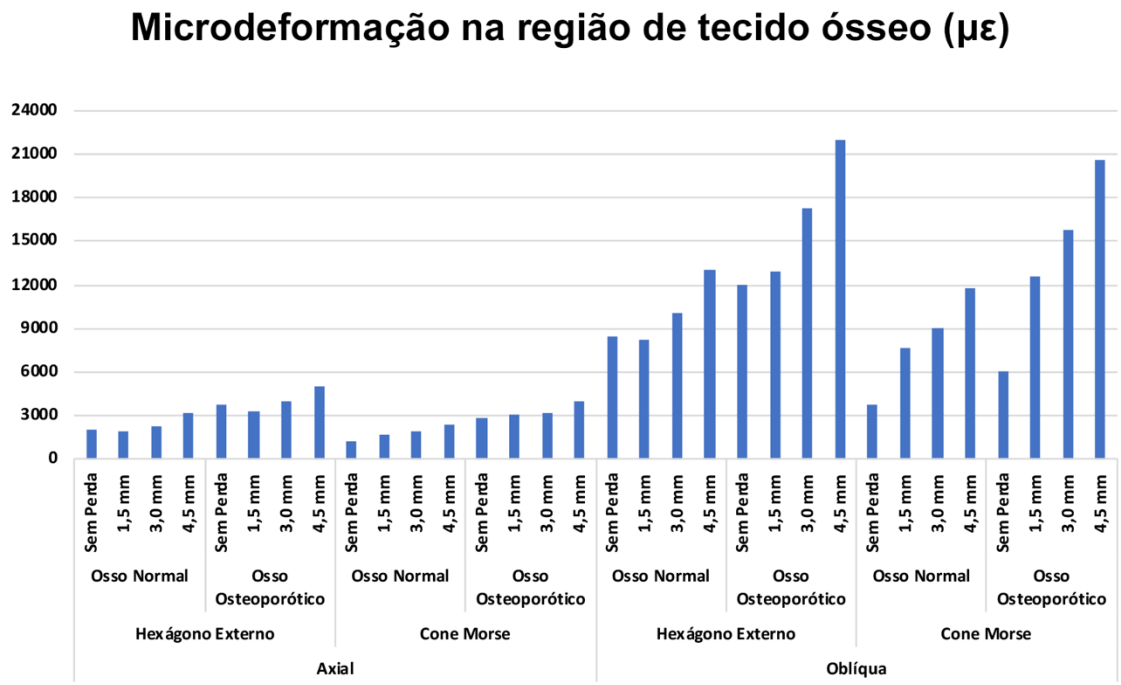


Figura 4 – Gráfico da distribuição de microdeformação na região de tecido ósseo para todos os modelos analisados.

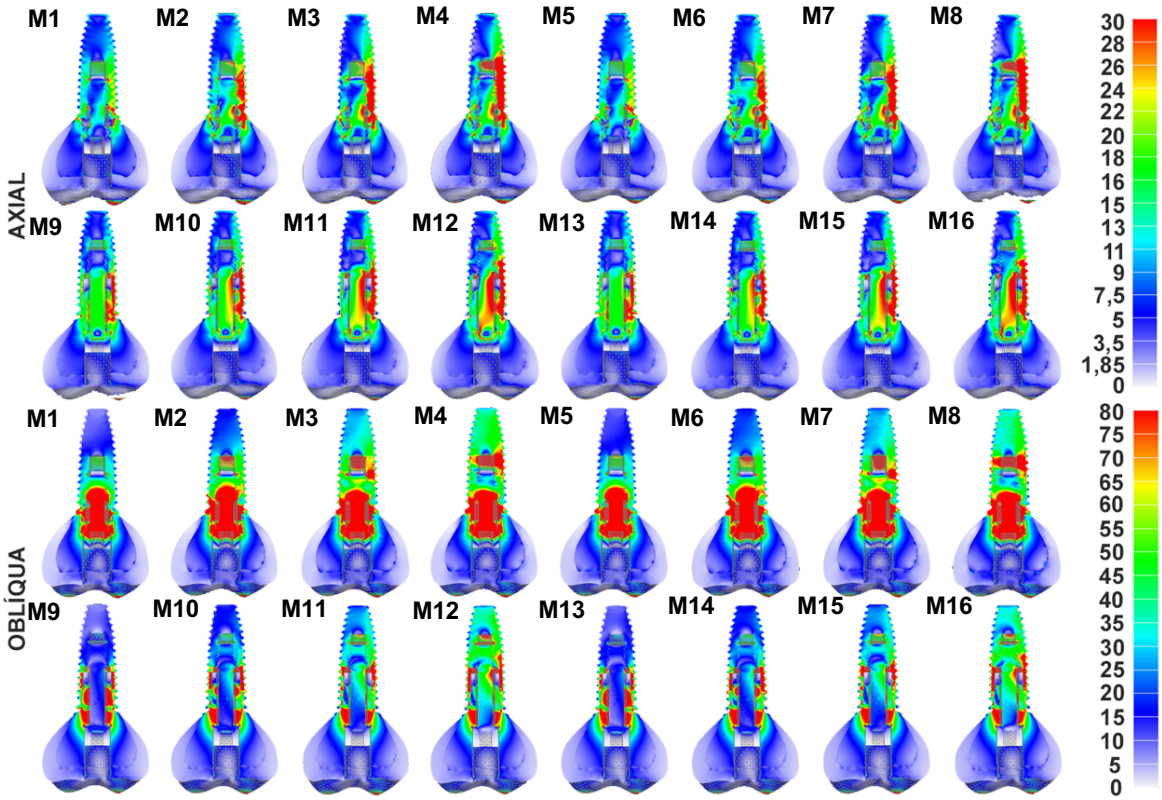


Figura 5 – Mapas da distribuição de tensão de von Mises na região de implantes e componentes no carregamento axial e oblíquo.

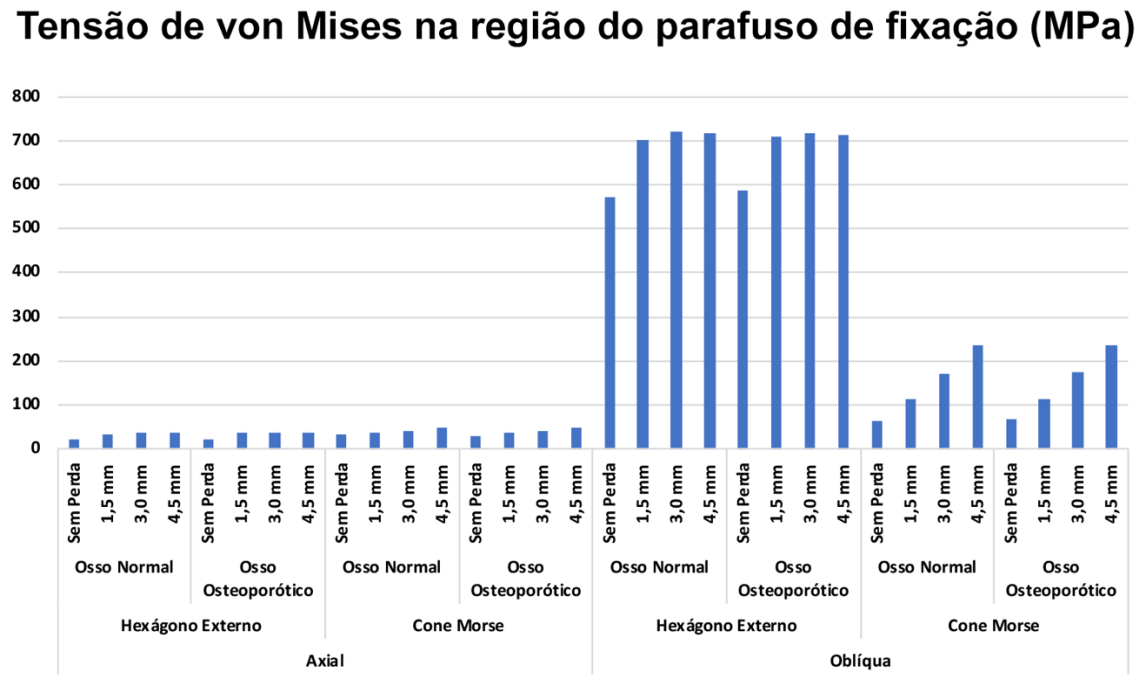


Figura 6 – Gráfico das tensões de von Mises no parafuso de fixação para todos os modelos analisados.

Capítulo 2

Capítulo 2

Efeito dos diferentes sistemas de conexões e retenções em coroas metalocerâmicas e monolíticas. Análise pelo método dos elementos finitos tridimensionais.

3.1 Resumo

Proposição: A objetivo desse trabalho foi avaliar a influência biomecânica através do método dos elementos finitos dos diferentes sistemas de conexão (conexão externa: hexágono externo e conexão interna: cone Morse), sistemas retenção (próteses cimentadas e parafusadas) e materiais restauradores (coroas metalocerâmicas e monolíticas) em relação à distribuição de tensões nos implantes/componentes e tecido ósseo em prótese unitária instalada na região posterior de maxila.

Material e métodos: Foram simulados 8 modelos tridimensionais utilizando os programas Invesalius, Rhinoceros 3D 4.0, e SolidWorks 2011. Os modelos foram constituídos a partir de uma secção osso da região posterior maxilar (osso tipo IV), simulando a presença de um implante (hexágono externo e/ou cone Morse) com 4,0 mm de diâmetro e 10 mm comprimento, suportando uma coroa metalocerâmica e/ou monolítica em zircônia, com o sistema de retenção protético parafusado e/ou cimentado. Os modelos processados pelos programas FEMAP 11.4.2 e NEiNastran 11.1, simulando uma carga axial de 200N e oblíqua de 100 N (50 N em cada vertente interna das cúspide, com supressão das vertentes linguais para o carregamento oblíquo). Os resultados foram plotados em mapas de tensão de von Mises, tensão máxima principal e microdeformação.

Resultados: No mapa de tensão máxima principal sobre o carregamento axial foi possível observar uma similaridade das tensões entre as diferentes variáveis avaliadas. Entretanto, no carregamento oblíquo os implantes cone Morse apresentaram menores concentrações de tensões na região de tecido ósseo cortical. Ainda em relação ao tecido ósseo os implantes cone Morse apresentaram menores valores de microdeformação do que os implantes de hexágono externo, em ambos os carregamentos. As próteses cimentadas contribuiram para uma leve redução de tensões na região de tecido ósseo comparadas as próteses parafusadas em ambos os mapas. Os implantes de hexágono externo apresentaram maiores tensões na região do parafuso de fixação, especialmente nas próteses cimentadas. Em relação aos diferentes materais restauradores, não foram observadas diferenças das próteses metalocerâmicas e/ou monolíticas em relação à distribuição das tensões tanto para o tecido ósseo quanto para os implantes/componentes.

Conclusão: É possível concluir que os implantes cone Morse apresentam melhor comportamento biomecânico que os implantes de hexágono externo tanto para a região de tecido ósseo, quanto para o parafuso de fixação. As próteses cimentadas apresentam uma ligeira redução no tecido ósseo cortical, porém, com maior sobrecarga no parafuso de fixação dos implantes de hexágono externo. Os diferentes materiais restauradores não inteferem no comportamento biomecânico das estruturas avaliadas.

Palavras-chave: Implante dentário; Prótese dentária fixada por implante; Estresse mecânico; Análise de elemento finito.

3.2 Introdução

Atualmente, a reposição de dentes ausentes por próteses implantossuportadas tem sido considerada uma opção de tratamento altamente previsível apresentando elevados índices de sucesso, independentemente do tipo de tratamento reabilitador avaliado (Bilhan et al., 2010). Com o aumento da sobrevida dos implantes dentários, a manutenção do tecido ósseo periimplantar passou a ser considerado fundamental, visando o sucesso a longo prazo sobre o ponto de vista funcional e estético da reabilitação sobre implantes (Lemos et al., 2018 (A)).

Nesse sentido, tem-se aumentado a importância de estudos biomecânicos que avaliem o comportamento das diferentes variáveis em relação as próteses sobre implantes (Pellizzer et al., 2018; de Souza Batista et al., 2017), uma vez que o sucesso desse tipo de reabilitação está diretamente relacionado com o processo das distribuições das tensões, a partir das cargas mastigatórias, visto que o contato íntimo da interface osso/implante faz com que as cargas oclusais sejam distribuídas ao longo do tecido ósseo (Skalak, 1983), visando evitar uma sobrecarga que não comprometa a longevidade do tratamento reabilitador (Goodacre et al., 2003).

Dentre os diferentes fatores que influenciam o aumento na distribuição de tensões, destacamos a influência da interface de conexão implante/prótese (Minatel et al., 2017; Pellizzer et al., 2018; Moraes et al., 2018). Estudos biomecânicos tem evidenciado pior comportamento biomecânico dos implantes de conexão externa quando comparado aos implantes de conexão interna,

especialmente o cone Morse (Santiago Júnior et al., 2016; Pellizzer et al., 2018). Entretanto, existem estudos que relatam ausência dessa diferença e/ou comportamento biomecânico inferior quando comparado aos implantes de conexão externa (Nishioka et al., 2011; Carvalho et al., 2014).

Além do sistema de conexão, a interface de contato implante/prótese também é influenciada pelos sistemas de retenção da prótese (Lemos et al., 2016 (A)). Os sistemas de retenção das próteses geralmente são divididos entre parafusadas e/ou cimentadas, e muitas vezes a escolha do mesmo é realizada com base na experiência e preferência clínica do profissional (Lemos et al., 2016 (A); Shadid e Sadaqua, 2012). Estudos biomecânicos relatam a superioridade das próteses cimentadas (Lemos et al., 2018; Sotto-Maior et al., 2012), porém, não existe um consenso sobre essa afirmativa, uma vez que estudos têm relatado a ausência de diferenças entre ambos sistemas de retenção (Silva et al., 2015; Lee et al., 2013).

Além dos fatores previamentes citados, o tipo do material restaurador utilizado também pode ser considerado um dos fatores que podem influenciar a distribuição de tensões ao longo das estruturas (Lazari et al., 2014; Santiago Júnior et al., 2013). As próteses metalocerâmicas estão bem consolidadas na literatura, e são consideradas por alguns autores o padrão ouro para reabilitação com próteses implantossuportadas (Lemos et al., 2019; Sailer et al., 2009). Entretanto, atualmente a busca por tratamentos reabilitadores cada vez mais estéticos, tem contribuído para um aumento na procura por restaurações com materiais livre de metal (Lemos et al., 2019). A utilização da zircônia que é considerada um material cerâmico que apresenta resistência mecânica muitas

vezes similar ao metal (Curay et al., 2016), principalmente quando utilizada em sua forma monolítica, com ausência de camadas de revestimentos cerâmicos que pode aumentar a probabilidade de incidências de complicações (Heinze et al., 2010).

Na literatura, podem ser observados estudos biomecânicos que avaliam o comportamento isolado de cada uma dessas variáveis, porém, não existem estudos que avaliam a interação dessas em relação ao comportamento biomecânico das estruturas. Diante disso, o objetivo deste estudo foi avaliar o comportamento biomecânico na região do tecido ósseo e implantes/componentes, com as hipóteses nulas de que: (1) O sistema de conexão avaliado não interfere no comportamento biomecânico das estruturas; (2) As próteses cimentadas apresentam comportamento biomecânico similar em relação as próteses parafusadas; (3) Os diferentes materiais restauradores não influenciam na distribuição das tensões das estruturas avaliadas.

3.3 Material e Método

3.3.1. Delinamento Experimental

Esta pesquisa foi desenvolvida considerando três fatores de estudo: (1) sistema de conexão da interface prótese/implante (conexão externa na qual foi utilizado o implante de hexágono externo e conexão interna, sendo utilizado o implante cone Morse); (2) sistema de retenção da prótese (parafusada e cimentada); (3) tipo do material restaurador (coroas metalocerâmicas e/ou monolíticas em zircônia). A condução desse trabalho seguiu a metodologia realizada em estudos prévios publicados (Pellizzer et al., 2018; Lemos et al., 2018 (A); Lemos et al., 2018 (B); de Souza Batista et al., 2017; Santiago Júnior et al., 2016).

3.3.2. Modelagem tridimensional

Oito modelos tridimensionais foram confeccionados para comparação das diferentes variáveis desse estudo (Tabela 1). Cada modelo simulado representou um bloco ósseo da região de 1º molar da maxila, isolado através de um tecido ósseo (cortical e esponjoso) similando um osso tipo IV (Lekholm and Zarb, 1985). Cada um dos modelos apresentavam um implante do tipo hexágono externo e/ou cone Morse (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) de 4,0 de diâmetro e 10 mm de comprimento, suportando uma coroa metalo-cerâmica e/ou monolítica em zircônia com a coroa fixada através parafusos e/ou cimentos.

A modelagem do tecido ósseo foi obtida através do programa InVesalius (CTI, Campinas, São Paulo, Brasil) e as simplificações de superfícies foram realizadas utilizando o Rhinoceros 4.0 (NURBS Modeling for Windows, Seattle, WA, USA). O tecido ósseo foi simulado segundo a classificação de Lekholm e Zarb (1985), simulando osso tipo IV da região posterior de maxila, no qual possui uma fina camada de osso cortical (1 mm) circundando um núcleo de osso trabecular.

Os desenhos dos implantes e componentes protéticos foram obtidos por meio de uma simplificação dos desenhos originais (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Aruja, São Paulo, Brasil), realizados nos programas Rhinoceros e SolidWorks (Solid-Works Corp, Waltham, MA, USA). É importante frisar que a macro-geometria externa dos implantes cone Morse foi simulada similar à dos implantes de hexágono externo, uma vez que a geometria do implante é um dos parâmetros que apresenta influência na distribuição das tensões (Verri et al., 2016; Baggi et al., 2008), e o intuito desse trabalho foi avaliar a influência do sistema de conexão de maneira isolada.

Da mesma forma, o componente protético simulado foi padronizado para ambos os sistemas de conexão e/ou retenção com o intuito de evitar a associação de mais uma variável, uma vez que a variação entre os intermediários utilizados influenciam na distribuição tensões das estruturas (Hanaoka et al., 2014). Para as próteses monolíticas foram simuladas estruturas fresadas em zircônia em monobloco mantendo o mesmo padrão das próteses metalocerâmicas, porém, com um componente de indexação (Index de titânio)

simulando as coroas fresadas para esse sistema. Para as próteses cimentadas foi simulada uma linha de cimentação de 50 µm (Lemos et al., 2018 (A)).

3.3.3. Configuração das análises tridimensionais

Após a modelagem, todos os sólidos foram exportados ao programa de pré e pós processamento de elementos finitos FEMAP 11.4.2 (Siemens PLM Software Inc., Santa Ana, CA, USA), para incorporação das propriedades mecânicas dos materiais, de acordo com os valores obtidos através de trabalhos publicados na literatura (Tabela 2). Após isso, foram geradas as malhas tridimensionais dos sólidos, com elementos sólidos tetraédricos parabólicos, nas quais todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elástico. As condições de contato das estruturas foram definidas como colados para todas as estruturas, com exceção da região de interface entre prótese/implante, na qual foi considerada um contato do tipo justaposto.

As condições de contorno foram estabelecidas fixadas em todos os eixos (x, y e z), simulando a fixação da maxila ao viscerocrânio. Após a aplicação do carregamento linear, todas as estruturas: coroa/componentes/implante e tecido ósseo envolvendo os implantes pode se movimentar e sofrer intrusão, restando apenas a base do bloco ósseo fixada e sem movimentação. A força aplicada foi de 200 N em direção axial, com 50 N em cada uma das vertentes interna das cúspides, e 100 N oblíqua, com 50 N, aplicados em 45º, em relação as vertentes internas das cúspides vestibulares.

Posteriormente as configurações dos modelos no FEMAP, as análises dos cálculos geradas foram exportadas para serem resolvidas no programa Nei

Nastran 11.1 (Noran Engineering, Inc., Westminster, California, USA) para obtenção dos resultados. Após a resolução matemática dos problemas gerados no programa FEMAP, as análises são importadas novamente pelo programa FEMAP para a realização do pós-processamento, e consequentemente visualização gráfica das tensões através de mapas de von Mises para os implantes/componentes e mapas de tensão máxima principal e microdeformação para análise no tecido ósseo.

3.3.4. Visualização dos resultados

Os mapas de von Mises (vM) foram utilizados para avaliar componentes protéticos, implantes e parafusos de fixação (Lemos et al., 2018 (A); Minatel et al., 2017). O mapa de Tensão Máxima Principal (TMP) foi utilizado como critério para análise das tensões no tecido ósseo, uma vez que fornece valores de compressão (valores negativos) e tração (valores positivos) (Pellizzer et al., 2018). Os mapas foram plotados nas posições que melhor expressam os resultados das estruturas avaliadas (sagital e oclusal). Além do mapa de TMP, os mapas de microdeformação (με – deformação $x10^{-6}$) também foram utilizados para avaliar o comportamento biomecânico na região de tecido ósseo (de Souza Batista et al., 2017). A unidade de medida usada para mensurar a Tensão de von Mises e Tensão Máxima Principal foi Mega-Pascal (MPa), enquanto que a microdeformação foi mensurada pela unidade de deformação (με – deformação $x10^{-6}$), por se tratar de uma unidade de grandeza adimensional.

3.4 Resultados

3.4.1. Análise de Tensão Máxima Principal (Tecido Ósseo)

No carregamento axial é possível observar um padrão de distribuição de tensões similar entre os modelos avaliados. Entretanto, não foram observadas diferenças nítidas em relação aos diferentes sistemas de retenção, bem como em relação aos diferentes tipos de materiais restauradores (Figura 1 e 2).

No carregamento oblíquo foram observadas maiores tensões de tração em comparação ao carregamento axial. Em relação à distribuição de tensões, é possível observar que os implantes cone Morse apesentaram uma redução nas tensões de tração na região de tecido ósseo cortical em comparação com os implantes de hexágono externo, bem como é possível observar uma leve redução nas tensões de tração das próteses cimentadas em comparação com as próteses parafusadas, principalmente para os implantes de hexágono externo. Em relação ao tipo do material restaurador utilizado não foram observadas diferenças no padrão de distribuição de tensões na região de tecido ósseo (Figura 2 e 3).

3.4.2. Análise de Microdeformação (με) (Tecido Ósseo)

Sob carregamento axial, foi possível observar algumas diferenças entre as áreas de microdeformação na região de tecido ósseo, principalmente na região de tecido ósseo cortical, e na região apical do assentamento do implante (tecido ósseo trabeculado). Os implantes cone Morse apresentaram menores valores de microdeformação (aproximadamente 1310 με) em comparação com

os implantes de hexágono externo (aproxidamente 1870 με até 3000 με) na região de tecido ósseo cortical. Entretanto, não foram observadas diferenças qualitativas quando comparados os sitemas de retenção e/ou os diferentes materiais restauradores (Figura 4 e 5).

Assim como observado nos mapas de tensão máxima principal, o carregamento oblíquo apresentou maiores valores de microdeformação em comparação ao carregamento axial. No carregamento oblíquo a diferença entre os sistemas de conexão foi ainda mais nítida, com melhor comportamento biomecânico nos implantes cone Morse em comparação aos implantes de hexágono externo, independentemente do sistema de retenção e/ou material restaurador. Em relação aos diferentes sistemas de retenção as próteses cimentadas apresentaram uma ligeira redução na microdeformação. No entanto, não foram observadas diferenças em relação as próteses metalocerâmicas e monolíticas, independentemente do tipo de conexão e/ou retenção avaliada (Figura 5 e 6).

3.4.3. Análise de Tensões de von Mises (Implante/Parafuso/Coroa)

Sob carregamento axial, foi possível observar maiores concentrações de tensões de von Mises concentradas na região de parafuso, cervical do implante, e/ou componente protético utilizado. Para os implantes de hexágono externo maiores valores de tensões foram observados na região de parafuso quando utilizada uma prótese cimentada (aproximadamente 20 até 30 MPa), quando comparado as próteses parafusadas (aproximadamente 9 até 16 Mpa), que apresentaram valores inferiores até mesmo do que os parafusos dos implantes

cone Morse. Os implantes cone Morse apresentaram distribuição de tensões similares em relação aos diferentes sistemas de retenção e material restaurador (aproximadamente 13 até 20 MPa). O material restaurador não influenciou à distribuição das tensões no implante e/ou parafuso de fixação (Figura 7 e 8).

No carregamento oblíquo, as tensões foram concentradas principalmente na região cervical do implante, parafuso de fixação e componente protético para todos os grupos avaliados. Nos implantes de hexágono externo a concentração se deu principalmente no parafuso de fixação dos implantes, que apresentaram expressivamente maiores tensões em comparação com os implantes cone Morse. Analisando os implantes de hexágono externo foi possível observar maiores tensões nos parafusos de fixação das próteses cimentadas quando comparado com as próteses parafusadas. Entretanto, quando são comparados os diferentes sistemas de retenção para os implantes cone Morse não foram observadas diferenças em relação a distribuição de tensões. Em relação ao material restaurador não foram observadas diferenças em relação ao sistema de conexão e/ou retenção.

3.5 Discussão

O aumento da longevidade dos implantes dentários, tem contribuído para o aumento das preocupações com os diferentes fatores que podem influenciar a sobrecarga ocasionada após a instalação da prótese, visto que tais fatores podem afetar diretamente o processo de perda óssea marginal (van Steenberghe et al., 1999).

A hipótese de que o sistema de conexão não influencia na distribuição das tensões no tecido ósseo e/ou implantes/componentes foi negada, uma vez que foram observadas diferençass significativas entre os dois tipos de implantes avaliados. Os implantes de conexão interna do tipo cone Morse apresentaram melhor comportamento biomecânico no tecido ósseo, principalmente no carregamento oblíquo em comparação com os implantes de hexágono externo. Esses resultados encontrados são condizentes com trabalhos publicados que evidenciam a superioridade biomecânica dos implantes cone Morse em relação aos implantes de hexágono externo (Pellizzer et al., 2018; Moraes et al., 2018; Macedo et al., 2017; Verri et al., 2017; Andrade et al., 2016).

Essa diferença biomecânica pode ser evidenciada clinicamente através de uma revisão sistemática e meta-análise que reportou que os implantes de conexão interna (ex: cone Morse) apresentam maior preservação do tecido ósseo em comparação aos implantes de conexão externa (hexágono externo) (Lemos et al., 2018 (C)). A superioridade dos implantes cone Morse pode estar relacionada ao fato de que esses implantes apresentam uma conexão interna mais estável devido a fricção mecânica existente entre a parede interna do

implante com a parede externa do pilar (Andrade et al., 2016), e aumenta a possibilidade de centralização das tensões no longo eixo do implante, reduzindo assim as tensões na região de tecido ósseo cortical (Moraes et al., 2018; Pellizzer et al., 2018).

Em contrapartida, os implantes de hexágono externo apresentam maiores concentrações de tensões devido à conexão na parte externa da plataforma próxima a região do tecido ósseo (Pellizzer et al., 2018; Moraes et al., 2018), com maior possibilidade de micromovimentação do componente protético em relação ao pequeno hexágono do implante (Andrade et al., 2016; Maeda et al., 2006).

Esses fatores também são responsáveis por aumentar as tensões na região do parafuso de fixação, visto que ele é o componente protético responsável pelo contato da coroa/intermediário em relação ao implante, porém, o menos resistente. Nesse estudo os implantes de hexágono externo apresentaram as maiores tensões na região do parafuso de fixação, e isso pode ser correlacionado clinicamente uma vez que esse tipo de implante apresenta maior incidência de complicações relacionadas ao afrouxamento e/ou fratura do parafuso (Pjetursson et al., 2018).

Analisando os diferentes sistemas de retenção em relação ao tecido ósseo avaliado foi possível observar uma diferença, embora leve, favorável para próteses cimentadas em relação as próteses parafusadas no carregamento oblíquo. Esses dados corroboram com estudos biomecânicos prévios que indicam que as próteses cimentadas apresentam melhor comportamento

biomecânico em relação as próteses parafusadas (Lemos et al., 2018 (A); Vasconcelos et al. 2014; Silva et al. 2014; Lee et al. 2013).

Dentre os diferentes fatores que podem contribuir para essa diferença, destacamos a ausência da integridade da coroa pelo acesso do orifício do parafuso, que poderia contribuir para uma diferença na dissipação das tensões (Shadid e Sadaqa, 2012), bem como a possibilidade de que o cimento utilizado pode atuar como um amortecedor do impacto das cargas oclusais, devido ao seu baixo módulo de elasticidade, favorecendo a redução das tensões na região do tecido ósseo (Pietrabissa et al. 2000; Guichet et al. 2000). Esses resultados são corroborados clinicamente pelos resultados reportados através de uma revisão sistemática e meta-análise que indicou menores valores de perda óssea para as próteses cimentadas (Lemos et al., 2016).

Em relação a distribuição das tensões na região dos implantes e/ou parafuso de fixação é possível observar claramente uma influência dos diferentes sistemas de retenção, principalmente nos implantes de hexágono externo. As próteses cimentadas sobre implantes de hexágono externo apresentaram um aumento das tensões ao longo da estrutura do parafuso, tanto para o carregamento axial quanto para o carregamento oblíquo. Como o afrouxamento do parafuso em implantes de hexágono externo é considerada uma das complicações mais recorrentes, e as próteses cimentadas aumentam ainda mais as tensões sobre a região do parafuso, essa interação deve ser evitada principalmente em região posterior, pois apesar de muitas vezes o afrouxamento do parafuso ser uma complicação considerada reversível, esse mesmo afrouxamento em uma prótese cimentada causaria a danificação da

integridade da coroa para a remoção do parafuso que segura o pilar, e isso poderia comprometer o tratamento reabilitador protético.

Existe uma escassez de estudos in silico que avaliaram o comportamento biomecânico de próteses monolíticas, e os poucos que existem avaliaram sua utilização de maneira isolada (Gomes et al., 2017; Andrade et al., 2016; Lan et al., 2016; Kok et al., 2015). Ao nosso conhecimento este é o primeiro estudo biomecânico que aborda a comparação direta com próteses metalocerâmicas. Isso é importante porque atualmente existem pacientes que procuram por tratamentos altamente estéticos, exigindo do profissional a possibilidade de restaurar o elemento dentário perdido com materiais restauradores livres de metal (Lemos et al., 2019).

De acordo com os diferentes materiais analisados (próteses metalocerâmicas e/ou monolíticas), foi possível observar uma similaridade do comportamento biomecânico quando avaliado os diferentes materiais, tanto para a região do tecido óssea quanto para a região dos implantes e/ou componentes. Esses resultados estão de acordo com trabalhos biomecânicos que não verificaram a influência do material restaurador na distribuição das tensões na região de tecido ósseo e/ou implante e componentes (Santiago Júnior et al., 2013; Sotto-Maior et al., 2012; Gomes et al., 2011).

A ausência de diferença entre as próteses metalocerâmicas em comparação com as monolíticas de zircônia pode estar relacionada ao fato de que ambos os materiais apresentam módulo de elasticidade e resistência mecânica muito próximos (Coray et al., 2016), o que pode contribuir para favorecer o compartilhamento das tensões ao longo das estruturas. Uma das

vantagens na utilização das restaurações monolítica é a possibilidade da utilização de um material estético, sem a necessidade de uma área de interface entre a cerâmica de cobertura e o *cooping* nos casos de próteses livres de metal estratificadas (Racuch et al., 2017). Esse fator interfere biomecânicamente, visto que a face de adesão incompleta entre a cerâmica de cobertura e a infraestrutura afeta mecanicamente a distribuição das tensões, tornando a estrutura suscetível a falhas (Lazari et al., 2014). Dessa forma, tem crescido o número de reabilitações de próteses sobre implantes monolíticas, com o intuito de reduzir essas possíveis complicações (Hanza et al., 2017; Rauch et al., 2017).

Nesse estudo foram observadas maiores concentrações de tensões na região do tecido ósseo cortical. O fato da maior concentração de tecido ósseo na região cortical sobre os mapas de tensão máxima principal se deve ao fato de que o tecido ósseo cortical é uma estrutura mais denso em relação ao tecido ósseo trabeculado (7 a 10 vezes maior o módulo de elasticidade), e isso faz com que as tensões se concentrem principalmente nessa região (Rodríguez e Ciurana, 2011).

As principais limitações deste estudo estão correlacionadas com as possíveis restrições do método computacional da análise de elementos finitos. Neste estudo foram consideradas propriedades dos materiais linearmente elástico, isotrópico e homogêneo, conforme observado em estudos anteriores (Pellizzer et al., 2018; Lemos et al., 2018 (A); de Souza Batista et al., 2017), e por isso os resultados devem ser interpretados com cautela, antes da extrapolação para a clínica. Todavia, dentro das condições do estudo, a metodologia de elementos finitos apresenta algumas vantagens, já que permite

uma análise das estruturas internas do tecido ósseo e dos componentes, podendo dar respostas direcionadas em relação ao comportamento biomecânico de diferentes estruturas. Entretanto, mais estudos clínicos são recomendados a respeito do tema com o intuito de avaliar a influência das diferentes variáveis biomecânicas avalidas por esse estudo in silico.

3.6 Conclusão

Dentro das limitações do presente estudo é possível concluir que:

- Os implantes cone Morse apresentaram melhor distribuição das tensões na região de tecido ósseo cortical, e no parafuso de fixação independemente do sistema de retenção e/ou material restaurador utilizado.

- As próteses cimentadas apresentaram uma leve redução das tensões na região de tecido ósseo cortical no carregamento oblíquo, porém, com maiores tensões na região do parafuso de fixação dos implantes de hexágono externo.

- Os diferentes materais restauradores não influenciaram na distribuição das tensões na região de tecido ósseo cortical e/ou implantes e componentes.

3.7 Referências

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

Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. 2008. 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. 100:422-431.

Bilhan H, Kutay O, Arat S, Cekici A, Cehreli MC. 2010. Astra Tech, Brånemark, and ITI implants in the rehabilitation of partial edentulism: two-year results. Implant Dent. 19:437-446.

Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Del Bel Cury AA, Pessanha Henriques GE. 2014. Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent. 112:1096-1102.

Coelho PG, Bonfante EA, Silva NR, Rekow ED, Thompson VP. 2009. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. J Dent Res. 88:382-386.

Coray R, Zeltner M, Ozcan M. 2016. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. J Mech Behav Biomed Mater. 62:333-346.

de Andrade CL, Carvalho MA, Del Bel Cury AA, Sotto-Maior BS. 2016. Biomechanical Effect of Prosthetic Connection and Implant Body Shape in

Low-Quality Bone of Maxillary Posterior Single Implant-Supported Restorations. Int J Oral Maxillofac Implants. 31:e92-97.

de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. 2015. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. J Prosthet Dent. 114:59-66.

de Souza Batista VE, Verri FR, Almeida DAF, Santiago Junior JF, Lemos CAA, Pellizzer EP. 2017. Evaluation of the effect of an offset implant configuration in the posterior maxilla with external hexagon implant platform: A 3-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent. 118:363-371.

Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. 2005. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures – a finite element analysis. J Oral Rehab. 32:273-278.

Gomes ÉA, Barão VA, Rocha EP, de Almeida ÉO, Assunção WG. 2011. Effect of metal-ceramic or all-ceramic superstructure materials on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 26:1202-1209.

Gomes RS, Bergamo ETP, Bordin D, Del Bel Cury AA. 2017. The substitution of the implant and abutment for their analogs in mechanical studies: In vitro and in silico analysis. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 75:50-54.

Goodacre CJ, Bernal G, Runcharassaeng K, Kan JYK. 2003. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent. 90:121-132.

Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. 2000. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. Int J Oral Maxillofac Implants. 15:239-246.

Hamza TA, Sherif RM. 2017. Fracture Resistance of Monolithic Glass-Ceramics Versus Bilayered Zirconia-Based Restorations. J Prosthodont. 18. doi: 10.1111/jopr.12684. [Epub ahead of print]

Hanaoka M, Gehrke SA, Mardegan F, Gennari CR, Taschieri S, Del Fabbro M, Corbella S. 2014. Influence of implant/abutment connection on stress distribution to implant-surrounding bone: a finite element analysis. J Prosthodont. 23:565-571.

Heintze SD, Rousson V. 2010. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. Int J Prosthodont. 23:493-502.

Lan TH, Liu PH, Chou MM, Lee HE. 2016. Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. J Prosthet Dent. 115:76-83.

Lazari PC, Sotto-Maior BS, Rocha EP, de Villa Camargos G, Del Bel Cury AA. 2014. Influence of the veneer-framework interface on the mechanical behavior of ceramic veneers: a nonlinear finite element analysis. J Prosthet Dent. 112:857-863.

Lee JI, Lee Y, Kim NY, Kim YL, Cho HW. 2013. A photoelastic stress analysis of screw- and cement-retained implant prostheses with marginal gaps. Clin Implant Dent Relat Res. 15:735-749.

Lekholm U, Zarb GA. Tissue-integrated prostheses. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue Integrated Prostheses. Chicago: Quintessence, 1985:199-209.

Lemos CA, de Souza Batista VE, Almeida DA, Santiago Júnior JF, Verri FR, Pellizzer EP. 2016. Evaluation of cement-retained versus screw-retained implant-supported restorations for marginal bone loss: A systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent. 115:419-427.

Lemos CAA, Verri FR, Bonfante EA, Santiago Júnior JF, Pellizzer EP. 2018. Comparison of external and internal implant-abutment connections for implant supported prostheses. A systematic review and meta-analysis. J Dent. 70:14-22. (C)

Lemos CAA, Verri FR, Gomes JML, Batista VES, Cruz RS, Oliveira HFF, Pellizzer EP. 2019. Ceramic versus metal-ceramic implant-supported prostheses: A systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent [Accepted - In Press].

Lemos CAA, Verri FR, Santiago JF Júnior, Almeida DAF, Batista VES, Noritomi PY, Pellizzer EP. 2018. Retention System and Splinting on Morse Taper Implants in the Posterior Maxilla by 3D Finite Element Analysis. Braz Dent J. 29:30-35. (A)

Lemos CAA, Verri FR, Santiago Junior JF, de Souza Batista VE, Kemmoku DT, Noritomi PY, Pellizzer EP. 2018. Splinted and Nonsplinted Crowns with Different Implant Lengths in the Posterior Maxilla by Three-Dimensional Finite Element Analysis. J Healthc Eng. 3;2018:3163096. doi: 10.1155/2018/3163096. eCollection 2018. (B)

Macedo JP, Pereira J, Faria J, Pereira CA, Alves JL, Henriques B, Souza JCM, López-López J. 2017. Finite element analysis of stress extent at peri-implant bone surrounding external hexagon or Morse taper implants. J Mech Behav Biomed Mater. 71:441-447.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. 2006. In vitro differences of stressconcentrations for internal and external heximplant–abutment connections: a short communication. J Oral Rehabil. 33:75–78.

Minatel L, Verri FR, Kudo GAH, de Faria Almeida DA, de Souza Batista VE, Lemos CAA, Pellizzer EP, Santiago JF Junior. 2017. Effect of different types of prosthetic platforms on stress-distribution in dental implant-supported prostheses. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 71:35-42.

Moraes SLD, Verri FR, Santiago JF Júnior, Almeida DAF, Lemos CAA, Gomes JML, Pellizzer EP. 2018. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Varying Diameter and Connection Type in Implants with High Crown-Implant Ratio. Braz Dent J. 29:36-42.

Nishioka RS, de Vasconcellos LG, de Melo Nishioka GN. 2011. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. Implant Dent. 20:e24-32.

Pellizzer EP, Lemos CAA, Almeida DAF, de Souza Batista VE, Santiago Júnior JF, Verri FR. 2018. Biomechanical analysis of different implant-abutments interfaces in different bone types: An in silico analysis. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 90:645-650.

Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. 2000. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. Clin Oral Implants Res. 11:448-57.

Pjetursson BE, Zarauz C, Strasding M, Sailer I, Zwahlen M, Zembic A. 2018. A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. Clin Oral Implants Res. 18:160-183.

Rauch A, Reich S, Schierz O. 2017. Chair-side generated posterior monolithic lithium disilicate crowns: clinical survival after 6 years. Clin Oral Investig. 21:2083-89.

Rodríguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalà-Torres M, Rodado-Alonso C, Méndez-Blanco V, Mata-Bugueroles M. 2009. Biomechanical repercussions of bone resorption related to biologic width: a finite element analysis of three implant- abutment configurations. Int J Periodontics Restorative Dent. 29:479-487.

Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M. 2009. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. Clin Oral Implants Res. 4:4-31.

Santiago Junior JF, Pellizzer EP, Verri FR, de Carvalho PS. 2013. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 33:4700-4714.

Santiago Junior JF, Verri FR, Almeida DA, de Souza Batista VE, Lemos CA, Pellizzer EP. 2016. Finite element analysis on influence of implant surface

treatments, connection and bone types. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 63:292-300.

Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. 2005. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J Prosthet Dent. 93:227-234.

Shadid R, Sadaqa N. 2012. A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. J Oral Implantol. 38:298-307.

Silva GC, Cornacchia TM, de Magalhães CS, Bueno AC, Moreira AN. 2014. Biomechanical evaluation of screw- and cement-retained implant-supported prostheses: a nonlinear finite element analysis. J Prosthet Dent. 112:1479-1488.

Skalak R. 1983. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent. 49:843-848.

Sotto-Maior BS, Senna PM, da Silva WJ, Rocha EP, Del Bel Cury AA. 2012. Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 27:e13-18.

van Steenberghe D, Naert I, Jacobs R, Quirynen M. 1999. Influence of inflammatory reactions vs. occlusal loading on peri-implant marginal bone level. Adv Dent Res. 13:130-135.

Vasconcellos DK, Kojima AN, Mesquita AM, Bottino MA, Ozcan M. 2014. A microstrain comparison of passively fitting screw-retained and cemented titanium frameworks. J Prosthet Dent. 112:834-838.

Verri FR, Cruz RS, de Souza Batista VE, Almeida DA, Verri AC, Lemos CA, Santiago Júnior JF, Pellizzer EP. 2016. Can the modeling for simplification of a dental implant surface affect the accuracy of 3D finite element analysis? Comput Methods Biomech Biomed Engin. 19:1665-1672.

Verri FR, Santiago JF Jr, Almeida DA, de Souza Batista VE, Araujo Lemos CA, Mello CC, Pellizzer EP. 2017. Biomechanical Three-Dimensional Finite Element Analysis of Single Implant-Supported Prostheses in the Anterior Maxilla, with Different Surgical Techniques and Implant Types. Int J Oral Maxillofac Implants. 32:e191-e198.

Tabela 1 – Descrição dos modelos utilizados neste estudo

Implante	Material Restaurador	Sistema de Retenção	Modelos	Nº de nós/ elementos
Hexágono Exerno	Metalocerâmica	Cimentada	Modelo 1 (**M1**)	656863/ 418927
		Parafusada	Modelo 2 (**M2**)	528458/ 351244
	Monolítica	Cimentada	Modelo 3 (**M3**)	588358/ 373748
		Parafusada	Modelo 4 (**M4**)	469136/ 312713
Cone Morse	Metalocerâmica	Cimentada	Modelo 5 (**M5**)	649727/ 411973
		Parafusada	Modelo 6 (**M6**)	518723/ 342412
	Monolítica	Cimentada	Modelo 7 (**M7**)	578776/ 365108
		Parafusada	Modelo 8 (**M8**)	476646/ 312921

Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos materiais

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coeficiente de Poisson	Ref
Osso Cortical (osso tipo IV)	13,7	0,30	Pellizzer et al.
Osso Trabeculado baixa densidade (osso tipo IV)	1,10	0,30	Sevimay et al.
Titânio	110,0	0,35	Pellizzer et al.
Liga NiCr	206,0	0,33	Pellizzer et al.
Porcelana Feldspática	82,8	0,35	Eraslan et al.
Cimento resinoso	18,3	0,33	Lazari et al.
Zircônia	205,0	0,19	Coelho et al.

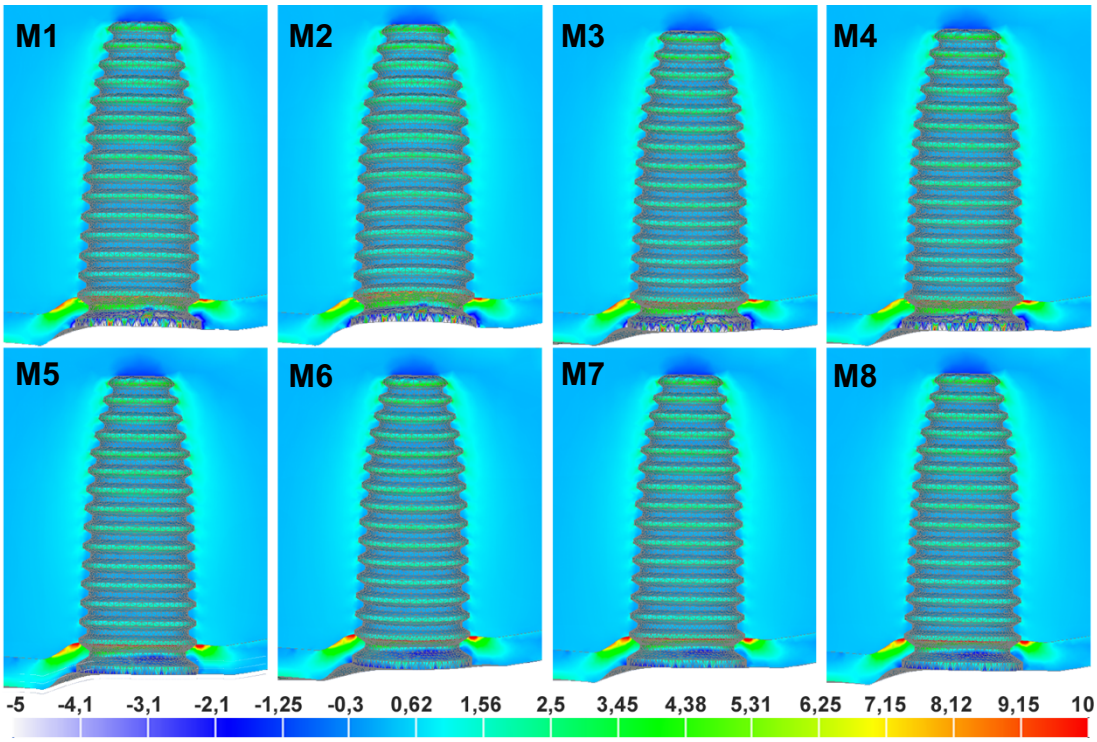


Figura 1 – Mapas de tensão máxima principal para distribuição das tensões no tecido ósseo para o carregamento axial.

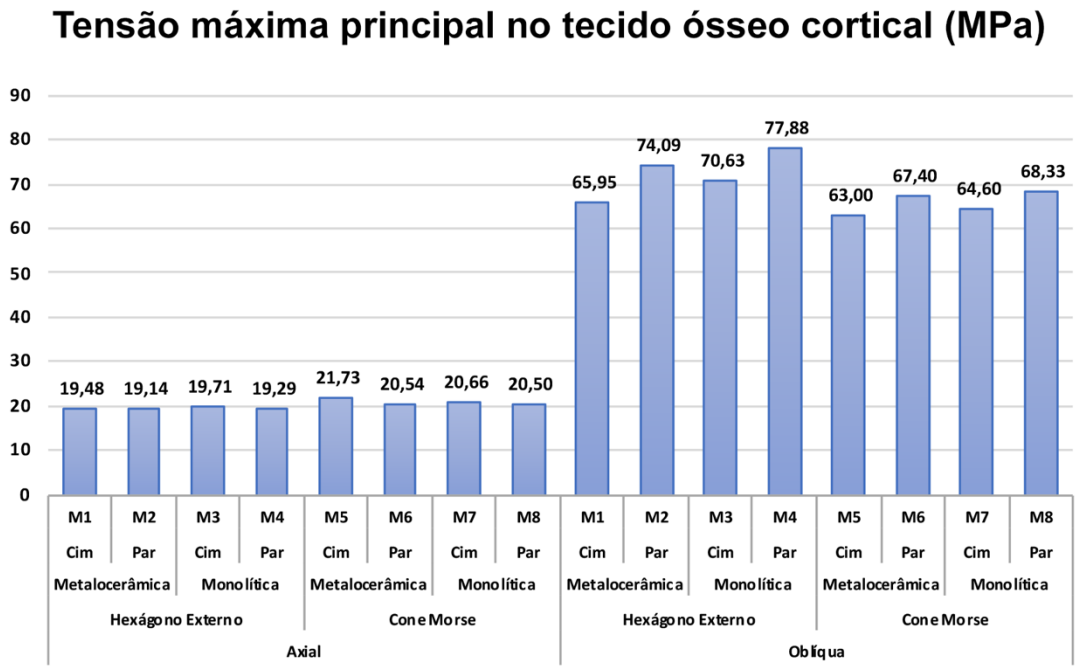


Figura 2 – Gráfico da distribuição de tensões máxima principal na região de tecido ósseo para todos os modelos analisados.

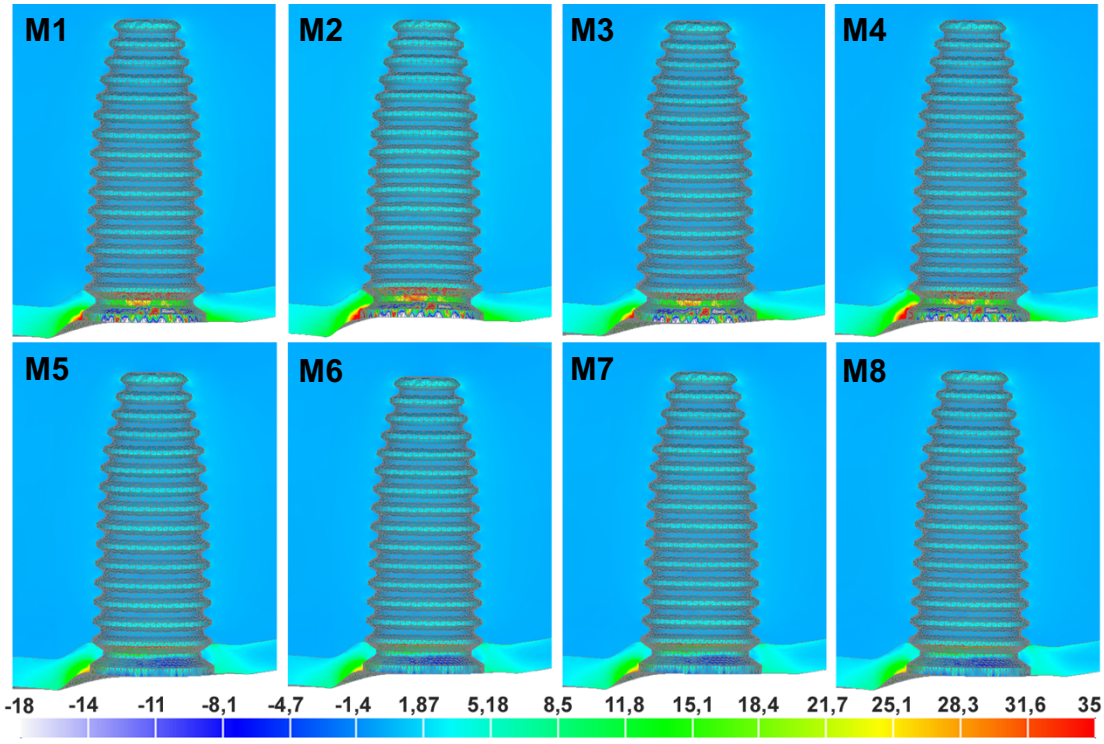


Figura 3 – Mapas de tensão máxima principal para distribuição das tensões no tecido ósseo para o carregamento oblíquo.

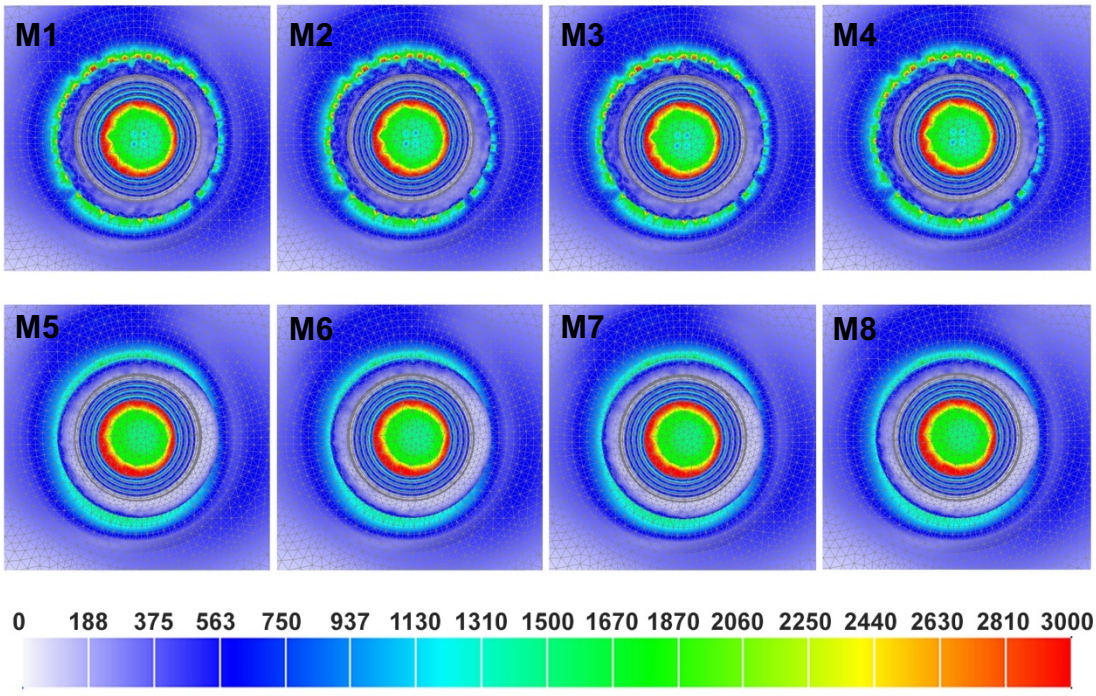


Figura 4 – Mapas da distribuição de microdeformação na região de tecido ósseo para o carregamento axial.

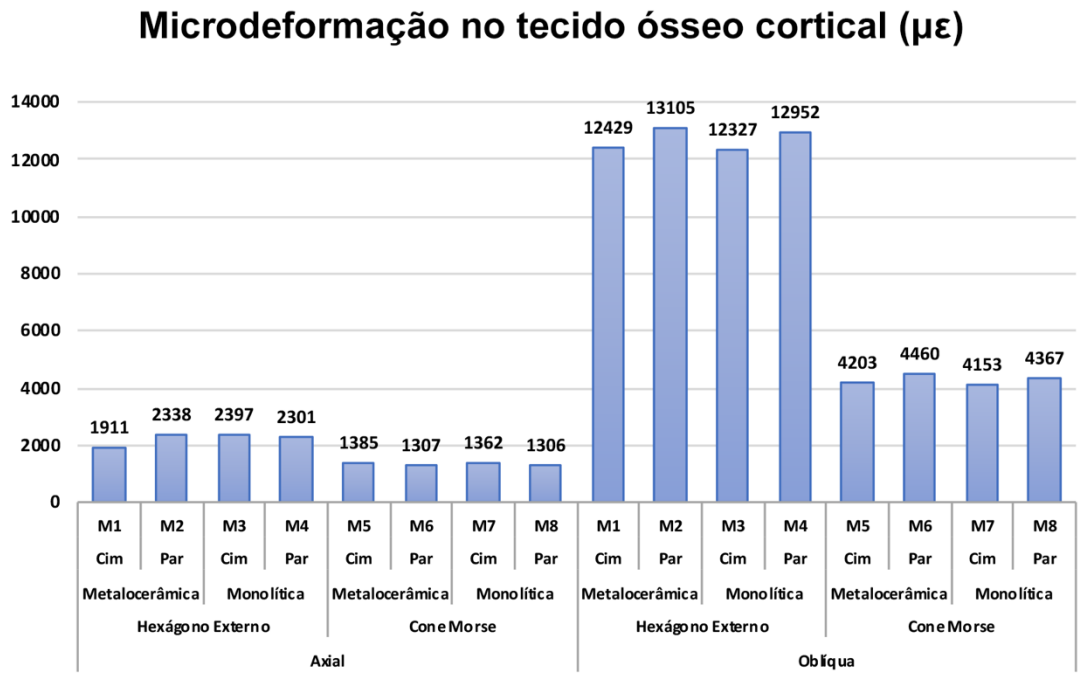


Figura 5 – Gráfico da distribuição de microdeformação região de tecido ósseo para todos os modelos analisados.

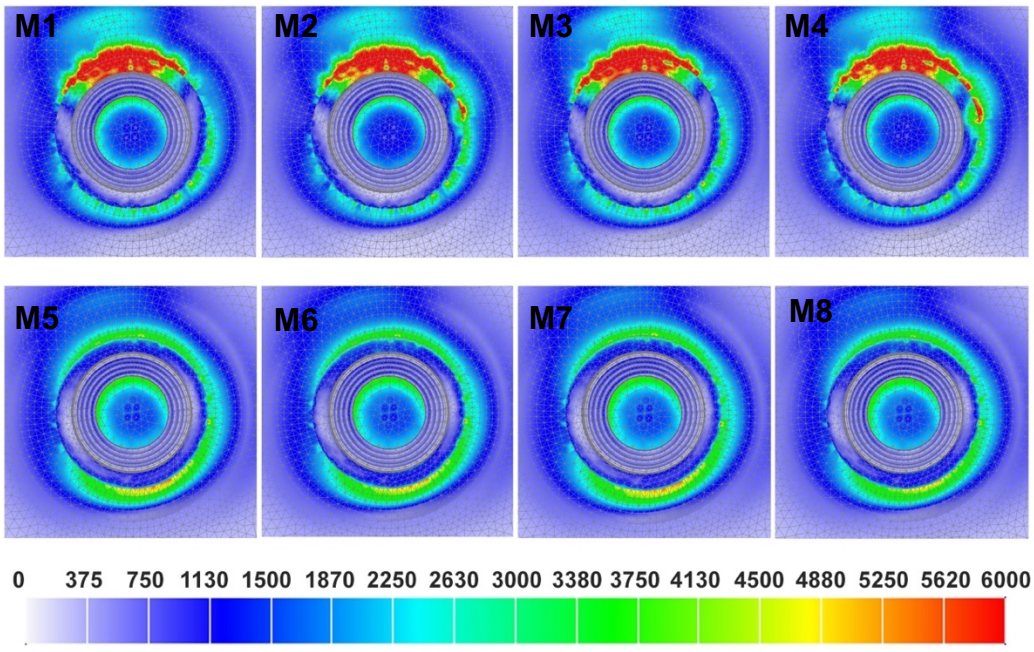


Figura 6 – Mapas da distribuição de microdeformação na região de tecido ósseo para o carregamento oblíquo.

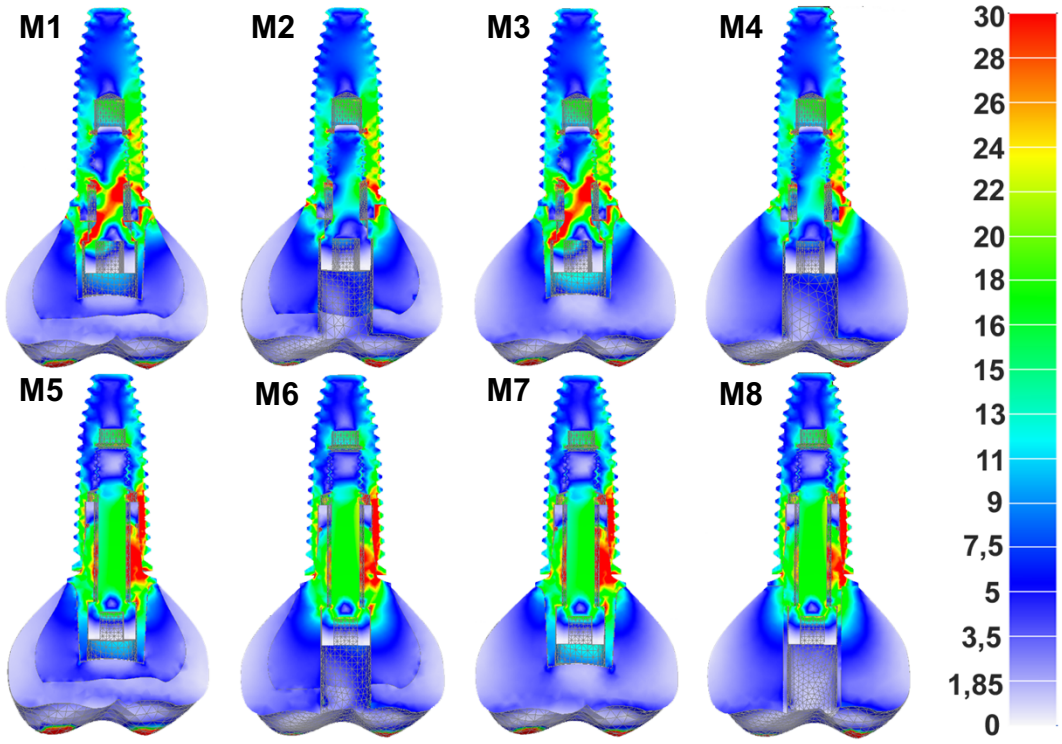


Figura 7 – Mapas da distribuição de tensão de von Mises na região de implantes e componentes no carregamento axial.

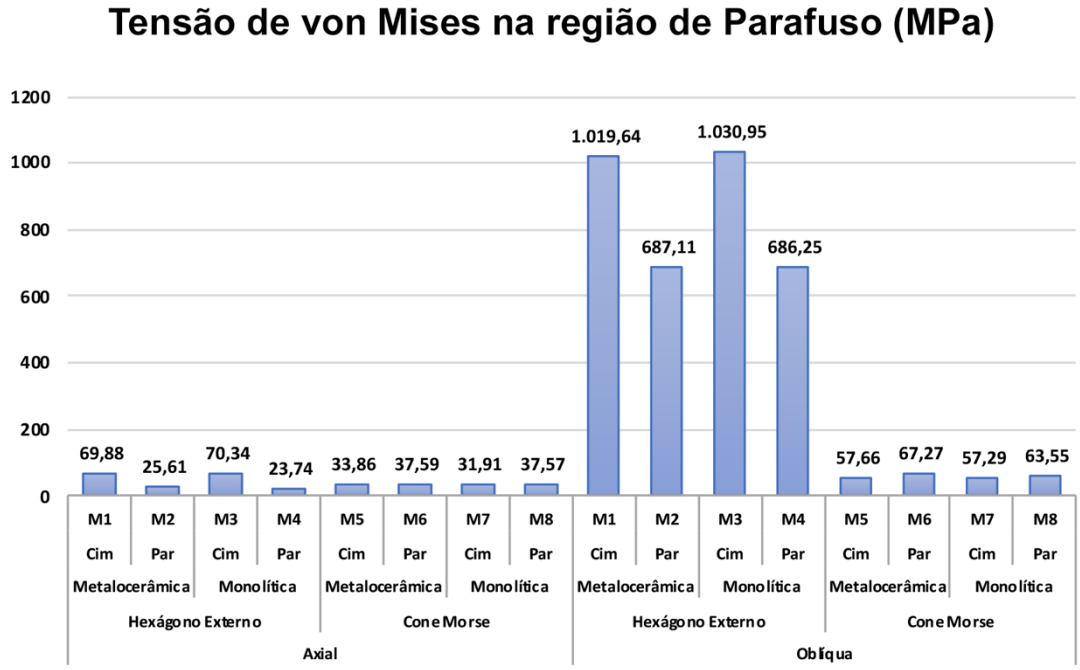


Figura 8 – Gráfico da distribuição de tensões de von Mises na região do parafuso de fixação de todos os modelos analisados.

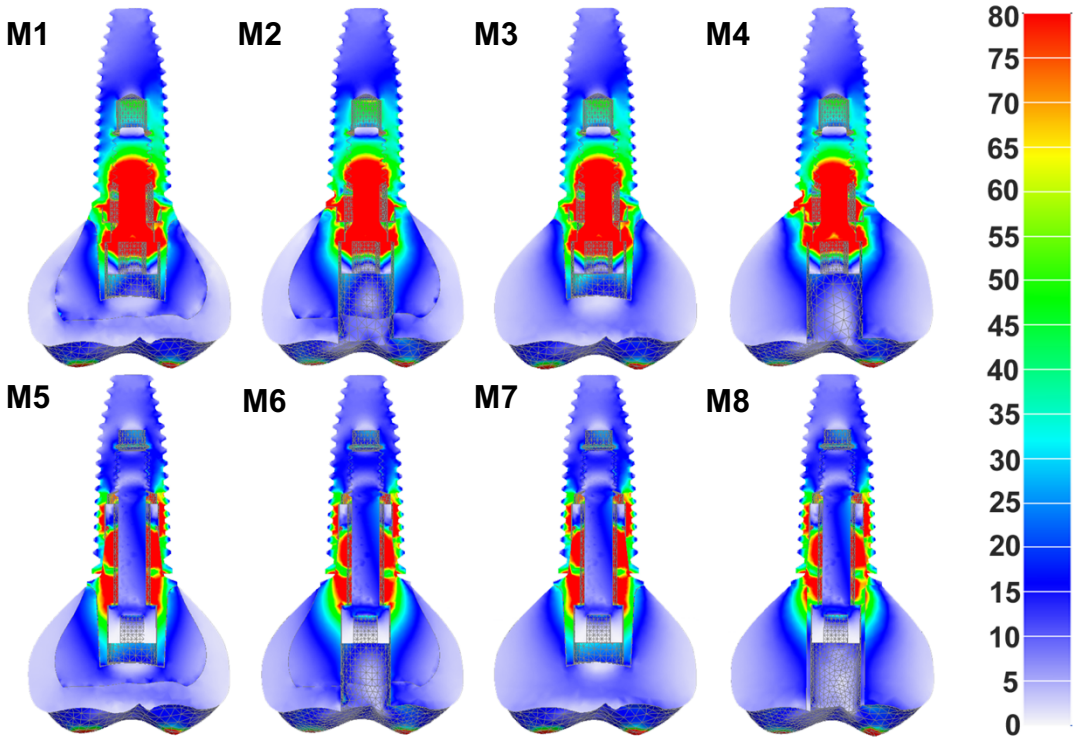


Figura 9 – Mapas da distribuição de tensão de von Mises na região de implantes e componentes no carregamento oblíquo.

Capítulo 3

Capítulo 3

Implantes dentários instalados em pacientes com osteoporose e sem osteoporose. Uma revisão sistemática e meta-análise.

4.1 Resumo

Proposição: O objetivo da presente revisão sistemática e meta-análise foi comparar através de estudos prospectivos a influência da condição sistêmica osteoporose em relação à pacientes saúdáveis (sem osteoporose) em relação aos parâmetros de taxa de sobrevivência e perda óssea marginal dos implantes.

Material e métodos: Uma busca sistemática foi realizada nas bases de dados MEDLINE/Pubmed, Embase, Scopus e Cochrane Library para artigos publicados até novembro de 2018 com os seguintes unitermos: ((Osteoporosis OR Osteoporosis, Postmenopausal OR Osteopenia)) AND (Dental implant OR Dental Implants). Os artigos foram selecionados com o intuito de responder a pergunta central “Pacientes portadores de osteoporose apresentam previsibilidade clínica similar quando comparado a pacientes sem osteoporose?”. A meta-análise foi realizada utilizando o programa RevMan 5.3 sendo efetuadas análises dicotômicas (taxa de sobrevivência) e contínuas (média/desvio padrão para a perda óssea marginal em milímetros).

Resultados: Um total de 5 estudos atenderam os critérios de elegibilidade dessa revisão sistemática, totalizando 181 pacientes com uma idade média de 64,18 anos (variando de 54 até 76,6 anos). Desses 257 implantes foram instalados em pacientes com osteoporose, e 224 em pacientes sem osteoporose. O período de acompanhamento dos estudos incluídos variaram de 9 a 62,9 meses. Foram observadas sete falhas de implantes em pacientes com osteoporose (2,72%), e uma falha em pacientes sem osteoporose (0,47%), porém, a meta-análise não

indicou diferença significativa entre os grupos em relação a taxa de sobrevivência dos implantes (P = 0.73). Em contrapartida pacientes com osteoporose apresentaram maiores valores de perda óssea marginal em comparação à pacientes sem osteoporose (P = 0,02).

Conclusão: É possível evidenciar que os implantes dentários devem ser considerados uma alternativa de tratamento viável para a reabilitação de pacientes com osteoporose, porém, maiores cuidados clínicos são necessários aos profissionais para garantir a manutenção da estabilidade óssea periimplantar.

Palavras-chave: Implante dentário; Prótese dentária fixada por implante; Estresse mecânico; Análise de elemento finito.

4.2 Introdução

Com o crescente aumento na expectativa de vida associada ao aumento nos cuidados preventivos relacionados aos dentes, a perda dentária tende a ser cada vez mais tarde, e assim um maior número de pacientes em idades mais avançadas necessitarão da reabilitação com implantes dentários (Schimmel et al., 2018). Com o aumento da idade, diferentes fatores sistêmicos podem estar associados ao paciente, e com isso afetar a longevidade do implante dentário (Chrcanovic et al., 2014).

Dentre os diferentes fatores sistêmicos que interferem nas condiçõesdo implante instalado no paciente, podemos destacar a osteoporose, uma vez que existem estimativas de que essa condição sistêmica afeta aproximadamente mais de 300 milhões de pessoas no mundo, afetando principalmente mulheres com idade maior do que 50 anos (Temmerman et al., 2016; Temmerman et al., 2018). A osteoporose é definida como uma desordem esquelética generalizada que causa a redução da densidade e a degradação da microarquitetura óssea, aumentando o espaço do tecido ósseo trabecular, resultando em uma maior fragilidade, com possibilidade de fraturas do mesmo (Giro et al., 2015; Chambrone, 2016).

Por se tratar de uma estrutura osseointegrada, os implantes apresentam contato íntimo com o tecido ósseo, e a redução da qualidade do tecido ósseo ocasionada pela osteoporose poderia afetar o processo de osseointegração influenciando na taxa de sobrevida (Medeiros et al., 2017), bem como afetar diretamente a manutenção do tecido ósseo ao redor do implante dentário

(Wagner et al., 2018), uma vez que recentes estudos tem indicado que a qualidade óssea pode afetar as características clínicas dos implantes dentários (Goiato et al., 2014; Chrcanovic et al., 2017; Radi et al., 2018).

Diferentes trabalhos de revisões publicados previamente indicam que os implantes dentários não são contraindicados para pacientes com osteoporose, visto que não afeta diretamente a característica clínica de taxa de sobrevivência dos implantes (Medeiros et al., 2017; Giro et al., 2015; Chen et al., 2013; Tsolaki, 2009). Entretanto, essas revisões combinaram diferentes tipos de estudos (retrospectivos e prospectivos) que podem afetar diretamente os resultados observados. Diante disso, a afirmativa de que não existe influência em relação as características clínicas de implantes instalados em pacientes com osteoporose precisam ser reavaliadas com o intuito de reafirmar os presentes dados dispostos na literatura.

Assim, o objetivo deste estudo de revisão sistemática e meta-análise de estudos prospectivos foi comparar diretamente pacientes osteoporóticos em relação à pacientes não osteoporóticos em relação a taxa de sobrevivência e/ou perda óssea marginal dos implantes. As hipóteses nulas testada foram de que: (1) A osteoporose não influencia na taxa de sobrevivência dos implantes; (2) A perda óssea marginal é similar para os pacientes osteoporóticos em comparação com pacientes sem osteoporose.

4.2 Materiais e Métodos

4.2.1. Protocolo e registro

Esta revisão sistemática foi estruturada com base na lista de verificação de "Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses" (PRISMA) que é um conjunto de questões para orientação e desenvolvimento da revisão sistemática (Moher et al., 2009), e além disso seguiu alguns estudos e revisões publicadas (Lemos et al., 2018 (A); Lemos et al., 2018 (B); Lemos et al., 2018 (C)). Além disso, foi realizado o cadastro na base internacional de registros de revisões sistemáticas (PROSPERO), sobre o número (CRD42018095718).

4.2.2. Critérios de elegibilidade

A abordagem população, intervenção, comparação e resultados do índice PICO foi utilizada para abordar a questão: "Pacientes portadores de osteoporose apresentam previsibilidade clínica similar quando comparado à pacientes sem osteoporose?". Neste sentido, a população foi composta por pacientes que foram submetidos a instalação de implantes dentários nas situações de elementos dentários perdidos. A intervenção avaliada foi pacientes com osteoporose reabilitados com implantes dentários, em comparação com pacientes sem osteoporose reabilitados com implantes dentários. O desfecho primário avaliado foi taxa de sobrevivência dos implantes, enquanto que a perda óssea marginal foi considerado um desfecho secundário.

Os estudos foram selecionados de acordo com os seguintes critérios inclusão: 1) Estudos prospectivos; 2) estudos que realizaram comparação direta entre pacientes com osteoporose e pacientes sem osteoporose; 3) estudos que apresentassem um mínimo de 10 pacientes; e 4) acompanhamento maior que 6 meses. Em contrapartida, os critérios de exclusão utilizados para seleção dos artigos foram: 1) Estudos retrospectivos; 2) estudos de caso-controle; 3) estudos tranversais (cross-sectional); 4) relatos de casos; 5) estudos que avaliaram somente pacientes com osteoporose; 6) estudos em animais e/ou in silico; 7) estudos que não avaliaram os desfechos propostos na presente revisão; 8) estudos com dados reportados em artigos mais recentes; 9) revisões.

4.2.3. Estratégia de busca dos estudos

Dois pesquisadores realizaram de maneira independente uma busca eletrônica nas bases de dados PubMed/MEDLINE, Embase, Web of Science e The Cochrane Library para artigos publicados até junho de 2018 usando os termos de pesquisa: ((Osteoporosis OR Osteoporosis, Postmenopausal OR Osteopenia)) AND (Dental implant OR Dental Implants).

Primeiramente, os estudos foram selecionados e classificados de acordo com os critérios de elegibilidade baseando somente no título e no resumo dos artigos. No caso de divergência durante o processo de busca entre os dois examinadores, um terceiro autor analisou todas as diferenças nas escolhas entre os pesquisadores e o consenso foi alcançado por meio de discussão.

Foi realizada também uma busca manual em alguns periódicos específicos da área: Clinical Implant Dentistry and Related Research, Clinical

Oral Implants Research, International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, International Journal of Prosthodontics, Journal of Dental Research, Journal of Oral Rehabilitation, Journal of Prosthodontics e Journal of Prosthetic Dentistry, bem como na literatura cinza, na qual foi utilizada a base de dados OpenGrey (http://www.opengrey.eu/) e em bases de acesso aberto.

4.2.4. Itens de dados extraídos

Os dados extraídos de cada estudo foram analisados ordenadamente sendo que as principais informações obtidas de forma padronizada foram: 1) Autor/Ano de publicação; 2) Tipo de estudo; 3) Número de pacientes; 4) Número de implantes; 5) Idade média dos pacientes; 6) Sistema de implante, diâmetro e comprimento dos implantes; 7) Próteses e arco; 8) Tempo de acompanhamento; 9) Média e desvio padrão de perda óssea marginal; 10) Taxa de sobrevivência dos implantes.

4.2.5. Análise dos riscos de viés

A avaliação do risco de viés dos estudos incluídos foi realizada utilzando a escala para estudos não randomizados Newcastle Ottawa. Para esse tipo de estudos a escala de Newcastle-Ottawa, é baseada em três componentes principais para estudos de coorte: seleção, comparabilidade e desfecho. Seleção existe uma pontuação de 4 fatores, comparabilidade 2 fatores e desfecho 3 fatores, totalizando assim nove fatores para somatória final. Estudos que apresentarem um total de escores maior e/ou igual a 6, serão considerados

estudos com baixo risco de viés. Do contrario, os estudos serão classificados como elevado risco de viés.

4.2.6. Meta-análise

As meta-análises foram baseadas utilizando o teste de Mantel-Haenszel (MH) para medidas de desfecho dicotômico avaliadas através do relação de risco (RR), enquanto que para os valores de perda óssea marginal foram utilizados os teste de Inversão de Variância (IV), visto que são consideradas medidas de desfecho contínuo avaliadas para diferença média (DM) em milímetros, ambos os testes com intervalo de confiança de 95%. Os valores de RD e MD foram considerados significativos quando o valor de P foi menor que 0,05. Em situações de heterogeneidade estatisticamente significante da meta-análise (P<0,10), um modelo de efeitos aleatórios foi utilizado para avaliar a significância dos efeitos dos tratamentos (Egger e Smith, 2008). Em contrapartida, se não for observada diferença significativa para a heterogeneidade, o modelo de feito fixo foi utilizado. O programa Review Manager (RevMan v5.3; The Nordic Cochrane Center, The Cochrane Collaboration, 2014) foi utilizado para confecção da meta-análise.

4.2.7. Análise adicional

Como as buscas foram realizadas por dois revisores de maneira independente, foi realizado um teste inter-examinador (Kappa) a respeito das avaliações dos dois revisores de maneira independente, sendo observado uma elevada concordância para as bases PubMed/MEDLINE (kappa = 0.87), Embase (kappa = 0.81), Web of Science (kappa = 0.92), The Cochrane Library (kappa = 1.00) (Landis e Koch, 1983).

4.3 Resultados

4.3.1. Estratégia de busca

As pesquisas nas bases de dados revelaram um total de 883 referências, sendo 448 do PubMed/MEDLINE, 424 da Web of Science, 11 da The Cochrane Library. Após a remoção das referências duplicadas (153 referências) um total de 719 títulos e resumos foram lidos para verificar quais estudos atendiam os critérios de elegibilidade pré-determinados. Após a seleção inicial, um total de 13 artigos foram selecionados para leitura na íntegra. Desses, oito estudos foram excluídos, pois não se enquadravam nos critérios de elegibilidade, sendo cinco estudos de caráter retrospectivo (Alsaadi et al., 2007; Alsaadi et al., 2008; Holahan et al., 2008; Corcuera-Flores et al., 2016; Wagner et al., 2017), um estudo avaliou apenas pacientes osteoporóticos sem o grupo controle (Tallarico et al., 2015), um estudo apresentou período de acompanhamento menor que 6 meses (Merheb et al., 2016), enquanto outro estudo apresentou dados em um trabalho mais recente com maior período de acompanhamento (Temmerman et al., 2016). Sendo assim, cinco estudos foram selecionados para tabulação e descrição dos resultados. Os detalhes sobre a estratégia de busca são apresentados em *flowdiagram* (Figura 1).

4.3.2 Características dos estudos

Dos estudos selecionados, todos eram considerados estudos prospectivos (Temmerman et al., 2018; Chow et al., 2016; Siebert et al., 2015; Amorim et al., 2006; von Wowern and Gotfredsen, 2001). Foram avaliados um

total de 181 pacientes com uma média de idade de 64,18. Os pacientes receberam um total de 481 implantes (sendo 257 implantes instalados em pacientes com osteoporose e 224 implantes instalados em pacientes sem osteoporose). Os sistemas e dimensões dos implantes utilizados foram variados de acordo com os estudos selecionados. A maioria dos estudos incluídos avaliaram próteses do tipo overdenture (Temmerman et al., 2018; Chow et al., 2016; von Wowern and Gotfredsen, 2001), sendo a mandíbula o arco avaliado com maior frequência. O período médio de acompanhamento dos estudos seleccionados foram de 40,78 meses (variação: 9 a 62,9 meses) (Tabela 1).

4.3.3 Taxa de sobrevivência dos implantes

Todos os estudos incluídos avaliaram a taxa de sobrevivência dos implantes. Dois dos estudos incluídos observaram que não houve falhas para ambos os grupos avaliados (Siebert et al., 2015; von Wowern and Godfredsen, 2001). Do total de 257 implantes instalados em pacientes com osteoporose foram observadas 7 falhas (2,72%), em contrapartida dos 214 implantes instalados em pacientes sem osteoporose foi observada apenas uma falha (0,47%). Apesar de ser observada maior taxa de falhas nos implantes instalados em pacientes com osteoporose, a meta-análise indicou que não existe diferença significante quando são analisados os implantes instalados em pacientes com osteoropose e/ou sem osteoporose (P = 0,73; RR: 1,85; IC: 0,06-58,85).

4.3.4 Perda óssea marginal

Somente três dos estudos selecionados relataram dados relacionados a perda óssea marginal dos implantes instalados em pacientes com e/ou sem osteoporose (Temmerman et al., 2018; Chow et al., 2016; von Wowern and Godfredsen, 2001). A meta-análise indicou que implantes instalados em pacientes sem osteoporose apresentam menores valores de perda óssea marginal em comparação aos implantes instalados em paciente com osteoporose (P = 0,02; DM: 0,27; IC: 0,05-0,49).

4.3.5 Análise do risco de viés

Utilizando a escala Newcastle Ottawa para avaliação do risco de viés dos estudos prospectivos selecionados, é possível observar que todos os estudos apresentaram baixo risco de viés de acordo com a escala. Três estudos apresentaram pontuação máxima (Temmerman et al., 2018; Chow et al., 2016; von Wowern e Godfredsen, 2001), e dois estudos apresentaram um total de 7 escores (Siebert et al., 2015; Amorim et al., 2006). Os fatores como comparabilidade adicional, e o período adequado de acompanhamento foram considerados para a perda de pontuação dos estudos relatados (Tabela 2)

4.4 Discussão

Implantes dentários podem ser considerados uma opção de tratamento favorável para reabilitação em pacientes osteoporóticos com ausência de elemento dentário, uma vez que os resultados encontrados por essa meta-análise indicaram que apresentam taxa de sobrevivência similar em comparação aos implantes instalados em pacientes sem essa condição sistémica, aceitando assim a primeira hipótese estabelecida por esse estudo.

Esses resultados são corroborados por estudos de revisões publicados previamente que verificaram que a instalação de implantes dentários em pacientes com osteoporose poderia ser indicada (Medeiros et al., 2017; Giro et al., 2015). Entretanto, essas revisões publicadas apresentavam como principal limitação a inclusão e comparação dos dados de estudos de caráter retrospectivo com diferentes desenhos de estudos para avaliação dos resultados, e isso poderia ter interferido nos resultados dos dados obtidos.

Apesar de ser observada maior taxa de falhas nos pacientes osteoporóticos (2,72%) em comparação com os pacientes controle (0,47%), os dados indicados pela meta-análise dos estudos prospectivos indicaram que essa diferença não é considerada significante. Shibli et al., (2008) através de um estudo retrospectivo histológico avaliaram a porcentagem de contato osso/implante de implantes que foram removidos de pacientes com e sem osteoporose. Os autores encontraram uma taxa contato osso/implante de 46% e 47,84% para pacientes com e sem osteoropose, respectivamente. Ou seja, sugere-se que após a osseointegração do implante em pacientes com essas condições sistêmicas o risco de falha passa a ser reduzido.

Dos estudos que relataram taxa de falhas de implantes, Temmerman et al., (2018) observaram um total de 5 falhas para pacientes osteoporóticos comparada a 1 falha para pacientes controle, apresentando diferença significativa entre os grupos. Entretanto, os autores relatam que tais resultados devem ser avaliados com cautela visto que todos os implantes foram removidos de um mesmo paciente por razões psicológicas, uma vez que os implantes e os tecidos moles adjacentes apresentavam-se saudáveis. Isso reafirma os resultados observados por esse estudo da ausência de diferença em relação a taxa de sobrevivência dos implantes.

Dos estudos selecionados, a maioria, com exceção de um estudo (Temmerman et al., 2018), avaliaram a influência da osteoporose no arco mandibular. Isso deve ser considerado na análise dos resultados, visto que o arco mandibular geralmente apresenta elevada densidade cortical, e geralmente maiores valores de tecido ósseo mineralizado em comparação com a maxila (Temmerman et al., 2018; Park et al., 2008). Isso pode ser considerado um dos fatores que pode ter contribuído, visto que a região do arco mandibular (mais denso) tende a apresentar menor probabilidade de falhas comparada à implantes instalados em ossos de menor densidade encontrado geralmente na região de maxila (Goiato et al., 2014). A avaliação do efeito da redução da densidade com a osteoporose, em especial em região de maxila posterior (osso tipo IV) através de próteses unitárias não foi realizada por nenhum dos estudos incluídos, e assim é importante a necessidade de mais estudos para sustentar essa afirmativa.

A maioria dos pacientes incluídos nesse estudo eram do sexo feminino (um único estudo considerou a inclusão de pacientes do sexo masculino) com idade acima dos 55 anos. Isso comprova a prevalência desse tipo de doença em mulheres com deficiência na produção de estrógeno, muitas vezes após o período da menopausa (Ramalho-Ferreira et al., 2015). Nesse sentido, diferentes medicamentos geralmente são propostos para esses pacientes com o intuito de reposição hormonal, das quais podemos destacar os bisfosfonatos e os moduladores seletivos de receptor de estrogênio (Yogui et al., 2018; Faverani et al., 2018; Oliveira et al., 2017).

Neste estudo de revisão, dois estudos não relataram nada a respeito dos medicamentos (Chow et al., 2016; von Wowern e Gotfredsen, 2001), dois estudos relataram a utilização de nenhum tipo de drogas para os pacientes incluídos (com osteoporose) (Temmerman et al., 2018; Amorim et al., 2007), e apenas um único estudo (Siebert et al., 2015) consideraram a avaliação em pacientes que faziam a utilização de bisfosfonato durante o tratamento com implantes por um período de 2 a 3 anos. Embora esse estudo não tenha relatado diferença entre os grupos, é importante ressaltarmos essa associação visto que é considerada um fator de grande controvérsia atualmente na literatura.

Schmitt et al., (2018) em uma recente revisão sistemática verificaram que a modalidade com implantes dentários para pacientes com a utilização de bisfosfonatos é previsível desde que esse medicamento tenha sido utilizado durante a terapia de osteoporose, em contrapartida essa modalidade de tratamento é contraindicada para pacientes que utilizaram os bisfosfonatos para tratamento de doenças malignas devido ao aumento do risco de osteonecrose.

Isso pode estar relacionado ao fato da baixa concentração da droga no caso da terapia da osteoporose (Stavropoulos et al., 2018), e/ou ao fato de que pacientes com a utilização da droga intravenosa apresentam maior risco de osteonecrose dos maxilares em comparação a pacientes que fazem a utilização da droga intraoral (Gelazius et al., 2018). Embora o estudo de Sieber et al., (2015) não tenha relatado complicações mais severas é recomendado acurácia clínica para a realização cirúrgica nesses pacientes, uma vez que em situações de traumas cirúrgicos durante a instalação dos implantes em pacientes com uso de bisfosfonatos aumenta-se o risco de osteonecrose dos maxilares (Mendes et al., 2018).

A hipótese de que não existe influência da osteoporose para os valores de perda óssea marginal foi negada, uma vez que maiores valores de perda óssea marginal foram observados em pacientes com osteoporose. Esses resultados estão de acordo com um recente estudo retrospectivo a respeito da osteoporose em relação a perda óssea marginal (Wagner et al., 2017). Essa diferença pode ser justificada devido à influência biomecânica existente, conforme foi observado no estudo de Xiao et al., (2011) que relataram maiores concentrações de tensões ao longo do tecido ósseo osteoporótico em comparação com o tecido ósseo normal.

Esses dados são importantes, uma vez que indicam os cuidados necessários do clínico para manunteção do tecido ósseo ao redor dos implantes em pacientes osteoporóticos através de outras variáveis de influência que apresentam influência direta em relação aos valores de perda óssea marginal, como por exemplo, a escolha da conexão do implante (Lemos et al., 2018), o

diâmetro e o comprimento do implante (Schiegnitz et al., 2018; Lemos et al., 2016 (A)), o sistema de retenção protético (Lemos et al., 2016 (B)), o carregamento do implante (Mello et al., 2017), e outros hábitos relacionados ao paciente (Chrcanovic et al., 2014).

É importante ressaltar que embora tenha sido observada diferença significativa, apenas três estudos foram incluídos nesta análise. Além disso, a diferença média observada pela meta-análise dos estudos foi de 0,27 mm (intervalo de confiança: 0,05 mm até 0,49 mm), o que poderia ser considerada como clinicamente não relevante, visto que independentemente do grupo de tratamento (com ou sem osteoporose), todos os estudos que relataram essa variável, apresentaram valores médios inferior a 1,5 mm, que é considerado como clinicamente aceitável após o período de 1 ano (Albrektsson et al., 1986). Dessa forma, os resultados favoráveis observados da análise de perda óssea marginal necessitam ser intrerpretados com cautela.

Algumas limitações são necessárias a respeito deste estudo de revisão sistemática e meta-análise, dentre eles o pouco número de estudos prospectivos que realizaram a comparação direta entre os pacientes com osteoporose e sem osteoporose. Apenas três estudos apresentaram o período de acompanhamento superior a cinco anos, o que é considerado aceitável para esses desfechos avaliados. São necessárias maiores informações a respeito dos tratamentos empregados durante a condução dos estudos. Dessa forma, é importante a realização de um maior número de estudos clínicos prospectivos com análise comparativa desses dados com o intuito de reafirmar os dados obtidos por esse trabalho.

4.5 Conclusão

Dentro das limitações da presente revisão sistemática e meta-análise é possível evidenciar que os implantes dentários devem ser considerados uma alternativa de tratamento viável para a reabilitação de pacientes com osteoporose, porém, cuidados clínicos são necessários aos profissionais para garantir a manutenção da estabilidade óssea periimplantar, visto que esses pacientes podem apresentar valores mais elevados de perda óssea marginal.

4.6 Referências Bibliográficas

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

Alsaadi G, Quirynen M, Komarek A, van Steenberghe D. 2007. Impact of local and systemic factors on the incidence of oral implant failures, up to abutment connection. J Clin Periodontol. 34:610–617.

Alsaadi G, Quirynen M, Michiles K, Teugh- els W, Komarek A, van Steenberghe D. 2008. Impact of local and systemic factors on the incidence of failures up to abutment connection with modified surface oral implants. J Clin Periodontol. 35:51–57.

Amorim MA, Takayama L, Jorgetti V, Pereira RM. 2007. Comparative study of axial and femoral bone mineral density and parameters of mandibular bone quality in patients receiving dental implants. Osteoporos Int. 18:703–709.

Chambrone L. 2016. Current status of the influence of osteoporosis on periodontology and implant dentistry. Curr Opin Endocrinol Diabetes Obes. 23:435-439.

Chen H, Liu N, Xu X, Qu X, Lu E. 2013. Smoking, radiotherapy, diabetes and osteoporosis as risk factors for dental implant failure: a meta-analysis. PLoS One. 8:e71955.

Chow L, Chow TW, Chai J, Mattheos N. 2017. Bone stability around implants in elderly patients with reduced bone mineral density - a prospective study on mandibular overdentures. Clin Oral Implants Res. 28:966-973.

Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. 2017. Bone Quality and Quantity and Dental Implant Failure: A Systematic Review and Meta-analysis. Int J Prosthodont. 30:219–237.

Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. 2014. Reasons for failures of oral implants. J Oral Rehabil. 41:443-476.

Corcuera-Flores JR, Alonso-Domínguez AM, Serrera-Figallo MÁ, Torres-Lagares D, Castellanos-Cosano L, Machuca-Portillo G. 2016. Relationship Between Osteoporosis and Marginal Bone Loss in Osseointegrated Implants: A 2-Year Retrospective Study. J Periodontol. 87:14-20.

de Medeiros FCFL, Kudo GAH, Leme BG, Saraiva PP, Verri FR, Honório HM, Pellizzer EP, Santiago Junior JF. 2018. Dental implants in patients with osteoporosis: a systematic review with meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Surg. 47:480-491.

Egger M, Smith GD. Principles of and procedures for systematic reviews, in: Matthias Egger, George Davey Smith, G. Altman Douglas (Eds.), Systematic Reviews in Health Care. Evidence-Based Health Care, 2017, pp. 23–42.

Faverani LP, Polo TOB, Ramalho-Ferreira G, Momesso GAC, Hassumi JS, Rossi AC, Freire AR, Prado FB, Luvizuto ER, Gruber R, Okamoto R. 2018. Raloxifene but not alendronate can compensate the impaired osseointegration in osteoporotic rats. Clin Oral Investig. 22:255-265.

Gelazius R, Poskevicius L, Sakavicius D, Grimuta V, Juodzbalys G. 2018. Dental Implant Placement in Patients on Bisphosphonate Therapy: a Systematic Review. J Oral Maxillofac Res. 30;9:e2.

Giro G, Chambrone L, Goldstein A, Rodrigues JA, Zenóbio E, Feres M, Figueiredo LC, Cassoni A, Shibli JA. 2015. Impact of osteoporosis in dental implants: A systematic review. World J Orthop. 6:311-315.

Goiato MC, dos Santos DM, Santiago JF Jr, Moreno A, Pellizzer EP. 2014. Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Surg. 43:1108-1116.

Holahan CM, Koka S, Kennel KA, Weaver AL, Assad DA, Regennitter FJ, Kademani D. 2008. Effect of osteoporotic status on the survival of titanium dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 23:905-910.

Landis JR, Koch GG. 1977. The measurement of observer agreement for categorical data, Biometrics. 33:159–174.

Lemos CA, de Souza Batista VE, Almeida DA, Santiago Júnior JF, Verri FR, Pellizzer EP. 2016. Evaluation of cement-retained versus screw-retained implant-supported restorations for marginal bone loss: A systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent. 115:419-27 (B).

Lemos CA, Ferro-Alves ML, Okamoto R, Mendonça MR, Pellizzer EP. 2016. Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. J Dent. 47:8-17 (A).

Lemos CAA, Verri FR, Cruz RS, Gomes JML, Dos Santos DM, Goiato MC, Pellizzer EP. 2018. Comparison between flapless and open-flap implant placement: a systematic review and meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Surg. pii: S0901-5027(18)30132-2. doi: 10.1016/j.ijom.2018.04.002. [Epub ahead of print] Review (A).

Lemos CAA, Verri FR, Cruz RS, Santiago Júnior JF, Faverani LP, Pellizzer EP. 2018. Survival of dental implants placed in HIV-positive patients: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Surg. 47:1336-1342 (B).

Lemos CAA, Verri FR, Gomes JML, Santiago Júnior JF, Moraes SLD, Pellizzer EP. 2018. Bilateral balanced occlusion compared to other occlusal schemes in complete dentures: A systematic review. J Oral Rehabil. 45:344-354 (C).

Mello CC, Lemos CAA, Verri FR, Dos Santos DM, Goiato MC, Pellizzer EP. 2017. Immediate implant placement into fresh extraction sockets versus delayed implants into healed sockets: A systematic review and meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Surg. 46:1162-1177.

Mendes V, Dos Santos GO, Calasans-Maia MD, Granjeiro JM, Moraschini V. 2018. Impact of bisphosphonate therapy on dental implant outcomes: An overview of systematic review evidence. Int J Oral Maxillofac Surg. pii: S0901-5027(18)30376-X. doi: 10.1016/j.ijom.2018.09.006. [Epub ahead of print] Review.

Merheb J, Temmerman A, Rasmusson L, Kubler A, Thor A, Quirynen M. 2016. Influence of skeletal and local bone density on dental implant stability in patients with osteoporo- sis. Clin Implant Dent Relat Res. 18:253–260.

Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement, PLoS Med. 6 (2009) e1000097.

Oliveira D, Hassumi JS, Gomes-Ferreira PH, Polo TO, Ferreira GR, Faverani LP, Okamoto R. 2017. Short term sodium alendronate administration improves the peri-implant bone quality in osteoporotic animals. J Appl Oral Sci. 25:42-52.

Park HS, Lee YJ, Jeong SH, Kwon TG. 2008. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 133:30–37.

Radi IA, Ibrahim W, Iskandar SMS, AbdelNabi N. 2018. Prognosis of dental implants in patients with low bone density: A systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent. 120:668-677.

Ramalho-Ferreira G, Faverani LP, Momesso GAC, Luvizuto ER, de Oliveira Puttini I, Okamoto R. 2017. Effect of antiresorptive drugs in the alveolar bone healing. A histometric and immunohistochemical study in ovariectomized rats. Clin Oral Investig. 21:1485-1494.

Schiegnitz E, Al-Nawas B. 2018. Narrow-diameter implants: A systematic review and meta-analysis. Clin Oral Implants Res. 16:21-40.

Schimmel M, Srinivasan M, McKenna G, Müller F. 2018. Effect of advanced age and/or systemic medical conditions on dental implant survival: A systematic review and meta-analysis. Clin Oral Implants Res. 16:311-330.

Shibli JA, Aguiar KC, Melo L, d'Avila S, Zenóbio EG, Faveri M, Iezzi G, Piattelli A. 2008. Histological comparison between implants retrieved from patients with and without osteoporosis. Int J Oral Maxillofac Surg. 37:321-327.

Siebert T, Jurkovic R, Statelova D, Strecha J. 2015. Immediate implant placement in a patient with osteoporosis undergoing bisphosphonate therapy: 1-year preliminary prospective study. J Oral Implantol. 41:360-365.

Stavropoulos A, Bertl K, Pietschmann P, Pandis N, Schiødt M, Klinge B. 2018. The effect of antiresorptive drugs on implant therapy: Systematic review and meta-analysis. Clin Oral Implants Res. 29:54-92.

Tallarico M, Canullo L, Xhanari E, Meloni SM. 2016. Dental implants treatment outcomes in patient under active therapy with alendronate: 3-year follow-up results of a multicenter prospective observational study. Clin Oral Implants Res. 27:943-949.

Temmerman A, Rasmusson L, Kübler A, Thor A, Merheb J, Quirynen M. 2018. A Prospective, Controlled, Multicenter Study to Evaluate the Clinical Outcome of Implant Treatment in Women with Osteoporosis/Osteopenia: 5-Year Results. J Dent Res. 11:22034518798804. doi: 10.1177/0022034518798804. [Epub ahead of print]

Temmerman A, Rasmusson L, Kübler A, Thor A, Quirynen M. 2017. An open, prospective, non-randomized, controlled, multicentre study to evaluate the clinical outcome of implant treatment in women over 60 years of age with osteoporosis/osteopenia: 1-year results. Clin Oral Implants Res. 28:95-102.

Tsolaki IN, Madianos PN, Vrotsos JA. 2009. Outcomes of dental implants in osteoporotic patients. A literature review. J Prosthodont;18:309-323.

von Wowern N, Gotfredsen K. 2001. Implant-sup- ported overdentures, a prevention of bone loss in edentulous mandibles? A 5-year follow- up study. Clin Oral Implants Res. 12:19–25.

Wagner F, Schuder K, Hof M, Heuberer S, Seemann R, Dvorak G. 2017. Does osteoporosis influence the marginal peri-implant bone level in female patients? A cross-sectional study in a matched collective.Clin Implant Dent Relat Res. 19:616-623.

Xiao JR, Li YF, Guan SM, Song L, Xu LX, Kong L. 2011. The biomechanical analysis of simulating implants in function under osteoporotic jawbone by

comparing cylindrical, apical tapered, neck tapered, and expandable type implants: a 3- dimensional finite element analysis. J Oral Maxillofac Surg. 69:273-281.

Yogui FC, Momesso GAC, Faverani LP, Polo TOB, Ramalho-Ferreira G, Hassumi JS, Rossi AC, Freire AR, Prado FB, Okamoto R. 2018. A SERM increasing the expression of the osteoblastogenesis and mineralization-related proteins and improving quality of bone tissue in an experimental model of osteoporosis. J Appl Oral Sci. 26:e20170329. doi: 10.1590/1678-7757-2017-0329.

Tabela 1 – Características dos estudos incluídos na presente revisão sistemática (n=5)

Autor/Ano	Tipo de Estudo	Paciente (n)	Implante (n)	Média de Idade	Sistema de Implante, Diâmetro e comprimento	Tipo de Prótese / Arco	Uso de Bisfosfonatos	Acompa-nhamento	Perda óssea Marginal Média (DP)	Taxa de sobrevivêcia dos implantes
Temmerman et al., 2018	Prosp MC	**37** 37 Fe	Ost: 38 Controle: 79	67	OsseoSpeed TX, Astra Tech Implant System; DentsplySirona NR	PFI and Overdenture / Maxila	Não utilizou bisfosfonatos durante ou antes do estudo	60 meses	Ost: -0.15 (0.50) Controle: -0.06 (0.89)	Ost: 58 (91.5%) Controle: 79 (100%)
Chow et al., 2016	Prosp	**63** 38 Fe 25 Ma	Ost: 106 Controle : 20	76.6	Nobel Biocare Branemark MK III Ø 3.75 x various Lengths	Overdenture / Mandíbula	NR	62.9 meses	Ost[1]: 0.69 (0.72) Ost[2]: 0.63 (0.61) Ost[3]: 0.86 (0.77) Controle: 0.50 (0.27)	Ost: 105 (99.1%) Controle: 19 (95%)
Siebert et al., 2015	Prosp	**24** 24 Fe	Ost: 60 Controle: 60	54	Lasak Impladent STI-BIO Ø 3.7 x 16 mm	Protocolo / Mandíbula	Zoledronic Acid (5 mg) IV	12 meses	NR	Ost: 60 (100%) Controle: 60 (100%)
Amorim et al., 2006	Prosp	**39** 39 Fe	Ost: 39 Controle: 43	58.3	Conus, INP Ø 4 x 13 mm	NR / Mandíbula	Não utilizou bisfosfonatos durante ou 6 meses antes do estudo	9 meses	NR	Ost: 38 (97.4%) Controle: 43 (100%)
Von Wowern and Gotfredsen, 2001	Prosp	**18** 18 Fe	Ost: 14 Controle: 22	65	Astra Tech Dental NR	Overdenture / Mandíbula	NR	60 meses	Ost: 0.47 (0.22) Controle: 0.01 (0.15)	Ost: 14 (100%) Controle: 22 (100%)

Prosp: Prospectivo; Fe: Feminino; Ma: Masculino; Ost: Osteoporose; PFI: Prótese fixa implantossuportada; IV: Intra-venoso; NR: Não relatado; DP: Desvio Padrão

Tabela 2. Análise da qualidade do risco de viés dos estudos incluídos nesta revisão através da escala Newcastle Ottawa.

Estudos	Seleção				Comparabilidade		Desfecho			Total
	Exposição	Não Exposição	Verificação da Exposição	Desfecho não apresentado no início	Fator Principal	Fator Adicional	Avaliação do desfecho	Acompanha-mento por tempo suficiente	Adequação do acompanha-mento	
Temmerman et al., 2018	☆	☆	☆	☆	☆	☆	☆	☆	☆	9
Chow et al., 2016	☆	☆	☆	☆	☆	☆	☆	☆	☆	9
Siebert et al., 2015	☆	☆	☆	☆	☆	0	☆	0	☆	7
Amorim et al., 2006	☆	☆	☆	☆	☆	0	☆	0	☆	7
von Wowern and Godfredsen, 2001	☆	☆	☆	☆	☆	☆	☆	☆	☆	9

* Cinco anos foi considerado um período adequado de acompanhamento para avaliação dos desfechos desse estudo.

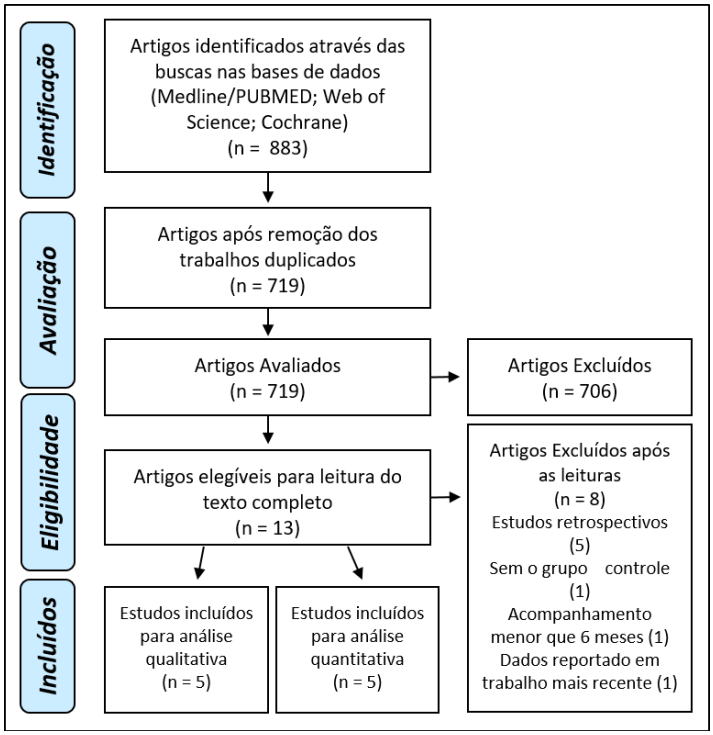
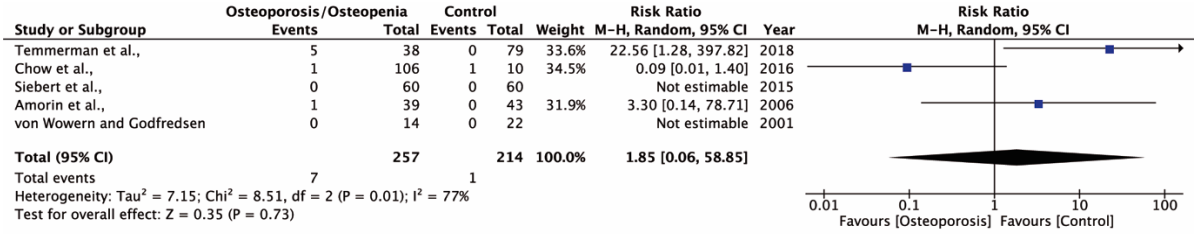


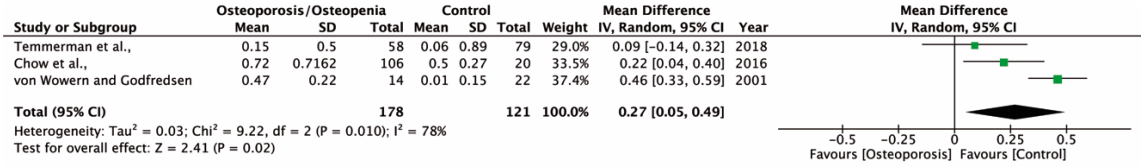
Figura 1 – Fluxograma da estratégia de busca realizada na revisão sistemática.



Study or Subgroup	Osteoporosis/Osteopenia Events	Total	Control Events	Total	Weight	Risk Ratio M-H, Random, 95% CI	Year
Temmerman et al.,	5	38	0	79	33.6%	22.56 [1.28, 397.82]	2018
Chow et al.,	1	106	1	10	34.5%	0.09 [0.01, 1.40]	2016
Siebert et al.,	0	60	0	60		Not estimable	2015
Amorin et al.,	1	39	0	43	31.9%	3.30 [0.14, 78.71]	2006
von Wowern and Godfredsen	0	14	0	22		Not estimable	2001
Total (95% CI)		**257**		**214**	**100.0%**	**1.85 [0.06, 58.85]**	
Total events	7		1				

Heterogeneity: Tau² = 7.15; Chi² = 8.51, df = 2 (P = 0.01); I² = 77%
Test for overall effect: Z = 0.35 (P = 0.73)

Figura 2 – Gráfico de floresta do desfecho de sobrevivência dos implantes dentários instalados em pacientes com e sem osteoporose.



Study or Subgroup	Osteoporosis/Osteopenia Mean	SD	Total	Control Mean	SD	Total	Weight	Mean Difference IV, Random, 95% CI	Year
Temmerman et al.,	0.15	0.5	58	0.06	0.89	79	29.0%	0.09 [-0.14, 0.32]	2018
Chow et al.,	0.72	0.7162	106	0.5	0.27	20	33.5%	0.22 [0.04, 0.40]	2016
von Wowern and Godfredsen	0.47	0.22	14	0.01	0.15	22	37.4%	0.46 [0.33, 0.59]	2001
Total (95% CI)			**178**			**121**	**100.0%**	**0.27 [0.05, 0.49]**	

Heterogeneity: Tau² = 0.03; Chi² = 9.22, df = 2 (P = 0.010); I² = 78%
Test for overall effect: Z = 2.41 (P = 0.02)

Figura 3 – Gráfico de floresta do desfecho de perda óssea marginal ao redor dos implantes dentários instalados em pacientes com e sem osteoporose.

Anexo A

Normas para submissão dos artigos confeccionados.

Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering

Link para as normas:
https://www.tandfonline.com/action/authorSubmission?journalCode=gcmb20&page=instructions#formatting

Anexo B

Referências Introdução Geral

• Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Brägger U, Pjetursson BE, Lang NP, Salvi GE. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res. 2009;20(5):441–51.

• Almeida DAF, 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.

• Almeida EO, Freitas AC Jr, Bonfante EA, Marotta L, Silva NR, Coelho PG. Mechanical testing of implant-supported anterior crowns with different implant/abutment connections. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013 Jan-Feb;28(1):103-8.

• Alvarez-Arenal A, Brizuela-Velasco A, DeLlanos-Lanchares H, Gonzalez-Gonzalez I. Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture? A 3-dimensional-model finite element analysis. J Prosthet Dent. 2014 Sep;112(3):508-14.

• Anchieta RB, Machado LS, Hirata R, Bonfante EA, Coelho PG. Platform-Switching for Cemented Versus Screwed Fixed Dental Prostheses: Reliability and Failure Modes: An In Vitro Study. Clin Implant Dent Relat Res. 2015 Aug 4. doi: 10.1111/cid.12363. [Epub ahead of print]

• Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. J Dent Res. 1987;66(9):1493-8.

• Asvanund P. A strain gauge analysis comparing external and internal implant- abutment connections. Implant Dent. 2014 Apr;23(2):206-11.

• 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.

• Balik A, Karatas MO, Keskin H. Effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implants: a 3-dimensional finite element analysis. J Oral Implantol. 2012 Sep;38 Spec No:491-6.

• Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont 1996; 9: 511-519.

• Bonfante EA, Almeida EO, Lorenzoni FC, Coelho PG. Effects of implant diameter and prosthesis retention system on the reliability of single crowns. Int J Oral Maxillofac Implants. 2015 Jan-Feb;30(1):95-101.

• Borges T de F, Mendes FA, de Oliveira TR, Gomes VL, do Prado CJ, das Neves FD. Mandibular overdentures with immediate loading: satisfaction and quality of life. Int J Prosthodont. 2011;24(6):534-9.

• Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elementsanalysis. J Prosthet Dent 2004;92:523-30.

• Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Del Bel Cury AA, Pessanha Henriques GE. Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent. 2014 Nov;112(5):1096-102.

• Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Periodontally compromised vs. periodontally healthy patients and dental implants: a systematic review and meta- analysis. J Dent. 2014 Dec;42(12):1509-27.

• Cicciu M, Bramanti E, Matacena G, Guglielmino E, Risitano G. FEM evaluation of cemented-retained versus screw-retained dental implant single-tooth crown prosthesis. Int J Clin Exp Med. 2014 Apr 15;7(4):817-25. eCollection 2014.

• Coelho PG, Bonfante EA, Silva NR, Rekow ED, Thompson VP. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. J Dent Res. 2009 Apr;88(4):382-6.

• Du Z, Xiao Y, Hashimi S, Hamlet SM, Ivanovski S. The effects of implant topography on osseointegration under estrogen deficiency induced osteoporotic conditions: Histomorphometric, transcriptional and ultrastructural analysis. Acta Biomater. 2016 Jun 29. pii: S1742-7061(16)30312-9.

• Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures – a finite element analysis. J Oral Rehab. 2005;32(4):273-8.

• Esquivel-Upshaw JF, Clark AE, Shuster JJ, Anusavice KJ. Randomized clinical trial of implant-supported ceramic-ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses: preliminary results. J Prosthodont. 2014 Feb;23(2):73-82.

• Freitas-Júnior AC, Rocha EP, Bonfante EA, Almeida EO, Anchieta RB, Martini AP, Assunção WG, Silva NR, Coelho PG. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections:

An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. Dent Mater. 2012 Oct;28(10):e218-28.

• Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol 2003, 275:1081-1101.

• Gaetti-Jardim EC, Santiago-Junior JF, Goiato MC, Pellizer EP, Magro-Filho O, Jardim Junior EG. Dental implants in patients with osteoporosis: a clinical reality?. J Craniofac Surg. 2011 May;22(3):1111-3.

• Gehrke SA, Souza Dos Santos Vianna M, Dedavid BA. Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strength of different connection designs: an in vitro study. Clin Oral Investig. 2014 Apr;18(3):715-20.

• Gehrke SA. Importance of Crown Height Ratios in Dental Implants on the Fracture Strength of Different Connection Designs: An In Vitro Study. Clin Implant Dent Relat Res. 2015 Aug;17(4):790-7.

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

• Gil FJ, Aparicio C, Manero JM, Padros A. Influence of the height of the external hexagon and surface treatment on fatigue life of commercially pure titanium dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2009; 24: 583-590.

• 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.

• Goiato MC, Filié Haddad M, Gennari Filho H, Marcelo Ribeiro Villa L, Dos Santos DM, Aldiéris AP. Dental implant fractures - aetiology, treatment and case

report. J Clin Diagn Res. 2014 Mar;8(3):300-4. doi: 10.7860/JCDR/2014/8074.4158. Epub 2014 Mar 15.

• Goodacre CJ, Bernal G, Runcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent. 2003;90(2):121-32.

• Green NT, Machtei EE, Horwitz J, Peled M (2002) Fracture of dental implants: literature review and report of a case. Implant Dent 11(2):137–143

• Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15(2):239-46.

• Hanaoka M, Gehrke SA, Mardegan F, Gennari CR, Taschieri S, Del Fabbro M, Corbella S. Influence of implant/abutment connection on stress distribution to implant-surrounding bone: a finite element analysis. J Prosthodont. 2014 Oct;23(7):565-71. doi: 10.1111/jopr.12150. Epub 2014 Apr 18.

• Hauchard E, Fournier BP, Jacq R, Bouton A, Pierrisnard L, Naveau A. Splinting effect on posterior implants under various loading modes: a 3D finite element analysis. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2011;19(3):117-22.

• Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol. 1998;24(2):80-8.

• Kanis JA, Borgstrom F, Compston J, Dreinhofer K, Nolte E, Jonsson L, Lems WF, McCloskey EV, Rizzoli R, Stenmark J (2013) SCOPE: a scorecard for osteoporosis in Europe. Archives of osteoporosis 8:144

• Karl M, Graef F, Wichmann M, Beck N. Microfractures in metal-ceramic and all- ceramic implant-supported fixed dental prostheses caused by superstructure fixation. Dent Mater J. 2012;31(3):338-45.

• Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res. 2004 Aug;15(4):401-12.

• Krennmair G, Seemann R, Schmidinger S, Ewers R, Piehslinger E. Clinical outcome of root-shaped dental implants of various diameters: 5-year results. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010 Mar-Apr;25(2):357-66.

• Kurniawan D, Nor FM, Lee HY, Lim JY. Int J Oral Maxillofac Surg. Finite element analysis of bone-implant biomechanics: refinement through featuring various osseointegration conditions. 2012 Sep;41(9):1090-6.

• Kushima SS, Nagasawa M, Shibli JA, Brugnera A Jr, Rodrigues JA, Cassoni A. Evaluation of Temperature and Roughness Alteration of Diode Laser Irradiation of Zirconia and Titanium for Peri-Implantitis Treatment. Photomed Laser Surg. 2016 May;34(5):194-9. doi: 10.1089/pho.2015.4026. Epub 2016 Apr 8.

• Lan TH, Liu PH, Chou MM, Lee HE. Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. J Prosthet Dent. 2016 Jan;115(1):76-83.

• 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.

• Lee MY, Heo SJ, Park EJ, Park JM. Comparative study on stress distribution around internal tapered connection implants according to fit of cement- and screw-retained prostheses. J Adv Prosthodont. 2013 Aug;5(3):312-8.

• Lekholm U, Zarb GA. Tissue-integrated prostheses. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue Integrated Prostheses. Chicago: Quintessence, 1985:199- 209.

• 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; 47:8-17. (B)

• Lemos CA, Mello CC, Dos Santos DM, Verri FR, Goiato MC, Pellizzer EP. Effects of platelet-rich plasma in association with bone grafts in maxillary sinus augmentation: a systematic review and meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Surg. 2016 Apr;45(4):517-25. (C)

• Lemos CAA, de Souza Batista VE, Almeida DAF, Santiago Júnior JF, Verri FR, Pellizzer EP. Evaluation of cement-retained versus screw-retained implant-supported restorations for marginal bone loss: A systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent. 2016; 115(4):419-27. (A)

• Leonard G, Coelho PG, Polyzois I, Stassen L, Claffey N (2009) A study of the bone healing kinetics of plateau versus screw root design titanium dental implants. Clinical Oral Implants Res 20(3):232–239

• Li X, Li Y, Liao Y, Li J, Zhang L, Hu J. The effect of magnesium-incorporated hydroxyapatite coating on titanium implant fixation in ovariectomized rats. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014 Jan-Feb;29(1):196-202.

• Machado LS, Bonfante EA, Anchieta RB, Yamaguchi S, Coelho PG. Implant- abutment connection designs for anterior crowns: reliability and failure modes. Implant Dent. 2013 Oct;22(5):540-5.

• Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stressconcentrations for internal and external heximplant–abutment connections: a short communication. J Oral Rehabil. 2006;33(1):75–8.

• Mahato N, Wu X, Wang L. Management of peri-implantitis: a systematic review, 2010-2015. Springerplus. 2016 Feb 1;5:105. doi: 10.1186/s40064-016-1735-2. eCollection 2016.

• Mangano C, Iaculli F, Piattelli A, Mangano F. Fixed restorations supported by Morse-taper connection implants: a retrospective clinical study with 10-20 years of follow-up. Clin Oral Implants Res 2015; 26: 1229-1236.

• Mangano C, Mangano F, Shibli JA, Tettamanti L, Figliuzzi M, d'Avila S, Sammons RL, Piattelli A. Prospective evaluation of 2,549 Morse taper connection implants: 1- to 6-year data. J Periodontol. 2011 Jan;82(1):52-61.

• Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, Steigmann M, Rebaudi A, Palti A, Pikos MA, Schwartz-Arad D, Choukroun J, Gutierrez-Perez JL, Marenzi G, Valavanis DK. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. Implant Dent. 2008 Mar;17(1):5-15.

• Misch CE, Steignga J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. J Periodontol. 2006 Aug;77(8):1340-7.

• Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG; PRISMA Group. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. Int J Surg. 2010;8(5):336-41.

• Moraes SL, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago JF Jr, Silva JV. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown- implant ratios. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2015;18(7):689-96.

• Nishioka RS, de Vasconcellos LG, de Melo Nishioka GN. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. Implant Dent. 2011 Apr;20(2):e24-32.

• Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. J Prosthodont Res. 2010;54(3):133-42.

• Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. J Prosthodont Res 2010; 54: 133-142.

• Pellizzer EP, Lemos CAA, Verri FR, Batista VES. Sistemas de conexão e retenção em prótese sobre implante. In: Pellizzer EP, Kimpara ET, Miyashita E.

Prótese sobre implante – Baseado em evidências científicas – 1ª edição. São Paulo: Editora Napoleão, 2016: 136-159.

• Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antennuci RM, Noritomi PY, Lemos CAA. Sistemas de conexão em prótese sobre implante. In: Perri PSP, Pellizzer EP. Fundamentos em implantodontia. Uma visão contemporânea - 2ª edição. São Paulo: Quintessence Editora, 2015: 171-186.

• Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Júnior JF, de Carvalho PS, de Moraes SL, Noritomi PY.Stress analysis in platform-switching implants: a 3-dimensional finite element study. J Oral Implantol. 2012;38(5):587-94.

• Pennington J, Parker S. Improving quality of life using removable and fixed implant prostheses. Compend Contin Educ Dent. 2012; 33(4):268-70, 272, 274-6.

• Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. Clin Oral Implants Res 2000; 11:448-457.

• 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.

• Polikeit A, Nolte LP, Ferguson SJ. The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit: finite-element analysis. Spine (Phila Pa 1976). 2003 May 15;28(10):991-6.

• Ramalho-Ferreira G, Faverani LP, Prado FB, Garcia IR Jr, Okamoto R. Raloxifene enhances peri-implant bone healing in osteoporotic rats. Int J Oral Maxillofac Surg. 2015 Jun;44(6):798-805.

• Ramanauskaite A, Daugela P, Juodzbalys G. Treatment of peri-implantitis: Meta- analysis of findings in a systematic literature review and novel protocol proposal. Quintessence Int. 2016;47(5):379-93. doi: 10.3290/j.qi.a35131.

• Ramos Verri F, Santiago Junior JF, de Faria Almeida DA, de Oliveira GB, de Souza Batista VE, Marques Honório H, 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. 2015 Jan 2;48(1):138-45.

• Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. Dent Mater. 2006;22(2):125-32.

• Ricciardi Coppede A, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. Clin Oral Implants Res 2009; 20: 624-632.

• Roccuzzo M, Aglietta M, Cordaro L. Implant loading protocols for partially edentulous maxillary posterior sites. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24 Suppl:147-57.

• Rodríguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalà-Torres M, Rodado-Alonso C, Méndez-Blanco V, Mata-Bugueroles M. Biomechanical repercussions of bone resorption related to biologic width: a finite element analysis of three implant-abutment configurations. Int J Periodontics Restorative Dent. 2009 Oct;29(5):479-87.

• Romeed SA, Malik R, Dunne SM. Marginal bone loss influence on the biomechanics of single implant crowns. J Craniofac Surg. 2013 Jul;24(4):1459-65.

• Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). Dent Mater. 2015 Jun;31(6):603-23.

• Santiago JF Junior, de Souza Batista VE, Verri FR, Honório HM, de Mello CC, Almeida DA, Pellizzer EP. Platform-switching implants and bone preservation: a systematic review and meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Surg 2016 Mar;45(3):332-345.

• Santiago JF Junior, Verri FR, Almeida DA, de Souza Batista VE, Lemos CA, Pellizzer EP. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2016 Jun 1;63:292-300.Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. Int J Prosthodont. 1997;10(1):19-27.

• Santiago Junior JF, Pellizzer EP, Verri FR, de Carvalho PS. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2013 Dec 1;33(8):4700-14.

• Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J Prosthet Dent. 2005;93(3):227-34.

• Silva GC, Cornacchia TM, de Magalhães CS, Bueno AC, Moreira AN. Biomechanical evaluation of screw- and cement-retained implant-supported prostheses: a nonlinear finite element analysis. J Prosthet Dent. 2014 Dec;112(6):1479-88.

• Silva GC, de Andrade GM, Coelho RC, Cornacchia TM, de Magalhães CS, Moreira AN. Effects of Screw- and Cement-Retained Implant-Supported Prostheses on Bone: A Nonlinear 3-D Finite Element Analysis. Implant Dent. 2015 Aug;24(4):464-71.

• Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent. 1983;49:843-8.

• Sotto-Maior BS, Senna PM, da Silva WJ, Rocha EP, Del Bel Cury AA. Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012 May-Jun;27(3):e13-8.

• Sutter F, Weber H, Sorenson J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. Int J Periodont Restor Dent. 1993;13:408–431

• Tonella BP, Pellizzer EP, Ferraço R, Falcón-Antenucci RM, Carvalho PS, Goiato MC. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. J Oral Implantol. 2011;37(4):401-10.

• Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Batista VE, Lopes LF. Effect of the parafunctional occlusal loading and crown height on stress distribution. Braz Dent J. 2014 Dec;25(6):554-60.

• Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Santiago Júnior JF, de Faria Almeida DA. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: A 3D finite element analysis. J Prosthet Dent. 2015 Jul 14. pii: S0022-3913(15)00257-7.

• Tunes FSM, Coelho PG, Pegoraro LF, Hirata R, Fardin VP, Almeida ALPF, Bonfante EA. Implant-supported prostheses: Clinical implications of connection types and fixation modes. In: Rosseti PHO, Bonachela WC. 50 Years of osseointegration: reflections and perspectives. São Paulo: VM Cultural, 2015:101-111.

• Vasconcellos DK, Kojima AN, Mesquita AM, Bottino MA, Ozcan M. A microstrain comparison of passively fitting screw-retained and cemented titanium frameworks. J Prosthet Dent. 2014 Oct;112(4):834-8.

• Verri FR, Batista VE, Santiago JF Jr, Almeida DA, Pellizzer EP. Effect of crown- to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2014 Dec;45:234-40.

• 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 Prostheses with Different Bone Anchorages. Scientific World Journal. 2015;2015:321528. doi: 10.1155/2015/321528. Epub 2015 Aug 13.

• Xiao JR, Kong L, Chen YX, Han XX, Li YF. Selection of optimal expansion angle and length of an expandable implant in the osteoporotic mandible: a three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013 Mar-Apr;28(2):e88-97. doi: 10.11607/jomi.2368.

• Xiao JR, Li YF, Guan SM, Song L, Xu LX, Kong L. The biomechanical analysis of simulating implants in function under osteoporotic jawbone by comparing cylindrical, apical tapered, neck tapered, and expandable type implants: a 3- dimensional finite element analysis. J Oral Maxillofac Surg. 2011;69(7):273-81.

• Zanardi PR, Stegun RC, Sesma N, Costa B, Shibli JA, Laganá DC. Stress Distribution Around Dental Implants Placed at Different Depths. J Craniofac Surg. 2015 Oct;26(7):2163-6.