

UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

RICARDO GUIMARÃES NEVES

TÉCNICA *SOCKET SHIELD*: ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES

GOIÂNIA
2019

**TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAR
VERSÕES ELETRÔNICAS DE TESES E DISSERTAÇÕES
NA BIBLIOTECA DIGITAL DA UFG**

Na qualidade de titular dos direitos de autor, autorizo a Universidade Federal de Goiás (UFG) a disponibilizar, gratuitamente, por meio da Biblioteca Digital de Teses e Dissertações (BDTD/UFG), regulamentada pela Resolução CEPEC nº 832/2007, sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a Lei nº 9610/98, o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou *download*, a título de divulgação da produção científica brasileira, a partir desta data.

1. Identificação do material bibliográfico: ☐ Dissertação ☒ Tese

2. Identificação da Tese ou Dissertação:

Nome completo do autor: Ricardo Guimarães Neves

Título do trabalho:

TÉCNICA *SOCKET SHIELD*: ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES

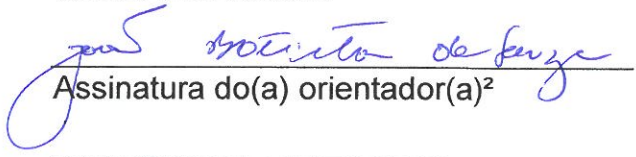
3. Informações de acesso ao documento:

Concorda com a liberação total do documento ☒ SIM ☐ NÃO¹

Havendo concordância com a disponibilização eletrônica, torna-se imprescindível o envio do(s) arquivo(s) em formato digital PDF da tese ou dissertação.


Assinatura do(a) autor(a)²

Ciente e de acordo:


Assinatura do(a) orientador(a)²

Data: 18 / 11 / 19

¹ Neste caso o documento será embargado por até um ano a partir da data de defesa. A extensão deste prazo suscita justificativa junto à coordenação do curso. Os dados do documento não serão disponibilizados durante o período de embargo.

Casos de embargo:

- Solicitação de registro de patente;
- Submissão de artigo em revista científica;
- Publicação como capítulo de livro;
- Publicação da dissertação/tese em livro.

² A assinatura deve ser escaneada.

RICARDO GUIMARÃES NEVES

TÉCNICA SOCKET SHIELD: ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração Clínica Odontológica.

Linha de pesquisa: Perspectivas em odontologia clínica.

Tema de pesquisa: Comportamento físico e mecânico dos materiais odontológicos.

Orientador: Prof. Dr. João Batista de Souza

Coorientadora: Prof^a. Dr^a. Érica Miranda de Torres

GOIÂNIA
2019

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do
Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UFG.

Neves, Ricardo Guimarães

TÉCNICA SOCKET SHIELD: ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES [manuscrito] / Ricardo Guimarães Neves. - 2019.
LXXXII, 082 f.: il.

Orientador: Prof. Dr. João Batista de Souza; co-orientador Dr. Érica
Miranda de Torres.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Goiás, Faculdade de
Odontologia (FO), Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Goiânia,
2019.

Bibliografia. Anexos. Apêndice.

1. Alvéolo Dental. 2. Implantes Dentários. 3. Análise de
Elementos Finitos. I. Souza, João Batista de, orient. II. Título.

CDU 616.314



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

ATA DE DEFESA DE TESE

Ata Nº 022 da sessão de Defesa de Tese de **Ricardo Guimarães Neves** que confere o título de Doutor em **Odontologia**, na área de concentração em **Clínica Odontológica**.

Aos **30 dias do mês de abril de 2019**, a partir das **14:00**, no **auditório da Faculdade de Odontologia**, realizou-se a sessão pública de Defesa de Tese intitulada "**Técnica socket shield: análise da distribuição de tensões**". Os trabalhos foram instalados pelo Orientador, Professor Doutor **João Batista de Souza (PPGO/FO/UFG)** com a participação dos demais membros da Banca Examinadora: Professora Doutora **Hianne Miranda de Torres (FO/UFG)**, membro titular externo; Professor Doutor **Alexandre Leite Carvalho (ABO-GO)**, membro titular externo; Professora Doutora **Maria Alves Garcia Santos Silva (PPGO/FO/UFG)**, membro titular interno; Professor Doutor **Crisnicaw Veríssimo (PPGO/FO/UFG)**, membro titular interno. Durante a arguição os membros da banca **não fizeram** sugestão de alteração do título do **trabalho**. A Banca Examinadora reuniu-se em sessão secreta a fim de concluir o julgamento da Tese tendo sido o candidato **aprovado** pelos seus membros. Proclamados os resultados pelo Professor Doutor **João Batista de Souza**, Presidente da Banca Examinadora, foram encerrados os trabalhos e, para constar, lavrou-se a presente ata que é assinada pelos Membros da Banca Examinadora, aos **30 dias do mês de abril de 2019**.

TÍTULO SUGERIDO PELA BANCA

Referência: Processo nº 23070.013069/2019-93

SEI nº 0634213

Hianne Miranda de Torres
Maria Alves Garcia Santos Silva
Crisnicaw Verissimo
Alexandre Leite Carvalho
João Batista de Souza - João Batista de Souza

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho primeiramente a Deus, pois sem ele não chegaria até aqui! À minha família, em especial, ao meu pai Gervásio Pereira Neves e à minha mãe Maria Cecília Guimarães Neves, os quais sempre me proporcionaram todo apoio, equilíbrio, segurança emocional e um investimento financeiro substancial na minha graduação. Ao meu irmão, Ronaldo Guimarães Neves, pelos conselhos e apoio presentes em minhas decisões profissionais. A todos vocês, meu muito obrigado.

AGRADECIMENTOS

A Deus, que sempre esteve ao meu lado, me proporcionando sabedoria, discernimento e tranquilidade ao longo dessa trajetória.

À Universidade Federal de Goiás, em especial ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Ao meu orientador, Prof. Dr. João Batista de Souza, pelo acolhimento, oportunidades, ensinamentos preciosos e dedicação irrefutável na condução dos trabalhos; agradeço ainda a amizade que se construiu neste período de Pós-Graduação. Muito obrigado!

À minha coorientadora, Prof^a. Dr^a. Érica Miranda de Torres, a quem um pequeno texto seria singelo para expressar minha gratidão; um ser humano singular, que não mensurou esforços em todo tempo que precisei em minha trajetória da Pós-Graduação, sempre se dedicando ao meu crescimento profissional. Ficam aqui meu respeito, carinho e admiração!

À nossa equipe de pesquisa aqui formada, Prof. Dr. Alexandre Leite Carvalho, Prof. Dr. Marco Aurélio de Carvalho, especialmente à Prof^a. Dr^a. Priscilla Cardoso Lazari, que foi uma grande parceira nesta jornada do Doutorado.

Ao amigo Danilo Rocha Dias, pelas incansáveis tutorias no PPGO (Programa de Pós Graduação em Odontologia); ao amigo Diogo Pedrollo Lise por me ajudar na construção deste conhecimento.

Aos colegas de curso Alison, Célia, Diego, Edenise, Maisa, Roberto, que me ajudaram a ampliar os conhecimentos aqui adquiridos, principalmente nos seminários que participamos em equipe.

A todos os professores do PPGO, em especial à Prof^a. Dr^a. Terezinha De Jesus Esteves Barata, que ao ministrar as disciplinas de Biomecânica e Seminários Avançados me proporcionou incentivo para que eu ampliasse mais meu conhecimento nestas áreas.

À secretária do PPGO, Gláucia Terra Silva, por sua disposição em me atender com eficiência em todos os momentos que necessitei de sua ajuda.

Aos pacientes do meu consultório odontológico pela tolerância das inúmeras remarcações de consultas para adequações aos meus compromissos com a Pós Graduação.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio com a concessão de bolsa de estudo.

“Eu gostaria de lhe agradecer pelas inúmeras vezes que você me enxergou melhor do que eu sou. Pela sua capacidade de me olhar devagar, já que nessa vida muita gente já me olhou depressa demais”

Padre Fábio de Melo

RESUMO

Objetivo: Comparar, pelo método de elementos finitos tridimensionais, a influência da técnica *Socket Shield* (SS) na distribuição de tensões no osso perimplantar, implantes e componentes protéticos comparado a outras duas técnicas para reabilitação de perdas dentárias anteriores. **Material e método:** Foram criados modelos geométricos da coroa de um incisivo central superior suportado por implante simulando três diferentes técnicas de instalação: grupo SS, com uma fina lâmina de 2,5 mm de dentina radicular posicionada entre a parede vestibular do alvéolo e o implante; grupo Enxerto Heterógeno (EH), simulando enxerto ósseo heterógeno de osso bovino entre a parede vestibular do alvéolo e do implante; e grupo Controle, modelado de forma que todo o implante estivesse em contato com o tecido ósseo em rebordo cicatrizado. Foram aplicados dois carregamentos: 100 N na superfície palatina com inclinação 45° em relação ao longo eixo do dente, simulando contato em máxima intercuspidação habitual; 25 N aplicados perpendicularmente à borda incisal da coroa, simulando contato do tipo “topo a topo”. Foram analisadas as tensões máximas principais de tração, cisalhamento, compressão e o deslocamento no tecido ósseo, incluindo a cortical da crista óssea alveolar, osso trabecular, dentina radicular e enxerto ósseo. Para os implantes e componentes protéticos avaliou-se a tensão equivalente de *von Mises*. **Resultados:** Foram obtidos maiores valores de tensões no tecido ósseo com a técnica SS e EH em comparação ao grupo controle. Não foram verificadas diferenças significativas para as tensões no fragmento de dentina e enxerto, bem como no implante e componentes protéticos. **Conclusão:** A concentração de tensão no tecido ósseo foi maior no modelo da técnica SS, seguido pela técnica com EH e do grupo controle em rebordo cicatrizado.

Palavras-chave: Alvéolo dental. Implantes Dentários. Análise de Elementos Finitos.

ABSTRACT

Objective: To compare, by means of a three-dimensional finite element method, the influence of the Socket Shield (SS) technique on the stress distribution on peri-implant bone, implants and prosthetic components in comparison to other techniques for rehabilitation of anterosuperior tooth loss. **Material and method:** Geometrical models of a implant-supported central incisor were designed by simulating three different placement techniques: SS group, with a 2,5mm-thick radicular dentine fragment positioned within the buccal alveolar wall and the implant; Heterogeneous Graft (HG) group, with a heterogenous bovine bone grafting material placed within the buccal alveolar wall and the implant; and control group, with the entire implant in contact with bone tissue of a healed alveolar ridge. Models were loaded with 100 N on the palatal surface (angled to 45° in relation to tooth long axis to simulate maximum intercuspation) and 25 N perpendicular to the incisal edge (to simulate "edge-to-edge" contact). Maximum stresses (tensile, shear and compressive) and displacement in the bone tissue including the alveolar crest cortical plate, trabecular bone, root dentin and bone graft were analyzed. *Von Mises* equivalent stress was evaluated for the implants and prosthetic components. **Results:** Higher stress values for bone tissue were observed for SS and HG groups in comparison to control. Stress values within groups were not significant different for dentin fragment, bone graft, implant and prosthetic components. **Conclusion:** Stress concentration in the bone tissue was higher for SS, followed by HG and control group.

Keywords: Tooth Socket. Dental Implants Finite Element Analysis.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	8
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	10
2.1 EVIDÊNCIAS HISTOLÓGICAS	10
2.2 EVIDÊNCIAS CLÍNICAS.....	18
2.3 ANÁLISES DE ELEMENTOS FINITOS	26
3 OBJETIVOS	32
4 MATERIAL E MÉTODO	33
4.1 PRÉ-PROCESSAMENTO	33
4.2 PROCESSAMENTO.....	33
4.3 PÓS-PROCESSAMENTO	33
4.4. DELINEAMENTO EXPERIMENTAL	34
4.5 ANÁLISE BIOMECÂNICA PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS.....	35
4.5.1 Confecção dos modelos virtuais	35
4.5.2 Análise Numérica.....	37
4.5.3 Condições de Contorno e Carregamento	40
4.5.4 Análise dos dados.....	40
5 ARTIGO	42
REFERÊNCIAS	69
APÊNDICE A – TABELA 6	76
APÊNDICE B - FIGURA 20	77
APÊNDICE C - FIGURA 21	78
APÊNDICE D - FIGURA 22	79
APÊNDICE E - FIGURA 23	80
APÊNDICE F - FIGURA 24	81
APÊNDICE G - FIGURA 25	82

1 INTRODUÇÃO

Estudos experimentais em humanos têm evidenciado o processo de reabsorção fisiológica do osso alveolar após extrações dentárias (simples ou múltiplas) e a consequente redução das dimensões horizontais e verticais dos rebordos (HÄMMERLE; ARAÚJO; SIMION, 2012; PARELLI; ABRAMOWICZ, 2015; CHEN; PAN, 2013; CHEN et al., 2017), o que pode complicar a instalação de implantes, com resultados estéticos moderados ou necessidade de reconstruções teciduais subsequentes (CHEREL; ETIENNE, 2014; CALVO-GUIRADO et al., 2016). As alterações que ocorrem após extrações parecem ser atribuídas à perda do ligamento periodontal e trauma na tábua óssea vestibular, que sofre reabsorção mais pronunciada do que na porção lingual/palatina do alvéolo (ARAÚJO et al., 2005).

Principalmente para dentes anteriores, diferentes técnicas de preservação alveolar têm sido propostas para a manutenção dos tecidos duros e moles e obtenção de resultados estéticos satisfatórios (AVILA-ORTIZ et al., 2014). Vários biomateriais regenerativos como enxertos autógenos, heterógenos, aloenxertos e fatores de crescimento vêm sendo testados com o objetivo de preservar a dimensão volumétrica alveolar após extrações dentárias (ABADZHIEV; NENKOV; VELCHEVA, 2014; GLOCKER; ATTIN; SCHMIDLIN, 2014; LINDHE et al., 2014; BARONE et al., 2016; NEGRI et al., 2016).

Na busca da manutenção da tábua óssea vestibular e de maior previsibilidade estética, Hürzeler et al. (2010) propuseram a técnica *Socket Shield* (SS), que consiste na remoção da coroa dental, secção mesiodistal da raiz, extração do fragmento radicular palatino, manutenção da porção radicular vestibular que mantém contato com a tábua óssea vestibular e instalação imediata de um implante. Análises histológicas demonstram a formação de cimento diretamente sobre a superfície do implante e que o fragmento radicular pode ser benéfico na preservação da tábua óssea vestibular (HÜRZELER et al., 2010). Na mesma linha, Gluckman, Salama, Du Toit (2016, 2017) sugeriram a terapia de extração parcial, baseada no preenchimento do espaço entre o fragmento radicular vestibular e o implante com enxerto particulado. Entretanto Siormpas et al. (2014) e Mitsias et al. (2015), que rebatizaram a técnica SS como *Root Membrane*, indicaram que o enxerto entre o fragmento radicular e o implante não seria necessário, pois a preservação da tábua óssea vestibular se fundamenta na manutenção do ligamento periodontal e parte da raiz.

Outro fator positivo associado à técnica SS é a manutenção das papilas interdentais, que é influenciada pela condição do tecido perimplantar (KAN; RUNGCHARASSAENG, 2013). Cherel e Etienne (2014) e Tan et al. (2018) demonstram que um pequeno fragmento da raiz na

parte coronal do alvéolo pode proteger a tábua óssea vestibular, mesial e distal após a instalação imediata de implantes. Entretanto, perdas ósseas vestibulares em função de fratura óssea vertical, problema periodontal e cárie radicular (GLUCKMAN; DU TOIT; SALAMA, 2015; MUJAWAR et al., 2018) são contraindicações para a técnica.

Dentre as possíveis reações adversas da técnica SS, destacam-se a migração do fragmento radicular e exposição (interna ou externa) do fragmento radicular causando inflamação do tecido epitelial (GLUCKMAN; NAGY; DU TOIT, 2019). Uma revisão sistemática indicou a fragilidade do uso da técnica SS devido evidências histológicas de rápida perda óssea, falhas na osseointegração, formação de cemento, ligamento periodontal ou tecido fibroso na superfície do implante em proximidade com o fragmento radicular (GHARPURE; BHATAVADEKAR, 2017).

Para evitar perda de implantes dentários e obter sucesso clínico à longo prazo, é fundamental compreender a biomecânica entre tecido ósseo e implante (DUNDAR et al., 2016) e a influência da distribuição de tensões em torno de implantes. A análise de elementos finitos (AEF) tridimensional (3D) é uma técnica eficiente para avaliar a extensão dos micromovimentos e a distribuição de tensões no osso perimplantar (SUGIURA et al., 2016). Por ser um método numérico apropriado para análise de estruturas biológicas complexas, a AEF tem sido amplamente utilizada para avaliar o efeito de vários parâmetros como a geometria de implantes, *design* de próteses, distribuição de tensões e deformações na região perimplantar (LIAO et al., 2016).

A qualidade do tecido ósseo adjacente ao implante influencia na distribuição de tensões e seu comportamento biomecânico; portanto, o sucesso ou falha de um implante dentário é dependente da forma como as tensões são transferidas para o osso circundante (KURNIAWAN et al., 2012; DUNDAR et al., 2016). Ainda não existem na literatura estudos sobre as tensões sobre o conjunto implante/prótese e o osso perimplantar para suportar o uso da técnica SS e projetar o desempenho à longo prazo, isto considerando a anatomia e densidade óssea, posicionamento do implante e cargas aplicadas (GLUCKMAN; DU TOIT; SALAMA, 2015; BÄUMER et al., 2015, 2017). Portanto, o presente trabalho pretende investigar a distribuição de tensões induzidas quando da utilização da técnica SS.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 EVIDÊNCIAS HISTOLÓGICAS

Parlar et al. (2005) investigaram a formação de tecidos periodontais em torno de implantes de titânio, utilizando um modelo animal. Após ressecção das coroas dos caninos superiores em nove cães mestiços, as raízes foram desgastadas em 5 mm e mantido fragmento dentinário fino. Fendas foram preparadas para criar passagens até o ligamento periodontal, em seguida os implantes foram instalados no centro de cada conduto radicular e cobertos por membrana de colágeno. Após quatro meses de cicatrização e eutanásia dos animais, cortes da mandíbula foram processados para análise histológica. Observou-se nova formação de ligamento periodontal, osso alveolar e cimento radicular, que preencheram o espaço entre o implante e o fragmento dentinário. O osso neoformado não teve contato com dentina nem implantes. A cicatrização por encapsulamento fibroso foi observada em torno da maioria dos implantes (Figura 1). No entanto, cimento foi depositado em dois implantes e nas paredes dentinárias. O estudo mostrou uma notável capacidade de neoformação de tecido periodontal em um novo local. A manutenção de tecidos periodontais originais provavelmente preveniu a osseointegração dos implantes, e a camada de cimento depositada em dois implantes provavelmente foi formada por condutividade do cimento e não pela diferenciação de células do ligamento periodontal em contato com a superfície do implante.

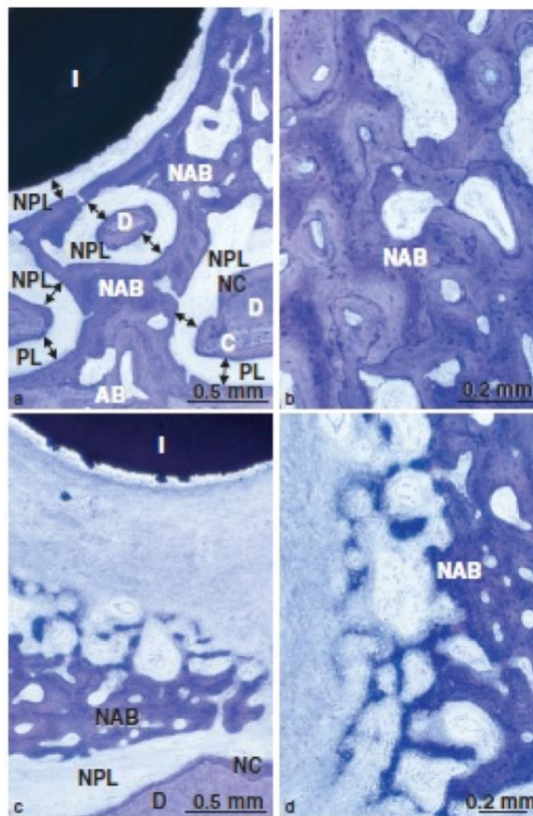


Figura 1 - (a) Um achado característico é a presença de espaços do ligamento periodontal (PL) interconectados à câmara experimental de dentina. Tanto o ligamento periodontal original como o osso alveolar (AB) são contínuos com o ligamento periodontal recém-formado (NPL) e o osso alveolar neoformado (NAB). Uma notável preservação da largura original (setas duplas) do ligamento periodontal é vista no interior da câmara. Este foi também o caso em torno de uma partícula desloca da que consistia em dentina velha (D) e novo cimento (NC). (b) O principal tipo ósseo encontrado no interior da câmara de dentina foi osso medular. (c, d) Corante azul de toluidina / McNeal.

Fonte: Parlar et al. (2005).

Hürzeler et al. (2010) sugeriram que a manutenção das raízes evitaria alterações nos tecidos de suporte após extrações dentárias. Os pesquisadores avaliaram histologicamente a retenção parcial des raízes (técnica SS) combinada com instalação imediata de implantes em alvéolos frescos em um cão *beagle*, cujos terceiro e quarto pré-molares mandibulares foram hemisseccionados, e os fragmentos vestibulares das raízes distais foram mantidos aproximadamente 1 mm coronal à tábua óssea vestibular. Matriz de esmalte foi utilizada internamente à cada fragmento e implantes de titânio foram instalados entre a lingual dos alvéolos e os fragmentos vestibulares. Quatro meses após, foi realizada a eutanásia do animal, avaliação histológica e microscopia eletrônica de varredura (MEV). Foi observada osseointegração dos quatro implantes sem inflamação e ausência de reabsorção nos fragmentos, que se mantiveram em contato com a tábua óssea vestibular por meio de ligamento periodontal fisiológico; o espaço entre cada fragmento e implante foi preenchido com tecido conjuntivo, sendo detectado cimento recém-formado na superfície do implante (Figuras 2, 3, 4 e 5). A

técnica também foi utilizada em um caso clínico, com instalação de provisório e ajuste oclusal para remoção dos contatos funcionais excêntricos. Após seis meses, a arquitetura gengival em torno do implante estava preservada e foi instalada uma coroa cerâmica. Concluiu-se que a manutenção do fragmento radicular não parece interferir na osseointegração e pode ser benéfico na preservação da tábua óssea vestibular.

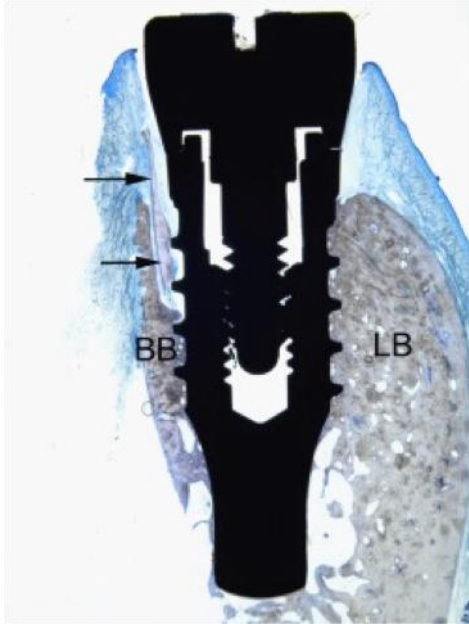


Figura 2 - Secção vestibulo-lingual de uma amostra mostrando um espaço de até 0,5 mm entre o implante e o fragmento radicular (setas). Observe a altura de ambas as tábua óssea vestibular (BB) e lingual (LB). Observe também o tecido mole perimplantar. Corante azul de toluidina/Pyronine G.
Fonte: Hürzeler et al. (2010).

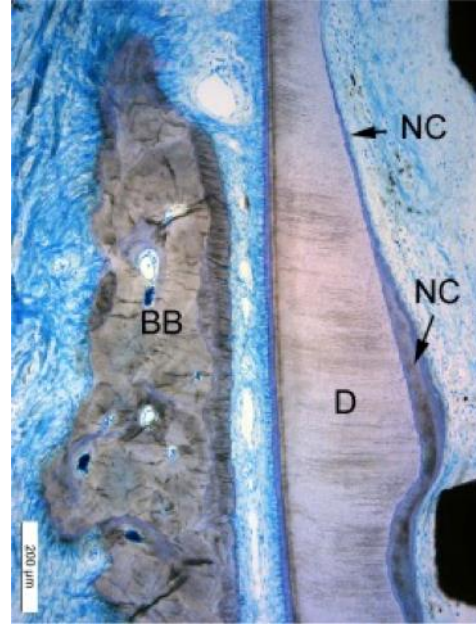


Figura 3 - Em detalhe novo cimento (NC) cobrindo a superfície de dentina tratada (D). Note que a espessura aumenta gradualmente em sentido apical, indicando sua formação no mesmo sentido. Observe também a ausência de qualquer remodelação osteoclástica na tábua óssea vestibular (BB). Escala 200 µm.
Fonte: Hürzeler et al. (2010).

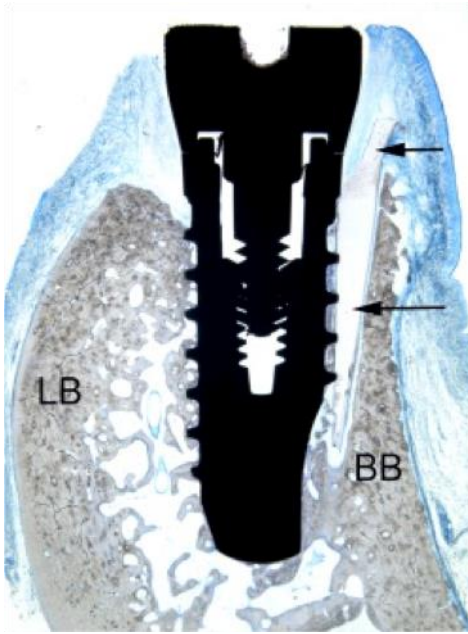


Figura 4 - Secção vestibulo-lingual de um espécime instalado sem espaço entre o implante e o fragmento radicular (setas). Observe a altura de ambas, tábua óssea vestibular intacta (BB) e tábua óssea lingual (LB). Observe também os tecidos moles perimplantares saudáveis.

Fonte: Hürzeler et al. (2010).

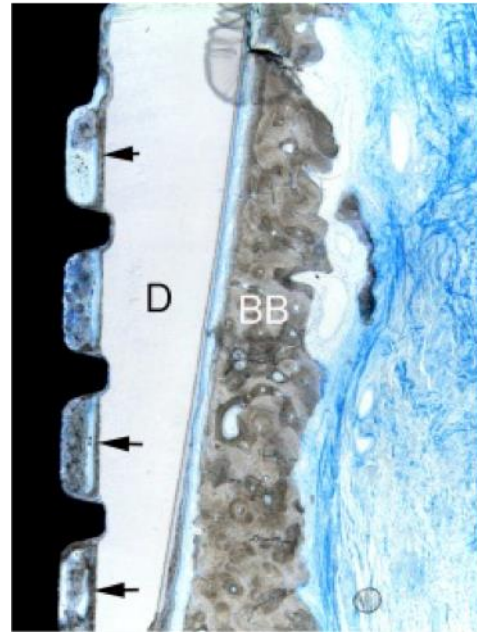


Figura 5 - Vista detalhada do fragmento em contato com roscas do implante. Note que a dentina tratada (D) é coberta por cimento recém-formado (setas) e que o espaço entre roscas é parcialmente preenchido com tecido mineralizado amorfo. BB = osso vestibular. Escala 200 μ m.

Fonte: Hürzeler et al. (2010).

Bäumer et al. (2015) realizou avaliação histológica, clínica e volumétrica do efeito da secção de fragmento radicular vestibular em duas partes antes da instalação imediata de implantes. As coroas de terceiros e quartos pré-molares de três cães beagle foram hemisseccionadas para simulação de dentes unirradiculares. Após a remoção das coroas, as raízes distais foram seccionadas de modo a manter apenas os fragmentos vestibulares, que foram seccionados verticalmente em duas partes e em seguida instalados os implantes. Após quatro meses de cicatrização, foi realizada a eutanásia dos animais e os espécimes foram processados para análise histológica. A mesma técnica foi utilizada em um caso clínico e avaliação volumétrica realizada por meio da imposição digital. Os fragmentos radiculares apresentaram ligamento periodontal saudável na vestibular e osso neoformado visível entre os implantes e os fragmentos, bem como entre as duas partes dos fragmentos que foram seccionadas. Não houve remodelação osteoclástica na face coronal da tábua óssea vestibular e a análise volumétrica do caso clínico revelou perda óssea média de 0,88 mm na vestibular (máximo 1,67 mm e mínimo 0,15 mm) (Figura 6). A técnica pareceu não interferir na osseointegração do implante e ainda preservou a tábua óssea vestibular, figurando assim como uma opção de tratamento viável para dentes fraturados verticalmente.

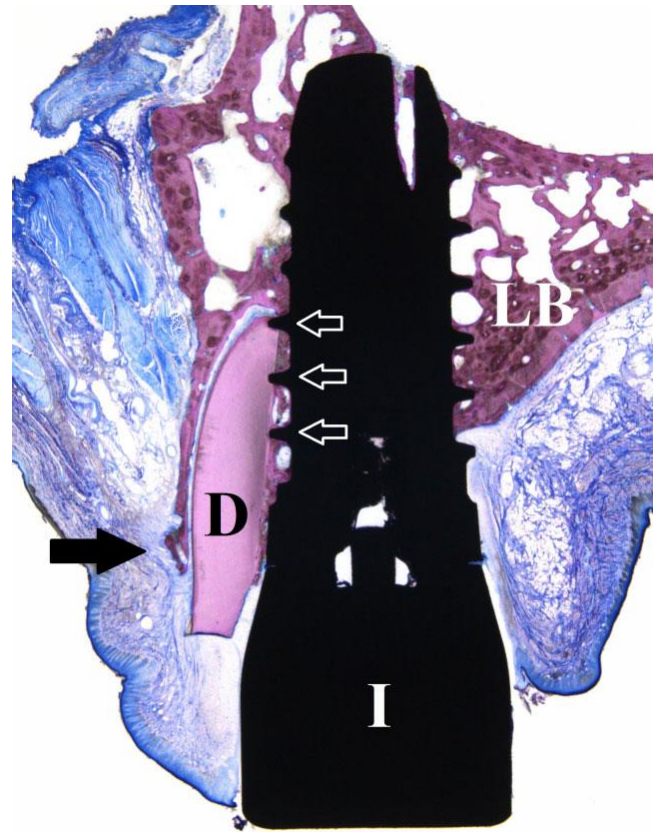


Figura 6 - Corte vestibulo-lingual de uma amostra apresentando as roscas do implante em contato com o fragmento dentário (setas). Observe os tecidos perimplantares saudáveis e a altura da tábua óssea vestibular (seta preta) em comparação com a tábua óssea lingual (LB). D = dentina; I = implante. Corante azul de metileno e permanganato de potássio e contracorrente de fucsina ácida.

Fonte: Baumer et al. (2015).

Calvo-Guirado et al. (2016) avaliaram a influência da raiz residual e dimensão óssea perimplantar no sucesso clínico da técnica SS. Trinta e seis implantes foram instalados em seis cães de aproximadamente um ano de idade. A técnica consistiu na remoção das coroas dos terceiros e quartos pré-molares e primeiros molares, e desgaste de 2 a 3 mm das raízes em sentido apical até o nível da tábua óssea vestibular. Posteriormente, implantes foram instalados no centro das raízes e 3 mm além dos ápices, e seis grupos foram formados de acordo com as espessuras óssea (<3 e >3 mm) e da raiz residual (<2, 2-4, e >4 mm). Radiografias periapicais foram realizadas imediatamente e após 12 semanas para avaliar o nível da crista óssea. Após a mensuração da tábua óssea, do contato entre osso e implante e das espessuras óssea vestibular e lingual por meio de análises histomorfométricas, os grupos foram correlacionados. Todos os 36 implantes apresentaram osseointegração, em apenas três amostras foi observada reação inflamatória clínica e alguns fragmentos radiculares apresentaram pequeno processo de reabsorção (Figuras 7 e 8). Considerando as limitações de um estudo piloto em animais, os autores concluíram que a técnica pode ser benéfica na preservação e proteção dos tecidos moles

e ósseo, porém seriam necessárias mais evidências histológicas à longo prazo antes da aplicação da técnica. Se a espessura da tábua óssea vestibular for de 3 mm e a espessura do fragmento radicular for de 2 mm, a técnica SS parece mais previsível e os contornos ósseos podem ser mantidos.

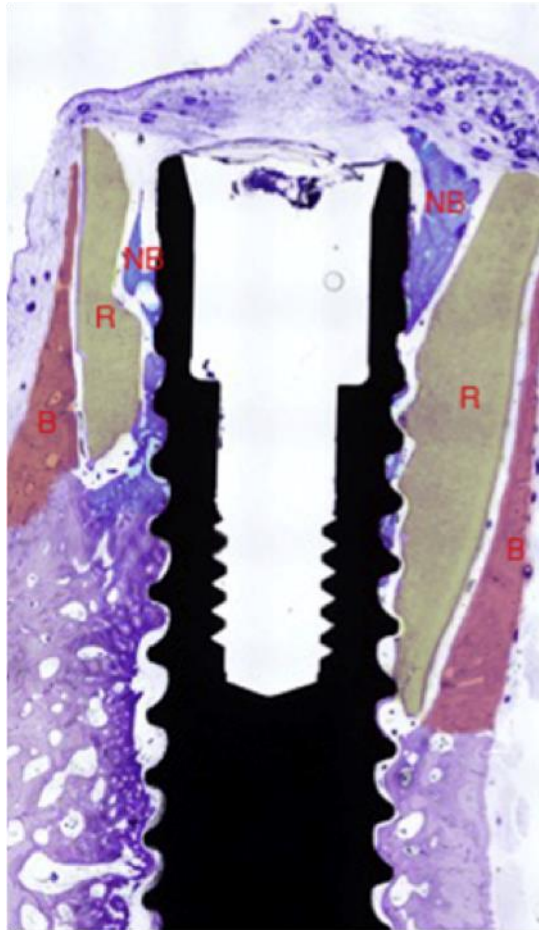


Figura 7 - Fatores relacionados com a classificação do grupo. Novo osso (NB), raiz remanescente (R), osso perimplantar (B).
Fonte: Calvo-Guirado et al. (2016).

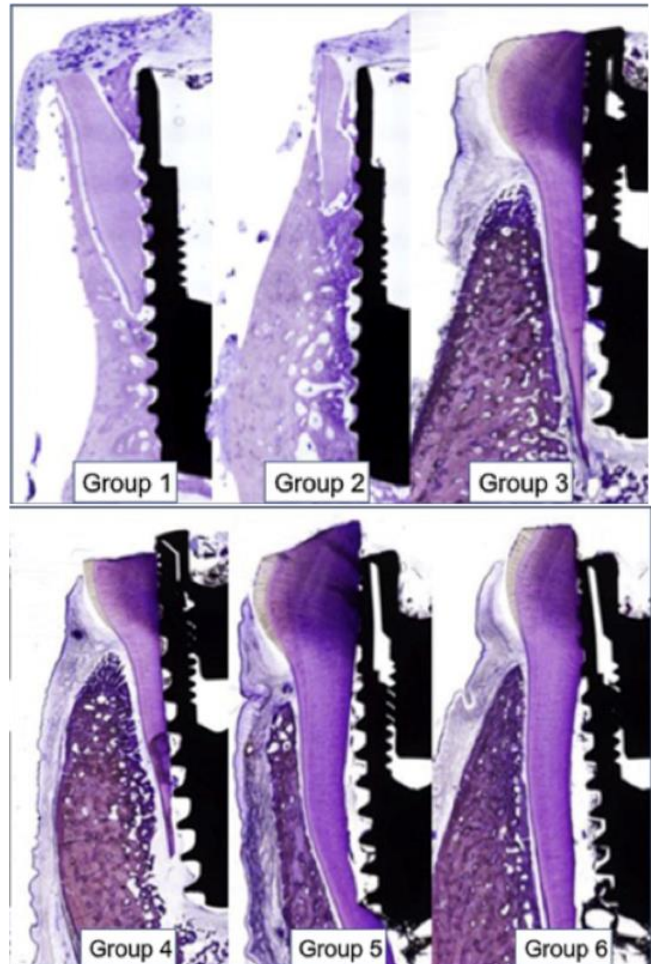


Figura 8 - Imagens histológicas das amostras do grupo 1 ao 6. Magnificação 200x. Corante azul de toluidina e fucsina. Fonte: Calvo-Guirado et al. (2016).

Mitsias et al. (2017) demonstraram evidência histológica do uso de membrana radicular (*Root Membrane*) em implante imediato instalado em região anterior de maxila humana. A reabilitação na região do elemento 12 havia sido realizada pela técnica SS sem nenhum preenchimento ósseo, e seu acompanhamento clínico foi anual e sem nenhuma intercorrência. Após cinco anos e em decorrência de grave acidente automobilístico que resultou em múltiplas fraturas craniomaxilofaciais, foi necessária a remoção de tecido ósseo maxilar e do implante. Durante avaliação histológica e histomorfométrica, foi observada tábua óssea vestibular sem

sinais de reabsorção, evidência de ligamento periodontal saudável e alta porcentagem de osseointegração (76,2% de contato osso-implante). Com relação ao espaço entre a membrana radicular e o implante, os terços apical e mediano foram preenchidos com osso compacto e maduro enquanto o terço coronal foi preenchido com tecido conjuntivo (Figuras 9 e 10). Concluiu-se que a técnica parece ser efetiva na prevenção da reabsorção da tábua óssea vestibular até cinco anos após a colocação de implante imediato.

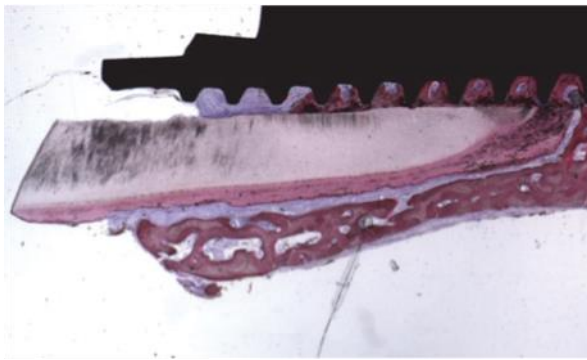


Figura 9 - Observou-se osso trabecular maduro na interface do implante. O osso estava presente entre o implante e a raiz. A membrana radicular e a tábua óssea vestibular pareciam intactas sem sinais de reabsorção.

Fonte: Mitsias et al. (2017).

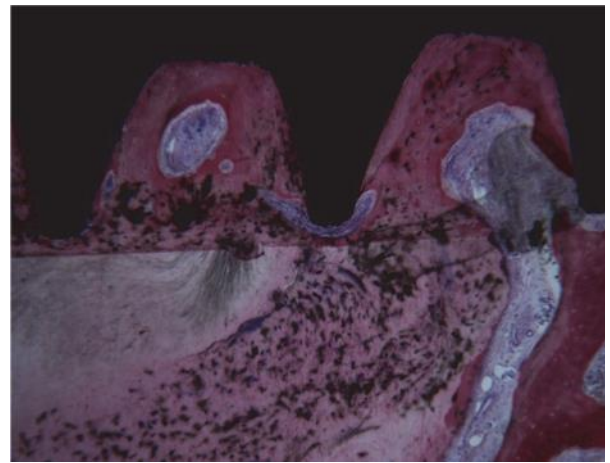


Figura 10 - Na porção apical da raiz, observou-se que o cimento migrou da raiz residual para a superfície do implante. Azul de fucsina-toluidina ácida 40x.

Fonte: Mitsias et al. (2017).

Tan et al. (2018) avaliaram o efeito de diferentes alturas e espessuras de fragmentos radiculares utilizados na técnica SS na reabsorção óssea. Terceiros e quartos pré-molares mandibulares de quatro cães *beagle* fêmeas saudáveis foram hemiseccionados na direção vestibulo-lingual e as coroas clínicas sobre as raízes distais foram removidas. Nos grupos experimentais, as raízes foram desgastadas no sentido apical até a tábua óssea vestibular (A) ou 1 mm deste nível (B); enquanto no grupo controle, o fragmento radicular distal foi extraído. Após três meses de cicatrização, os espécimes foram preparados para análise histológica que resultou em: a) não houve diferença na profundidade de sondagem entre grupo B e controle ($p > 0,05$), porém observou-se diferença significativa entre os grupos A e B ($p < 0,05$); b) não houve diferença na distância vertical da margem gengival entre os três grupos ($p > 0,05$); e c) o aumento do fragmento radicular resultou na diminuição da distância entre ombro do implante e osso alveolar ($p < 0,05$) (Figuras 11 e 12). Concluiu-se que a altura dos fragmentos radiculares tem pouco efeito sobre a reabsorção óssea dos alvéolos, porém a reabsorção pode diminuir se

a espessura do fragmento radicular aumentar, considerando fragmentos com espessura entre 0,5 e 1,5 mm.



Figura 11 - Corte vestibulo-lingual de espécime do grupo B mostrando fragmento radicular vestibular intacto e tecidos perimplantares ao redor da tábua óssea vestibular (B) saudáveis. Face lingual do osso alveolar mais apical que a vestibular. Magnificação 400x.
Fonte: Tan et al. (2018).

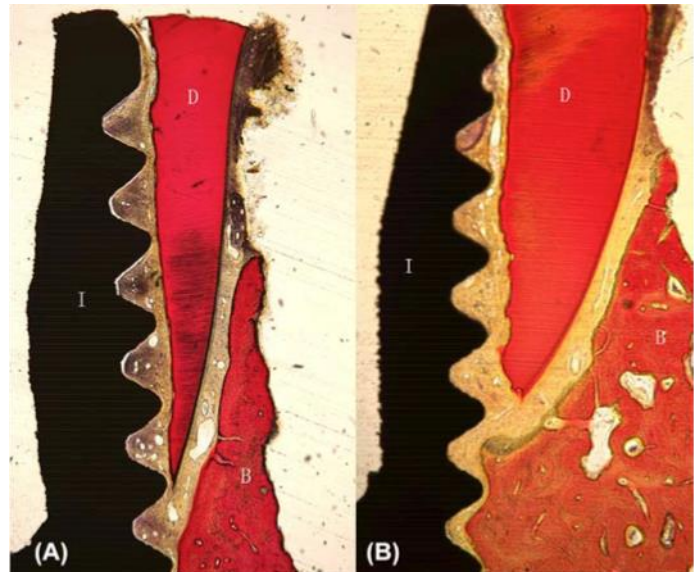


Figura 12 - Amostras no grupo A (A) e B (B). D = dentina; I = implante; B = osso vestibular. Azul de metileno - corante magenta ácido. Ampliação de 400x de A para B.
Fonte: Tan et al. (2018).

Calvo-Guirado et al. (2019) avaliaram a influência da localização e comprimento dos fragmentos radiculares na largura do osso perimplantar vestibular e na preservação do alvéolo ao utilizar a técnica SS. Quarenta e oito implantes (24 de plataforma hexagonal interna estreita e 24 regulares) foram instalados em seis cães. As coroas clínicas dos segundos, terceiros, quartos pré-molares e primeiros molares foram seccionadas horizontalmente e extraídas. Em seguida, a raiz mesial de cada dente foi extraída e a raiz distal desgastada com broca arredondada em alta rotação, criando uma concavidade de cimento, dentina e ligamento periodontal conectado ao aspecto vestibular do alvéolo. Fragmentos radiculares remanescentes com diferentes comprimentos foram criados e posicionados ao redor da crista óssea: Coronal (1/3), coronal e terço médio (2/3), e comprimento total (3/3). Os implantes foram instalados no centro das concavidades radiculares e 1 a 3 mm além do ápice radicular. Análise de frequência de ressonância e avaliações histológicas foram realizadas após 4 e 12 semanas. Todos os 48 implantes osseointegraram satisfatoriamente; em ambos os lados vestibular e lingual e ambos os implantes estreitos e regulares, os fragmentos coronais (1/3) se mostravam conectados à

tábua óssea vestibular por meio de ligamento periodontal fisiológico com menor reabsorção óssea crestal em comparação aos grupos médio (2/3) e total (3/3) (Figura 13). Considerando as limitações do estudo, concluiu-se que um fragmento radicular na parte coronal do alvéolo protege a crista óssea vestibular, mesial e distal após a instalação imediata de implantes estreitos ou regulares; a espessura total do osso perimplantar e do fragmento radicular deve ser maior que 2 mm. A técnica parece ser altamente previsível, mantendo o volume ósseo e reduzindo o risco de reabsorção óssea crestal.



Figura 13 - (A) Grupo controle, (B) Parte da raiz coronal (1/3), (C) Parte coronal e média da raiz (2/3), (D) comprimento total da raiz (3/3).

Fonte: Calvo-Guirado et al. (2019).

2.2 EVIDÊNCIAS CLÍNICAS

Chen e Pan (2013) trataram uma fratura da coroa do segundo pré-molar superior direito de um homem de 58 anos, não fumante e sem doenças sistêmicas. Observou-se que a linha de fratura estendeu-se 3 mm apical à gengiva palatina, com sangramento à sondagem e acúmulo de placa. A radiografia periapical revelou reabsorção óssea alveolar moderada e radiolusência apical, sendo indicada a técnica SS. O fragmento radicular vestibular foi mantido e instalado um implante 4,1x12 mm sem contato com o fragmento. O espaço entre o implante e o alvéolo foi preenchido por coágulo sanguíneo e uma coroa metalocerâmica foi cimentada sobre pilar de titânio após quatro meses. O modelo de gesso pré-operatório foi moldado com silicone para obtenção de um guia, que foi seccionado na direção vestibulo-palatal e posicionado sobre o modelo pós-operatório para mensurar as perdas de volume ósseo com sonda periodontal. O exame clínico revelou boa preservação do tecido perimplantar e a tábua óssea vestibular, com

valor máximo de reabsorção de aproximadamente 0,72 mm. Concluiu-se que a técnica SS associada à implante imediato parece uma opção viável de tratamento.

Kan e Rungcharassaeng (2013) utilizaram a técnica SS proximal associada à instalação imediata de implante e restauração provisória em um paciente de 45 anos, que apresentou trinca no dente 11 e reabilitação com implante na região do 12 há cinco anos. Na cirurgia, o 11 foi seccionado vestibulo-palatalmente e a metade mesial da raiz foi removida. A estrutura distal remanescente foi seccionada horizontalmente de maneira que a raiz ficasse aproximadamente 2 mm coronal ao tecido ósseo. Na sequência, um implante foi instalado com ancoragem na parede palatina para estabilidade primária e mantido um espaço mínimo de 2 mm entre este e as raízes dos dentes adjacentes. O espaço de $\pm 1,5$ mm entre o implante e osso vestibular foi preenchido enxerto ósseo (Bio-Oss, Osteohealth e Puros, Zimmer), realizado enxerto de tecido conjuntivo subepitelial, sutura, instalação de pilar de zircônia e provisório. Após cicatrização e harmonia da arquitetura de tecidos moles, uma coroa cerâmica foi instalada e o acompanhamento clínico e radiográfico de um ano revelou resultados estéticos satisfatórios.

Abadzhiev, Nenkov e Velcheva (2014) compararam implante imediato convencional com implante associado à técnica SS. Em 25 pacientes entre 20 e 64 anos e com necessidade de extração dental na região estética anterior, foram instalados 16 implantes em alvéolos frescos pela técnica convencional e 10 implantes com técnica SS. Além dos implantes imediatos, foram utilizados enxerto ósseo, plasma rico em plaquetas, fatores de crescimento coletados do sangue dos pacientes e remoção de tecido de granulação com laser Er-YAG. Os casos foram acompanhados clínica e radiograficamente a cada seis meses durante dois anos para observação do volume de tecido mole e estética na visão do dentista e dos pacientes. Após dois anos, a perda óssea foi de até 12% (5 mm) e 2% (0,8 mm) quando utilizados implantes convencionais e a técnica SS, respectivamente. A perda de volume do tecido mole ou gengiva inserida de 18% para implantes convencionais e 2% para técnica SS, que também mostrou predominância de aparência estética natural. Os pesquisadores sugerem a realização de mais estudos clínicos de longo prazo para provar a importância preservação dos tecidos naturais para obtenção de melhores resultados estéticos.

Cherel e Etienne (2014) demonstraram a eficiência de um conceito modificado da técnica SS em zona estética em um caso de fumante de 40 anos com necessidade de substituição dos dois incisivos centrais superiores. Após a remoção das coroas dentais, que tinham um formato triangular e periodonto de biotipo médio à fino, foi observada fratura radicular vertical visível e presença de papilas interdentais. As raízes foram seccionadas em três partes e apenas as porções mesiais foram mantidas para preservar a papila interdental medial, enquanto as

papilas distais foram preservadas pelas raízes híginas dos incisivos laterais. Em seguida, implantes cônicos foram instalados com torque de 45 Ncm dentro dos limites do alvéolo e enxerto de osso mineral bovino desproteínizado foi inserido em camadas entre a tábua óssea vestibular e os implantes. As coroas provisórias foram confeccionadas imediatamente, com uma concavidade voltada à face mesial à nível subgingival para evitar pressão sobre o fragmento radicular. Após três meses de cicatrização, foram observados tecidos moles saudáveis e sem sinais de inflamação, e nenhum sinal de reação adversa depois de quase um ano. Os autores consideraram que um prognóstico satisfatório à longo prazo precisaria ser validado por mais estudos, entretanto recomendaram a técnica como procedimento de rotina.

Glocker, Attin e Schmidlin (2014) descreveram três casos clínicos em que um método modificado foi utilizado como parte de uma implantação tardia, seguindo os procedimentos: a) hemisseção supragengival do dente condenado; b) deslocamento e remoção cuidadosa do fragmento coronal; c) separação vertical do fragmento radicular em uma proporção entre 1:3 e 2:3; d) manutenção do fragmento vestibular da raiz e remoção do fragmento radicular palatino; e) desgaste do fragmento radicular vestibular até 2 mm apical à margem gengival; f) posicionamento membrana de colágeno em forma de cone sob a mucosa vestibular; e g) fixação com uma sutura cruzada. No primeiro caso, a sutura foi removida após 10 dias, realizada instalação do implante e preenchimento do espaço com enxerto ósseo bovino. No segundo caso, a sutura foi removida após 30 dias e instalado o implante. No terceiro caso, a reabertura foi realizada após seis meses quando da constatação de neoformação de osso alveolar e preservação da tábua óssea residual. Considerando que um método para a prevenção da reabsorção da tábua óssea vestibular deve ser econômico e minimamente invasivo, concluiu-se que a técnica proposta foi capaz de evitar a reabsorção óssea, com a manutenção do fragmento radicular vestibular e preservação do tecido ósseo.

Siormpas et al. (2014) avaliaram clinicamente uma série de implantes imediatos instalados com o uso da técnica *Root Membrane* na região anterior da maxila em 46 adultos, com média de 40 meses de acompanhamento (24 a 60 meses). O sucesso dos implantes e a sobrevivência do fragmento radicular residual foram determinados por análises clínicas e radiográficas com base em critérios pré-determinados; o método de Kaplan Mayer foi utilizado para estimar a taxa de sucesso de implantes após cinco anos. Ao final do período de acompanhamento, foi observada osseointegração de todos os implantes e taxa de sobrevivência cumulativa de 100%. O exame radiográfico revelou satisfatória estabilidade da tábua óssea vestibular com perdas médias nas faces mesial e distal dos implantes estimadas em $0,18 \pm 0,09$ mm e $0,21 \pm 0,09$ mm, respectivamente. Apesar de não interferir na osseointegração do implante,

foi observada reabsorção apical de apenas um fragmento radicular retido. Concluiu-se que a retenção intencional do fragmento vestibular da raiz com as fibras do ligamento periodontal pode tornar a osseointegração previsível e longa.

Troiano et al. (2014) reportaram os resultados de uma série de casos em que foi utilizada a técnica *Root-T-Belt*. Sete participantes com idade média de 50 anos com dentes com fratura radicular asséptica (horizontal ou oblíqua) e ausência de deslocamento vertical foram selecionados: quatro incisivos superiores, três caninos superiores e três caninos inferiores. Foram instalados cinco implantes de 13 mm e outros cinco implantes de 16 mm de comprimento, todos com 3,75 mm de diâmetro. Cada raiz foi desgastada em formato côncavo até 2 a 3 mm apical à crista óssea. O canal radicular foi alargado com fresas para obtenção de espaço e profundidade apropriadas para instalação de implante com plataforma 2 mm subcrestal. Os implantes receberam carga após 90 dias. Após análise radiográfica, foi observada perda óssea marginal de 0,8 mm na mesial e 0,7 mm na distal. Após seis meses, verificou-se osseointegração em 100% dos casos e uma perda da tábuia óssea vestibular em torno dos implantes entre $1,3 \pm 0,2$ mm, isto é, 0,7 mm em média no mesmo período. Os autores consideraram a técnica eficaz na redução do tempo de tratamento, pois o tecido ósseo em torno dos implantes foi estabilizado e a criação de uma superfície biológica ofereceu previsibilidade à longo prazo.

Al Dary e Al Hadidi (2015) realizaram um caso de extração com manutenção do fragmento radicular vestibular por meio da técnica SS. Uma mulher de 55 anos necessitou da substituição de uma prótese fixa de três elementos. No exame clínico e radiográfico, observou-se que o elemento 24 não apresentava coroa clínica, porém com a raiz residual sem mobilidade e tratamento endodôntico sem sinais de infecção periapical. A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) pré-operatória não detectou sinais de infecção e revelou tábuia óssea vestibular intacta. A raiz foi então seccionada na direção mesio-distal com uma fresa posicionada paralelamente à face vestibular e ao longo eixo da raiz, deixando um fragmento com formato semilunar ligado à tábuia óssea vestibular. Após manutenção do fragmento vestibular e extração do restante da raiz, foi realizada osteotomia de 4 mm além do ápice do alvéolo e instalação de implante 4,3x12 mm com torque 25 Ncm. A cicatrização aberta sem suturas e carga imediata (provisório fixo nos dentes vizinhos) foi mantida por quatro meses até a confecção da prótese de zircônia. Foi observado um perfil de emergência inalterado e a tomografia revelou sucesso pós-operatório. Concluiu-se que a técnica SS foi vantajosa na preservação da tábuia óssea vestibular e resultou em perfil de emergência natural e semelhante aos dentes adjacentes.

Gluckman, Du Toit e Salama (2015) relataram um caso a fim de sustentar a hipótese de que a retenção de um fragmento radicular vestibular associado à instalação imediata de implante evitaria a recessão do tecido vestibular. A técnica SS foi realizada em paciente não-fumante de 43 anos que apresentava o elemento 21 tratado endodonticamente com uma coroa e núcleo. A TCFC indicou largura suficiente para acomodar um implante 4x13 mm de conexão cônica interna. Após remoção da coroa, foi realizada a secção da raiz na direção méso-distal e remoção apenas do fragmento radicular palatino com periótomo. O fragmento vestibular residual foi preparado 1 mm coronal à crista alveolar e ligeiramente desgastado para obtenção de contorno côncavo. Após instalação do implante, o alvéolo foi preenchido com partículas de osso xenogênico (Osteobiol, Tecnos) e a restauração provisória cimentada. Após quatro meses, observou-se osseointegração do implante e foi confeccionada a prótese. Ambos os acompanhamentos pós-operatório imediato e após um ano revelaram resultado funcional e estético satisfatórios.

Mitsias et al. (2015) detalharam os passos da técnica *Root Membrane* em caso de uma paciente de 37 anos de idade, não-fumante e sem histórico de doença periodontal, com queixa de dor traumática na região anterior de maxila. Foi observada fratura radicular horizontal ao nível da junção cimento-esmalte do elemento 11. Após remoção da coroa fraturada, observou-se que a raiz estava de 0,5 a 1 mm subgingival e supraóssea. Apenas um fragmento radicular composto por fina camada de dentina, cimento, ligamento periodontal e tecido ósseo foi mantido junto à parede vestibular do alvéolo. Um implante cônico 4x11,5 mm com torque de 40 Ncm foi instalado em contato direto com a dentina do fragmento radicular residual, seguido de instalação de pilar temporário de titânio e restauração provisória. Após três meses, a mucosa perimplantar cobriu completamente o fragmento radicular residual e se aderiu ao implante. A sondagem e a palpação dos tecidos vestibulares não revelaram sinais de deslocamento radicular e então uma coroa cerâmica foi cimentada sobre pilar personalizado. A preservação anual ao longo de três anos mostrou níveis ósseos proximais estáveis e sem reações anormais na interface osso-implante. Concluiu-se que o uso desta técnica com preservação parcial de fragmento radicular pode prover excelente resultado estético mesmo em condições clínicas desafiadoras.

Wadhwani et al. (2015) trataram uma paciente de 23 anos com histórico de apicectomia do elemento 22, presença de patologia periapical e tábuas ósseas vestibulares finas reveladas por TCFC. Após a secção vertical do elemento com broca diamantada longa e extração conservadora do fragmento radicular palatino com luxação e fórceps, foram realizadas osteotomia, debridamento do tecido de granulação, instalação de implante e enxerto ósseo para corrigir o defeito ósseo no local de apicectomia prévia. Uma coroa metalocerâmica foi instalada

após quatro meses e a tomografia pós-operatória mostrou o fragmento dentário e o implante. A técnica SS parece atender às expectativas de um método ideal para instalação de implantes e reduz a necessidade de materiais substitutos ósseos. A instalação do implante imediato associada à manutenção de fragmento radicular vestibular preservou a tábua óssea vestibular e manteve os tecidos perimplantares saudáveis. Os autores concluíram que, embora ainda em fase inicial de experimentos, a técnica SS demonstra resultados bastante promissores e que em breve poderá ser adotada como procedimento de rotina na preservação do rebordo.

Gluckman, Salama e Du Toit (2016) revisaram terapias de extração parcial que objetivam a preservação da crista óssea e foram classificadas como: *Root Submergence*, que é o sepultamento radicular sob pântico de prótese parcial fixa convencional ou implanto-suportada, sendo necessária a ausência de patologia apical e tratamento endodôntico adequado; SS, com a manutenção de fragmento radicular vestibular de dente indicado para extração e instalação de implante imediato; *Pontic Shield*, que tem preparação idêntica à SS, porém com colocação de enxerto de material substituto ósseo de reabsorção lenta e selamento alveolar, preferencialmente com enxerto de tecido mole; *Proximal SS*, com a manutenção de apenas fragmentos radiculares proximais com o intuito de preservar as papilas interdentais em locais de instalação de implantes imediatos adjacentes. Os pesquisadores consideraram difícil para um clínico o discernimento entre as indicações clínicas de cada terapia e seleção do tratamento, porém acreditam que duas ou mais terapias poderiam ser usadas simultaneamente com sucesso no mesmo paciente. Concluiu-se que as estratégias conservadoras para manutenção tecidual em área de pântico, preservação de papilas e tecidos vestibulares associadas à instalação imediata ou tardia do implante, demonstram resultados promissores.

Bäumer et al. (2017) investigaram as complicações à longo prazo relacionadas à técnica SS e a aparência dos tecidos perimplantares. Alterações volumétricas dos contornos vestibulares e os resultados estéticos foram avaliados em tratamentos realizados em 10 pacientes que tiveram implantes instalados na região de pré-molares superiores. Os modelos de gesso obtidos antes das extrações e cinco anos após a instalação dos implantes foram utilizados, além de dados clínicos como profundidade de sondagem e sangramento, radiografias periapicais e fotografias. Os modelos foram digitalizados tridimensionalmente e sobrepostos para avaliação quantitativa de alterações dos contornos dos tecidos vestibulares perimplantar e recessões de tecidos moles. A comparação de imagens radiográficas mostrou remodelação óssea fisiológica em torno dos implantes, com perda de tecido na direção vestibular de $-0,21 \pm 0,18$ mm. A recessão gengival observada na região dos implantes ($-0,33 \pm 0,23$ mm) foi similar aquela verificada nos dentes adjacentes ($-0,38 \pm 0,27$ mm). Observou-se perda do nível

ósseo marginal em relação à plataforma dos implantes de $-0,33 \pm 0,43$ mm na mesial e $0,17 \pm 0,36$ mm na distal, além de uma média de 12 pontos na estética rosa (gengival). Conclui-se que a técnica SS é menos invasiva e proporciona elevada estética.

Gharpure e Bhatavadekar (2017) realizaram uma revisão sistemática da literatura sobre a técnica SS com o intuito de pesar sua plausibilidade biológica e prognóstico à longo prazo. Foi realizada busca nas bases de dados *PubMed-Medline*, *Embase*, *Web of Knowledge*, *Google Scholar* e *Cochrane Central* por estudos clínicos e com animais até abril de 2017. Dentre as 23 pesquisas analisadas (um caso-controle, quatro relatos histológicos de animais, um resumo clínico e 19 relatos de caso), 18 tiveram duração menor ou de até 12 meses. A avaliação da qualidade de cinco estudos (quatro relatos histológicos de animais e um caso-controle) pelas diretrizes *ARRIVE* modificadas revelou pontuações baixas para quatro pesquisas. Cinquenta e oito implantes (82,86%) dentre os 70 analisados pelos quatro estudos histológicos com animais apresentaram complicações, sendo 54,55% com perda óssea da tábua vestibular e 27,27% com falha na osseointegração. Trinta e três implantes (24,26%) dentre 136 relatados nos 21 casos clínicos tiveram complicações, sendo 78,78% com perda óssea vestibular/crestal e 12,12% com exposição/falha do fragmento radicular. Entretanto, alguns casos apresentaram resultados estáveis após 12 meses, enquanto outros demonstraram componentes histológicos e clínicos avaliados separadamente, de tal forma que seria difícil prever o sucesso da técnica à longo prazo até que evidências de alta qualidade estejam disponíveis.

Huang et al. (2017) sugeriram uma nova abordagem sem uma interface dentina-implante que seria capaz de reduzir os efeitos adversos da técnica SS. Uma paciente de 52 anos foi atendida emergencialmente em hospital com relato de dor pós-trauma na região anterior da maxila. Após exame clínico e TCFC, uma linha de fratura horizontal na área do elemento 11 e tábua óssea vestibular com menos de 1 mm de espessura foram diagnosticados. O tratamento consistiu na osteotomia com fresas na face palatina da raiz, remoção de todos os fragmentos radiculares com fórceps (exceto da porção vestibular), instalação de implante cônico na parede palatina do alvéolo, preenchimento do espaço entre implante e fragmento com partículas de enxerto ósseo bovino (Bio-Oss, Geistlich) e instalação de pilares de cicatrização modificados para favorecer a cicatrização dos tecidos moles. A coroa provisória foi instalada seis meses após a cirurgia e a prótese cimentada após mais três meses. A avaliação dos tecidos moles perimplantares obteve 12 pontos ou mais na estética rosa e foi definida como perfeita. Imagem obtida por TCFC após seis meses revelou nova formação óssea entre implante e fragmento radicular e aparência agradável dos tecidos gengivais. Entretanto, análise histológica e estudos

à longo prazo com maior número de pacientes são necessários para confirmar viabilidade da técnica.

Saeidi et al. (2017) trataram um paciente de 38 anos com queixa de dor no canino superior esquerdo que apresentava progressão de reabsorção mesmo após tratamento endodôntico. A proeminência do dente em linha de sorriso alta sugeriu o uso da técnica SS, sendo que um guia cirúrgico para instalação de um implante foi confeccionado via CAD/CAM tendo como bases o modelo de estudo maxilar e a TCFC. Os fragmentos radiculares mésio-lingual e distal foram cuidadosamente extraídos enquanto a porção vestibular foi mantida (4 a 5 mm no alvéolo e aproximadamente 1 mm coronal da tábua óssea vestibular). Foi aplicada proteína de matriz de esmalte e instalados um implante 4x14 mm próximo à parede alveolar palatal com torque de 25 Ncm e um cicatrizador personalizado. Após três meses, os tecidos mantiveram-se estáveis em torno do pilar de cicatrização e foi instalada coroa com um torque de 20 Ncm, resultando em estética funcional com estabilidade tecidual preservada.

Bramanti et al. (2018) realizaram um ensaio controlado randomizado com o objetivo de comparar a taxa de sobrevivência durante três anos, o nível ósseo marginal e o resultado estético de implantes instalados em zona de alta estética com a técnica SS ou técnica convencional. A taxa de sobrevivência dos implantes foi de 100% para ambos os grupos, porém o uso da técnica SS resultou em melhores valores do nível ósseo marginal e escore estético rosa ($p < 0,05$). Embora tais resultados preliminares precisem ser confirmados a longo prazo, a técnica SS se mostrou segura.

Gluckman, Salama e Du Toit (2018) realizaram uma análise retrospectiva de 128 casos em que implantes foram instalados por meio da técnica SS. Foram analisados 70 implantes instalados em mulheres e 58 em homens, com faixa etária de 24 a 71 anos (média de 39 anos). Os implantes foram instalados nas regiões de incisivos maxilares (64%), pré-molares (22%), caninos (14%); tanto em maxila (89,9%) como em mandíbula (10,1%). A taxa de sobrevivência foi de 96,1% (123 implantes) no período de um à quatro anos, e apenas 25 complicações (19,5%). Cinco implantes falharam durante o período inicial de osseointegração e foram removidos, porém os fragmentos radiculares se mantiveram intactos e não infectados. Respectivamente doze e quatro fragmentos apresentaram exposições internas e externas. Três sítios de implantação desenvolveram infecção, sendo que um fragmento apresentou mobilidade e foi removido. Os resultados suportam uma mudança de paradigma, e a manutenção do fragmento radicular para preservação dos tecidos.

2.3 ANÁLISES DE ELEMENTOS FINITOS

Sevimay et al. (2005) investigaram o efeito de 4 diferentes densidades ósseas (D1, D2, D3 e D4) na distribuição de estresses em coroa suportada por implante. Para isso, desenvolveram um modelo de AEF de uma secção do osso mandibular com uma coroa implanto-suportada (implante 4,1x10 mm e coroa metalocerâmica de CoCr e porcelana feldspática) na região de segundo pré-molar, em que foi aplicada carga de 300 N na direção vertical sobre a cúspide vestibular e a fossa distal. Tensões equivalentes *von Mises* para ossos D3 e D4 foram respectivamente 163 MPa e 180 MPa, com os valores mais altos localizados no pescoço do implante. Os valores de estresse *von Mises* em D1 e D2 foram respectivamente 150 MPa e 152 MPa no pescoço do implante, com distribuição mais homogênea em todo o osso. As qualidades ósseas investigadas e as concentrações de estresse em osso compacto seguiram as mesmas distribuições que D3, mas as magnitudes de estresse foram maiores para D3 e D4 em razão do osso trabecular ser mais fraco e menos resistente à deformação do que as demais qualidades ósseas.

Chang et al. (2012) simularam o comportamento biomecânico e a influência do diâmetro de implantes curtos em três tipos de qualidade óssea com diferentes espessuras de osso cortical e densidades de osso trabecular: tipo II - cortical de 1,5 mm com trabecular denso; tipo III - cortical de 0,75 mm com trabecular denso; e tipo IV - cortical de 0,75 mm com trabecular de baixa densidade. Imagens de TCFC foram utilizadas na criação de modelos para AEF de implantes curtos (6mm de comprimento e diâmetros de 6 mm, 7 mm ou 8 mm) instalados em região posterior da maxila com 6 mm de altura limitada pelo seio maxilar. Os resultados demonstraram que as cargas laterais induziram estresses ósseos maiores que as cargas verticais. Além disso, as deformações aumentaram em 58% no osso de menor densidade submetido ao carregamento lateral. As deformações ósseas dos implantes curtos de 7 mm e 8 mm de diâmetro não diferiram significativamente entre si; porém, ambas foram por volta de 52% e 66% maiores quando comparadas ao implante de 6 mm de diâmetro submetido à carga lateral. Concluiu-se que existe uma concentração de tensões nas regiões cervicais em cortical óssea, independente do diâmetro do implante, da condição de carga e qualidade óssea; ainda, implantes com diâmetro de 7 mm ou mais favorecem a distribuição de tensões.

Premnath et al. (2013) avaliaram o padrão de distribuição de estresse de dois implantes com desenhos distintos em quatro diferentes densidades ósseas (D1, D2, D3 e D4) por meio da AEF. Uma secção de mandíbula com ausência de um primeiro molar foi processada e simuladas reabilitações com coroa cerâmica suportada por implante rosqueável ou cilíndrico não-

rosqueável. Uma carga vertical média de 400 N foi aplicada na superfície oclusal entre a cúspide vestibular, a fossa central e a crista marginal, e os valores máximos de estresse de *von Mises* na região de crista ou pescoço do implante foram observados. O implante rosqueado apresentou maior estresse nas quatro densidades ósseas. Concluiu-se que a implantação de implante cilíndrico não-rosqueável é mais favorável em osso mais maleável e que a diminuição da densidade óssea causa aumento do estresse na cortical óssea, especialmente no pescoço dos implantes rosqueados.

Sotto-Maior et al. (2014) avaliaram a influência biomecânica da ancoragem óssea apical de implantes por meio de AEF. Modelos 3D de uma maxila posterior com diferentes alturas ósseas (11, 13 e 15mm) e 1 mm de cortical receberam simulações da instalação de implante de 4x11 mm com distintas ancoragens: SW – 2 mm subcrestal e com ápice em contato com cortical; SO – 2 mm subcrestal e sem envolvimento entre ápice e cortical; BO – plataforma à nível da crista óssea e sem envolvimento entre ápice e cortical; BW - plataforma à nível da crista óssea e com fixação bicortical. Após a simulação de coroas de pré-molares implanto-suportadas, oclusões cêntrica e excêntrica foram simuladas com cargas de 200 N. Os picos de estresse de tração e compressão foram calculados na crista óssea cortical, osso trabecular e cortical apical, sendo mensurados os deslocamentos vertical e horizontal da plataforma do implante. A AEF revelou menor estresse na crista óssea para implantações subcrestais. Quando comparado aos modelos SO e BO sob cargas excêntricas, a ancoragem SW apresentou os menores deslocamentos porém induziu maior estresse e tensão na cortical apical. Concluiu-se que independente da ancoragem apical, a implantação subcrestal diminuiu o estresse na crista óssea em torno dos implantes; porém, a ancoragem cortical apical pode ser eficaz na limitação do deslocamento do implante.

Verri et al. (2015) analisaram, por meio da AEF, a biomecânica de coroas metalocerâmicas na região anterior da maxila suportadas por implantes 4x10 mm com conexão hexágono externo (HE) ancorados de maneiras distintas: monocortical, bicortical ou bicortical com elevação do assoalho nasal. Cada modelo 3D foi carregado com 178 N a 0°, 30° e 60° em relação ao longo eixo do implante. Observou-se aumento do estresse em função da elevação da inclinação da carga. A técnica bicortical, associada ou não à elevação do assoalho nasal, diminuiu a concentração de estresse na área apical do implante e o aumento da inclinação foi proporcional ao aumento do estresse no tecido ósseo na área cervical. Os pesquisadores concluíram que o aumento da inclinação da carga em relação ao eixo do implante tende a sobrecarregar o tecido ósseo perimplantar e a sua estrutura interna.

Dundar et al. (2016) examinaram as distribuições de estresse com três cargas diferentes em implantes com distintas geometrias de roscas (*Nobel Replace* e *Nobel Active*) por meio da análise elementos finitos. Modelos 3D dos implantes e da mandíbula foram gerados com base em TCFC e as distribuições de estresse sobre os componentes foram analisadas sob três cargas estáticas (150 N na vertical, 200 N com ângulo de 15° e 300 N com ângulo de 30°). Valores máximos de estresse ocorreram para *Nobel Replace* sob 300 N e os valores mais baixos para *Nobel Active* sob 150 N. Em todos os modelos, as tensões máximas concentraram-se na região do pescoço dos implantes com distribuição uniforme e proteção do osso adjacente. Concluiu-se que a geometria pode ser considerada um parâmetro importante para aumentar a conexão osso/implante e que roscas cônicas modificadas de implantes dentários podem aumentar o contato osso/implante em comparação com implantes cônicos padrão.

Yan et al. (2015) objetivaram fornecer uma orientação teórica da utilização de implante no levantamento de seio maxilar sem utilização de materiais de enxerto, estabelecendo um modelo 3D para avaliar o risco em diferentes alturas do rebordo alveolar e analisar a distribuição de tensão em diferentes estágios de cicatrização. Dezesete modelos 3D da região maxilar posterior foram construídos de acordo com dados anatômicos e de implantes *Nobel Biocare*. Uma carga axial de 150 N foi simulada e calculados as distribuições de tensões de *von Mises* e o deslocamento dos implantes. Observou-se que a diminuição da altura da crista alveolar resulta no aumento do estresse máximo de *von Mises* nos tecidos e o deslocamento dos implantes, especialmente quando a altura do osso é inferior a 7 mm. Quando a altura diminui para 4 mm, os valores de estresse são duplicados. Após o estágio de cicatrização, o estresse e o deslocamento ficaram próximos ao controle. Concluíram que se altura óssea alveolar for menor que 4 mm, esta técnica de implantação não é sugerida. O carregamento imediato não é sugerido e deve ser realizado após cicatrização para melhor taxa de sucesso.

Santiago Junior et al. (2016) avaliaram o efeito de diferentes desenhos de implantes (HE plataforma regular; HEPS plataforma *switching*; CM Cone Morse), tipos ósseos (III e IV), cargas (axial de 200 N e oblíqua de 100 N) e superfícies de tratamento (tratado e usinado) na distribuição do estresse utilizando a AEF. Doze modelos 3D foram processados e analisados os resultados de estresse máximo e microtensão óssea. Observou-se que CM foi mais eficiente na distribuição de tensões, enquanto HEPS e HE foram similares. Os diferentes tipos de osso não apresentaram diferença significativa. Concluiu-se que o tratamento de superfície resultou no aumento significativo de áreas de concentração de tensão sob carga axial ($p < 0,05$) e de microestresse sob carga axial e oblíqua ($p < 0,05$) no osso cortical. Também observaram que CM

se comportou biomecanicamente melhor em relação ao tecido ósseo, e a superfície tratada aumentou áreas de estresse e deformação no osso cortical.

Maminskas et al. (2016) revisaram sistematicamente estudos de AEF, publicados entre 2011 e 2016, sobre os riscos de impacto mecânico na tensão perimplante e na influência protética sobre a estabilidade. A seleção de estudos consistiu em ensaios clínicos randomizados, estudos de coorte, casos-controle, relatos e estudos com animais. Foram encontrados 20 estudos que mensuraram o estresse ou a tensão no contato entre implante e osso, de tal forma que o fator da tensão perimplantar pôde ser gerado por carregamento não-axial, elementos protéticos em *cantilever*, relação coroa/implante, tipo de conexão entre implante e pilar, desadaptações, propriedades de materiais restauradores e dentes antagonistas. Concluiu-se os resultados se correlacionam com outros achados experimentais e clínicos, porém não seria possível realizar meta-análises ou revisões sistemáticas, devido à heterogeneidade dos estudos.

Sugiura et al. (2016) investigaram os efeitos da densidade óssea e da espessura da crista óssea cortical em sítios implantares na micromovimentação e na distribuição de tensão perimplantar sob condições de carga imediata. Um modelo 3D de mandíbula posterior com um implante foi modelado e simulados parâmetros como: baixa e alta densidade de osso trabecular; baixa e alta densidades da crista óssea cortical; espessuras de crista óssea cortical, com variações de 0,5 mm a 2,5 mm. Além disso, carregamentos imediato e tardio foram simulados com aplicação de carga oblíqua vestibulo-lingual de 200 N e observada a extensão máxima de micromovimentos de aproximadamente 100 μ m no modelo de osso esponjoso de baixa densidade e abaixo dos 30 μ m nos modelos de alta densidade. A espessura da crista óssea cortical afetou o micromovimento máximo nos modelos de baixa densidade de osso esponjoso e a tensão principal mínima no osso cortical perimplantar foi afetada pela densidade da crista óssea cortical e do osso esponjoso no mesmo grau para carregamento imediato e convencional. Nos modelos de baixa densidade, a tensão principal mínima no osso cortical perimplantar diminuiu com o aumento na espessura da crista óssea cortical, de tal forma que a densidade de osso esponjoso aparentou ser um fator crítico para evitar excessivos micromovimentos nos implantes imediatamente carregados. Soma-se a isso o fato de a espessura da crista óssea cortical ter afetado significativamente a extensão máxima de micromovimentos em deformações ósseas perimplantares em simulações de osso de baixa densidade.

Lima et al. (2017) avaliaram a influência do macrodeseño do implante na distribuição de tensão/deformação em osso maxilar. Seis grupos foram formados a partir da combinação de dois modelos de colar (liso e microrosqueado) e três formas de rosca (quadrada, trapezoidal e triangular) em implantes HE 4×10 mm com coroa unitária de zircônia na região de primeiro

molar superior. Uma carga oclusal axial de 200 N foi aplicada à coroa e mensuradas as tensões de *von Mises* no implante, e tensões de tração, cisalhamento e deformação no tecido ósseo circundante por meio da AEF. O desenho do colar foi o principal fator de influência no estresse de *von Mises* no implante e tensão/deformação no osso cortical, enquanto o desenho da rosca foi o principal fator de influência sobre as tensões no osso trabecular ($p < 0,05$). O desenho de colar micro rosqueado foi capaz de produzir uma distribuição mais favorável de tensão/deformação no osso cortical. Para o osso trabecular, o formato de rosca triangular apresentou os menores valores de tensões e de deformação em comparação aos implantes com roscas quadradas e trapezoidais. Os padrões de distribuição de tensão/deformação foram influenciados pelo desenho do colar no osso cortical e pelo desenho da rosca no osso trabecular. Concluiu-se que um melhor comportamento biomecânico é obtido com o uso de implantes com colar microrosqueado e com roscas triangulares.

Pessoa et al. (2017) avaliaram clínica, radiográfica, microbiológica e biomecanicamente parâmetros relacionados a remodelação óssea em torno de conexões de implantes hexágono externo (HE) e Cone Morse (CM). Doze pacientes desdentados totais receberam quatro implantes na região interforaminal da mandíbula. Dois destes implantes tinham o mesmo desenho macroscópico, porém diferentes conexões protéticas. Todos os pacientes receberam próteses implanto-suportadas imediatas e foram avaliados os parâmetros clínicos: profundidade de sondagem perimplantar, índice gengival modificado, e espessura da mucosa durante 12 meses de acompanhamento. A distância entre o ombro do implante e o primeiro contato ósseo foram avaliados em radiografias periapicais digitais padronizadas após um, três, seis e 12 meses de acompanhamento. Amostras subgengivais foram coletadas após um, três e seis meses da implantação e utilizadas para quantificação das diferentes bactérias. Além disso, foram realizados 36 modelos 3D para AEF baseados em imagens de TCFC, simulando cada paciente sob três condições de carga. Os parâmetros clínicos avaliados foram iguais para os implantes HE e CM. A média do primeiro contato entre osso e implante foi significativamente diferente entre as conexões testadas (1.1760.44 mm para HE, e 0.1760.54 mm para CM) considerando a avaliação em todo período de tempo. Não foram observadas diferenças microbiológicas significativas entre as conexões testadas. A análise mostrou um pico significativamente maior de tensão para conexão HE (média 3.438,65) em comparação ao CM (média 840.98). Dentro das limitações do estudo, os autores concluíram que a conexão CM é mais eficiente que HE na prevenção de perda óssea.

Massoumi et al. (2018) avaliaram o efeito da posição do implante na distribuição do estresse e tensão em osso perimplantar utilizando a AEF. Foram criados 13 modelos 3D

contendo implante com 3,8 mm de diâmetro, conexão protética e coroa em região de segundo pré-molar inferior. No modelo de referência, o implante foi posicionado no centro do rebordo alveolar com a extremidade superior localizada acima da crista óssea alveolar. Nos demais modelos, os implantes foram reposicionados (0,5, 1, ou 1,5 mm) para vestibular, lingual, coronal ou apical. Uma carga de 100 N foi aplicada paralelamente à cúspide vestibular ou com ângulo de 30° em relação ao eixo longitudinal. As diferentes posições induziram estresse não linear e diferentes tensões no osso. O implante posicionado ao centro, 1,5 mm apical e 1,5 mm coronal induziram elevado estresse e tensão. Considerando as limitações do estudo, os resultados revelaram que ambos os estresse e tensão no osso adjacente aos implantes sofreram pequenas alterações não lineares devido ao reposicionamento vestibulolingual e ápico coronal, e podem ser afetados pelas configurações do implante em contato com o osso.

Sugiura et al. (2018) investigaram os efeitos da configuração dos implantes, densidade óssea e espessura do osso cortical na micromovimentação em próteses totais inferiores com carga imediata sobre implantes. Após a modelagem 3D de mandíbula desdentada, a instalação de quatro implantes foi simulada em duas configurações diferentes: todos os implantes paralelos ou os implantes distais inclinados de acordo com o conceito de protocolo *all on four*. Diferentes densidades de osso trabecular e espessuras de osso cortical foram simuladas, enquanto a estrutura da prótese foi simulada em resina acrílica. Uma carga vertical de 200 N foi aplicada no *cantilever* ou no implante distal (carga não *cantilever*). A extensão máxima do micromovimento foi significativamente influenciada pela densidade de osso trabecular e em menor grau pela configuração dos implantes e pela espessura do osso cortical. A configuração protocolo *all on four* resultou em menor micromovimentação em algumas circunstâncias do que os implantes paralelos. A micromovimentação máxima detectada com carga não *cantilever* foi menor que 1/3 da carga sobre *cantilever*. Observou-se influência limitada da configuração dos implantes na micromovimentação. A ausência de carga sobre *cantilever* durante o período de cicatrização deve efetivamente reduzir o risco de micromovimentação excessiva em pacientes com osso trabecular de baixa densidade e osso cortical crestal fino.

3 OBJETIVOS

Analisar por meio de AEF a distribuição de tensões no tecido ósseo perimplantar, implantes e componentes protéticos induzidas pela técnica SS e comparar à outras técnicas para reabilitação de perdas dentárias anteriores. A hipótese é que a presença do fragmento radicular mantido na região perimplantar não altera o padrão de distribuição de tensões em torno do implante.

4 MATERIAL E MÉTODO

O método empregado neste estudo para avaliar a distribuição de tensões foi por meio de ferramentas computacionais de análise numérica conhecida como AEF. Foram utilizados *softwares* de modelagem 3D (SolidWorks 2013, SolidWorks Corp., Concord, MA, EUA.) e de análise pelo método dos elementos finitos (Ansys Workbench 13.0, Swanson Analysis Inc., Houston, PA, EUA) em computador Gateway NV53 com processador AMD Athlon II X2 M300, monitor 15.6" 16:9 HD LED LCD e 4 GB de memória RAM. Para que fossem possíveis as realizações das simulações, foram necessários alguns passos: construção do modelo 3D, solução do problema utilizando *softwares* de simulação matemática e a análise dos resultados, também identificadas como pré-processamento, processamento e pós-processamento (ASSUNÇÃO et al., 2009).

4.1 PRÉ-PROCESSAMENTO

Consiste na modelagem das geometrias de interesse, assim como na verificação de possíveis inconsistências dimensionais ou geométricas em função das possíveis degenerações causadas pelos processos de importação de imagem. Estágio também de definição das propriedades dos materiais (módulo de Young e coeficiente de Poisson), e os tipos de elementos a serem utilizados na geração de malhas também foram definidos nesta etapa. Em seguida, realizou-se a geração da malha de elementos finitos. Por fim, delimitou-se as condições de contorno (restrição de movimento e carregamento) para que se pudesse traduzir o fenômeno a ser apresentado da melhor e mais fiel maneira possível.

4.2 PROCESSAMENTO

Após a criação do modelo nas condições experimentais já estabelecidas no pré-processamento, com o processamento numérico, o problema estrutural foi solucionado computacionalmente. Os resultados dos campos de tensões e deslocamentos foram obtidos.

4.3 PÓS-PROCESSAMENTO

É a etapa de análise do modelo que, utilizando os resultados obtidos, como os campos de tensões e deslocamentos, forneceu dados qualitativos e quantitativos respectivamente, por

meio da visualização gráfica dos campos de tensões (*von Mises* e cisalhamento) e resultados numéricos obtidos na etapa de processamento, permitindo assim, comparação entre os dados.

4.4. DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

O estudo computacional foi realizado utilizando modelos 3D de um incisivo central superior suportado por implante instalado simulando duas diferentes técnicas em alvéolo dental e o controle com a técnica convencional em rebordo cicatrizado (Tabela 1). Para isso, foi modelado um alvéolo de um incisivo central superior com 7 mm de diâmetro, onde foi posicionado um implante cônico. No grupo SS, no espaço entre a face vestibular do alvéolo e o implante, foram interpostos um fragmento de dentina com 2,5 mm de largura e o ligamento periodontal circundante. No grupo EH, o espaço entre o alvéolo e o implante foi preenchido pelo enxerto com biomaterial e no grupo C foi simulado a cicatrização do alvéolo e o implante em total contato com o tecido ósseo (Figura 14).

Tabela 1 - Desenho experimental com os três grupos usados para testar o fator de estudo (presença de dentina, enxerto ou nenhuma interposição entre osso e implante).

GRUPO	DESCRIÇÃO
SOCKET SHIELD (SS)	Interface osso/ligamento periodontal/dentina/implante
ENXERTO HETERÓGENO (EH)	Interface osso/enxerto/implante
CONTROLE (C)	Interface osso/implante

Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2019).

Foram avaliadas as concentrações e distribuições de tensões no osso perimplantar, fragmento de dentina e enxerto de biomaterial, implante e componentes protéticos por meio da AEF. As variáveis respostas foram:

- tensão de tração (MPa), cisalhamento (MPa), compressão (MPa) e deslocamento (μm) para o tecido ósseo, dentina e enxerto;
- tensões equivalentes de *von Mises* para implantes, pilares e parafusos.

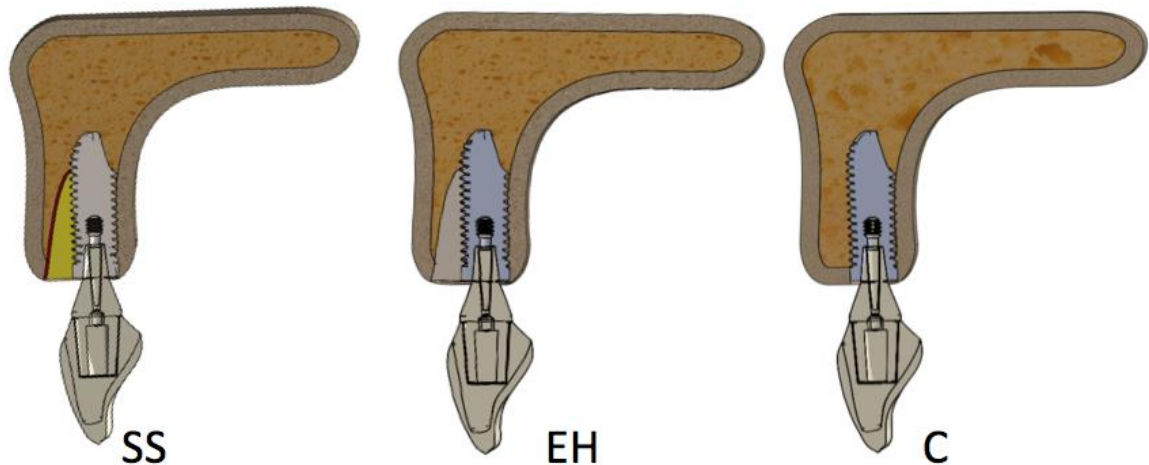


Figura 14 - Ilustração das técnicas cirúrgicas (SS: *Socket Shield*; EH: Enxerto Heterógeno; C: Controle).
Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2019).

4.5 ANÁLISE BIOMECÂNICA PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

4.5.1 Confeção dos modelos virtuais

A região anterior de uma maxila parcialmente edêntula e a coroa de um incisivo central superior foram reproduzidas baseadas em imagens TCFC (KODAK 9000 3D Extra oral Imaging System, Carestream Dental LLC, Atlanta, GA, EUA) (Figura 15). A arquitetura óssea foi composta por osso medular na porção central circundada por uma fina camada de 2 mm de osso cortical, correspondente ao tecido ósseo tipo III, prevalente na região anterior da maxila (ALMEIDA et al., 2012), segundo classificações que têm sido sugeridas para o tecido ósseo da maxila, sendo a mais amplamente utilizada aquela proposta por Lekholm e Zarb (1985), oriunda de um capítulo de livro (BRÅNEMARK; ZARB; ALBREKTSSON, 1985) (Figuras 16 e 17). A reconstrução 3D dessas imagens tomográficas em dispositivos sólidos para formatos de arquivos de estereolitografia (.STL) foi realizada com o auxílio do *software InVesalius* (versão 3.0, 64-bites; Centro de Tecnologia e Informação Renato Archer, Campinas, SP, Brasil). As imagens tomográficas foram segmentadas para a separação entre tecidos moles e ósseo (área de interesse). Os arquivos .STL das imagens do tecido ósseo cortical e trabecular foram importados para o *software* de desenhos assistidos por computador *SolidWorks Premium 2011*[®] (3Dtech- Solidworks, São Paulo, SP, Brasil) e foram gerados os modelos 3D do segmento ósseo anterior da maxila com 15 mm de altura de osso trabecular circundado por uma camada uniforme de 2 mm de osso cortical. Além do tecido ósseo, implantes com ápice cônico e conexão protética tipo Cone Morse (Cone Morse Titamax EX; Neodent, Curitiba, PR, Brasil)

de 4 mm de diâmetro com 13 mm de comprimento; pilares de 3,3 mm de diâmetro com 6 mm de altura e 2,5 mm de cinta (Munhão Universal CM, Neodent, Curitiba, PR, Brasil); e uma coroa com infraestrutura de zircônia e cerâmica feldspática de recobrimento com espessuras de 0,5 mm e 1,5 mm, respectivamente, foram modelados. Para o grupo SS, foi modelada uma fina lâmina de 2,5 mm de dentina radicular que foi posicionada entre a parede vestibular do alvéolo e do implante dentário. O mesmo modelo foi utilizado para o grupo EH, porém a propriedade mecânica do material foi modificada para simular o enxerto ósseo heterógeno de osso bovino (Bio-Oss, Geistlich, São Paulo, SP, Brasil). O grupo C foi modelado de forma que todo o implante dentário estivesse em contato com o tecido ósseo do rebordo cicatrizado.

A espessura da camada de cimento resinoso foi igual em todos os modelos, com 50 µm de espessura, simulando o uso do cimento resinoso Panavia F (Kuraray, Okayama, Japão). O ligamento periodontal foi representado por uma camada de 0,25 mm uniformemente distribuída na face vestibular do fragmento de raiz do dente.

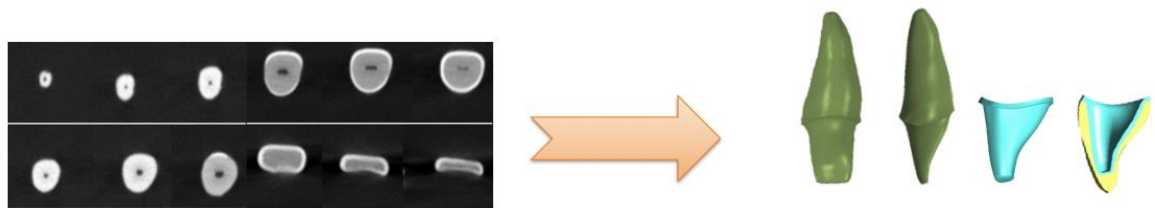


Figura 15 - Imagens de TCFC de um incisivo central que foram utilizadas para a confecção das estruturas anatômicas e protéticas dos modelos (Ex.: raiz, dentina, coroa com infraestrutura).

Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2019).

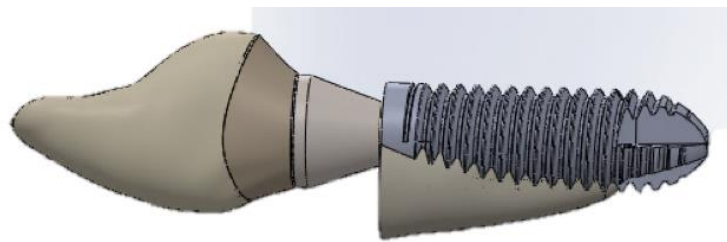


Figura 16 - Modelo 3D do implante circundado parcialmente por estrutura que representa o fragmento de dentina ou enxerto ósseo.

Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2019).

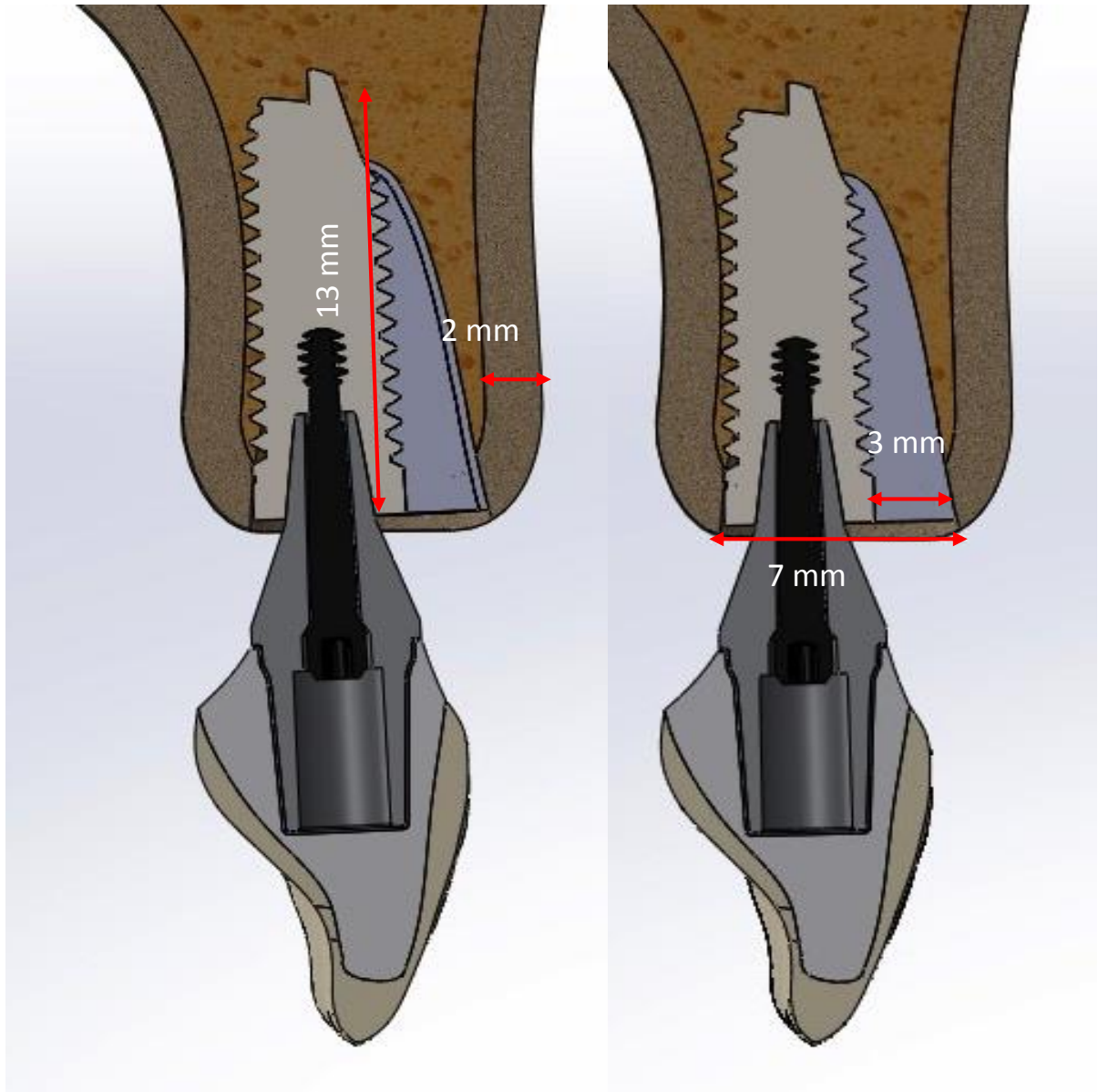


Figura 17- Dimensões das principais estruturas que compõem os modelos 3D.
Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2019).

4.5.2 Análise Numérica

Após a confecção, os três modelos foram exportados (formato .iges) para o *software* de análise de tensões Ansys Workbench 13.0 para a geração da malha de elementos finitos (Figura 18). As malhas foram submetidas ao processo de refinamento e análise de convergência a 5% para confirmar sua precisão e garantir a comparação dos resultados (HUANG et al., 2007; SOTTO-MAIOR et al., 2010). Após convergência de análise foram estabelecidos elementos tetraédricos com 0,6 mm. Os números de corpos, elementos e nós estão apresentados na Tabela 2. Tanto o osso cortical quanto o medular foram considerados anisotrópicos, homogêneos e

linearmente elásticos. Os eixos x, y e z dos materiais correspondem às coordenadas do sistema (Tabela 3). Os implantes, enxerto ósseo, dentina radicular, pilar protético, infraestrutura de zircônia, cerâmica feldspática foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. As propriedades mecânicas módulo de Young (MPa) e coeficiente de Poisson definidas para estes materiais estão apresentadas na Tabela 4.

Tabela 2 – Número de estruturas, nós e elementos presentes em cada grupo.

Grupo	Estruturas	Nós	Elementos
SS	12	242.172	136.386
EH	10	227.795	129.427
C	9	210.159	119.853

Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2019).

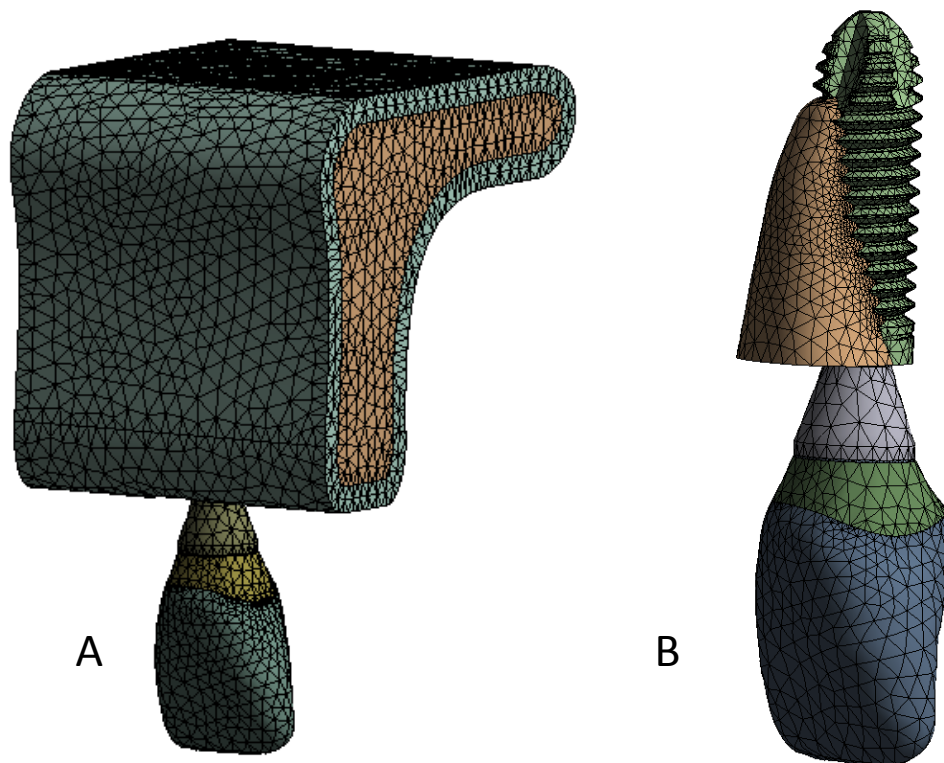


Figura 18 - Malha de elementos tetraédricos. A: modelo completo. B: Modelo com o tecido ósseo removido para a observação da malha nas superfícies internas do modelo.
Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2019).

Tabela 3 - Propriedades mecânicas do osso medular e cortical.

		Módulo de Elasticidade (E) (MPa)		Módulo de Cisalhamento (G) (MPa)		Coefficiente de Poisson (v)
Osso cortical	E_x	12,600	G_{xy}	4,850	V_{xy}	0,30
	E_y	12,600	G_{yz}	5,700	V_{yz}	0,39
	E_z	19,400	G_{xz}	5,700	V_{xz}	0,39
Osso trabecular	E_x	1,150	G_{xy}	6,800	V_{xy}	0,001
	E_y	2,100	G_{yz}	4,340	V_{yz}	0,32
	E_z	1,150	G_{xz}	6,800	V_{xz}	0,05

Fonte: Lan et al. (2012) e Huang et al. (2007).

Tabela 4 - Módulo de Young (MPa) e Coeficiente de Poisson para os materiais utilizados.

Materiais	Módulo de Elasticidade (E) (Gpa)	Coefficiente de Poisson (v)	Referência
Cerâmica Feldspática	70	0,19	(COELHO et al., 2009)
Zircônia	205	0,22	(COELHO et al., 2009)
Cimento Resinoso	18,3	0,33	(LI et al., 2006)
Implante e componente protético (Titânio)	110	0,33	(CRUZ et al., 2009)
Dentina Radicular	20	0,31	(DEJAK; MLOTKOWSKI, 2008)
Ligamento Periodontal	50	0,45	(REES; JACOBSEN, 1997)
Enxerto de osso bovino	11	0,30	(FANUSCU; VU; PONCELET, 2004)

Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2019).

4.5.3 Condições de Contorno e Carregamento

Os nós posicionados nas laterais do bloco ósseo foram fixados nos três eixos cartesianos (x, y e z). Os carregamentos dos modelos foram realizados no cingulo do incisivo central e na borda incisal. O carregamento foi realizado de duas maneiras distintas (Fig. 19): carregamento oclusal foi caracterizado por uma carga de 100 N obliquamente (45°) na face palatina da coroa total simulando contato entre arcos na posição mandibular de intercuspidação habitual e distribuída em um ponto de $1,5 \text{ mm}^2$. E o carregamento vertical de 25,5 N aplicado perpendicularmente na face incisal da coroa total simulando contato do tipo “topo a topo” durante o movimento mandibular de protrusão (ÇAGLAR et al., 2010).

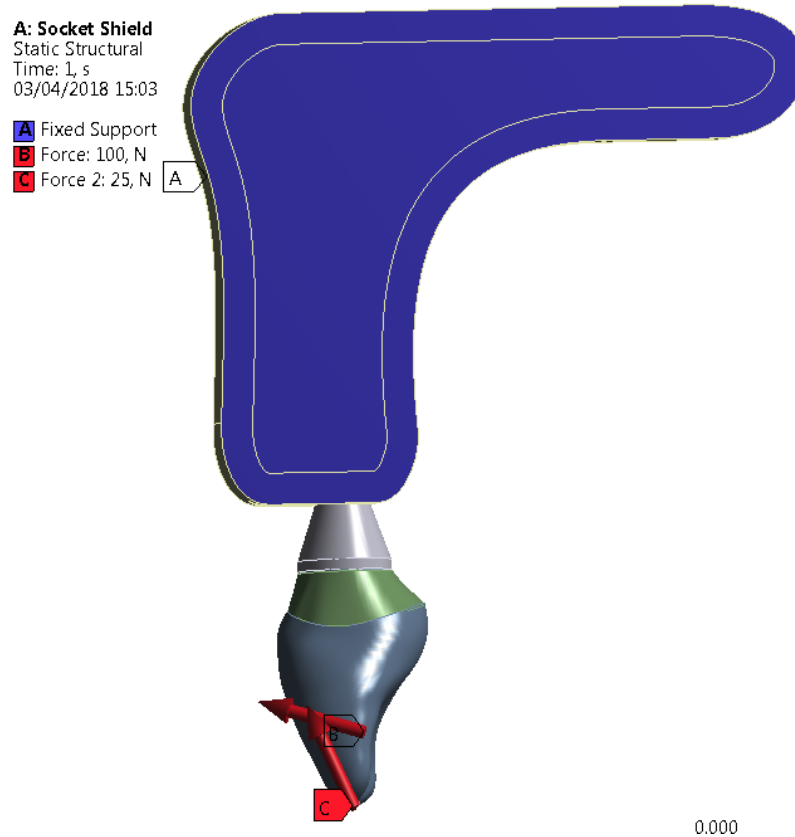


Figura 19 - A) Suporte fixo (superfícies mesial e distal); B) Carregamento oblíquo de 100 N e 45° ao longo eixo do implante; e C) Carregamento vertical de 25,5 N aplicado perpendicularmente na incisal da coroa total. Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2019).

4.5.4 Análise dos dados

O resultado do processamento foi avaliado de duas maneiras: análise qualitativa, obtida pela comparação visual das imagens e seus gradientes de cores gerados pelo *software* de

simulação e com escalas padronizadas entre os grupos; e análise quantitativa ou numérica, onde foram avaliadas tensões de tração (MPa), cisalhamento (MPa), compressão (MPa) e deslocamento (μm) nas diferentes técnicas de inserção do implante no tecido ósseo, incluindo a cortical da crista óssea alveolar, osso medular, dentina radicular e enxerto ósseo. Para os implantes e componentes protéticos foram avaliadas a tensão equivalente de *von Mises*. As áreas de interesse do presente estudo foram a região perimplantar cortical e medular, implantes e seus componentes protéticos (pilar e parafuso protético).

Tabela 5 – Critério de análise de acordo com a estrutura analisada.

Estrutura	Critérios de análise
Osso cortical	Tensões máximas de tração, cisalhamento, compressão e o deslocamento
Osso medular	
Dentina/Enxerto	
Implante	Tensão equivalente de <i>von Mises</i>
Pilar	
Parafuso protético	

Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2019).

5 ARTIGO

Título: Técnica *Socket Shield*: Análise da distribuição de tensões

Autores: Ricardo Guimarães Neves¹, Priscilla Cardoso Lazari², Marco Aurélio de Carvalho², Alexandre Carvalho Leite³, João Batista de Souza⁴, Érica Miranda de Torres^{5*}

¹ Mestre, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Goiás, Brasil

² Doutor, Faculdade de Odontologia, Universidade de Anápolis, Brasil

³ Doutor, Clínica privada, Goiânia, Brasil

⁴ Doutor, Professor titular, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Goiás, Brasil

⁵ Doutor, Professor adjunto, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Goiás, Brasil

* Autor correspondente: Érica Miranda de Torres. Faculdade de Odontologia da UFG, Av. Universitária esquina com Primeira Avenida, s/n, Setor Universitário, CEP: 74605-220, Goiânia, Goiás, Brasil. +55 62 35211882. torresodonto@yahoo.com.br

Palavras-chave: Alvéolo dental. Implantação dentária. Análise de elementos finitos.

Periódico a ser submetido: Journal of Biomechanics (ISSN 0021-9290)

Normas: <https://www.elsevier.com/journals/journal-of-biomechanics/00219290/guide-for-authors>

Número de palavras: 2.826

RESUMO

Objetivo: analisar, pelo método de elementos finitos tridimensionais, a influência da técnica *Socket Shield* (SS) na distribuição de tensões no osso perimplantar, implantes e componentes protéticos e comparar à outras duas técnicas para reabilitação de perdas dentárias anteriores.

Material e método: foram criados modelos geométricos da coroa de um incisivo central superior suportado por implante simulando três diferentes técnicas de instalação: SS – lâmina de 2,5 mm de dentina radicular posicionada entre a parede vestibular do alvéolo e o implante; EH (Enxerto Heterógeno) – enxerto ósseo de osso bovino entre a parede vestibular do alvéolo e o implante; e grupo controle – implante em contato com tecido ósseo em rebordo cicatrizado. Foram aplicadas cargas de 100 N na superfície palatina com inclinação 45° em relação ao longo eixo dental (simulação de contato em máxima intercuspidação habitual) e 25 N perpendicularmente à borda incisal da coroa (simulação de contato “topo a topo”). Foram analisadas as tensões de tração, cisalhamento, compressão e o deslocamento no tecido ósseo, incluindo a cortical da crista óssea alveolar, osso medular, dentina radicular e enxerto ósseo. Nos implantes e componentes protéticos, foi avaliada a tensão equivalente de *von Mises*. Resultados: maiores valores de tensões no tecido ósseo foram obtidos para SS e EH em comparação ao controle; não houveram diferenças significativas entre fragmento radicular e enxerto, bem como no implante e componentes protéticos. Conclusão: a técnica SS apresenta os maiores valores de tensões nos tecidos perimplantares.

INTRODUÇÃO

Estudos experimentais em humanos têm evidenciado o processo de reabsorção fisiológica do osso alveolar após extrações dentárias (simples ou múltiplas) e a consequente redução das dimensões horizontais e verticais dos rebordos (Chen e Pan, 2013; Chen et al., 2017; Hämmerle et al., 2012; Parelli e Abramowicz, 2015), o que pode complicar a instalação de implantes, com resultados estéticos moderados ou necessidade de reconstruções teciduais subsequentes (Calvo-Guirado et al., 2016; Calvo-Guirado et al., 2019; Cherel e Etienne, 2014). As alterações que ocorrem após extrações parecem ser atribuídas à perda do ligamento periodontal e trauma na tábua óssea vestibular, que sofre reabsorção mais pronunciada do que na porção lingual/palatina do alvéolo (Araújo et al., 2005).

Principalmente para dentes anteriores, diferentes técnicas de preservação alveolar têm sido propostas para a manutenção dos tecidos duros e moles e obtenção de resultados estéticos satisfatórios (Avila-Ortiz et al., 2014). Vários biomateriais regenerativos como enxertos autógenos, heterógenos, aloenxertos e fatores de crescimento, vêm sendo testados com o objetivo de preservar a dimensão volumétrica alveolar após a extrações dentárias (Abadzhiev, et al., 2014; Barone et al., 2016; Glocker et al., 2014; Lindhe et al., 2014; Negri et al., 2016).

Na busca da manutenção da tábua óssea vestibular e maior previsibilidade estética, Hürzeler et al., (2010) propuseram a técnica *Socket Shield* (SS), que consiste na remoção da coroa dental, secção mesiodistal da raiz na direção mesiodistal, extração do fragmento radicular palatino, manutenção da porção radicular vestibular que mantém contato com a tábua óssea vestibular e instalação imediata de um implante. Análises histológicas demonstram a formação de cimento diretamente sobre a superfície do implante e que o fragmento radicular pode ser benéfico na preservação da tábua óssea vestibular. Na mesma linha, Gluckman et al., (2016 e 2017), sugeriram a terapia de extração parcial, baseada no preenchimento do espaço entre o

fragmento radicular vestibular e o implante com enxerto particulado. Mitsias et al., (2015) e Siormpas et al., (2014), que rebatizaram a técnica SS como *Root Membrane*, indicaram que o enxerto entre o fragmento radicular e o implante não seria necessário, pois a preservação da tábua óssea vestibular se fundamenta na manutenção do ligamento periodontal e parte da raiz.

Outro fator positivo associado à técnica SS é a manutenção das papilas interdentais, que é influenciada pela condição do tecido perimplantar. Cherel e Etienne (2014), Kan e Rungcharassaeng (2013) e Tan et al. (2018) demonstram que um pequeno fragmento de raiz na parte coronal do alvéolo pode proteger a tábua óssea vestibular, mesial e distal após a colocação imediata de implantes. Entretanto, estudo recente em cães demonstrou perda óssea de 3,1 até 6 mm após quatro meses (Calvo-Guirado et al., 2016). Portanto, o uso seguro da técnica SS ainda depende de mais evidências científicas (Gluckman et al., 2015).

Perdas ósseas vestibulares em função de fratura óssea vertical, problema periodontal e cárie radicular (Gluckman et al., 2015; Mujawar et al., 2018) são contraindicações para a técnica. Dentre as reações adversas, destacam-se a migração do fragmento radicular e exposição (interna ou externa) do fragmento radicular causando inflamação do tecido epitelial (Gluckman et al., 2018). Uma revisão sistemática atual indicou a fragilidade do uso da técnica SS devida à evidências histológicas de rápida perda óssea, falhas na osseointegração, formação de cimento, ligamento periodontal ou tecido fibroso na superfície do implante em proximidade com o fragmento radicular (Gharpure e Bhatavadekar, 2017).

Para evitar perda de implantes dentários e obter sucesso clínico à longo prazo, é fundamental compreender a biomecânica entre tecido ósseo e implante (Dundar et al., 2016) e a influência da distribuição de tensões em torno de implantes. A análise de elementos finitos (AEF) tridimensional (3D) é uma técnica eficiente para avaliar a extensão dos micromovimentos e a distribuição de tensão no osso perimplantar (Sugiura et al., 2016). Por ser um método numérico apropriado para análise de estruturas biológicas complexas, a AEF

tem sido amplamente utilizada para avaliar o efeito de vários parâmetros como a geometria de implantes, *design* de próteses, distribuição de tensões e deformações na região perimplantar (Liao et al., 2016).

A qualidade do tecido ósseo adjacente ao implante influencia na distribuição de tensões e no seu comportamento biomecânico; portanto, o sucesso ou falha de um implante dentário é dependente da forma como as tensões são transferidas para o osso circundante (Dundar et al., 2016; Kurniawan et al., 2012). A distribuição de tensões quando da utilização da técnica SS deve ser investigada por estudos que contemplem a anatomia e densidade óssea, posicionamento do implante e cargas aplicadas. Ainda não existem na literatura estudos sobre as tensões sobre o conjunto implante/prótese e o osso perimplantar para suportar o uso da técnica SS e projetar o desempenho à longo prazo, isto considerando a anatomia e densidade óssea, posicionamento do implante e cargas aplicadas (Bäumer et al., 2015 e 2017; Gluckman et al., 2015). Portanto, o presente estudo analisou por meio de AEF a distribuição de tensões no tecido ósseo perimplantar, implantes e componentes protéticos induzidas pela técnica SS e comparar à outras técnicas para reabilitação de perdas dentárias anteriores. A hipótese é que a presença do fragmento radicular mantido na região perimplantar não altera o padrão de distribuição de tensões em torno do implante.

MATERIAL E MÉTODOS

Imagens tomográficas computadorizadas (KODAK 9000 3D Extra Oral Imaging System, Carestream Dental LLC, Atlanta, GA, EUA) da região anterior de uma maxila parcialmente edêntula foram reconstruídas tridimensionalmente em dispositivos sólidos para formatos de arquivos de estereolitografia com o auxílio de programa específico (InVesalius 3.0, Centro de Tecnologia e Informação Renato Archer, Campinas, SP, Brasil). Após segmentação

dos tecidos moles, os arquivos referentes aos tecidos ósseos cortical e trabecular foram importados para programa de desenho assistido por computador (SolidWorks Premium 2011, 3Dtech- Solidworks, São Paulo, SP, Brasil) e gerados os modelos 3D do segmento ósseo com 15 mm de altura de osso trabecular circundado por uma camada uniforme de 2 mm de osso cortical, correspondente ao tecido ósseo tipo III prevalente na região anterior da maxila (Almeida et al., 2012). Além disso, também foram modelados implante com ápice cônico e conexão protética tipo Cone Morse de 4 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento (Cone Morse Titamax EX, Neodent, Curitiba, PR, Brasil); pilar protético de 3,3 mm de diâmetro, 6 mm de altura e 2,5 mm de cinta (Munhão Universal CM, Neodent); e coroa com 0,5 mm de infraestrutura de zircônia e 1,5 mm de cerâmica feldspática, e com camada de cimentação de 50 µm de espessura (Panavia F, Kuraray, Okayama, Japão). Em seguida, foram simulados distintos modelos com diferentes técnicas de implantação (Fig. 1): a) *Socket Shield* (SS): fragmento radicular constituído de 2,5 mm de espessura de dentina e 0,25 mm de espessura do ligamento periodontal, posicionado entre a parede vestibular do alvéolo e o implante; b) Enxerto Heterógeno (EH): preenchimento do espaço entre alvéolo e implante com enxerto de osso bovino (Bio-Oss, Geistlich, São Paulo, SP, Brasil); c) Controle (C): alvéolo cicatrizado e implante em total contato com o tecido ósseo.

Os modelos foram exportados (formato .iges) para programa de análise de tensões (Ansys Workbench 13.0, Swanson Analysis Inc., Houston, PA, EUA) para a geração das malhas de elementos finitos, submetidas ao processo de refinamento e análise de convergência a 5% para confirmar precisão e garantir a comparação dos resultados (Huang et al., 2007; Sotto-Maior et al., 2010). Foram estabelecidos elementos tetraédricos com 0,6 mm e respectivos nós (Tabela 1), e as superfícies de contato entre as estruturas foram representadas por elementos do tipo totalmente unidos (*bonded*). Os nós da superfície lateral do bloco ósseo foram fixados nos três eixos cartesianos (x, y e z) e simulados os seguintes carregamentos: 100 N obliquamente

(45°) em área de 1,5 mm² na face palatina simulando intercuspidação habitual e 25,5 N perpendicular ao longo eixo do implante e na borda incisal da coroa simulando contato do tipo “topo a topo” durante a protrusão mandibular (Çaglar et al., 2010). As cargas foram aplicadas simultaneamente pois o *software* faz a análise conjunta das duas forças (Fig. 2).

Os tecidos ósseos cortical e trabecular foram considerados anisotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos; enquanto implante, enxerto ósseo, dentina radicular, pilar protético, infraestrutura de zircônia, cerâmica feldspática e cimento foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. Os eixos x, y e z dos materiais correspondem às coordenadas do sistema. Os módulos de Young, e coeficientes de Poisson para todas as estruturas estão descritos nas Tabelas 2 e 3.

Os resultados do carregamento dos três modelos foram analisados de duas maneiras: quantitativa (ou numérica), com avaliação das tensões de tração, cisalhamento, compressão e o deslocamento no tecido ósseo perimplantar, dentina e enxerto, enquanto tensões equivalentes de *von Mises* foram quantificadas nos implantes e componentes protéticos; e qualitativa, por meio de comparação visual das imagens com gradientes de cores e escalas padronizadas entre os grupos.

RESULTADOS

Os resultados obtidos para avaliação quantitativa de cada critério de tensão nas diferentes estruturas estão descritos na Tabela 4. Os valores de tração no osso cortical nos grupos SS e EH foram significativamente maiores (aproximadamente 170%) em comparação ao grupo controle. De maneira parecida, os grupos SS e EH apresentaram tensão de cisalhamento em torno de 80% maior que o controle. Entretanto, os valores de compressão e deslocamento no osso cortical foram similares entre os grupos.

Considerando as tensões do osso trabecular, os valores de tração, compressão e cisalhamento observados nos grupos SS e EH foram significativamente maiores (aproximadamente 200%) que o grupo controle, enquanto o deslocamento permaneceu similar entre os grupos.

A dentina radicular simulada para o grupo SS apresentou tração ligeiramente maior (32 MPa) que o biomaterial de enxerto utilizado no grupo EH (28 MPa), enquanto esta diferença foi pequena na tensão de cisalhamento (12,5 e 11,2 MPa, respectivamente). Já a compressão em dentina foi significativamente superior em comparação ao enxerto (50 e 30 MPa, respectivamente). Independente do grupo experimental, os valores de tensão equivalente de *von Mises* no implante, parafuso e pilar protético não sofreram variação significativa (menor que 10%).

A avaliação qualitativa dos modelos está demonstrada nas Figuras 3, 4, 5 e 6. Nos modelos SS e EH, os pontos de tensão máxima foram observados na interface entre a cortical lingual e a região coronal do implante, enquanto o modelo C revelou ponto de tensão máxima na interface entre a crista alveolar lingual e a região correspondente à plataforma e roscas iniciais do implante. Nos parafusos de todos os grupos, as tensões se concentraram na face voltada para vestibular e à nível da plataforma do implante. Na mesma linha, os pilares protéticos dos três grupos apresentaram as tensões máximas na região de contato com a plataforma dos implantes; portanto, a face interna da conexão Cone Morse apresentou as tensões máximas concentradas nos implantes.

DISCUSSÃO

Um dos fatores preponderantes para o sucesso dos implantes dentais é a tensão oriunda da mastigação a qual o tecido ósseo é submetido (Premnath et al., 2013). As forças mastigatórias

que atuam sobre a restauração protética são transformadas em energia que é distribuída em determinadas quantidades para o complexo implante/prótese e osso perimplantar (Maminskas et al., 2016). No prognóstico dos implantes instalados após extrações dentais, a transferência de tensão para a interface osso-implante é especialmente relevante na região de incisivos centrais por estar mais sujeita à maior risco biomecânico. A disponibilidade de apenas evidências clínicas de sucesso à curto prazo da técnica SS ainda sugere a necessidade de validação; por isso, este estudo realizou a AEF 3D da influência da técnica SS no comportamento biomecânico do tecido ósseo adjacente à implantes instalados em região de incisivo central. Em ambos os grupos SS e EH, os valores das tensões de tração, cisalhamento e compressão nos ossos cortical e trabecular foram maiores que o grupo controle. Por outro lado, não houve diferença significativa entre os grupos com relação ao deslocamento, e os valores de tensão equivalente de *von Mises* no complexo implante/prótese não sofreram variação significativa; portanto, a hipótese foi parcialmente rejeitada.

Os valores de tração no osso cortical nos grupos SS e EH foram bem superiores ao grupo controle, o que pode estar associado à menor área de contato entre osso e implante e às diferenças nas propriedades mecânicas do osso, enxerto e dentina, esta última com menor módulo de elasticidade (Sugiura et al., 2018). As propriedades mecânicas do enxerto são muito semelhantes à dentina, o que explica os resultados similares. O osso cortical apresenta maior módulo de elasticidade e resistência que o osso trabecular e por isso suporta cargas maiores (Seviway et al., 2005). Os valores de tensões máximas no osso trabecular nos diferentes grupos apresentaram a mesma tendência; o baixo módulo de elasticidade do osso trabecular age como um amortecedor de tensão que promove uma melhor dissipação de tensões provenientes da carga oclusal (Sotto-Maior et al., 2014). Os critérios de tensão de tração, cisalhamento, compressão e o deslocamento foram analisados para estabelecer o comportamento de estresse de materiais frágeis como os tecidos ósseos cortical e trabecular, dentina e enxerto (Verri et al.,

2015). A tensão equivalente de *von Mises* foi utilizada na análise do comportamento tensional dos implantes, parafusos e pilares protéticos por ser um critério adequado para materiais dúcteis como o titânio. O valor de tensão de *von Mises* representa o conjunto das tensões principais que atuam no sólido uma vez que incorpora tanto tensões compressivas como trativas em um valor único, e assim facilita a visualização da distribuição localizada de tensões (Lima et al., 2017). Diferentemente do grupo controle, em que as tensões máximas de tração e cisalhamento foram observadas na interface entre implante e osso vestibular (região da plataforma e primeiras roscas do implante), os grupos SS e EH revelaram tensões máximas concentradas nas regiões cervicais em cortical óssea palatina; este resultado é esperado uma vez que a inclinação da carga tende a comprimir a coroa no vestibular e tracionar o implante para palatina.

Apesar dos resultados satisfatórios da técnica SS, uma revisão sistemática recente baseada em estudos histológicos com animais demonstrou que 58 em 70 (82,86%) implantes apresentaram complicações, sendo 54,55% com perda óssea da tábua vestibular e 27,27% com falha na osseointegração. Trinta e três implantes (24,26%) dentre 136 relatados em 21 casos clínicos tiveram complicações, sendo 78,78% com perda óssea da tábua vestibular e 12,12% com exposição do fragmento radicular. Embora vários relatos de casos clínicos apresentaram resultados favoráveis à curto prazo (entre três e 40 meses), seria difícil prever o sucesso clínico da técnica à longo prazo até que evidências de alta qualidade estejam disponíveis (Gharpure e Bhatavadekar, 2017). Neste estudo, o implante cilíndrico Cone Morse revelou deslocamento similar entre os grupos; resultados distintos poderiam ser observados se a ancoragem fosse realizada em osso cortical, pois a ancoragem cortical apical é eficaz na limitação deslocamento do implante (Sotto-Maior et al., 2014). Pois de acordo com Sugiura et al. (2018), a configuração do implante tem uma influência limitada na micro-movimentação. Além disso, a osseointegração ideal dos implantes simulada neste estudo difere da situação clínica em que alvéolos frescos são utilizados.

Valores elevados de estresse poderiam causar algum prejuízo na osseointegração (Verri et al., 2017). Portanto os altos valores de tração no osso cortical e medular nos grupos SS e EH, respectivamente cerca de 170% e 200% maiores do que os valores observados no grupo controle, são alarmantes. Mais ensaios clínicos controlados com longo acompanhamento são necessários para confirmação destes achados inéditos e evidenciar a segurança da técnica SS à longo prazo. Deve-se considerar que o material de enxerto ósseo simulado no grupo EH sofrerá mudanças nas suas propriedades ao longo do tempo devido ao contato com o tecido ósseo, enquanto o fragmento de dentina simulado no grupo SS deve preservar as características conforme as evidências histológicas (Gluckman et al., 2015; Hürzeler et al., 2010). Portanto, o grupo EH deve se aproximar das características do grupo controle ao longo do tempo e as elevadas tensões de tração no tecido perimplantar verificadas para o grupo SS tendem a se manter.

A AEF tem sido frequentemente usada para compreender a biomecânica oral e testar algumas hipóteses que relacionam o carregamento mecânico com as respostas do osso perimplantar (Pessoa et al., 2017). A AEF depende da geometria do modelo, bem como das propriedades e condições do material no limite e na interface osso-implante, especialmente para a simulação de implantes carregados imediatamente (Sugiura et al., 2018). O método de AEF pode prever o comportamento das tensões em diferentes estruturas (Öztürk et al., 2018), entretanto, as propriedades das estruturas estudadas podem ser consideradas como limitações do estudo, pois foram consideradas homogêneas, isotrópicas e linearmente elásticas (Abraha e Philip, 2018; Santiago Junior et al., 2016). Enquanto o osso tem características heterogênea e anisotrópica, o ligamento periodontal é um material viscoelástico. Além disso, a análise dos modelos foi considerada linear. Pode-se supor que resultados diferentes poderiam ser obtidos se empregada análise não linear. Considerando as limitações da AEF, pode-se concluir que o tipo de técnica na instalação de implantes tem influência na distribuição de tensão no osso

perimplantar, sendo a técnica SS a que apresentou os maiores valores de tensões nos tecidos perimplantares.

REFERÊNCIAS

- Abadzhiev, M., Nenkov, P., Velcheva, P., 2014. Conventional immediate implant placement and immediate placement with socket-shield technique—which is better. *International Journal of Clinical Medicine* 1, 176-80.
- Abraha, H., Philip J. M., 2018. The effect of loading condition on peri-implant bone stress in regular and narrow diameter implants: A three-dimensional finite element analysis. *Drug Invention Today* 10, 1243-5.
- Almeida, E. O. et al., 2012. Critical aspects for mechanical simulation in dental implantology. In: Almeida, E. O. et al., *Finite element analysis: from biomedical applications to industrial developments*. InTechopen, London, pp. 81-106.
- Araújo, M. G. et al., 2005. Ridge alterations following implant placement in fresh extraction sockets: an experimental study in the dog. *Journal of Clinical Periodontology* 32, 645-52.
- Avila-Ortiz, G. et al., 2014. Effect of alveolar ridge preservation after tooth extraction: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Dental Research* 93, 950-8.
- Barone, A. et al., 2016. Volumetric analysis of remodelling pattern after ridge preservation comparing use of two types of xenografts. A multicentre randomized clinical trial. *Clinical Oral Implants Research* 27, e105-15.

Bäumer, D. et al., 2015. The socket shield technique: First histological, clinical, and volumetrical observations after separation of the buccal tooth segment – A pilot study. *Clinical Implant Dentistry Related Research* 17, 71-82.

Bäumer, D. et al., 2017. Socket Shield Technique for immediate implant placement—clinical, radiographic and volumetric data after 5 years. *Clinical Oral Implants Research* 28, 1450-8.

Çaglar, A. et al., 2010. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 25, 95-103.

Calvo-Guirado, J. L. C. et al., 2016. Different configuration of socket shield technique in peri-implant bone preservation: An experimental study in dog mandible. *Annals of Anatomy* 208, 109-15.

Calvo-Guirado, J. L. C. et al., 2019. Socket-shield technique: the influence of the length of the remaining buccal segment of healthy tooth structure on peri-implant bone and socket preservation. A study in dogs. *Annals of Anatomy* 221, 84-92.

Chen, C. L., Pan, Y. H., 2013. Socket shield technique for ridge preservation: A case report. *Journal of Prosthodontics and Implantology* 2, 16-21.

Chen, J. et al., 2017. Influence of custom-made implant designs on the biomechanical performance for the case of immediate post-extraction placement in the maxillary esthetic zone:

a finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 20, 636-44.

Cherel, F., Etienne, D., 2014. Papilla preservation between two implants: a modified socket-shield technique to maintain the scalloped anatomy? A case report. *Quintessence International* 45, 23-30.

Coelho, P. G. et al., 2009. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. *Journal of Dental Research* 88, 382-6.

Cruz, M. et al., 2009. Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 24, 391-403.

Dejak, B., Mlotkowski, A., 2008. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *Journal of Prosthetic Dentistry* 99, 131-40.

Dundar, S. et al., 2016. Finite element analysis of the stress distributions in peri-implant bone in modified and standard-threaded dental implants. *Biotechnology & Biotechnological Equipment* 30, 127-33.

Fanuscu, M. I., Vu, H. V., Poncelet, B., 2004. Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. *Journal of Oral Implantology* 30, 59-68.

Gharpure, A. S., Bhatavadekar, N. B., 2017. Current evidence on the socket-shield technique: a systematic review. *Journal of Oral Implantology* 43, 395-403.

Glocker, M., Attin, T., Schmidlin, P. R., 2014. Ridge preservation with modified “socket-shield” technique: a methodological case series. *Dentistry Journal* 2, 11-21.

Gluckman, H., Du Toit, J., Salama, M., 2015. The socket-shield technique to support the buccofacial tissues at immediate implant placement. *International Dentistry - African Edition* 5, 6-14.

Gluckman, H., Salama, M., Du Toit, J., 2016. Partial extraction therapies (PET) part 1: Maintaining alveolar ridge contour at pontic and immediate implant sites. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 36, 681-7.

Gluckman, H., Salama, M., Du Toit, J., 2107. Partial extraction therapies (PET) part 2: procedures and technical aspects. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 37, 377-85.

Hämmerle, C. H. F., Araújo, M. G., Simion, M., 2012. Evidence- based knowledge on the biology and treatment of extraction sockets. *Clinical Oral Implants Research* 23, 80-2.

Huang, H. L. et al., 2007. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 22, 551-62.

Hürzeler, M. B. et al., 2010. The socket shield technique: a proof of principle report. *Journal of Clinical Periodontology* 37, 855-62.

Kan, J. Y. K., Rungcharassaeng, K., 2013. Proximal socket shield for interimplant papilla preservation in the esthetic zone. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 33, e24-31.

Kurniawan, D. et al., 2012. Finite element analysis of bone–implant biomechanics: refinement through featuring various osseointegration conditions. *International Journal of Oral Maxillofacial Surgery* 41, 1090-6.

Lan, T. H. et al., 2012. Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. *Clinical Oral Investigations* 16, 363-9.

Li, Li-li et al., 2006. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chinese Medical Journal* 119, 305-11.

Liao, S. et al., 2016. Influence of trabecular bone on peri-implant stress and strain based on micro-CT finite element modeling of beagle dog. *BioMed Research International* 2016, 1-11.

Lima, C. A. et al., 2017. Biomechanical behavior of the dental implant macrodesign. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 32, 264-70.

Lindhe, J. et al., 2014. Ridge preservation with the use of deproteinized bovine bone mineral. *Clinical Oral Implants Research* 25, 786-90.

Maminskas, J. et al., 2016. The prosthetic influence and biomechanics on peri-implant strain: a systematic literature review of finite element studies. *Journal of Oral & Maxillofacial Research* 7, e4.

Mitsias, M. E. et al., 2015. A step-by-step description of PDL-mediated ridge preservation for immediate implant rehabilitation in the esthetic region. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 35, 835-41.

Mujawar, S. et al., 2018. Socket shield technique: a review. *International Journal of Recent Scientific Research* 9, 27612-5.

Negri, B. et al., 2016. Socket seal surgery: Clinical uses in implant dentistry and guided bone regeneration procedures for single tooth replacement in the esthetic zone. *Quintessence International* 47, 123-39.

Öztürk, Ö., Külünk, T., Külünk, Ş., 2018. Influence of different implant-abutment connections on stress distribution in single tilted implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis. *Bio-Medical Materials and Engineering* 29, 513-26.

Parelli, J., Abramowicz, S., 2015. Immediate placement and immediate loading: surgical technique and clinical pearls. *Dental Clinics of North America* 59, 345-55.

Pessoa, R. S. et al., 2017. Bone remodeling around implants with external hexagon and Morse-taper connections: A randomized, controlled, split-mouth, clinical Trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 19, 97-110.

Premnath, K. et al., 2013. Evaluation of stress distribution in bone of different densities using different implant designs: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of the Indian Prosthodontic Society* 13, 555-9.

Rees, JS., Jacobsen, PH., 1997. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials* 18, 995-9.

Santiago Junior, J. F. et al., 2016. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. *Materials Science and Engineering C – Materials for Biological Applications* 63, 292-300.

Seviway, M. et al., 2005. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *Journal of Prosthetic Dentistry* 93, 227-34.

Siormpas, K. D. et al., 2014. Immediate implant placement in the esthetic zone utilizing the “root-membrane” technique: Clinical results up to 5 years postloading. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 29, 1397-405.

Sotto-Maior, B. S. et al., 2010. Influence of high insertion torque on implant placement: an anisotropic bone stress analysis. *Brazilian Dental Journal* 21, 508-14.

Sotto-Maior, B. S. et al., 2014. Biomechanical evaluation of subcrestal dental implants with different bone anchorages. *Brazilian Oral Research* 28, 1-7.

Sugiura, T. et al, 2016. The effects of bone density and crestal cortical bone thickness on micromotion and peri-implant bone strain distribution in an immediately loaded implant: a nonlinear finite element analysis. *Journal of Periodontal & Implant Science* 46, 152-65.

Sugiura, T. et al, 2018. Micromotion analysis of different implant configuration, bone density, and crestal cortical bone thickness in immediately loaded mandibular full-arch implant restorations: A nonlinear finite element study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 20, 43-9.

Tan, Z. et al., 2018. The effect of the heights and thicknesses of the remaining root segments on buccal bone resorption in the socket-shield technique: An experimental study in dogs. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 20, 352-9.

Verri, F. R. et al., 2015. Three-dimensional finite element analysis of anterior single implant-supported prostheses with different bone anchorages. *Scientific World Journal* 2015, 1-10.

Verri, F. R. et al., 2017. Biomechanical three-dimensional finite element analysis of single implant-supported prostheses in the anterior maxilla, with different surgical techniques and implant types. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 32, e191-8.

TABELAS

Tabela 1 - Número de estruturas, nós e elementos presentes em cada grupo.

Grupo	Estruturas	Nós	Elementos
SS	12	242.172	136.386
EH	10	227.795	129.427
C	9	210.159	119.853

Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos tecidos ósseos cortical e trabecular, de acordo com Huang et al. (2007) e Lan et al. (2012).

	Módulo de Young (MPa)	Módulo de cisalhamento (MPa)	Coefficiente de Poisson
Cortical	E_x 12,600	G_{xy} 4,850	V_{xy} 0,30
	E_y 12,600	G_{yz} 5,700	V_{yz} 0,39
	E_z 19,400	G_{xz} 5,700	V_{xz} 0,39
Trabecular	E_x 1,150	G_{xy} 6,800	V_{xy} 0,001
	E_y 2,100	G_{yz} 4,340	V_{yz} 0,32
	E_z 1,150	G_{xz} 6,800	V_{xz} 0,05

Tabela 3 - Módulos de Young e coeficientes de Poisson dos materiais utilizados.

Materiais	Módulo de Young (GPa)	Coeficiente de Poisson	Referência
Cerâmica feldspática	70	0,19	Coelho et al., 2009
Zircônia	205	0,22	Coelho et al., 2009
Cimento resinoso	18,3	0,33	Li et al., 2006
Titânio (implantes e componentes)	110	0,33	Cruz et al., 2009
Dentina	20	0,31	Dejak e Mlotkowski, 2008
Ligamento periodontal	0,05	0,45	Rees e Jacobsen 1997
Enxerto de osso bovino	11	0,30	Fanuscu, Vu e Poncelet, 2004

Tabela 4 - Valores de tração, cisalhamento, deslocamento, compressão e *von Mises* nas diferentes estruturas e grupos.

		SS	EH	C
Tração (MPa)	Osso cortical	156	137	52
	Osso trabecular	21,6	16	5
	Dentina/enxerto	32	28	-
Cisalhamento (MPa)	Osso cortical	42	37	21
	Osso trabecular	6,5	4,4	1,6
	Dentina/enxerto	11,6	11,2	-
Compressão (MPa)	Osso cortical	68	69	57
	Osso trabecular	17	17	9,2
	Dentina/enxerto	50	30	-
Deslocamento (µm)	Osso cortical	18	16	13
	Osso trabecular	15	13	12
	Dentina/enxerto	24	21	-
von Mises (MPa)	Implante	413	428	409
	Parafuso	380	389	358
	Pilar	1.006	985	997

FIGURAS

Figura 1

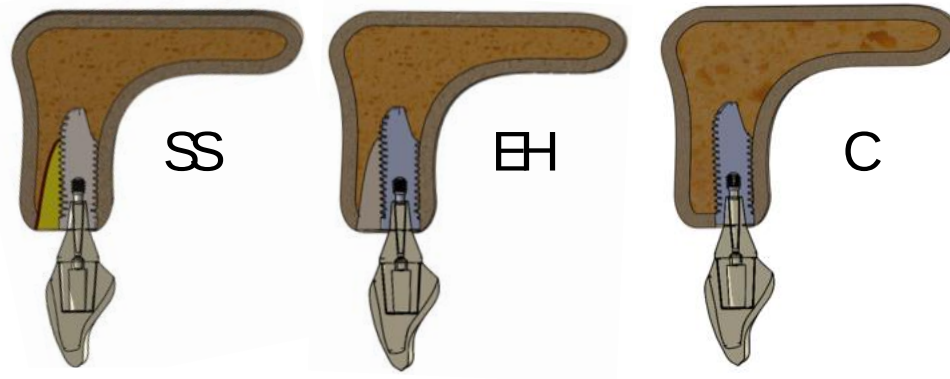
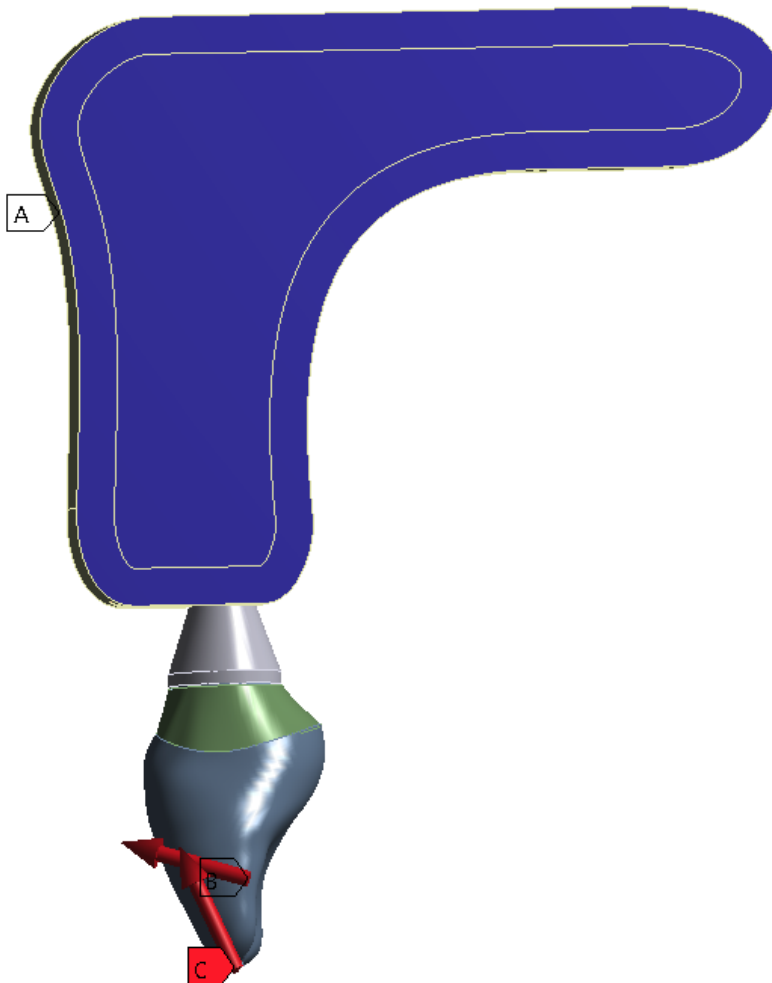


Figura 2

A: Socket Shield
 Static Structural
 Time: 1, s
 03/04/2018 15:03

A Fixed Support
B Force: 100, N
C Force 2: 25, N



0.000

Figura 3

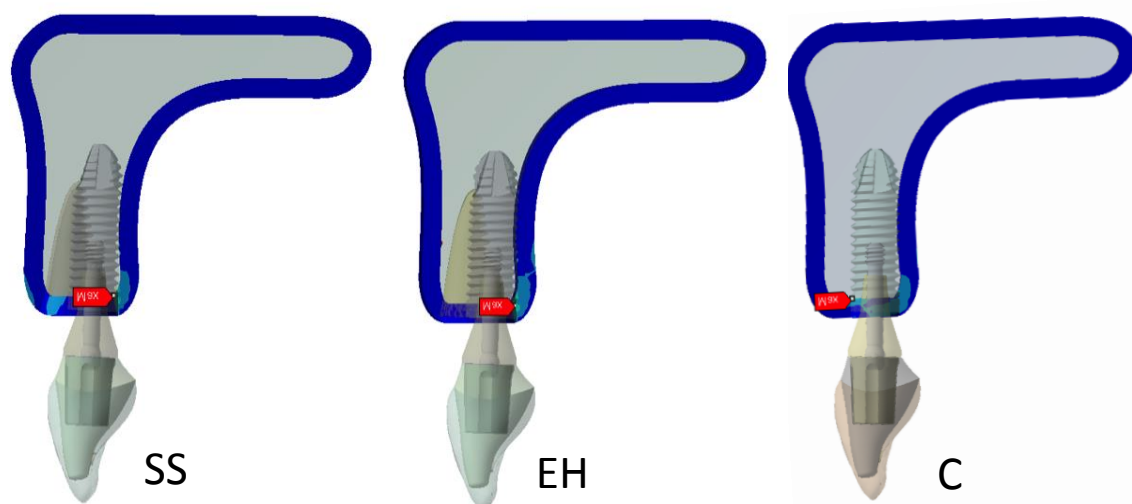


Figura 4

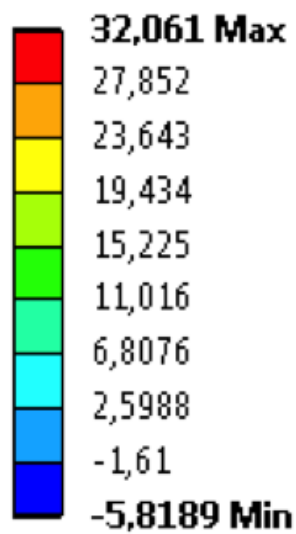
SS

Type: Maximum Principal Stress

Unit: MPa

Time: 1

02/06/2019 23:43



BH

Type: Maximum Principal Stress

Unit: MPa

Time: 1

02/06/2019 23:40

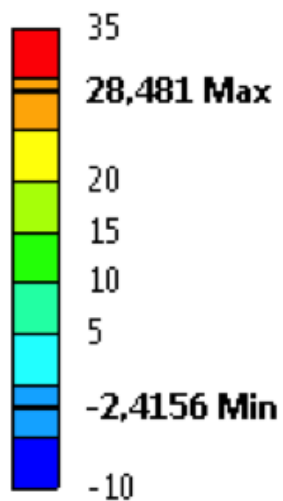


Figura 5

SS

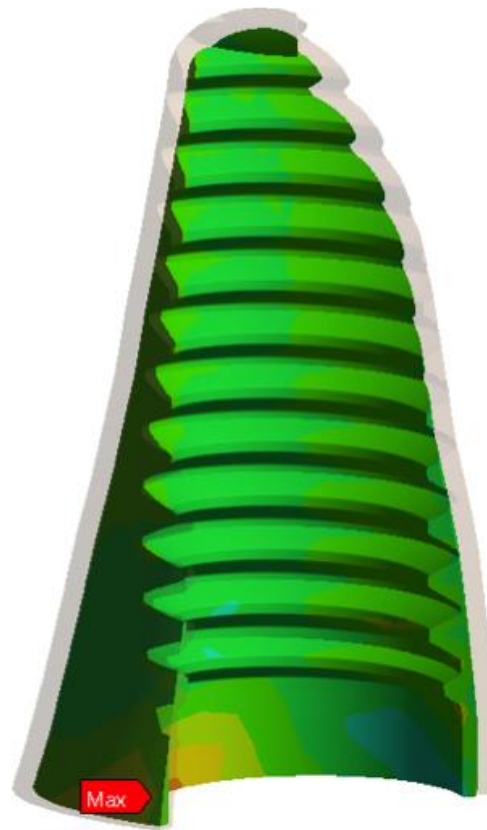
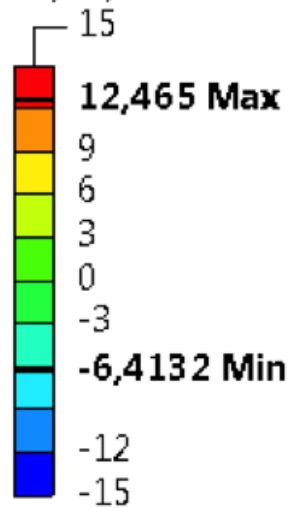
Type: Shear Stress(XY Plane)

Unit: MPa

Global Coordinate System

Time: 1

04/04/2018 22:54

**EH**

Type: Shear Stress(XY Plane)

Unit: MPa

Global Coordinate System

Time: 1

04/04/2018 22:53

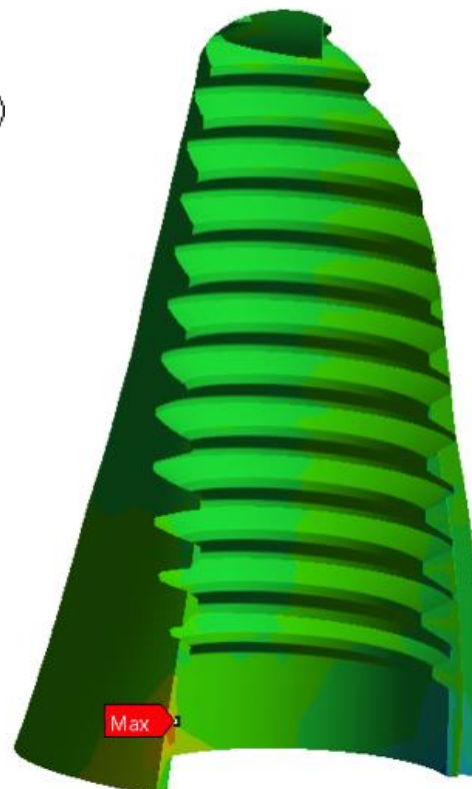
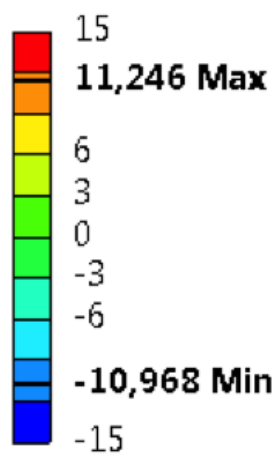
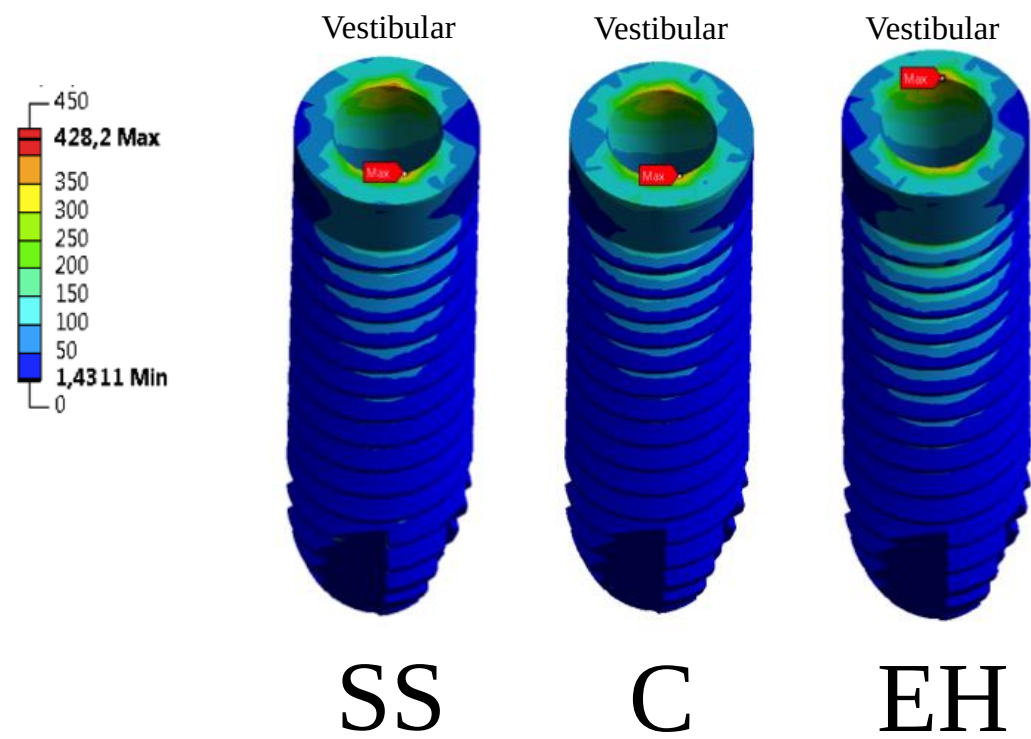
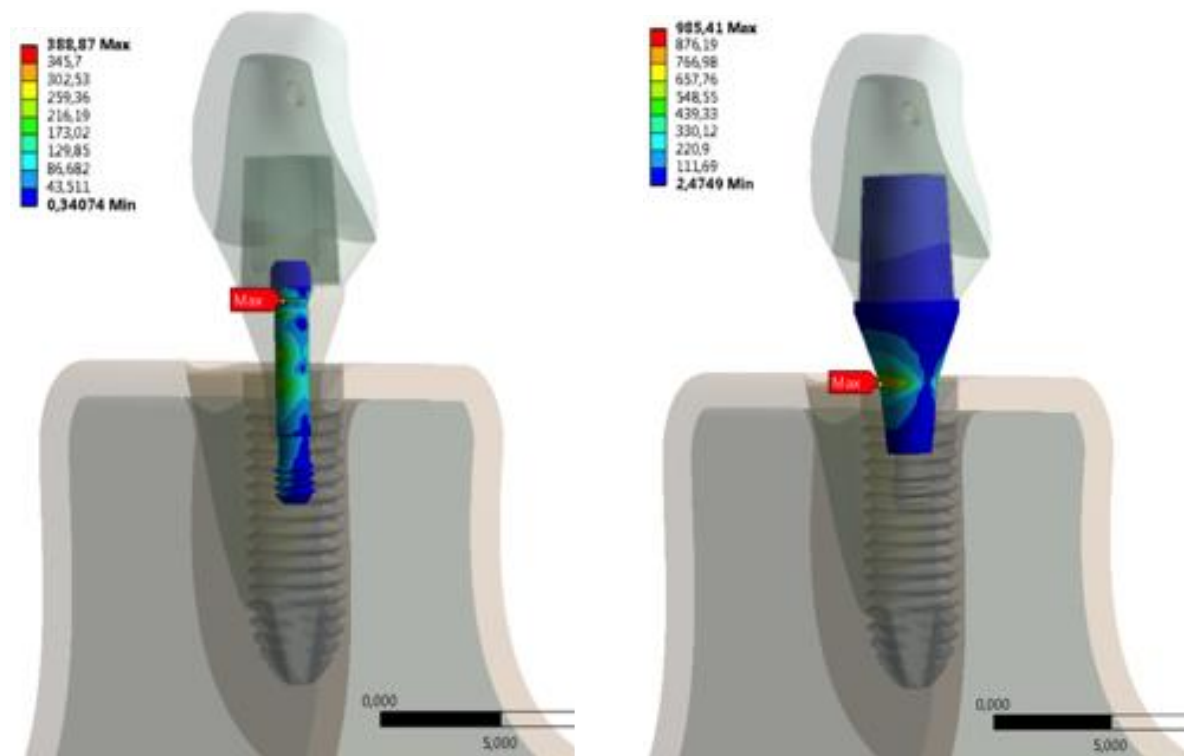


Figura 6



LEGENDAS

Figura 1 - Desenhos esquemáticos das distintas técnicas de implantação que determinaram os grupos experimentais. SS: *Socket Shield*; EH: Enxerto Heterógeno; C: Controle.

Figura 2 - Vista lateral do (A) tecido ósseo como suporte fixo, (B) carregamento oblíquo de 100 N à 45° e (C) carregamento vertical de 25,5 N aplicado perpendicularmente ao longo eixo do implante.

Figura 3 - Vista em seção transversal da distribuição de tensões no osso cortical para cada grupo (setas vermelhas indicam os pontos de tensão máxima).

Figura 4 - Distribuição de tensão de tração nos grupos SS e EH (setas vermelhas indicam os pontos de tensão máxima).

Figura 5 - Distribuição de tensão de cisalhamento nos grupos SS e EH (setas vermelhas indicam os pontos de tensão máxima).

Figura 6 - Distribuição de tensão de *von Mises* nos parafusos, pilares protéticos e implantes foi similar entre os grupos (setas vermelhas indicam os pontos de tensão máxima).

REFERÊNCIAS

ABADZHIEV, M.; NENKOV, P.; VELCHEVA, P. Conventional immediate implant placement and immediate placement with socket-shield technique—which is better. **Int J Clin Med**, Irvine, v. 1, n. 5, p. 176-180, dec. 2014.

AL DARY, H.; AL HADIDI, A. The socket shield technique using bone trephine: a case report. **Int J Dent Oral Sci**, Jordan, v. 5, n. 1, p. 1-5, nov. 2015.

ALMEIDA, E. O. et al. Critical aspects for mechanical simulation in dental implantology. In: _____. **Finite element analysis: from biomedical applications to industrial developments**. London: InTechopen, 2012. p. 81-106.

ARAÚJO, M. G. et al. Ridge alterations following implant placement in fresh extraction sockets: an experimental study in the dog. **J Clin Periodontol**, Copenhagen, v. 32, n. 6, p. 645-652, jun. 2005.

ASSUNÇÃO, W. G. et al. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. **J Craniofac Surg**, Burlington, v. 20, n. 4, p. 1173-1177, jul. 2009.

AVILA-ORTIZ, G. et al. Effect of alveolar ridge preservation after tooth extraction: a systematic review and meta-analysis. **J Dent Res**, Chicago, v. 93, n. 10, p. 950-958, oct. 2014.

BARONE, A. et al. Volumetric analysis of remodelling pattern after ridge preservation comparing use of two types of xenografts. A multicentre randomized clinical trial. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 27, n. 11, p. e105-115, nov. 2016.

BÄUMER, D. et al. The Socket Shield Technique: First Histological, Clinical, and Volumetrical Observations after Separation of the Buccal Tooth Segment—A Pilot Study. **Clin Implant Dent Relat Res**, Hamilton, v. 17, n. 1, p. 71-82, feb. 2015.

_____. Socket Shield Technique for immediate implant placement—clinical, radiographic and volumetric data after 5 years. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 28, n. 11, p. 1450-1458, nov. 2017.

BRAMANTI, E. et al. Postextraction Dental Implant in the Aesthetic Zone, Socket Shield Technique Versus Conventional Protocol. **J Craniofac Surg**, Burlington, v. 29, n. 4, p. 1037-1041, jun. 2018.

BRÅNEMARK, P. I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. (eds). **Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry**. Chicago: Quintessence, 1985. p. 199-209.

ÇAĞLAR, A. et al. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 25, n. 1, p. 95-103, jan./feb. 2010.

CALVO-GUIRADO, J. L. C. et al. Different configuration of socket shield technique in peri-implant bone preservation: An experimental study in dog mandible. **Ann Anat**, Jena, v. 208, p. 109-115, nov. 2016.

_____. Socket-shield technique: the influence of the length of the remaining buccal segment of healthy tooth structure on peri-implant bone and socket preservation. A study in dogs. **Ann Anat**, Jena, v. 221, p. 84-92, jan. 2019.

CHANG, S. H. et al. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. **Med Eng Phys**, London, v. 34, n. 2, p. 153-160, mar. 2012.

CHEN, C. L.; PAN, Y. H. Socket Shield Technique for Ridge Preservation: A Case Re-port. **J Prosthodont Implantol**, Philadelphia, v. 2, n. 2, p. 16-21, 2013.

CHEN, J. et al. Influence of custom-made implant designs on the biomechanical performance for the case of immediate post-extraction placement in the maxillary esthetic zone: a finite element analysis. **Comput Methods Biomech Biomed Engin**, London, v. 20, n. 6, p. 636-644, may 2017.

CHEREL, F.; ETIENNE, D. Papilla preservation between two implants: a modified socket-shield technique to maintain the scalloped anatomy? A case report. **Quintessence Int**, Berlin, v. 45, n. 1, jan. 2014.

COELHO, P. G. et al. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. **J Dent Res**, Chicago, v. 88, n. 4, p. 382-386, apr. 2009.

CRUZ, M. et al. Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 24, n. 3, p. 391-403, may/jun. 2009.

DEJAK, B.; MLOTKOWSKI, A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 99, n. 2, p. 131-140, feb. 2008.

DUNDAR, S. et al. Finite element analysis of the stress distributions in peri-implant bone in modified and standard-threaded dental implants. **Biotechnology & Biotechnological Equipment**, Estados Unidos, v. 30, n. 1, p. 127-133, 2016.

FANUSCU, M. I.; VU, H. V.; PONCELET, B. Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. **J Oral Implantol**, Abington, v. 30, n. 2, p. 59-68, 2004.

GHARPURE, A. S.; BHATAVADEKAR, N. B. Current evidence on the socket-shield technique: a systematic review. **J Oral Implantol**, Abington, v. 43, n. 5, p. 395-403, oct. 2017.

GLOCKER, M.; ATTIN, T.; SCHMIDLIN, P. R. Ridge preservation with modified “socket-shield” technique: a methodological case series. **Dentistry Journal**, Lombard, v. 2, n. 1, p. 11-21, 2014.

GLUCKMAN, H.; DU TOIT, J.; SALAMA, M. The socket-shield technique to support the buccofacial tissues at immediate implant placement. **International dentistry-african edition**, Pretoria, v. 5, n. 3, 2015.

GLUCKMAN, H.; NAGY, K.; DU TOIT, J. Prosthetic management of implants placed with the socket-shield technique. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 121, n.4, p. 581-585, 2019.

GLUCKMAN, H.; SALAMA, M.; DU TOIT, J. Partial Extraction Therapies (PET) part 1: Maintaining alveolar ridge contour at pontic and immediate implant sites. **Int J Periodontics Restorative Dent**, Chicago, v. 36, n. 5, p. 681-687, sep./oct. 2016.

_____. Partial extraction therapies (PET) Part 2: procedures and technical aspects. **Int J Periodontics Restorative Dent**, Chicago, v. 37, n. 3, p. 377-385, may/jun. 2017.

_____. A retrospective evaluation of 128 socket shield cases in the esthetic zone and posterior sites: partial extraction therapy with up to 4 years follow up. **Clin Implant Dent Relat Res**, Hamilton, v. 20, n. 2, p. 122-129, apr. 2018.

HÄMMERLE, C. H. F.; ARAÚJO, M. G.; SIMION, M. Evidence- based knowledge on the biology and treatment of extraction sockets. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 23, n. 5, p. 80-82, feb. 2012.

HUANG, H. L. et al. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 22, n. 4, jul./aug. 2007.

_____. Immediate Implant Combined With Modified Socket-Shield Technique: A Case Letter. **J Oral Implantol**, Abington, v. 43, n. 2, p. 139-143, apr. 2017.

HÜRZELER, M. B. et al. The socket shield technique: a proof of principle report. **J Clin Periodontol**, Copenhagen, v. 37, n. 9, p. 855-862, sep. 2010.

KAN, J. Y. K.; RUNGCHARASSAENG, K. Proximal socket shield for interimplant papilla preservation in the esthetic zone. **Int J Periodontics Restorative Dent**, Chicago, v. 33, n. 1, p. e24-31, jan./feb. 2013.

KURNIAWAN, D. et al. Finite element analysis of bone–implant biomechanics: refinement through featuring various osseointegration conditions. **Int J Oral Maxillofac Surg**, Copenhagen, v. 41, n. 9, p. 1090-1096, sep. 2012.

LAN, T. H. et al. Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. **Clin Oral Investig**, Berlin, v. 16, n. 2, p. 363-369, apr. 2012.

LEKHOLM, U.; ZARB, G. A. Patient selection and preparation. In: BRÅNEMARK, P. I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. (eds). **Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry**. Chicago: Quintessence, 1985. p. 199-209.

LI, Li-li et al. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. **Chin Med J**, Peking, v. 119, n. 4, p. 305-311, feb. 2006.

LIAO, S. et al. Influence of trabecular bone on peri-implant stress and strain based on micro-CT finite element modeling of beagle dog. **Biomed Res Int**, Portico, v. 2016, 2016.

LIMA, C. A. et al. Biomechanical Behavior of the Dental Implant Macrodesign. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 32, n. 2, p. 264-270, mar./apr. 2017.

LINDHE, J. et al. Ridge preservation with the use of deproteinized bovine bone mineral. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 25, n. 7, p. 786-790, jul. 2014.

MAMINSKAS, J. et al. The prosthetic influence and biomechanics on peri-implant strain: a systematic literature review of finite element studies. **J Oral Maxillofac Res**, Kaunas, v. 7, n. 3, p. e4, jul./sep. 2016.

MASSOUMI, F. et al. Evaluation of the Effect of Buccolingual and Apicocoronal Positions of Dental Implants on Stress and Strain in Alveolar Bone by Finite Element Analysis. **J Dent**, Tehran, v. 15, n. 1, p. 10-19, jan. 2018.

MITSIAS, M. E. et al. A Step-by-Step Description of PDL-Mediated Ridge Preservation for Immediate Implant Rehabilitation in the Esthetic Region. **Int J Periodontics Restorative Dent**, Chicago, v. 35, n. 6, p. 835-841, nov./dec. 2015.

_____. The Root Membrane Technique: Human Histologic Evidence after Five Years of Function. **BioMed research international**, London, v. 2017, p. 1-8, 2017.

MUJAWAR, S. et al. Socket shield technique: a review. **Int J Rec Scient Res**, USA, v. 9, n. 6f, p. 27612-27615, jun. 2018.

NEGRI, B. et al. Socket sealsurgery: Clinical uses in implant dentistry and guided bone regeneration procedures for single tooth replacement in the esthetic zone. **Quintessence Int**, Berlin, v. 47, n. 2, p. 123-139, feb. 2016.

PARELLI, J.; ABRAMOWICZ, S. Immediate placementand immediate loading: surgical technique and clinical pearls. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v. 59, n. 2, p. 345-355, apr. 2015.

PARLAR, A. et al. New formation of periodontal tissues around titanium implants in a novel dentin chamber model. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 16, n. 3, p. 259-267, jun. 2005.

PESSOA, R. S. et al. Bone Remodeling Around Implants with External Hexagon and Morse-Taper Connections: A Randomized, Controlled, Split- Mouth, Clinical Trial. **Clin Implant Dent Relat Res**, Malden, v. 19, n. 1, p. 97-110, feb. 2017.

PREMNATH, K. et al. Evaluation of stress distribution in bone of different densities using different implant designs: a three-dimensional finite element analysis. **J Indian Prosthodont Soc**, Mumbai, v. 13, n. 4, p. 555-559, oct. 2013.

SAEIDI, P. R. et al. Clinical Benefits of the Immediate Implant Socket Shield Technique. **J Esthet Restor Dent**, London, v. 29, n. 2, p. 93-101, apr. 2017.

REES, J. S.; JACOBSEN, P. H. Elastic modulus of the periodontal ligament. **Biomaterials**. New York, v. 18, p. 995-999, 1997.

SANTIAGO JUNIOR, J. F. et al. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. **Mater Sci Eng C Mater Biol Appl**, Amsterdam, v. 63, p. 292-300, jun. 2016.

SEVIMAY, M. et al. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 93, n. 3, p. 227-234, mar. 2005.

SIORMPAS, K. D. et al. Immediate Implant Placement in the Esthetic Zone Utilizing the “Root-Membrane” Technique: Clinical Results up to 5 Years Postloading. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 29, n. 6, p. 1397-1405, nov./dec. 2014.

SOTTO-MAIOR, B. S. et al. Influence of high insertion torque on implant placement: an anisotropic bone stress analysis. **Braz Dent J**, Ribeirão Preto, v. 21, n. 6, p. 508-514, 2010.

_____. Biomechanical evaluation of subcrestal dental implants with different bone anchorages. **Braz Oral Res**, São Paulo, v. 28, n. 1, p. 1-7, aug. 2014.

SUGIURA, T. et al. The effects of bone density and crestal cortical bone thickness on micromotion and peri-implant bone strain distribution in an immediately loaded implant: a nonlinear finite element analysis. **J Periodontal Implant Sci**, Seoul, v. 46, n. 3, p. 152-165, jun. 2016.

_____. Micromotion analysis of different implant configuration, bone density, and crestal cortical bone thickness in immediately loaded mandibular full- arch implant restorations: A nonlinear finite element study. **Clin Implant Dent Relat Res**, Hamilton, v. 20, n. 1, p. 43-49, feb. 2018.

TAN, Z. et al. The effect of the heights and thicknesses of the remaining root segments on buccal bone resorption in the socket- shield technique: An experimental study in dogs. **Clin Implant Dent Relat Res**, Hamilton, v. 20, n. 3, p. 352-359, jun. 2018.

TROIANO, M. et al. Bundle bone preservation with Root-T-Belt: Case study. **Annals of Oral Maxillofacial Surgery**, Buenos Aires, v. 2, n. 1, p. 7, 2014.

VERRI, F. R. et al. Three-dimensional finite element analysis of anterior single implant-supported prostheses with different bone anchorages. **Scientific World Journal**, New York, v. 2015, 2015.

WADHWANI, P. et al. Socket shield technique: a new concept of ridge preservation. **Asian Journal of Oral Health & Allied Sciences**, Lucknow, v. 5, n. 2, p. 55, 2015.

YAN, X. et al. Maxillary Sinus Augmentation without Grafting Material with Simultaneous Implant Installation: A Three- Dimensional Finite Element Analysis. **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 17, n. 3, p. 515-524, jun. 2015.

APÊNDICE A – TABELA 6

Tabela 6 - Diferença percentual da tensão entre os grupos para todas as estruturas analisadas.

Critério	Estrutura	Diferenças		
		De C para EH	De C para SS	De EH para SS
Traça	Osso cortical	163%	176%	5%
	Osso medular	214%	287%	23%
	Dentina/enxerto	-	-	14%
Cisalhamento	Osso cortical	76%	87%	6%
	Osso medular	177%	268%	33%
	Dentina/enxerto	-	-	11%
Compressão	Osso cortical	82%	84%	1%
	Osso medular	188%	188%	0%
	Dentina/enxerto	-	-	60%
Deslocamento	Osso cortical	27%	35%	6%
	Osso medular	10%	21%	10%
	Dentina/enxerto	-	-	7%
von Mises	Implante	5%	1%	-3%
	Parafuso	9%	5%	-3%
	Pilar	-1%	1%	2%

* Valores positivos implicam aumento e negativos significam diminuição.

Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2019).

APÊNDICE B – FIGURA 20

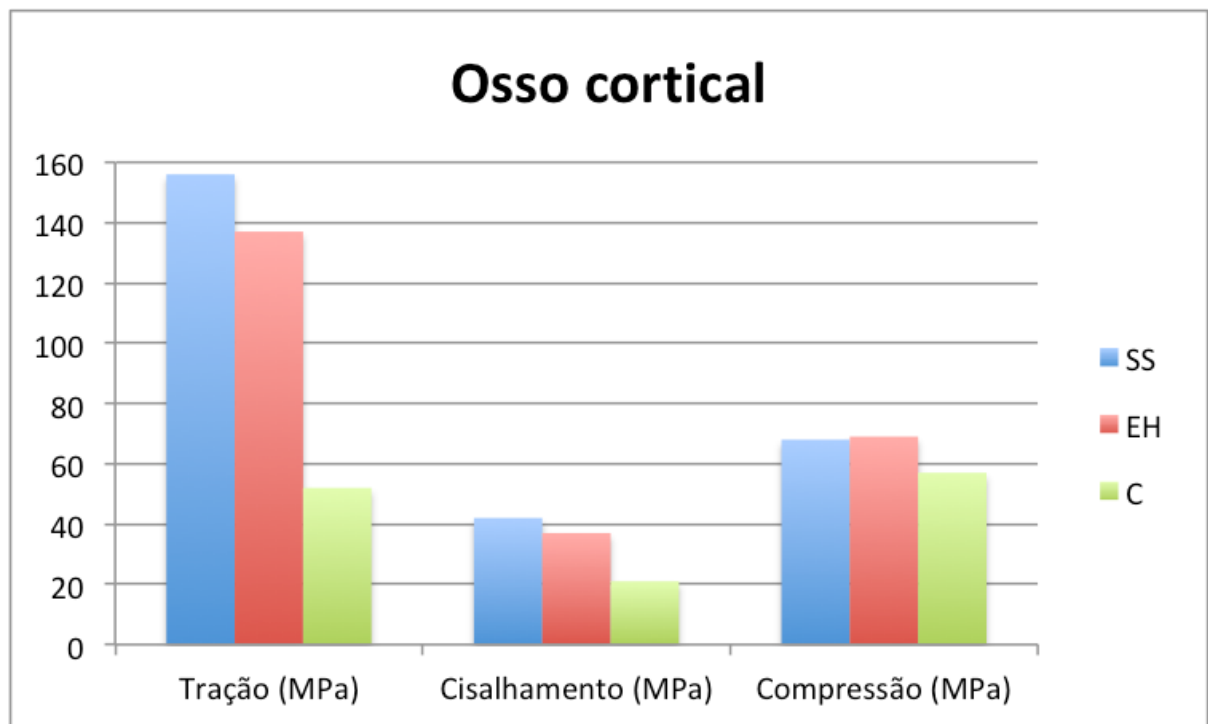
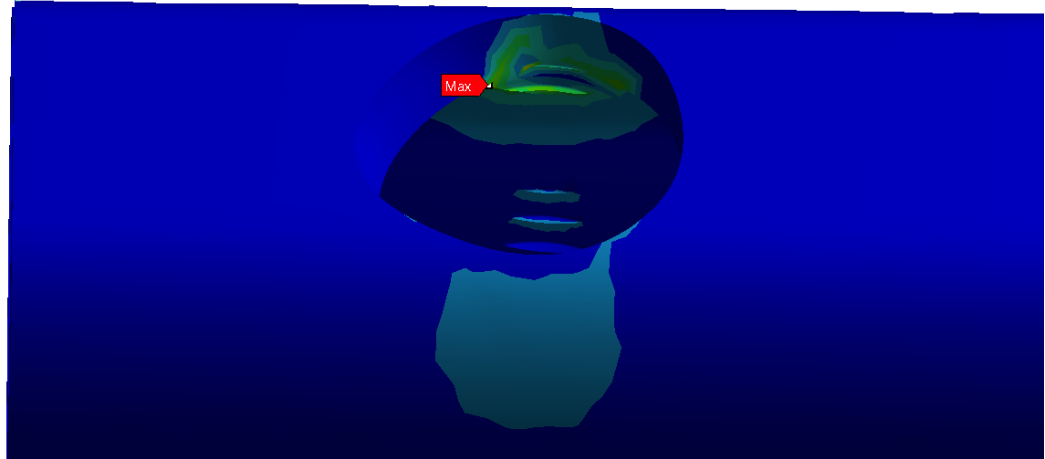
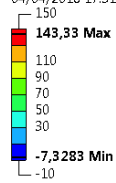


Figura 20 - Tensões máximas de tração, cisalhamento e compressão no osso cortical observados nos diferentes grupos (C: Controle; EH: Enxerto heterógeno; SS: *Socket Shield*).

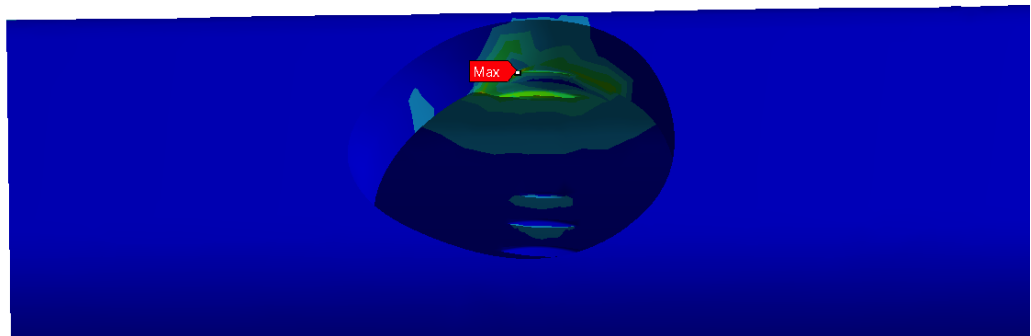
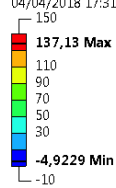
Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2019).

APÊNDICE C – FIGURA 21

F: Socket Shield
Maximum Principal Stress - Cortical-1
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
04/04/2018 17:31



G: Enxerto
Maximum Principal Stress - Cortical-1
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
04/04/2018 17:31



E: Cicatrizada
Maximum Principal Stress - Cortical Cicatrizada-1
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
04/04/2018 17:31

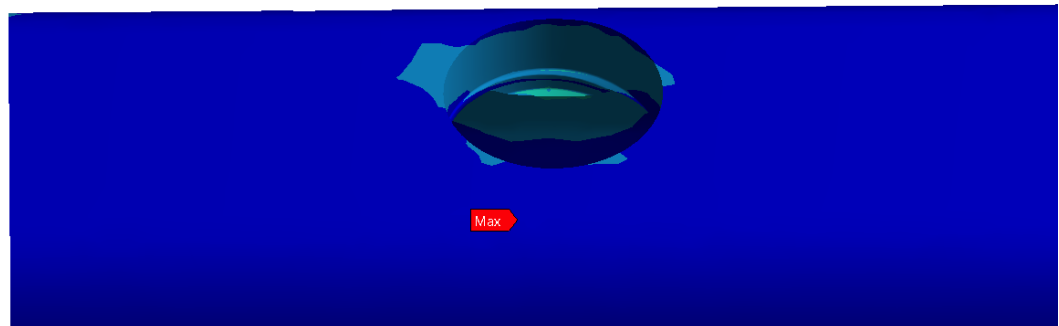
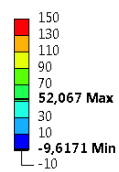


Figura 21 - Distribuição de tensão no osso cortical. A seta vermelha indica o ponto máximo de tensão em cada grupo: *Socket Shield*, Enxerto Heterógeno e Controle.

Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2019).

APÊNDICE D – FIGURA 22

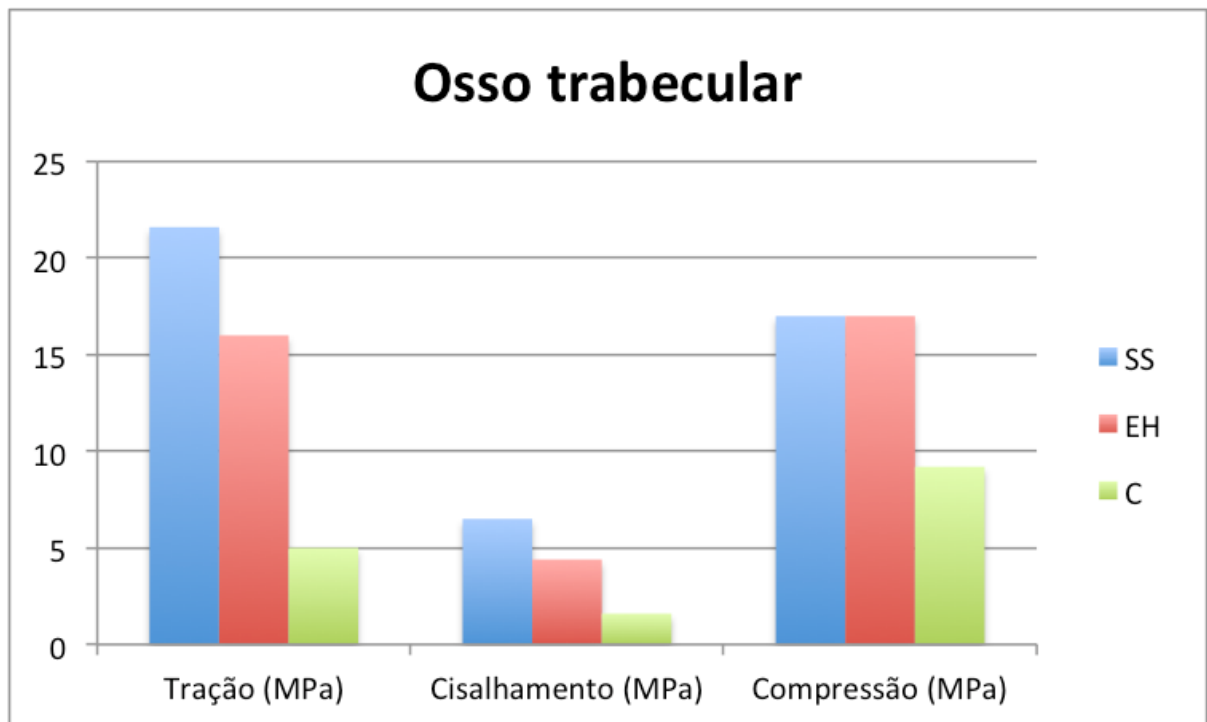


Figura 22 - Tensões máximas de tração, cisalhamento e compressão no osso trabecular observados nos diferentes grupos (C: Controle; EH: Enxerto heterógeno; SS: *Socket Shield*).

Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2019).

APÊNDICE E – FIGURA 23

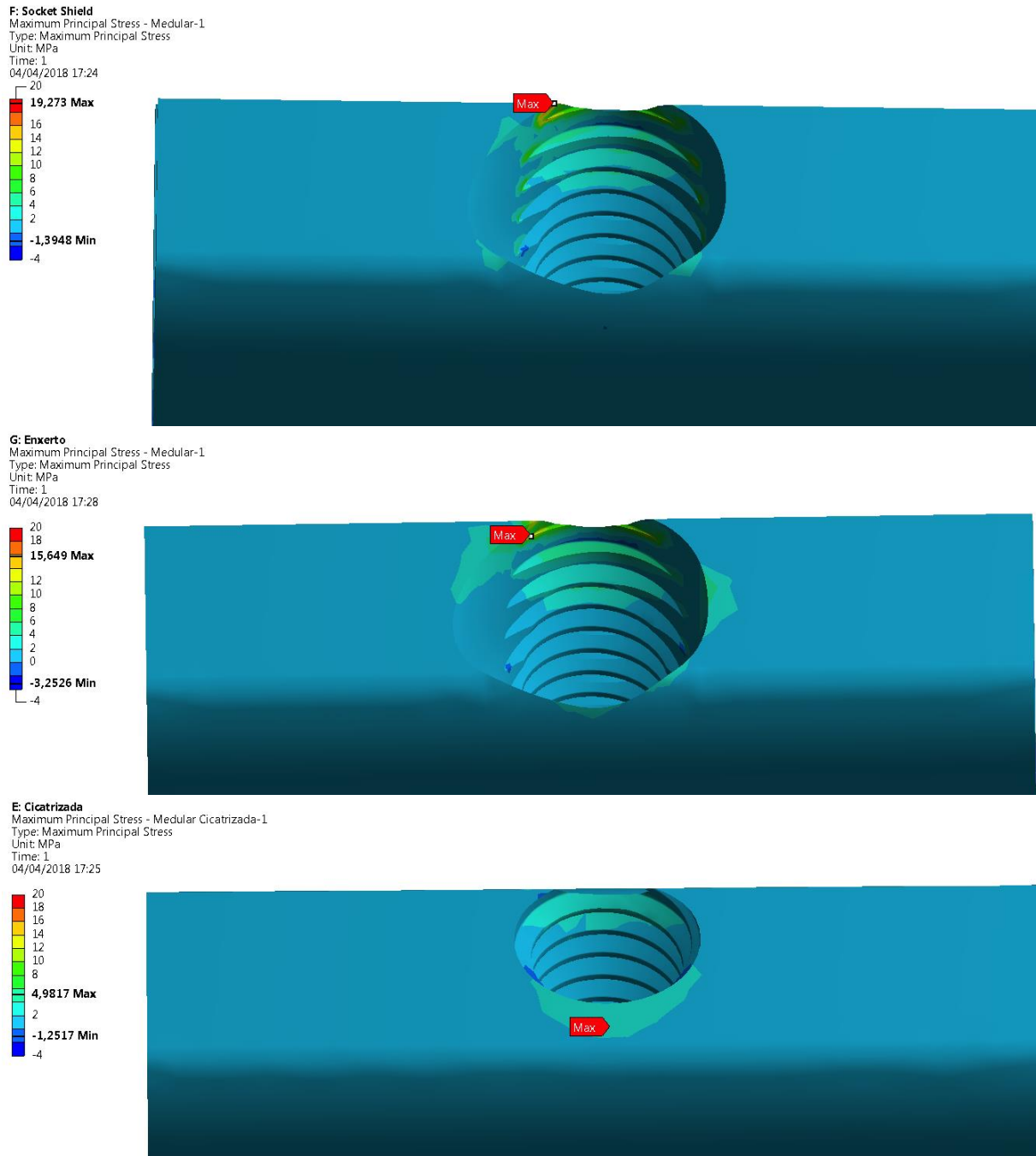


Figura 23 - Distribuição de tensão no osso medular. A seta vermelha indica o ponto máximo de tensão para o modelo. Note a diferença da localização de tensões entre os grupos que apresentavam dentina ou enxerto quando comparados com o grupo que não apresentava nenhuma estrutura na interface osso/implante.

Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2019).

APÊNDICE F – FIGURA 24

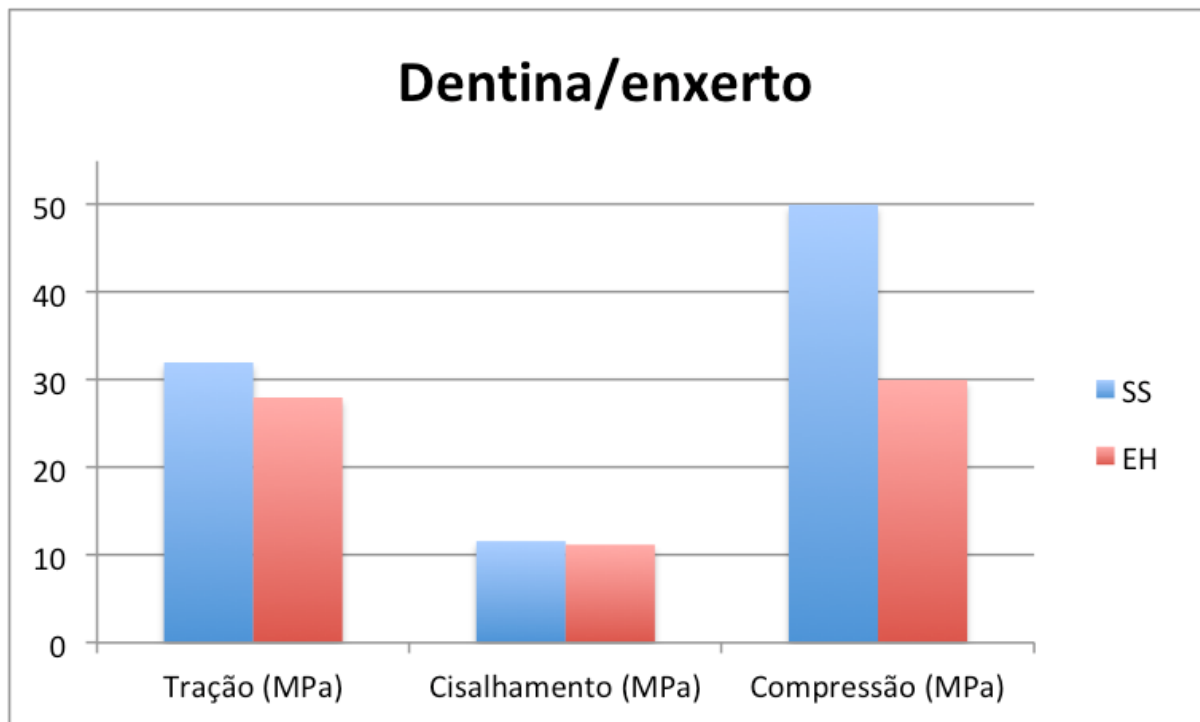


Figura 24 - Tensões máximas de tração, cisalhamento e compressão observados nos grupos EH e SS (EH: Enxerto heterógeno; SS: *Socket Shield*).

Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2019).

APÊNDICE G – FIGURA 25

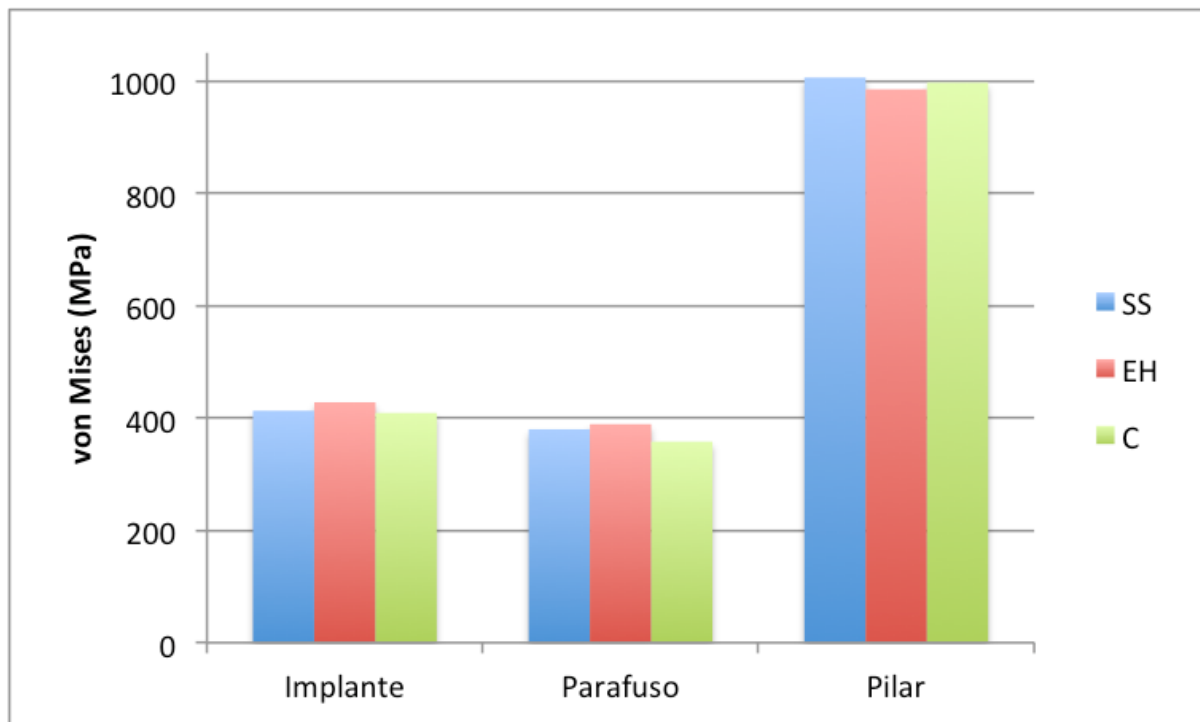


Figura 25 - Tensões de *von Mises* observadas nos implantes, parafusos e pilares protéticos para os três grupos de estudo (C: Controle; EH: Enxerto heterógeno; SS: *Socket Shield*).

Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2019).