



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

Claudia Lopes Brilhante Bhering

“Análise biomecânica de infraestruturas de próteses totais fixas maxilares confeccionadas de acordo com os conceitos all-on-four ou all-on-six”

“Biomechanical analysis of maxillary full-arch fixed prosthetic frameworks manufactured according to all-on-four or all-on-six concept”

Claudia Lopes Brilhante Bhering

“Análise biomecânica de infraestruturas de próteses totais fixas maxilares confeccionadas de acordo com os conceitos all-on-four ou all-on-six”

“Biomechanical analysis of maxillary full-arch fixed prosthetic frameworks manufactured according to all-on-four or all-on-six concept”

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do Título de Doutora em Clínica Odontológica, Área de Concentração - Prótese Dental.

Thesis presented to the Piracicaba Dental School of the University of Campinas in partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor in Clinical Dentistry in the Dental Prosthesis area.

Orientador: Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão

Coorientador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

Este exemplar corresponde à versão final da tese defendida pela aluna Claudia Lopes Brilhante Bhering, e orientada pelo Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão.

Piracicaba

2016

Agência(s) de fomento e nº(s) de processo(s): FAPESP, 2013/22232-0; CAPES, 33003033008P8

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

B469a Bhering, Claudia Lopes Brilhante, 1989-
Análise biomecânica de infraestruturas de próteses totais fixas maxilares confeccionadas de acordo com os conceitos *all-on-four* ou *all-on-six* / Claudia Lopes Brilhante Bhering. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2016.

Orientador: Valentim Adelino Ricardo Barão.
Coorientador: Marcelo Ferraz Mesquita.
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese dentária fixada por implante. 2. Análise de elementos finitos. 3. Titânio. 4. Ligas de cromo. 5. Zircônia tetragonal estabilizada por ítrio. I. Barão, Valentim Adelino Ricardo, 1983-. II. Mesquita, Marcelo Ferraz, 1967-. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Biomechanical analysis of maxillary full-arch fixed prosthetic frameworks manufactured according to *all-on-four* or *all-on-six* concept

Palavras-chave em inglês:

Implant-supported dentures

Finite element analysis

Titanium

Chromium alloys

Yttria stabilized tetragonal zirconia

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutora em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Valentim Adelino Ricardo Barão [Orientador]

José Maurício dos Santos Nunes Reis

Pedro Yoshito Noritomi

Rafael Leonardo Xediek Consani

Marina Xavier Pisani de Souza

Data de defesa: 15-04-2016

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 15 de Abril de 2016, considerou a candidata CLAUDIA LOPES BRILHANTE BHERING aprovada.

PROF. DR. VALENTIM ADELINO RICARDO BARÃO

PROF. DR. JOSÉ MAURÍCIO DOS SANTOS NUNES REIS

PROF. DR. PEDRO YOSHITO NORITOMI

PROF. DR. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

PROF^a. DR^a. MARINA XAVIER PISANI DE SOUZA

A Ata da defesa com as respectivas assinaturas dos membros encontra-se no processo de vida acadêmica do aluno.

Dedico este trabalho

À minha mãe, **Cremilda Lopes Brilhante**, minha melhor amiga e minha maior companheira. Agradeço pelo seu amor incondicional, por todo carinho e paciência dedicados a mim. Agradeço por ser um exemplo de dedicação, perseverança e humildade; por estar ao meu lado em todos os momentos, me dando força, apoio e incentivo. Obrigada por não medir esforços para que os meus sonhos se concretizassem e por muitas vezes ter abdicado das suas realizações pessoais e profissionais para que eu e a nossa família pudéssemos atingir os nossos objetivos. Obrigada por sua confiança e por todo esforço para que eu pudesse chegar até aqui. Agradeço imensamente por ter fornecido meios para que eu tivesse um ensino de qualidade e pudesse alcançar meus objetivos. Mãe, agradeço a Deus por tê-la colocado em minha vida, e por você estar sempre ao meu lado me auxiliando nas lutas diárias. Minha eterna gratidão por tudo que você já fez e ainda tem feito por mim.

Ao meu pai, **Cláudio Brilhante de São José**, pelo amor, carinho, paciência, dedicação, exemplo de humildade, competência e perseverança. Obrigada por me ensinar a buscar os meus sonhos com perseverança e confiança. Obrigada por confiar na minha competência e capacidade de atingir os objetivos que tanto sonhei. Agradeço pelo seu incentivo, suporte e por nunca me deixar desistir! Agradeço pelo seu apoio nos momentos difíceis e por todo o seu esforço para que eu pudesse chegar até aqui. Agradeço imensamente por ter fornecido meios para que eu tivesse um ensino de qualidade e pudesse alcançar meus objetivos. Obrigada por tudo que você já fez e ainda tem feito por mim.

Ao meu irmão, **Ricardo Lopes Brilhante Bhering**, por me apoiar e me auxiliar nos momentos de dificuldade e felicidade. Agradeço pela nossa amizade, cumplicidade, carinho e cuidado que temos um com o outro. Obrigada por estar sempre ao meu lado e por me apoiar na concretização de mais essa etapa da minha vida.

À minha irmã, **Nathália Lopes Brilhante Bhering**, pelo amor, carinho e amizade. Obrigada por todo o seu apoio e incentivo para a concretização desta etapa da minha vida.

À minha tia, **Heloísa Brilhante de São José**, que sempre se manteve muito presente na minha vida e de toda a nossa família. Agradeço por sempre ter me apoiado e estar ao meu

lado em todas as decisões. Agradeço pela confiança em mim depositada, pelo carinho e preocupação com meu bem estar. Obrigada por ter estado presente durante toda a minha trajetória acadêmica. Agradeço imensamente pelo seu incentivo e por ter me fornecidos meios, os quais foram fundamentais, para que eu pudesse concluir essa trajetória e realizar o meu sonho de me tornar Cirurgiã-Dentista, Mestra, e agora, Doutora.

Ao meu namorado, **Bruno Peron Sorato**, pelo carinho, amizade, apoio e compreensão. Agradeço pelo seu amor e companheirismo, laços estes que tem se tornado a cada dia mais fortes e fundamentais na minha vida. Agradeço por estar ao meu lado em todas as minhas decisões. Você e sua família foram os maiores presentes que essa cidade poderia me dar...

Muito Obrigada!

Amo vocês!

Agradecimentos especiais

A **Deus** e a **Nossa Senhora**, pelas oportunidades concedidas, por iluminar o meu caminho e guiar as minhas decisões. Pelo conforto nos momentos difíceis, amparo e proteção.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão**, Professor Assistente da Área de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela sua competência, dedicação, apoio e seriedade. Por toda sua contribuição para a realização deste trabalho e por todos ensinamentos transmitidos ao longo dessa jornada. Agradeço pela sua amizade, pelos seus conselhos e por se prontificar a me ajudar no que quer que seja e sempre de maneira imediata. Agradeço pela convivência agradável e pela confiança em mim depositada. Tenho grande admiração pela sua competência, dedicação, determinação e comprometimento. Você é um grande exemplo para mim, e para tantos outros jovens que se iniciam na carreira acadêmica. Obrigada pela colaboração neste e em outros trabalhos e por transmitir seus conhecimentos a mim sempre com paciência, muita calma e disposição. Agradeço por confiar na minha capacidade, no meu comprometimento e por contribuir imensamente para o meu crescimento pessoal e profissional.

Ao meu coorientador, **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, Titular da Área de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela oportunidade de fazer parte de sua equipe, pela competência e ensinamentos transmitidos ao longo de todos esses anos. Agradeço pela sua amizade e pela convivência agradável durante todo esse tempo em que trabalhamos juntos. Agradeço pelo seu apoio e conselhos, principalmente nos momentos difíceis. Agradeço pela compreensão, paciência e preocupação com o meu bem estar. Obrigada pela confiança que você tem depositado em mim desde a época da Iniciação Científica. Agradeço pela liberdade e oportunidade de auxiliar em outros trabalhos de sua responsabilidade e nas atividades da graduação. Agradeço o apoio, incentivo e, sobretudo, por contribuir para o meu amadurecimento pessoal e profissional.

Ao **Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI**, em especial, à **Divisão de Tecnologias Tridimensionais**, na pessoa do **Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi** e **Ms. Daniel Takanori Kemmoku** por toda dedicação, colaboração, empenho e assessoramento

para a execução deste trabalho. Agradeço imensamente pela realização do mesmo com tamanho profissionalismo e por todos ensinamentos transmitidos. Obrigada pelo acolhimento que sempre nos foi oferecido e por colocarem a nossa disposição todos os recursos e equipamentos do CTI. Agradeço por toda a paciência e disposição que vocês sempre tiveram em nos transmitir os conhecimentos sobre os conceitos e ferramentas envolvidas na metodologia de Análise de Elementos Finitos.

Agradecimentos

À **Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP**, na pessoa do seu Magnífico Reitor **Prof. Dr. Jose Tadeu Jorge**.

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP**, na pessoa do seu Diretor **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques** e do Diretor Associado **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto** pela oportunidade da realização da Graduação e Pós-Graduação.

À **Profa. Dra. Cíntia Pereira Machado Tabchoury**, Coordenadora Geral do Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas.

À **Profa. Dra. Karina Gonzales Silvério Ruiz**, Coordenadora do Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES** pela concessão de Bolsa de Estudo, fundamental para a realização do Doutorado.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP**, pela concessão da Bolsa de Doutorado, Processo nº 2013/22232-0, fundamental para o desenvolvimento desta pesquisa e realização do Doutorado. Agradeço por todo incentivo à pesquisa que recebi por meio da Fundação ao longo da minha trajetória acadêmica.

À empresa **Conexão Sistema de Prótese**, pela concessão das imagens dos implantes e componentes protéticos utilizados neste estudo.

Aos Professores da Banca do Exame de Qualificação, **Prof. Mario Alexandre Coelho Sinhoretí**, **Prof. Dr. Wander José da Silva** e **Prof. Alexandre Rodrigues Freire**, pelas considerações, sugestões e correções fundamentais para o aprimoramento deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, pelo agradável convívio, por se dispor e por todos ensinamentos transmitidos durante esses anos.

Ao **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani**, por ser sempre tão prestativo e atencioso. Por me auxiliar sempre que necessário. Pela oportunidade de participação nas atividades da graduação. Agradeço pela sua amizade, pelos conhecimentos transmitidos, pelo convívio agradável e pelas palavras de incentivo.

Ao **Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo** e a sua esposa, **Naiara Ferreira de Paula Nóbilo**, pela amizade e convívio agradável. Agradeço por todo carinho e atenção durante esses anos de convívio. Obrigada por receberem a mim e a minha família, sempre com tanto carinho e zelo na casa de vocês. Agradeço ainda, ao **Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo**, pelos ensinamentos transmitidos ao longo desses anos e pela oportunidade de participar do curso de Aperfeiçoamento em Prótese sobre Implantes, onde pude aprimorar meus conhecimentos clínicos.

À **Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury**, **Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, **Profa. Dra. Célia Mariza Rizzatti Barbosa**, **Prof. Dr. Wander José da Silva**, por todos ensinamentos, os quais contribuíram para o meu crescimento profissional.

Aos Professores do **Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica e demais áreas**, pelos ensinamentos que contribuíram para a minha formação acadêmica.

À secretária do Departamento de Prótese e Periodontia, **Eliete A. F. Lima Marim**, pela simpatia, auxílio e amável convivência durante todo o decorrer do curso de pós-graduação. Obrigada por ser sempre tão prestativa e atenciosa!

À secretária do Laboratório de Prótese Parcial Removível, **Gislaine Piton**, pela ajuda e disponibilidade durante todo esse período.

Às funcionárias da Coordenadoria de Pós-Graduação, **Raquel Q. Marcondes Cesar**, **Ana Paula Carone** e **Érica A. Pinho Sinhoreti**, pela simpatia e por toda a ajuda durante esses anos.

Ao técnico em Prótese Dental, **Eduardo Pinez Campos**, pela confecção dos enceramentos da infraestrutura protética utilizada neste trabalho. Pela sua dedicação, atenção,

conselhos, agradável convivência e por toda a sua ajuda durante esses anos de convívio no Laboratório de Prótese Total.

Aos meus avós **Tereza Brilhante de São José** e **Jair de São José**, por todo amor e carinho dedicados a mim e a nossa família. Por terem constituído uma família tão unida e serem verdadeiros exemplos de simplicidade, amor e companheirismo. Agradeço imensamente pelos conselhos, incentivo e pelos valores morais transmitidos.

Aos meus avós **Maria** (*in memoriam*) e **Satiro Miranda** (*in memoriam*) que mesmo do plano espiritual, tenho certeza que estão zelando por mim.

Ao meu cunhado, **Jaime Texeira Guimarães**, pelo carinho dedicado a minha família e por sempre torcer pelo meu sucesso pessoal e profissional.

À minha tia, **Eliana Brilhante de São José**, pelo apoio, incentivo e por acompanhar a minha trajetória profissional. Pelo seu empenho e torcida para o meu sucesso.

Ao meu tio, **Sérgio Brilhante de São José**, por acreditar na minha capacidade e por colaborar para que eu tivesse um ensino de qualidade, o que me proporcionou concluir este sonho hoje. Agradeço imensamente pelo seu apoio e incentivo.

À toda minha família, em especial, a **Tia Rosane, Tio José Antônio, Túlio e Nira**, pelo apoio e incentivo. Obrigada por acreditarem na minha capacidade e torcerem pelo meu sucesso.

Aos meus tios do coração e padrinhos de formatura, **Maria Aparecida Amorim** e **Roque Amorim**, por fazerem parte da minha vida. Por colaborarem para que eu tivesse meios de realizar esse projeto. Por me acolherem como parte da sua família e me tratarem com o mesmo carinho e amor que aos próprios filhos. Agradeço imensamente a vocês e toda a sua família, por acreditarem na minha capacidade e competência. Pela confiança em mim depositada e por terem me apoiado desde que eu me mudei para São Paulo. Vocês são como uma família para mim! Eu amo muito vocês!

Aos meus sogros, **Cleres Peron Sorato** e **Marcelo Pizzo Sorato**, e às minhas cunhadas **Beatriz Peron Sorato** e **Caroline Peron Sorato**, por me acolherem com tanto amor e carinho em sua família. Por abrirem as portas da sua casa para mim como se fosse a minha própria casa. Por me apoiarem incondicionalmente para que eu finalizasse essa etapa da minha

vida. Eu agradeço imensamente todo o carinho, apoio e incentivo que vocês têm me dado. Eu prezo muito a companhia de cada um de vocês e me sinto alegre quando estão por perto. Conhecer o Bruno, e conseqüentemente a família de vocês, foi uma verdadeira bênção em minha vida. Obrigada por permitirem que eu faça parte desta família querida e por partilhar todos os momentos que temos vividos juntos. Agradeço em especial, à minha sogra, pela confiança em mim depositada e por todas as palavras de incentivo, conselhos e apoio incondicional. Obrigada pelo carinho e por ter se tornado, para mim, uma verdadeira “mãezona”.

Aos amigos, **Selma Salustiano** e **Ely Salustiano**, pela amizade e incentivo. Por acreditarem na minha competência e por me apoiarem sempre. Agradeço imensamente pelo carinho, disponibilidade e confiança.

A minha amiga e eterna professora, **Dra. Jessica Mie Ferreira Koyama Takahashi**, por toda sua contribuição para o meu crescimento profissional. Agradeço pela sua amizade, paciência, ensinamentos e incentivo. Agradeço por apesar da distância, você estar sempre disposta a me auxiliar e a aconselhar no que for preciso. Obrigada por ter me dado a oportunidade de trabalhar ao seu lado e por todos os conhecimentos que você tem transmitido a mim desde a época da Iniciação Científica. Agradeço ainda, ao seu noivo, **Hugo do Vale**, pela amizade e por todo apoio e atenção a mim concedida.

À colega de pós-graduação, **Anna Gabriella Camacho Presotto**, pela dedicação e seriedade na realização do seu projeto de Mestrado. Agradeço por confiar em mim e em meus conhecimentos para ajudá-la a realizá-lo. Obrigada pelo apoio, convívio agradável e por sempre se dispor.

À **Vanessa Tramontino Mesquita**, pela amizade, ensinamentos, conselhos, confiança e incentivo. Obrigada por você e o **Prof. Marcelo** sempre me tratarem com distinção e carinho.

Ao amigo, **Ataís Bacchi**, pelos ensinamentos sobre essa metodologia, bem como sobre diversos outros assuntos da área de Odontologia. Agradeço pela sua amizade e companheirismo dentro e fora da Faculdade. Agradeço pelo incentivo e por estar sempre disponível a me ajudar e ensinar. Agradeço pelas oportunidades e pela confiança concedida.

À amiga, **Adriana Torres**, pelo incentivo, carinho, apoio e amizade. Por me fazer acreditar na minha capacidade. Agradeço por sempre me ouvir e me aconselhar. Agradeço pela sua preocupação com minha felicidade e sucesso profissional. Agradeço por ajudar a tornar a minha estadia em Piracicaba um período muito mais agradável.

Às amigas e irmãs de coração, **Nathalia Censi, Juliana Matsuoka, Ingrid Belapetravicius, Flávia Gouvêa, e Sylvia Gurgel** pela amizade, por compreenderem os momentos de ausência, por me ouvirem e me apoiarem nos momentos difíceis, por compartilharem tantas alegrias comigo e por sempre me incentivarem. Amigas como vocês são raras! Agradeço imensamente a Deus por ter conhecido vocês!

À amiga, **Indira Cavalcanti**, pela amizade, companheirismo e cumplicidade. Obrigada por mesmo de longe, sempre se fazer presente. Obrigada pela convivência agradável durante o período em que dividimos apartamento. Agradeço por me ouvir, me aconselhar, me incentivar e por permitir que eu também faça o mesmo por você.

Ao amigo, **Tales Candido**, companheiro em todos os momentos. Agradeço pela amizade verdadeira, pelo apoio, gentileza, incentivo e auxílio. Obrigada por tornar esse período das nossas vidas muito mais agradável.

À amiga, **Isabella da Silva Vieira Marques**, pela amizade, pelos momentos únicos que partilhamos ao longo da pós-graduação. Agradeço pelo apoio, cumplicidade, incentivo, experiências trocadas e convívio agradável. Obrigada pela amizade e carinho.

Ao amigo e companheiro de doutorado, **Bruno Massucato Zen**, pelas experiências trocadas, pela cumplicidade e amizade. Agradeço por sempre poder contar com você. Seu apoio, ajuda e amizade foram muito importantes na concretização desta fase.

À amiga, **Marília Zeczkowski**, pela sua amizade, companheirismo e pelos momentos agradáveis que compartilhamos em Piracicaba desde que nos conhecemos. Agradeço por ter se tornado um pessoa essencial em minha vida em tão pouco tempo! Obrigada por todo apoio e carinho.

À amiga, **Andréa Araújo Vasconcellos**, pelo convívio e amizade durante esses anos de pós-graduação. Obrigada pela sua confiança e por mesmo de longe, acompanhar e estimular o meu crescimento profissional e torcer pela minha felicidade.

Aos amigos, **Priscilla Lazari** e **Marco Aurélio Carvalho**, por me incentivarem ao estudo desta metodologia. Agradeço pela amizade, apoio e tantos momentos que partilhamos desde o ingresso na pós-graduação.

Às amigas e amigos de Pós-Graduação, **Cindy Dodo**, **Germana Camargos**, **Larissa Vilanova**, **Anna Paula Martins**, **Lis Meirelles**, **Paula Furlan**, **Silvia Lucena**, **Leonardo Luthi**, **Camila Lima**, **Antônio Pedro Ricomini**, **Kelly Andrade**, **Bruna Alfenas**, **Dirmovan Bordin**, **Renata Lacerda**, **Maíra Serra e Silva**, **Brunna Moreira**, **Guilherme Henrique Oliveira**, **Caio Vinicius Grohmann**, **Isabela Grohmann**, e **Eveline Soares** pelos momentos de descontração, amizade e prazerosa convivência.

Aos demais amigos e colegas do Laboratório de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, **Marina Pisani**, **Sabrina Rodrigues**, **Juliana Nuñez-Pantoja**, **Adaias Mattos**, **Erika Ogawa**, **Thamara Beline**, **Heloísa Pantaroto**, **Jairo Cordeiro**, **Mariana Agostinho**, **Ana Patrícia Macedo**, **Moisés Nogueira**, **Conrado Caetano**, **Júlia Campana**, **Ricardo Caldas**, **Sales Barbosa**, **Breno Cavallieri**, **Felipe Franco**, **Caroline Odo**, **Gabriela Cassaro**, **Bruna Ximenes** e **Veber Bonfim**, pela amizade, convívio e experiências trocadas.

A todos os amigos, familiares e pessoas que indiretamente torceram por mim, contribuindo para a concretização deste trabalho e desta etapa da minha vida.

Epígrafe

“A persistência é o menor caminho para o êxito”

(Charles Chaplin)

Resumo

O objetivo neste estudo foi avaliar, por meio da análise tridimensional de elementos finitos, duas técnicas alternativas aos procedimentos de enxertia óssea para a reabilitação de maxila totalmente edêntula com implantes osseointegrados (*all-on-four* e *all-on-six*) e o efeito do material da infraestrutura protética sobre a transmissão de tensões ao sistema implantossuportado. Um modelo geométrico tridimensional foi confeccionado simulando uma maxila totalmente edêntula, com pneumatização moderada do seio maxilar na região posterior, reabilitada com uma prótese total fixa implantossuportada. Os modelos foram confeccionados contendo 4 implantes posicionados de acordo com a técnica “*all-on-four*” (F) e 6 implantes de acordo com a técnica “*all-on-six*” (S). Em seguida, protótipos dos modelos virtuais foram confeccionados em uma impressora 3D e um enceramento de uma infraestrutura para prótese total fixa com recobrimento cerâmico foi obtido. O enceramento foi escaneado e as imagens obtidas permitiram a modelagem de uma infraestrutura de prótese total fixa com contornos anatômicos para cada um dos materiais avaliados: cobalto-cromo (CoCr), titânio comercialmente puro (Ti) e zircônia (Zr). Todas as estruturas foram modeladas no programa Rhinoceros 5.0 SR8. Seis modelos tridimensionais foram obtidos de acordo com os grupos avaliados: F-CoCr, F-Ti, F-Zr, S-CoCr, S-Ti, S-Zr. Os modelos foram transportados para o *software* HyperMesh 13.0, no qual foram geradas as malhas com elementos tetraédricos. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, linearmente elásticos e homogêneos. Após a obtenção da malha, condições de contorno e carregamento, os modelos foram transportados para o *software* de simulação mecânica (Optistruct 13.0). Pré-carga correspondente ao torque de 10 N.cm (138,9 N), foi aplicada sobre os parafusos protéticos. Em seguida, uma força unilateral oblíqua (30 graus de inclinação) de 150 N foi aplicada na superfície oclusal dos dentes posteriores da infraestrutura protética. Os resultados foram avaliados qualitativamente e quantitativamente através das tensões de von Mises (σ_{VM}), tensão máxima (σ_{max}) e mínima (σ_{min}) principais e deslocamento. A distribuição de tensão observada entre os materiais avaliados foi similar. Já em relação aos conceitos de tratamento avaliados, o grupo *all-on-six* apresentou distribuição de tensão em uma maior área. O grupo *all-on-six* apresentou menores valores de σ_{min} , σ_{VM} e σ_{max} sobre o osso cortical, implantes e osso trabecular, respectivamente. Maior deslocamento do sistema implantossuportado foi notado no grupo *all-on-four*. As

infraestruturas em Ti acarretaram em maiores valores de tensão sobre o osso cortical, implantes, *abutments*, parafusos protéticos e promoveram maior deslocamento do conjunto. Valores similares de tensão foram notados para as infraestruturas em CoCr e Zr. Maiores valores de tensão na infraestrutura protética foram observados quando materiais mais rígidos foram empregados (CoCr e Zr). Com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que a técnica *all-on-six* permite a eliminação do cantilever da infraestrutura protética e apresenta resultados biomecânicos mais favoráveis que o conceito *all-on-four*. Materiais mais rígidos diminuem os níveis de tensão transmitidos para o osso, implantes, parafusos protéticos, *abutments* e reduzem o deslocamento do conjunto implantossuportado.

Palavras-chave: Prótese dentária fixada por implante. Análise de elementos finitos. Titânio. Ligas de Cromo. Zircônia tetragonal estabilizada por Ítrio.

Abstract

This study used a three-dimensional (3D) finite element analysis (FEA) to evaluate two treatments concept alternatives to bone grafting procedure for the rehabilitation of edentulous maxilla with dental implants (all-on-four and all-on-six), and the effect of the prosthetic framework material on the stress distribution on implant-supported system. A geometric 3D model was built simulating an entirely edentulous maxilla with moderate maxillary sinus pneumatization, in posterior region and was rehabilitated with full-arch fixed dental prosthesis. The models were confectioned with four implants according to all-on-four (F) treatment concept or six implants according to all-on-six (S) ones. The prosthetic framework was modeled from scanning of a waxed prosthetic framework for full-arch fixed dental prosthesis with ceramic veneering. Three materials were evaluated as prosthetic framework material: cobalt-chrome (CoCr), commercially pure titanium (Ti) and zirconia (Zr). All structures were modeled in Rhinoceros 5.0 SR8 software. Six models were obtained according to groups: F-CoCr, F-Ti, F-Zr, S-CoCr, S-Ti, S-Zr. The assembly was transported to HyperMesh 13.0 in which were generated the mesh with tetrahedral elements. All structures were considered homogeneous, isotropic and linearly elastic. After obtaining the mesh and boundary and loading conditions, the models were transported to the mechanical simulation software (Optistruct 13.0). A preload of 10 N.cm (138.9N) was applied over prosthetic screws. Then, unilateral oblique force (30 degrees inclination) of 150 N was applied to the occlusal surface of the posterior teeth of the prosthetic framework. The results were evaluated using von Mises stress (σ_{VM}), maximum (σ_{max}) and minimum (σ_{min}) principal stress and displacement. The stress distribution observed between the materials tested was similar. Regarding to the treatment concepts, the all-on-six group showed a stress distribution in a larger area. All-on-six treatment concept showed smaller σ_{min} , σ_{VM} and σ_{max} values on the cortical bone, implants and trabecular bone, respectively. Greater displacement of the implant-supported system was noted in all-on-four group. Ti framework resulted in higher stress values on the cortical bone, implants, abutments, prosthetic screws, and set displacement. Similar stress values were noted for CoCr and Zr frameworks. Higher stress values in prosthetic framework were seen when more rigid materials were employed (CoCr and Zr). It can be conclude that all-on-six approach allows the elimination of the cantilever and showed the most favorable biomechanical behavior. The

prosthetic framework material influences the stress levels in implant-support system. Stiffer materials decreased the stress levels for bone, implants, screws, abutments and reduced displacements level of the implant-supported system.

Key-words: Implant-supported dentures. Finite element analysis. Titanium. Chromium alloys. Yttria stabilized tetragonal zirconia.

Sumário

<i>1 Introdução.....</i>	<i>21</i>
<i>2 Artigo: Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: a prototyping guided 3D-FEA.....</i>	<i>27</i>
<i>3 Conclusão</i>	<i>53</i>
<i>Referências</i>	<i>54</i>
<i>Anexo 1: Comprovante de submissão do artigo.....</i>	<i>60</i>
<i>Anexo 2: Comprovante de revisão do inglês.....</i>	<i>61</i>

1 Introdução

A descoberta do princípio da osseointegração entre tecido ósseo e superfície do implante aloplástico na década de 70 (Branemark *et al.*, 1977) revolucionou a Odontologia. Desde então, a utilização de implantes osseointegrados como forma de reter e suportar próteses tem sido demonstrada como um método eficiente no campo da Implantodontia (Moraschini *et al.*, 2015; Altuna *et al.*, 2016). Nas últimas décadas, as modificações no design, na superfície e no tipo de conexão dos implantes permitiram a alteração do protocolo inicialmente proposto por Branemark, alterando o número de implantes necessários para a confecção de reabilitações múltiplas.

Apesar da evolução das técnicas cirúrgicas e protéticas, a reabilitação de maxilas atróficas ainda pode ser considerada um desafio estético e cirúrgico (Malo *et al.*, 2005; Chiapasco & Zaniboni, 2009; Malo *et al.*, 2011; Patzelt *et al.*, 2014; Almeida *et al.*, 2015) para a maioria dos implantodontistas. Após a perda dos dentes, a maxila é severamente acometida pela reabsorção do rebordo alveolar, processo este, que se intensifica ao longo do tempo (Patzelt *et al.*, 2014). A atrofia do rebordo maxilar é complexa e pode se desenvolver de forma tridimensional, pois, envolve reabsorção vertical, horizontal e pneumatização do seio maxilar (Chiapasco & Zaniboni, 2009). Além disso, a reabsorção centrípeta pode levar a discrepâncias horizontais em relação a mandíbula (Chiapasco & Zaniboni, 2009). Todos esses fatores dificultam a colação de implantes e obtenção de um resultado estético favorável.

Assim, as características comumente encontradas no rebordo maxilar, tais como: baixa densidade e qualidade óssea (osso tipo III ou IV) (Capelli *et al.*, 2007; Silva *et al.*, 2010; Cidade *et al.*, 2014), fossa nasal alongada (Penarrocha-Oltra *et al.*, 2013; Almeida *et al.*, 2015), pneumatização do seio maxilar e reabsorção da região posterior (Malo *et al.*, 2005; Chiapasco & Zaniboni, 2009; Malo *et al.*, 2011), dificultam o tratamento com implantes. A pequena disponibilidade óssea é uma das principais limitações, pois restringe o número, o tamanho, o diâmetro e o posicionamento dos implantes (Almeida *et al.*, 2015), o que dificulta a higienização e compromete o resultado estético da prótese. A limitada disponibilidade óssea da maxila é um fator importante a ser analisado uma vez que influencia fortemente a escolha do tratamento reabilitador (Corbella *et al.*, 2015).

A dificuldade de posicionamento dos implantes na região posterior de maxila leva muitas vezes à necessidade de extensão do *cantilever* (Malhotra *et al.*, 2012) ou manobras cirúrgicas de enxertia óssea (Malo *et al.*, 2003; Malo *et al.*, 2005; Chiapasco & Zaniboni, 2009; Malo *et al.*, 2011; Patzelt *et al.*, 2014). A extensão do *cantilever* aumenta em duas a três vezes as forças transmitidas aos implantes (Malhotra *et al.*, 2012; Baggi *et al.*, 2013) e está associada à diminuição da taxa de sobrevivência da prótese e ao aumento de complicações mecânicas (Salvi & Bragger, 2009), o que a longo prazo pode acarretar em sobrecarga e falha da osseointegração. Já os enxertos ósseos envolvem a realização de várias intervenções cirúrgicas, o que demanda um maior tempo de tratamento. Além disso, este procedimento apresenta maior morbidade pós-operatória, pois frequentemente os sítios doadores correspondem a áreas extra-buciais ou apresentam complicações relacionadas ao hospedeiro (Dimitriou *et al.*, 2011). Estes fatores elevam o custo do tratamento e diminuem a aceitabilidade do paciente em relação a esta modalidade terapêutica (Cidade *et al.*, 2014).

Visando solucionar esses problemas, o conceito “*all-on-four*” (Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia) foi desenvolvido por Malo *et al.*, em 2003. Esta técnica tem como objetivo criar um tratamento rápido e de baixo custo para os pacientes totalmente desdentados (Malo *et al.*, 2003; Malo *et al.*, 2005), exigindo um volume mínimo de osso e evitando-se, na maioria das vezes, procedimentos de enxerto ósseo (Malo *et al.*, 2007a). Este conceito consiste na colocação de 4 implantes para reabilitar arcos completamente edêntulos com próteses totais fixas (Malo *et al.*, 2007a). Para tal, 2 implantes são posicionados verticalmente na região anterior do rebordo alveolar e 2 implantes são posicionados com uma inclinação de 30° a 45° para a distal, na região posterior. A inclinação dos implantes posteriores é vantajosa por permitir a utilização de implantes mais longos com boa ancoragem cortical e em posições favoráveis para o suporte protético, reduzindo o comprimento do *cantilever* e a distância inter-implantar (Krekmanov *et al.*, 2000; Aparicio *et al.*, 2001; Pomares, 2009). Embora estudos apontem elevada taxa de sucesso para este tipo de tratamento (Malo *et al.*, 2003; Malo *et al.*, 2005; Pomares, 2009; Malo *et al.*, 2011; Patzelt *et al.*, 2014), alguns autores assinalam que a inclinação dos implantes pode aumentar a tensão na região peri-implantar, devido a introdução de maior quantidade de momentos fletores sobre o sistema (Krekmanov *et al.*, 2000; Watanabe *et al.*, 2003; Caglar *et al.*, 2006), o que poderia diminuir a longevidade da reabilitação.

Além dos implantes inclinados, a utilização de implantes curtos (<10mm) é outra alternativa aos procedimentos de enxertia óssea em regiões de pouco remanescente (Chiapasco & Zaniboni, 2009; Sun *et al.*, 2011; Ozdemir Dogan *et al.*, 2014; Almeida *et al.*, 2015; Corbella

et al., 2015). Considerando a baixa densidade e qualidade óssea comumente observada nas maxilas desdentadas, a associação de implantes curtos na região posterior pode ser assinalada como uma opção viável do ponto de vista biomecânico, uma vez que maior número de implantes pode permitir uma melhor distribuição dos mesmos no arco e resultar em redução ou eliminação do *cantilever* da prótese, podendo proporcionar portanto, melhor distribuição das forças sobre o sistema implantossuportado.

Implantes de 7,0 e 8,5mm têm apresentado taxas de sucesso similares à implantes de maior comprimento (Malo *et al.*, 2007b). No entanto, uma revisão sistemática recente (Corbella *et al.*, 2015) mostrou que, apesar das elevadas taxas de sucesso, a utilização de implantes curtos como método alternativo para a reabilitação de maxila posterior necessita de maior investigação para ser considerado tão eficaz quanto às outras técnicas. A maioria dos trabalhos não apresenta acompanhamento clínico superior a cinco anos (Corbella *et al.*, 2015), o que dificulta o entendimento do comportamento biomecânico desses implantes a longo prazo.

Apesar do planejamento com seis implantes por meio da associação de implantes curtos na região posterior de maxila (*all-on-six: distal short implant*) aparentemente induzir menores níveis de tensão quando comparado à técnica *all-on-four* (Almeida *et al.*, 2015), fatores relacionados à prótese ainda não foram avaliados para ambas situações. A influência de diversos elementos importantes para a transmissão de tensão na região peri-implantar tais como: material da infraestrutura protética, revestimento estético, atuação de forças oclusais estáticas e dinâmicas, não tem sido considerados para o planejamento com quatro ou seis implantes. Além disso, existem poucos estudos (Almeida *et al.*, 2015) avaliando o comportamento biomecânico de implantes curtos quando associados a implantes longos, visando à reabilitação de maxilas com próteses totais fixas como método alternativo aos enxertos ósseos. A maioria dos estudos aborda apenas o comportamento desses implantes em reabilitações unitárias ou com próteses parciais fixas (Atieh *et al.*, 2012; Monje *et al.*, 2014; Corbella *et al.*, 2015).

Embora, após a osseointegração, a interface osso-implante possa ser considerada previsível (Branemark *et al.*, 1977), complicações podem ocorrer na prótese, colocando em risco a estabilidade dessa união. O material da infraestrutura protética tem sido sugerido como um fator importante para obtenção de sucesso e previsibilidade em reabilitações implantossuportadas, visto que influencia a biomecânica e a transmissão de tensão para a interface osso/implante e demais componentes do sistema (Meriç *et al.*, 2011; Bacchi *et al.*, 2013a).

Quando confeccionadas em diferentes materiais, infraestruturas implantossuportadas apresentam diferentes níveis de transmissão de tensões para o sistema (de Torres *et al.*, 2011; Abduo *et al.*, 2012; Bacchi *et al.*, 2013a; Bacchi *et al.*, 2013b). Ligas metálicas não preciosas como as de cobalto-cromo (CoCr) e titânio têm sido muito utilizadas para confecção de infraestruturas protéticas. O titânio tornou-se bastante atrativo graças à sua biocompatibilidade, baixo custo, alta resistência à corrosão, baixa densidade e propriedades mecânicas favoráveis (Watanabe *et al.*, 1997). Já as ligas de CoCr tem sido sugeridas devido a seu custo reduzido em relação ao titânio e às ligas nobres, biocompatibilidade, facilidade de fundição (Hulterstrom & Nilsson, 1991) e disponibilidade de utilização de componentes com base pré-fabricada (indicados para sobrefundição) (Bhering *et al.*, 2013; Bhering *et al.*, 2015).

Contudo, devido às exigências estéticas tanto dos pacientes quanto dos profissionais, a zircônia tem sido proposta como material para confecção de infraestruturas protéticas implantossuportadas (Abduo *et al.*, 2011; Abduo & Lyons, 2012; Abduo & Swain, 2012). Entretanto, os resultados em relação à tensão transmitida por este material ainda são controversos (Abduo & Lyons, 2012; Abduo *et al.*, 2012; Abduo & Swain, 2012). Adicionalmente, pouco se sabe em relação à sua resistência e transmissão de tensões quando submetido às forças oclusais, bem como seu comportamento biomecânico em situações com um menor número de implantes ou quando na presença de angulação dos mesmos. Além disso, ensaios clínicos e laboratoriais avaliando sua longevidade ainda são escassos, principalmente quando se trata de infraestruturas mais extensas como as infraestruturas para próteses totais fixas. Logo, deve-se ter cautela diante da sua ampla difusão na implantodontia (Abduo & Lyons, 2012), principalmente por este tipo de material não permitir técnicas corretivas e por serem sujeitos a distorções devido ao processo de contração de sinterização.

Considerando que a confecção de infraestruturas de zircônia envolve um investimento financeiro de alto custo, como a aplicação da tecnologia CAD/CAM, estudos “*in vitro*” são fundamentais para estabelecer prerrogativas acerca do comportamento biomecânico desse material previamente à disseminação de seu uso clínico (Abduo *et al.*, 2011), auxiliando, portanto, na determinação da opção mais vantajosa, baseada nos aspectos biomecânicos e custo-benefício em relação aos outros materiais disponíveis no mercado odontológico.

Para avaliação do comportamento biomecânico nos tecidos periimplantares, três metodologias são comumente aplicadas: extensometria, análise fotoelástica, e o método de elementos finitos. A metodologia de análise por elementos finitos tem sido aplicada de forma eficaz na engenharia e na bioengenharia desde a década 50 (Soares *et al.*, 2012). No entanto,

esta ferramenta de análise foi introduzida na Odontologia somente na década de 70 (Weinstein *et al.*, 1976), a fim de avaliar a distribuição de tensões em implantes dentários (Assunção *et al.*, 2012). Uma vez que a quantificação das tensões e deformações no tecido ósseo é difícil de ser realizada clinicamente (Assunção *et al.*, 2012) devido as questões éticas e tendo em vista que os componentes do sistema osso-implante são geometricamente complexos (Geng *et al.*, 2001), essa metodologia tem sido descrita como uma ferramenta eficaz e mais abrangente para a análise do comportamento biomecânico das próteses implantossuportadas (Geng *et al.*, 2001), permitindo prever e quantificar os efeitos das tensões induzidas sob todos os componentes do sistema implante-prótese-osso.

Por meio do método dos elementos finitos é possível verificar os valores de tensão, deformação e deslocamento apresentados pelas estruturas estudadas quando submetidas a cargas internas ou externas (Silva *et al.*, 2010). Esta metodologia tem sido proposta para a avaliação de problemas envolvendo geometrias complexas. Na simulação de elementos finitos, o objeto de estudo é representado por um modelo virtual geometricamente semelhante a estrutura estudada. Estas geometrias são divididas em diversos domínios de dimensões menores, denominados de elementos. Esses elementos são conectados uns aos outros por meio de nós, que correspondem à funções matemáticas responsáveis por fornecer os valores de tensão, deformação ou deslocamento avaliados.

Sendo assim, a metodologia visa encontrar uma solução para um problema complexo por meio da combinação da solução de cada um dos elementos (Geng *et al.*, 2001). Dessa maneira, é possível avaliar a dinâmica das tensões por meio da simulação de um modelo numérico, desenvolvido com auxílio de computador. Os resultados obtidos são facilmente interpretados e visualizados por meio de escalas de cor e cujo valor de tensão varia entre um valor máximo e mínimo (Soares *et al.*, 2012). Permitindo portanto, a visualização da distribuição das tensões e seus valores em todas as superfícies do modelo (Tanino *et al.*, 2007). Os resultados obtidos a partir da análise por elementos finitos permitem prever o comportamento biomecânico dos materiais e tratamentos estudados, podendo ser amplamente aplicado em estudos na área de Odontologia (Tanino *et al.*, 2007).

Em função mastigatória, forças axiais e oblíquas são aplicadas ao longo eixo do implante, e transmitidas ao osso peri-implantar. Há consenso de que a localização e magnitude das forças oclusais afetam a quantidade e qualidade da tensão transmitida para os componentes do sistema implantossuportado (Geng *et al.*, 2001; Sevimay *et al.*, 2005), bem como a sua estabilidade (Farina *et al.*, 2012). Tais forças dependem de diversos fatores como a localização

do implante no arco dental, a natureza da interface osso/implante, a quantidade e qualidade óssea, a geometria do implante utilizado, as características físicas e psicológicas do paciente, a dentição antagonista, o material da infraestrutura e o recobrimento estético (Geng *et al.*, 2001; Eskitascioglu *et al.*, 2004). O carregamento oclusal excessivo pode acarretar em sobrecarga do sistema implantossuportado, reabsorção óssea, e comprometer a longevidade da reabilitação. A tensão induzida pelas cargas oclusais é decorrente da associação entre o tipo e distribuição destas cargas, das propriedades mecânicas das estruturas envolvidas, bem como dos materiais utilizados para a confecção da infraestrutura protética (Barbier *et al.*, 1998). Estes eventos evidenciam a necessidade da avaliação do comportamento biomecânico e dos efeitos de diferentes técnicas (*all-on-four* ou *all-on-six*) para a reabilitação de maxilas totalmente desdentadas por meio de próteses totais fixas, bem como do material da infraestrutura protética, na concentração e transmissão de tensões ao sistema implantossuportado.

2 *Artigo*

Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: a prototyping guided 3D-FEA

Artigo submetido ao periódico *Materials and Science Engineering C*.

Authors: Claudia Lopes Brilhante Bhering¹; Daniel Takanori Kemmoku²; Rafael Leonardo Xediek Consani¹; Pedro Yoshito Noritomi²; Marcelo Ferraz Mesquita¹; Valentim Adelino Ricardo Barão¹.

¹ Department of Prosthodontics and Periodontology, Piracicaba Dental School, University of Campinas (UNICAMP), Piracicaba, Sao Paulo, Brazil.

² Renato Archer Information Technology Center, Campinas, Sao Paulo, Brazil.

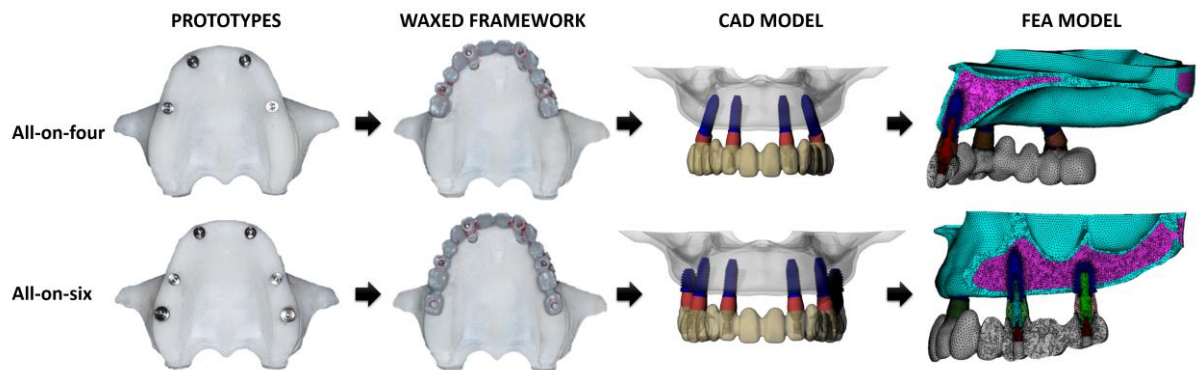
***Corresponding author:**

Address: Av. Limeira, 901, Piracicaba, SP, Brazil 13414-903.

Tel: 55 (19) 2106 5211; **Fax:** 55 (19) 2106 5218

E-mail address: vbarao@unicamp.br; ricardo.barao@hotmail.com

Graphical abstract



Highlights

- All-on-four and all-on-six concepts for the rehabilitation of maxilla were evaluated.
- CoCr, Ti and Zr materials were used as framework materials.
- Prototypes were successfully used to guide finite element model construction.
- All-on-six approach and stiffer frameworks had favorable biomechanical behavior.
- Ti framework and all-on-four concept had the most concerning results.

Abstract

We evaluated two treatment concepts for the rehabilitation of atrophic maxilla with dental implants (all-on-four and all-on-six) and the effect of framework material on the stress distribution of implant-supported system. A three-dimensional finite element model based on a prototype was built to simulate an entirely edentulous maxilla with moderate sinus pneumatization that was rehabilitated with a full-arch fixed dental prosthesis. Four standard implants were positioned according to the all-on-four concept and four standard implants and two short implants were placed according to the all-on-six concept. Three framework materials were evaluated: cobalt-chrome (CoCr), titanium (Ti) and zirconia (Zr), totaling six groups. A unilateral oblique force of 150 N was applied to the posterior teeth. The von Mises (σ_{VM}), maximum (σ_{max}) and minimum (σ_{min}) principal stress and displacements were obtained. All-on-six showed smaller σ_{min} , σ_{VM} and σ_{max} values on the cortical bone, implants and trabecular bone, respectively. All-on-four exhibited higher displacement levels. Ti presented the highest stress values on the cortical bone, implants, abutments, prosthetic screws and displacement levels. In conclusion, the all-on-six approach and framework stiffer materials showed the most favorable biomechanical behavior. The use of prototypes is a feasible tool to guide the construction of finite element models.

Keywords: all-on-four, all-on-six, short implant, framework material, finite elements analysis.

1. Introduction

The edentulous maxilla's anatomic characteristics make rehabilitation of atrophic jaws with dental implants challenging. Its complex, three-dimensional reabsorption process involves vertical and/or horizontal reabsorption of the alveolar ridge and sinus pneumatization [1]. In addition, stretched nasal cavities [2], resorption of the posterior region [3], and low bone quality and quantity [4] are often observed.

The posterior bone reabsorption restricts the use of dental implants and often results in the use of long cantilevered prostheses [5, 6], or sinus-grafting procedures [7]. In the presence of a cantilever, implant overstress can be observed [5, 6], which increases the implant failure risk and biomechanical complications. Sinus-grafting surgery has limitations, including multiple surgical procedures, patient morbidity, a higher risk of complications, a longer treatment period, higher costs and low patient acceptability [8, 9].

The all-on-four concept was introduced to address these problems [10]. This treatment concept enables the rehabilitation of a fully edentulous jaw with minimal bone volume, short treatment intervals, lower cost, lower patient morbidity and a better quality of life [7, 10, 11]. Four implants are used to rehabilitate fully edentulous jaws with fixed dentures [11]. Two implants are placed axially in the anterior region of the alveolar ridge, and two are distally angled (30° to 45°) in the posterior region. Clinical studies [3, 7, 10] have shown that the all-on-four approach is predictable and has an implant cumulative survival rate of up to 99%. However, prosthetic survival can be slightly smaller (up to 95% after 10 years) [12].

The use of short implants in the posterior region is also considered a non-invasive alternative to bone grafting procedures and a viable option from a biomechanical point of view because a larger number of implants can result in a better distribution of force on the implant-support system. Implants of 7.0 and 8.5 mm have shown success rates similar to those of standard-length implants [13].

Although the all-on-six concept appears to induce lower stress compared to the all-on-four concept [14], factors related to the prostheses have not yet been evaluated. The prosthetic framework material plays an important role in stress transmission to the implant-support system and the peri-implant bone region [15]. Titanium and a cobalt-chromium alloy are widely used as prosthetic framework materials due to their biocompatibility, low cost, low density and favorable mechanical properties [16, 17]. Zirconia, which improves the esthetic results, has emerged as a prosthetic framework material [18]. However, studies are conflicting

regarding the stress transmitted by this material [15, 19]. In addition, little is known about either its strength and stress transmission when subjected to occlusal forces or its biomechanical behavior in situations with a smaller number of implants or in tilted implant situations.

Therefore, the aims of this study were to evaluate: (1) two alternatives to a bone grafting procedure for the rehabilitation of atrophic maxilla with dental implants: all-on-four (gold standard) and all-on-six (experimental group) concepts; and (2) the effect of the prosthetic framework material on the stress patterns of the implant-support system. The hypotheses tested were as follows: (1) a short implant in the posterior maxillary (all-on-six concept) would result in lower stress to the implants and bone tissue than do long, angled implants (all-on-four concept); and (2) the prosthetic framework material would be a critical factor for stress in the peri-implant region.

2. Materials and Methods

2.1. Experimental Design

A fully edentulous maxilla was fabricated to simulate an atrophic maxilla with moderate sinus pneumatization that would be rehabilitated with a full-arch fixed dental prosthesis according to the all-on-four (F) or all-on-six (S) treatment concepts. Different framework materials, including cobalt-chromium alloy (CoCr), commercially pure titanium (Ti), and zirconia (Zr) were used. Six three-dimensional (3D) finite element models were created (Table 1).

Table 1. Studied groups

Simulated clinical situation	Prosthetic framework material	Group
All-on-four (F) (Gold standard)	Titanium	F-Ti
	CoCr	F-CoCr
	Zirconia	F-Zr
All-on-six (S) (Experimental Group)	Titanium	S-Ti
	CoCr	S-CoCr
	Zirconia	S-Zr

2.2. Modeling

A 3D virtual model of a fully edentulous maxilla was selected from the computed tomography (CT) database of the Renato Archer Information Technology Center (CTI, Campinas, Sao Paulo, Brazil). The anatomic characteristics of the maxilla model were adjusted based on the literature to simulate the treatments concepts being evaluated. The cortical bone was 1 mm thick and the trabecular bone was an internal structure [20]. In the posterior region, the distance between the residual alveolar ridge and the posterior wall of the sinus floor in short implant region was 8 mm [1]. The final maxilla dimensions were 17 mm high, 55 mm long and 80 mm wide.

Computer-aided design (CAD) images of the implants and prosthetic components were supplied by the manufacturer (Conexao Prosthesis System, Aruja, Sao Paulo, Brazil). Branemark-type implants (EASY-GRIP Porous RD, External Hexagon – HE; Conexao Prosthesis System) and mini-abutments (Micro-Unit, HE - 3.75 x 4.0 mm; Conexao Prosthesis System) were then incorporated into the model and positioned according to each simulated clinical condition (Table 1). The locations and characteristics of the dental implants and mini-abutments are shown in Table 2. All structures were modeled using Rhinoceros 5.0 SR12 software (McNeel North America, Seattle, Washington, USA).

Table 2. Implant location and implant and prosthetic component features.

Implant Number	Group	Implant Location	Implants Positioning	Implant Features	Mini-abutment Features	References
4	F	2 – Lateral incisor	Vertical	HE – 4.0 × 11.5 mm	Straight profile – 4.0 × 4.0 mm	[3, 10, 13]
		2 – 2 nd Premolar	Inclined 45° to the distal	HE – 4.0 × 13 mm	30° Angled profile – 4.0 × 4.0 mm	
6	S	2 – Lateral incisor	Vertical	HE – 4.0 × 11.5 mm	Straight profile – 4.0 × 4.0 mm	[13]
		2 – 2 nd Premolar	Vertical	HE – 4.0 × 11.5 mm	Straight profile – 4.0 × 4.0 mm	
		2 – 2 nd Molar	Vertical	HE – 5.0 × 7.0 mm	Straight profile – 4.0 × 4.0 mm	

Using the Selective Laser Sintering technique and a 3D printer (HiQ 2000 3Dsystems, Hemel Hempstead, UK), prototypes of the virtual models were made with nylon with perforations in the implant region for each clinical condition. The prototypes were produced to obtain a waxed pattern of the prosthetic frameworks for fixed implant-support dentures with ceramic veneer.

The implants were inserted in the prototypes with the help of a manual torque meter (Conexao Prosthesis System). The implants were numbered 1 to 4 (F groups) and 1 to 6 (S groups) (Fig. 1 a, b). After the insertion of implants and mini-abutments, calcinable mini-abutment cylinders were screwed in place, and the prosthetic framework was waxed with standardized dimensions (Fig. 1 c, d). The waxed prosthetic frameworks were manufactured with 14 teeth (central incisor to second molar bilaterally) for the S groups and 12 teeth for the F groups (central incisor to first molar bilaterally). This difference occurred because of the standardization of the implant positioning in the models. The four implants in the anterior maxilla region were positioned in the same place for both models. In the S groups, the presence of a distal short implant eliminated the need for a cantilever. As the F groups had one less implant on each side than the S groups, the waxed prosthetic framework was manufactured up to the first molar to reduce the cantilever length, which could overestimate the stress into these groups.

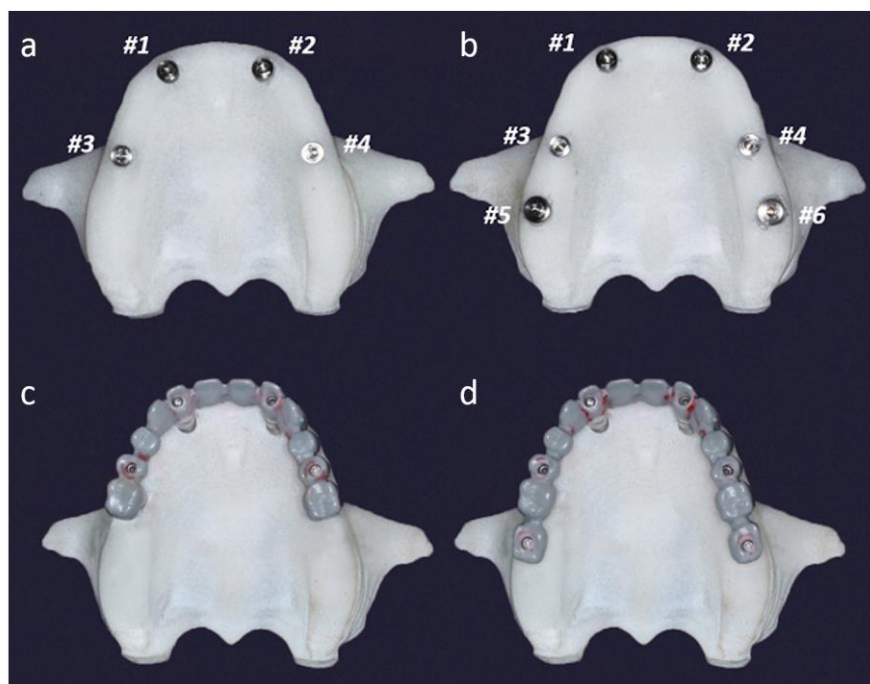


Fig. 1 - Prototypes of the virtual models with the implants and the waxed fixed implant-support prosthetic framework for ceramic veneer: F (a, c) and S (b, d) groups.

The waxed framework guided the modeling of the prosthetic framework because it presented complex contours and dimensions (anatomical shape). Moreover, it served as a "surgical guide" to verify the correct positioning of the implants in the virtual model according to the previously determined regions (Table 2).

The waxed prosthetic framework was scanned (MODELA MDX-20, Roland, Japan), and the images were joined using Meshmixer software (Meshmixer version 10.9.297, Autodesk 2014, Sao Rafael, California, USA). Rhinoceros 5.0 SR12 software was then used to refine the framework contours (Fig. 2). The distance between the prosthetic framework and the maxilla (3.91 mm) and prosthetic framework high (11.11 mm) was constant for all models. The final dimensions of prosthetic framework was the same for all groups, however, F group had 6.96 mm of distal cantilever while S group not presented cantilever. The CAD of the prosthetic screws was imported to the software using its original dimensions.

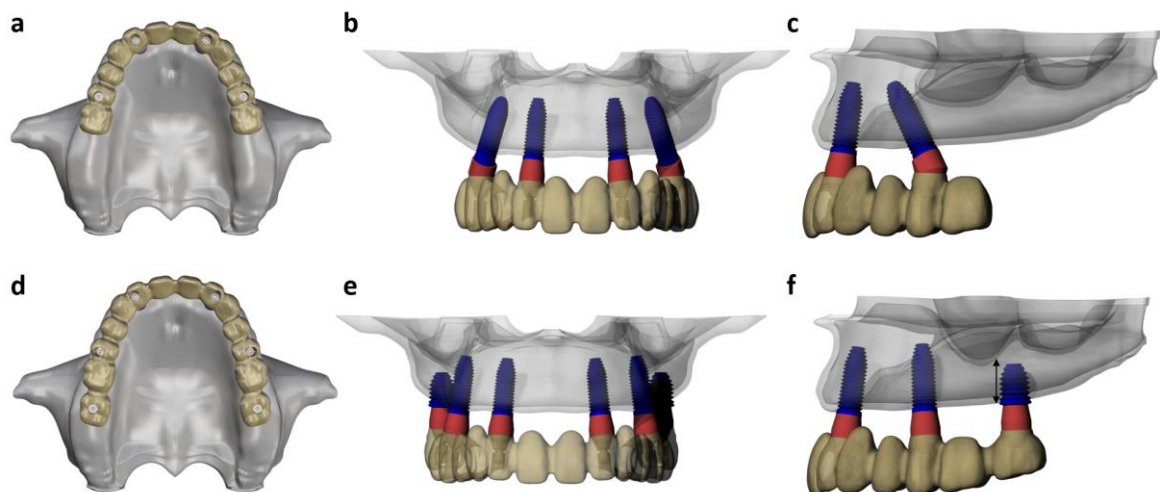


Fig. 2 – Virtual prosthetic framework and implant positioning on a three-dimensional virtual model of the F (a - occlusal view; b - frontal view; c - lateral view) and S (d - occlusal view; e - frontal view; f - lateral view) groups. Note the distance of 8 mm between the residual alveolar ridge and the posterior wall of the sinus floor (black arrow).

2.3. Meshing Procedure

The 3D models were exported to the HyperMesh 13.0 software (HyperWorks version 13.0, Altair, Troy, Michigan, USA) for mesh generation, definition of material properties, boundary and loading conditions.

Tetrahedral elements with 10 nodes were used for mesh generation. The tetrahedral elements were adjusted for all structures with minimum and maximum sizes (0.15 to 0.7 mm). All regions of stress concentration that were of interest were manually refined (Fig. 3). The virtual 3D models presented a total of 1,662,843 elements and 2,658,021 nodes (F groups) and 2,472,167 elements and 3,810,275 nodes (S groups) (Fig. 3). All materials were considered isotropic, linearly elastic and homogeneous. The materials properties are shown in Table 3.

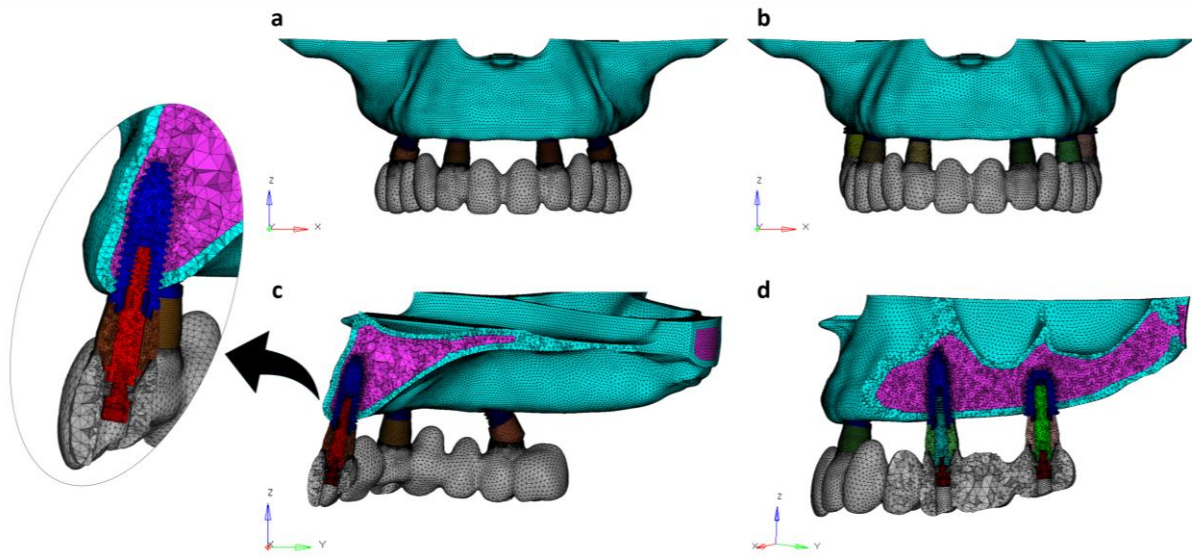


Fig. 3 – Finite element mesh for the F (a - frontal view; c - lateral view) and S (b - frontal view; d - lateral view) concepts. Note the number of elements and the accuracy of the mesh around the implant surface (peri-implant region) and in the contact areas of the framework, abutment, implant and cortical bone.

Table 3. Material properties.

Material	Young's Modulus (E) (GPa)	Poisson Ratio (μ)	References
Cortical bone	13.7	0.3	[15]
Trabecular bone	1.37	0.3	[15, 20]
Implants	110	0.33	[15]
Screws	110	0.28	[15]
Mini Abutment	110	0.28	[15]
CoCr framework	218	0.33	[15]
Ti framework	110	0.28	[15]
Zr framework	205	0.22	[21]

2.4. Boundary and loading conditions

The models were subjected to a rigid fixation restriction in the upper maxilla to prevent displacement in the x, y and z axes (Fig. 4 a, b). The implants were considered fully osseointegrated to the peri-implant bone. The mini-abutment/implant interface was also considered a bonded contact. The prosthetic framework and mini-abutment interface were considered with a 0.3 frictional coefficient [22] to better assess the prosthetic framework displacement. The prosthetic framework was considered to totally fit for mini-abutment.

The preload was calculated as established by Adams and Abraham [23] according to the formula $F = T/(K \cdot D \cdot 1.2)$, where F = axial force in the fastener, T = applied torque, K = friction factor and D = major diameter of the fastener. Based on this, we observed that the application of a 10-N.cm torque generated an axial force of 138.9 N on the prosthetics screws.

For the finite element analysis (FEA), an oblique load of 150 N [14] with a 30° inclination in the linguo-buccal direction was applied unilaterally on the posterior teeth of each framework in the evaluated groups. For the F groups, the load was divided among the first premolar, second premolar and first molar, while for the S groups, the load was divided among the first premolar, second premolar, first molar and second molar (Fig. 4 c, d). The load was divided equally on the posterior teeth to compensate for the difference in the number of teeth in the frameworks of the groups.

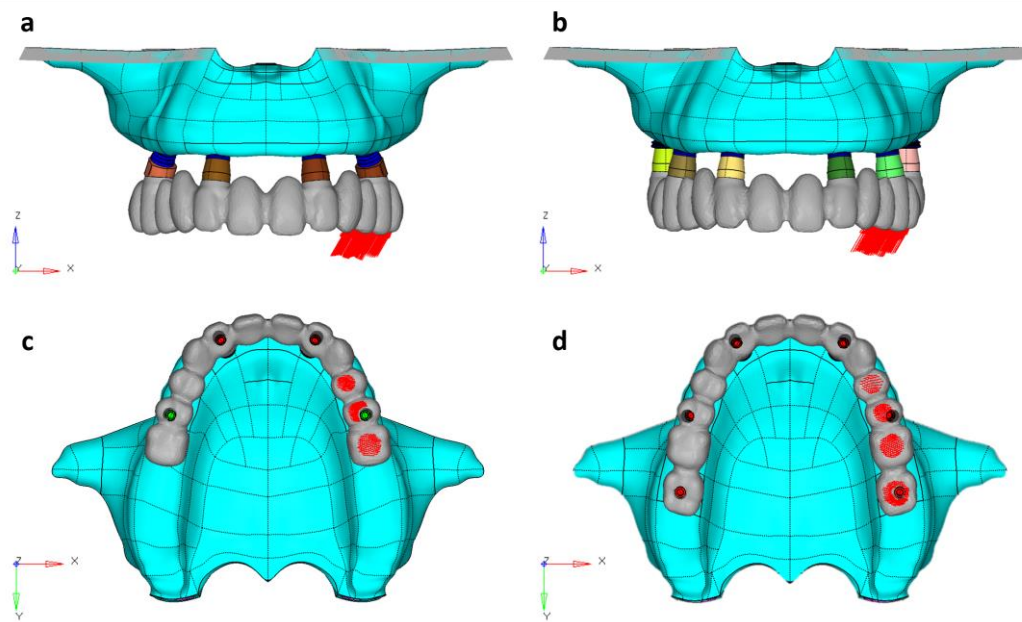


Fig. 4 – Frontal (a, b) and occlusal (c, d) views of the load application (red lines) for the F (a, c) and S (b, d) groups. Note the rigid fixation restriction in the upper maxilla – gray lines (a,b).

2.5. Stress analysis

The FEA was performed using Optistruct 13.0 software, and the results were analyzed in HyperView 13.0 software. von Mises stress (σ_{VM}) was obtained for metallic materials due the ductile nature, and maximum principal stress (σ_{max}) and minimum principal stress (σ_{min}) were obtained for non-ductile materials. The σ_{max} and σ_{VM} stress were obtained for all framework materials due to the heterogeneity of materials properties. A displacement analysis was also performed.

3. Results

The stress values in each structure of all groups are shown in Fig. 5.

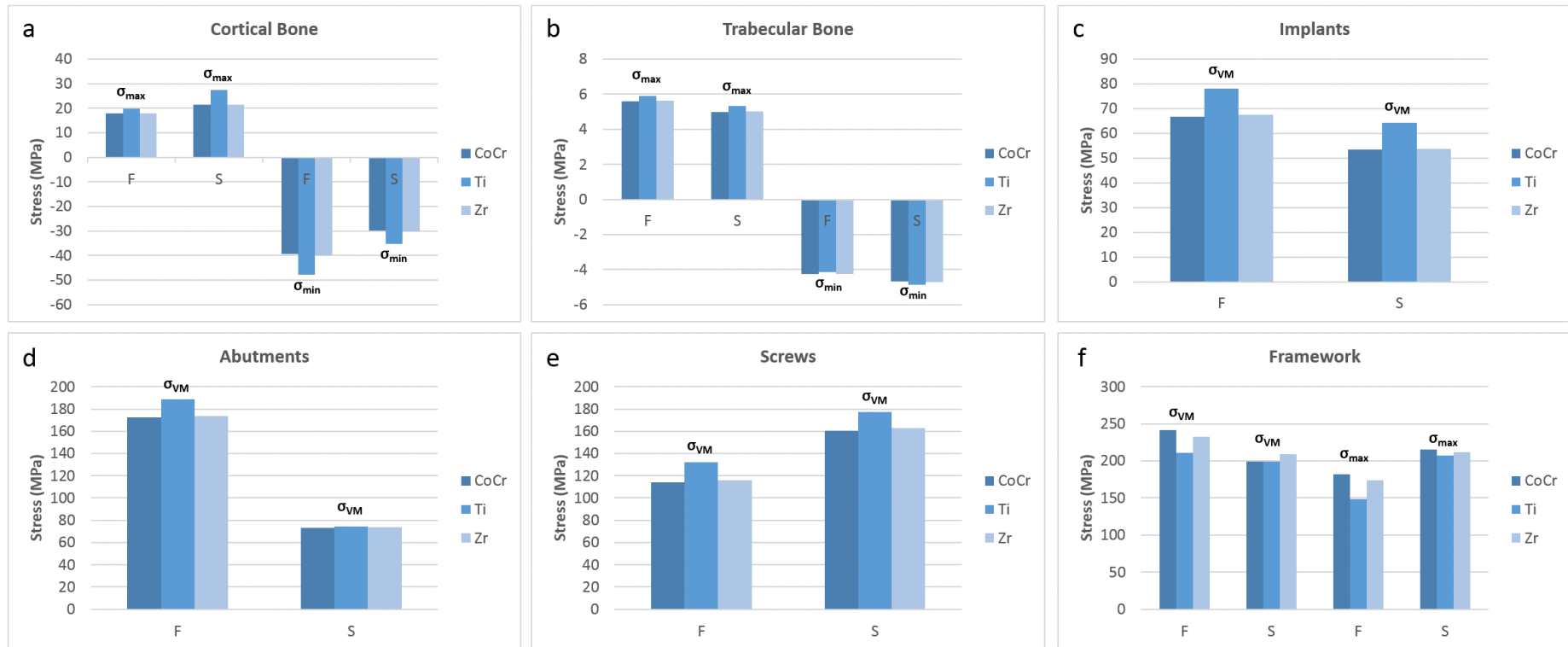


Fig. 5 – Stress values (MPa) in maximum principal stress (σ_{max}), minimum principal stress (σ_{min}) and von Mises stress (σ_{VM}) for the cortical bone (a), trabecular bone (b), implants (c), abutments (d), prosthetic screws (e), and prosthetic framework (f) in all groups.

3.1. Cortical bone

Regardless of the treatment concept, the Ti framework showed the highest σ_{\max} (F = 19.9 MPa; S = 27.4 MPa) and σ_{\min} (F = -47.7 MPa; S = -35.2 MPa) values, while the CoCr and Zr frameworks showed similar values. The S groups showed an σ_{\max} increase of 21% and an σ_{\min} decrease of 25% compared to the F groups (Fig. 5a).

In general, all materials showed similar distribution patterns of σ_{\max} over cortical bone (Fig. 6). Regarding to the treatment concept, S groups showed stress distribution in a greater area (Fig. 6). For the F groups, the highest concentration values were observed in the peri-implant region, primarily around implant #1. The S groups showed the same behavior; however, the highest concentration values were observed on implant #6 (load application site), and the stress extended over all implants until the region beyond the midline (implant #1). Regarding σ_{\min} , for all materials, the highest concentration values were observed in the disto-buccal peri-implant region of implant #4 (F groups) and implants #6 and #2 (S groups) (Fig. 7).

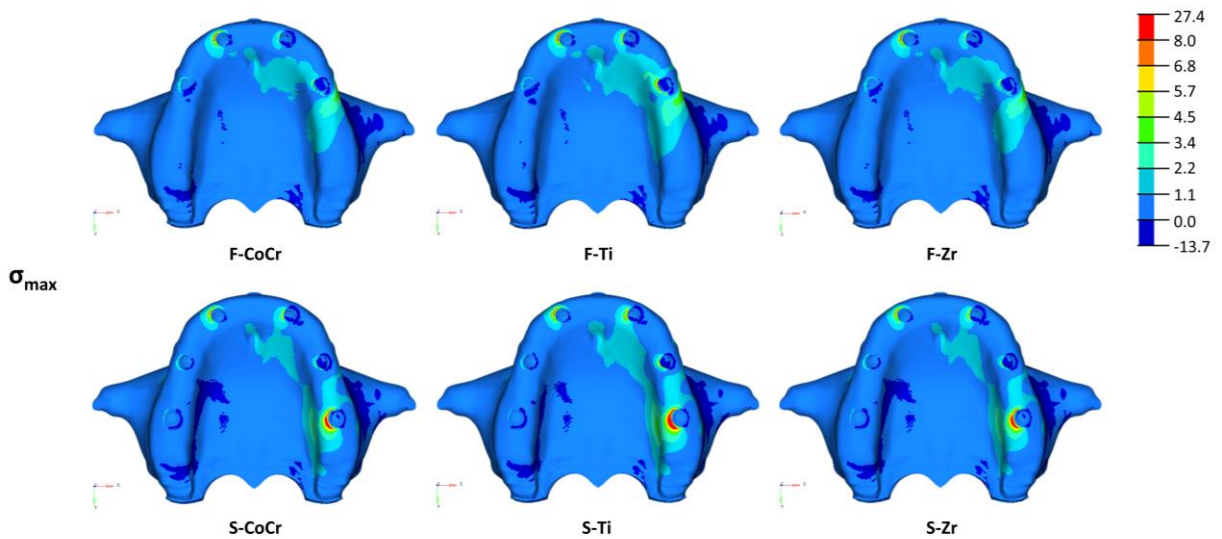


Fig. 6 – Maximum principal stress (σ_{\max}) distribution (in MPa) in the cortical bone in all groups.

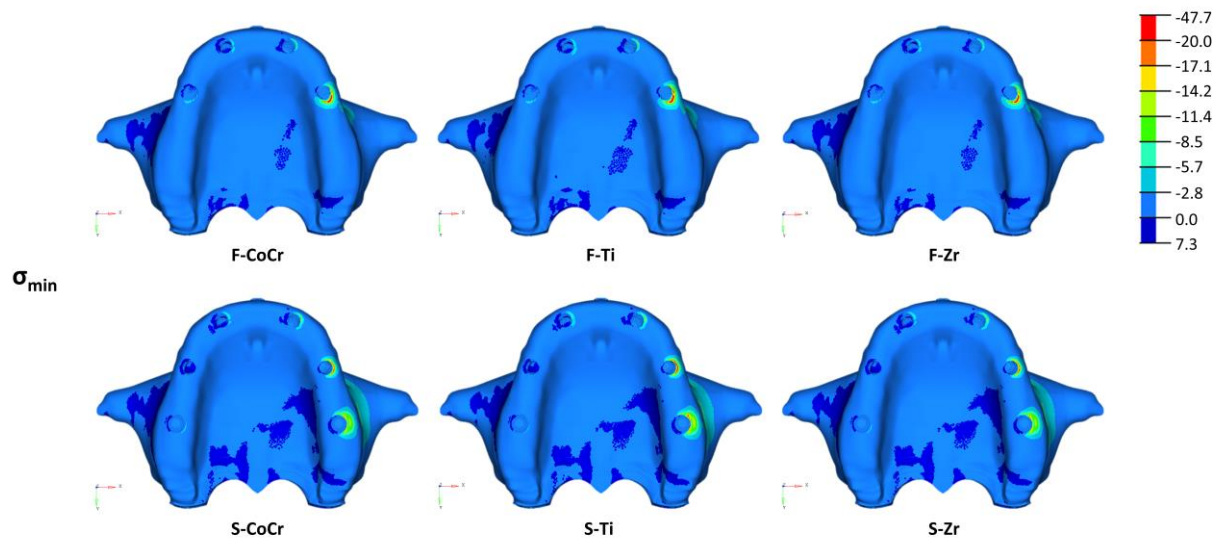


Fig. 7 – Minimum principal stress (σ_{\min}) distribution (in MPa) in the cortical bone in all groups.

3.2. Trabecular bone

All materials showed similar σ_{\max} (F = 5.7 MPa; S = 5.1 MPa) and σ_{\min} (F = -4.2 MPa; S = -4.7 MPa) values. However, the F groups exhibited a moderate σ_{\max} increase of 10.5% and an σ_{\min} decrease of 10.6% compared to the S groups (Fig. 5b). A similar σ_{\max} distribution pattern was observed for all groups (Fig. 8). The highest stress values were found on the buccal side of the maxilla in the cortical/trabecular bone interface of the implant #4 site (primarily in the cervical and apical regions). The same behavior was noted for the S concept, with additional stress at the implant #6 site. The σ_{\min} distribution was similar to that of σ_{\max} (Fig. 9). The vector field demonstrated this similarity of stress concentrations between σ_{\max} and σ_{\min} in the trabecular bone (data not shown).

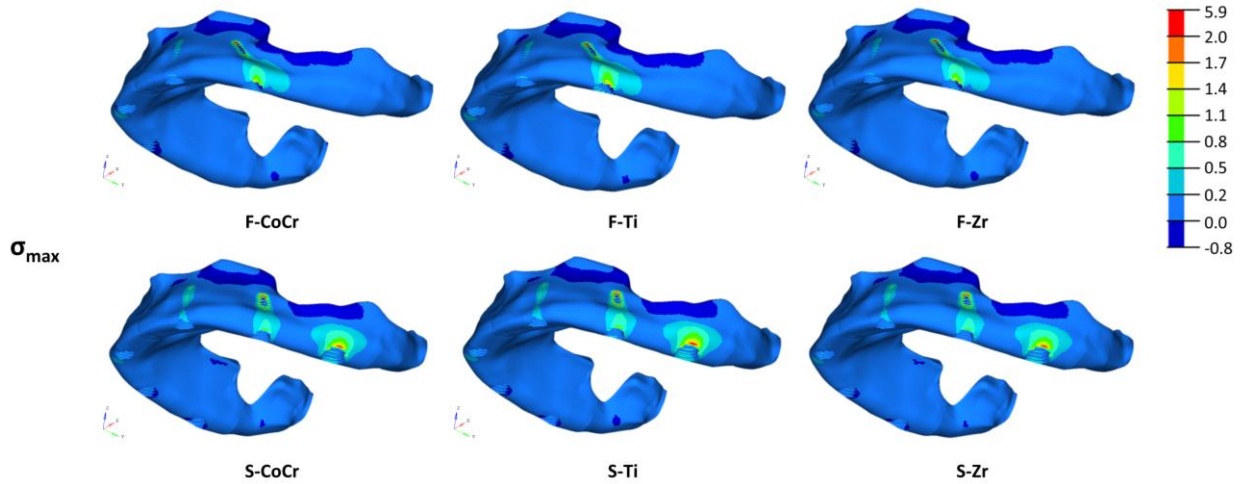


Fig. 8 – Maximum principal stress (σ_{\max}) distribution (in MPa) in the trabecular bone in all groups.

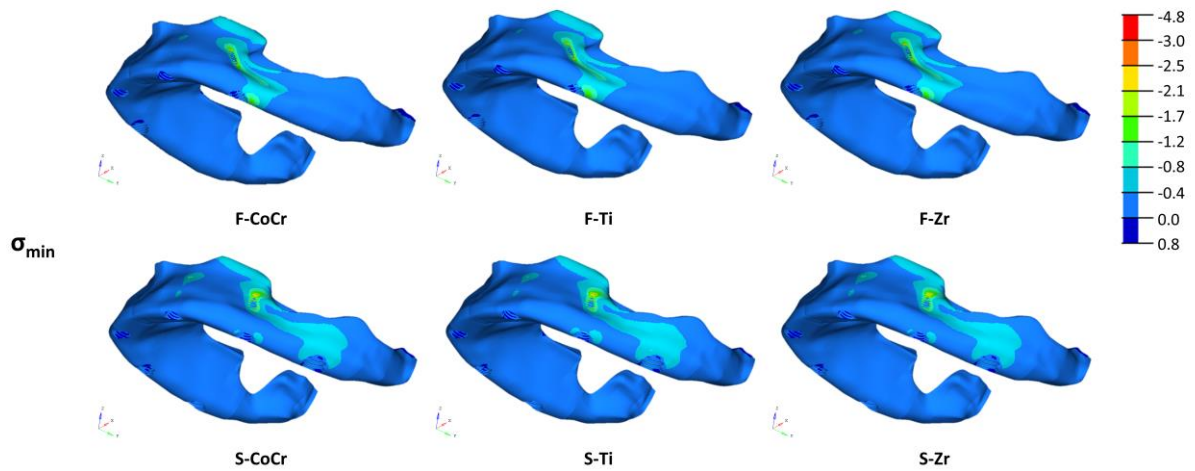


Fig. 9 – Minimum principal stress (σ_{\min}) distribution (in MPa) in the trabecular bone in all groups.

3.3. Implants

Regardless of the number of implants, Ti groups showed the highest σ_{VM} values (F = 78 MPa; S = 64.3 MPa), while the σ_{VM} values were similar in the CoCr and Zr groups. The S treatment concept showed a decreased of 19% in the stress value over the implants compared to the F concept (Fig. 5c). The highest σ_{VM} values were concentrated primarily in the implant/cortical bone interface (Fig. 10). The highest stress concentrations were shown around the neck of the implant and in the first three threads for tilted implants (F groups) and implants #4 and #6 (S groups).

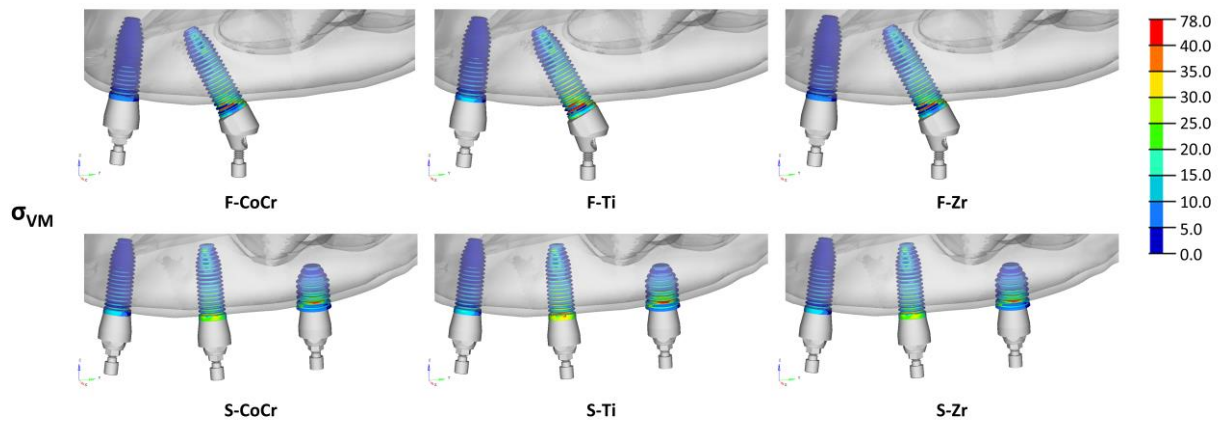


Fig. 10 – von Mises stress (σ_{VM}) distribution (in MPa) in implants in all groups.

3.4. Abutments

The use of a Ti framework resulted in an σ_{VM} increase of 7.4% in the F group abutments. For the S groups, all materials showed similar values. In the F groups, the σ_{VM} value increased by 58.7% compared to the S groups (Fig. 5d). The highest σ_{VM} values were noted in the abutment platform in all cases (Fig. 11). However, in the S groups, the values decreased from right to left from the load application point to the contralateral side.

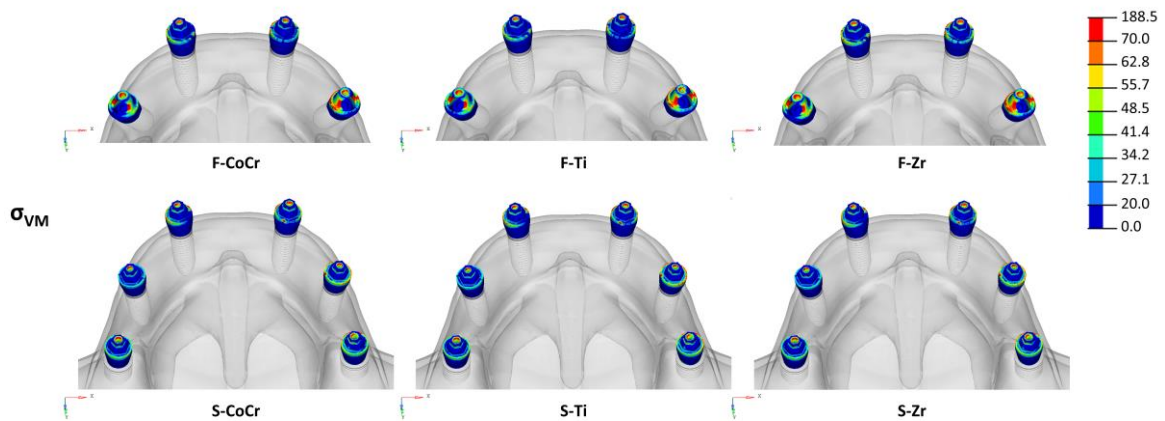


Fig. 11 – von Mises Stress (σ_{VM}) distribution (in MPa) in abutments in all groups.

3.5. Prosthetic screws

Regardless of the implant number, Ti showed the highest σ_{VM} values (F = 132.0 MPa and S = 177.5 MPa), while CoCr and Zr had similar values. The σ_{VM} value decreased by 27.7% over the prosthetic screws in the F groups compared to the S groups (Fig. 5e). The σ_{VM}

was concentrated primarily on the neck of the screw, as expected, for all groups (Fig. 12). The highest stress values were observed on the loaded side.

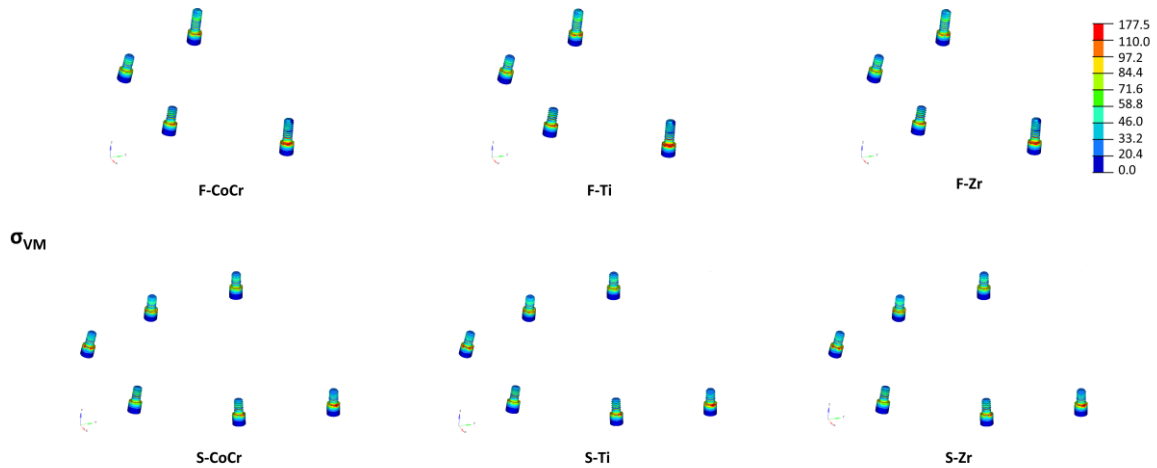


Fig. 12 – von Mises stress (σ_{VM}) distribution (in MPa) on the prosthetics screws in all groups.

3.6. Prosthetic framework

The stress level increased by 11.7% in the F groups compared to the S groups when CoCr or Ti was used as the prosthetic framework material (σ_{VM} value). When Zr was used as the prosthetic framework material, the stress level decreased by 18% in the F groups compared to the S groups (σ_{max} value) (Fig. 5f). The stress values comparison among the different framework materials is limited due to their different nature (ductile and ceramic). The σ_{max} and σ_{VM} stress were obtained for all materials only to evaluate the overall behavior. In general, the highest stress values were noted for CoCr, followed by Zr and Ti.

The stress distribution pattern was similar for all groups (Fig. 13). The stress concentrations were mainly in the abutment seat base, the connection bar between the teeth and the middle line of the framework (between the central incisors). The highest (σ_{VM}) values were found in the abutment seat base of the first left molar (F groups) and first left premolar and second left molar (S groups), which are the locations of loading application.

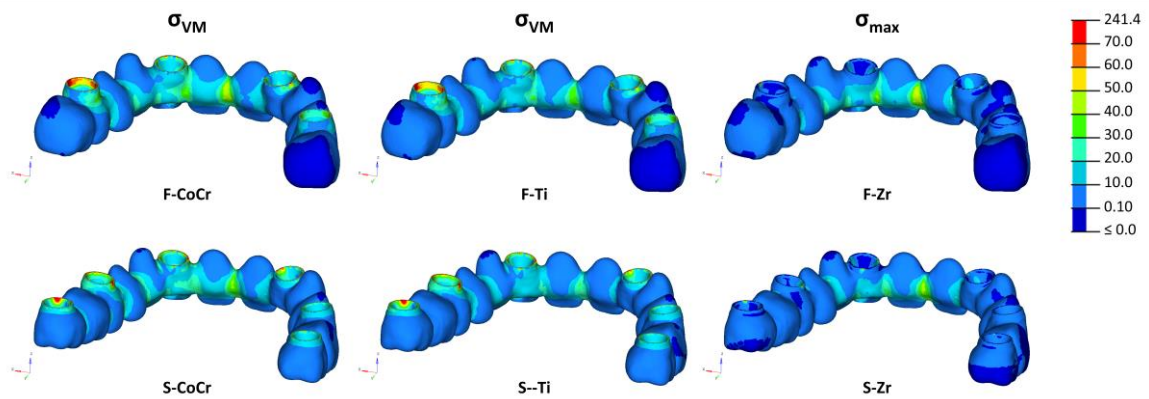


Fig. 13 – von Mises stress (σ_{VM}) (for CoCr and Ti) and maximum principal stress (σ_{max}) (for Zr) distribution (in MPa) on the prosthetic frameworks.

3.7. Model displacement

The Ti groups (F = 46 μm ; S = 37 μm) had higher displacement levels, while the Zr and CoCr groups showed equal values (Fig. 14). The F concept led to a 16.4% increase in the displacement levels of the implant-support system. The model displacement trend coincided with the direction of the load (Fig. 15). In addition, bending of the framework in the anterior region (midline) was observed.

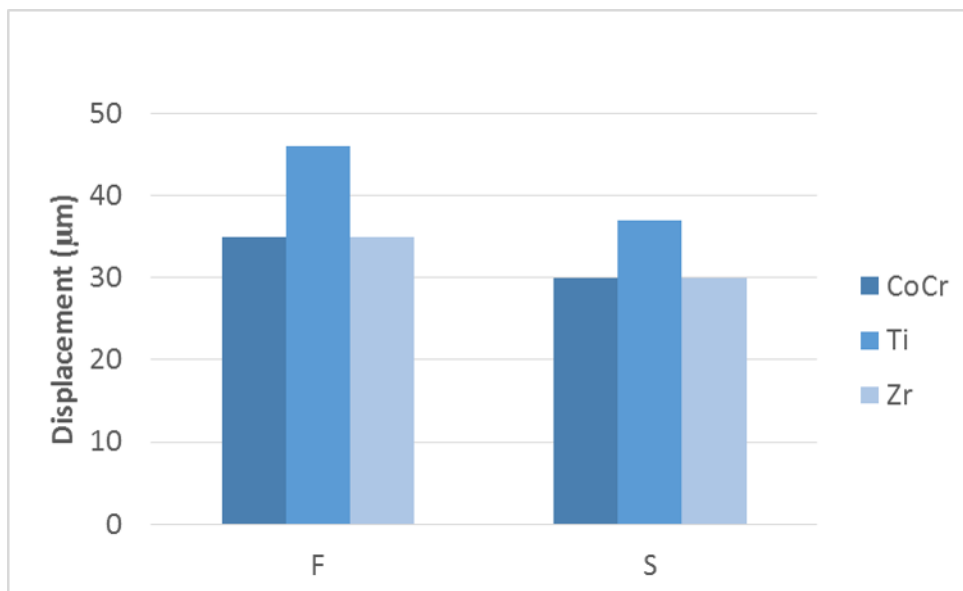


Fig. 14 – Displacement values (in μm) in all groups.

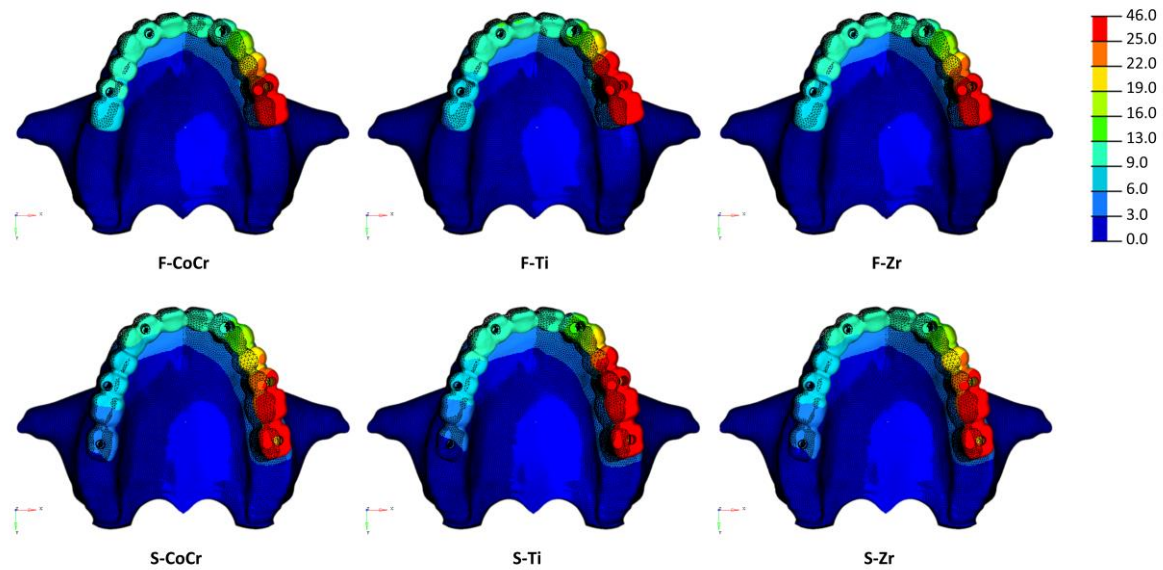


Fig. 15 – Maps of displacement levels (μm) in all groups. The meshed black framework contour represents the initial position (before load) while the bulk colored framework contour represents the maximum displacement after load.

4. Discussion

4.1. Treatment concept influence

This study compared the mechanical behavior of two alternative treatments (the F and S concepts) to a bone grafting procedure for the rehabilitation of atrophic maxilla with dental implants. The first hypothesis tested, which proposed that short implants in the posterior maxillary (S concept) would result in lower stress to the implants and bone tissue than would long, angled implants (F concept), was partially accepted. The S treatment showed lower σ_{VM} (19%) and σ_{min} (25%) values on the implants and cortical bone, respectively. These findings corroborate with previous studies that compared these alternative treatment concepts for the mandible [24] and maxilla [14]. The presence of a greater number of implants in the S concept allows better transmission of force to the implants and supporting tissues, which may explain our results. The same behavior was noted for trabecular bone, which showed a slight decrease in the σ_{max} (10.5%) value in the S group. The stress reduction caused by the addition of implants in the posterior region was in accordance with an *in vivo* study [25].

However, considering the σ_{max} in the cortical bone, the S concept showed higher values than the F concept. The smaller displacement values observed in the S groups may be the driving force toward such result. The prosthetic framework loading created energy on the

system that resulted in framework deformation and bending, which were distributed over the entire framework length and displaced the implants [25]. One study found that when there was a large amount of deformation next to the load application point, higher stress levels were observed around the supporting implants and there was a reduction of the energy and stress transmitted to the other implants [25]. These findings corroborate with the results of this study. The presence of a distal support in the S groups (implant #6) resulted in a higher resistance to displacement of the assembly, and therefore, smaller displacements and higher stress values (σ_{\max}) were observed on the load application point compared to the F groups.

To the authors' best knowledge, no study has evaluated the influence of the treatment concept and framework materials for full-arch maxillary prostheses in terms of σ_{\max} , σ_{\min} , σ_{VM} and displacement levels. Ozdemir Dogan et al., [24] concluded that the S concept shows better results than the F concept in the mandible; however, those authors only evaluated the σ_{\min} for bone tissue with a Ti framework. Almeida et al., [14] observed lower σ_{\max} and σ_{\min} values with the S concept than with the F concept using a Ti framework. In addition, their models were simplified (i.e., an absence of anatomical framework and/or implant threads). According to physiological limits (ultimate bone strength), overloading in cortical bone occurs when the σ_{\min} exceeds 170 to 190 MPa and the σ_{\max} exceeds 100 to 130 MPa; in trabecular bone, this occurs when either σ_{\min} or σ_{\max} exceeds 5 MPa [6, 26, 27]. Based on these limits, the values observed in both treatment concepts were below than those considered pathologic to bone tissue.

Regarding stress distribution patterns, both treatment concepts showed similar results. In all cases, the highest stress concentration points coincided with the location of the load application, as expected. The only difference was that for the S groups, the stress was distributed over a greater area, extending from implant #6 to implant #1 (cortical bone, trabecular bone, implants, and abutments) with a slight decrease in the concentration peaks, from the load application point. The similar mechanical behavior of the two treatment concepts may be related to similar clinical success rates of full-arch fixed dental prostheses supported by four or six implants [20]. Although the F concept is an effective approach for edentulous maxilla and has a high short-term success rate [7], the use of short implants appears to be another viable alternative for the posterior maxilla. The favorable biomechanical aspects of the six-implant design observed in this study, such as lower stress on the implants, abutments, and bone supports and a lower displacement system, may be of interest in clinical practice.

The promising results of the S concept suggested that in cases of biomechanical risk (e.g., bruxism, low-quality bone), a larger number of implants may be necessary [20]. Moreover, the use of short implants in the S concept eliminates the need for a cantilever. It is significant as the use of a cantilever should be avoided or minimized because its presence greatly increases stress on the distal implant [20]. This is an important factor in possible clinical failures in implant dentistry [5, 6]. It is necessary to highlight that the predictability of short implants is related to the implant design, insertion protocol [24], occlusion concept [28], residual bone height and bone volume [29], and patient hygiene.

4.2 Prosthetic framework material influence

In the present study, the prosthetic framework material was influential on the stress and displacement of the implant-support system. In general, stiffer materials (i.e., Zr and CoCr) showed higher stress values (σ_{VM} and σ_{max}) in the prosthetic framework than did soft materials (i.e., Ti). However, all stress values were within the ultimate strength limit for all materials evaluated: CoCr (552 to 1,034 MPa) [30], Ti (620 to 725 MPa) [31] and Zr (900 to 1200 MPa) [32]. This indicates that fractures or mechanical complications would not occur under such conditions. Materials with high elastic moduli are more resistant to bending and deformation and, therefore, have high stress values. These results are in line with previous studies [15, 33, 34].

According to Sertgoz et al. [33], the use of more rigid materials for the prosthetic framework may be recommended to prevent prosthetic failure of full-arch fixed dental prostheses. This correlates with the lower stress observed in the cortical bone, implants, abutments and screws and the lower displacement level of the implant-support system when using frameworks made of Zr and CoCr. Previous studies also showed that more rigid materials result in lower stress values on the bone [15, 25], implants [35] and retaining screws [15, 33]. Therefore, the second hypothesis, which was that the elasticity modulus of the prosthetic framework material is a critical factor for stress on the peri-implant region, was accepted.

Regarding the stress distribution pattern in the prosthetic framework, the stress concentration in the abutment seat base most likely occurred because of the contact interface between the framework and the abutment and the preload applied to the retaining screws. The concentrations in the bar connectors (between the teeth) and in the middle line are associated with changes in the framework geometry in this region. The reduction in material thickness makes such regions more susceptible to a greater stress concentration. Fractures in the anterior

region have been described as a common complication in some clinical studies and have been attributed to the absence of a metallic framework in provisional prosthesis [7]. However, the outcome of this study indicates that the stress concentration in the anterior region also occurs when either a metal or ceramic framework is used. The bending and torsion of the framework in the middle line may explain these results.

The Ti framework with the F concept was the least successful model tested. The low elasticity modulus of Ti and the absence of a distal support for the framework in the F groups support this outcome. These findings support those of Benzing et al. [25] that the material properties (elasticity modulus), number of implants, implant distribution in the jaw, and distal support are determining factors for displacement and stress levels in the implant-support system.

4.3 Prototypes

Prototyping can be a useful tool during the fabrication of virtual finite element models, particularly in cases of completely edentulous ridges. The determination of the correct positioning of implants is often hampered by the absence of reference teeth. The incorrect distribution/inclination of implants in the alveolar ridge may result in a misinterpretation of the results. In this study, prototypes were essential to ensure that the anterior implants of both treatment concepts were positioned in the same place in the maxillary model and that the biomechanical behaviors of both concepts could be compared without bias. Therefore, the prototype can be considered an adjunct tool when building 3D virtual models to improving the quality and accuracy of the study. Furthermore, it facilitates the comparison and/or validation of the finite element models with other stress analysis methodologies, such as strain gauges and photoelasticity, because the laboratory models that are obtained will be exact replicas of the virtual models.

4.4 Mesh accuracy

The mesh was generated and refined manually, and the tetrahedral elements were adjusted with minimum and maximum sizes (0.15 to 0.7 mm). Manual control is necessary and advantageous because it enables refined meshes in special regions of interest through the selective distribution of elements and sizes [36]. In finite element studies, the accuracy and sensitivity of the analysis is directly proportional to the nodes and number of elements in the mesh. Here, the mesh was extensively refined in all regions of interest to ensure the accuracy of the analysis, resulting in a large number of elements and nodes. The number of nodes and

elements were greater than those observed in similar studies [14, 20, 24] and, therefore, maximized the sensitivity of the analysis.

4.5 Limitations and future work

All materials were considered homogeneous, isotropic, and linearly elastic, and 100% contact among the bone, implant and implant/abutment interface was assumed. Although these assumptions do not occur in clinical practice, they are common in FEA studies due to the challenges in establishing the properties of living tissues and the osseointegration level in bone-implant surfaces. These limitations are inherent in biologic simulations [14]. Bone is a biologic complex structure without a defined behavior pattern; its characteristics differ among individuals, and the mechanical properties and time effect are not clear [14, 20]. The present assumptions are consistent with other FEA studies [14, 20, 24, 37]. In addition, these assumptions would not interfere with the qualitative and comparative results because they were equal for all models. Another limitation was the absence of other treatment concepts for the rehabilitation of the maxilla, such as zygomatic implants or bone-grafting procedures followed by the placement of long implants. Moreover, in this study only static load was applied. Cyclic loads such as those occurring during chewing movements could result in different behavior for Zr frameworks, given the fragile nature of such material. It suggests that CoCr frameworks can be the most suitable material for manufacture full-arch fixed framework. Further studies simulating all treatment alternatives for atrophic maxilla that include dynamic forces that occur during chewing and consider the anisotropic and regenerative properties of bone are needed. Furthermore, longitudinal clinical follow-up and randomized clinical trials are necessary to confirm and validate the relevance of these findings in clinical practice.

5. Conclusions

Based on the study results, it is possible to conclude that:

- The all-on-six treatment concept showed the most favorable biomechanical behavior and can be considered a viable alternative for atrophic maxilla rehabilitation.
 - Stiffer materials (CoCr and Zr) have the most favorable biomechanical behavior and decrease the stress levels for bone, implants, screws, abutments and displacement magnitude.
-

- The use of titanium as a prosthetic framework material and the all-on-four treatment concept exhibited the worst biomechanical behavior.
- The use of prototypes is a feasible tool to guide the construction of finite element models.

Acknowledgments

This study was supported by the Sao Paulo Research Foundation (FAPESP grant number 2013/22232-0) and the Coordination for the Improvement of Higher Education Personnel (CAPES grant number 33003033008P8). The authors would like to thank Conexao (Conexao Prosthesis System) for providing the CAD models used in this study.

Declaration of interest: The authors report no conflicts of interest.

6. References

- [1] M. Chiapasco, M. Zaniboni, J. Oral Maxillofac. Surg., 67 (2009) 867-871.
- [2] D. Penarrocha-Oltra, E. Candel-Marti, J. Ata-Ali, M. Penarrocha-Diago, J. Oral Implantol., 39 (2013) 625-632.
- [3] P. Malo, M. Nobre, A. Lopes, Eur. J. Oral Implantol., 4 (2011) 227-243.
- [4] U. Lekholm, G. Zarb, Patient selection and preparation, In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson. T (Eds.), Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry., Chicago: Quintessence, (1985) 199-209.
- [5] A.O. Malhotra, T.V. Padmanabhan, K. Mohamed, S. Natarajan, U. Elavia, Aust. Dent. J., 57 (2012) 440-445.
- [6] L. Baggi, S. Pastore, M. Di Girolamo, G. Vairo, J. Prosthet. Dent., 109 (2013) 9-21.
- [7] S.B. Patzelt, O. Bahat, M.A. Reynolds, J.R. Strub, Clin. Implant Dent. Relat. Res., 16 (2014) 836-855.
- [8] D. Schwartz-Arad, R. Herzberg, E. Dolev, J. Periodontol., 75 (2004) 511-516.
- [9] C.P. Cidade, M.J. Pimentel, R.C. Amaral, M.A. Nobilo, J.R. Barbosa, Braz. Oral Res., 28 (2014).
- [10] P. Malo, B. Rangert, M. Nobre, Clin. Implant Dent. Relat. Res., 7 Suppl 1 (2005) S88-94.
- [11] P. Malo, M. de Araujo Nobre, A. Lopes, J. Prosthet. Dent., 97 (2007) S26-34.

-
- [12] G. Heydecke, M. Zwahlen, A. Nicol, D. Nisand, M. Payer, F. Renouard, P. Grohmann, S. Muhlemann, T. Joda, *Clin. Oral Implants Res.*, 23 Suppl 6 (2012) 217-228.
- [13] P. Malo, M. de Araujo Nobre, B. Rangert, *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 9 (2007) 15-21.
- [14] E.O. Almeida, E.P. Rocha, A.C. Freitas Junior, R.B. Anchieta, R. Poveda, N. Gupta, P.G. Coelho, *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 17 Suppl 1 (2015) e332-342.
- [15] A. Bacchi, R.L. Consani, M.F. Mesquita, M.B. Dos Santos, *Acta Odontol. Scand.*, (2013).
- [16] M. Hulterstrom, U. Nilsson, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 6 (1991) 475-480.
- [17] I. Watanabe, J.H. Watkins, H. Nakajima, M. Atsuta, T. Okabe, *J. Dent. Res.*, 76 (1997) 773-779.
- [18] J. Abduo, K. Lyons, *J. Prosthodont. Res.*, 56 (2012) 102-109.
- [19] J. Abduo, M. Swain, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 27 (2012) 529-536.
- [20] G.C. Silva, J.A. Mendonca, L.R. Lopes, J. Landre, Jr., *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 25 (2010) 239-246.
- [21] P.C. Lazari, B.S. Sotto-Maior, E.P. Rocha, G. de Villa Camargos, A.A. Del Bel Cury, *J. Prosthet. Dent.* 112 (2014) 857-863.
- [22] M.B. Ferreira, V.A. Barao, J.A. Delben, L.P. Faverani, A.C. Hipolito, W.G. Assuncao, *Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl.* 38 (2014) 306-314.
- [23] V. Adams, A. Askenazi, *Modeling Assemblies and Weldments: Modeling jointed interfaces*, In: O. Press (Ed.) *Building Better Products with Finite Element Analysis*, (1999) 379-409.
- [24] D. Ozdemir Dogan, N.T. Polat, S. Polat, E. Seker, E.B. Gul, *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 16 (2014) 501-510.
- [25] U.R. Benzing, H. Gall, H. Weber, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 10 (1995) 188-198.
- [26] D.T. Reilly, A.H. Burstein, *J. Biomech.*, 8 (1975) 393-405.
- [27] R. Martin, D. Burr, N. Sharkey, *Skeletal tissue mechanics*, New York: Springer, 1998.
- [28] I. Hasan, C. Bourauel, T. Mundt, F. Heinemann, *ISRN Dent.*, 2013 (2013) 424592.
- [29] S. Corbella, S. Taschieri, M. Del Fabbro, *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 17 (2015) 120-132.
- [30] M. Sevimay, F. Turhan, M.A. Kilicarslan, G. Eskitascioglu, *J. Prosthet. Dent.*, 93 (2005) 227-234.
- [31] M. Niinomi, *Materials Science and Engineering: A*, 243 (1998) 231-236.
- [32] P. Christel, A. Meunier, M. Heller, J.P. Torre, C.N. Peille, *J. Biomed. Mater. Res.*, 23 (1989) 45-61.
- [33] A. Sertgoz, *Int. J. Prosthodont.*, 10 (1997) 19-27.
-

- [34] A. Bacchi, R.L. Consani, M.F. Mesquita, M.B. dos Santos, *J. Oral Sci.*, 55 (2013) 239-244.
- [35] R.T. Abreu, A.O. Spazzin, P.Y. Noritomi, R.L. Consani, M.F. Mesquita, *J. Prosthodont.*, 19, (2010) 425-431.
- [36] C.J. Soares, V. Antheunis, A.D.C.M. Valdivia, A.A. Bicalho, C. Veríssimo, B.d.C.F. Barreto, M.G. Roscoe, *Finite Element Analysis in Dentistry - Improving the Quality of Oral Health Care*, In: D.D. Moratal (Ed.) *Finite Element Analysis - From Biomedical Applications to Industrial Developments*, InTech, (2012) 25-56.
- [37] M.B. Ferreira, V.A. Barao, L.P. Faverani, A.C. Hipolito, W.G. Assuncao, *Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl.*, 35 (2014) 92-99.
-

3 Conclusão

Baseado nos resultados obtidos e dentro das limitações deste estudo pode-se concluir que:

- O conceito de tratamento *all-on-six* apresenta comportamento biomecânico mais favorável do que o conceito *all-on-four*.
 - A aplicação do conceito *all-on-six* permitiu a eliminação do *cantilever* da infraestrutura protética e melhor distribuição dos implantes no rebordo.
 - A técnica *all-on-six* pode ser considerada uma alternativa viável para a reabilitação de maxilas atróficas com limitada disponibilidade óssea na região posterior, desde que respeitada a altura óssea mínima para a colocação de implantes curtos.
 - No que diz respeito a confecção de infraestruturas de próteses sobre implantes, materiais com maior módulo de elasticidade, tais como cobalto-cromo e zircônia, devem ser preferidos em detrimento ao titânio, uma vez que apresentam comportamento biomecânico mais favorável, diminuindo os níveis de tensão para as demais estruturas do sistema implantossuportado.
 - O uso de titânio como material da infraestrutura protética, associado ao conceito *all-on-four*, mostrou os resultados mais desfavoráveis do ponto de vista biomecânico.
 - O conceito de tratamento *all-on-four* e/ou o uso de titânio como material da infraestrutura protética acarreta em maiores níveis de deslocamento do sistema implantossuportado.
-

Referências [★]

Abduo J, Bennani V, Lyons K, Waddell N, Swain M. A novel in vitro approach to assess the fit of implant frameworks. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(6):658-63.

Abduo J, Lyons K. Effect of vertical misfit on strain within screw-retained implant titanium and zirconia frameworks. *J Prosthodont Res.* 2012;56(2):102-9.

Abduo J, Lyons K, Waddell N, Bennani V, Swain M. A comparison of fit of CNC-milled titanium and zirconia frameworks to implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14 Suppl 1:e20-9.

Abduo J, Swain M. Influence of vertical misfit of titanium and zirconia frameworks on peri-implant strain. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(3):529-36.

Almeida EO, Rocha EP, Junior AC, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, et al. Tilted and Short Implants Supporting Fixed Prosthesis in an Atrophic Maxilla: A 3D-FEA Biomechanical Evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17 Suppl 1:e332-42

Altuna P, Lucas-Taule E, Gargallo-Albiol J, Figueras-Alvarez O, Hernandez-Alfaro F, Nart J. Clinical evidence on titanium-zirconium dental implants: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2016 Feb 3.

Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3(1):39-49.

Assunção WG, Barão VARB, Gomes EA, Delben JA, Ribeiro RF. FEA in Dentistry: A Useful Tool to Investigate the Biomechanical Behavior of Implant Supported Prosthesis In: Moratal DD, editor. *Finite Element Analysis - From Biomedical Applications to Industrial Developments.* InTech; 2012. p. 57-80.

* De acordo com a norma da FOP/UNICAMP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o “Medline”.

Atieh MA, Zadeh H, Stanford CM, Cooper LF. Survival of short dental implants for treatment of posterior partial edentulism: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(6):1323-31.

Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, Dos Santos MB. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(5):1243-9a.

Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, dos Santos MB. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Sci.* 2013;55(3):239-44b.

Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent.* 2013;109(1):9-21.

Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil.* 1998;25(11):847-58.

Bhering CL, Marques ID, Takahashi JM, Barao VA, Consani RL, Mesquita MF. Fit and Stability of Screw-Retained Implant-Supported Frameworks Under Masticatory Simulation: Influence of Cylinder Type. *J Prosthodont.* 2015.

Bhering CL, Takahashi JM, Luthi LF, Henriques GE, Consani RL, Mesquita MF. Influence of the casting technique and dynamic loading on screw detorque and misfit of single unit implant-supported prostheses. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(3-4):404-9.

Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.

Caglar A, Aydin C, Ozen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(1):36-44.

Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(4):639-44.

Chiapasco M, Zaniboni M. Methods to treat the edentulous posterior maxilla: implants with sinus grafting. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(4):867-71.

Cidade CP, Pimentel MJ, Amaral RC, Nobilo MA, Barbosa JR. Photoelastic analysis of all-on-four concept using different implants angulations for maxilla. *Braz Oral Res.* 2014;28.

Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro M. Long-Term Outcomes for the Treatment of Atrophic Posterior Maxilla: A Systematic Review of Literature. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(1):120-32.

de Torres EM, Barbosa GA, Bernardes SR, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. *J Biomech.* 2011;44(9):1735-9.

Dimitriou R, Mataliotakis GI, Angoules AG, Kanakaris NK, Giannoudis PV. Complications following autologous bone graft harvesting from the iliac crest and using the RIA: a systematic review. *Injury.* 2011;42 Suppl 2:S3-15.

Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.* 2004;91(2):144-50.

Farina AP, Spazzin AO, Pantoja JM, Consani RL, Mesquita MF. An in vitro comparison of joint stability of implant-supported fixed prosthetic suprastructures retained with different prosthetic screws and levels of fit under masticatory simulation conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(4):833-8.

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

Hulterstrom M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(4):475-80.

Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(3):405-14.

Malhotra AO, Padmanabhan TV, Mohamed K, Natarajan S, Elavia U. Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. *Aust Dent J*. 2012;57(4):440-5.

Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *J Prosthet Dent*. 2007;97(6 Suppl):S26-34a.

Malo P, de Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007;9(1):15-21b.

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

Malo P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5 Suppl 1:2-9.

Malo P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7 Suppl 1:S88-94.

Meriç G, Erkmén E, Kurt A, Tunç Y, Eser A. Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Dental Sciences*. 2011;6(1):25-32.

Monje A, Suarez F, Galindo-Moreno P, Garcia-Nogales A, Fu JH, Wang HL. A systematic review on marginal bone loss around short dental implants (<10 mm) for implant-supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(10):1119-24.

Moraschini V, Poubel LA, Ferreira VF, Barboza Edos S. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2015;44(3):377-88.

Ozdemir Dogan D, Polat NT, Polat S, Seker E, Gul EB. Evaluation of "all-on-four" concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(4):501-10.

Patzelt SB, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The all-on-four treatment concept: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(6):836-55.

Penarrocha-Oltra D, Candel-Marti E, Ata-Ali J, Penarrocha-Diago M. Rehabilitation of the atrophic maxilla with tilted implants: review of the literature. *J Oral Implantol*. 2013;39(5):625-32.

Pomares C. A retrospective clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the 'all on four' or the 'all on six' immediate function concept. *Eur J Oral Implantol*. 2009;2(1):55-60.

Salvi GE, Bragger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24 Suppl:69-85.

Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont*. 1997;10(1):19-27.

Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005;73(1):140-7.

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

Soares CJ, Antheunis V, Valdivia ADCM, Bicalho AA, Veríssimo C, Barreto BdCF, et al. Finite Element Analysis in Dentistry - Improving the Quality of Oral Health Care. In: Moratal DD, editor. *Finite Element Analysis - From Biomedical Applications to Industrial Developments*. InTech; 2012. p. 25-56.

Sun HL, Huang C, Wu YR, Shi B. Failure rates of short (≤ 10 mm) dental implants and factors influencing their failure: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(4):816-25.

Sutpideler M, Eckert SE, Zobitz M, An KN. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(6):819-25.

Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont*. 2007;20(2):193-8.

Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology*. 2003;91(1):31-6.

Watanabe I, Watkins JH, Nakajima H, Atsuta M, Okabe T. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. *J Dent Res*. 1997;76(3):773-9.

Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res*. 1976;55(5):772-7.

Anexo 1

Comprovante de submissão do artigo

Assunto:	Your recent submission to MSEC
De:	Materials Science and Engineering C (ees.msec.0.37f1da.ebea1875@eesmail.elsevier.com)
Para:	claudinhabilhante@yahoo.com.br,
Data:	Segunda-feira, 14 de Março de 2016 13:21

Dear Dr. Claudia Bhering,

You have been listed as a Co-Author of the following submission:

Journal: Materials Science and Engineering C

Corresponding Author: Valentin Barao

Co-Authors: Claudia L Bhering, DDS, MSc, PhD; Marcelo F Mesquita, DDS, MSc, PhD; Daniel T Kemmoku; Pedro Y Noritomi, PhD; Rafael L Consani, DDS, MSc, PhD;

Title: Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: a prototyping guided 3D-FEA

If you did not co-author this submission, please contact the Corresponding Author of this submission at ricardo.barao@hotmail.com; do not follow the link below.

An Open Researcher and Contributor ID (ORCID) is a unique digital identifier to which you can link your published articles and other professional activities, providing a single record of all your research.

We would like to invite you to link your ORCID ID to this submission. If the submission is accepted, your ORCID ID will be linked to the final published article and transferred to CrossRef. Your ORCID account will also be updated.

To do this, visit our dedicated page in EES. There you can link to an existing ORCID ID or register for one and link the submission to it:

<http://ees.elsevier.com/msec/1.asp?i=346856&l=D4J7HXB3>

More information on ORCID can be found on the ORCID website, <http://www.ORCID.org>, or on our help page: http://help.elsevier.com/app/answers/detail/a_id/2210/p/7923

Like other Publishers, Elsevier supports ORCID - an open, non-profit, community based effort - and has adapted its submission system to enable authors and co-authors to connect their submissions to their unique ORCID IDs.

Thank you,

Materials Science and Engineering C

Anexo 2

Comprovante de revisão do inglês



AMERICAN JOURNAL EXPERTS

EDITORIAL CERTIFICATE

This document certifies that the manuscript listed below was edited for proper English language, grammar, punctuation, spelling, and overall style by one or more of the highly qualified native English speaking editors at American Journal Experts.

Manuscript title:

Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: a prototyping guided 3D-FEA

Authors:

C.L.B. Behring, D.T. Kemmoku, R.L.X. Consani, P.Y. Noritomi, M.F. Mesquita, V.A.R. Barão

Date Issued:

February 8, 2016

Certificate Verification Key:

D39B-CDAB-2D5D-90AD-030B



This certificate may be verified at www.aje.com/certificate. This document certifies that the manuscript listed above was edited for proper English language, grammar, punctuation, spelling, and overall style by one or more of the highly qualified native English speaking editors at American Journal Experts. Neither the research content nor the authors' intentions were altered in any way during the editing process. Documents receiving this certification should be English-ready for publication; however, the author has the ability to accept or reject our suggestions and changes. To verify the final AJE edited version, please visit our verification page. If you have any questions or concerns about this edited document, please contact American Journal Experts at support@aje.com.

American Journal Experts provides a range of editing, translation and manuscript services for researchers and publishers around the world. Our top-quality PhD editors are all native English speakers from America's top universities. Our editors come from nearly every research field and possess the highest qualifications to edit research manuscripts written by non-native English speakers. For more information about our company, services and partner discounts, please visit www.aje.com.