

Érica Alves Gomes

**Estudo do desajuste angular e vertical em
próteses fixas implantossuportadas por
meio do MEF-3D**

ARAÇATUBA – SP

2009

Érica Alves Gomes

**Estudo do desajuste angular e vertical em
próteses fixas implantossuportadas por
meio do MEF-3D**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia do
Câmpus de Araçatuba – Unesp, para obtenção do Grau
de “Doutor em Odontologia” – Área de Concentração em
Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção

Co-orientador: Prof. Dr. Edson Antônio Capello Sousa

ARAÇATUBA – SP

2009

Catálogo na Publicação

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

G633e Gomes, Érica Alves
Estudo do desajuste angular e vertical em próteses fixas
implantossuportadas por meio do MEF-3D / Érica Alves Gomes. -
Araçatuba : [s.n.], 2009
121 f. : il. ; tab.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade
de Odontologia, Araçatuba, 2009

Orientador: Wirley Gonçalves Assunção

Co-orientador: Edson Antônio Capello Sousa

1. Análise de elemento finito 2. Biomecânica 3. Adaptação
4. Prótese dentária 5. Implante dentário

Black D3
CDD 617.69

Dedico este trabalho...

À DEUS e a SÃO JOSÉ,

que sempre me confortam espiritualmente e fazem de mim uma pessoa iluminada.

Aos meus amados pais JOSÉ OSORIO E MARIA LUCIA,

exemplos de retidão e dignidade. Espero um dia poder retribuir todo amor, carinho e dedicação que vocês incessantemente oferecem em cada segundo de minha vida. Agradeço todas as noites ao *Papai do Céu* por ter me escolhido para ser a “*filhoca*” de vocês.

À minha querida irmã LARISSA,

pelo eterno carinho, amizade, lealdade, honestidade, por estar sempre presente em todas as etapas de minha vida. Orgulho-me muito por ser irmã de uma pessoa tão idônea.

Ao meu cunhado ROGÉRIO,

que se tornou um grande amigo e irmão. Sempre me incentivando e acreditando na minha continuidade na vida acadêmica.

À meu adorável namorado LUIS ALBERTO,

exemplo de ser humano, pelo incansável apoio aos meus sonhos e convicções, carinho, dedicação, muito respeito e incentivo.

Agradecimentos especiais...

Ao Prof. *Wirley Gonçalves Assunção*, meu grandioso orientador e amigo. Serei eternamente grata por toda a confiança a mim depositada. Agradeço por todo o carinho e suporte com o qual me recebeu em Araçatuba há 5 anos atrás, quando cheguei numa cidade e instituição educacional para mim desconhecidas. Onde quer que eu esteja nunca me esquecerei de todas as oportunidades que foram e ainda continuam sendo a mim oferecidas, e pelos grandiosos ensinamentos transmitidos, que muito contribuíram para minha formação profissional e pessoal. Se hoje eu pudesse escolher um professor para me orientar na UNESP de Araçatuba, certamente indicaria novamente o seu nome. Admiro sua força e persistência para lutar por um mundo melhor, formado por pessoas coerentes, honestas e corretas. OBRIGADA, com todas as minhas forças, por ter me aceito para ser sua orientada. Espero ter correspondido às suas expectativas e nunca tê-lo desapontado.

Ao Prof. Dr. *Edson Antônio Capello Sousa* da Faculdade de Engenharia Mecânica de Bauru, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP), pela co-orientação, amizade desenvolvida durante estes 4 anos de convivência, por ter me ensinado toda a base ao estudo dos elementos finitos e me feito entender alguns dos conceitos básicos da engenharia mecânica. Obrigada por ter muitas vezes deixado de lado os seus afazeres para me receber, sempre com extrema paciência, atenção e dedicação.

Agradecimentos...

À **Faculdade de Odontologia de Araçatuba**, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP), na pessoa do Sr. Diretor Prof. Dr. **Pedro Felício Estrada Bernabé**, pela oportunidade da realização do curso de Pós-Graduação, Mestrado e Doutorado, nesta respeitada instituição de ensino.

Ao Sr. Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP) Prof. Dr. **Idelmo Rangel Garcia Júnior**, pela acessibilidade e amizade com que me recebeu nesta universidade. Admiro a forma com o qual o Senhor conduz o tratamento de todos os pacientes, sempre com muita dedicação, tranquilidade e cuidado.

À **Faculdade de Engenharia de Bauru**, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP) pela oportunidade de cursar como aluna especial a disciplina de Método de Elementos Finitos do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Ao Prof. Dr. **Eduardo Passos Rocha** da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP), pela incessante contribuição no desenvolvimento de toda a modelagem tridimensional de

nossos estudos, confeccionados sempre com altíssima qualidade e precisão, e pelos ensinamentos clínicos e princípios científicos.

Ao Prof. Dr. **João Neudenir Arioli Filho**, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP), por ter sido meu primeiro orientador, me ensinando o princípio básico, de que nem sempre o pesquisador encontra o resultado esperado. “Isto é pesquisa!!!”

Ao Prof. Dr. **Ricardo Faria Ribeiro**, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo (USP), por me receber tão afetuosamente e disponibilizar-se, juntamente com sua instituição educacional, para a continuidade do desenvolvimento de minha carreira acadêmica.

Ao Prof. Dr. **Paulo Henrique dos Santos**, da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP), meu grande amigo **Paulinho** e à sua esposa e amiga **Sabrina Pavan**, por terem me incentivado a vir para a Faculdade de Odontologia de Araçatuba a fim de realizar a minha pós-graduação e, pelo carinho e sincera amizade que desenvolvemos ao longo de todos esses anos.

Aos meus admiráveis amigos **Aline Satie Takamiya**, **Juliana Aparecida Délben**, **Lucas Fernando Tabata**, **Thallita Pereira Queiroz Margonar** e **Valentim Adelino Ricardo Barão**, por Deus permitir que vocês cruzassem o meu caminho. Considero vocês minha segunda família. Obrigada por terem feito de mim uma pessoa mais feliz, compreensiva e por me fazer acreditar que amigos verdadeiros são essenciais

na vida do homem. Admiro a garra, honestidade, dedicação e companheirismo de todos. Em meu coração terá sempre um lugar especial para vocês. Contem comigo para sempre!

A toda a minha família, em especial ao meu afilhado **Rafael** e aos meus tios **Samira** e **José**, por estarem sempre torcendo por mim, por todo amor, carinho, zelo e preocupação.

Aos meus amigos de Pós-Graduação **Jéssica**, **Francisley**, **Érika**, **Lilian**, **Amílcar**, **Aldiéris**, **Marcela**, **Juliana Jorge**, **Luciana**, **Cristina**, **Daniela**, **Adriana**, **Murilo**, **Rodolfo**, **Márcio**, **Ana Kelly**, **Patrícia**, **Rosse Mary**, **Daniela Micheline**, **Thaís**, **Abrahão**, **Rodolpho**, **Pedro**, **Jonatas**, **Joel**, pela agradável convivência e amizade.

Aos Professores **Débora Barros Barbosa**, **Humberto Gennari Filho**, **Alicio Rosalino Garcia**, **Cícero Eleutério da Silva Filho**, **Eulália Maria Martins da Silva**, **Marcelo Coelho Goiato**, **Paulo Renato Junqueira Zuim**, **Eduardo Piza Pellizzer**, **Stefan Fiuza Carvalho Dekon**, **Adriana Cristina Zavanelli**, **Maria Cristina Rosifini Alves Rezende** e **Renato Salviato Fajardo**, aos técnicos de laboratório **Ana Marcelina dos Santos Bacaneli**, **Carlos Alberto Gonçalves**, **Eduardo Rodrigues Cobo**, **Jânder de Carvalho Inácio** e **José Baleeiro**, aos secretários **Maria Lúcia Bordan** e **Washington de Brito Martins**, e ex-secretária **Ana Lúcia Francischine**, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP) pela presteza e dedicação.

Aos funcionários da biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, em especial à bibliotecária

Ana Cláudia Martins Criegeer Manzatti, pela assistência prestada durante as fases de pesquisa e revisão deste trabalho.

Aos funcionários da secção de pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP), *Diogo, Marina e Valéria* pela paciência, alegria, disponibilidade e muita dedicação a todos os pós-graduandos.

E essencialmente, a *Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)* e a *Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)*, pela concessão da Bolsa de Doutorado e Auxílio à Pesquisa, indispensáveis para o desenvolvimento de todos os nossos trabalhos.

Epígrafe

“Só existem dois dias no ano que nada pode ser feito. Um se chama ontem e o outro se chama amanhã, portanto hoje é o dia certo para amar, acreditar, fazer e principalmente viver.”

Dalai Lama

Resumo

Resumo

GOMES EA. Estudo do desajuste angular e vertical em próteses fixas implantossuportadas por meio do MEF-3D [tese]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2009.

Objetivo: A análise pelo método dos elementos finitos tridimensional foi utilizada para avaliar o efeito dos desajustes angular e vertical simulado em próteses fixas implantossuportadas parafusadas de 3 elementos, na resposta biomecânica do tecido ósseo peri-implantar, implantes e componentes protéticos.

Material e método: Foram confeccionados 4 modelos tridimensionais, representativos de secção mandibular direita contendo um implante na região de segundo pré-molar (2ºPM) e outro na região de segundo molar (2ºM) ferulizados por uma prótese metalocerâmica implantossuportada parafusada de 3 elementos, diferenciados pelo tipo de desajuste protético, gerando os grupos: GC (grupo controle) - prótese totalmente adaptada aos implantes, DAU (desajuste angular unilateral) - prótese com desajuste angular unilateral de 100µm na região mesial do 2ºM, DVU (desajuste vertical unilateral) - prótese com desajuste vertical unilateral de 100µm na região mesial do 2ºM e DVT (desajuste vertical total) - prótese com desajuste vertical de 100µm em toda a plataforma de assentamento da infraestrutura no 2ºM. Com a utilização do programa de elementos finitos Ansys® uma força vertical total de 400N foi distribuída em 12 pontos de parada cêntrica, sendo que cada molar recebeu um carregamento total de 150N e o 2ºPM de 100N, gerando mapas de tensões.

Resultados: Verificou-se que a distribuição e os valores de tensões para o tecido ósseo peri-implantar foram similares para todos os grupos. Os grupos com desajustes alteraram

o padrão de distribuição e elevaram a magnitude das tensões em relação ao grupo GC. No grupo DAU os maiores valores de tensões foram observados no corpo do implante e parafuso de retenção. Já nos grupos DVU e DVT elevados valores de tensões foram encontrados na plataforma de assentamento da infraestrutura e no hexágono do implante, respectivamente.

Conclusões: Os três tipos de desajustes simulados exerceram alguma influência na magnitude e distribuição das tensões no sistema implantossuportado e pouco efeito no tecido ósseo peri-implantar. Cada tipo de desajuste aumentou os valores de tensões em diferentes regiões do sistema.

Palavras-chave: Análise de Elemento Finito, Biomecânica, Adaptação, Prótese Dentária, Implante Dentário.

Abstract

Abstract

GOMES EA. Evaluation of vertical and angular misfit in implant-supported fixed prostheses using 3D-FEA [thesis]. Araçatuba: UNESP – São Paulo State University; 2009.

Purpose: The three-dimensional finite element analysis was used to evaluate the effect of vertical and angular misfit in 3-piece implant-supported and screw-retained fixed prostheses on biomechanical response in peri-implant bone tissue, implants and prosthetic components.

Material and method: Four three-dimensional models were fabricated to represent a right posterior mandibular section with one implant in the region of second premolar (2°PM) and other in the region of second molar (2°M). The implants were splinted by a 3-piece implant-supported metal ceramic prosthesis and differed according to the type of misfit as represented by the groups: CG (control group) - prosthesis with complete fit to the implants, UAM (unilateral angular misfit) – prosthesis presenting unilateral angular misfit of 100µm in the mesial region of the 2°M, UVM (unilateral vertical misfit) – prosthesis presenting unilateral vertical misfit of 100µm in the mesial region of the 2°M, and TVM (total vertical misfit) – prosthesis presenting total vertical misfit of 100µm in the platform of the framework in the 2°M. A vertical load of 400N was distributed and applied on 12 centric points by the software Ansys®. So, vertical loading of 150N was applied on each molar while vertical load of 100N was applied on the 2°PM. Stress maps were obtained by processing of the finite element software.

Results: The stress values and distribution on peri-implant bone tissue were similar for all groups. The groups presenting misfit exhibited different distribution pattern and

increased stress magnitude in comparison to the group CG. The highest stress values in group UAM were observed in the implant body and retention screw. The groups UVM and TVM exhibited high stress values in the platform of the framework and implant hexagon, respectively.

Conclusions: The three types of misfit represented some influence on stress magnitude and distribution and reduced effect on peri-implant bone tissue. Each type of misfit increased the stress values in different regions of the system.

Keywords: Finite Element Analysis, Biomechanics, Adaptation, Dental Prosthesis, Dental Implantation.

Lista de Figuras

- Figura 1.** Esquema representativo dos grupos estudados apresentando o padrão de contato existente entre a plataforma de assentamento do implante e a infraestrutura protética do 2ºM. 35
- Figura 2. 2a.** Secção do modelo com osso cortical e implantes; **2b.** Secção do modelo com osso cortical, osso trabecular e implantes. 36
- Figura 3. 3a.** Mapa geral do modelo padrão com osso cortical, osso trabecular, implante e infraestrutura; **3b.** Mapa geral do modelo padrão acrescido do material de recobrimento estético e parafuso de retenção; **3c.** Vista oclusal do mapa geral, destacando-se as regiões de carregamento. 37
- Figura 4.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) na infraestrutura para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular e da plataforma de assentamento. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 42
- Figura 5.** Valores de tensão máxima de von Mises (MPa) para a infraestrutura. 43
- Figura 6. 6a.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular. **6b.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2ºM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 44
- Figura 7. 7a.** Valores de tensão máxima de von Mises (MPa) para o parafuso de retenção do 2ºPM; **7b.** Valores de tensão máxima de von Mises (MPa) para o parafuso de retenção do 2ºM. 45
- Figura 8.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºPM 46

para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular e plataforma de assentamento. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

Figura 9. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular e plataforma de assentamento. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 46

Figura 10. Valores de tensão máxima de von Mises (MPa) para o implante do 2ºPM. 47

Figura 11. Valores de tensão máxima de von Mises (MPa) para o implante do 2ºM. 47

Figura 12. Valores de tensões principais máximas (MPa) e tensões principais mínimas (MPa) para o tecido ósseo peri-implantar. 48

Lista de Figuras do Anexo

- Figura B.1.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no material de revestimento estético para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 70
- Figura B.2.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no material de revestimento estético para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista lingual. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 70
- Figura B.3.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no material de revestimento estético para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista oclusal. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 71
- Figura B.4.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no material de revestimento estético para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista inferior. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 71
- Figura B.5.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) na infraestrutura para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 72
- Figura B.6.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) na infraestrutura para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista lingual. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 72

- Figura B.7.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) na infraestrutura para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista oclusal. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 73
- Figura B.8.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) na infraestrutura para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista inferior. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 73
- Figura B.9.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 74
- Figura B.10.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista lingual. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 74
- Figura B.11.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista mesial. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 75
- Figura B.12.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista distal. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 75
- Figura B.13.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista oclusal. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões 76

(vermelho).

Figura B.14. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2^oPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista do ápice. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 76

Figura B.15. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2^oM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 77

Figura B.16. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2^oM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista lingual. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 77

Figura B.17. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2^oM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista mesial. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 78

Figura B.18. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2^oM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista distal. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 78

Figura B.19. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2^oM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista oclusal. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 79

- Figura B.20.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2ºM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista do ápice. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 79
- Figura B.21.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 80
- Figura B.22.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista lingual. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 80
- Figura B.23.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista mesial. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 81
- Figura B.24.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista distal. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 81
- Figura B.25.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista da plataforma de assentamento. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 82
- Figura B.26.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista do ápice. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho). 82
- Figura B.27.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular. Cores indicam os níveis 83

de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

Figura B.28. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºM 83
para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista lingual. Cores indicam os níveis de
menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

Figura B.29. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºM 84
para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista mesial. Cores indicam os níveis de
menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

Figura B.30. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºM 84
para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista distal. Cores indicam os níveis de
menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

Figura B.31. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºM 85
para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista da plataforma de assentamento.
Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões
(vermelho).

Figura B.32. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºM 85
para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista do ápice. Cores indicam os níveis
de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

Figura B.33. Distribuição das tensões principais mínimas (MPa) no tecido ósseo 86
peri-implantar para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista oclusal. Cores
indicam os níveis de menores tensões de compressão (vermelho) para maiores
tensões (azul escuro).

Figura B.34. Distribuição das tensões principais máximas (MPa) no tecido 86
ósseo peri-implantar para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista oclusal. Cores
indicam os níveis de menores tensões de tração (azul escuro) para maiores
tensões (vermelho).

Lista de Tabelas

Tabela 1. Grupos estudados.	34
Tabela 2. Propriedades dos materiais e das estruturas utilizados nos modelos.	38

Lista de Abreviaturas

MEF-3D:	Método dos elementos finitos tridimensional
GC:	Grupo controle
DAU:	Desajuste angular unilateral
DVU:	Desajuste vertical unilateral
DVT:	Desajuste vertical total
2ºPM:	Segundo pré-molar
1ºM:	Primeiro molar
2ºM:	Segundo molar
%:	Porcento
mm:	Milímetros
µm:	Micrômetros
Fig.:	Figura
Figs.:	Figuras
N:	Newton
MPa:	Megapascal
GPa:	Gigapascal
Ti:	Titânio
Al:	Alumínio
V:	Vanádio

Sumário

1	Introdução	27
2	Proposição	31
3	Material e método	33
4	Resultado	40
5	Discussão	49
6	Conclusão	55
	Referências	57
	Anexos	63
	Anexo A - Normas do periódico selecionado para publicação	64
	Anexo B - Mapas de tensões complementares aos resultados	70
	Anexo C - Versão em inglês do artigo a ser enviado para publicação	87

Introdução

1 Introdução *

Baseado nas primeiras publicações biomecânicas,^{1,2} alguns autores afirmaram haver uma direta correlação entre as complicações clínicas e a presença de desajustes nas próteses parafusadas implantossuportadas. Partindo deste princípio, a adaptação passiva entre prótese e implantes, sinônimo de “adaptação ideal”, foi assumida como sendo um dos pré-requisitos mais significativos para evitar complicações mecânicas e biológicas, na terapia com os implantes dentais.³ As intercorrências mecânicas mais comuns observadas em longo prazo estão relacionadas ao afrouxamento e fratura dos parafusos de retenção da prótese e do intermediário, além de mobilidade das supraestruturas.⁴⁻⁶ As complicações biológicas referem-se a distúrbios funcionais biológicos que afetam os tecidos de suporte, tais como distúrbios sensoriais, complicações em tecido mole, peri-implantites, perda óssea e até mesmo a perda e fratura do implante.⁷

Alguns autores⁸⁻¹⁰ correlacionam diretamente o aumento das tensões no tecido ósseo peri-implantar com a presença de desajustes em próteses implantossuportadas, os quais foram simulados em diferentes tipos e níveis, dentre eles tem-se: desajuste vertical de 111 μ m em próteses fixas implantossuportadas de 2 elementos,⁸ associação de desajustes horizontais de sobrecontorno e subcontorno de 0,05mm⁹ e 0,1mm.¹⁰ Entretanto, há pouco suporte científico para a comprovação dos resultados de que a desadaptação por si só contribui para problemas clínicos.¹¹ Jemt & Book¹² analisando próteses com desajuste total máximo de 275 μ m e possíveis complicações, não encontraram qualquer correlação significativa entre os parâmetros de adaptação das próteses avaliadas e perda óssea marginal ao redor dos implantes após 1 e 5 anos em

* O artigo segue normas do periódico *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* (Anexo A).

função. Carr et al¹³ estudando a relação entre diferentes níveis de desajustes em próteses, os quais variaram entre 4µm a 200µm, e a resposta óssea em primatas, não verificaram nenhuma diferença entre as próteses implantossuportadas desadaptadas e aquelas com adequado padrão de adaptação. Jemt et al¹¹ avaliando a resposta óssea ao redor de implantes instalados na tíbia de coelhos, a partir de estruturas parafusadas implantossuportadas apresentando desajuste vertical de 1mm submetidas a diferentes níveis de pré-carga, concluíram que a tensão gerada pelo desajuste não foi um fator decisivo para impedir a consolidação da osseointegração. Pelo contrário, verificaram que os maiores níveis clínicos de tensão de pré-carga é que promoveram significativamente a remodelação óssea no pico das roscas do implante.

Apesar de se sugerir que os componentes dos implantes não deveriam ter uma desadaptação maior que 10µm,¹⁴ absoluta passividade não tem sido encontrada nas três últimas décadas.³ Isso porque, mesmo diante da moderna tecnologia, os fabricantes de sistemas de implantes não apresentam este nível de adaptação.¹⁵ Adicionalmente, os materiais e técnicas utilizados para a confecção das próteses implantossuportadas, tanto durante os procedimentos clínicos quanto nos procedimentos laboratoriais, ainda apresentam limitações,^{3,16-20} favorecendo o surgimento de desajustes nas peças protéticas.¹²

Visto que a obtenção de peças completamente ajustadas não tem sido possível³ e, diante da ausência de uma padronização estabelecida no que se refere aos tipos de desajustes, Kano et al¹⁸ propuseram uma classificação sistemática para o relacionamento entre a interface implante e *abutment*. Determinaram 4 classes de desajustes, sendo desajuste tipo I: caracterizado pela ausência de desajuste, tipo II: presença de desajuste horizontal, tipo III: presença de desajuste vertical e tipo IV: associação entre desajuste vertical e horizontal. Os autores também compararam a interface implante/*abutment* em 4

grupos, verificando que o desajuste tipo IV foi o mais comum, presente em 39% dos casos, e o tipo III o menos freqüente (4% dos casos).

Adicionalmente, também são relatados os desajustes do tipo rotacional que é definido como folga rotacional existente entre o hexágono externo do implante e hexágono interno do intermediário¹⁵ e desajuste do tipo angular, o qual se apresenta em forma de plano inclinado na plataforma de assentamento da infraestrutura protética. Entretanto, são poucos os trabalhos encontrados na literatura que avaliam a influência dos desajustes angulares sobre os implantes, seus componentes e estruturas de suporte adjacentes.²¹⁻²³

Embora testes experimentais (*strain gauges*, fotoelasticidade, ciclagem mecânica) sejam frequentemente utilizados para avaliar a confiabilidade biomecânica das próteses implantossuportadas, os mesmos apresentam elevado consumo de tempo para serem executados, além de custos normalmente onerosos.⁹ Assim, as análises numéricas podem auxiliar na resolução das limitações inerentes aos métodos experimentais tradicionais, visto que oferecem informações precisas e confiáveis sobre a eficiência biomecânica de próteses implantossuportadas.²⁴

Considerando que a presença de desajustes, é uma realidade clínica difícil de ser eliminada devido aos inúmeros fatores envolvidos para a obtenção da prótese e admitindo que ainda restam dúvidas se a adaptação passiva é uma condição *sine qua non* para a manutenção da osseointegração em longo prazo, foi objetivo deste estudo avaliar o efeito dos desajustes angular e vertical em próteses fixas metalocerâmicas implantossuportadas parafusadas de 3 elementos.

Proposição

2 Proposição

O objetivo deste estudo foi investigar o efeito dos desajustes angular unilateral, vertical unilateral e vertical total simulados em próteses fixas metalocerâmicas implantossuportadas parafusadas de 3 elementos, na resposta biomecânica induzida ao tecido ósseo peri-implantar, implantes e componentes protéticos, por meio do método dos elementos finitos tridimensional (MEF-3D), comparado com prótese fixa metalocerâmica implantossuportada totalmente adaptada.

A hipótese nula foi que os três diferentes tipos de desajustes simulados não influenciariam tanto no padrão de distribuição como nos valores de tensão em relação à prótese fixa metalocerâmica implantossuportada totalmente adaptada.

Material e Método

3 Material e Método

Foi confeccionado um modelo de elementos finitos tridimensional padrão representativo de secção mandibular óssea na região posterior do lado direito, a qual apresentava-se com ausência dentária do segundo pré-molar (2°PM) ao segundo molar (2°M) e suas estruturas correspondentes, no qual foram incorporados 2 implantes osseointegrados, sendo um na região de 2°PM e outro na região de 2°M, sobre os quais simulou-se uma prótese fixa metalocerâmica implantossuportada parafusada de 3 elementos. Foram criados 4 grupos a partir do modelo de elementos finitos padrão, diferenciados pelo nível de ajuste entre a prótese e os implantes, conforme apresentado na tabela 1 e figura 1.

Tabela 1. Grupos estudados

Grupo	Descrição
GC (Grupo Controle)	Prótese fixa metalocerâmica implantossuportada parafusada totalmente adaptada aos implantes
DAU (Desajuste Angular Unilateral)	Prótese fixa metalocerâmica implantossuportada parafusada com desajuste angular unilateral de 100µm na região mesial do 2°M
DVU (Desajuste Vertical Unilateral)	Prótese fixa metalocerâmica implantossuportada parafusada com desajuste vertical unilateral de 100µm na região mesial do 2°M
DVT (Desajuste Vertical Total)	Prótese fixa metalocerâmica implantossuportada parafusada com desajuste vertical de 100µm em toda a plataforma de assentamento da infraestrutura do 2°M

O nível de desajuste de 100 μ m simulado neste estudo baseou-se em dados encontrados na literatura.^{8,11-13} Os desajustes do tipo unilateral abrangeram exatamente a metade da plataforma de assentamento da infraestrutura, sendo simulados a partir do longo eixo central da plataforma de assentamento da infraestrutura em direção ao sentido mesial do 2ºM envolvendo tanto a face vestibular quanto a lingual. No grupo DAU criou-se um desajuste em forma de plano inclinado enquanto que no grupo DVU o desajuste criado formou um ângulo de 90º em relação à plataforma de assentamento da infraestrutura. Os 4 grupos apresentaram adaptação completa, sem desajustes, no 2ºPM (Fig. 1).

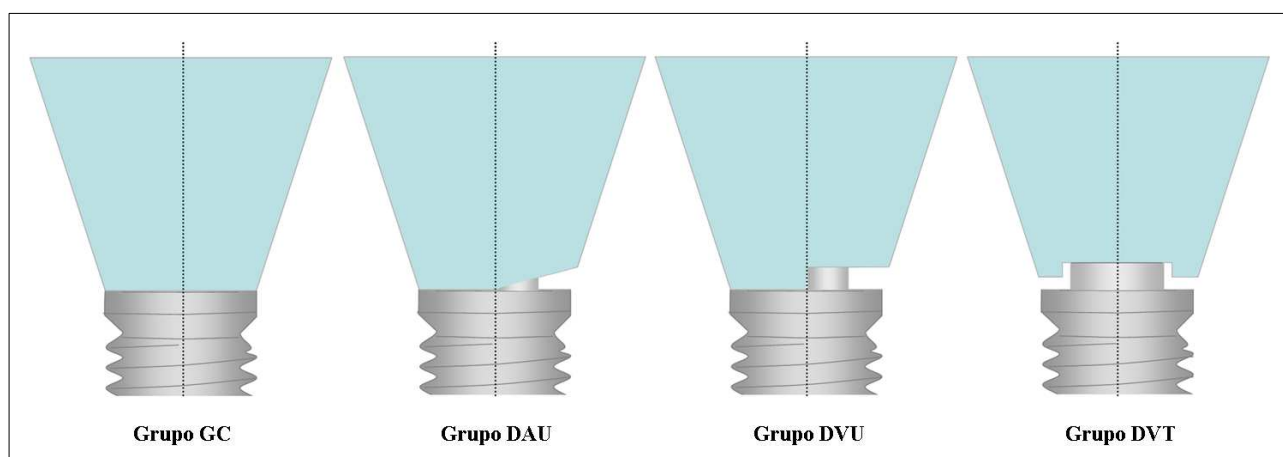


Figura 1. Esquema representativo dos grupos estudados apresentando o padrão de contato existente entre a plataforma de assentamento do implante e a infraestrutura protética do 2ºM.

O osso trabecular apresentou-se como uma estrutura sólida no osso cortical,²⁵⁻²⁷ sendo que o tecido ósseo peri-implantar apresentou 26,0mm de altura e 18,0mm de largura no sentido vestibulo-lingual, rodeado por uma cortical óssea com 1,5mm de espessura,²⁸ representando a secção mandibular na região do 2ºPM ao 2ºM direitos (Figs. 2a e 2b). Foram simulados dois implantes osseointegráveis de hexágono externo com dimensões de 4,1mm de diâmetro por 13,0mm de comprimento (SIN, Sistema de

Implantes, São Paulo, SP, Brasil), dois pilares UCLA calcináveis (SIN, Sistema de Implantes, São Paulo, SP, Brasil) e dois parafusos hexagonais de retenção em ouro (SIN, Sistema de Implantes, São Paulo, SP, Brasil).

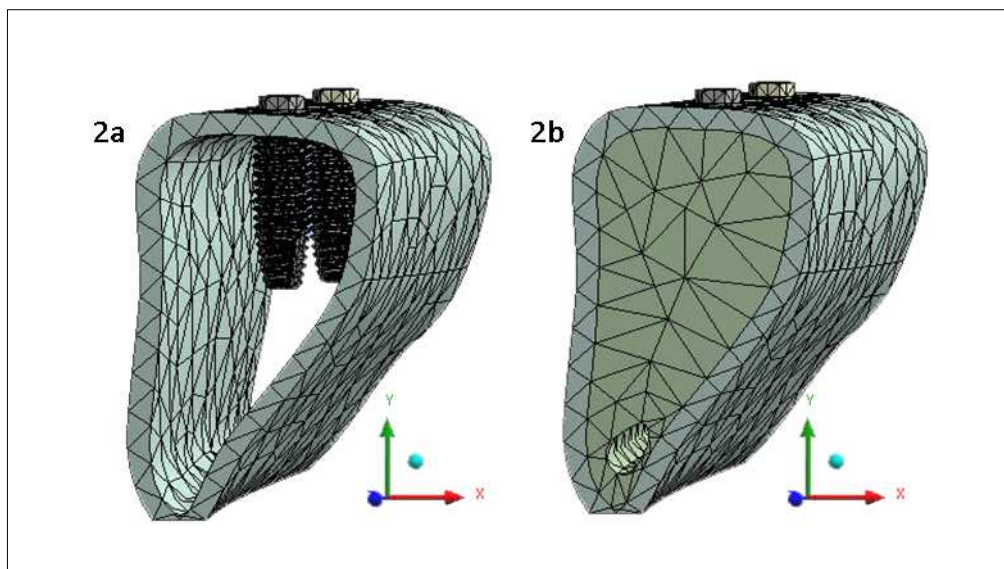


Figura 2. 2a. Secção do modelo com osso cortical e implantes; **2b.** Secção do modelo com osso cortical, osso trabecular e implantes.

A supraestrutura protética de 3 elementos foi representada por uma infraestrutura em liga de ouro tipo III com as seguintes dimensões: altura: 11,0mm para o 2ºPM e 2ºM e 7,0mm para o 1ºM, largura no sentido méσιο-distal: 4,5mm para o 2ºPM, 8,5mm para o 1ºM e 7,5mm para o 2ºM e largura no sentido vestibulo-lingual: 5,0mm para o 2ºPM, 8,0mm para o 1ºM e 7,0mm para o 2ºM. A infraestrutura foi revestida em porcelana, variando a espessura de 0,8mm à 1,5mm da região cervical para oclusal, respectivamente.²⁵ Também foram representados os orifícios para a inserção dos parafusos de retenção preenchidos com resina composta (Figs. 3a e 3b).

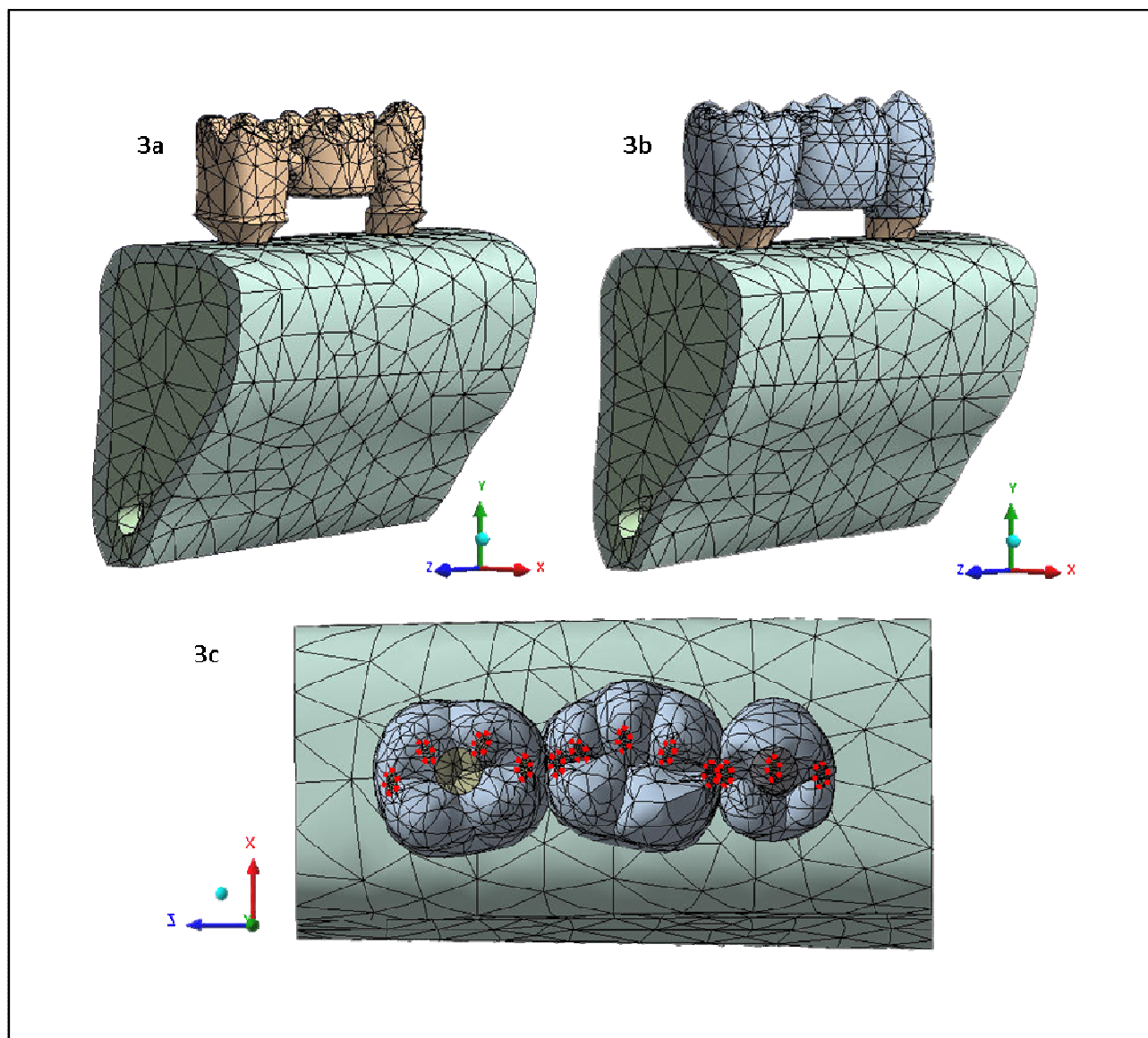


Figura 3. 3a. Mapa geral do modelo padrão com osso cortical, osso trabecular, implante e infraestrutura; **3b.** Mapa geral do modelo padrão acrescido do material de recobrimento estético e parafuso de retenção; **3c.** Vista oclusal do mapa geral, destacando-se as regiões de carregamento.

A modelagem foi realizada no programa SolidWorks (SolidWorks Corporation, Concord, MA, EUA), a partir de informações e imagens fotográficas das estruturas supra citadas. Sequencialmente, os modelos foram importados pelo programa de elementos finitos Ansys[®] (Ansys WorkBench 11, Swanson Analysis System, Houston, Pa, EUA) para análise, no qual os implantes foram rigidamente ancorados no tecido ósseo ao longo de toda a sua interface para simular uma osseointegração de 100%. Todos os materiais

foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. As propriedades mecânicas dos materiais foram obtidas a partir de dados disponíveis na literatura²⁹⁻³³ (Tabela 2).

Tabela 2. Propriedades dos materiais e das estruturas utilizados nos modelos.

Material	Estrutura	Módulo elástico E (GPa)	Coefficiente de Poisson	Referência
—	Osso Cortical	13,70	0,30	Barbier et al. ²⁹
—	Osso Medular	1,37	0,30	Barbier et al. ²⁹
Titânio (Ti-6Al-4V)	Implante	110,0	0,35	Lewinstein et al. ³⁰
Liga de ouro Tipo III	Parafuso de retenção	100,0	0,30	Geng et al. ³¹
Liga de ouro (KIK™) Ishifugu Metal Industry Co. Ltd., Tokyo, Japão	Infraestrutura em ouro	93,0	0,39	Suansuwan & Swain ³²
VITA VMK 68™ VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha	Recobrimento estético em porcelana	68,7	0,20	Suansuwan & Swain ³²
Resina composta Z100 (3M ESPE, St Paul, Minn, USA)	Material para obliteração do orifício de acesso do parafuso de retenção	21,0	0,24	Dejak & Mlotkowski ³³

Para a geração da malha de elementos finitos foi utilizado um elemento sólido parabólico tetraédrico, sendo que os modelos representativos dos grupos GC, DAU, DVU e DVT apresentaram um total de 206.987 nós e 124.127 elementos, 206.903 nós e

124.069 elementos, 207.287 nós e 124.297 elementos e 207.279 nós e 124.321 elementos, respectivamente.

Os nós foram fixados nos três eixos do plano cartesiano x , y e z . Uma força vertical total de 400N foi aplicada de forma distribuída em 12 pontos, correspondente as regiões de oclusão cêntrica (cristas proximais mesial e distal, vertente triturante das cúspides vestibulares e sulco principal), para os três elementos (Fig. 3c). A força oclusal baseou-se em evidências relacionadas à mensuração de força estática média para homens adultos, que segundo Helkimo et al³⁴ varia entre 100 a 150N. Assim, cada molar (1ºM e 2ºM) recebeu carregamento vertical total de 150N e o 2ºPM recebeu um carregamento vertical total de 100N.

Mapas de tensões foram obtidos pelo processamento do programa de elementos finitos. O tecido ósseo peri-implantar foi analisado pelas tensões principais máximas (tração) e mínimas (compressão), visto que este critério de análise é empregado para materiais frágeis que apresentam valores de tensão em tração divergentes dos valores de tensão em compressão. Mapas de tensões equivalentes de von Mises foram obtidos para os implantes, parafusos de retenção e prótese, uma vez que tal critério de análise fornece a máxima energia de deformação de um material, sendo aplicado especificamente para estruturas rígidas.

Resultado

4 Resultado

Os valores e a distribuição de tensões foram fornecidos pelo programa de elementos finitos a partir de mapas de tensões com escala de cor, sendo que as cores indicam os níveis de menores valores de tensões (azul escuro) para os maiores valores de tensões (vermelho). O presente estudo focou na avaliação qualitativa (visual) das tensões em cada estrutura do sistema implantossuportado (revestimento estético, infraestrutura, parafusos de retenção, implantes e tecido ósseo peri-implantar) (Figs. B1 a B34 do anexo B), além de uma análise quantitativa realizada a partir da mensuração dos valores de tensões (MPa) em regiões pré-determinadas de cada estrutura em cada grupo, que foram convertidos em gráficos (Figs. 4 a 12). Tais análises empregadas visaram facilitar a comparação dos resultados entre os grupos estudados.

Revestimento estético

Em todos os grupos, tensões máximas de von Mises ficaram localizadas nos pontos de carregamento, principalmente na região da vertente triturante méso-vestibular do 2ºM (GC 86MPa, DAU 88MPa, DVU 86MPa e DVT 83MPa) (Fig. B3 do anexo B). Na crista marginal distal do 2ºPM e crista marginal mesial do 1ºM houve um aumento das tensões para os grupos DAU (48MPa e 78MPa, respectivamente), DVU (48MPa e 77MPa, respectivamente) e DVT (48 e 70MPa, respectivamente) em relação ao grupo GC (35MPa para os dois pontos) (Fig. B3 do anexo B).

Infraestrutura

De modo geral, numa vista oclusal, maiores concentrações de tensões foram observadas na região da crista marginal distal do 2ºPM, crista marginal mesial do 1ºM,

cúspide méso-vestibular do 1^oM e região de contato infraestrutura/cabeça do parafuso de retenção (Fig. B7 do anexo B). Em relação à plataforma de assentamento da infraestrutura ao implante, todos os grupos apresentaram maiores valores de tensões na face vestibular e lingual tanto para o 2^oPM como para o 2^oM (Fig. 4), sendo que o grupo DVT apresentou os menores valores (vestibular do 2^oPM: 112MPa; lingual do 2^oPM: 86MPa; vestibular do 2^oM: 79MPa; lingual do 2^oM: 55MPa) e o grupo DVU apresentou os maiores valores (vestibular do 2^oPM: 108MPa; lingual do 2^oPM: 82MPa; vestibular do 2^oM: 154MPa; lingual do 2^oM: 131MPa) (Fig. 5).

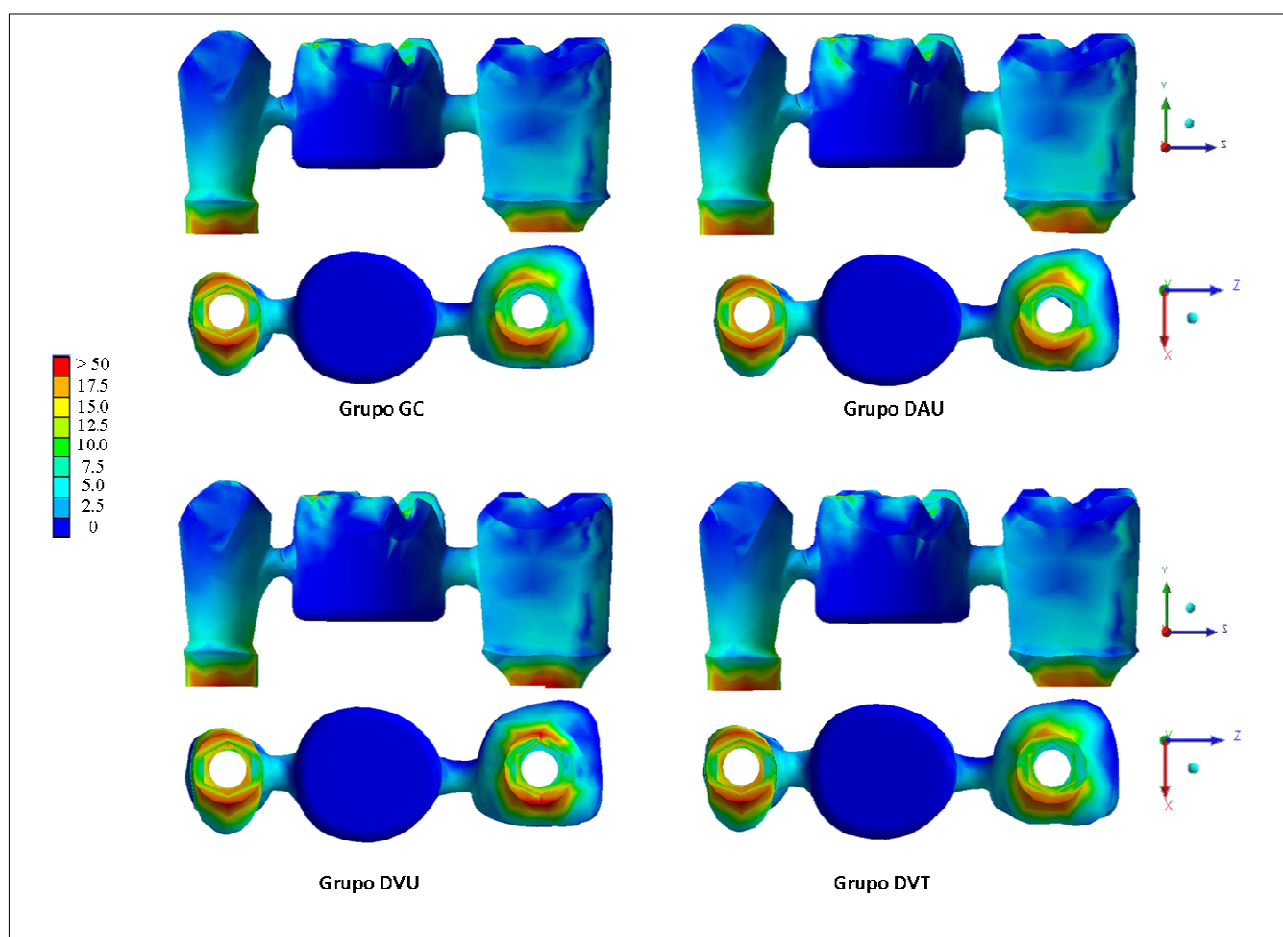


Figura 4. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) na infraestrutura para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular e da plataforma de assentamento. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

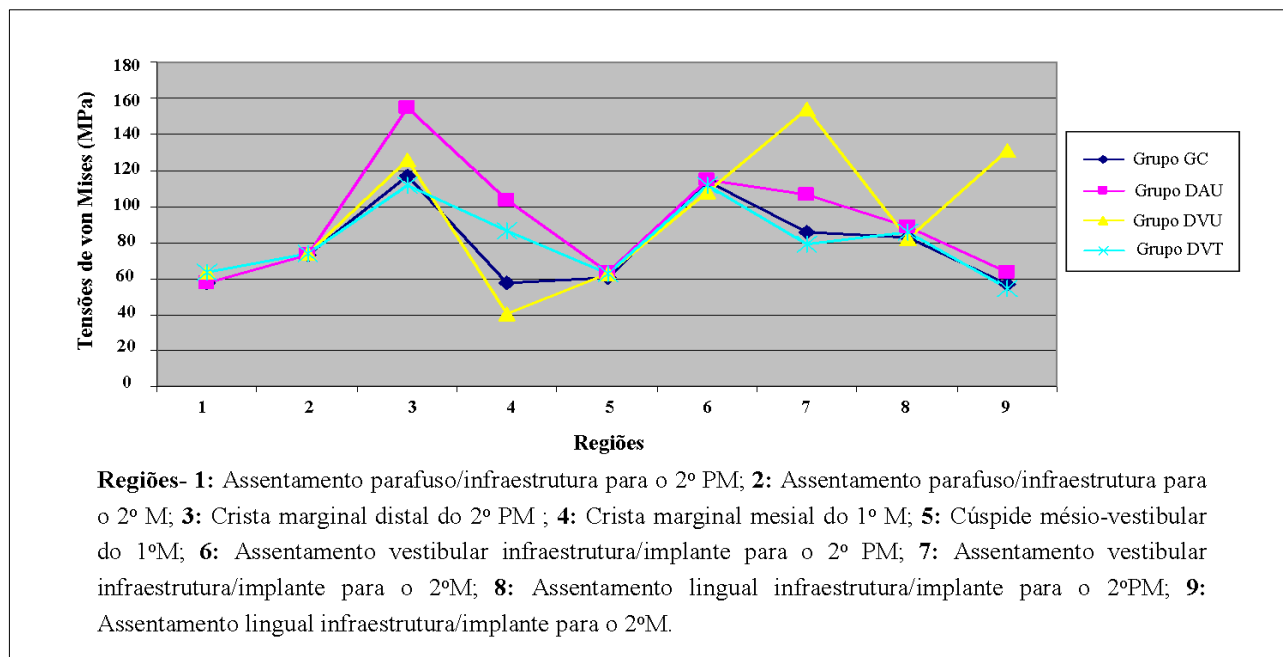


Figura 5. Valores de tensão máxima de von Mises (MPa) para a infraestrutura.

Parafuso de retenção

Para todos os grupos, as regiões de elevada concentração de tensões ficaram localizadas entre a primeira e segunda roscas, na borda da segunda rosca e terço médio, tanto para o parafuso do 2ºPM quanto do 2ºM (Figs. 6a e 6b, B9 a B20 do anexoB). De maneira geral, o grupo DAU apresentou maiores valores de tensões no corpo dos parafusos de retenção em relação aos demais grupos, sendo de 67MPa para o GC, 72MPa para o DAU, 67MPa para o DVU e 67MPa para o DVT em relação ao parafuso do 2ºPM e, de 59MPa para o GC, 64MPa para o DAU, 59MPa para o DVU e 58MPa para o DVT em relação ao parafuso do 2ºM. Quanto à região de contato entre parafuso e infraestrutura, a distribuição e os valores de tensões foram semelhantes para todos os grupos, sendo mais acentuadas no lado vestibular (Figs. 7, B14 e B20 do anexoB).

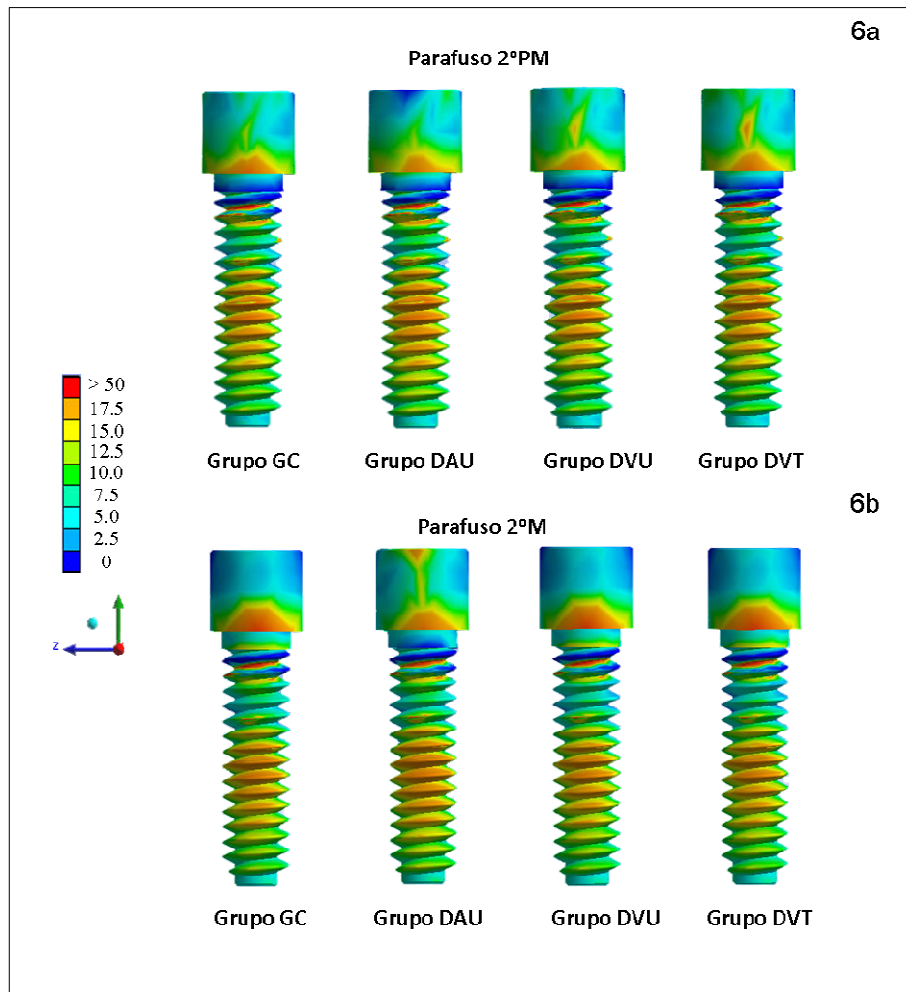


Figura 6. 6a. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2°PM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular. **6b.** Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2°M para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

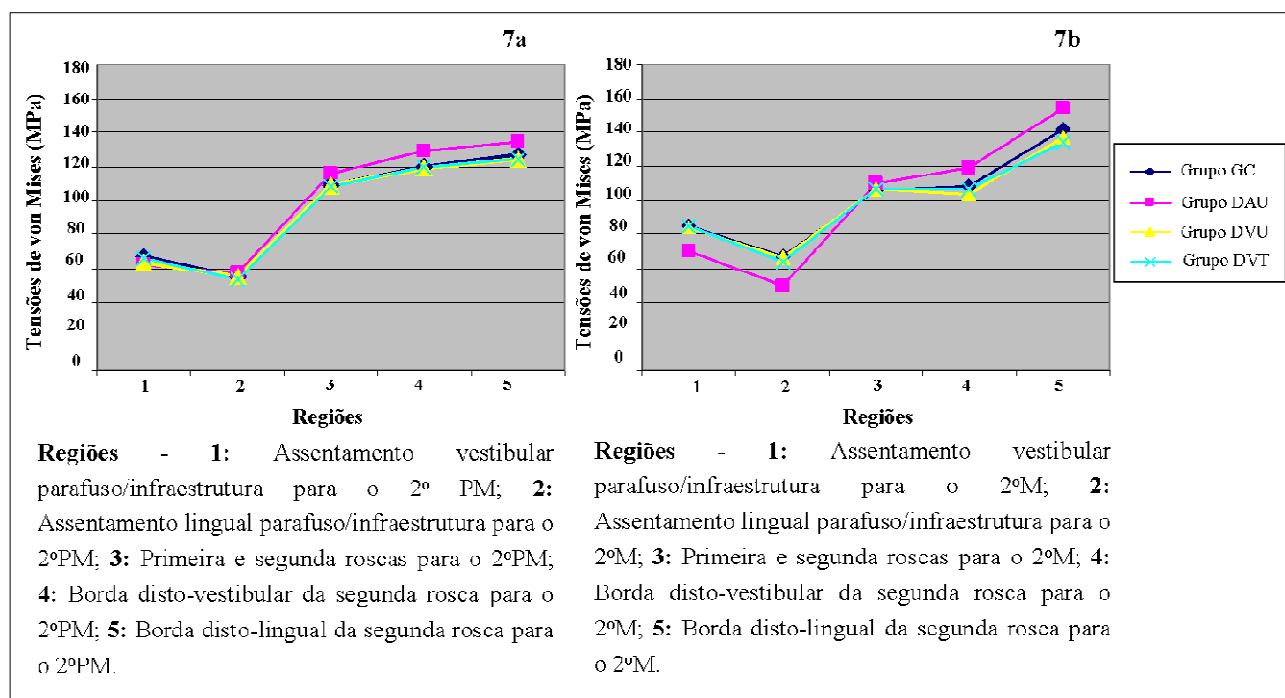


Figura 7. 7a. Valores de tensão máxima de von Mises (MPa) para o parafuso de retenção do 2°PM; **7b.** Valores de tensão máxima de von Mises (MPa) para o parafuso de retenção do 2°M.

Implante

As regiões de maiores tensões ficaram localizadas na plataforma, pescoço, terço coronal e distribuídas ao longo das cinco primeiras roscas do implante para todos os grupos, tanto para o implante do 2°PM quanto do 2°M (Figs. 8, 9 e B21 a B32 do anexo B). Comparando os 4 grupos, o grupo DAU apresentou os maiores valores de tensões, com exceção na região do hexágono do implante do 2°M, local em que o grupo DVT apresentou os maiores valores de tensões (Figs. 10 e 11) (região vestibular do hexágono do implante: 70MPa para o GC, 79MPa para o DAU, 83MPa para DVU e 83MPa para o DVT; região lingual do hexágono do implante: 54MPa para o GC, 64MPa para o DAU, 64MPa para o DVU e 70MPa para o DVT).

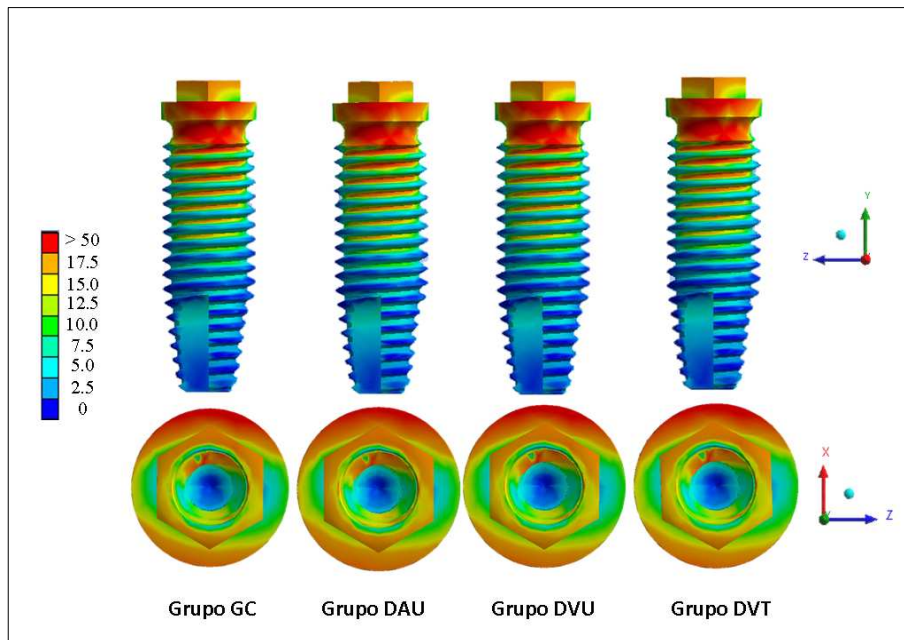


Figura 8. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2°PM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular e da plataforma de assentamento. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

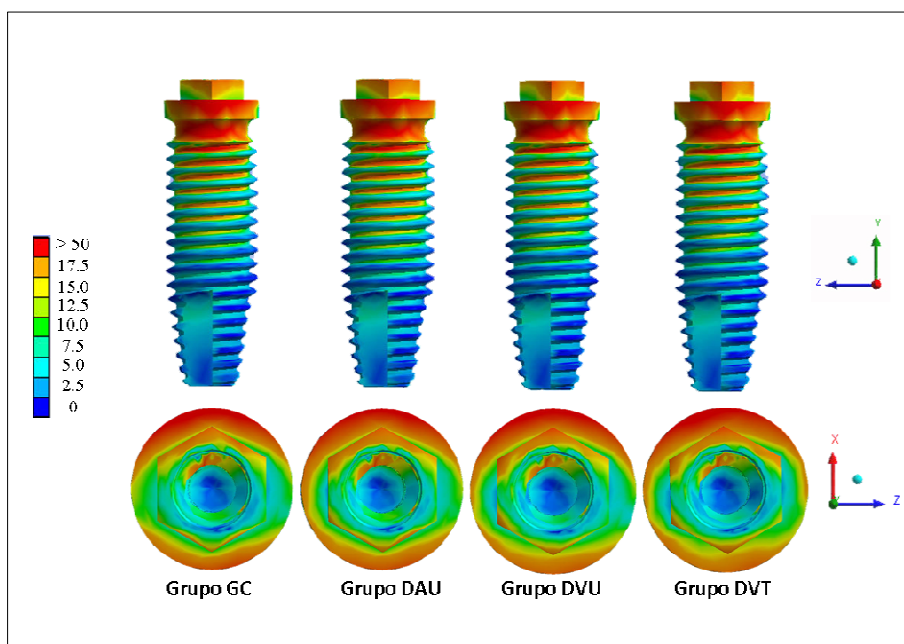


Figura 9. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2°M para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular e da plataforma de assentamento. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

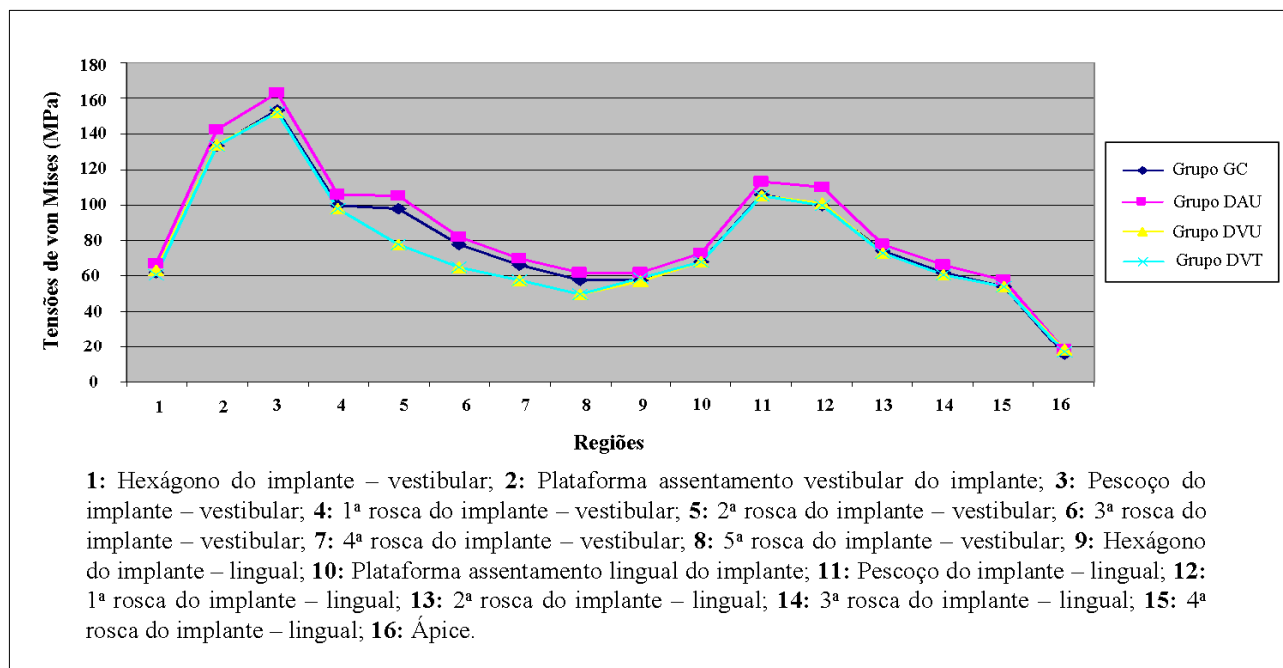


Figura 10. Valores de tensão máxima de von Mises (MPa) para o implante do 2ºPM.

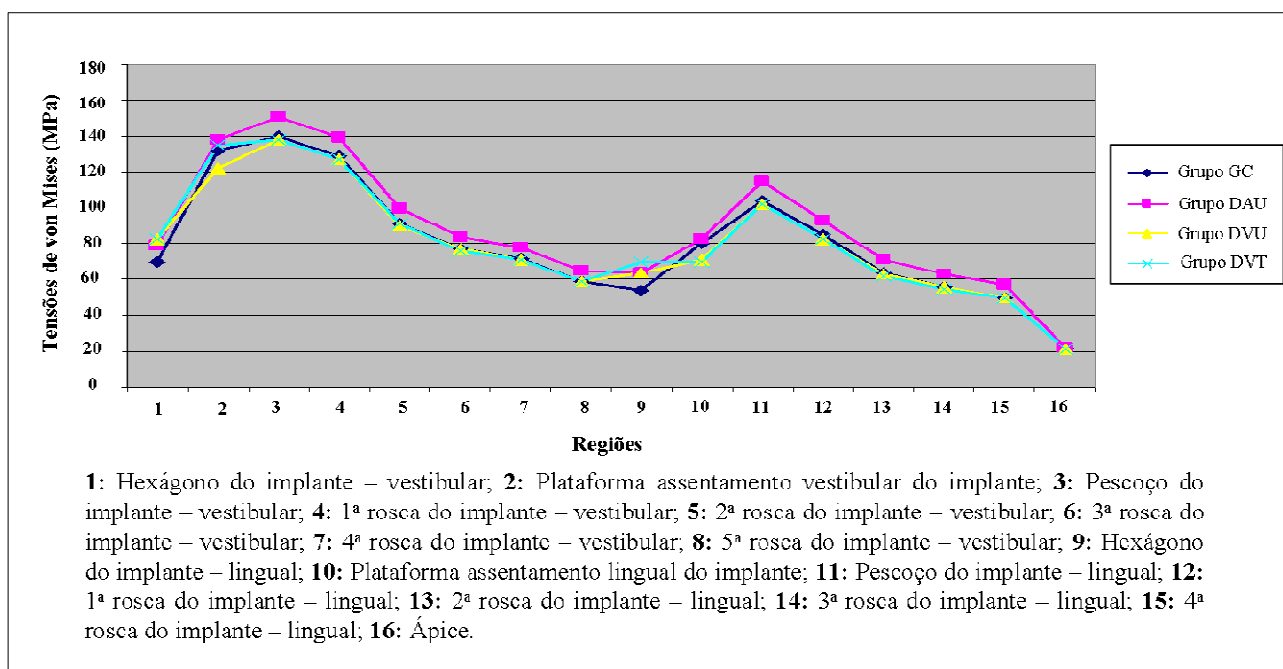


Figura 11. Valores de tensão máxima de von Mises (MPa) para o implante do 2ºM.

Tecido ósseo peri-implantar

O padrão de distribuição e a magnitude das tensões principais máximas e mínimas para o tecido ósseo foram similares nas diferentes condições de desajustes simuladas (Figs. 12, B33 e B34 do anexo B). Áreas de concentração de tensões foram encontradas na região coronal do tecido ósseo peri-implantar ao redor dos implantes tanto do 2ºPM como do 2ºM. Uma consideração do estado biomecânico da zona de interação entre o implante e o tecido ósseo de suporte mostrou que a região vestibular apresentou os maiores valores de compressão (tensão principal mínima) e a região lingual os maiores valores de tração (tensão principal máxima) (Figs. B33 e B34 do anexo B).

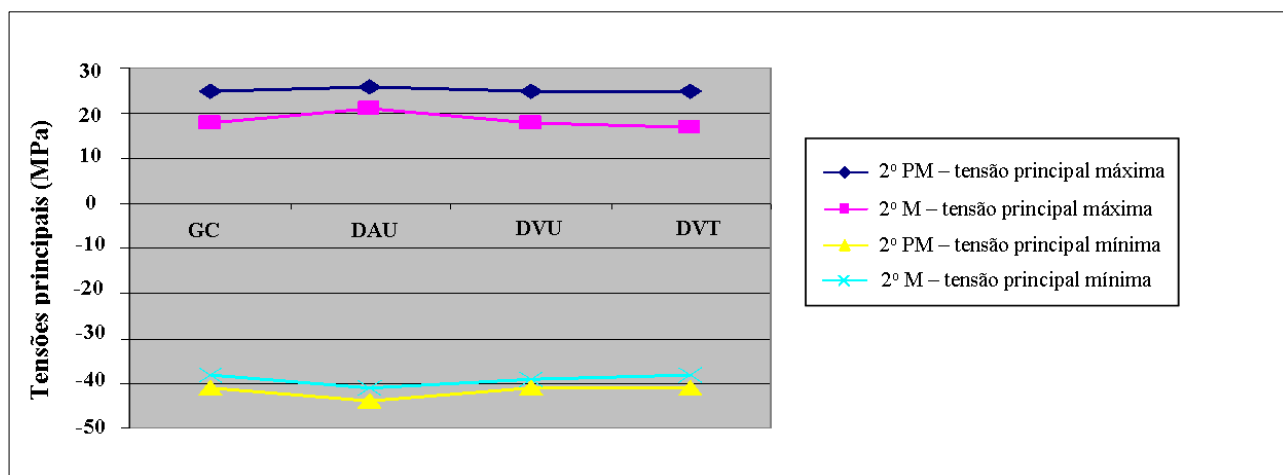


Figura 12. Valores de tensões principais máximas (MPa) e tensões principais mínimas (MPa) para o tecido ósseo peri-implantar.

Discussão

5 *Discussão*

Os resultados apresentados por este estudo suportam rejeitar a hipótese nula de que os três diferentes tipos de desajustes simulados não influenciariam no padrão de distribuição e nos valores de tensão em relação à prótese fixa metalocerâmica implantossuportada totalmente adaptada. Foi observado que a presença de desajustes verticais e angulares de 100 μ m é capaz de exercer influências de ordem mecânica sobre o sistema.

A integridade mecânica da prótese implantossuportada é amplamente dependente da área de contato existente entre os componentes, sendo que a presença de desajustes pode reduzir a estabilidade do conjunto,³⁵ uma vez que algum ponto do sistema torna-se sobrecarregado.³⁶ O presente estudo confirma tais afirmações, uma vez que a presença de desajustes verticais e angulares na plataforma de assentamento da infraestrutura levou a um aumento das tensões máximas em diferentes regiões do conjunto prótese/implante para cada um dos grupos analisados.

O grupo DVU mostrou um aumento de 79% das tensões (154MPa) em relação ao grupo GC (86MPa) na região da plataforma de assentamento da infraestrutura ao implante correspondente ao 2^oM, local onde se iniciou o desajuste da peça protética, mostrando uma maior solicitação da prótese nesta região. Dessa forma, indica a possibilidade de comprometimento desta estrutura num menor período de tempo em relação a uma prótese com completa adaptação, visto que o limite de escoamento para a liga de ouro tipo III é de 240MPa.³⁷

Em relação ao grupo DVT, ao aplicar-se o carregamento estático nos pontos pré-determinados, foi verificado um aumento nos valores de tensões máximas de von Mises na região do hexágono externo do implante do 2^oM da ordem de 19% para a porção

vestibular e de 29% para a porção lingual, comparado ao grupo GC (Fig. 7). Essa situação pode tornar os parafusos mais vulneráveis à fadiga e ao desrosqueamento.²² Tal resultado pode ter sido intensificado neste estudo, porque durante o desenvolvimento do modelo matemático padrão, todas as estruturas do sistema foram mantidas unidas umas as outras, incluindo a região da plataforma de assentamento da infraestrutura à plataforma do implante. Este delineamento foi adotado uma vez que a análise linear é extensamente empregada no estudo pela metodologia dos elementos finitos e somente é válida se a estrutura exibir um relacionamento linear de tensão-deformação em níveis conhecidos, como o limite de proporcionalidade, e se todos os volumes estiverem conectados como uma unidade.³⁸

A partir dos resultados encontrados, verificou-se que, de um modo geral, o grupo DAU apresentou os maiores valores de tensões, que se concentraram principalmente nas regiões do implante e do parafuso de retenção. Esses achados estão de acordo com o estudo de Millington e Leung²² que demonstraram que desajustes angulares variando de 55 μ m a 104 μ m resultam em tensão flexural no implante e componentes protéticos, possibilitando o desrosqueamento do parafuso de retenção. Ao criar-se uma face angular na região de interface infraestrutura e implante (grupo DAU), ao invés de uma face reta como encontrado nos grupos GC, DVU e DVT, as forças incidentes potencializam o momento fletor e as forças cisalhantes. Para que o momento de flexão não gere tensões desfavoráveis no implante e parafuso de retenção,³⁹ uma perfeita adaptação entre todos os componentes é requerida.³⁶ Adicionalmente, o desajuste angular resulta em menor estabilidade do conjunto devido à oscilação dos componentes⁴⁰ e, segundo Quirynen et al⁴¹ também leva a uma maior área de acúmulo de placa e bactérias em relação a outros tipos de desajustes.

A presença do desajuste nos grupos DAU, DVU e DVT não influenciou no padrão e na magnitude das tensões na região do revestimento estético analisado isoladamente. Porém, uma observação consistente para todos os modelos foi uma concentração pontual de tensão máxima de von Mises no local do carregamento, semelhantemente ao encontrado em estudo prévio.²⁵ Por esta razão, contatos oclusais prematuros devem ser eliminados e uma relação oclusal adequada deve ser estabelecida,²⁵ evitando o comprometimento do material de revestimento estético e impedindo que forças deletérias sejam transmitidas ao longo do sistema.

Em condições de adequada adaptação implante/infraestrutura, a fonte mais freqüente de falha do sistema implantossuportado é a região do parafuso de retenção, especificamente a haste e a primeira rosca, o que está relacionado à fadiga causada pela elevada concentração de tensões, conseqüência das diferentes alterações no passo de rosca produzido pelas forças de tração e compressão existentes no contato entre as partes.³⁵ Neste estudo também foi verificado um aumento das tensões no parafuso de retenção para todos os grupos com desajustes em relação ao GC, sendo ainda mais elevada para o grupo DAU, principalmente na região de primeira e segunda roscas. Isto pode ser explicado pelo fato que o inadequado contato infraestrutura/implante gera um aumento das tensões no parafuso de retenção, causando a instabilidade do sistema, podendo reduzir a efetividade deste componente na ordem de semanas ao invés de anos,³⁵ por meio de complicações de ordem mecânica como o desrosqueamento e até a mesmo a sua fratura.⁴⁻⁶

Outro fator a ser considerado é a quantidade e qualidade óssea na região cervical que é crítica para o sucesso em longo prazo dos implantes dentais, sendo que a sua perda pode colocar em risco a estabilidade do implante.²⁸ Alguns autores⁸⁻¹⁰ correlacionam diretamente a presença de *gaps* ao aumento de tensões no tecido ósseo peri-implantar.

Entretanto, neste estudo, sob simulação de carregamento estático, as condições de desajustes associado ao tipo de carregamento empregado não alteraram os padrões de distribuição e os valores de tensões no tecido ósseo localizado ao redor do implante (Fig. 8), corroborando com estudos *in vivo*¹¹⁻¹³ que também não comprovam o fato de que a desadaptação por si só contribui para problemas clínicos no tecido ósseo peri-implantar.

No presente estudo, o carregamento foi distribuído em regiões especificamente localizadas nas vertentes triturantes, cristas marginais e sulco principal, simulando um contato de parada cêntrica. Esse tipo de carregamento foi utilizado para simular com maior fidelidade uma condição real de contato dentário equilibrado, uma vez que o termo “oclusão orgânica” sugere que as cúspides de suporte dos dentes na região de molares e pré-molares devem ocluir com a fossa do antagonista em não menos que 3 localizações em relação cêntrica.⁴² Adicionalmente, Eskitascioglu et al.⁴² verificaram, por meio do MEF, que a condição ótima de carregamento vertical foi encontrada quando aplicado em 2 ou 3 localizações, visto que diminui as tensões no tecido ósseo, contrariamente quando aplicado em apenas uma localização.

A validade dos resultados obtidos a partir de métodos numéricos deve ser cuidadosamente analisada,⁹ uma vez que depende da precisão com a qual a geometria, propriedade dos materiais, condição de interface, suporte e carregamento estão de acordo com a realidade clínica.⁴³ As estruturas dos modelos matemáticos foram assumidas como homogêneas, isotrópicas e linearmente elásticas. No entanto, é bem documentado na literatura que o osso cortical mandibular é transversalmente isotrópico e não-homogêneo.⁴⁴ Adicionalmente, outra limitação deste estudo é a interpretação adotada para a interface osso-implante como apresentando 100% de osseointegração, o que não necessariamente representa uma condição real de contato. Assim, as limitações inerentes ao estudo devem ser consideradas durante a interpretação dos resultados obtidos.

Por outro lado, com as análises numéricas é possível avaliar quantitativamente se a magnitude de tensões que podem surgir na interface osso/implante geradas a partir de um desajuste em combinação com um carregamento oclusal é danoso ou não, assim como na vida real⁹, em detrimento dos métodos experimentais e estudos *in vivo*,¹¹⁻¹³ tanto em pacientes como em animais, que apresentam elevado consumo de tempo para serem executados, além de custos normalmente onerosos.⁹

Do ponto de vista biomecânico, os resultados do presente estudo indicam que próteses com desajustes podem levar a alterações de ordem mecânica no sistema implantossuportado, muito embora estudos adicionais sejam necessários para um maior entendimento da influência dos tipos e magnitudes de desajustes sobre tal conjunto. Estudos que simulem uma análise não-linear, com a inserção de elementos de contato entre os componentes, bem como a aplicação de pré-carga no parafuso de retenção, auxiliarão no estabelecimento de maior relevância clínica destes achados.

Conclusão

6 Conclusão

Frente à metodologia empregada e respeitando as limitações do presente estudo pode-se concluir que:

1. As próteses fixas implantossuportadas parafusadas de 3 elementos apresentando desajustes de 100 μ m do tipo angular unilateral, vertical unilateral e vertical total exerceram pouco efeito na distribuição e nos valores de tensão em relação ao tecido ósseo peri-implantar.
2. Cada tipo de desajuste simulado sobrecarregou determinada região específica do sistema implantossuportado. O desajuste angular unilateral mostrou-se mais danoso para o corpo do implante e parafuso de retenção. Enquanto o desajuste vertical unilateral para a infraestrutura e o desajuste vertical total para o hexágono do implante.

Referências

Referências**

1. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-848.
2. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J Suppl* 1985;28:63-69.
3. Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001;10:85-92.
4. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:90-94.
5. Dellinges MA, Tebrock OC. A measurement of torque values obtained with hand-held drivers in a simulated clinical setting. *J Prosthodont* 1993;2:212-214.
6. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353-359.
7. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 2002;29(suppl. 3):197-212.
8. Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont* 2002;11:30-40.
9. Natali NA, Pavan PG, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dent Mat* 2006;22:388-395.
10. Natali NA, Carniel EL, Pavan PG. Investigation of bone inelastic response in interaction phenomena with dental implants. *Dent Mat* 2008;24:561-569.

** As citações das referências no texto e a lista de referências estão de acordo com as normas do periódico *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* (Anexo A).

11. Jemt T, Lekholm U, Johansson CB. Bone response to implant-supported frameworks with differing degrees of misfit preload: in vivo study in rabbits. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:129-137.
12. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:620-625.
13. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent* 1996;76:500-9.
14. Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-integrated protheses: osseointegration in clinical dentistry. Special edition for Nobelpharma. *Quintessence* 1987;268-71.
15. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995;8:162-178.
16. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998;80:184-192.
17. Assunção WG, Gennari-Filho H, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent* 2004;13:358-366.
18. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:879-885.
19. Barbosa GAS, Simamoto Júnior PC, Fernandes Neto AJ, Mattos MGC, Neves FD. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. *Braz Dent J* 2007;18:139-143.
20. Assunção WG, Cardoso A, Gomes EA, Tabata LF, dos-Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 1 – Influence of transfer copings surface abrasion. *J Prosthodont* 2008;17:641-647.

21. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:172-180.
22. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont* 1995;8:511-516.
23. Assunção WG, Dos-Santos PH, Deben JA, Gomes EA, Barão VAR, Tabata LF. Effect of misfit on preload maintenance of retention screws of implant-supported prostheses. *J Mat Eng Perf* 2009;18:935-938.
24. Natali NA, Pavan PG. Numerical approach to dental biomechanics. In: Natali NA (ed). *Dental biomechanics*. London: Taylor & Francis, 2003:211-239.
25. 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 Part B: Appl Biomater* 2005;73B:140-147.
26. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implants* 1997;3:104-111.
27. Ichikawa T, Kanitani H, Kawamoto N, Matsumoto N, Wigianto R. Influence of bone quality on the stress distribution. *Clin Oral Implant Res* 1997;8:18-22.
28. Çiftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:571-582.

29. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski E, 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;25:847-858.
30. Lewinstein I, Banks-Sills L, Eliasi R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:355-366.
31. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-607.
32. Suansuwan N, Swain MV. Determination of elastic properties of metal alloys and dental porcelains. *J Oral Rehabil* 2001;28:133-139.
33. Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *J Prosthet Dent* 2008;99:131-140.
34. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand*, 1977;35:297-303.
35. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:26-34.
36. Rangert B, Eng M, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247.
37. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials, 11th ed. Saunders:Elsevier, 2003, 832p.
38. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *J Dent* 2008;36:463-471.
39. Sahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. *J Dent* 2002;30:271-282.

40. Binon PP, McHugh UM. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:511-519.
41. Quirynen M, de Soete MD, van Steenberghe D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:1-19.
42. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004;91:144-150.
43. Meijer HJA, Starmans FJM, Bosman F, Steen WHA. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil* 1993;20:147-157.
44. Cochran DL. The scientific basis for clinical experiences with Straumann implants including the ITI dental implant system: A consensus report. *Clin Oral Implant Res* 2000;11:33-58.

Anexos

Anexo A

Normas do periódico *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, selecionada para a publicação do artigo.

Author Guidelines

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

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

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

Review/editing of manuscripts. Manuscripts will be reviewed by the editorial chairman and will be subjected to blind review by the appropriate section editor and editorial staff consultants with expertise in the field that the article encompasses. The publisher reserves

the right to edit accepted manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency, subject to the author's final approval.

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

MANUSCRIPT PREPARATION

- The journal will follow as much as possible the recommendations of the International Committee of Medical Journal Editors (Vancouver Group) in regard to preparation of manuscripts and authorship (Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals. *Ann Intern Med* 1997;126:36–47). See www.icmje.org.
- **Manuscripts** should be double-spaced with at least a one-inch margin all around. Number all pages. Do not include author names as headers or footers on each page.
- **Title page.** Page 1 should include the title of the article and the name, degrees, title, professional affiliation, and full address of all authors. Phone, fax, and e-mail address must also be provided for the corresponding author, who will be assumed to be the first-listed author unless otherwise noted. If the paper was presented before an organized group, the name of the organization, location, and date should be included.
- **Abstract/key words.** Page 2 of the manuscript should include the article title, a maximum of 300-word abstract, and a list of key words not to exceed 6. Abstracts for basic and clinical research articles must be structured with the following sections: (1) Purpose, (2) Materials and Methods, (3) Results, and (4) Conclusions. Abstracts for all other types of articles (ie, literature reviews, clinical reports, technologies, and case reports) should not exceed 250 words and need not be structured.
- **Introduction.** Summarize the rationale and purpose of the study, giving only pertinent references. Clearly state the working hypothesis.

- **Materials and Methods.** Present materials and methods in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.
- **Results.** Present results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all the data in the tables or illustrations; emphasize only important observations.
- **Discussion.** Emphasize the new and important aspects of the study and the conclusions that follow from them. Do not repeat in detail data or other material given in the Introduction or Results section. Relate observations to other relevant studies and point out the implications of the findings and their limitations.
- **Conclusions.** Link the conclusions with the goals of the study but avoid unqualified statements and conclusions not adequately supported by the data. In particular, authors should avoid making statements on economic benefits and costs unless their manuscript includes the appropriate economic data and analyses. Avoid claiming priority and alluding to work that has not been completed. State new hypotheses when warranted, but clearly label them as such.
- **Acknowledgments.** Acknowledge persons who have made substantive contributions to the study. Specify grant or other financial support, citing the name of the supporting organization and grant number.
- **Abbreviations.** The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement.
- **Trade names.** Generic terms are to be used whenever possible, but trade names and manufacturer name, city, state, and country should be included parenthetically at first mention.

REFERENCES

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

Journal reference style:

1. Johansson C, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: A 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:69-75.

Book reference style:

1. Skalak R. Aspects of biomechanical considerations. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985:117-128.

ILLUSTRATIONS AND TABLES

- All illustrations must be numbered and cited in the text in order of appearance.
- Illustrations and tables should be embedded in a PC Word document.
- All illustrations and tables should be grouped at the end of the text.

- Original slides or high-resolution images must be sent to the Publisher's office upon acceptance of the article.
- *Note that article acceptance is pending the receipt of acceptable original art.*

Black & white—Submit three sets of high-quality glossy prints. Should the quality prove inadequate, negatives will be requested as well. Photographs should be unmounted and untrimmed.

Radiographs—Submit the original radiograph as well as two sets of prints.

Color—Color is used at the discretion of the publisher. No charge is made for such illustrations. Original slides (35-mm transparencies) must be submitted, plus two sets of prints made from them. When a series of clinical images is submitted, tonal values must be uniform. When instruments and appliances are photographed, a neutral background is best.

Drawings—Figures, charts, and graphs should be professionally drawn and lettered large enough to be read after reduction. High-resolution (at least 300 dpi) laser-printed art is acceptable (no photocopies, please); also provide electronic file if possible.

Electronic Files—May be accepted if original figures (as specified above) are unavailable. Resolution must be at least 300 dpi; files saved in .tiff or .eps format are preferred.

Legends—Figure legends should be grouped on a separate sheet and typed double-spaced.

MANDATORY SUBMISSION FORM

The Mandatory Submission Form (published in issues 1 and 4 and accessible at www.quintpub.com) must be signed by all authors and faxed to the JOMI Manuscript Editor (630 736 3634)

PERMISSIONS AND WAIVERS

[Permission of author and publisher](#) must be obtained for the direct use of material (text, photos, drawings) under copyright that does not belong to the author.

- Waivers must be obtained for photographs showing persons. When such waivers are not supplied, faces will be masked to prevent identification.
- Permissions and waivers should be faxed along with the Mandatory Submission Form to the JOMI Manuscript Editor (630 736 3634).

REPRINTS

If reprints are desired, they may be ordered from the publisher. Authors receive a discount of 40% on quantities of 100 or 200 reprints.

Anexo B

Mapas de tensões complementares aos resultados.

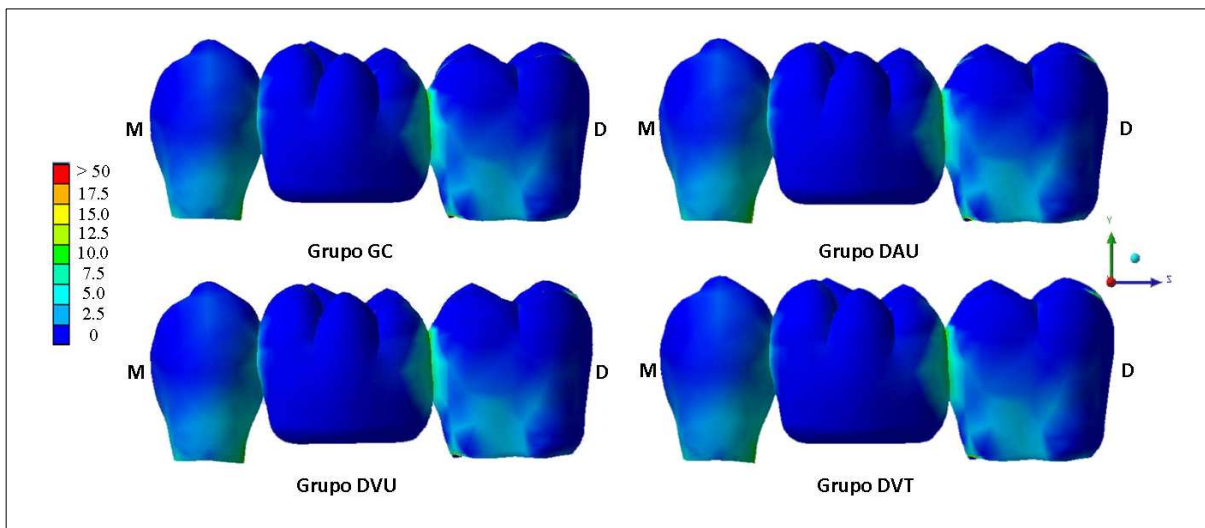


Figura B.1. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no material de revestimento estético para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

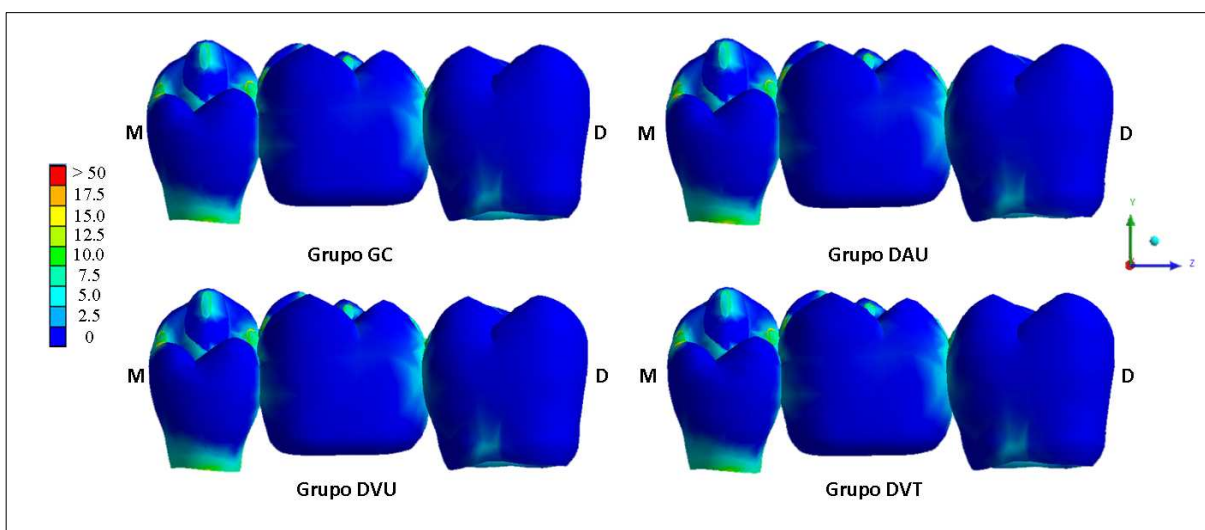


Figura B.2. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no material de revestimento estético para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista lingual. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

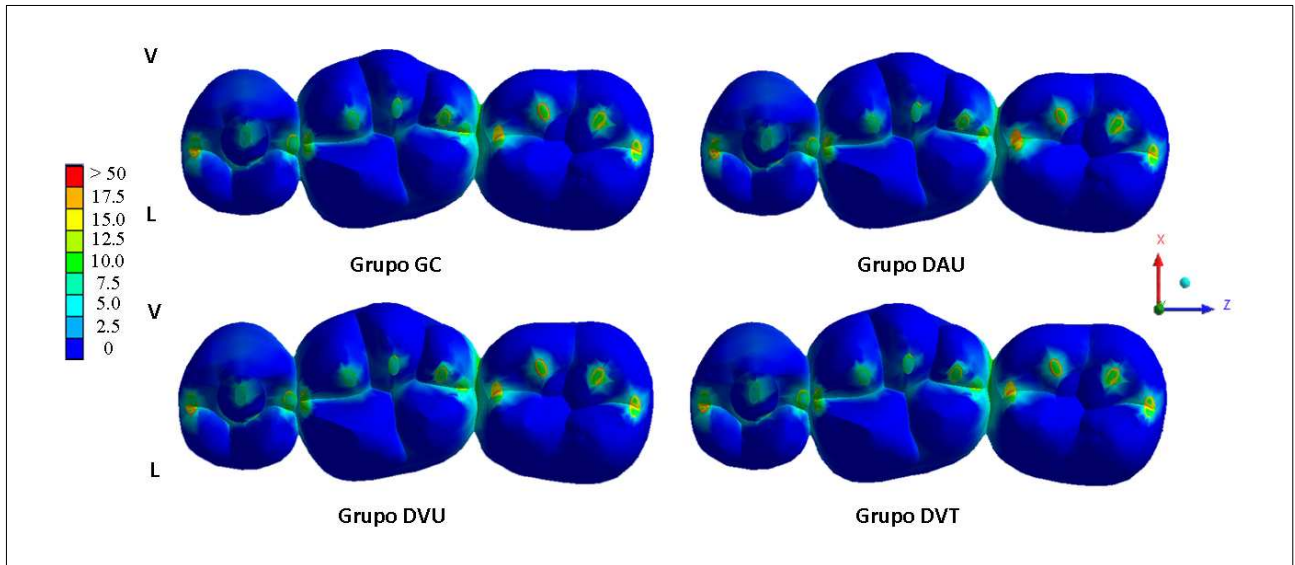


Figura B.3. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no material de revestimento estético para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista oclusal. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

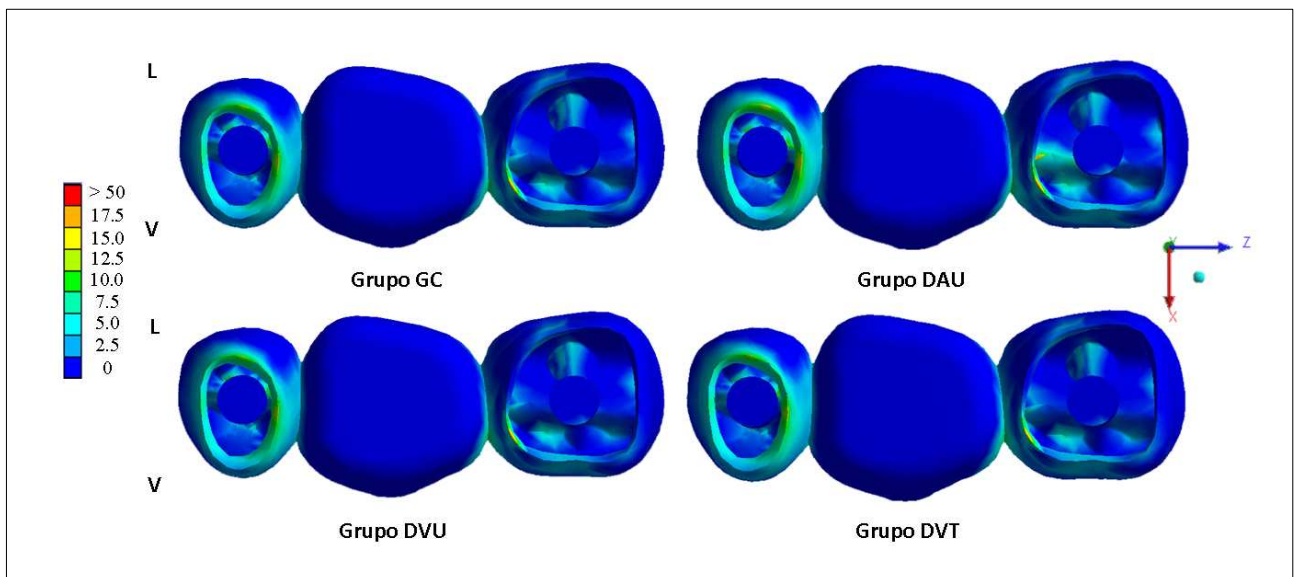


Figura B.4. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no material de revestimento estético para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista inferior. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

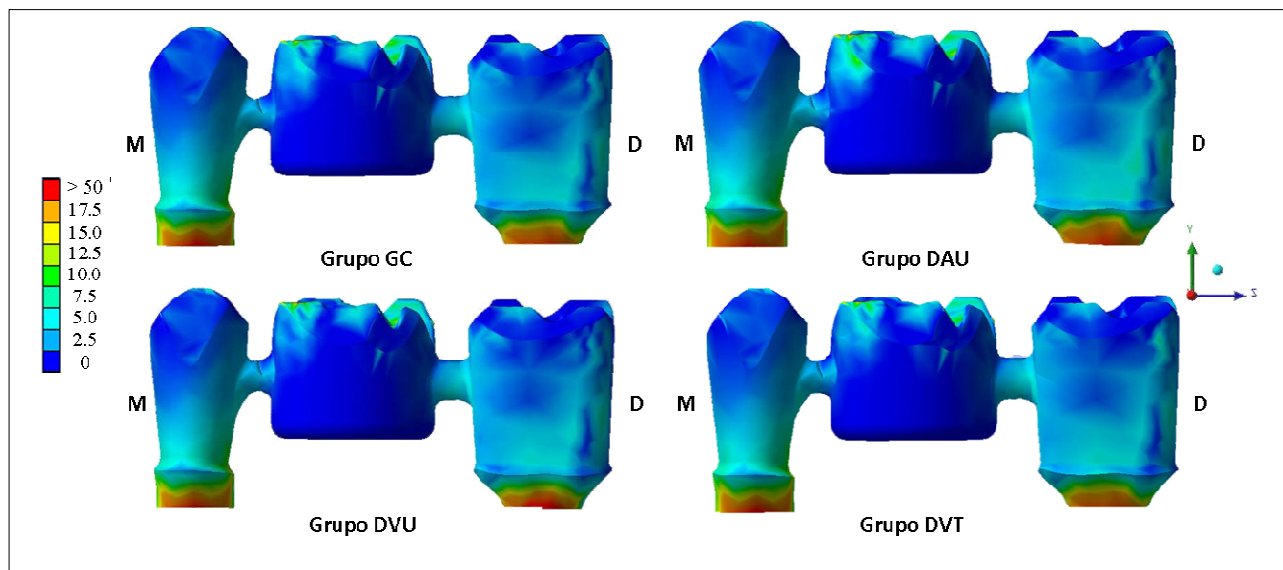


Figura B.5. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) na infraestrutura para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

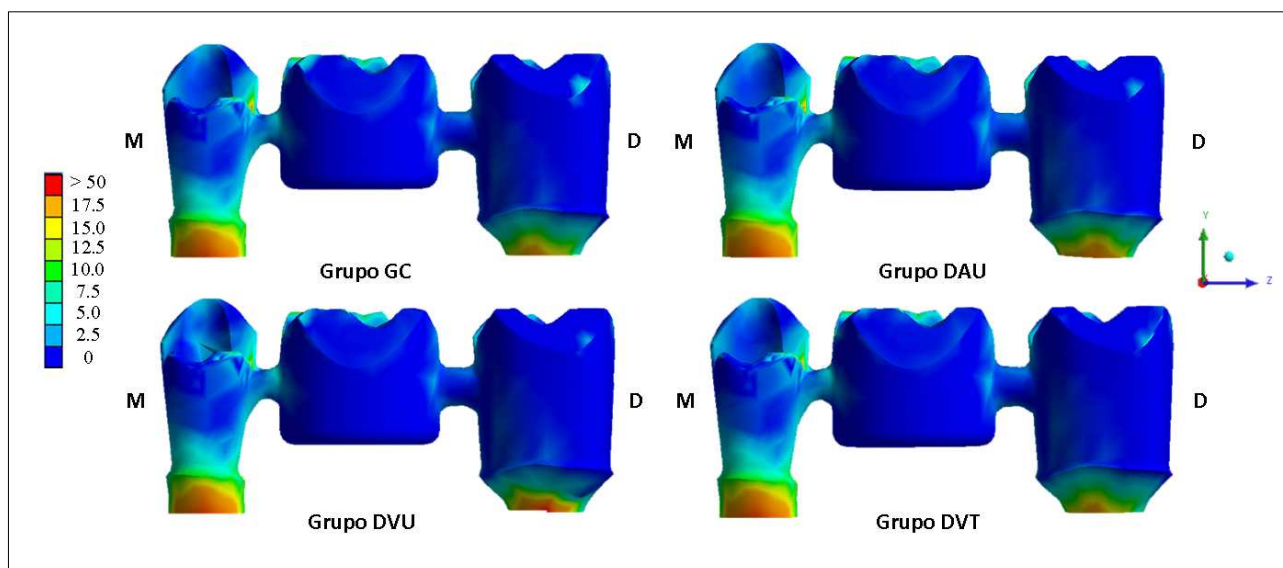


Figura B.6. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) na infraestrutura para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista lingual. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

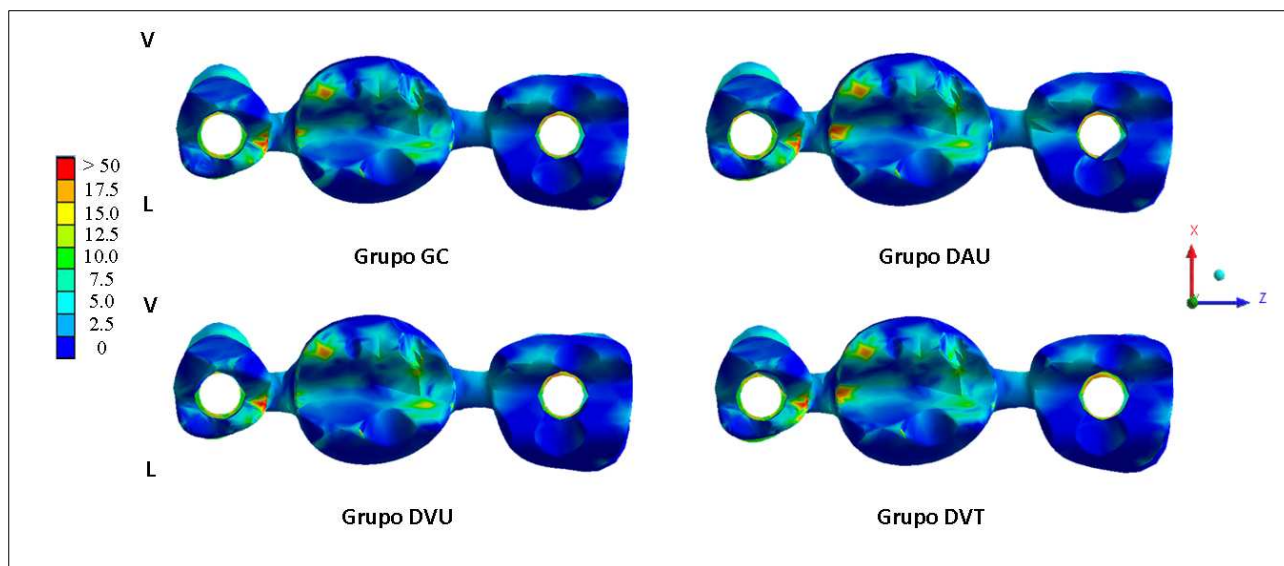


Figura B.7. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) na infraestrutura para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista oclusal. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

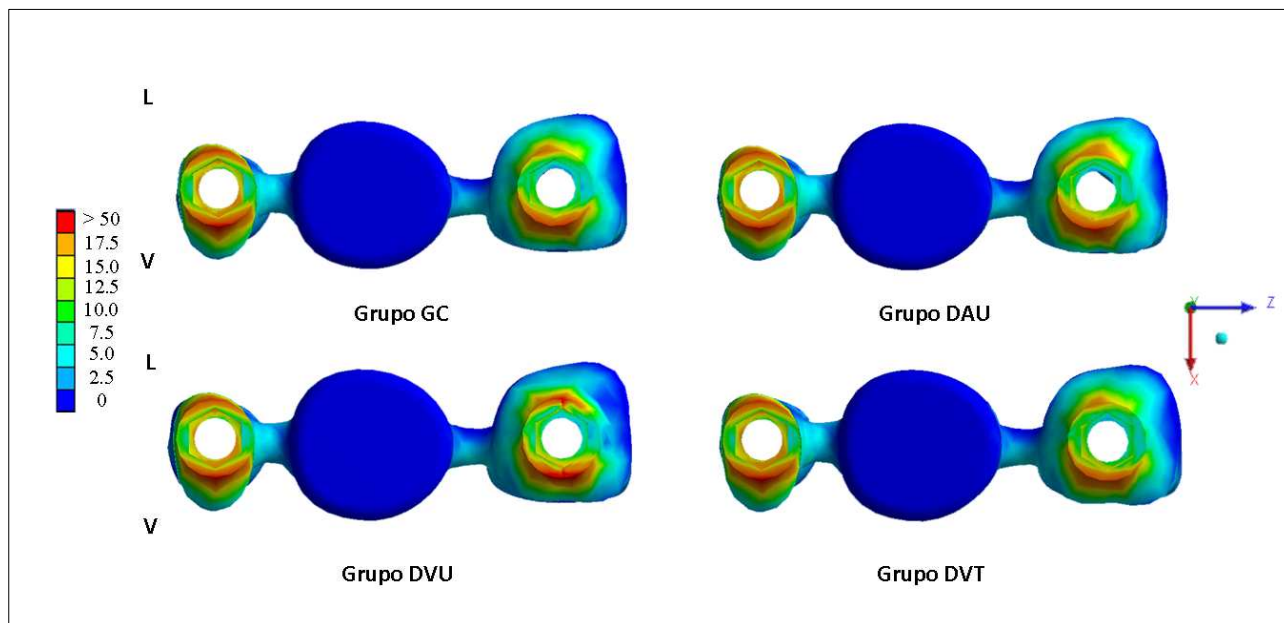


Figura B.8. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) na infraestrutura para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista inferior. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

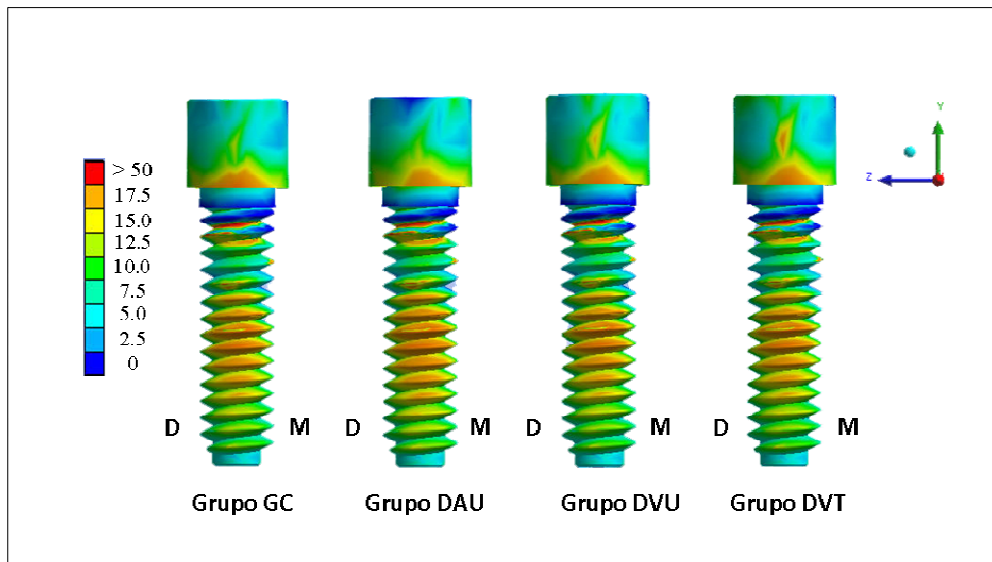


Figura B.9. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2^oPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

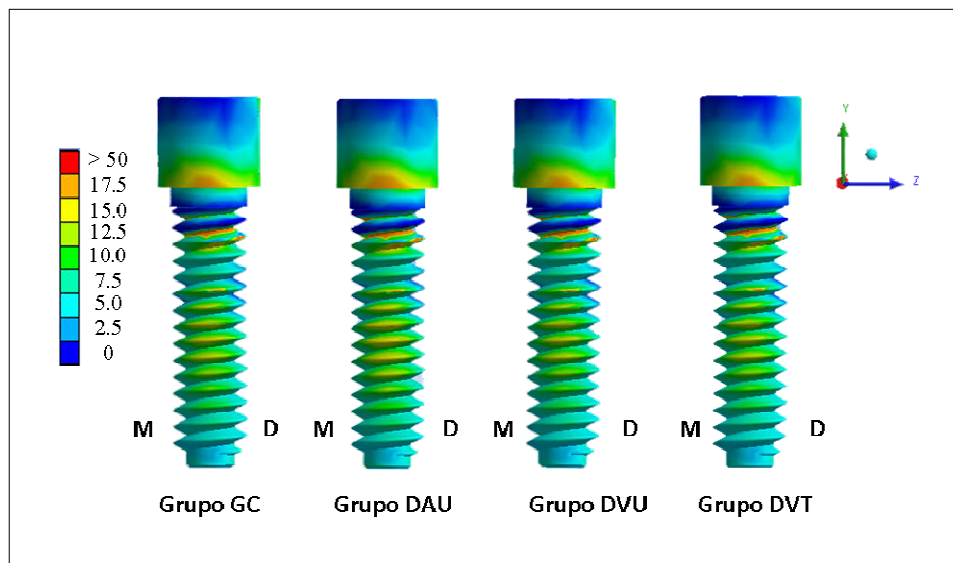


Figura B.10. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2^oPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista lingual. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

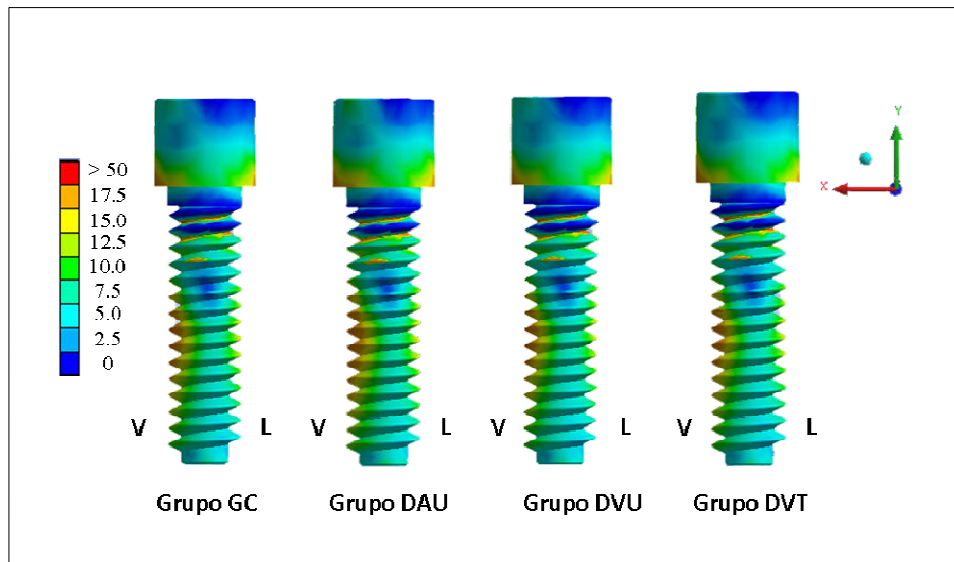


Figura B.11. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista mesial. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

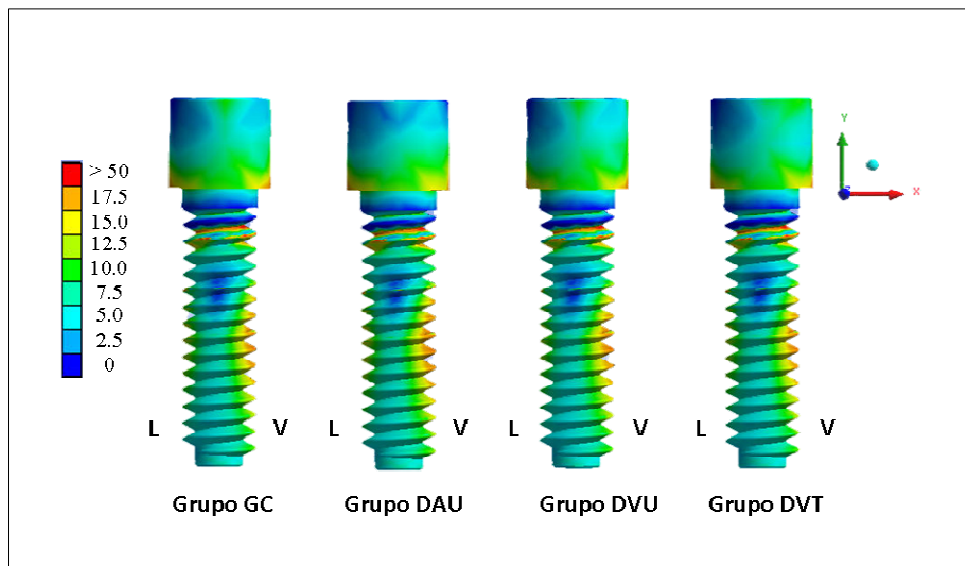


Figura B.12. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista distal. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

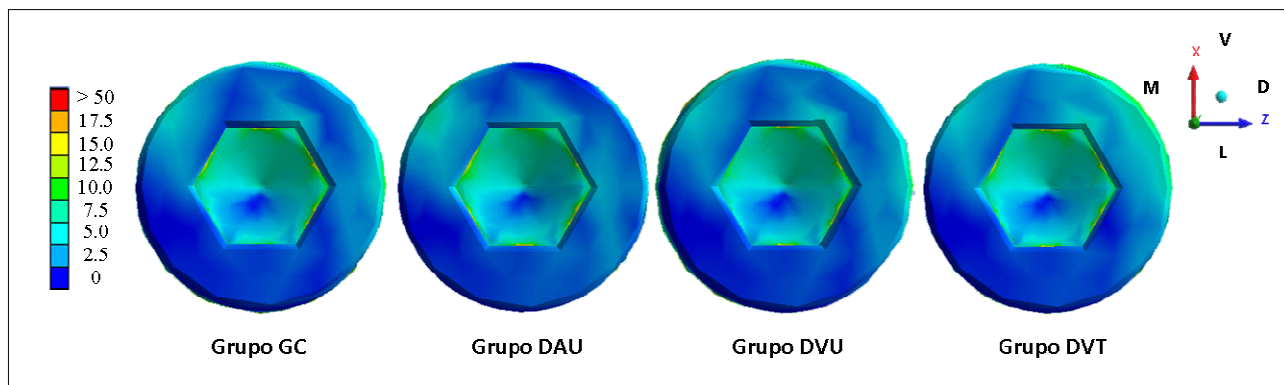


Figura B.13. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2°PM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista oclusal. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

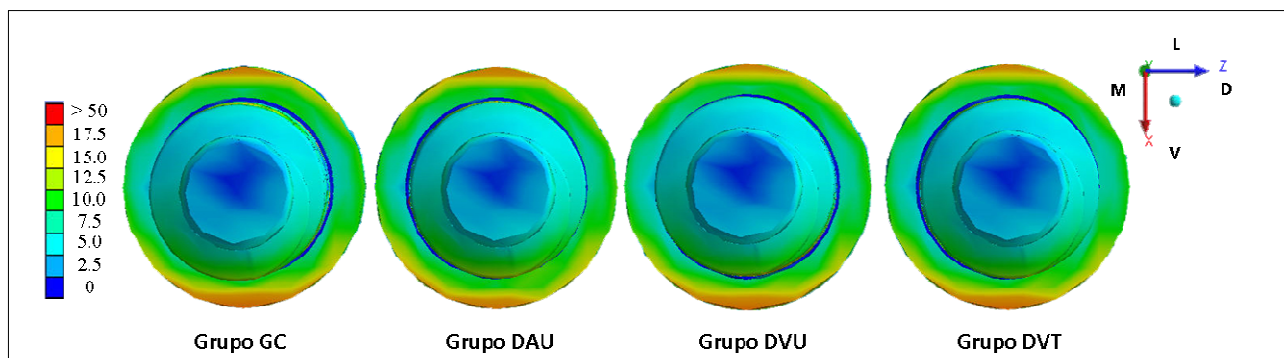


Figura B.14. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2°PM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista do ápice. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

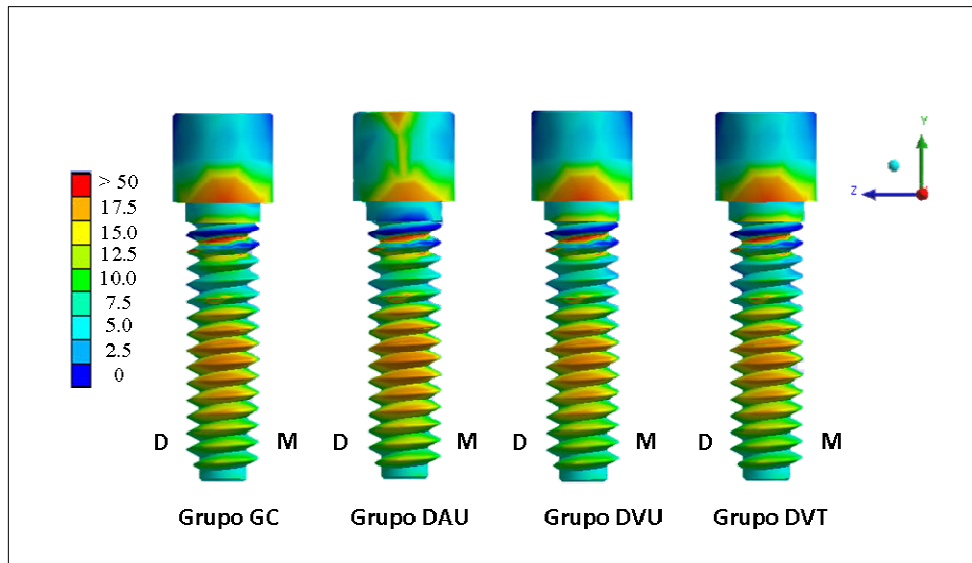


Figura B.15. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2°M para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

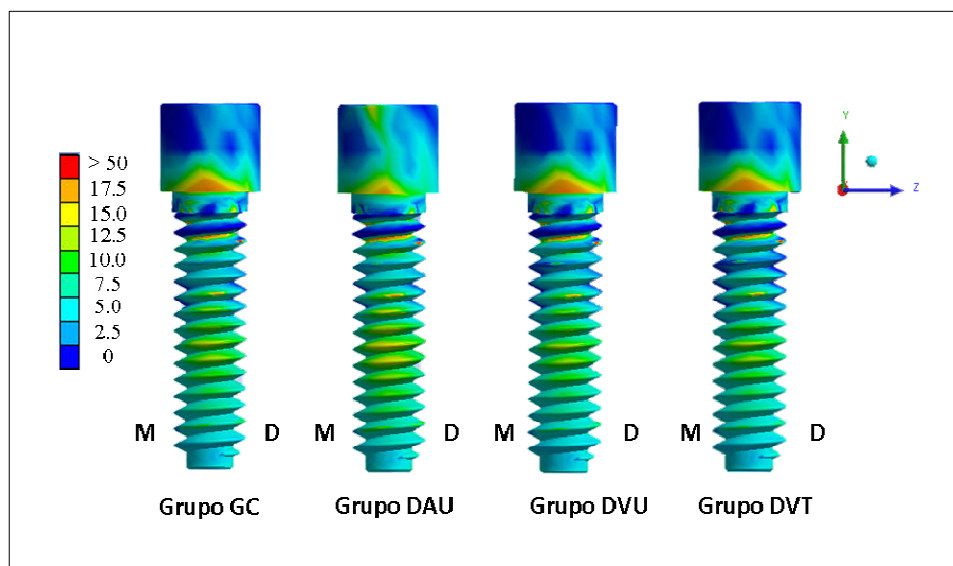


Figura B.16. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2°M para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista lingual. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

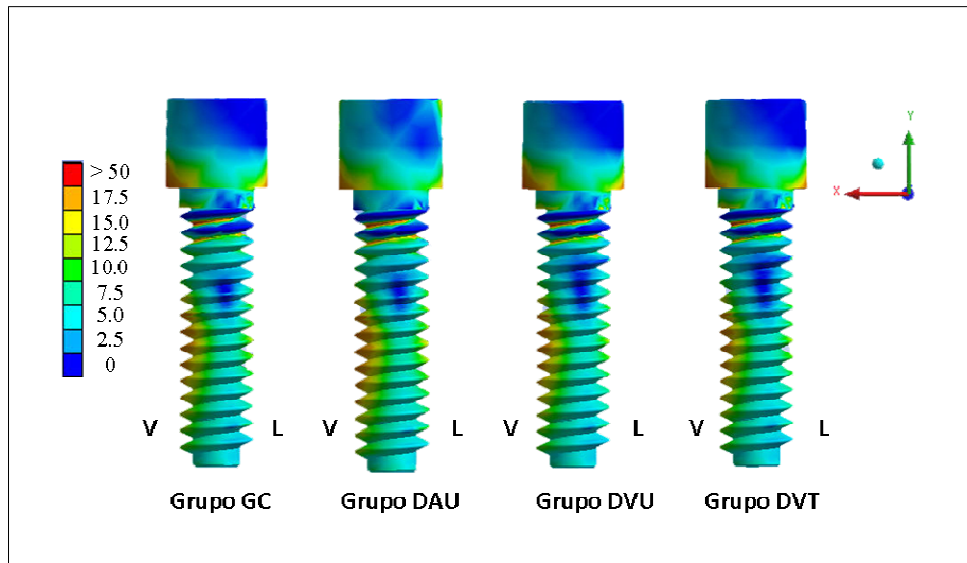


Figura B.17. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2ºM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista mesial. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

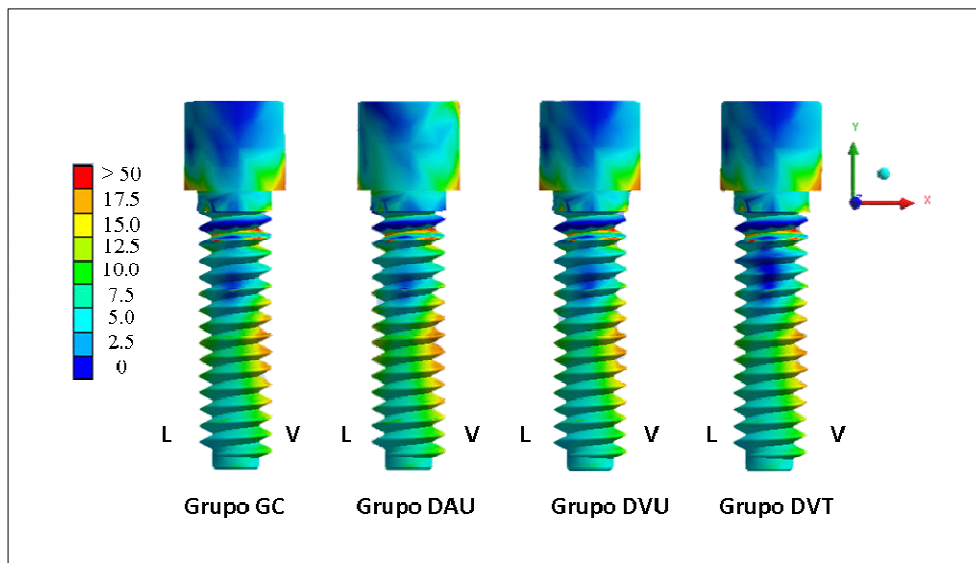


Figura B.18. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2ºM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista distal. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

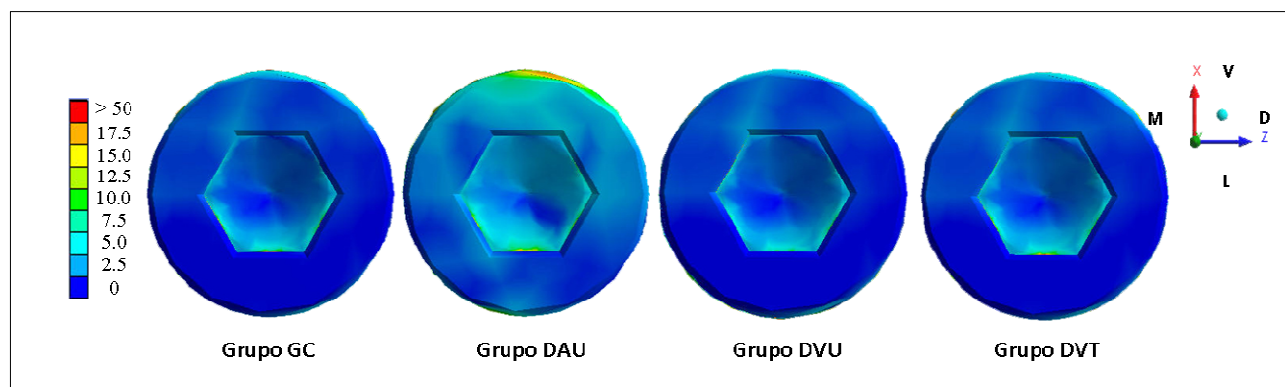


Figura B.19. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2°M para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista oclusal. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

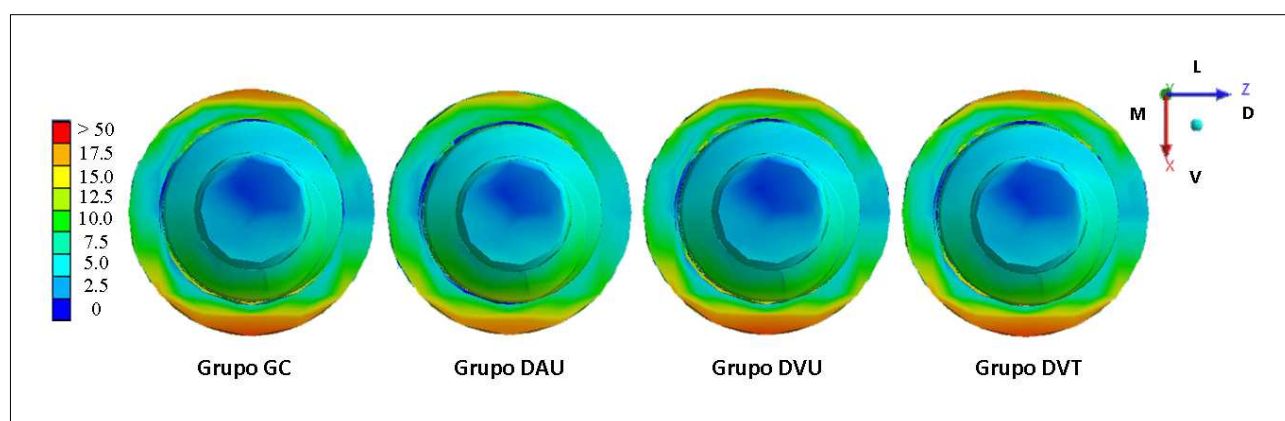


Figura B.20. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no parafuso de retenção do 2°M para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista do ápice. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

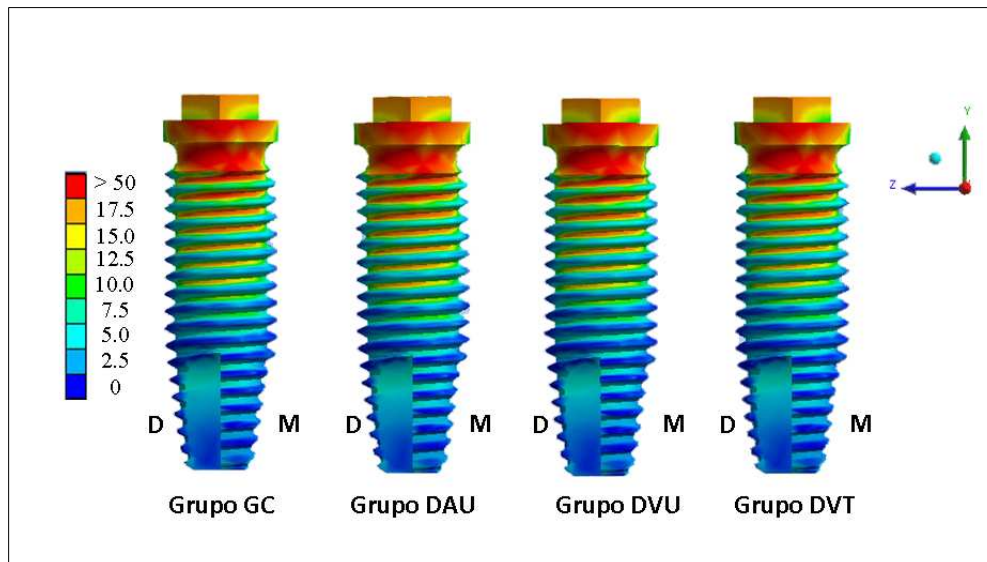


Figura B.21. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

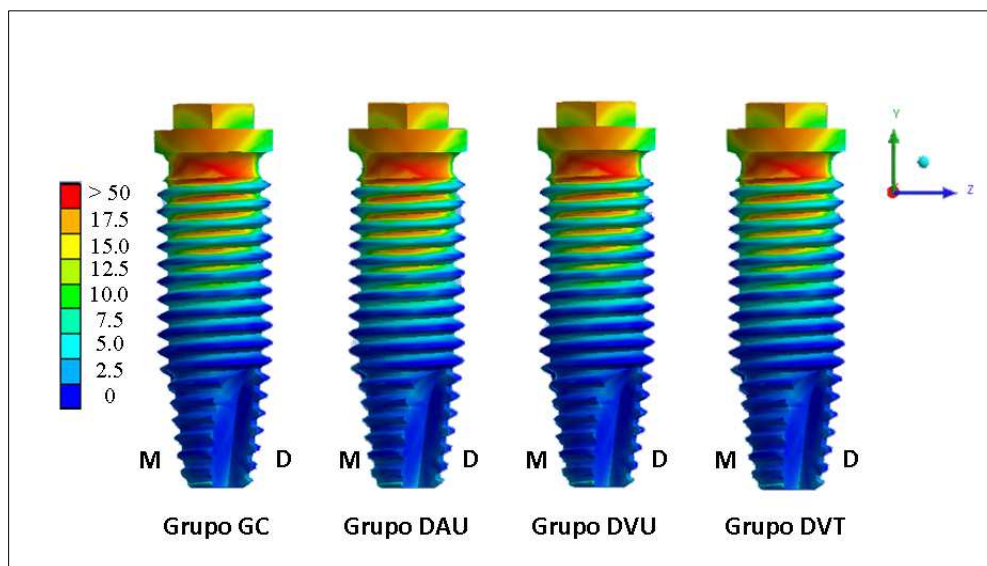


Figura B.22. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista lingual. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

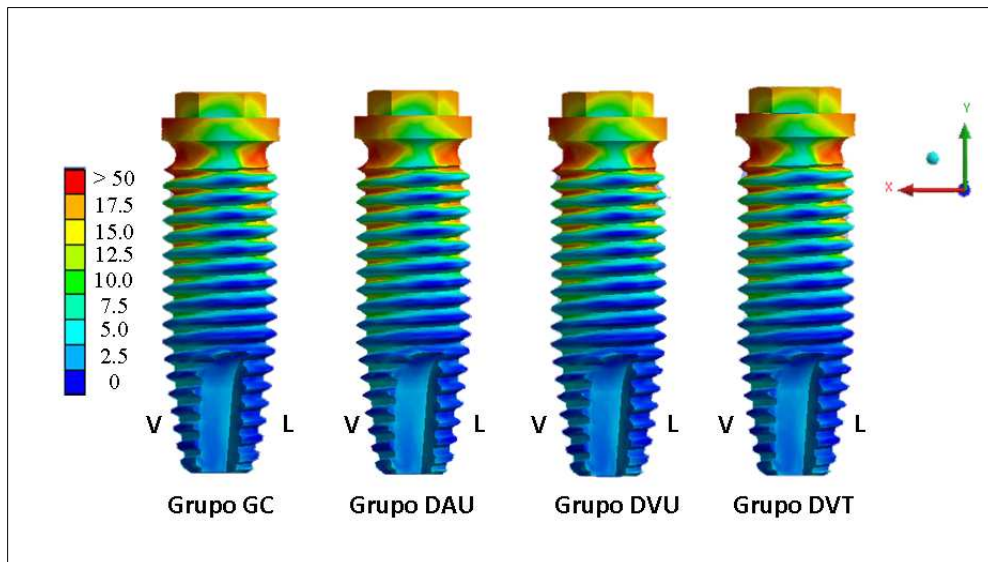


Figura B.23. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista mesial. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

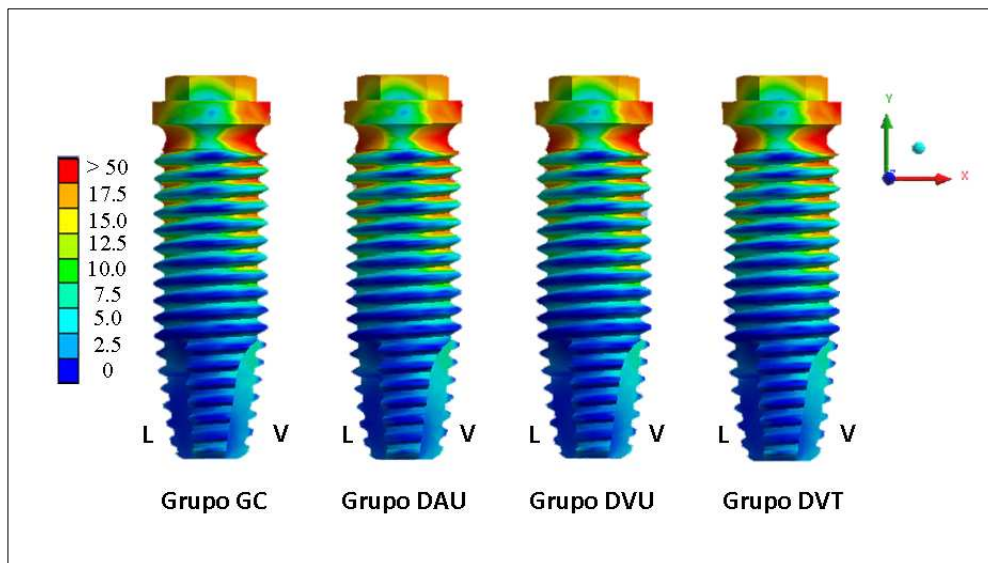


Figura B.24. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista distal. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

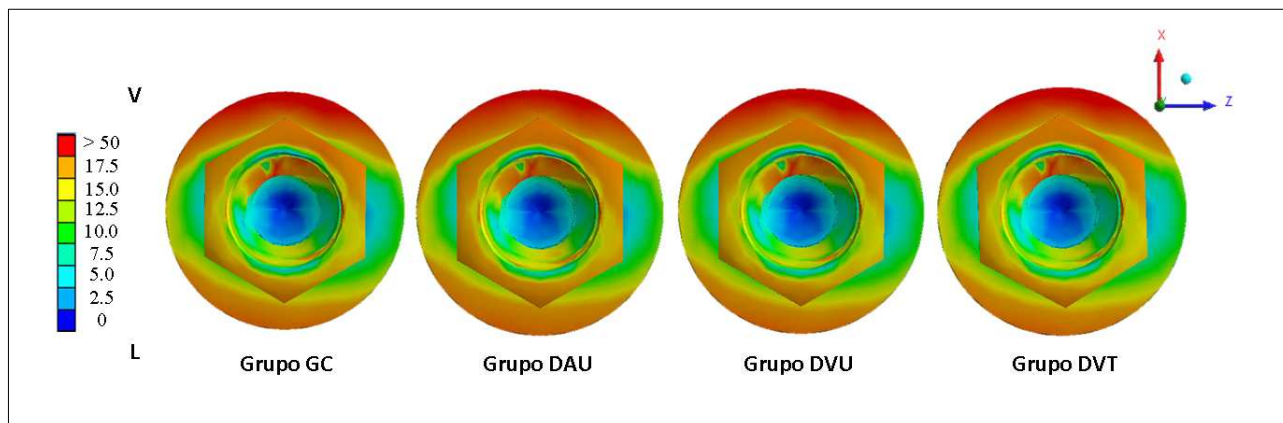


Figura B.25. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista da plataforma de assentamento. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

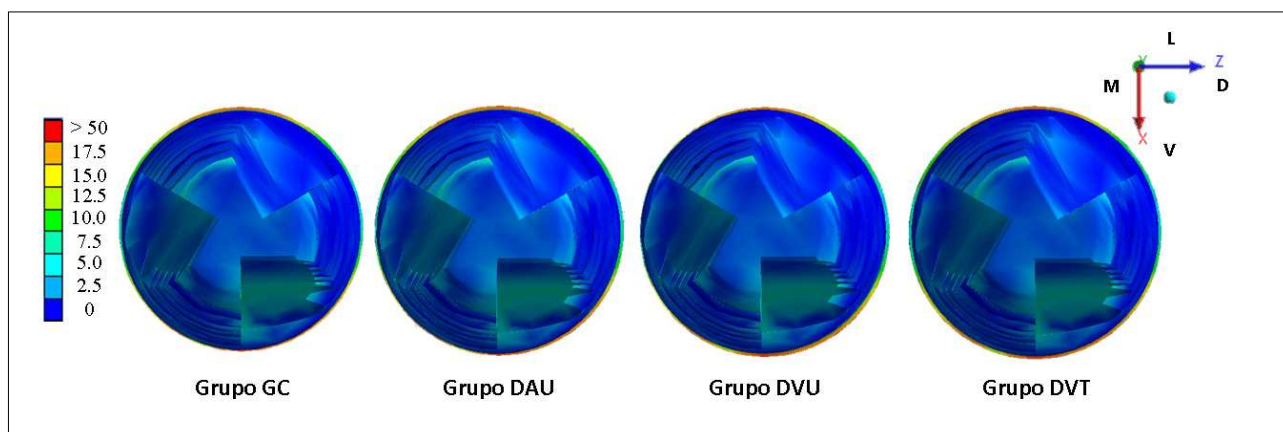


Figura B.26. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºPM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista do ápice. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

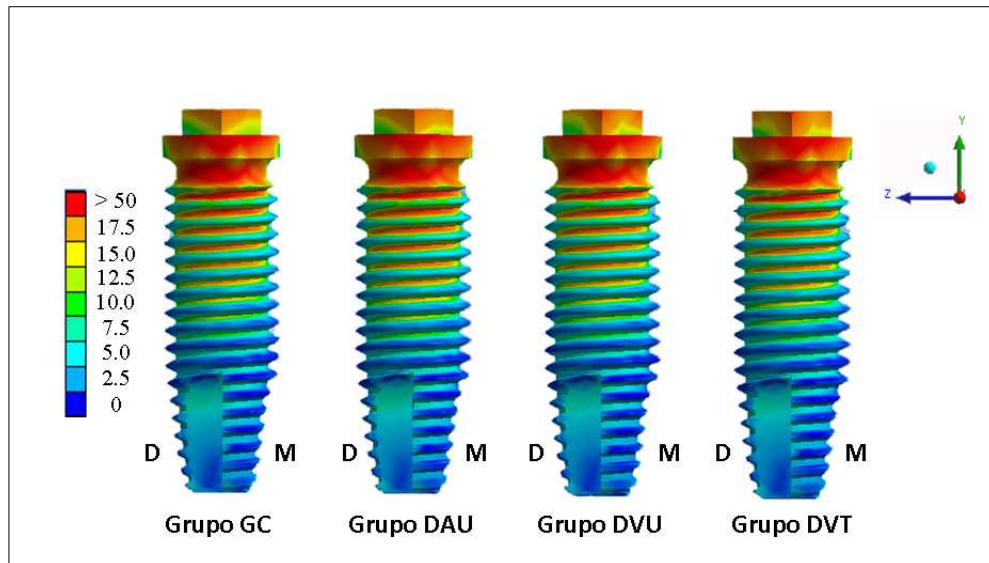


Figura B.27. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista vestibular. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

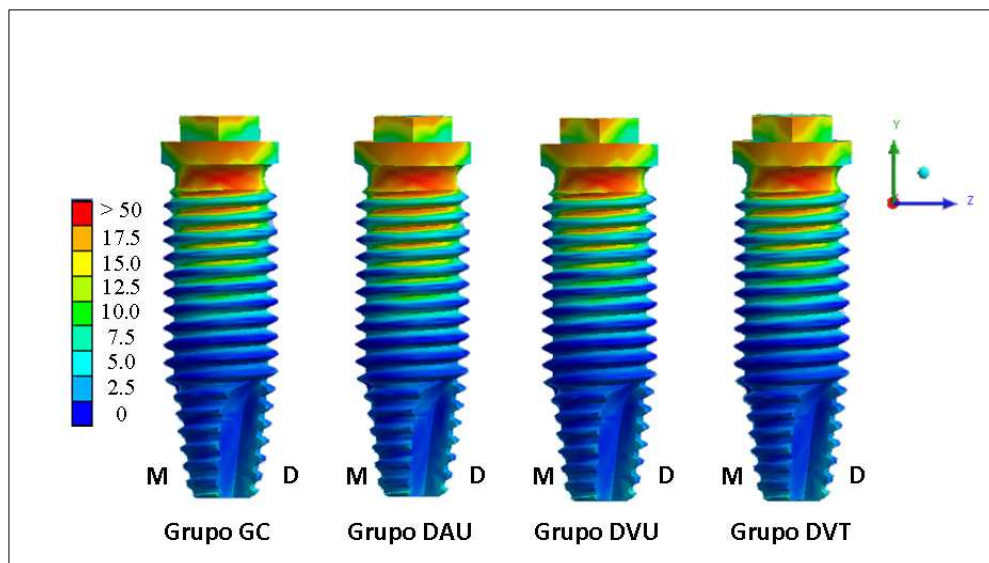


Figura B.28. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista lingual. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

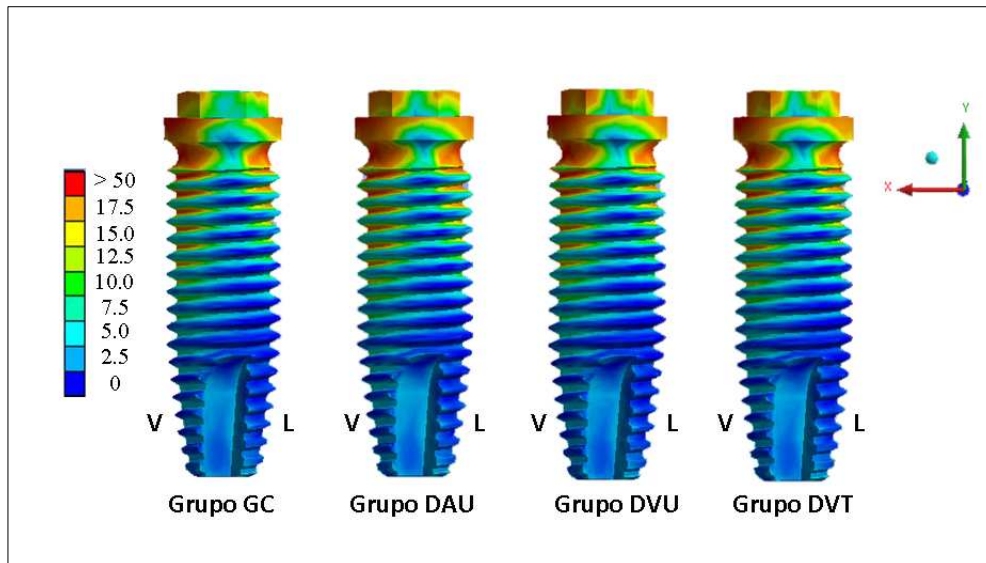


Figura B.29. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista mesial. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

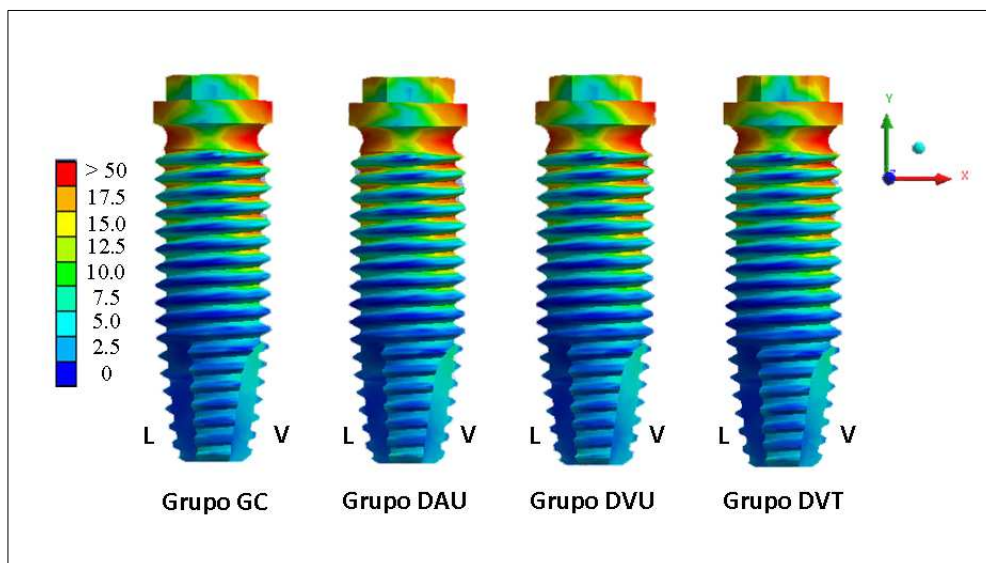


Figura B.30. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2ºM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista distal. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

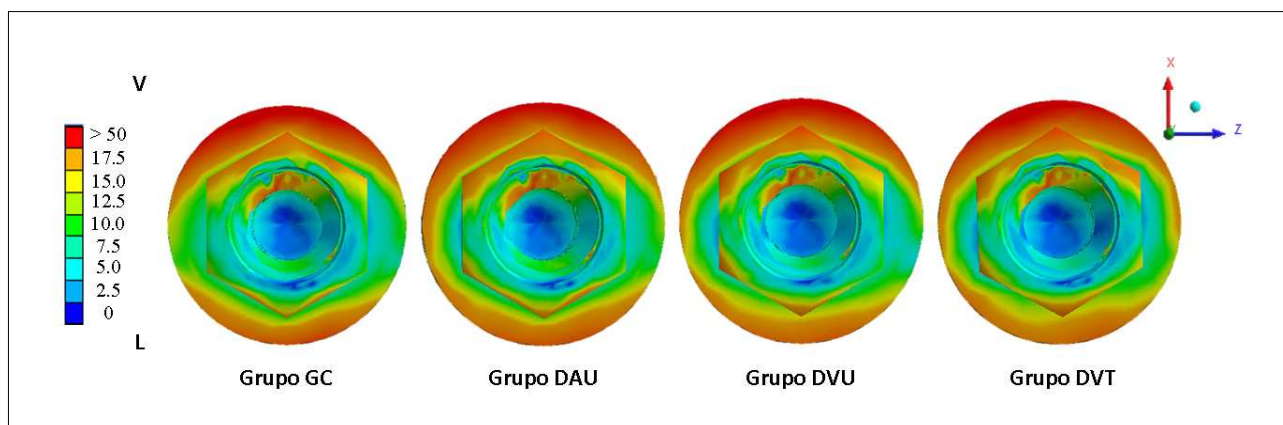


Figura B.31. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2^oM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista da plataforma de assentamento. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

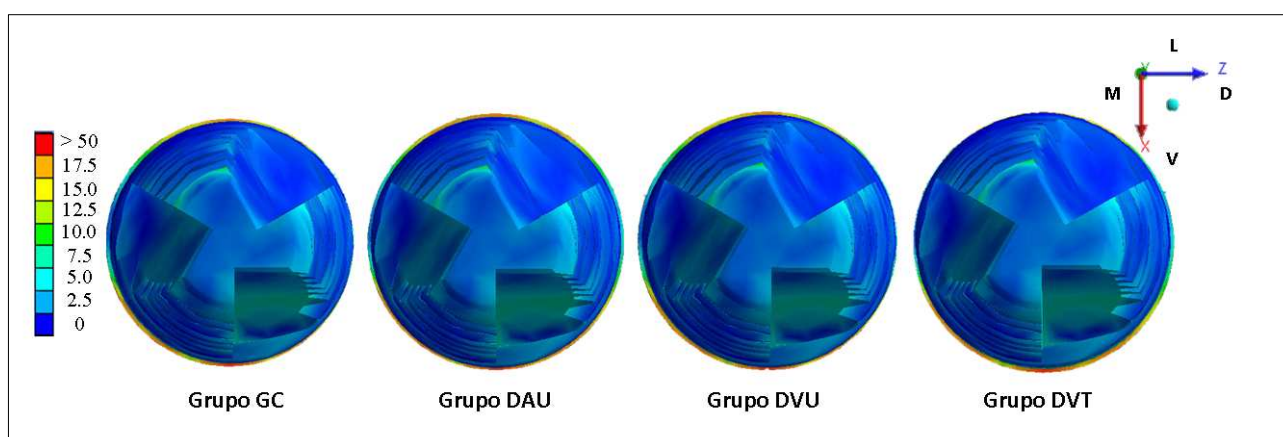


Figura B.32. Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no implante do 2^oM para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista do ápice. Cores indicam os níveis de menores tensões (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

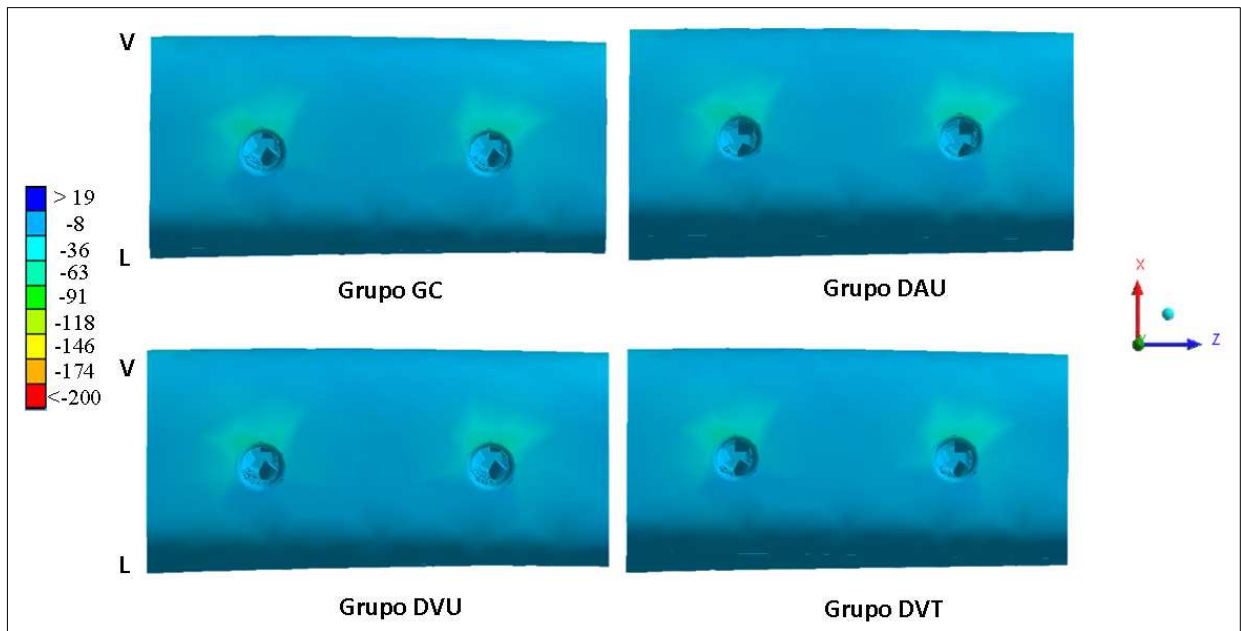


Figura B.33. Distribuição das tensões principais mínimas (MPa) no tecido ósseo peri-implantar para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista oclusal. Cores indicam os níveis de menores tensões de compressão (vermelho) para maiores tensões (azul escuro).

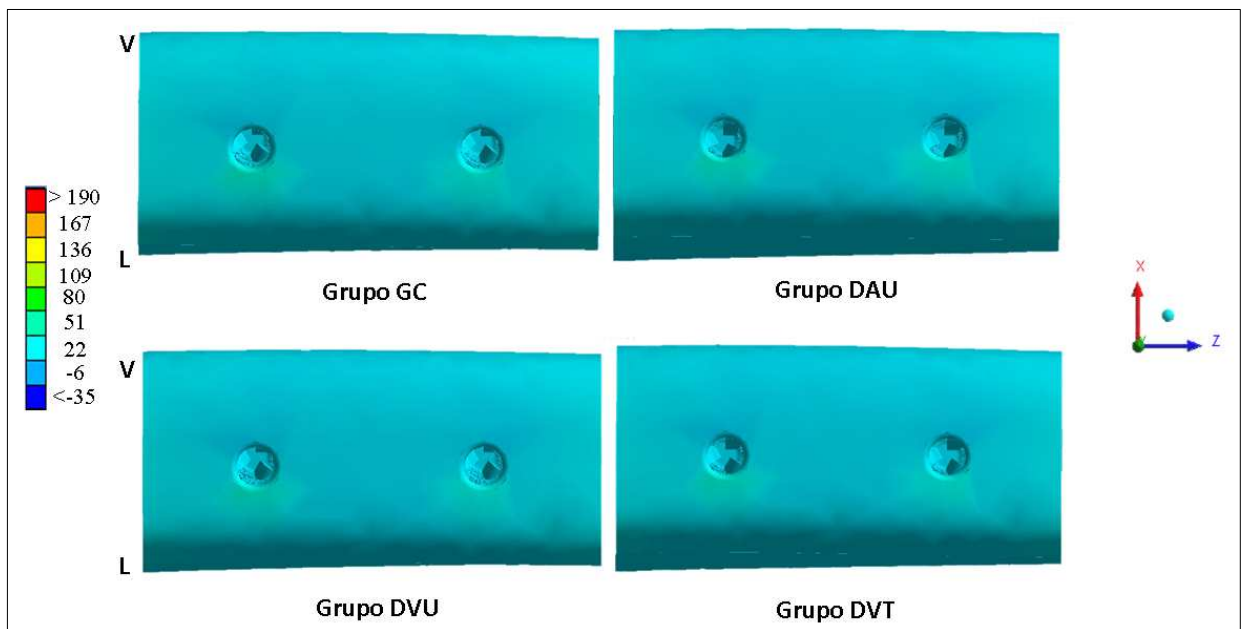


Figura B.34. Distribuição das tensões principais máximas (MPa) no tecido ósseo peri-implantar para os grupos GC, DAU, DVU e DVT, vista oclusal. Cores indicam os níveis de menores tensões de tração (azul escuro) para maiores tensões (vermelho).

Anexo C

Versão em inglês do artigo a ser enviado para publicação no periódico *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*.

Evaluation of vertical and angular misfit in implant-supported fixed prostheses using 3D-FEA

Érica Alves Gomes, DDS, MSc,^a Wirley Gonçalves Assunção, DDS, PhD,^b

^aPostgraduate Student, Department of Dental Materials and Prosthodontics, Araçatuba Dental School, São Paulo State University (UNESP), São Paulo, Brazil.

^bAssociate Professor, Department of Dental Materials and Prosthodontics, Araçatuba Dental School, São Paulo State University (UNESP), São Paulo, Brazil.

Correspondence to:

Wirley Gonçalves Assunção

Department of Dental Materials and Prosthodontics

Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP

José Bonifácio, 1193, Araçatuba, São Paulo, Brazil 16015-050

Fax: (55)-18-3636-3245

Phone: (55)-18-3636-3335

E-mail: wirley@foa.unesp.br

Evaluation of vertical and angular misfit in implant-supported fixed prostheses using 3D-FEA

Abstract

Purpose: The three-dimensional finite element analysis was used to evaluate the effect of vertical and angular misfit in 3-piece implant-supported and screw-retained fixed prostheses on biomechanical response in peri-implant bone tissue, implants and prosthetic components.

Material and method: Four three-dimensional models were fabricated to represent a right posterior mandibular section with one implant in the region of second premolar (2°PM) and other in the region of second molar (2°M). The implants were splinted by a 3-piece implant-supported metal ceramic prosthesis and differed according to the type of misfit as represented by the groups: CG (control group) - prosthesis with complete fit to the implants, UAM (unilateral angular misfit) – prosthesis presenting unilateral angular misfit of 100µm in the mesial region of the 2°M, UVM (unilateral vertical misfit) – prosthesis presenting unilateral vertical misfit of 100µm in the mesial region of the 2°M, and TVM (total vertical misfit) – prosthesis presenting total vertical misfit of 100µm in the platform of the framework in the 2°M. A vertical load of 400N was distributed and applied on 12 centric points by the software Ansys®. So, vertical loading of 150N was applied on each molar while vertical load of 100N was applied on the 2°PM.

Results: The stress values and distribution on peri-implant bone tissue were similar for all groups. The groups presenting misfit exhibited different distribution pattern and increased stress magnitude in comparison to the group CG. The highest stress values in group UAM were observed in the implant body and retention screw. The groups UVM

and TVM exhibited high stress values in the platform of the framework and implant hexagon, respectively.

Conclusions: The three types of misfit represented some influence on stress magnitude and distribution and reduced effect on peri-implant bone tissue. Each type of misfit increased the stress values in different regions of the system.

Keywords: Finite Element Analysis, Biomechanics, Adaptation, Dental Prosthesis, Dental Implantation.

Introduction

According to biomechanical studies,^{1,2} some authors suggested the direct correlation between clinical failures and misfit in implant-supported prostheses. So, passive fit between prosthesis and implants, known as “ideal fit”, is considered a significant requisite to avoid mechanical and biological failures in the treatment with dental implants.³ The most common long-term mechanical complications are related to retention screw and abutment screw loosening and fracture, and superstructure mobility.⁴⁻
⁶ The biological complications result from biological functional failures in supporting tissues, such as sensorial disturbances, soft tissue injuries, peri-implantitis, bone loss, and implant fracture.⁷

Some authors⁸⁻¹⁰ correlated the increase of stress on peri-implant bone tissue to the presence of misfit in implant-supported prostheses. In these studies, the misfit was reproduced with different types and levels: vertical misfit of 111 μ m in 2-piece implant-supported fixed prostheses⁸, association of linear misfit in distal-mesial direction of 0.05mm,⁹ and 0.1mm.¹⁰ However, there is a lack of *in vivo* studies to provide enough scientific information to establish misfit as a unique factor for clinical problems.¹¹ Jemt & Book¹² evaluated prostheses with maximum total misfit of 275 μ m and possible complications and did not find any significant correlation between prosthesis misfit and marginal bone loss surrounding implants after 1 and 5 years of function. Carr et al¹³ evaluated the relation between different levels of prosthesis misfit ranging from 4 μ m to 200 μ m and the bone response in primates and found no difference between the implant-supported prosthesis presenting misfit or appropriate fit. Jemt et al¹¹ also evaluated the bone response surrounding implants inserted into rabbit tibia for implant-supported and screw-retained frameworks presenting vertical misfit of 1mm and submitted to different levels of preload. The authors concluded that the stress generated by misfit was not a

decisive factor to avoid osseointegration since the highest clinical values of preload stress significantly generated bone remodeling in the implant threads pitch.

Although 10 μ m is suggested as the maximum misfit acceptable level,¹⁴ complete fit has not been reported on the last decades.³ This occurs since the manufacturers of implant system do not present this level of fit accuracy.¹⁵ In addition, the materials and techniques used for fabrication of implant-supported prosthesis during the clinical and laboratorial procedures still present some limitations^{3,16-20} that may result in prosthesis misfit.¹²

Considering the absence of complete fit between the structures³ and standardization for the type of misfit, Kano et al¹⁸ suggested a systematic classification for the relationship in the implant/abutment interface. Four classes of misfit were established: type I – absence of misfit, type II – presence of horizontal misfit, type III – presence of vertical misfit, and type IV – association of vertical and horizontal misfit. The authors also compared the implant/abutment interface in 4 groups and observed that the misfit type IV presented the highest occurrence (39% of the cases) while the misfit type II exhibited the lowest frequency (4% of the cases).

Additionally, the rotational misfit is reported and defined as a rotational gap between the external hexagon of implant and internal hexagon of abutment¹⁵ while the angular misfit is represented by an inclined plane in the platform of prosthetic framework. However, there is a lack of studies in literature evaluating the effect of angular misfit on implants, components and adjacent supporting structures.²¹⁻²³

Although experimental tests (strain gauges, photoelasticity and mechanical cycling) are usually applied for evaluation of biomechanical reliability of implant-supported prostheses, they present high cost and are time-consuming.⁹ So, numerical analysis may overcome the inherent limitations of traditional experimental methods since

they provide reliable and precious information regarding biomechanical efficiency of implant-supported prostheses.²⁴

Considering that misfit is a clinical reality due to several factors involved on prosthesis fabrication and the lack of information to establish the passive fit as a *sine qua non* condition for long-term maintenance of osseointegration, the aim of this study was to evaluate the effect of unilateral angular misfit, and complete and unilateral vertical misfit in 3-piece implant-supported and screw-retained metal ceramic fixed prostheses on biomechanical behavior of peri-implant bone tissue, implants and prosthetic components. A three-dimensional finite element analysis (3D-FEA) was applied for comparison with a completely fitted implant-supported metal ceramic fixed prosthesis.

The null hypothesis was assumed that the three types of misfit would not influence the stress distribution and values in comparison to the implant-supported metal ceramic fixed prosthesis presenting complete fit.

Materials and methods

A standard three-dimensional finite element model representing a right mandibular bone section with an edentulous area from second premolar (2°PM) to second molar (2°M) was fabricated. Two osseointegrated implants were inserted in the regions of 2°PM and 2°M to simulate a 3-piece implant-supported and screw-retained metal ceramic fixed prosthesis. The standard finite element model was divided into 4 groups presenting different levels of misfit between prosthesis and implant as shown in table 1 and figure 1.

The misfit of 100µm simulated in this study was based on data reported in literature.^{8,11-13} The unilateral misfit involving half of the platform of the framework was simulated through the central long axis of the platform toward mesial of 2°M including buccal and lingual surfaces. A misfit with inclined plane was created in the group UAM

while the group UVM exhibited a misfit with 90° angle in relation to the platform of the framework. All groups presented complete fit in the 2°PM (Fig. 1).

Trabecular bone was modeled as a solid structure in cortical bone.²⁵⁻²⁷ The peri-implant bone tissue exhibited 26.0mm in height and 18.0mm in width in the buccal-lingual direction with cortical bone tissue with 1.5mm in thickness,²⁸ representing a mandibular section in the region of right 2°PM to 2°M (Figs. 2a and 2b). Two external hexagon osseointegrated implants with 4.1mm in diameter and 13.0mm in length (SIN, Sistema de Implantes, São Paulo, SP, Brazil), two castable UCLA abutments (SIN, Sistema de Implantes, São Paulo, SP, Brazil) and two gold hexagonal retention screws (SIN, Sistema de Implantes, São Paulo, SP, Brazil) were simulated.

A 3-piece prosthetic superstructure was represented by a framework in gold alloy type III with following dimensions: height: 11.0mm to 2°PM and 2°M, and 7.0mm to 1°M, mesio-distal width: 4.5mm to 2°PM, 8.5mm to 1°M and 7.5mm to 2°M, and buccal-lingual width: 5.0mm to 2°PM, 8.0mm to 1°M and 7.0mm to 2°M. The framework was veneered with porcelain with thickness ranging from 0.8 to 1.5mm from cervical to occlusion region, respectively.²⁵ The access holes for retention screws were filled with composite resin (Figs. 3a and 3b).

The modeling was performed in the software SolidWorks (SolidWorks Corporation, Concord, MA, EUA) based on data and photographs of the structures previously described. The models were then imported into the finite element software Ansys® (Ansys WorkBench 11, Swanson Analysis System, Houston, Pa, EUA) for analysis. The implants were rigidly anchored in bone tissue along their entire interface to simulate complete osseointegration. All materials were assumed to be homogeneous, isotropic and linearly elastic. Mechanical properties of the materials were taken from the literature²⁹⁻³³ (Table 2).

The finite element mesh was generated with tetrahedral parabolic solid elements. The representative models of the groups CG, UAM, UVM and TVM had a total number of 206,987 nodes and 124,127 elements, 206,903 nodes and 124,069 elements, 207,287 nodes and 124,297 elements, and 207,279 nodes and 124,321 elements, respectively.

The nodes were fixed in the three cartesian planes x , y and z . A vertical load of 400N was applied and distributed on 12 points corresponding to the regions of centric occlusion (mesial and distal proximal ridges, tip of buccal cusps, and central sulcus) for the three elements (Fig. 3c). The occlusal force was established based on the mean static force for adult man, which ranges from 100 to 150N according to Helkino et al.³⁴ So, vertical loading of 150N was applied on each molar (1°M and 2°M) while vertical load of 100N was applied on the 2°PM.

Stress maps were generated by processing of finite element software. The peri-implant bone tissue was evaluated regarding the maximum (tensile) and minimum (compression) principal stress since this criterion is applied for fragile materials that present tensile stress values different from compressive stress values. von Mises stress maps were obtained for the implants, retention screws and prosthesis since this criterion provides the maximum deformation energy of a material, specially for rigid structures.

Results

The stress values and distribution were generated by the finite element software according to a stress map with color scale indicating from the lowest (dark blue) to the highest (red) stress values. The present study focused on qualitative evaluation (visual) of stress in each structure of the implant-supported system (esthetic veneering, framework, retention screw, implants and peri-implant bone tissue). In addition, quantitative analysis was obtained from measurement of stress values (MPa) in regions of the structure in each

group, which were converted into graphs (Figs. 4 to 12). Such analyses allowed comparison of the results among the groups.

Esthetic veneering

All groups exhibited maximum von Mises stress on the loading area, mainly in the mesiobuccal tip of the 2°M (CG 86MPa, UAM 88MPa, UVM 86MPa and TVM 83MPa). The stress was higher in the distal marginal ridge of the 2°PM and mesial marginal ridge of the 1°M for the groups UAM (48MPa and 78MPa, respectively), UVM (48MPa and 77MPa, respectively) and TVM (48MPa and 70MPa, respectively) in comparison to the group CG (35MPa for both points).

Framework

In general, occlusal evaluation revealed the highest stress concentration on distal marginal ridge of 2°PM, mesial marginal ridge of 1°M, mesiobuccal cusp of 1°M, and contact region between framework and head of retention screw. Considering the platform of the framework, all groups exhibited the highest stress values in the buccal and lingual surfaces of 2°PM and 2°M (Fig. 4). The group TVM presented the lowest stress values (buccal of 2°PM: 112MPa; lingual of 2°PM: 86MPa; buccal of 2°M: 79MPa; lingual of 2°M: 55MPa) while the group UVM exhibited the highest values (buccal of 2°PM: 108MPa; lingual of 2°PM: 82MPa; buccal of 2°M: 154MPa; lingual of 2°M: 131MPa) (Fig. 5).

Retention screw

All groups demonstrated stress concentration between the first and second threads, in the ridge of the second thread, and in the medium third for the screws of 2°PM and

2°M (Figs. 6a and 6b). In general, the group UAM exhibited higher stress values in the retention screw body than the other groups (67MPa for CG, 72MPa for UAM, 67MPa for UVM and 67MPa for TVM in relation to the screw of the 2°PM; and 59MPa for CG, 64MPa for UAM, 59MPa for UVM and 58MPa for TVM in relation to the screw of the 2°M). All groups presented similar stress values and distribution in the contact region between the screw and the framework with higher value in the buccal side (Fig. 7).

Implant

All groups exhibited the highest stress on platform, neck, coronal third and distributed along the first five threads of the implant for 2°PM and 2°M (Figs. 8 and 9). Comparing the 4 groups, the group UAM presented the highest stress values, except for the region of the implant hexagon of the 2°M, which was the region with the highest stress values for the group TVM (Figs. 10 and 11) (buccal region of the implant hexagon: 70MPa for CG, 79MPa for UAM, 83MPa for UVM and 83MPa for TVM; lingual region of the implant hexagon: 54MPa for CG, 64MPa for UAM, 64MPa for UVM and 70MPa for TVM).

Peri-implant bone tissue

The distribution pattern and magnitude of maximum and minimum principal stress for bone tissue were similar for the different misfit (Fig. 12). Stress concentration was exhibited in coronal region of peri-implant bone tissue surrounding the 2°PM and 2°M. The biomechanical behavior of the region between implant and bone tissue presented the highest compression values (minimum principal stress) while the lingual region exhibited the highest tensile values (maximum principal stress).

Discussion

The results of the present study rejected the null hypothesis that the three different types of misfit would not influence the stress value and distribution in comparison to the completely fitted implant-supported metal ceramic fixed prosthesis. The presence of vertical and angular misfit of 100 μ m may influence the mechanics of the system.

The mechanical integrity of the implant-supported prosthesis depends on the mating area between the components since the presence of misfit may decrease assembly stability³⁵ due to overloading in some region.³⁶ The present study corroborates such statements since vertical and angular misfit in the platform of the framework increased the maximum stress in different regions of the implant/prosthesis assembly for each group.

The group UVM exhibited an increase of 79% of stress (154MPa) in comparison to the group CG (86MPa) in the region of platform of the framework corresponding to the 2°M. This region represented the beginning of prosthetic misfit, which resulted in greater solicitation of prosthesis in this region. So, a failure of the structure may occur in a shorter period of time in comparison to the prosthesis with complete fit since the yield strength for gold cast type III is 240MPa.³⁷

After static loading, the group TVM demonstrated an increase on maximum von Mises stress values in the region of implant external hexagon of 2°M (19% for buccal region and 29% for lingual region) in comparison to the group CG (Fig. 7). This stress makes the screws more vulnerable to fatigue and loosening.²² This result may be intensified in the present study since, during the development of the standard mathematic model, all structures were splinted including the platform of the framework to the implant platform. This delimitation was assumed since a linear analysis is widely applied for finite element method and it is only valid if the structure exhibits a linear relation of

stress-deformation with recognized levels, as the limit of proportionality, and if the volumes are connected as a unity.³⁸

According to the results, the group UAM exhibited the highest stress values concentrated on implant and retention screw. These results are in agreement with Millington and Leung²² that demonstrated that angular misfit ranging from 55 μ m to 104 μ m generated flexural stress on implant and prosthetic components that may lead to retention screw loosening. The presence of an angular surface in the framework/implant interface (group UAM) instead of a straight surface (groups CG, UVM and TVM) highlight the moments of flexion and shearing forces. An appropriate fit between the components is required³⁶ to avoid unfavorable stress on implant and retention screw due to bending moment.³⁹ In addition, the angular misfit reduces the assembly stability due to oscillation of components,⁴⁰ which may result in greater plaque and bacterial accumulation than the other types of misfit, as demonstrated by Quirynen et al.⁴¹

The misfit in groups UAM, UVM and TVM did not influence the stress pattern and magnitude in the region of esthetic veneering. However, all models revealed punctual concentration of von Mises stress value in the loading area, as also demonstrated in a previous study.²⁵ So, premature occlusal contacts should be eliminated to establish a proper occlusal relation²⁵ and protect the esthetic veneering material against deleterious forces applied on the system.

The most common region of failure in implant-supported systems with proper fit between implant and framework is the retention screw, specially the stem and the first thread. This may result from the fatigue generated by high stress concentration due to different alterations on pitch of threads caused by tensile and compressive forces between the components.³⁵ The present study also demonstrated increased stress in retention screw for all groups with misfit in comparison to the CG with highest values for group UAM,

especially in the region of first and second threads. The improper contact between implant and framework increases stress on retention screw and system instability, which may decrease the effectiveness of the screw after weeks instead of years³⁵ and lead to mechanical failures as loosening and fracture.⁴⁻⁶

The quantity and quality of bone tissue in cervical region is also critical for the long-term success of dental implants since bone loss may lead to implant instability.²⁸ Some authors⁸⁻¹⁰ demonstrated the direct correlation between gaps and increased stress on peri-implant bone tissue. However, in the present study under static loading, the misfit associated to the type of loading did not alter the stress value and distribution on bone tissue surrounding implant (Fig. 8), which is in agreement with *in vivo* studies¹¹⁻¹³ that did not establish the misfit as a unique factor for clinical failures in peri-implant bone tissue.

In the present study, loading was especially distributed on occlusal tips, marginal ridges and central sulcus, simulating centric contact. This type of loading was applied to simulate a real condition of equilibrated dental contact since the term “organic occlusion” suggests that supporting cusps of molars and premolars should occlude with the antagonist fossa in 3 regions in centric relation at least.⁴² Furthermore, a FEA of Eskitascioglu et al⁴² demonstrated that the optimum condition of vertical loading was exhibited when applied on 2 to 3 regions since this configuration decreases stress on bone tissue in comparison to the loading in one point.

The validity of results obtained by numerical methods should be carefully analyzed⁹ since it depends on geometry, materials properties, interface conditions, support and loading.⁴³ The structures of the mathematical models were assumed as homogeneous, isotropic and linearly elastic. However, literature states that mandibular cortical bone is transversally isotropic and non-homogeneous.⁴⁴ Additionally, other limitation of the present study is the condition of complete osseointegration established for the

bone/implant interface, which may be not a real contact condition. So, inherent limitations of the study should be considered during analysis of the results.

On the other hand, numerical analysis allows quantitative evaluation of stress magnitude in bone/implant interface generated by misfit associated to occlusal loading, as it occurs in reality⁹. This is an advantage since experimental methods and *in vivo* studies¹¹⁻¹³ with animals and patients present high cost and are time-consuming.⁹

According to a biomechanical standpoint, the results of the present study reveal that prostheses with misfit may lead to mechanical alterations in the implant-supported system although additional studies are required to demonstrate the influence of different type and magnitude of stress on the assembly. Studies simulating non-linear analysis with contact elements between the components and preload in retention screw will provide clinical relevance for these findings.

Conclusions

According to the methodology and limitations of the present study, it was concluded that:

3. The 3-piece implant-supported and screw-retained fixed prostheses with unilateral angular misfit and unilateral and total vertical misfit of 100µm represented minor influence on stress value and distribution on peri-implant bone tissue.
4. Each type of misfit overloaded a specific region of the implant-supported system. The unilateral angular misfit was more harmful for the implant body and retention screw, the unilateral vertical misfit for the framework, and the total vertical misfit for the implant hexagon.

References

1. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-848.
2. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J Suppl* 1985;28:63-69.
3. Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001;10:85–92.
4. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:90-94.
5. Dellinges MA, Tebrock OC. A measurement of torque values obtained with hand-held drivers in a simulated clinical setting. *J Prosthodont* 1993;2:212-214.
6. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353-359.
7. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 2002;29(suppl. 3):197-212.
8. Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont* 2002;11:30-40.
9. Natali NA, Pavan PG, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dent Mat* 2006;22:388-395.
10. Natali NA, Carniel EL, Pavan PG. Investigation of bone inelastic response in interaction phenomena with dental implants. *Dent Mat* 2008;24:561-569.
11. Jemt T, Lekholm U, Johansson CB. Bone response to implant-supported frameworks with differing degrees of misfit preload: in vivo study in rabbits. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:129-137.

12. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:620-625.
13. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent* 1996;76:500-9.
14. Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Special edition for Nobelpharma. Quintessence 1987;268-71.
15. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995;8:162-178.
16. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998;80:184-192.
17. Assunção WG, Gennari-Filho H, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent* 2004;13:358-366.
18. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:879-885.
19. Barbosa GAS, Simamoto Júnior PC, Fernandes Neto AJ, Mattos MGC, Neves FD. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. *Braz Dent J* 2007;18:139-143.
20. Assunção WG, Cardoso A, Gomes EA, Tabata LF, dos-Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 1 – Influence of transfer copings surface abrasion. *J Prosthodont* 2008;17:641-647.
21. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:172-180.

22. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont* 1995;8:511-516.
23. Assunção WG, Dos-Santos PH, Deben JA, Gomes EA, Barão VAR, Tabata LF. Effect of misfit on preload maintenance of retention screws of implant-supported prostheses. *J Mat Eng Perf* 2009;18:935-938.
24. Natali NA, Pavan PG. Numerical approach to dental biomechanics. In: Natali NA (ed). *Dental biomechanics*. London: Taylor & Francis, 2003:211-239.
25. 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 Part B: Appl Biomater* 2005;73B:140-147.
26. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implants* 1997;3:104-111.
27. Ichikawa T, Kanitani H, Kawamoto N, Matsumoto N, Wigianto R. Influence of bone quality on the stress distribution. *Clin Oral Implant Res* 1997;8:18-22.
28. Çiftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:571-582.
29. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski E, 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;25:847-858.
30. Lewinstein I, Banks-Sills L, Eliasi R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:355-366.

31. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-607.
32. Suansuwan N, Swain MV. Determination of elastic properties of metal alloys and dental porcelains. *J Oral Rehabil* 2001;28:133-139.
33. Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *J Prosthet Dent* 2008;99:131-140.
34. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand*, 1977;35:297-303.
35. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:26-34.
36. Rangert B, Eng M, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247.
37. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*, 11th ed. Saunders:Elsevier, 2003, 832p.
38. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *J Dent* 2008;36:463-471.
39. Sahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. *J Dent* 2002;30:271-282.
40. Binon PP, McHugh UM. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:511-519.
41. Quirynen M, de Soete MD, van Steenberghe D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:1-19.
42. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimey M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and

supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004;91:144-150.

43. Meijer HJA, Starmans FJM, Bosman F, Steen WHA. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil* 1993;20:147-157.

44. Cochran DL. The scientific basis for clinical experiences with Straumann implants including the ITI dental implant system: A consensus report. *Clin Oral Implant Res* 2000;11:33-58.

Tables

Table 1. Groups of the study

Groups	Description
CG (Control Group)	Implant-supported and screw-retained metal ceramic fixed prosthesis completely fitted to the implants
UAM (Unilateral Angular Misfit)	Implant-supported and screw-retained metal ceramic fixed prosthesis presenting unilateral angular misfit of 100 μ m in the mesial region of 2°M
UVM (Unilateral Vertical Misfit)	Implant-supported and screw-retained metal ceramic fixed prosthesis presenting unilateral vertical misfit of 100 μ m in the mesial region of 2°M
TVM (Total Vertical Misfit)	Implant-supported and screw-retained metal ceramic fixed prosthesis presenting total vertical misfit of 100 μ m in the platform of the framework of 2°M

Table 2. Properties of materials and structures used in the models.

Material	Structure	Young's modulus E (GPa)	Poisson coefficient	Reference
—	Cortical bone	13.70	0.30	Barbier et al. ²⁹
—	Medullary bone	1.37	0.30	Barbier et al. ²⁹
Titanium (Ti-6Al-4V)	Implant	110.0	0.35	Lewinstein et al. ³⁰
Gold alloy type III	Retention screw	100.0	0.30	Geng et al. ³¹
Gold alloy (KIK™) Ishifugu Metal Industry Co. Ltd., Tokyo, Japão	Gold framework	93.0	0.39	Suansuwan & Swain ³²
VITA VMK 68™ VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha	Porcelain esthetic veneering	68.7	0.20	Suansuwan & Swain ³²
Composite resin Z100 (3M ESPE, St Paul, Minn, USA)	Material to fill the access hole of the retention screw	21.0	0.24	Dejak & Mlotkowski ³³

Legend for figures

Figure 1. Representative scheme of groups with contact pattern between the implant platform and prosthetic framework of 2°M.

Figure 2. 2a. Section of the model with cortical bone and implants; **2b.** Section of the model with cortical bone, trabecular bone and implants.

Figure 3. 3a. General map of the standard model with cortical bone, trabecular bone, implant and framework; **3b.** General map of the standard model including the esthetic veneering material and retention screw; **3c.** Occlusal view of the general map, highlighting the regions of loading.

Figure 4. von Mises stress distribution (MPa) in the framework of the groups GC, DAU, DVU and DVT, buccal view of platform. Colors indicate the level from the lowest (dark blue) to the highest stress value (red).

Figure 5. Maximum von Mises stress values (MPa) for the framework.

Figure 6. 6a. von Mises stress distribution (MPa) in the retention screw of 2°PM for the groups GC, DAU, DVU and DVT, buccal view. **6b.** von Mises stress distribution (MPa) in retention screw of 2°M for the groups GC, DAU, DVU and DVT, buccal view. Colors indicate the level from the lowest (dark blue) to the highest stress value (red).

Figure 7. 7a. Maximum von Mises stress values (MPa) for the retention screw of the 2°PM; **7b.** Maximum von Mises stress values (MPa) for the retention screw of the 2°M.

Figure 8. von Mises stress distribution (MPa) in the implant of 2°PM for the groups GC, DAU, DVU and DVT, buccal and platform views. Colors indicate the level from the lowest (dark blue) to the highest stress value (red).

Figure 9. von Mises stress distribution (MPa) in the implant of 2°M for the groups GC, DAU, DVU and DVT, buccal and platform views. Colors indicate the level from the lowest (dark blue) to the highest stress value (red).

Figure 10. Maximum von Mises stress values (MPa) for the implant of the 2°PM.

Figure 11. Maximum von Mises stress values (MPa) for the implant of the 2°M.

Figure 12. Maximum principal stress (MPa) and minimum principal stress (MPa) values for the peri-implant bone tissue.

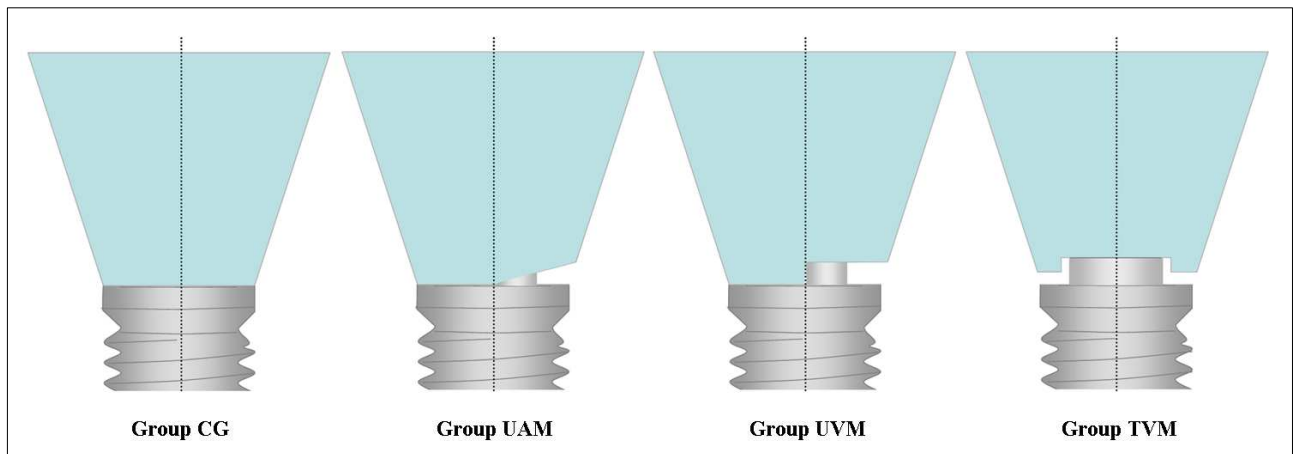
Figures

Figure 1. Representative scheme of groups with contact pattern between the implant platform and prosthetic framework of 2°M.

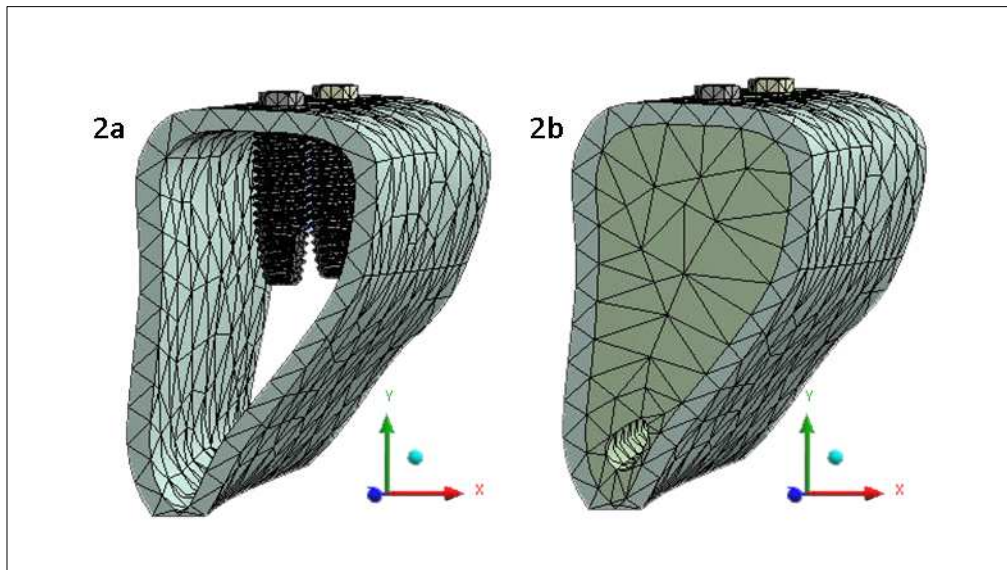


Figure 2. **2a.** Section of the model with cortical bone and implants; **2b.** Section of the model with cortical bone, trabecular bone and implants.

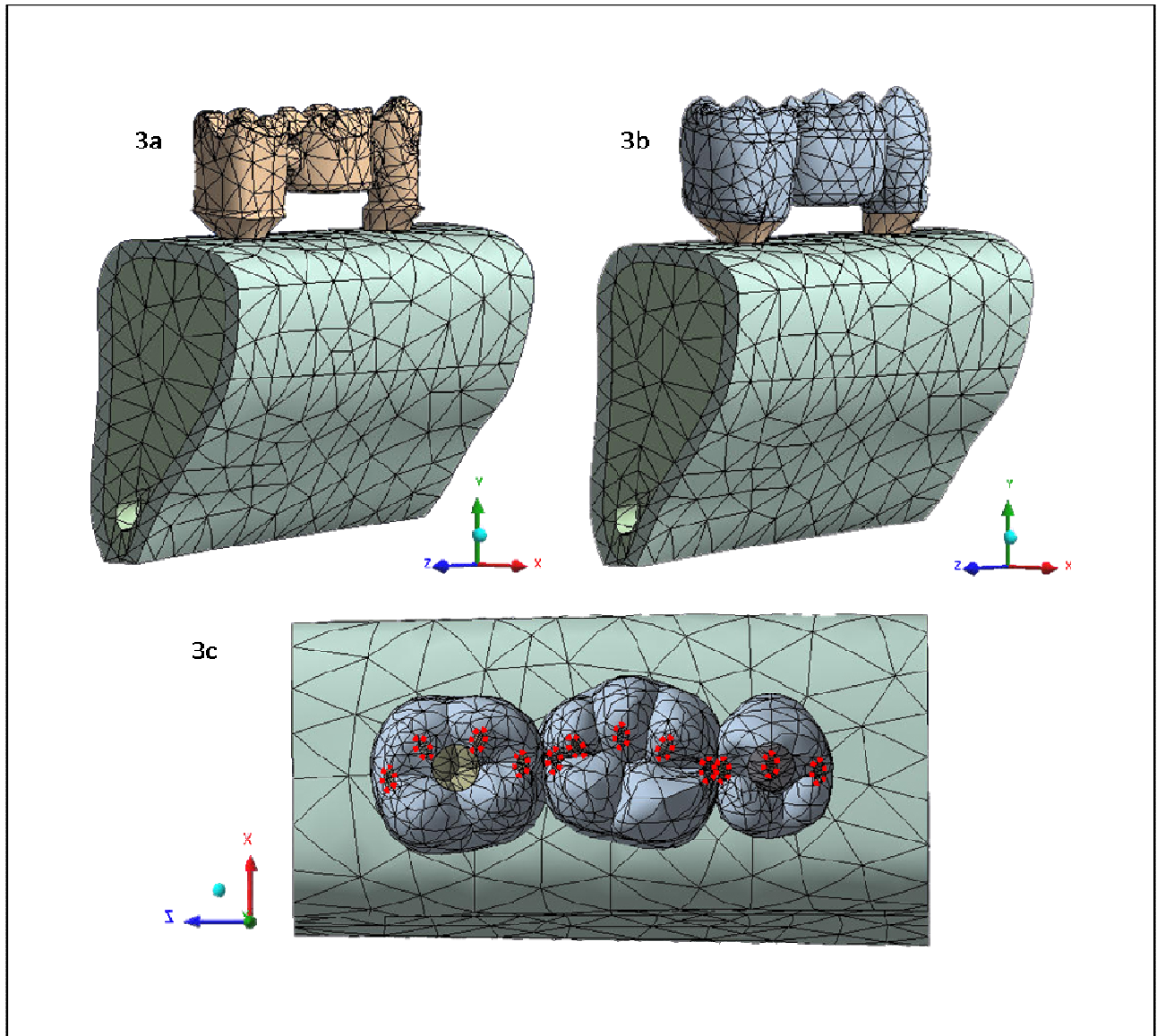


Figure 3. 3a. General map of the standard model with cortical bone, trabecular bone, implant and framework; **3b.** General map of the standard model including the esthetic veneering material and retention screw; **3c.** Occlusal view of the general map, highlighting the regions of loading.

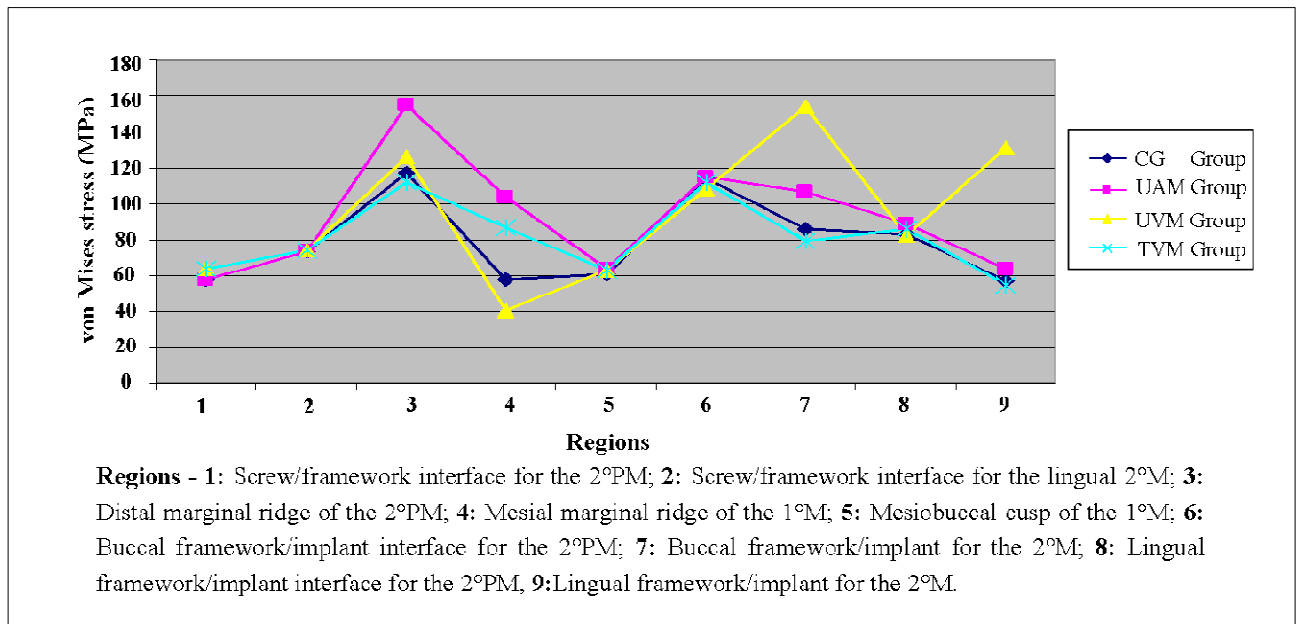


Figure 5. Maximum von Mises stress values (MPa) for the framework.

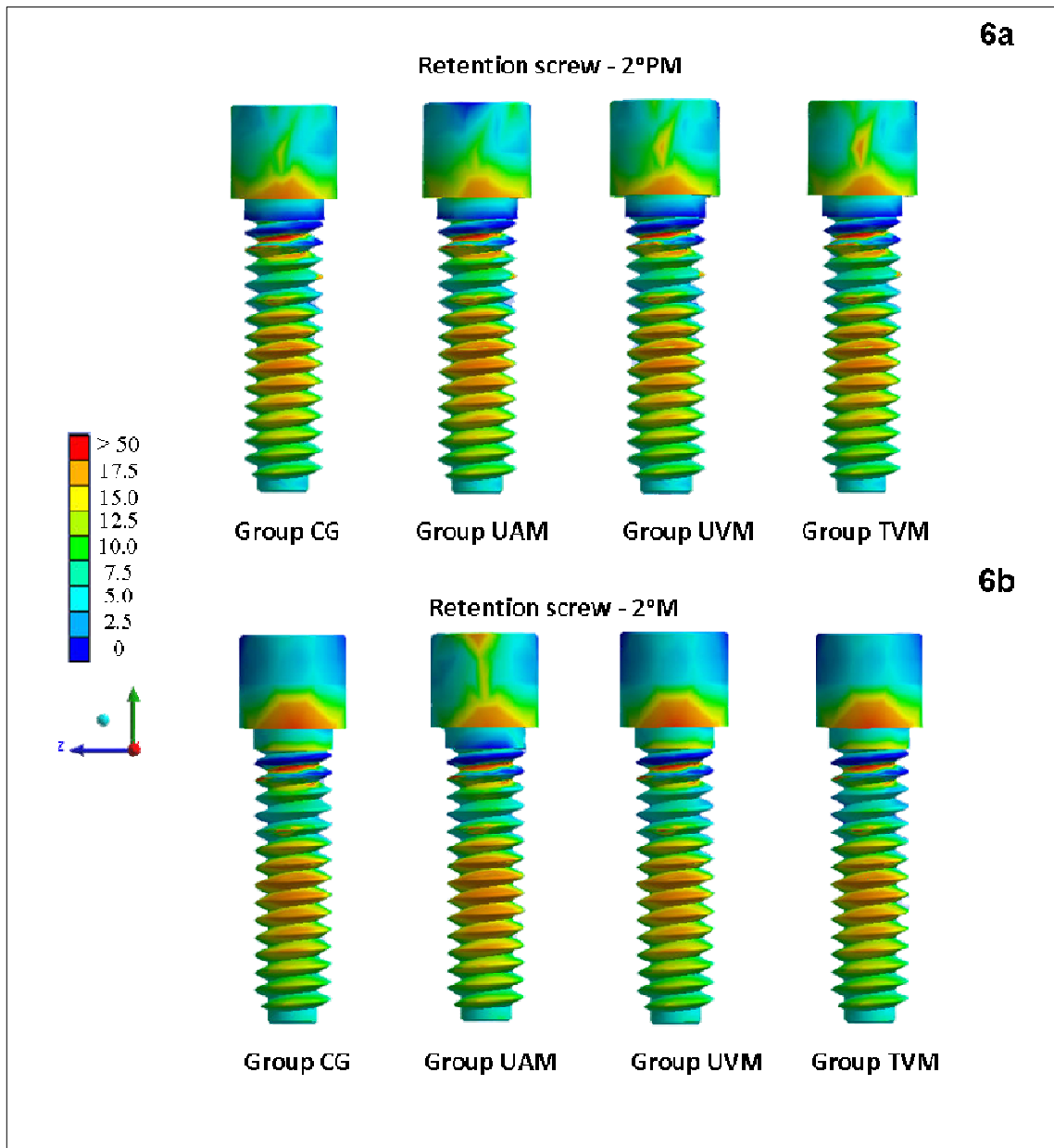


Figure 6. 6a. von Mises stress distribution (MPa) in the retention screw of 2°PM for the groups GC, DAU, DVU and DVT, buccal view. **6b.** von Mises stress distribution (MPa) in retention screw of 2°M for the groups GC, DAU, DVU and DVT, buccal view. Colors indicate the level from the lowest (dark blue) to the highest stress value (red).

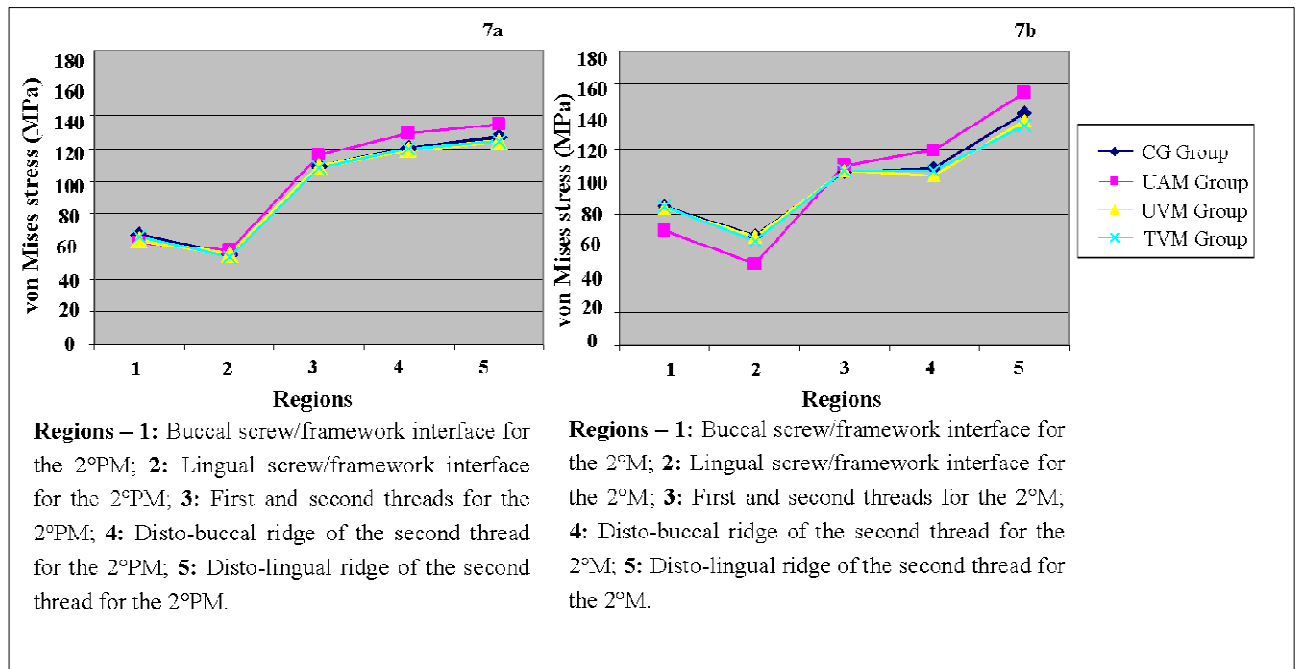


Figure 7. 7a. Maximum von Mises stress values (MPa) for the retention screw of the 2°PM; **7b.** Maximum von Mises stress values (MPa) for the retention screw of the 2°M.

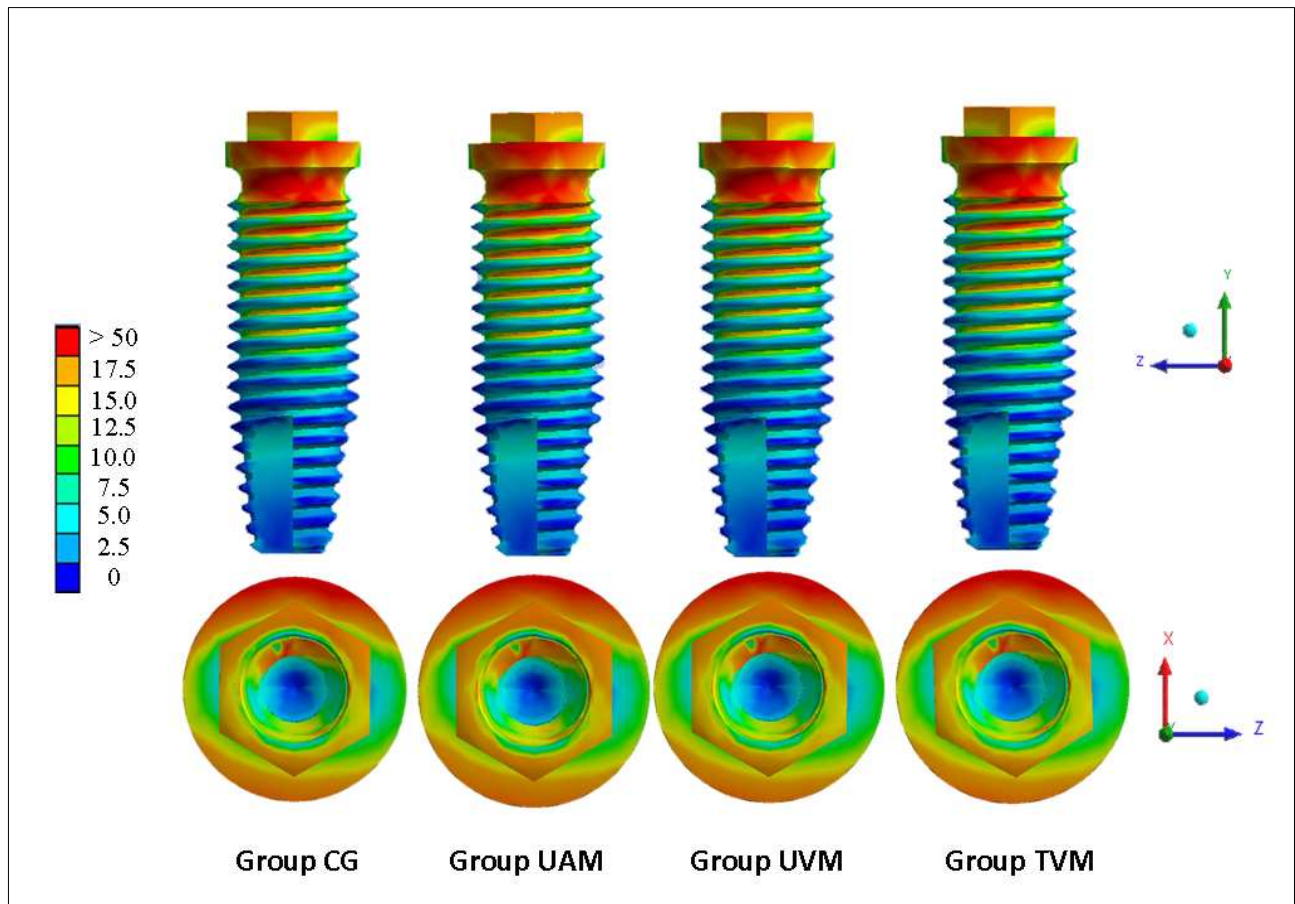


Figure 8. von Mises stress distribution (MPa) in the implant of 2°PM for the groups GC, DAU, DVU and DVT, buccal and platform views. Colors indicate the level from the lowest (dark blue) to the highest stress value (red).

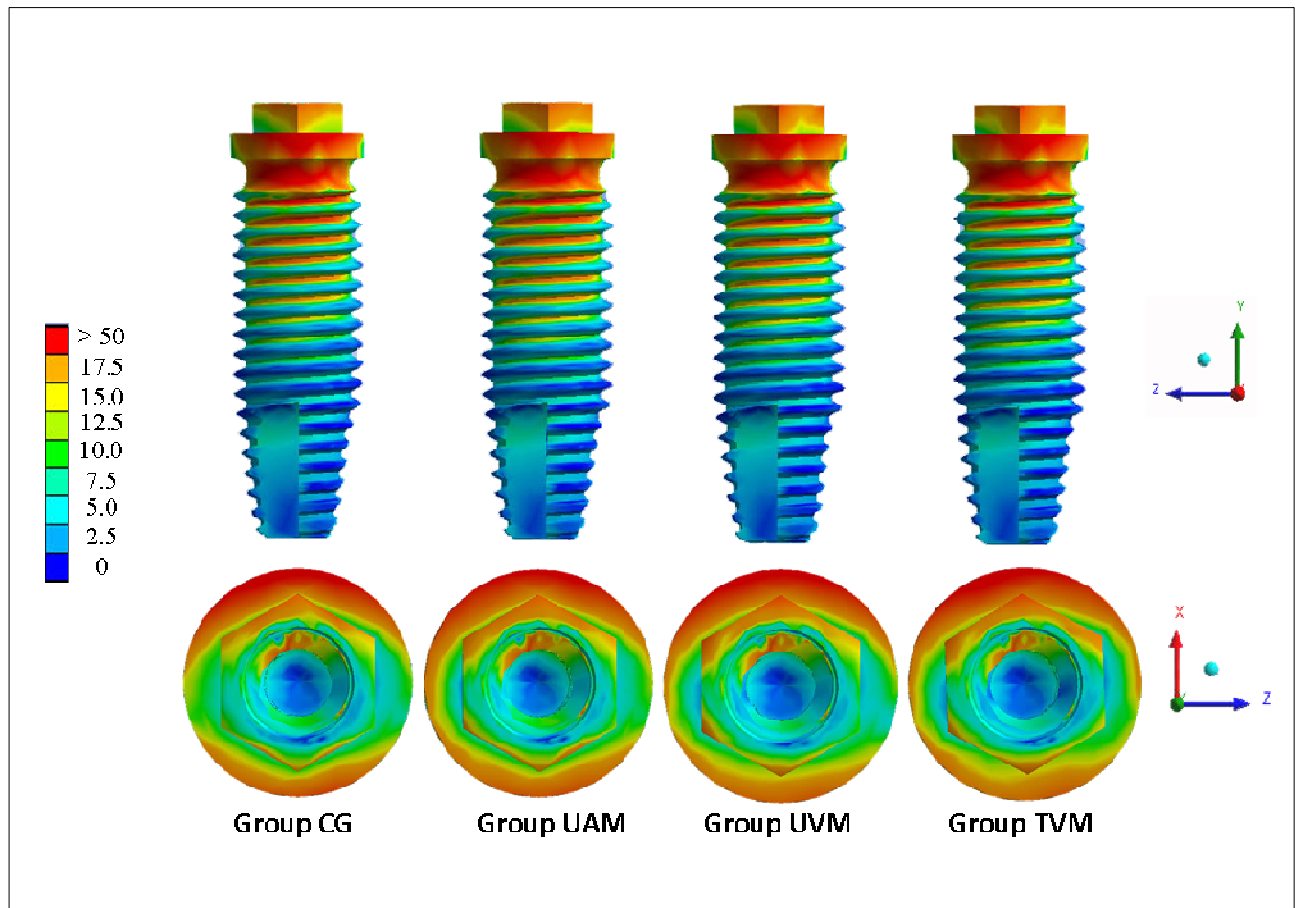


Figure 9. von Mises stress distribution (MPa) in the implant of 2°M for the groups GC, DAU, DVU and DVT, buccal and platform views. Colors indicate the level from the lowest (dark blue) to the highest stress value (red).

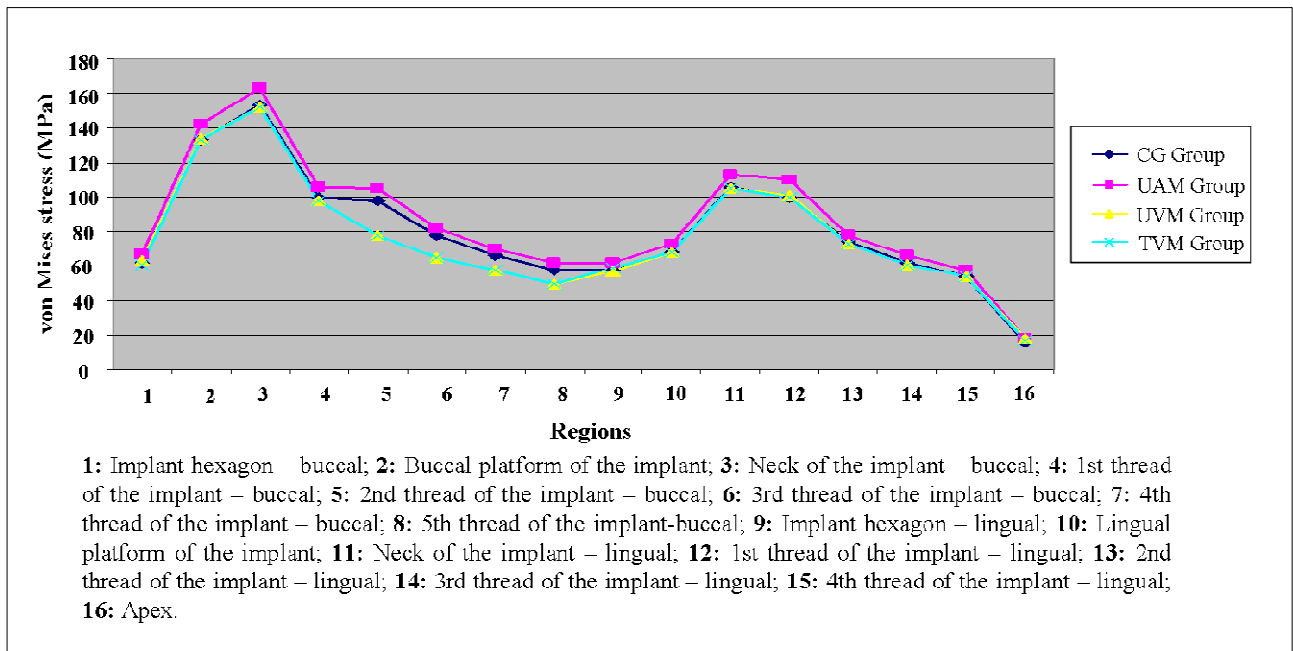


Figure 10. Maximum von Mises stress values (MPa) for the implant of the 2^oPM.

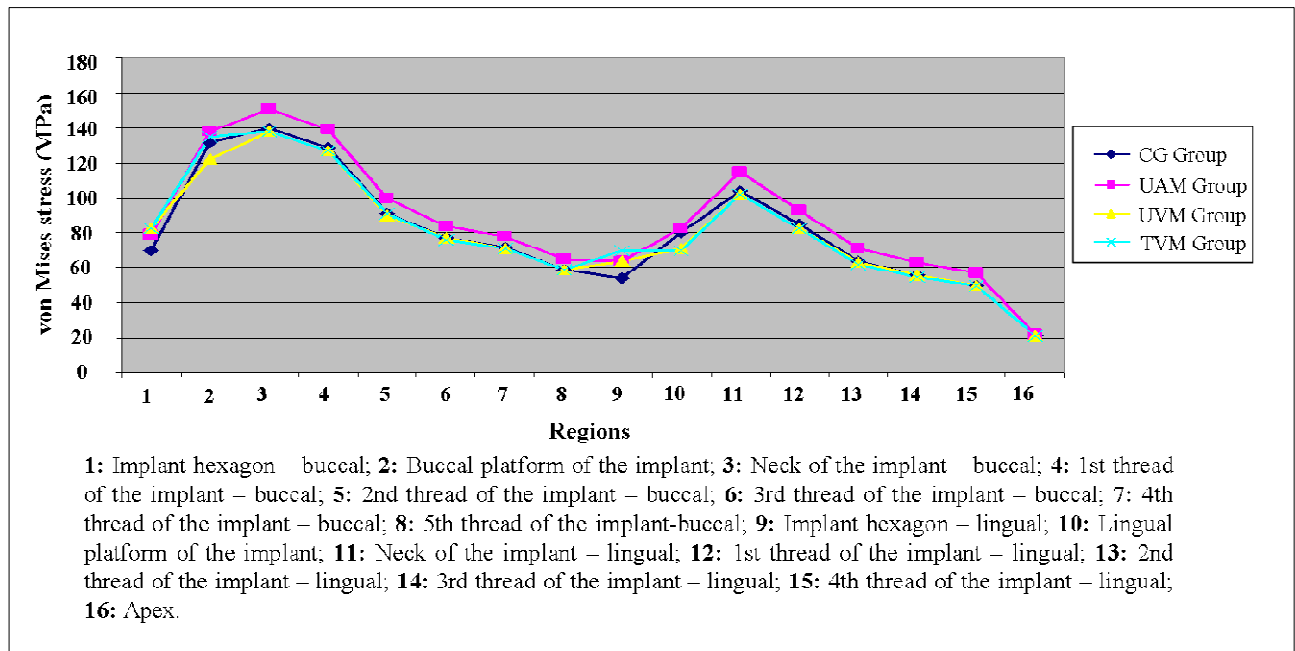


Figure 11. Maximum von Mises stress values (MPa) for the implant of the 2°M.

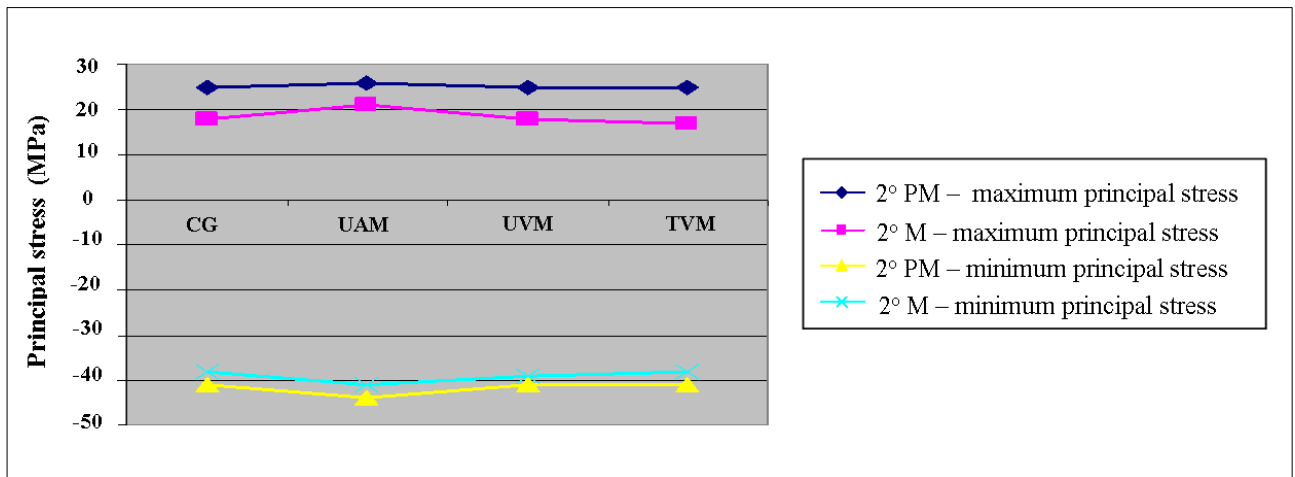


Figure 12. Maximum principal stress (MPa) and minimum principal stress (MPa) values for the peri-implant bone tissue.