
VALENTIM ADELINO RICARDO BARÃO

**Análise da influência dos sistemas de retenção para
overdentures implanto-retidas e da espessura e
resiliência da fibromucosa na distribuição interna
das tensões, através do método de elementos finitos
bidimensional**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia do
Campus de Araçatuba – Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”- UNESP, para obtenção do
Título de MESTRE EM ODONTOLOGIA (Área de
concentração em Prótese Dentária).

Orientador: Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção

Co-Orientador: Prof. Ass. Dr. Edson Antonio Capello de Sousa

Araçatuba – São Paulo

2008

Catálogo-na-Publicação

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

B225a Barão, Valentim Adelino Ricardo
Análise da influência dos sistemas de retenção para overdentures implanto-retidas e da espessura e resiliência da fibromucosa na distribuição interna das tensões, através do método de elementos finitos bidimensional / Valentim Adelino Ricardo Barão. - Araçatuba : [s.n.], 2008
244 f. : il. ; tab.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba, 2008
Orientador: Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção
Co-orientador: Prof. Ass. Dr. Edson Antonio Capello de Sousa

1. Análise de elemento finito 2. Implante dentário endoósseo
3. Biomecânica 4. Retenção em dentadura 5. Mucosa bucal

Black D3
CDD 617.69

DADOS CURRICULARES

VALENTIM ADELINO RICARDO BARÃO

NASCIMENTO	18/10/1983 - OLÍMPIA – SP
FILIAÇÃO	Margarida Aparecida Stellari Barão Adelino Barão
2002/2005	Curso de Graduação em Odontologia Faculdade de Odontologia de Araçatuba - Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.
2006/2008	Curso de Pós-Graduação em Odontologia, área de concentração em Prótese Dentária, nível de Mestrado Faculdade de Odontologia de Araçatuba - Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.
2007/2007	Curso de Aperfeiçoamento em Prótese sobre Implantes Osseointegrados Faculdade de Odontologia de Araçatuba - Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

DEDICATÓRIA

A Deus

Senhor mais sábio, obrigado por estar presente em minha vida e guiar os meus passos. Sei que em muitos momentos vi tudo indo por “água abaixo”. Pensei em desistir, mas o Senhor sempre esteve ali pra me ajudar, pra me fazer tirar forças de onde eu achava que não existia mais nada. E sei ainda, meu Senhor, que jamais me abandonarás. Creio em Ti e em Sua sabedoria. Obrigado por estar sempre ao meu lado.

Aos meus pais, Margarida e Adelino

por me proporcionar esse momento. Pela dedicação e por todas as vezes que abdicaram de seus sonhos para a realização dos meus. Minha eterna gratidão.

À minha mãe, Margarida

pessoa mais importante de minha vida. Pelo exemplo de batalha, por não impor barreiras na luta por uma vida melhor, por se doar completamente a mim e a minhas irmãs. Agradeço por existir em minha vida e por me proporcionar os estudos. Você é um exemplo de vida para mim e espero que eu possa retribuir, pelo menos em parte, de toda atenção e amor que sempre me dedicou. Tenho extremo orgulho de ser seu filho. Te amo minha mãe.

As minhas irmãs, Daniela e Renata

pelo carinho, amizade e dedicação. Por sempre apoiarem a concretização de mais um sonho em minha vida. Gostaria de dizer que vocês são duas pessoas muito especiais, e que mesmo diante da distância que nos separa jamais me esqueço de vocês. No meu coração existe um lugar especial dedicado somente a vocês: minhas irmãs que eu tanto amo.

À minha avó, Avelina (in memoriam)

pelo amor e humildade. Minha avó sei que mesmo a senhora estando distante de mim, mas ao lado de Deus, estará sempre me olhando e me abençoando. Te amo.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção

primeiramente pela confiança em mim depositada. Pelo exemplo de honestidade, competência e ética. Por todos os ensinamentos transmitidos a mim. Tenha certeza que a minha convivência com você só me fez crescer, tanto profissionalmente, quanto pessoalmente. Obrigado por me aconselhar, por acreditar em meu potencial e por sempre me incentivar na busca de novas oportunidades. Obrigado ainda por sempre estar de portas abertas pra me receber, obrigado por me aturar na minha incessante busca por “mais e mais” e obrigado ainda por abdicar parte do seu tempo a mim. Jamais cansarei de dizer obrigado.

Ao meu co-orientador Prof. Ass. Dr. Edson Antonio Capello de Sousa

da Faculdade de Engenharia de Bauru – UNESP, pela grande orientação no estudo utilizando o Método de Elementos Finitos, por sempre estar à disposição em me receber, pela paciência e dedicação.

Ao meu colega de Pós-Graduação, amigo, companheiro e “irmão”

Lucas Fernando Tabata

por se dispor integralmente a me ajudar na execução desse trabalho, abdicando muitas vezes de seus afazeres. Obrigado pela amizade e pelo companheirismo.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo

(FAPESP)

pela concessão da Bolsa de Mestrado (processo número 06/52230-6) e pelo apoio financeiro, indispensáveis para a realização deste trabalho. Obrigado por nos incentivar sempre ao trabalho, e nos permitir buscar incessantemente novas descobertas e realizações.

AGRADECIMENTOS

À *Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP* pela oportunidade de realização do curso de Graduação e Mestrado.

À *Faculdade de Engenharia de Bauru – UNESP* pela oportunidade em cursar como aluno especial a disciplina de Método dos Elementos Finitos junto ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Ao *ex e atual coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia*, da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” *Prof. Dr. Wilson Roberto Poi e Prof. Dr. Idelmo Rangel Garcia Júnior*, pela gentileza, acessibilidade e caráter.

Ao *Prof. Dr. Eduardo Passos Rocha* pela contribuição no desenvolvimento de parte dessa pesquisa, por sempre se dispor e pela amizade.

À *Profa. Dr. Debora Barros Barbosa* exemplo de pessoa, de bondade e fé. Obrigado pela oportunidade inicial a mim dada. Sem a sua ajuda não estaria aqui colhendo mais esse fruto. Obrigado pelo carinho, confiança, amizade e sinceridade. Obrigado por ter sido mais que uma orientadora, e obrigado por continuar sendo esse amor de pessoa.

Ao **Prof. Adj. Marcelo Coelho Goiato** pelas oportunidades a mim dadas, pelo carinho e espontaneidade, por sempre estar de portas abertas a me receber e por sempre estar de bem com a vida. Você tem grande parcela no meu desenvolvimento profissional.

Ao **Prof. Titular Humberto Gennari Filho** por ter me despertado o gosto pela Prótese Total durante a minha graduação. Obrigado pelos ensinamentos. Minha gratidão.

Aos Profs. **Humberto Gennari Filho, Paulo Henrique dos Santos, Marcelo Coelho Goiato, Paulo Renato Junqueira Zuim, Alicio Rosalino Garcia, Cícero Eleutério da Silva Filho, Eulália Maria Martins da Silva, Débora Barros Barbosa, José Eduardo Rodrigues, Maria Cristina Rosifini Alves Rezende Eduardo Piza Pellizzer, Stefan Fiuza Carvalho Dekon, Adriana Cristina Zavanelli 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 demais funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” pela convivência e pelo carinho e amizade.

As secretárias **Ana Lúcia e Maria Lúcia Bordon**, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba pela presteza, dedicação e amizade.

Ao *Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia de Bauru – UNESP* pela recepção, pela oportunidade e pelo aprendizado.

Aos *funcionários da Pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP*: Diogo, Marina e Valéria, pela paciência, disponibilidade, alegria e admirável interesse em nos ajudar sempre.

Aos *funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP* pela disponibilidade e carinho.

Ao meu grande amigo e “irmão” *Aldiéris Alves Pesqueira* pela amizade, pela convivência, pelo incentivo, por ouvir com paciência todos os meus desabafos e por compartilhar momentos de alegria e tristeza.

À minha grande amiga e companheira de pós-graduação *Daniela Micheline dos Santos* por todo o carinho, atenção, preocupação e solidariedade. Obrigado por tudo o que você sempre fez e faz por mim, e obrigado por não medir esforços para me ajudar.

Aos meus ex e atuais amigos de república, *Aldiéris, Thiago e André* pela convivência amigável, pela paciência, pela amizade e por todos esses anos de ensinamentos. Com vocês aprendi a conviver melhor, a saber respeitar o espaço do outro e a compartilhar (ou pelo menos tentei!!).

As minhas amigas *Ana Cristina dos Santos Padilha e Vanessa Peret Jacob* por toda amizade que perdura até os dias de hoje, pelo carinho e pela torcida. E obrigado Ana por me abrigar em sua casa nas minhas idas à Bauru.

Aos meus amigos de graduação em especial *Ana Cristina (Anete), Vanessa (Vana), Douglas, Renata (Rena), Thiago (Gira), Thaís (Tub's), Mariane (Chita), Juliana (Judity), Camila (Camily), Rosana (Rosinha) e Ana Carolina (Carol)* pela amizade, carinho e confiança em mim depositada.

Aos meus amigos de turma de mestrado: *Amilcar, Ana Kelly, Daniela, Érika e Rosse*, pela convivência, pela amizade e pelos momentos de alegria.

Aos meus amigos *Amilcar, Érika e Lithiene*, pessoas extremamente receptivas e de bem com a vida. Obrigado por me acolherem sempre e por disporem de suas amizades verdadeiras.

Aos meus irmãozinhos de orientador: *Érica, Juliana Delben, Juliana Jorge, Lucas e Murillo*, pela amizade e companheirismo, pelo apoio em todos os momentos e principalmente pela ajuda que um dá para o outro, sem visar supremacia.

À minha amiga *Érica Alves Gomes* pela amizade, bondade e por ser minha companheira nas idas à Bauru. Pela hospedagem, pelas caronas e pela sinceridade.

Ao meu amigo *Lucas Fernando Tabata* pelo companheirismo, pela amizade sincera, pelas caronas à Bauru e pelos ensinamentos a mim transmitidos.

Ao amigo *Marcelo Hamata* por abrir as portas de sua casa nas minhas idas à Bauru e pelos momentos de descontração.

Aos meus grandes amigos *Aline Úrsula e Douglas Monteiro* pelo sorriso espontâneo, pela amizade, pelo carinho e pela confiança. Obrigado por vocês trazerem ares de alegrias em minha vida. Acho que a cada dia que passa nossas amizades se fortalecem cada vez mais. Obrigado Douglas por estar sendo um grande irmão comigo. E obrigado Ursulina por ter me ajudado na formatação da dissertação.

À minhas amigas *Aline Satie (Chats), Simone (Wata), Josiene, Paulinha (Docinho)* pela agradável convivência, sincera amizade, por disporem de seus tempos a me ajudar e pelos momentos de descontração que sempre passamos.

À minha *tia Rosa* e minhas primas *Elaine e Ana Márcia* por sempre torcerem pelo meu sucesso, pelo carinho, amizade e bondade. Acho que um pouco da minha vontade em ser dentista foi espelhada em você Laine.

A todos os meus *amigos de Pós-Graduação*, pela convivência e pelos momentos de alegria.

A todos os *meus amigos e familiares* que sempre torceram pelo meu sucesso,
muito obrigado.



EPÍGRAFE

Eu desejo.....

Desejo primeiro que você ame,
e que amando, também seja amado.
e que se não for, seja breve em esquecer.

E que esquecendo, não guarde mágoa.

Desejo também que tenha amigos,
que mesmo maus e inseqüentes,

sejam corajosos e fiéis,

e que pelo menos num deles

você possa confiar sem duvidar.

E porque a vida é assim...

Desejo ainda que você tenha inimigos.

Nem muitos, nem poucos,

mas na medida exata para que, algumas vezes,

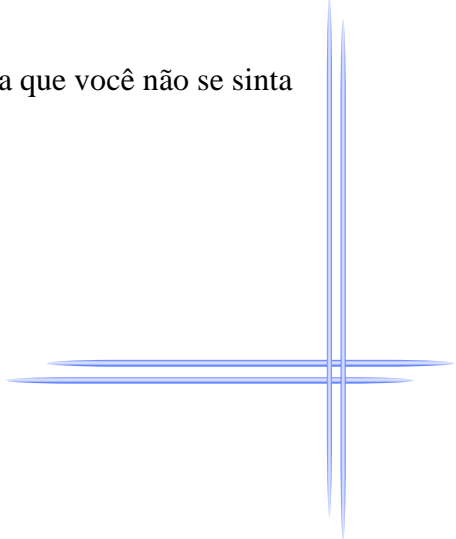
você se interpele a respeito

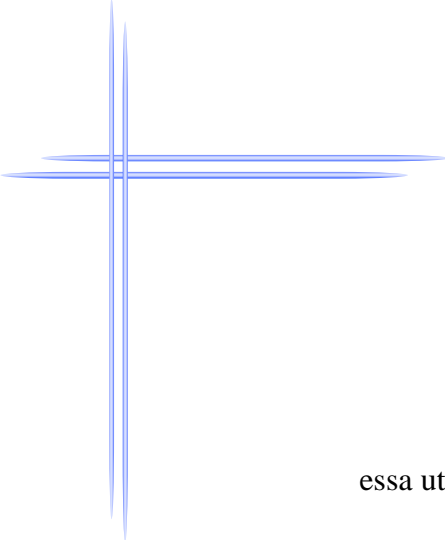
de suas próprias certezas.

E que entre eles, haja pelo menos um que seja justo, para que você não se sinta

demasiado seguro.

Desejo depois que você seja útil





mas não insubstituível.

E que nos maus momentos,
quando não restar mais nada,
essa utilidade seja suficiente para manter você de pé.

Desejo ainda que você seja tolerante,

Não com os que erram pouco, porque isso é fácil, mas com os que erram muito e
irremediavelmente, e que fazendo bom uso dessa tolerância,

você sirva de exemplo aos outros

Desejo que você, sendo jovem,
não amadureça depressa demais,

e que sendo maduro, não insista em rejuvenescer e que sendo velho, não se
dedique ao desespero.

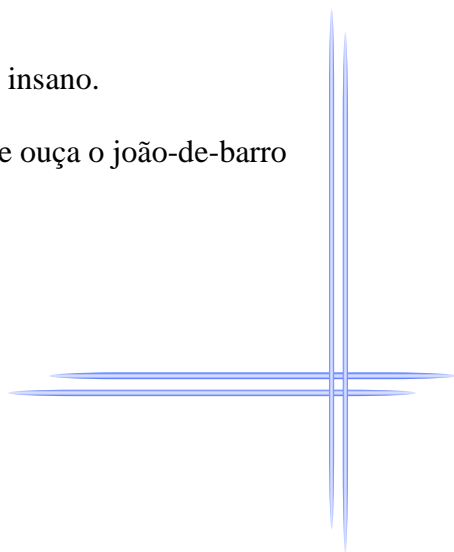
Porque cada idade tem o seu encanto.

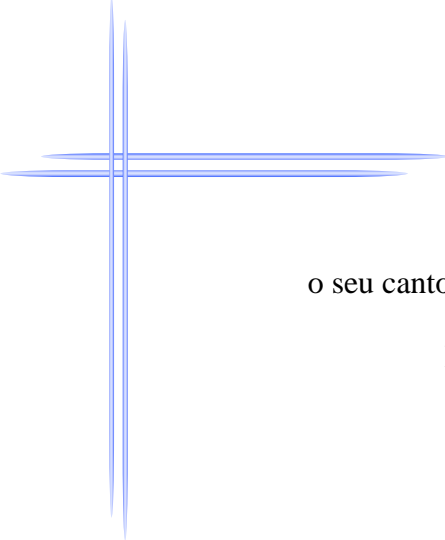
Desejo por sinal que você seja triste, não o ano todo, mas apenas um dia.

Mas que nesse dia descubra
que o riso diário é bom,

o riso habitual é inosso e o riso constante é insano.

Desejo ainda que você afague um gato, alimente um cuco e ouça o João-de-Barro
erguer triunfante





o seu canto matinal porque, assim, você se sentirá bem por nada.

Desejo, outrossim, que você tenha dinheiro

Porque é preciso ser prático.

e que pelo menos uma vez por ano

coloque um pouco dele

na sua frente e diga "isso é meu",

só para que fique bem claro quem é o dono de quem.

Desejo também que nenhum de seus afetos morra, por ele e por você,

mas que se morrer, você possa chorar

sem se lamentar e sofrer sem se culpar.

Desejo por fim que você sendo homem,

tenha uma boa mulher,

e que sendo mulher,

tenha um bom homem

e que se amem hoje, amanhã e nos dias seguintes,

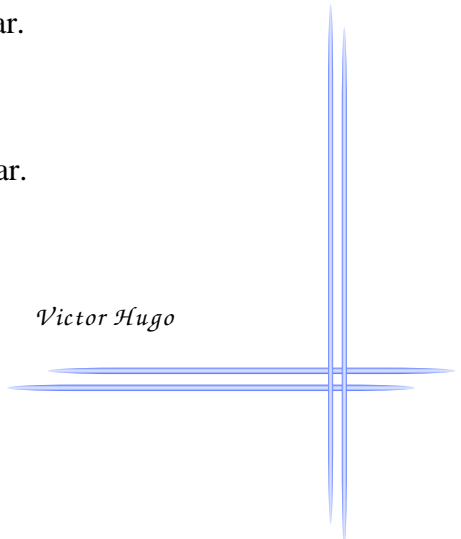
e quando estiverem exaustos e sorridentes,

ainda haja amor para recomeçar.

E se tudo isso acontecer,

não tenho mais nada a te desejar.

Victor Hugo



Barão VAR. **Análise da influência dos sistemas de retenção para overdentures implanto-retidas e da espessura e resiliência da fibromucosa na distribuição interna das tensões, através do método de elementos finitos bidimensional** [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2008.

RESUMO GERAL

Os implantes osseointegrados quando submetidos a cargas funcionais transmitem as tensões geradas diretamente ao osso. Dessa forma, muitas falhas na osseointegração estão ligadas ao excesso de carga sobre o implante. No caso de próteses implanto-retidas e muco-suportadas, outro importante fator que pode contribuir para uma maior ou menor incidência de tensões ao nível do implante reside na diferença de resiliência entre a fibromucosa e o implante. No tratamento com *overdentures*, este mecanismo de transmissão e distribuição não está bem documentado. Dessa forma, o objetivo desse estudo foi analisar, através do Método de Elementos Finitos bidimensional, a influência dos sistemas de retenção para *overdentures* implanto-retidas e da espessura e resiliência da fibromucosa na distribuição interna de tensões. Foram construídos em computador, através do programa Auto CAD, modelos matemáticos representativos de cortes frontais da mandíbula, sendo modelo A (controle), mandíbula edêntula suporte de prótese total convencional; modelo B, mandíbula edêntula suporte de *overdenture* com dois implantes ferulizados por meio de barra e clipe plástico; modelo C, mandíbula edêntula suporte de *overdenture* com dois *attachments* esféricos do tipo o'ring em dois implantes independentes e modelo D, mandíbula edêntula

suporte de *overdenture* com dois implantes ferulizados por meio de barra e clipe plástico associados a dois *attachments* esféricos distais do tipo o'ring. Em todos os modelos, a fibromucosa assumiu três características de espessura (1, 3 e 5mm) nas resiliências dura, resiliente e flácida, respectivamente, através da variação do módulo de elasticidade da fibromucosa. Para análise, simulada no programa Ansys, os modelos foram fixados nas laterais direita e esquerda, permitindo deflexão da mandíbula. Foi aplicada carga vertical não pontual de 100N na região dos incisivos centrais inferiores, e como critério de análise foi utilizado as tensões principais. De maneira geral, o grupo A apresentou os menores valores de tensões máximas, seguido dos grupos C, D e B, tanto na análise dos mapas de tensões gerais, quanto na análise individual dos implantes e componentes protéticos. No grupo A, com o aumento da espessura e resiliência da fibromucosa, houve uma diminuição nos valores de tensões máximas, diferente do grupo C, onde as tensões aumentaram. Nos grupos B e D, houve uma diminuição nos valores de tensões máximas nos modelos com fibromucosa de 3mm (resiliente) de espessura em relação aos de 1mm (dura). No entanto, nos modelos com fibromucosa de 5mm (flácida) houve um ligeiro aumento nos valores das tensões máximas. Em relação aos tecidos de suporte, de maneira geral, os valores de tensões máximas reduziram com o aumento da espessura e resiliência da fibromucosa, sendo o osso cortical superior a região de maior tensão, onde nos grupos da *overdenture* essas tensões se concentraram na região peri-implantar. Diante das limitações desse estudo foi possível concluir que o uso de sistemas de retenção aumentou os valores de tensões quando comparado com a prótese total convencional. A utilização do sistema o'ring em implantes independentes favoreceu a distribuição das tensões

em todas as condições de espessura e resiliência da fibromucosa. Fibromucosas mais espessas e flácidas tendem diminuir os valores de tensões máximas nos tecidos de suporte, e concentrá-los nos implantes e componentes protéticos.

Palavras-chave: Análise de elemento finito, Implante dentário endoósseo, Biomecânica, Retenção em dentadura, Mucosa bucal.

Barão VAR. **Influence of attachment system and the thickness and resilience of mucosa on stress distribution in implant-retained overdentures using a two-dimensional finite element analysis** [dissertation]. Araçatuba: São Paulo State University; 2008.

GENERAL ABSTRACT

Implants overload is the main factor responsible for osseointegration loss since functional loads are distributed directly to the bone. In addition, the difference between mucosa and implant mobility influence stress level, mainly in prosthesis supported by implant and mucosa. In overdenture treatments, the mechanisms of stress transmission and distribution induced by attachments system are not completely understood as literature concerning the influence of several biomechanical factors remains inconclusive. Thus, the aim of this study was to evaluate the effect of different mucosa thickness and resilience on stress distribution of implant-retained overdentures with different attachment systems using a two-dimensional Finite Element Analysis (FEA-2D). Representative models of edentulous mandible were constructed on AutoCAD software; Group A (control), a model of edentulous mandible supporting a complete denture; Group B, a model of edentulous mandible supporting an overdenture retained by two splinted implants connected with bar-clip system; Group C, a model of edentulous mandible supporting an overdenture retained by two unsplinted implants with o'ring system; Group D, a model of edentulous mandible supporting an

overdenture retained by two splinted implants connected with bar-clip system associated with two distally o'ring system. In each group, mucosa assumed three characteristics of thickness (1, 3 and 5mm) in the resiliences hard, resilient and soft, respectively, through different mucosa's Young modulus. Evaluation was performed on Ansys software, with both right and left sides of models fastened to allow mandibular bending. A vertical load of 100N was applied on lower central incisive teeth, and the principal stress was used as analysis criteria. Overall, group A showed the lowest stress values followed by groups C, D and B both in general stress maps as in the evaluation of implants and prosthesis components. In group A the stress decreased as mucosa thickness and resilience increased, however, in group C the stress increased. In groups B and D maximum stress values reduced comparing 3-mm mucosa (resilient) models with 1-mm (hard). Nonetheless, maximum stress values was slightly higher in 5-mm mucosa (soft) models than in 3-mm. In general, regarding supporting tissues, the maximum stress values decreased as mucosa thickness and resilience increased. Upper cortical bone showed the highest maximum stress values, and in overdenture groups stress concentration was in peri-implant area. Within the limitations of this study, the use of attachment system increased stress values when compared to conventional complete dentures. The use of unsplinted implants associated with the o'ring attachment system improved stress distribution in comparison to the others overdenture groups regardless mucosa thickness and resilience. Thicker and softer mucosas tend to reduce the maximum stress values in supporting tissues and concentrate them on the implants and prosthesis components.

Key-words: Finite element analysis, Implant, Biomechanics, Denture retention, Mucosa.

LISTA DE FIGURAS

CAPÍTULO 1	Comparação da distribuição de tensões entre próteses totais e overdentures implanto-retidas com diferentes sistemas de retenção – MEF-2D.....	57
Figura 1	Malha de elementos finitos nos modelos de mandíbula edêntula. A , prótese total convencional – modelo A (2826 elementos e 5848 nós). B , <i>overdenture</i> com dois implantes ferulizados por meio de barra e clipe plástico – modelo B (9778 elementos e 20494 nós). C , <i>overdenture</i> com dois <i>abutments</i> esféricos o’rings em dois implantes independentes – modelo C (7890 elementos e 16350 nós). D , <i>overdenture</i> com dois implantes ferulizados por meio de barra e clipe plástico associados a dois <i>attachments</i> esféricos distais do tipo o’ring – modelo D (8872 elementos e 18686 nós).....	84
Figura 2	Distribuição das tensões principais (MPa). A , modelo A (prótese total convencional). B , modelo B (<i>overdenture</i> – sistema barra/clipe). C , modelo C (<i>overdenture</i> – sistema o’ring). D , modelo D (<i>overdenture</i> – sistema barra/clipe associado a dois o’rings distais). As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	85
Figura 3	Valores das tensões principais máximas (MPa) nos tecidos de suporte e nos implantes e componentes protéticos nos diferentes grupos avaliados.....	86

Figura 4	Distribuição das tensões principais (MPa) nos tecidos de suporte dos modelos A, B, C e D. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	87
CAPÍTULO 2	Comparação das tensões internas em próteses totais convencionais e overdentures implanto-retidas com relação a diferentes espessuras e resiliências da fibromucosa de suporte.....	88
Figura 1	Modelos do grupo PT com a malha de elementos finitos gerada. A , modelo com fibromucosa de 1mm (5848 nós e 2826 elementos). B , modelo com fibromucosa de 3mm (4802 nós e 2312 elementos). C , modelo com fibromucosa de 5mm (4184 nós e 2006 elementos).....	112
Figura 2	Modelos do grupo IO com a malha de elementos finitos gerada. A , modelo com fibromucosa de 1mm (16350 nós e 7890 elementos). B , modelo com fibromucosa de 3mm (16184 nós e 7812 elementos). C , modelo com fibromucosa de 5mm (15958 nós e 7706 elementos).....	113
Figura 3	Distribuição das tensões principais (MPa) nos modelos do grupo PT. A , fibromucosa na espessura de 1mm. B , fibromucosa na espessura de 3mm. C , fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	114
Figura 4	Distribuição das tensões principais (MPa) nos modelos do grupo IO. A , fibromucosa na espessura de 1mm. B , fibromucosa na espessura de 3mm. C , fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	115

Figura 5	Distribuição dos valores das tensões principais máximas (MPa) gerais nos grupos avaliados, nas diferentes espessuras (1, 3 e 5mm) e resiliências (dura, resiliente e flácida) da fibromucosa.....	116
Figura 6	Distribuição dos valores das tensões principais máximas (MPa) nos tecidos de suporte nos grupos avaliados, nas diferentes espessuras (1, 3 e 5mm) e resiliências (dura, resiliente e flácida) da fibromucosa.....	117
Figura 7	Distribuição das tensões principais (MPa) nos tecidos de suporte dos modelos do grupo PT. A , fibromucosa na espessura de 1mm. B , fibromucosa na espessura de 3mm. C , fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	118
Figura 8	Distribuição das tensões principais (MPa) nos tecidos de suporte dos modelos do grupo IO. A , fibromucosa na espessura de 1mm. B , fibromucosa na espessura de 3mm. C , fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	119
CAPÍTULO 3	Influência da espessura e resiliência da fibromucosa na distribuição das tensões induzidas por overdentures implanto-retidas, avaliadas pelo MEF-2D.....	120
Figura 1	Modelos do grupo A com a malha de elementos finitos gerada. A , modelo com fibromucosa de 1mm (20494 nós e 9778 elementos). B , modelo com fibromucosa de 3mm (19526 nós e 9306 elementos). C , modelo com fibromucosa de 5mm (18398 nós e 8758 elementos).....	144

Figura 2	Modelos do grupo B com a malha de elementos finitos gerada. A , modelo com fibromucosa de 1mm (18686 nós e 8872 elementos). B , modelo com fibromucosa de 3mm (19046 nós e 9084 elementos). C , modelo com fibromucosa de 5mm (18408 nós e 8778 elementos).....	145
Figura 3	Distribuição das tensões principais (MPa) nos modelos do grupo A. A , fibromucosa na espessura de 1mm. B , fibromucosa na espessura de 3mm. C , fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	1446
Figura 4	Distribuição das tensões principais (MPa) nos modelos do grupo B. A , fibromucosa na espessura de 1mm. B , fibromucosa na espessura de 3mm. C , fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	147
Figura 5	Distribuição dos valores das tensões principais máximas (MPa) gerais nos grupos avaliados, com as diferentes espessuras (1, 3 e 5mm) e resiliências (dura, resiliente e flácida) da fibromucosa.....	148
Figura 6	Distribuição dos valores das tensões principais máximas (MPa) nos tecidos de suporte nos grupos avaliados, com as diferentes espessuras (1, 3 e 5mm) e resiliências (dura, resiliente e flácida) da fibromucosa.....	149
Figura 7	Distribuição das tensões principais (MPa) nos tecidos de suporte dos modelos do grupo A. A , fibromucosa na espessura de 1mm. B , fibromucosa na espessura de 3mm. C , fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	150

Figura 8	Distribuição das tensões principais (MPa) nos tecidos de suporte dos modelos do grupo B. A , fibromucosa na espessura de 1mm. B , fibromucosa na espessura de 3mm. C , fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	151
ANEXO	Materiais e Métodos; Resultados Detalhados, Referências Gerais e Normas dos periódicos.....	152
Figura 1	Imagem fotográfica (visão frontal) da prótese mandibular confeccionada sobre modelo de resina.....	156
Figura 2	Embutidora Arotec PRE-30S.....	158
Figura 3	A , Conjunto do sistema barra-clipe incluído em resina acrílica autopolimerizável, B , Conjunto do sistema esférico incluído em resina acrílica autopolimerizável.....	158
Figura 4	A , Recortadeira Isomet. B , Vista frontal do conjunto do sistema barra-clipe sendo seccionado. C , Vista frontal do conjunto esférico sendo seccionado. D , Vista lateral do conjunto do sistema barra-clipe sendo seccionado. E , Vista lateral do conjunto esférico sendo seccionado. Observar o disco da recortadeira incidindo no centro do implante e dos componentes protéticos (imagens D e E).....	159
Figura 5	Conjunto barra-clipe após secção em recordadeira, possibilitando visualização dos passos de rosca, da superfície interna e da adaptação entre os componentes e os implantes.....	160
Figura 6	Conjunto esférico após secção em recordadeira, possibilitando visualização dos passos de rosca, da superfície interna e da adaptação entre os componentes e o implante.....	160

Figura 7	Modelo A (fibromucosa com 1mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, suporte de uma prótese total convencional.....	162
Figura 8	Modelo A (fibromucosa com 3mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, suporte de uma prótese total convencional.....	162
Figura 9	Modelo A (fibromucosa com 5mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, suporte de uma prótese total convencional.....	163
Figura 10	Modelo B (fibromucosa com 1mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo ferulizados (3,75x11,5mm), suporte de uma <i>overdenture</i> com sistema de retenção barra-clipe.....	163
Figura 11	Modelo B (fibromucosa com 3mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo ferulizados (3,75x11,5mm), suporte de uma <i>overdenture</i> com sistema de retenção barra-clipe.....	164
Figura 12	Modelo B (fibromucosa com 5mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo ferulizados (3,75x11,5mm), suporte de uma <i>overdenture</i> com sistema de retenção barra-clipe.....	164

Figura 13	Modelo C (fibromucosa com 1mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo, de características (3,75x11,5mm), suporte de uma <i>overdenture</i> com sistema de retenção o'ring.....	165
Figura 14	Modelo C (fibromucosa com 3mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma <i>overdenture</i> com sistema de retenção o'ring.....	165
Figura 15	Modelo C (fibromucosa com 5mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma <i>overdenture</i> com sistema de retenção o'ring.....	166
Figura 16	Modelo D (fibromucosa com 1mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma <i>overdenture</i> com sistema de retenção barra-clipe associado a dois o'rings distais.....	166

Figura 17	Modelo D (fibromucosa com 3mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma <i>overdenture</i> com sistema de retenção barra-clipe associado a dois o’rings distais.....	167
Figura 18	Modelo D (fibromucosa com 5mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma <i>overdenture</i> com sistema de retenção barra-clipe associado a dois o’rings distais.....	167
Figura 19	Cota do modelo B (sistema barra-clipe) no programa AutoCAD.....	168
Figura 20	Cota do modelo C (sistema o’ring) no programa AutoCAD.....	169
Figura 21	Cota do modelo D (sistema barra-clipe associado a dois o’rings distais) no programa AutoCAD.....	169
Figura 22	Modelo A (fibromucosa com 1mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, suporte de uma prótese total convencional, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.....	170
Figura 23	Modelo A (fibromucosa com 3mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, suporte de uma prótese total convencional, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.....	171

Figura 24	Modelo A (fibromucosa com 5mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, suporte de uma prótese total convencional, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.....	171
Figura 25	Modelo B (fibromucosa com 1mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo ferulizados (3,75x11,5mm), suporte de uma <i>overdenture</i> com sistema de retenção barra-clipe, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.....	172
Figura 26	Modelo B (fibromucosa com 3mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo ferulizados (3,75x11,5mm), suporte de uma <i>overdenture</i> com sistema de retenção barra-clipe, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.....	172
Figura 27	Modelo B (fibromucosa com 5mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo ferulizados (3,75x11,5mm), suporte de uma <i>overdenture</i> com sistema de retenção barra-clipe, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.....	173

Figura 28	Modelo C (fibromucosa com 1mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma <i>overdenture</i> com sistema de retenção o’ring, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.....	173
Figura 29	Modelo C (fibromucosa com 3mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma <i>overdenture</i> com sistema de retenção o’ring, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.....	174
Figura 30	Modelo C (fibromucosa com 5mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma <i>overdenture</i> com sistema de retenção o’ring, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.....	174

Figura 31	Modelo D (fibromucosa com 1mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma <i>overdenture</i> com sistema de retenção barra-clipe associado a dois o’rings distais, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.....	175
Figura 32	Modelo D (fibromucosa com 3mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma <i>overdenture</i> com sistema de retenção barra-clipe associado a dois o’rings distais, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.....	175
Figura 33	Modelo D (fibromucosa com 5mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma <i>overdenture</i> com sistema de retenção barra-clipe associado a dois o’rings distais, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.....	176
Figura 34	Modelo A com a malha de elementos finitos gerada. A , modelo com fibromucosa de 1mm (5848 nós e 2826 elementos). B , modelo com fibromucosa de 3mm (4802 nós e 2312 elementos). C , modelo com fibromucosa de 5mm (4184 nós e 2006 elementos).....	177

Figura 35	Modelo B com a malha de elementos finitos gerada. A , modelo com fibromucosa de 1mm (20494 nós e 9778 elementos). B , modelo com fibromucosa de 3mm (19526 nós e 9306 elementos). C , modelo com fibromucosa de 5mm (18398 nós e 8758 elementos).....	178
Figura 36	Modelo C com a malha de elementos finitos gerada. A , modelo com fibromucosa de 1mm (16350 nós e 7890 elementos). B , modelo com fibromucosa de 3mm (16184 nós e 7812 elementos). C , modelo com fibromucosa de 5mm (15958 nós e 7706 elementos).....	179
Figura 37	Modelo D com a malha de elementos finitos gerada. A , modelo com fibromucosa de 1mm (18686 nós e 8872 elementos). B , modelo com fibromucosa de 3mm (19046 nós e 9084 elementos). C , modelo com fibromucosa de 5mm (18408 nós e 8778 elementos).....	180
Figura 38	Condições de contorno e carregamento para os modelos A, B, C e D, mostrando fixação nas laterais dos modelos (evidenciado pelos triângulos em azul) e liberdade com simetria na região da fibromucosa e da prótese (evidenciado pelas letras S em branco), e carregamento central vertical (evidenciado pelas setas em vermelho)....	182
Figura 39	Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo A (prótese total convencional) com a fibromucosa na espessura de 1mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	187
Figura 40	Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo A (prótese total convencional) com a fibromucosa na espessura de 3mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	187

Figura 41	Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo A (prótese total convencional) com a fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	188
Figura 42	Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo B (<i>overdenture</i> – sistema barra/clipe) com a fibromucosa na espessura de 1mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	188
Figura 43	Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo B (<i>overdenture</i> – sistema barra/clipe) com a fibromucosa na espessura de 3mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	189
Figura 44	Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo B (<i>overdenture</i> – sistema barra/clipe) com a fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	189
Figura 45	Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo C (<i>overdenture</i> – sistema o’ring) com a fibromucosa na espessura de 1mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	190
Figura 46	Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo C (<i>overdenture</i> – sistema o’ring) com a fibromucosa na espessura de 3mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	190

Figura 47	Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo C (<i>overdenture</i> – sistema o’ring) com a fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	191
Figura 48	Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo D (<i>overdenture</i> – sistema barra/clipe associado a dois o’rings distais) com a fibromucosa na espessura de 1mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	191
Figura 49	Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo D (<i>overdenture</i> – sistema barra/clipe associado a dois o’rings distais) com a fibromucosa na espessura de 3mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	192
Figura 50	Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo D (<i>overdenture</i> – sistema barra/clipe associado a dois o’rings distais) com a fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	192
Figura 51	Distribuição dos valores das tensões principais máximas (MPa) gerais dos grupos avaliados, com as diferentes espessuras (1, 3 e 5mm) e resiliências (dura, resiliente e flácida) da fibromucosa.....	193
Figura 52	Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo B (<i>overdenture</i> – sistema barra/clipe) com individualização dos implantes e componentes protéticos. Fibromucosas nas espessuras de A , 1mm. B , 3mm. C , 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	194

Figura 53	Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo C (<i>overdenture</i> – sistema o’ring) com individualização dos implantes e componentes protéticos. Fibromucosas nas espessuras de A , 1mm. B , 3mm. C , 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	195
Figura 54	Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo D (<i>overdenture</i> – sistema barra/clipe associado a dois o’rings distais) com individualização dos implantes e componentes protéticos. Fibromucosas nas espessuras de A , 1mm. B , 3mm. C , 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	196
Figura 55	Distribuição dos valores das tensões principais máximas (MPa) nos implantes e componentes protéticos dos grupos avaliados, com as diferentes espessuras (1, 3 e 5mm) e resiliências (dura, resiliente e flácida) da fibromucosa.....	197
Figura 56	Distribuição dos valores das tensões principais máximas (MPa) nos tecidos de suporte dos grupos avaliados, com as diferentes espessuras (1, 3 e 5mm) e resiliências (dura, resiliente e flácida) da fibromucosa.....	197
Figura 57	Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo A (prótese total convencional) com individualização dos tecidos de suporte (fibromucosa, osso cortical superior, osso medular e osso cortical inferior). Fibromucosas nas espessuras de A , 1mm. B , 3mm. C , 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	198

Figura 58	Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo B (<i>overdenture</i> – sistema barra/clipe) com individualização dos tecidos de suporte (fibromucosa, osso cortical superior, osso medular e osso cortical inferior). Fibromucosas nas espessuras de A , 1mm. B , 3mm. C , 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	199
Figura 59	Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo C (<i>overdenture</i> – sistema o’ring) com individualização dos tecidos de suporte (fibromucosa, osso cortical superior, osso medular e osso cortical inferior). Fibromucosas nas espessuras de A , 1mm. B , 3mm. C , 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	200
Figura 60	Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo D (<i>overdenture</i> – sistema barra/clipe associado a dois o’rings distais) com individualização dos tecidos de suporte (fibromucosa, osso cortical superior, osso medular e osso cortical inferior). Fibromucosas nas espessuras de A , 1mm. B , 3mm. C , 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).....	201

LISTA DE TABELAS

CAPÍTULO 1	Comparação da distribuição de tensões entre próteses totais e overdentures implanto-retidas com diferentes sistemas de retenção – MEF-2D.....	57
Tabela 1	Propriedades mecânicas dos materiais.....	82
Tabela 2	Valores e localização das tensões principais (MPa) máxima e mínima nos grupos A, B, C e D.....	83
CAPÍTULO 2	Comparação das tensões internas em próteses totais convencionais e overdentures implanto-retidas com relação a diferentes espessuras e resiliências da fibromucosa de suporte.....	88
Tabela 1	Propriedades dos materiais.....	111
CAPÍTULO 3	Influência da espessura e resiliência da fibromucosa na distribuição das tensões induzidas por overdentures implanto-retidas, avaliadas pelo MEF-2D.....	120
Tabela 1	Propriedades das estruturas e dos materiais utilizados nos modelos.....	143
ANEXO	Materiais e Métodos; Resultados Detalhados, Referências Gerais e Normas dos periódicos.....	152
Tabela 1	Divisão dos grupos.....	154
Tabela 2	Dimensões da fibromucosa e osso cortical.....	155

Tabela 3	Propriedades das estruturas e dos materiais utilizados nos modelos.....	181
-----------------	--	-----

LISTA DE ABREVIATURAS

Co-Cr	= Cobalto-Cromo
FEA-2D	= Two-dimensional finite element analysis
FE	= Elemento finito
g	= Grama
Kgf/cm³	= Kilograma força por centímetros cúbicos
MEF	= Método de Elementos Finitos
MEF-2D	= Método de Elementos Finitos Bidimensional
mm	= Milímetro
MPa	= Mega Pascal
N	= Newton
µm	= micrômetro
ε_z	= Épsilon (deformação no eixo z)
σ_z	= Sigma (tensão no eixo z)
≠	= Diferente
ν	= Upsilon (Coeficiente de Poisson)
%	= Porcentagem
~	= Aproximadamente
2-D	= Bidimensional

SUMÁRIO

1 Introdução Geral.....	50
2 Capítulo 1 - Comparação da distribuição de tensões entre próteses totais e overdentures implanto-retidas com diferentes sistemas de retenção – MEF-2D.....	57
2.1 Resumo.....	58
2.2 Abstract.....	60
2.3 Introdução.....	62
2.4 Material e método.....	65
2.5 Resultados.....	68
2.6 Discussão.....	70
2.7 Conclusão.....	75
2.8 Referências.....	76
3 Capítulo 2 - Comparação das tensões internas em próteses totais convencionais e overdentures implanto-retidas com relação a diferentes espessuras e resiliências da fibromucosa de suporte.....	88
3.1 Resumo.....	89
3.2 Abstract.....	90
3.3 Introdução.....	91
3.4 Material e método.....	94
3.5 Resultados.....	97
3.6 Discussão.....	99
3.7 Conclusão.....	104
3.8 Referências.....	105

4 Capítulo 3 - Influência da espessura e resiliência da fibromucosa na distribuição das tensões induzidas por overdentures implanto-retidas, avaliadas pelo MEF-2D.....	120
4.1 Resumo.....	121
4.2 Abstract.....	122
4.3 Introdução.....	123
4.4 Material e método.....	126
4.5 Resultados.....	129
4.6 Discussão.....	131
4.7 Conclusão.....	136
4.8 Referências.....	137
 Anexo.....	 152

1 INTRODUÇÃO GERAL

A reabilitação oral de paciente edêntulo, sobretudo aqueles que apresentam extensa reabsorção do rebordo residual, evoluiu significativamente com o advento da implantodontia osseointegrada (Karabuda et al., 2002). A partir do conceito de osseointegração houve uma revolução na reabilitação protética, já que os implantes permitiram a colocação de pilares de suporte em regiões desdentadas, oferecendo novas alternativas de tratamento para pacientes desdentados parciais ou totais. O tratamento com implantes osseointegráveis tem-se tornado confiável na medida em que os estudos clínicos têm mostrado altas taxas de sucesso (Adell et al., 1981; Buser et al., 1997; Batenburg et al., 1998; Meijer et al., 2001; Mericske-Stern et al., 2001; Tawse-Smith et al., 2001; Weibrich et al., 2001; Farzad et al., 2004; Esposito et al., 2005).

Na reabilitação de desdentados com próteses totais convencionais, uma grande preocupação dos pacientes e do clínico está relacionada ao arco inferior. Por apresentar uma menor área de suporte, restrita ao rebordo residual, a prótese total inferior apresenta menor estabilidade quando comparada à superior, que possui além do rebordo, a área chapeável do palato como suporte, proporcionando maior estabilidade e retenção ao aparelho protético superior. Associado a menor área de suporte existem ainda as inserções musculares, muitas vezes altas, e a movimentação da língua, que atuam desestabilizando a prótese total inferior quando em função.

Diversas são as formas de tratamento para mandíbula edêntula, sendo o tratamento clássico, a confecção de próteses totais convencionais. Porém, dependendo do tamanho e volume do rebordo residual, a prótese total convencional pode tornar-se instável ou com retenção inadequada, levando a insatisfação do paciente. Entretanto, esse tipo de reabilitação apresenta um custo relativamente baixo quando comparado com as próteses removíveis do tipo *overdentures* e com próteses totais fixas implanto-retidas e implanto-suportadas (protocolo) (Doundoulakis et al., 2003), que requerem a inserção de 3 a 6 implantes no caso das próteses protocolo mandibulares ou 2 a 4 implantes no caso das *overdentures* mandibulares (Setz et al., 2000).

O tratamento com *overdenture* apresenta uma série de vantagens em relação à prótese total convencional como, preservação do osso alveolar (Atwood, Coy, 1971; Tallgren, 1972; Bonachela, Rosseti, 2002), melhora da retenção e estabilidade da prótese e conseqüentemente aumento da força e eficiência mastigatória (Stellingsma et al., 2005), refletindo em maior segurança no uso da prótese, aumentando a auto-estima e melhorando a qualidade de vida do indivíduo (Kenney, Richards, 1998). Quando comparada com a prótese protocolo, as *overdentures* necessitam de um menor número de implantes, tornando o procedimento cirúrgico menos invasivo e oneroso, além de procedimentos cirúrgicos mais simples, pelo uso de sistemas de retenção pré-fabricados, proporcionando menor custo laboratorial, tornando-a dessa forma mais acessível a um maior número de pacientes (Spiekermann et al., 1995; Freeman et al., 2001; Fanuscu, Caputo, 2004).

Além disso, acompanhamentos clínicos de 5 anos verificaram alto índice de sobrevida dos implantes (até 100%) no tratamento com *overdentures* mandibulares associadas a dois implantes (Mericske-Stern et al., 1994; Jemt et al., 1996; Naert et al., 1999), indicando esse tipo de tratamento como primeira escolha na reabilitação de indivíduos edêntulos. No entanto, alguns autores recomendam a utilização de mais de dois implantes quando o paciente for dentado maxilar, quando os implantes apresentarem comprimento menor que 8 mm e diâmetro menor que 3,5mm em pacientes com grande força muscular ou na necessidade de maior retenção (Batenburg et al., 1998; Mericske-Stern et al., 2000).

A escolha correta do sistema de retenção também tem um papel importante para o sucesso do tratamento, já que esse consiste no elo mais frágil do sistema de união prótese/implante (Watson et al., 2001). Diversos são os tipos de sistemas de retenção, cada qual com suas vantagens e desvantagens, podendo ser classificados em sistemas esféricos, sistemas barra-clipe e sistemas magnéticos (Karabuda et al., 2002).

Apesar do alto índice de sucesso desse tratamento, falhas como perda do osso marginal na região do implante são passíveis de ocorrer (Sevimay et al., 2005), estando intimamente ligadas à pobre higienização e a fatores biomecânicos, sendo esses relacionados com as características do implante em relação ao formato, ao comprimento, ao diâmetro e ao tratamento de superfície, bem como características do paciente, tais como qualidade e quantidade de tecido ósseo, força mastigatória, condições sistêmicas (Tada et al., 2003) e resiliência da fibromucosa de suporte (Ichikawa et al., 1996). Ainda assim, os mecanismos responsáveis pelas falhas biomecânicas dos implantes não estão completamente

elucidados, e a literatura a respeito das influências de diversos fatores biomecânicos não é conclusiva (Sahin et al., 2002).

Estudos relacionados à biomecânica de próteses implanto-suportadas (Maeda, Wood, 1989; Canay et al., 1996; Federick, Caputo, 1996; Barbier et al., 1998; Teixeira et al., 1998; Kawasaki et al., 2001; Chun et al., 2005) têm mostrado que uma das principais causas da reabsorção óssea é o excesso de carga sobre o implante, já que este, quando da ação de cargas, transmite as tensões geradas diretamente ao osso (Branemark et al., 1977). Alguns fatores podem influenciar na transmissão dos esforços ao tecido ósseo, como o tipo de carga, as propriedades dos materiais do implante e da prótese, a geometria e o tipo de superfície do implante, a qualidade e quantidade do tecido ósseo e a natureza da interface osso-implante (Geng et al., 2001). Além do mais, por existir uma diferença de resiliência entre o implante (20 a 30 μ m) e a fibromucosa (em torno de 500 μ m) ocorre uma concentração de tensão a nível do implante, e essa torna-se maior a medida em que há um aumento na resiliência (flacidez) da fibromucosa (Ichikawa et al., 1996). Payne e Solomons (2000) acreditavam que a utilização de *attachment* do tipo barra-clipe diminuiria esse estresse por possibilitar um movimento vertical e rotacional da *overdenture* em conjunto com a fibromucosa, ao redor do longo eixo da barra. Esse movimento da *overdenture* é necessário para proteger o pilar durante a mastigação e permitir a resiliência da fibromucosa (Payne, Solomons, 2000). No entanto, Menicucci et al. (1998) acreditavam que uma barra rígida conectando dois implantes tende a agir contra esse movimento, resultando maior tensão no osso peri-implantar.

Misch (1999) acreditava que o excesso de carga gera tensão na interface osso-implante, e a forma pela qual esta tensão é transmitida e distribuída ao osso é que determinará os locais e a amplitude da reabsorção óssea.

Kitamura et al. (2005) relataram que a intensidade da carga poderia influenciar na modelação e remodelação do tecido ósseo. Contudo, cargas excessivas são consideradas um fator de risco para que ocorra uma reabsorção descontrolada do tecido ósseo e/ou fratura do implante (Isidor, 1996; Schwarz, 2000). Dessa mesma forma, alguns autores (Watanabe et al., 2003) acreditam que a força oclusal aplicada sobre a prótese durante a mastigação é transmitida ao implante e suportada pelo tecido ósseo e, sendo excessiva, pode ocasionar perda da osseointegração, com infecção microbiana. A direção com que essa força é aplicada também influencia na distribuição da mesma aos tecidos de suporte. Forças oblíquas tendem a causar maior tensão no tecido ósseo, sendo essa de maior magnitude quando o implante encontra-se inclinado (Watanabe et al., 2003).

Com isso, Holmgren et al. (1998) relataram a importância dos estudos de distribuição de tensões ao tecido ósseo incluir não somente forças horizontais e verticais, mas também forças oblíquas, já que dessa forma teríamos uma melhor representação da realidade clínica. Para prevenir essas complicações, é necessário entender onde ocorrem as maiores tensões ao redor do implante (Nagasao et al., 2003).

Estudos relacionados à bioengenharia na área da implantodontia, tem destacado a análise do comportamento biomecânico dos implantes osseointegrados e suas próteses. Com ferramentas da engenharia é possível avaliar

as tensões geradas nos implantes, bem como avaliar as deformações dos componentes protéticos, sendo possível quantificá-las. Tais dados têm extrema importância para o desenvolvimento de novas técnicas e aprimoramento das características dos próprios implantes, de forma que se possam suprir as necessidades clínicas. Clinicamente não é possível estudar a distribuição de tensões em nível ósseo, apenas em nível dos *abutments*, através da análise com *strain gauges*, por exemplo. Entretanto, existem outras metodologias que se baseiam em simulações, como a fotoelasticidade e o método de elementos finitos, que possibilitam melhor compreensão do mecanismo de transmissão e distribuição das tensões e cargas funcionais ao osso via implantes.

Nas *overdentures*, assim como o mecanismo de distribuição de tensões geradas por cargas funcionais aos sistemas de retenção, implantes e tecido ósseo, a influência da espessura e resiliência da fibromucosa na dissipação dessas tensões não estão bem documentados. Isto motivou e justifica a presente investigação.

COMPARAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES ENTRE PRÓTESES TOTAIS E OVERDENTURES IMPLANTO-RETIDAS COM DIFERENTES SISTEMAS DE RETENÇÃO – MEF-2D

3.1 Resumo

Indicação do problema: No tratamento com *overdentures* o mecanismo de transmissão e distribuição das tensões é controverso.

Proposição: Comparar a distribuição das tensões geradas por cargas funcionais em próteses totais convencionais e *overdentures* implanto-retidas com diferentes sistemas de retenção, através do Método de Elementos Finitos bidimensional (MEF-2D).

Materiais e métodos: Foram construídos em um programa de desenho assistido, quatro modelos representativos de mandíbula edêntula, sendo: Grupo A (controle), mandíbula edêntula suporte de prótese total convencional; Grupo B, mandíbula edêntula suporte de *overdenture* com dois implantes ferulizados por meio de barra e clipe plástico; Grupo C, mandíbula edêntula suporte de *overdenture* com dois *abutments* esféricos o’rings em dois implantes independentes; Grupo D, mandíbula edêntula suporte de *overdenture* com dois implantes ferulizados por meio de barra e clipe plástico associados a dois *attachments* esféricos distais do tipo o’ring. Para análise, simulada no programa Ansys, foi aplicada carga vertical de 100N na região dos incisivos centrais inferiores. A análise das tensões principais foi utilizada como critério.

Resultados: O grupo A apresentou os menores valores de tensão máxima (64,305 MPa), seguido dos grupos C (119,006 MPa), D (258,65 MPa) e B (349,873 MPa).

Nos tecidos de suporte o mesmo comportamento foi observado, porém com menor intensidade, sendo o osso cortical superior a região de maior tensão.

Conclusões: O uso de sistemas de retenção aumentou os valores de tensão, sendo que o uso do sistema o'ring em implantes independentes apresentou as menores tensões máximas dentre os três sistemas avaliados, favorecendo inclusive a distribuição de tensões no sistema barra-clipe quando associado a este.

3.2 Abstract

Statement of problem: Stress distribution and transmission mechanisms are controversial in overdenture treatment.

Purpose: Compare stress distribution induced by functional loads on conventional complete dentures and implant-retained overdentures with different attachment systems using Finite Element Analysis (FEA-2D).

Material and Methods: Four representative models of edentulous mandible were constructed on a software; Group A (control), a model of edentulous mandible supporting a complete denture; Group B, a model of edentulous mandible supporting an overdenture retained by two splinted implants connected with bar-clip system; Group C, a model of edentulous mandible supporting an overdenture retained by two unsplinted implants with o’ring system; Group D, a model of edentulous mandible supporting an overdenture retained by two splinted implants connected with bar-clip system associated with two distally o’ring system. Evaluation was performed on Ansys software, with 100N vertical load applied on lower central incisive teeth. The principal stress was used as analysis criteria.

Results: Group A (64.305 MPa) showed the lowest maximum stress values followed by groups C (119.006 MPa), D (258.65 MPa) and B (349.873 MPa). The same trend a little slight was observed regarding supporting tissues. Cortical bone showed the highest stress values.

Conclusions: The use of an attachment system increased stress values. Furthermore, the use of unsplinted implants associated with the o’ring attachment system showed the lowest maximum stress values in comparison to the others

overdenture groups. In addition o'ring system also improved stress distribution when associated with bar-clip system.

3.3 Introdução*

As terapias com implantes osseointegrados aumentaram a gama de possibilidades dos tratamentos protéticos de pacientes edêntulos.¹ A reabilitação com *overdenture* implanto-retida apresenta vantagens sobre o tratamento com prótese total convencional como melhora da retenção e estabilidade, aumentando o conforto e a eficiência mastigatória,^{2,3} tendo influência direta na auto-estima e qualidade de vida do paciente.⁴⁻⁶ Em comparação com o tratamento com prótese implanto-suportada e retida, requer menor número de implantes, o que torna o procedimento cirúrgico menos invasivo e oneroso, além de procedimentos protéticos mais simples, pelo uso de sistemas de retenção pré-fabricados, e de menor custo laboratorial, tornando-o mais acessível a um maior número de pacientes.⁷⁻⁹ Tais características associadas ao alto índice de sucesso indicam o tratamento com *overdenture* mandibular sobre dois implantes como a primeira escolha de tratamento para indivíduos edêntulos.¹⁰

Apesar do alto índice de sucesso registrado com esta alternativa de tratamento, perda óssea na região do osso cortical peri-implantar tem sido registrada, sendo uma das principais causas de falha ou insucesso. A avaliação biomecânica sugere que a principal causa desta reabsorção óssea esteja relacionada ao excesso de carga sobre o implante, já que este, quando submetido à cargas funcionais, transmite as tensões geradas diretamente ao tecido ósseo.¹¹

* O artigo segue as normas do periódico *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, disponível no anexo D.

O excesso de cargas funcionais, dissipadas via sistema de retenção e implantes, gera tensão na interface osso-implante, e a forma pela qual esta tensão é transmitida e distribuída ao osso determinam os locais e a amplitude da reabsorção óssea.¹²

Sendo assim, para um prognóstico favorável é necessária a correta escolha do sistema de retenção a ser utilizado, baseando-se não só na retentividade e custo do sistema, mas principalmente nos aspectos biomecânicos, já que consiste no elo mais frágil do mecanismo de união prótese-implante.¹³

Estudos relacionados à bioengenharia têm destacado a análise do comportamento biomecânico dos implantes osseointegrados e suas próteses. Clinicamente, ainda não é possível estudar a distribuição de tensões em nível ósseo, apenas em nível dos *abutments* através da análise com *strain gauges*,¹⁴ por exemplo. Entretanto, existem outras metodologias que se baseiam em simulações, como a fotoelasticidade^{4,15} e o método de elementos finitos,¹⁶⁻¹⁸ que possibilitam melhor compreensão do mecanismo de transmissão e distribuição das tensões das cargas funcionais ao osso via implantes.¹⁹ No tratamento com *overdentures* o mecanismo de transmissão e distribuição das tensões geradas por cargas funcionais através dos sistemas de retenção e implantes ao osso não está bem documentado em relação à espiantagem ou não dos implantes, apresentando resultados divergentes na literatura.⁹

Em vista do exposto, o objetivo deste estudo foi comparar a distribuição das tensões internas geradas por cargas funcionais centrais em próteses totais convencionais mandibulares e *overdentures* implanto-retidas com diferentes

sistemas de retenção (barra-clipe, o'ring e associação barra-clipe/o'ring), através do Método de Elementos Finitos bidimensional (MEF-2D).

3.4 Material e método

Foram confeccionados quatro modelos matemáticos bidimensionais, representando um corte frontal de uma mandíbula edêntula. Os modelos foram divididos em quatro grupos: Grupo A (controle), modelo de mandíbula edêntula suporte de prótese total convencional; Grupo B, modelo de mandíbula edêntula suporte de *overdenture* com dois implantes ferulizados por meio de barra e clipe plástico; Grupo C, modelo de mandíbula edêntula suporte de *overdenture* com dois *abutments* esféricos o'ring em dois implantes independentes; modelo D, modelo de mandíbula edêntula suporte de *overdenture* com dois implantes ferulizados por meio de barra e clipe plástico associados a dois *attachments* esféricos distais do tipo o'ring.

A mandíbula foi representada por um bloco envolvendo os implantes, quando presentes, e as dimensões do osso cortical e da fibromucosa foram de 0,5mm e 1mm, respectivamente. As dimensões de contorno da prótese e dos dentes artificiais foram obtidas a partir de imagem fotográfica com visão frontal de uma *overdenture* confeccionada sobre modelo mandibular de resina. Foram utilizados implantes de hexágono externo, com dimensões de 3,75mm de diâmetro por 11,5mm de comprimento e plataforma 4,1mm (Master Screw, Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil).

Para montagem do sistema de retenção esférico foram utilizados *abutment* esférico com cinta de 2mm, espaçador plástico, cápsula metálica e o'ring (049071, Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil). Para confecção da barra foram utilizados dois cilindros plásticos UCLA (055021, Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil), barra de plástico e clipe plástico (204000,

Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil). A barra foi fundida em liga de CoCr (CNG Soluções Protéticas, São Paulo, SP, Brasil) segundo procedimentos técnicos laboratoriais padrões, com os implantes posicionados paralelamente e a 20mm de distância entre si. O clipe plástico foi conectado à barra que por sua vez foi unida aos implantes pelos parafusos de retenção, configurando o grupo B. O grupo C foi caracterizado pela cápsula posicionada sobre o *abutment* esférico (049071, Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil) conectado ao implante, com interposição do espaçador plástico. Já o modelo D foi caracterizado pela associação dos modelos B e C.

Os conjuntos foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável em embutidora metalográfica (Arotec PRE 30S, Arotec S.A. Ind. e Com., Cotia, SP, Brasil), e seccionados com o auxílio de uma recortadeira (Isomet, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA). Os conjuntos seccionados incluídos em resina acrílica foram digitalizados por meio de scanner (HP scanjet 2400, Hewlett-Packard Company, Palo Alto, CA, EUA) e as imagens importadas por um programa de desenho assistido (AutoCAD 2005, Autodesk Inc., San Rafael, CA, EUA), na qual foi possível reproduzir as dimensões, o formato, e a relação entre implantes e os componentes protéticos.

Os desenhos dos modelos foram cotados manualmente, sendo cada ponto convertido em coordenadas x e y . As coordenadas foram finalmente importadas para o ambiente do programa de elementos finitos (Ansys 11.0, Swanson Analysis System, Houston, Pa, EUA) como pontos chaves (“*keypoints*”), para análise de tensões.

Os materiais utilizados no estudo foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, e os modelos assumidos em estado plano de deformação (*plane strain*). Foi utilizado o elemento bidimensional *plane 2 (2-D 6-Node Triangular Structural)* que apresenta 6 nós e 3 arestas descrevendo uma parábola para geração da malha de elementos finitos. Os modelos apresentaram um número total de 2826 elementos e 5848 nós para o modelo A, 9778 elementos e 20494 nós para o modelo B, 7890 elementos e 16350 nós para o modelo C e 8872 elementos e 18686 nós para o modelo D (fig. 1).

Para a realização da análise com elementos finitos é necessário atribuir dados das propriedades dos materiais envolvidos no estudo, como o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson. Na tabela 1 encontram-se as propriedades das estruturas e dos materiais utilizados nos modelos.

Para simular uma situação real os modelos foram fixados nas laterais direita e esquerda, permitindo a deflexão da mandíbula.¹⁶ Foi aplicada uma carga vertical não pontual de 100N¹⁶ na região central correspondente aos incisivos centrais inferiores.

Os mapas de tensões obtidos pelo processamento do programa de elementos finitos foram agrupados de acordo com as situações clínicas simuladas (grupos A, B, C e D), a fim de analisar os efeitos que cada condição induz sobre os aparelhos protéticos, as estruturas de suporte, os implantes e componentes dos sistemas de retenção.

3.5. Resultados

Após o processamento dos dados pelo programa de elementos finitos, os mapas de tensão foram obtidos para os grupos A, B, C e D (fig. 2). Áreas pontuais de tensões nas extremidades do osso cortical superior e inferior foram observadas, principalmente no grupo A. A condição de restrição nas laterais dos modelos, faz com que diante de uma aplicação de carga a mandíbula sofra deflexão. Consequentemente, a região do osso cortical superior e inferior são mais requisitadas, levando a uma maior concentração de tensões na extremidade dessa estrutura. Clinicamente essas áreas não estariam tão evidenciadas, e dessa forma, elas devem ser avaliadas com cautela. A tabela 2 mostra os valores e a localização das tensões principais máximas e mínimas nos grupos avaliados, em relação aos mapas de tensões gerais.

Pôde ser observado que o grupo B (sistema barra-clipe) apresentou os maiores valores de tensões, seguido dos grupos D (sistema barra-clipe associado à attachments o' rings distais), C (sistema o'ring) e A (prótese total convencional) (tabela 2).

Nos tecidos de suporte (fibromucosa, osso cortical superior, osso cortical inferior e osso medular), implantes e componentes protéticos, o mesmo comportamento em relação aos valores de tensões foi encontrado, embora nos tecidos de suporte a diferença de tensão entre os sistemas de retenção das *overdentures* tenha sido pequeno (fig. 3).

O osso cortical apresentou os maiores valores de tensão em todos os grupos analisados (fig. 4). Concentrações de tensões no osso cortical superior foram notadas na região distal adjacente aos dois implantes nos grupos B e D. No

sistema o'ring (grupo C) essas áreas de tensões foram observadas tanto na região distal quanto na mesial adjacentes aos implantes.

3.6 Discussão

Em toda análise que utiliza modelos para simulação de um problema físico há uma limitação inerente à reprodução exata das propriedades e características das estruturas reais. Dessa forma, os valores de tensões promovidos nos modelos de elementos finito (FE) não são necessariamente idênticos aos reais.¹⁶ Além disso, o nível de tensão que poderia provocar uma mudança biológica, como reabsorção e deposição óssea são desconhecidas na literatura.^{16,25} Dessa forma esse estudo teve por objetivo comparar a tendência de distribuição de tensões em próteses totais convencionais mandibulares e *overdentures* implanto-retidas com diferentes sistemas de retenção.

Ao se comparar os três sistemas de retenção das *overdentures* com a prótese total, em relação às tensões máximas geradas, pôde-se observar que nos grupos B, C e D as tensões foram mais elevadas que as do grupo A (tabela 2 e fig. 2). Isso pode ter ocorrido, provavelmente, devido à presença dos implantes e dos sistemas de retenção que, de certa forma, limitam a movimentação da prótese. Nos pacientes tratados com *overdentures* maior retenção e estabilidade dessas próteses são obtidas, refletindo em um maior conforto e eficiência mastigatória,^{2,3} e essa maior eficiência mastigatória pode levar a um maior grau de desgaste dos dentes artificiais.^{26,27}

Com relação à distribuição das tensões nos diferentes sistemas de retenção, o sistema barra-clipe (grupo B) apresentou os maiores valores de tensões, seguido do sistema barra-clipe associado à attachments o' rings distais (grupo D) e sistema o' ring (grupo C) (tabela 2).

Mericske-Stern et al.²⁸ comparou coroas telescópicas e conexões do tipo barra em *overdentures* mandibulares retidas por 2 implantes através de transdutores pizoelétricos. Os autores encontraram uma tendência de maior tensão no sistema independente (coroas telescópicas) e um efeito positivo na distribuição de tensões para a conexão rígida por meio de barra. Resultados semelhantes foram observados por Assunção et al.²⁹ que comparou diferentes sistemas de retenção em *overdentures* mandibulares implanto-retidas em modelos de elementos finitos. Entretanto, Kenney e Richards,⁴ avaliando modelos fotoelásticos de *overdentures* implanto-retidas, concluíram que o sistema de retenção o'ring transfere menor tensão para os implantes quando comparado com o sistema barra-clipe. Resultados similares foram encontrados por Tokuhisa et al.,¹⁴ onde o sistema o'ring mostrou-se vantajoso em relação aos sistemas barra-clipe e magnético. Outros estudos^{16,17,25,30} também mostraram menores valores de tensões em *overdentures* retidas por sistema de retenção resilientes (o'ring), corroborando com o presente estudo.

Nesse estudo, os menores valores de tensões encontrados para o sistema o'ring (tabela 2) pode ser resultado da flexibilidade e resiliência proporcionada pela borracha do sistema e pelo espaçador utilizado durante a montagem do sistema, além do efeito de absorção de tensão do componente fêmea (borracha), reduzindo dessa forma as tensões nos implantes e componentes protéticos, e conseqüentemente nos tecidos de suporte¹⁴ (figs. 3 e 4).

Por outro lado, Celik e Uludag,³¹ avaliando o efeito de diferentes sistemas de retenção na distribuição de tensões em *overdentures* implanto-retidas, observaram que a esplitagem dos implantes favorece a transferência de tensões.

Os autores encontraram menores valores de tensões no sistema barra-clipe associado à *attachments* resilientes distais quando comparado com o sistema barra-clipe, concordando com o presente estudo (tabela 2 e fig. 3). O uso de *attachments* distais no sistema barra clipe cria uma linha de fulcro nessa porção mais distal, fazendo com que a prótese rotacione antero-posteriormente ao redor desse fulcro, e devido ao módulo de elasticidade da matriz resiliente do sistema bola, a magnitude da tensão nos implantes é reduzida.³¹ Esses resultados estão de acordo com os encontrados por Ben-Ur et al.³²

Em relação à localização das tensões, enquanto que no grupo A ela se localizou mais sob a região de aplicação da carga, nos grupos B, C e D, as tensões se localizaram mais nos implantes, principalmente na região peri-implantar no osso cortical (fig. 2). Isso pode ser resultado do mecanismo de transferência de tensões que ocorre no complexo osso-implante.³³ É possível que as tensões induzidas pela carga oclusal sejam transferidas inicialmente dos implantes para o osso cortical, enquanto que uma pequena quantidade das tensões remanescentes é distribuída para o osso medular na região apical. Isso também ocorre devido ao maior módulo de elasticidade do osso cortical em relação ao osso medular^{16,33} e também pela maior habilidade desse em transferir tensões.³³ Esses achados concordam com estudos *in vitro*^{16-18,34} que verificaram maior concentração de tensões no osso cortical ao redor dos implantes, e estudos *in vivo*^{22,35} que demonstraram maior perda óssea na região ao redor do pescoço do implante.

Comparando as tensões no osso cortical nos diferentes grupos das *overdentures*, observou-se maior pico de concentração de tensões nos grupos em que os implantes encontravam-se esplintados (grupos B e D) (fig. 4). Isso

provavelmente ocorre como resultado da deformação mandibular durante a aplicação da carga, a qual cria torção na parte central da mandíbula.¹⁷ No grupo C, os implantes por estarem independentes podem seguir a distorção do tecido ósseo sem afetá-lo.¹⁷ Entretanto, com o sistema barra-clipe, a conexão rígida da barra entre os implantes tende a agir contra esse movimento, gerando maiores valores de tensões ao redor dos implantes.¹⁷

Nos modelos de elementos finitos, quando os implantes foram conectados pela barra (grupos B e D), houve maior concentração de tensões na região do osso cortical distal aos implantes (fig. 4, modelos B e D). Essa localização poderia ser explicada pela deflexão da mandíbula como resultado de cargas verticais.¹⁶ No caso em que os implantes estão independentes (grupo C), esses são capazes de se aproximar um em relação ao outro quando do movimento de deflexão mandibular.¹⁶ Dessa forma, as tensões no osso cortical são transmitidas tanto no lado distal quanto mesial dos implantes^{16,17} (fig. 4, modelo C). Entretanto, quando os implantes estão unidos por barra esse movimento não ocorre.¹⁶ Essa tendência corrobora com os achados de Hobkirk e Schwab,³⁶ que conduziram um estudo *in vivo* da deformação mandibular em casos de implantes esplintados, e por Meijer et al.¹⁶ e Menicucci et al.¹⁷ em seus estudos de FE.

Sendo a distribuição das tensões um fator importante na reabsorção óssea quando dos tratamentos reabilitadores protéticos com implantes,¹⁸ é desejável um sistema que as transmita de forma mais equilibrada, a fim de haver maior preservação óssea e melhor prognóstico do tratamento.

No entanto, apesar do sistema esférico ter demonstrado melhor comportamento biomecânico em relação ao sistema barra-clipe, outros aspectos

devem ser levados em consideração na escolha de um sistema para overdenture, tais como espaço intermaxilar disponível,³⁷ a disposição dos implantes,³⁸ a durabilidade e necessidade de manutenção,³⁹ que de acordo com MacEntee et al.⁴⁰ são mais frequentes para o sistema bola, quando comparado com o sistema barra-clipe, entre outros.

3.7 Conclusão

Com base nos resultados observados e dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que:

- Nas *overdentures* implanto-retidas foram observados os maiores valores de tensões quando comparado com as próteses totais convencionais.
- Os sistemas de retenção produziram características diferentes na distribuição das tensões, que se concentraram principalmente na região peri-implantar, ao redor do colo dos implantes.
- No sistema o'ring (grupo C) menores valores de tensões foram observados nos implantes, componentes protéticos e tecidos de suporte, seguido do sistema barra clipe associado à attachments distais (grupo D) e sistema barra-clipe (grupo B).
- Em relação à distribuição das tensões, o uso do sistema o'ring favoreceu a transmissão de cargas oclusais, favorecendo inclusive a distribuição de tensões no sistema barra-clipe quando associado a este.

Agradecimentos

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio financeiro (Processos n° 06/52230-6 e 06/59770-6).

3.8 Referências

- 1- Fitzpatrick B. Standard of care for the edentulous mandible: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2006; 95:71-78.
- 2- Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 2002; 15:575-581.
- 3- Awad MA, Lund JP, Dufresne E, Feine JS. Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment. *Int J Prosthodont* 2003; 16:117-122.
- 4- Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 1998; 80:559-564.
- 5- de Oliveira TRC, Frigeiro MLMA. Association between nutrition and the prosthetic condition in edentulous elderly. *Gerodontology* 2004; 24:205-208.
- 6- Heydecke G, Thomason JM, Lund JP, Feine JS. The impact of conventional and implant supported prostheses on social and sexual activities in edentulous adults. Results from a randomized trial 2 months after treatment. *J Dent* 2005; 33:649-657.
- 7- Spiekermann H, Jansen UK, Richter EJ. A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:231-243.
- 8- Freeman C, Brook I, Joshi R. Long term follow-up of implant-stabilized overdentures. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2001; 9:147-150.

- 9- Fanuscu MI, Caputo AA. Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. *J Prosthodont* 2004; 13:214-220.
- 10- Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chechade A, Duncan WJ, Gizani S et al. The McGill consensus statment on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standart of care for edentulous patient. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17:601-602.
- 11- Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977; 16:1-132.
- 12- Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. Saint Louis: Mosby; 1999.
- 13- Watson CJ, Tinsley D, Sharma S. Implant complications and failures: the complete overdenture. *Dent Update* 2001; 28:234-238, 240.
- 14- Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In vitro study of mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont* 2003; 16:128-134.
- 15- Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 624-632.

- 16-Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence on superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992; 68:96-102.
- 17-Meniccuci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13:369-376.
- 18-Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil* 2005; 32:193-205.
- 19-Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - a review. *J Dent* 2002; 30:271-282.
- 20-Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont* 2007; 20:193-198.
- 21-Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992; 68:421-427.
- 22-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 dog. *J Oral Rehabil* 1998; 25:847-858.
- 23-Sertgoz A, Gunever S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996; 76:165-169.

- 24- Caglar A, Aydin C, Ozen, J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21:36-44.
- 25- Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys* (2007), doi: 10.1016/j.medengphy.2007.02.005
- 26- von Fraunhofer JA, Razavi R, Khan Z. Wear characteristics of high-strength denture teeth. *J Prosthet Dent* 1988; 59:173-175.
- 27- Hirano S, May KB, Wagner WC, Hacker CH. In vitro wear of resin denture teeth. *J Prosthet Dent* 1998; 79:152-153.
- 28- Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7:387-396.
- 29- Assunção WG, Tabata LF, Barão VAR, Rocha EP. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *J Oral Rehabil* 2007 (no prelo).
- 30- Porter JA, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17:651-662.
- 31- Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 2007; 97:229-235.

- 32- Ben-Ur Z, Gorfil C, Shifman A. Anterior implant-supported overdentures. *Quintessence Int* 1996; 27:603-606.
- 33- Yokohama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20:578-583.
- 34- Chao YL, Meijer HJ, van Oort RP, Versteegh PAM. The incomprehensible success of the implant stabilized overdenture in the edentulous mandible: a literature review on transfer of chewing forces to bone surrounding implants. *Eur J Prosthodont Res Dent* 1995; 3:255-261.
- 35- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10:387-416.
- 36- Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6:319-328.
- 37- Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and occlusal rehabilitation. Japan: Quintessence; 1991.
- 38- Walmsley AD. Magnetic retention in prosthesis dentistry. *Dent Update* 2002; 29:428-433.
- 39- Ichikawa T, Horiuchi M, Wigianto R, Matsumoto N. In vitro study of mandibular implant-retained overdentures: the influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue. *Int J Prosthodont* 1996; 9:394-399.
- 40- MacEntee MI, Walton JN, Glick N. A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained

complete overdentures: Three-year results. J Prosthet Dent 2005; 93:28-37.

Tabelas

Tabela 1. Propriedades mecânicas dos materiais

Materiais	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referência
Dente de resina	3000	0,35	Tanino et al. (2007) ²⁰
Resina acrílica	3000	0,35	Tanino et al. (2007) ²⁰
Mucosa	680	0,45	Ko et al. (1992) ²¹
Osso cortical	13700	0,3	Barbier et al. (1998) ²²
Osso medular	1370	0,3	Barbier et al. (1998) ²²
Implante (Ti-6Al-4V)	103400	0,35	Sertgoz e Gunever (1996) ²³
Liga de Co-Cr	218000	0,33	Caglar et al. (2006) ²⁴
Aço inoxidável	19000	0,31	Fabricante*
Clipe plástico	3000	0,28	Fabricante*
Borracha do O'ring	5	0,45	Chun et al. (2005) ¹⁸

* Comunicação pessoal

Tabela 2. Valores e localização das tensões principais (MPa) máxima e mínima nos grupos A, B, C e D.

Mapa de tensões (MPa)				
Grupo	Tensão máxima	Localização	Tensão mínima	Localização
A	64,305	osso cortical superior	0,452	osso cortical inferior
B	349,873	região de contato da barra com o implante esquerdo na sua porção mesial	~0,003	região superior da barra do lado esquerdo
C	119,006	cápsula do <i>abutment</i> esquerdo	~0,013	o'ring esquerdo
D	258,65	região de contato da barra com o implante esquerdo na sua porção mesial	~0	região superior da barra do lado direito

Figuras

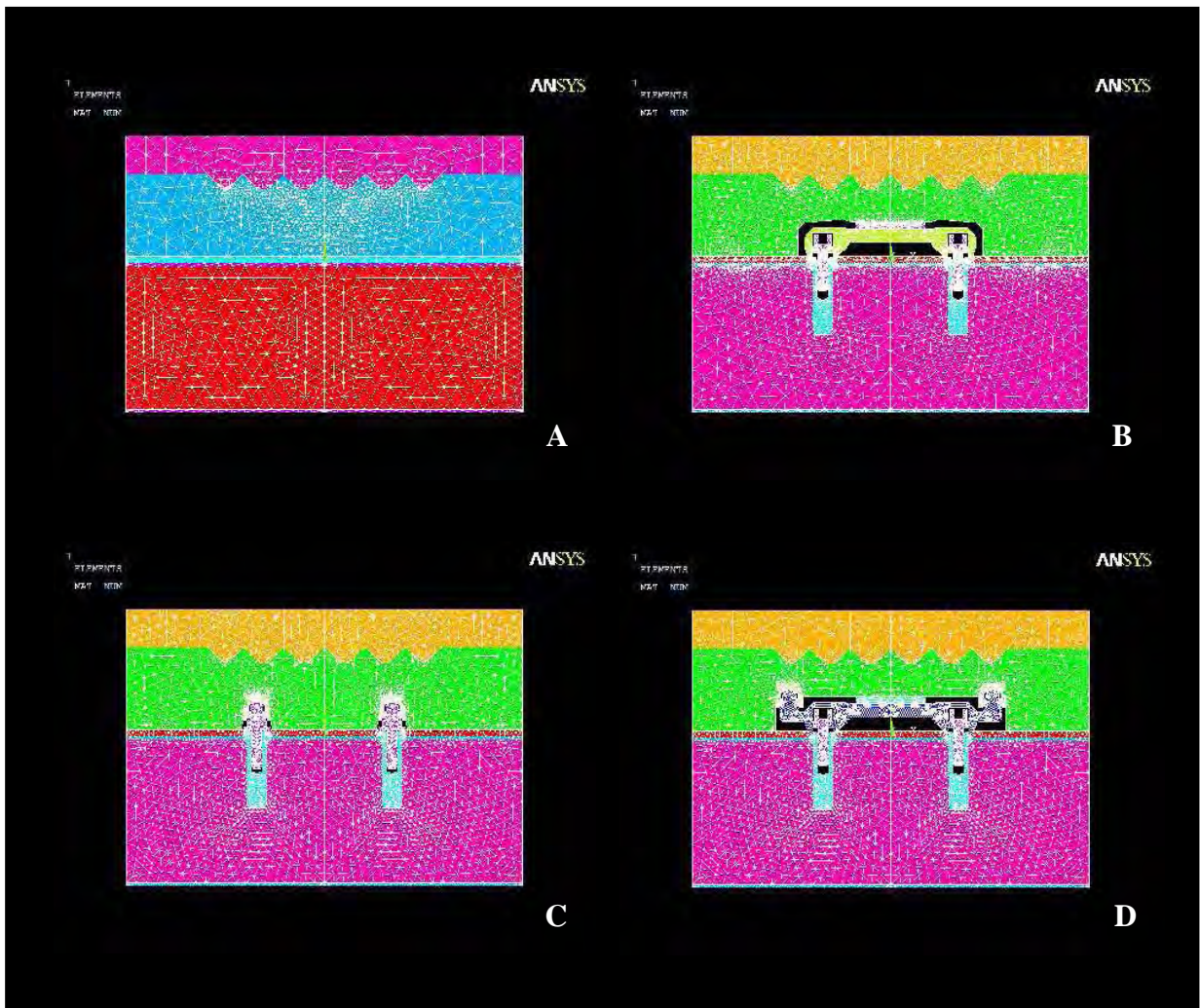


Fig. 1. Malha de elementos finitos nos modelos de mandibula edêntula. **A**, prótese total convencional – modelo A (2826 elementos e 5848 nós). **B**, *overdenture* com dois implantes ferulizados por meio de barra e clipe plástico – modelo B (9778 elementos e 20494 nós). **C**, *overdenture* com dois *abutments* esféricos o’rings em dois implantes independentes – modelo C (7890 elementos e 16350 nós). **D**, *overdenture* com dois implantes ferulizados por meio de barra e clipe plástico associados a dois *attachments* esféricos distais do tipo o’ring – modelo D (8872 elementos e 18686 nós).

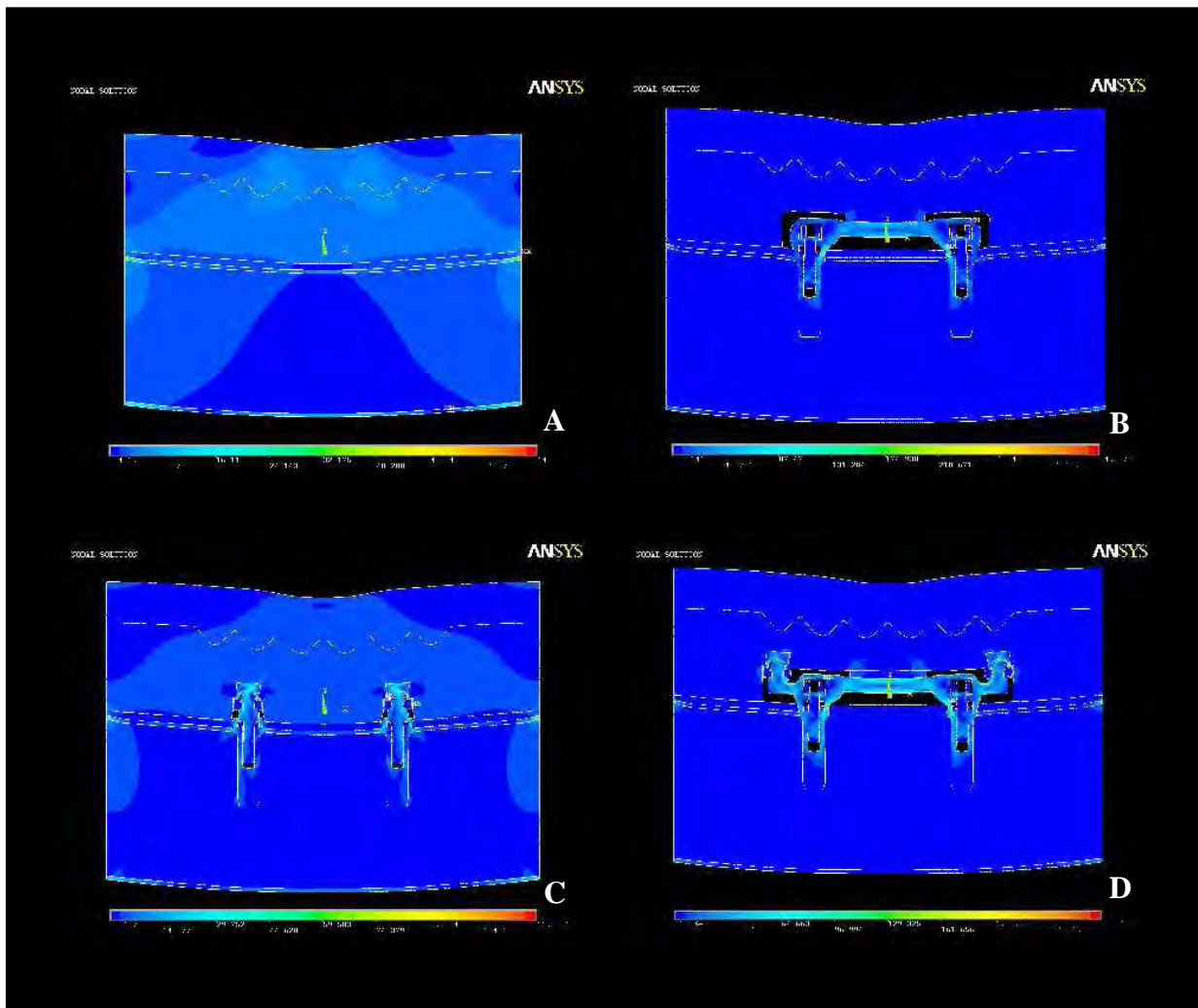


Fig. 2. Distribuição das tensões principais (MPa). **A**, modelo A (prótese total convencional). **B**, modelo B (*overdenture* – sistema barra/clipe). **C**, modelo C (*overdenture* – sistema o’ring). **D**, modelo D (*overdenture* – sistema barra/clipe associado a dois o’rings distais). As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

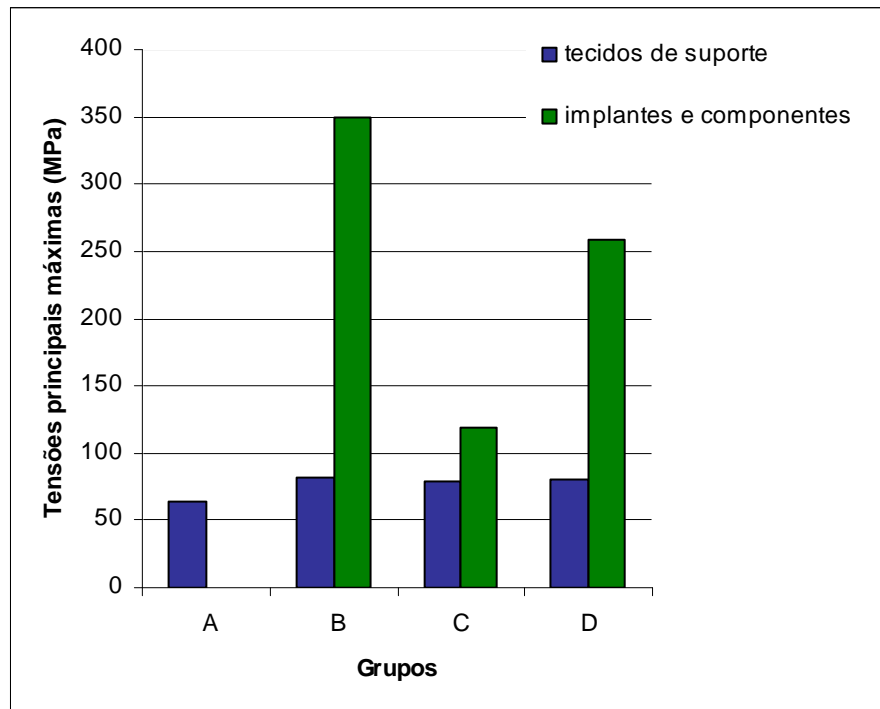


Fig. 3. Valores das tensões principais máximas (MPa) nos tecidos de suporte e nos implantes e componentes protéticos nos diferentes grupos avaliados.

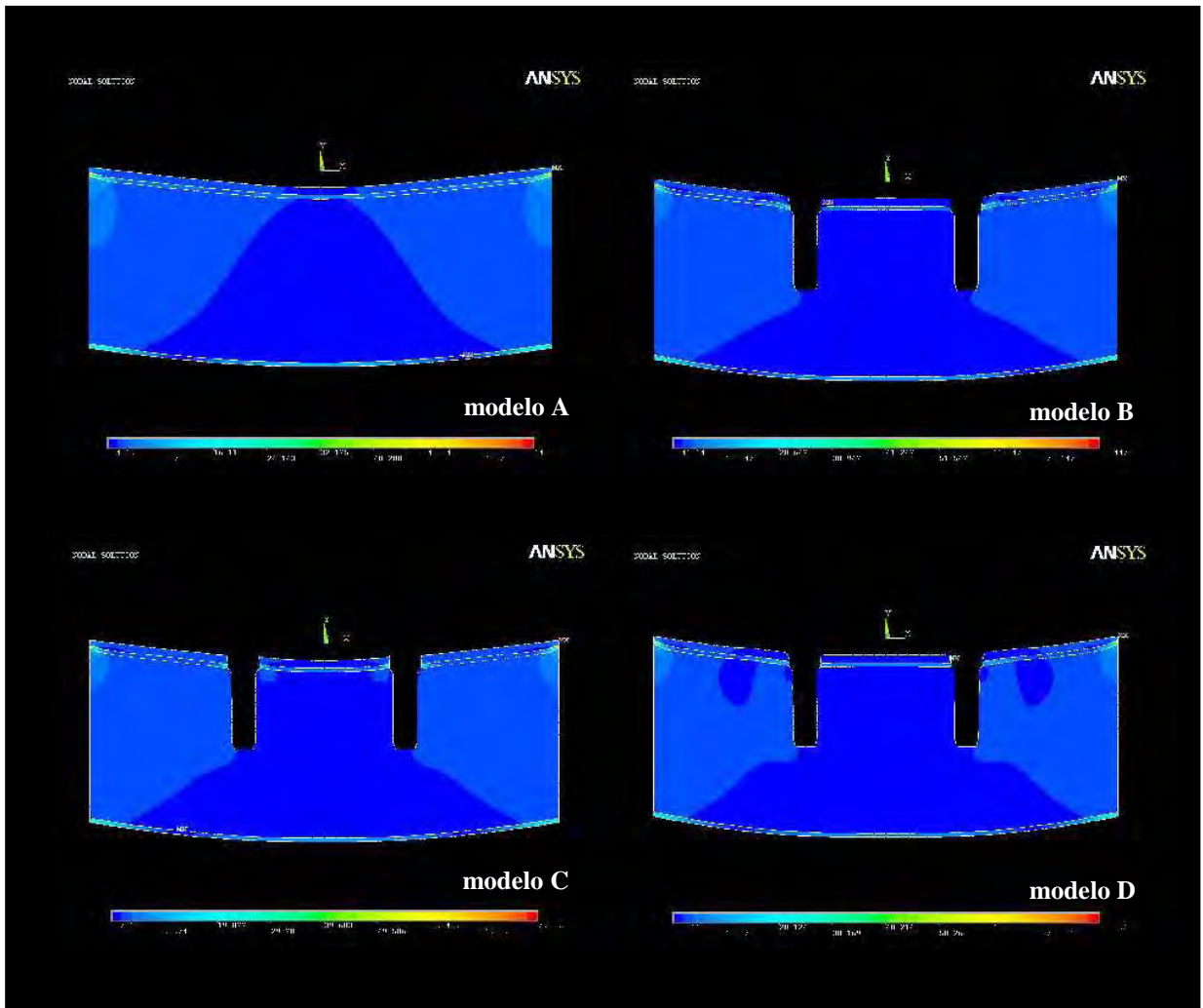


Fig. 4. Distribuição das tensões principais (MPa) nos tecidos de suporte dos modelos A, B, C e D. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

**COMPARAÇÃO DAS TENSÕES INTERNAS EM PRÓTESES TOTAIS
CONVENCIONAIS E OVERDENTURES IMPLANTO-RETIDAS COM
RELAÇÃO A DIFERENTES ESPESSURAS E RESILIÊNCIAS DA
FIBROMUCOSA DE SUPORTE**

2.1 Resumo

O objetivo deste estudo foi analisar, por meio do método de elementos finitos bidimensional, a influência da espessura e resiliência da fibromucosa na distribuição das tensões induzidas por próteses totais e *overdentures* implanto-retidas. Foram construídos, no programa AutoCAD, modelos representativos de mandíbula edêntula, sendo: Grupo PT, modelo de mandíbula edêntula suporte de prótese total convencional; Grupo IO, modelo de mandíbula edêntula suporte de *overdenture* com dois *abutments* esféricos o-rings em dois implantes independentes. Em cada grupo a fibromucosa assumiu três características de espessura (1, 3 e 5mm), nas resiliências dura, resiliente e flácida, respectivamente. Para análise, realizada no programa Ansys, foi aplicada carga vertical de 100N na região central. A análise das tensões principais foi utilizada como critério. O grupo IO apresentou os maiores valores de tensões, independente da espessura e resiliência da fibromucosa. Com o aumento da espessura e resiliência da fibromucosa, houve uma diminuição nos valores de tensões nos tecidos de suporte em ambos os grupos, sendo que o osso cortical mostrou os maiores valores de tensões. Pôde-se concluir que a utilização de sistema de retenção em próteses completas aumentou os valores de tensões, e que a espessura e resiliência da fibromucosa exercem um papel importante na intensidade das tensões.

2.2 Abstract

The aim of this study was to evaluate the effect of different mucosa thickness and resilience on stress distribution of complete dentures and implant-retained overdentures using a two-dimensional finite element analysis. Representative models of edentulous mandible were constructed on AutoCAD software according to groups characteristics. In group PT a model of edentulous mandible supporting a complete denture was obtained while in group IO, a model of edentulous mandible supporting an overdenture over two unsplinted implants with o'ring system was constructed. In each group, mucosa assumed three characteristics of thickness (1, 3 and 5mm) in the resiliences hard, resilient and soft, respectively. Evaluation was performed on Ansys software, with 100N vertical load applied on central incisive teeth. The principal stress was used as analysis criteria. Group IO showed higher stress values than group PT regardless thickness and resilience of mucosa. Stress decreased at supporting tissues in both groups as the thickness and resilience of mucosa increased. In relation to supporting tissues, cortical bone showed the highest stress values. It was concluded that the use of an attachment system increases stress values and the thickness and resilience of mucosa are great influence on stress values.

2.3 Introdução*

A falta de retenção e estabilidade da prótese são uma das maiores reclamações dos pacientes edêntulos (Meijer et al. 1992). Contudo, a reabilitação oral desses indivíduos, sobretudo aqueles que apresentam extensa reabsorção do rebordo residual, tem apresentado grande melhora devido aos avanços na implantodontia (Karabuda et al. 2002). A partir do desenvolvimento dos implantes osseointegrados houve uma revolução na reabilitação protética, já que os implantes permitiram a colocação de pilares de suporte em regiões desdentadas, oferecendo novas alternativas de tratamento para pacientes desdentados parciais ou totais. O tratamento com implantes osseointegráveis tem-se tornado confiável na medida em que os estudos clínicos têm mostrado altas taxas de sucesso (Adell et al. 1981; Buser et al. 1997; Batenburg et al. 1998; Weibrich et al. 2001; Espósito et al. 2005).

Diversas são as formas de tratamento para mandíbula edêntula, sendo as próteses totais convencionais o tratamento clássico. A utilização da *overdenture* apresenta uma série de vantagens em relação à prótese convencional como, preservação do osso alveolar (Atwood & Coy 1971; Tallgren 1972), melhora da retenção e estabilidade da prótese e conseqüentemente aumento da força e eficiência mastigatória (Stellingsma et al. 2005), refletindo em maior segurança no uso da prótese, aumentando a auto-estima e melhorando a qualidade de vida do indivíduo (Kenney & Richards 1998).

* O artigo segue as normas do periódico *Clinical Oral Implants Research*, disponível no anexo E.

Além dessas vantagens, algumas pesquisas relatam grande sucesso no tratamento com *overdentures* mandibulares associadas a dois implantes (Mericske-Stern et al. 1994; Jemt et al. 1996; Naert et al. 1999). Por esses motivos existe uma tendência de que esse tipo de tratamento seja a primeira escolha na reabilitação de indivíduos edêntulos.

Apesar do alto índice de sucesso desse tratamento, falhas como perda do osso marginal na região do implante são passíveis de ocorrer e são consideradas frustrantes para o paciente e para o profissional (Sevimay et al. 2005). Essas estão intimamente ligadas à pobre higienização e a fatores biomecânicos, sendo esses relacionados com as características do implante em relação ao formato, ao comprimento, ao diâmetro e ao tratamento de superfície, bem como características do paciente, tais como qualidade e quantidade de tecido ósseo, força mastigatória, condições sistêmicas (Tada et al. 2003) e a resiliência da fibromucosa de suporte (Ichikawa et al. 1996). Ichikawa et al., afirmaram que por existir uma diferença de resiliência entre o implante (20 a 30 μ m) e a fibromucosa (em torno de 500 μ m) ocorre uma concentração de tensão a nível do implante, e essa torna-se maior a medida em que há um aumento na resiliência (flacidez) da fibromucosa. Ainda assim, os mecanismos responsáveis pelas falhas biomecânicas dos implantes não estão completamente elucidados, e a literatura a respeito das influências de diversos fatores biomecânicos não é conclusiva (Sahin et al. 2002).

Estudos na área da bioengenharia têm destacado a análise do comportamento biomecânico dos implantes osseointegrados e suas próteses (Barbier et al. 1998; Meniccuci et al. 1998; Fanuscu & Caputo 2004; Chun et al.

2005; Dass et al. 2007). Com ferramentas da engenharia é possível avaliar as tensões geradas nos implantes e as deformações dos componentes protéticos, sendo possível quantificá-las. Clinicamente não é possível estudar a distribuição de tensões em nível ósseo, apenas em nível dos *abutments*, através da análise com *strain gauges* (Tokuhisa et al. 2003), por exemplo. Entretanto, existem outras metodologias que se baseiam em simulações, como a fotoelasticidade (Federick & Caputo 1996) e o método de elementos finitos (Meijer et al. 1992; Menicucci et al. 1998; Chun et al. 2005), que possibilitam melhor compreensão do mecanismo de transmissão e distribuição das tensões de cargas funcionais ao osso via implantes (Sahin et al. 2002).

Em relação ao tratamento com *overdentures*, este mecanismo de transmissão e distribuição das tensões geradas por cargas funcionais através dos sistemas de retenção e implantes ao osso (Fanusco & Caputo 2004), e a relação entre a resiliência e espessura da fibromucosa com a dissipação dessas tensões não estão bem documentados. Dessa forma, o objetivo deste estudo foi comparar a distribuição das tensões geradas por cargas funcionais em próteses totais mandibulares convencionais e *overdentures* implanto-retidas com sistema de retenção do tipo o'ring, variando a espessura e resiliência da fibromucosa de suporte, por meio do Método de Elementos Finitos bidimensional (MEF-2D).

2.4 Material e método

Modelos de elementos finitos representando um corte frontal de uma mandíbula edêntula foram construídos em duas situações: Grupo PT, modelo de mandíbula edêntula suporte de prótese total convencional; Grupo IO, modelo de mandíbula edêntula suporte de *overdenture* com dois *abutments* esféricos o’rings em dois implantes independentes. Para cada grupo a fibromucosa assumiu três características de espessura (1, 3 e 5mm) nas resiliências dura, resiliente e flácida, respectivamente, definidos pelos diferentes módulos de elasticidade da mesma. A fibromucosa, a base protética e os dentes artificiais foram representados em todos os modelos, e para o grupo IO, implantes e componentes protéticos (sistema de retenção) também foram representados.

O contorno da prótese foi obtido a partir da imagem frontal de um modelo de prótese total mandibular. O osso cortical e o osso trabecular foram representados com uma espessura de 0,5mm e 20mm, respectivamente. Dois implantes de hexágono externo (Master Screw, Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil) (3,75mm x 11,5mm) foram posicionados na região anterior do grupo IO.

Para o grupo IO, o sistema de retenção o’ring (049071, Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil) foi conectado ao implante e o conjunto submetido ao processo de embutimento em resina acrílica autopolimerizável (Jet, Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo, SP, Brasil), por meio de uma embutidora metalográfica (Arotec PRE 30S, Arotec S.A. Ind. e Com., Cotia, SP, Brasil).

O conjunto implante/sistema de retenção foi seccionado longitudinalmente usando uma recortadeira (Isomet 1000 Precision Saw, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) e uma imagem digital a partir do *scanner* (HP scanjet 2400, Hewlett-Packard Company, Palo Alto, CA, EUA) foi obtida com o objetivo de criar o modelo de elementos finitos de acordo com as estruturas internas e a relação entre o implante e os componentes protéticos. A imagem digitalizada foi importada por um programa de desenho assistido (AutoCAD 2005, Autodesk Inc., San Rafael, CA, EUA) e acrescidos os tecidos de suporte e a *overdenture*, e os dados em relação às dimensões do tecido ósseo, implante, componentes e prótese foram adicionados no *software* (AutoCAD 2005, Autodesk Inc.) para construção dos modelos.

O desenho dos modelos foram manualmente cotados e cada ponto convertido em coordenadas x e y . As coordenadas foram importadas no programa de elementos finitos (Ansys 11.0, Swanson Analysis System, Houston, Pa, EUA) como pontos chave (“*keypoints*”).

Oito diferentes tipos de materiais foram usados para os dois modelos: dente de resina, resina acrílica, fibromucosa, osso cortical, osso medular, liga de titânio, aço inoxidável e borracha do o’ring. Cada estrutura foi subdividida em elementos menores, sendo utilizado o elemento bidimensional *plane 2 (2-D 6-Node Triangular Structural)* que apresenta 6 nós e 3 arestas descrevendo uma parábola para geração da malha de elementos finitos. Os modelos do grupo PT apresentaram um total de 2826 elementos e 5848 nós no modelo com fibromucosa de 1mm de espessura, 2312 elementos e 4802 nós com a fibromucosa de 3mm e 2006 elementos e 4184 nós com a fibromucosa de 5mm (Fig. 1). Para o grupo IO,

os modelos apresentaram 9778, 9306, 8758 elementos e 16350, 16184, 15958 nós nos modelos com fibromucosa de 1, 3 e 5mm de espessura (Fig. 2), respectivamente.

Quando o modelo é assumido como sendo bidimensional, o eixo z (terceira dimensão) deve ser especificado como sendo uma condição de tensão plana (*plane-stress*) ou deformação plana (*plane-strain*). Na tensão plana o modelo assume com sendo fino o suficiente, de forma que não ocorre tensão na direção z , apesar de haver alguma deformação nessa direção. Na deformação plana o modelo assume sendo infinitamente espesso, de forma que não ocorre deformação na direção z , mas alguma tensão é desenvolvida nessa direção (Saab et al. 2007). Para esse estudo, a condição de deformação plana ($\varepsilon_z = 0$ and $\sigma_z \neq 0$) foi usada nos modelos.

Na falta de informações em relação às propriedades orgânicas do osso cortical, osso trabecular e fibromucosa, eles foram assumidos como sendo homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos (Lotz et al. 1991, Akça & Iplikçioğlu 2001), tão quanto os outros materiais usados nesse estudo. As propriedades dos materiais encontram-se listadas na tabela 1.

Os modelos foram fixados nas laterais permitindo o movimento de deflexão da mandíbula, como esperado clinicamente (Meijer et al. 1992). Foi aplicada uma carga vertical de 100N (Meijer et al. 1992) na região central correspondente aos incisivos centrais inferiores.

As tensões principais para os modelos de elementos finitos foram avaliadas numericamente, e uma escala de cor foi obtida para comparar os dados.

2.5 Resultados

As figuras 3 e 4 mostram os mapas gerais de tensões para os modelos dos grupos PT e IO, respectivamente, e suas variações de espessura e resiliência da fibromucosa. No grupo PT as áreas de maiores tensões máximas se localizaram na região do osso cortical superior e inferior. No grupo IO a região da cápsula esquerda foi a área de maior concentração de tensões. Em ambos os grupos, áreas pontuais de tensões nas extremidades do osso cortical superior e inferior foram observadas, sendo essas mais evidenciadas no grupo PT.

Em todas as condições de espessura e resiliência da fibromucosa, o grupo IO apresentou os maiores valores de tensões máximas (Figs. 3, 4 e 5). A figura 5 ilustra a variação de tensões máximas nos mapas gerais para os grupos dentro de cada condição de espessura e resiliência da fibromucosa. Enquanto que no grupo PT houve uma redução nos valores de tensões máximas com o aumento da espessura e resiliência da fibromucosa, no grupo IO essas tensões elevaram-se.

Na análise individual dos tecidos de suporte (fibromucosa, osso cortical superior, osso cortical inferior e osso medular), com o aumento da espessura e resiliência da fibromucosa houve uma diminuição nos valores de tensões em ambos os grupos (Fig. 6). Além do mais, independente da espessura e resiliência da fibromucosa, o grupo IO apresentou os maiores valores de tensões (Fig. 6).

Em relação aos tecidos de suporte, os maiores valores de tensão se localizaram no osso cortical em ambos os grupos analisados, independente da espessura e resiliência da fibromucosa (Figs. 7 e 8). No grupo IO, as concentrações de tensões se localizaram principalmente na região peri-implantar

do osso cortical, tanto do lado mesial quanto distal de ambos os implantes (Fig. 8).

2.6 Discussão

Ao se comparar os modelos do grupo IO com os do grupo PT, em relação às tensões máximas geradas, pôde-se observar que no grupo da *overdenture* as tensões foram mais elevadas que no grupo da prótese total (Figs. 3, 4 e 5). Isso ocorreu devido à presença dos implantes e do sistema de retenção presentes no grupo IO, que por apresentar maior grau de rigidez limitam a movimentação da prótese. Além do mais, as áreas de tensões máximas nesse grupo se localizaram na região da cápsula do sistema o'ring, podendo essa tendência ser atribuída ao design da cápsula e sua relação com o implante que apresenta elevado módulo de elasticidade.

Enquanto que no grupo PT houve uma diminuição nos valores de tensões máximas nos mapas gerais com o aumento da espessura e resiliência da fibromucosa, no grupo IO esses valores aumentaram (Fig. 5).

Tanino et al. avaliaram o efeito de sistemas de retenção com absorção de tensões em *overdentures* maxilares implanto-retidas, variando a espessura e resiliência do material de absorção de tensões. Observaram uma redução das tensões na utilização do material com 3mm de espessura quando comparado com o de 1mm. Além disso, com a diminuição do módulo de elasticidade encontraram uma redução nos valores de tensões. Esses resultados corroboram com os do presente estudo, em relação ao grupo PT, já que com a diminuição do módulo de elasticidade da fibromucosa (aumento da resiliência), diminuíram os valores de tensões (Fig. 5). Entretanto, nos modelos do grupo IO essa tendência não foi encontrada.

Quando da aplicação de uma força, a cápsula do sistema o'ring tende a ir de encontro com o *abutment* do mesmo sistema, sendo esse movimento limitado até que haja contato entre essas partes. Como fibromucosas mais resilientes permitem maior intrusão da prótese, essas acabariam gerando maior concentração de tensões nos componentes do sistema de retenção. Além disso, as maiores tensões na região dos implantes ocorre devido à diferença de resiliência entre o implante (20 a 30 μ m) e a fibromucosa (em torno de 500 μ m) (Ichikawa et al. 1996). Dessa forma, maior resiliência da fibromucosa aumentaria os valores de tensões nos implantes (Ichikawa et al. 1996), o que em situações clínicas reforçam a necessidade da confecção de próteses com maior cobertura da área de suporte na tentativa de reduzir esse efeito.

Em relação aos tecidos de suporte, em ambos os grupos, com o aumento da espessura e resiliência da fibromucosa houve uma diminuição nos valores de tensões (Fig. 6), apesar do grupo IO ter apresentado os maiores valores nesses tecidos em todas as condições da fibromucosa.

Assad et al. em um estudo clínico compararam *overdentures* mandibulares muco-suportadas (sistema de retenção magnético) com *overdentures* implanto-muco-suportadas (sistema de retenção barra-clipe) em relação ao nível de reabsorção óssea. Os pacientes tratados com *overdentures* suportadas principalmente por mucosa apresentaram menores níveis de reabsorção na região distal aos implantes. De certa forma esses resultados concordam com os do presente estudo, já que o grupo IO (prótese implanto-muco-suportada) apresentou maiores valores de tensões máximas nos tecidos de suporte quando comparado com o grupo PT (prótese muco-suportada) (Fig. 6). Assim, maior nível de

reabsorção ocorreria no grupo IO, já que quanto maior o valor de tensão no tecido ósseo, maior é a tendência à reabsorção (Meniccuci et al. 1998).

A tendência de diminuição dos valores de tensões máximas nos tecidos de suporte com o aumento da espessura e resiliência da fibromucosa poderia ser explicada pelo fato de que estruturas mais resilientes (no caso, fibromucosa mais flácida) absorvem mais os choques gerados pelo carregamento (Tanino et al. 2007), ou seja, fibromucosas mais flácidas aliviarão as tensões no tecido ósseo.

Song et al. analisaram o efeito de diferentes espessuras de mucosa na absorção de energia em próteses totais mandibulares, através do método de elementos finitos tridimensional, e observaram que com o aumento dessa espessura há uma maior absorção de energia, diminuindo a deformação do tecido ósseo subjacente. Dessa forma, mucosas mais espessas tendem a proteger o tecido ósseo, reduzindo a reabsorção do mesmo. De maneira geral, esses resultados concordam com os achados do presente estudo, já que mucosas mais espessas e resilientes aliviarão as tensões nos tecidos de suporte, principalmente no osso cortical (Figs. 6, 7 e 8).

Em relação à localização das tensões nos tecidos de suporte, maior concentração de tensões foi observada no osso cortical, em ambos os grupos (Figs. 7 e 8). A condição de restrição nas laterais dos modelos, faz com que diante da aplicação de uma carga a mandíbula sofra deflexão. Consequentemente, a região do osso cortical superior e inferior são mais requisitadas, levando a uma maior concentração de tensões na extremidade dessa estrutura. Clinicamente essas áreas não estariam tão evidenciadas, e dessa forma, elas devem ser avaliadas com

cautela. Dessa forma, uma análise geral do osso cortical foi feita, não se restringindo somente às laterais dos modelos.

No grupo IO essas áreas foram mais evidentes na região peri-implantar (Fig. 8), sendo isso resultado do mecanismo de transferência de tensões que ocorre no complexo osso-implante (Yokohama et al. 2005). É possível que as tensões induzidas pela carga oclusal sejam transferidas inicialmente dos implantes para o osso cortical, enquanto que uma pequena quantidade das tensões remanescentes é distribuída para o osso medular na região apical. Isso também ocorre devido ao maior módulo de elasticidade do osso cortical em relação ao osso medular (Meijer et al. 1992; Yokohama et al. 2005) e também pela maior habilidade deste em transferir tensões (Yokohama et al. 2005). Esses achados estão de acordo com alguns estudos *in vitro* (Meijer et al. 1992; Chao et al. 1995; Meniccuci et al. 1998; Chun et al. 2005) que verificaram maior concentração de tensões no osso cortical ao redor dos implantes, e estudos *in vivo* (Adell et al. 1981; Barbier et al. 1998) que demonstraram maior perda óssea na região ao redor do pescoço do implante.

Meijer et al. avaliaram a distribuição de tensões em *overdentures* implanto-retidas através do MEF-2D. Observaram que em *overdentures* retidas por implantes independentes, as áreas de tensões se concentraram na região do osso cortical, tanto distal quanto mesial aos implantes, corroborando com os resultados do presente estudo (Fig. 8). Essa localização poderia ser explicada pela deflexão da mandíbula como resultado de cargas verticais (Meijer et al. 1992). Por estarem independentes, os implantes são capazes de se aproximar um em relação ao outro quando do movimento de deflexão mandibular. Dessa forma, as tensões

no osso cortical são transmitidas tanto no lado distal quanto mesial dos implantes (Meijer et al. 1992; Menicucci et al. 1998).

Problemas clínicos associados com a manutenção dessas próteses não foram avaliados nesse estudo. Apesar dos resultados obtidos sugerirem que mucosas mais espessas e resilientes tendem a absorver as tensões geradas por cargas oclusais, o que reduziria as tensões no tecido ósseo e diminuiria a reabsorção óssea (Song et al. 2004), esse tipo de mucosa pode gerar maior desalojamento da prótese, o que poderia resultar em dor e formação de úlceras no paciente. Dessa forma, a manutenção dessas próteses, dos sistemas de retenção e da fibromucosa são essenciais após a instalação das próteses (Ichikawa et al. 1996).

2.7 Conclusão

Com base nos resultados obtidos e dentro das limitações do estudo, pode-se concluir que:

- No grupo IO (*overdenture* implanto-retida) foi observado os maiores valores de tensões quando comparado com o grupo PT (prótese total convencional).
- Com o aumento da resiliência e espessura da fibromucosa houve uma diminuição nos valores de tensões nos tecidos de suporte em ambos os grupos.
- Em relação aos tecidos de suporte, as tensões se concentraram mais no osso cortical, sendo no grupo IO principalmente na região peri-implantar.

Agradecimentos

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio financeiro (Processos n° 06/52230-6 e 06/59770-6).

2.8 Referências

- Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B. & Branemark, P. I. (1981) A 15-year study of osseointegrated implants in treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery* **10**: 387-416.
- Akça, K. & Iplikçioğlu H. (2001) Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **16**: 722-730.
- Assad, A. M.; El-Dayem, M. A. & Badawy, M. M. (2004) Comparison between mainly mucosa-supported and combined mucosa-implant-supported mandibular overdentures. *Implant Dentistry* **13**: 386-394.
- Atwood, D. A. & Coy, W. A. (1971) Clinical, cephalometric, and densitometric study of reduction of residual ridges. *Journal of Prosthetic Dentistry* **26**: 280-295.
- Barbier, L., Vander Sloten, J., Krzesinski, E., Schepers, E. & van Der Perre, G. (1998) Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of dog. *Journal of Oral Rehabilitation* **25**: 847-858.
- Batenburg, R. H., Meijer, H. J., Raghoobar, G. M. & Vissink A. (1998) Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **13**: 539-545.
- Branemark, P. I., Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O. & Ohman, A. (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery Supplement* **16**: 1-132.

- Buser, D., Mericske-Stern, R., Bernard, J. P., Behneke, A., Behneke, N., Hirt, H. P., Belser, U. C. & Lang, N. P. (1997) Long-term evaluation of non-submerged ITI implants, part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical Oral Implants Research* **8**: 161-172.
- Chao, Y. L.; Meijer, H. J.; van Oort, R. P. & Versteegh, P. A. M. (1995) The incomprehensible success of the implant stabilized overdenture in the edentulous mandible: a literature review on transfer of chewing forces to bone surrounding implants. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* **3**: 255-261.
- Chun, H. J., Park, D. N., Han, C. H., Heo, S. J., Heo, M. S. & Koak, J. Y. (2005) Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *Journal of Oral Rehabilitation* **32**: 193-205.
- Daas, M., Dubois, G., Bonnet, A. S., Lipinski, P. & Rignon-Bret C. (2007) A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Medical Engineering & Physics*, doi: 10.1016/j.medengphy.2007.02.005.
- Esposito, M., Grusovin, M. G., Coulthard, P., Thomsen, P. & Worthington, H. V. (2005) A 5-year follow-up comparative analysis of the efficacy of various osseointegrated dental implant systems: a systematic review of randomized controlled clinical trials. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **20**: 557-568.

- Fanuscu, M. I. & Caputo, A. A. (2004) Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. *Journal of Prosthodontics* **13**: 214-220.
- Federick, D. R. & Caputo, A. A. (1996) Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *Journal of Prosthetic Dentistry* **76**: 624-632.
- Ichikawa, T., Horiuchi, M., Wigianto, R. & Matsumoto, N. (1996) In vitro study of mandibular implant-retained overdentures: the influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue. *International Journal of Prosthodontics* **9**: 394-399.
- Jemt, T., Chai, J., Harnett, J., Health, M. R., Hutton, J. E., Johns, R.B, McKenna, S., McNamara, D. C., van Steenberghe, D., Taylor, R., Watson, R. M. & Herrmann, F. (1996) A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdenture supported by osseointegrated implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **11**: 291-298.
- Karabuda, C., Tosun, T., Ermis, E. & Ozdemir, T. (2002) Comparison of 2 retentive systems for implant – supported overdentures: soft tissue management and evaluation of patient satisfaction. *Journal of Periodontology* **73**: 1067-1070.
- Kenney, R. & Richards, M. W. (1998) Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *Journal of Prosthetic Dentistry* **80**: 559-564.
- Ko, C. C., Chu, C. S., Chung, K. H. & Lee, M. C. (1992) Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry* **68**: 421-427.

- Lotz, J. C., Cheal, E. J. & Hayes, W. C. (1991) Fracture prediction for the proximal femur using finite element models. *Journal Biomechanics and Engineering* **113**: 353-360.
- Meijer, H. J., Kuiper, J. H., Starmans, F. J. M. & Bosman, F. (1992) Stress distribution around dental implants: influence on superstructure, length of implants, and height of mandible. *Journal of Prosthetic Dentistry* **68**: 96-102.
- Meniccuci, G., Lorenzetti, M., Pera, P. & Preti, G. (1998) Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **13**: 369-376.
- Mericske-Stern, R., Steinlin Schaffner, T., Marti, P. & Geering, A. H. (1994) Peri-implant mucosal aspects of ITI implant supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clinical Oral Implants Research* **5**: 9-18.
- Naert, I., Gizani, S., Vuylsteke, M. & van Steenberghe D. (1999) A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral patient satisfaction. *Journal of Oral Rehabilitation* **26**: 195-202.
- Saab, X. E., Griggs, J. A., Powers, J. M. & Engelmeier R. L. (2007) Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study. *Journal of Prosthetic Dentistry* **97**: 85-92.
- Sahin, S., Cehreli, M. C. & Yalcin, E. (2002) The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *Journal of Dentistry* **30**: 271-282.

- Sertgoz, A. & Gunever, S. (1996) Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported prosthesis. *Journal of Prosthetic Dentistry* **76**: 165-169.
- Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M. A. & Eskitascioglu, G. (2005) Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crow. *Journal of Prosthetic Dentistry* **93**: 227-234.
- Song, W. Z.; Yin, W. Z. & Li, M. H. (2004) Energy relieving effect of different thickness of mucosa beneath mandibular complete denture. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* **39**: 57-59.
- Stellingsma, K., Slagter, A. P., Stegenga, B. & Raghoobar, G. M. (2005) Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular implant-retained overdentures: comparison of three types of treatment protocols. *Journal of Oral Rehabilitation* **32**: 403-410.
- Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, A. & Kusakari, H. (2003) Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **18**: 357-368.
- Tallgren, A. (1972) The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *Journal of Prosthetic Dentistry* **27**: 120-132.
- Tanino, F.; Hayakawa, I.; Hirano, S. & Minakuchi, S. (2007) Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *International Journal of Prosthodontics* **20**: 193-198.

- Tokuhisa, M.; Matsushita, Y. & Koyano K. (2003) In vitro study of mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *International Journal of Prosthodontics* **16**: 128-134.
- Yokohama, S.; Wakabayashi, N.; Shiota, M. & Ohyama, T. (2005) Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **20**: 578-583.
- Weibrich, G., Buch, R. S., Wegener, J. & Wagner, W. (2001) Five-year prospective follow-up report of the Astra Tech standard dental implant in clinical treatment. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **16**: 557-572.

Tabelas

Tabela 1. Propriedades do materiais

Materiais	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referência
Dente de Resina	3000	0,35	Tanino et al. (2007)
Resina	3000	0,35	Tanino et al. (2007)
Dura	680	0,45	Ko et al. (1992)
Fibromucosa Resiliente	340	0,45	Ko et al. (1992)
Flácida	1	0,37	Menicucci et al. (1998)
Osso Cortical	13700	0,3	Barbier et al. (1998)
Osso Medular	1370	0,3	Barbier et al. (1998)
Implante (Ti-6Al-4V)	103400	0,35	Sertgoz & Gunever (1996)
Aço Inoxidável	19000	0,31	Fabricante*
Borracha	5	0,45	Chun et al. (2005)

*Comunicação pessoal

Figuras

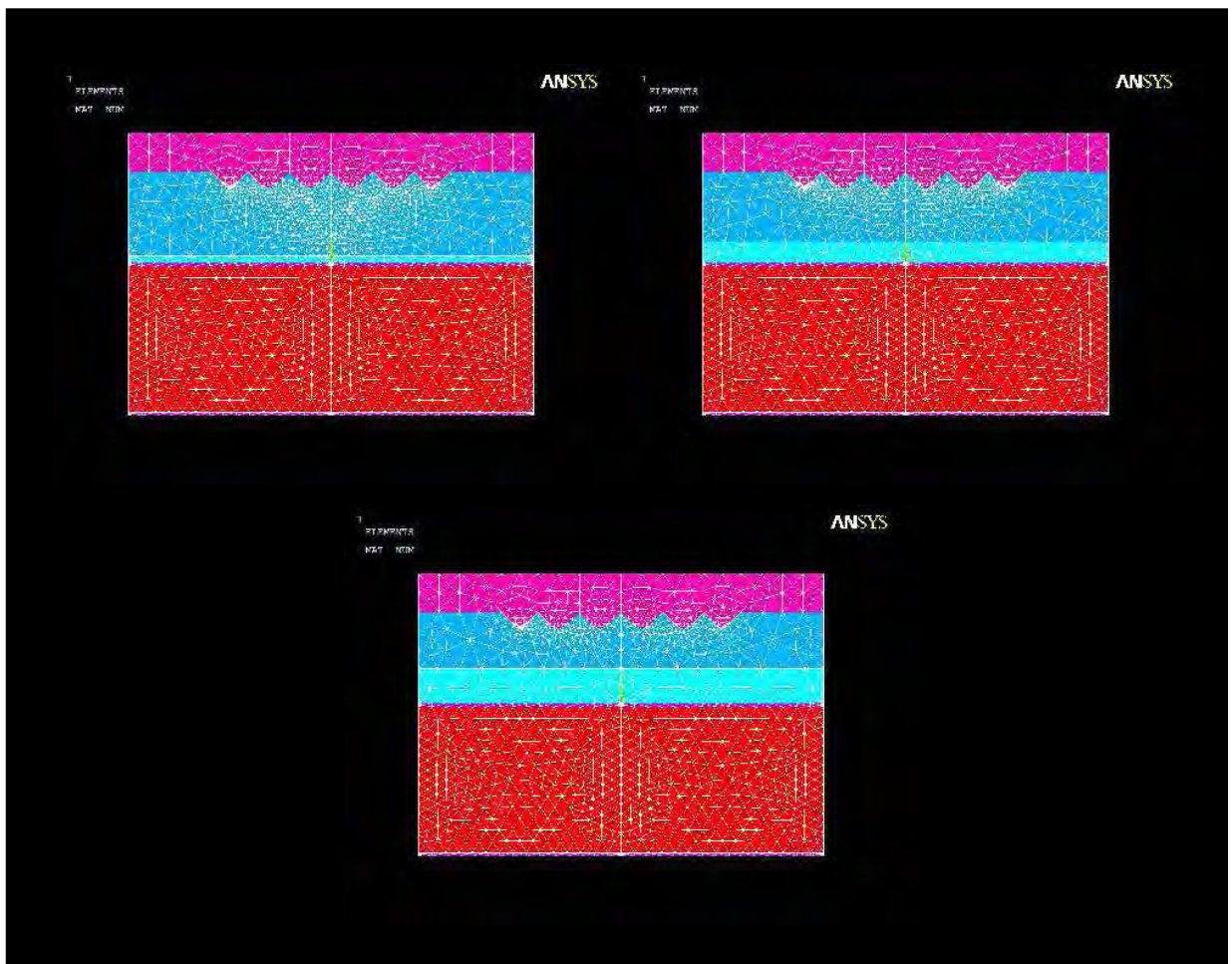


Fig. 1. Modelos do grupo PT com a malha de elementos finitos gerada. **A**, modelo com fibromucosa de 1mm (5848 nós e 2826 elementos). **B**, modelo com fibromucosa de 3mm (4802 nós e 2312 elementos). **C**, modelo com fibromucosa de 5mm (4184 nós e 2006 elementos).

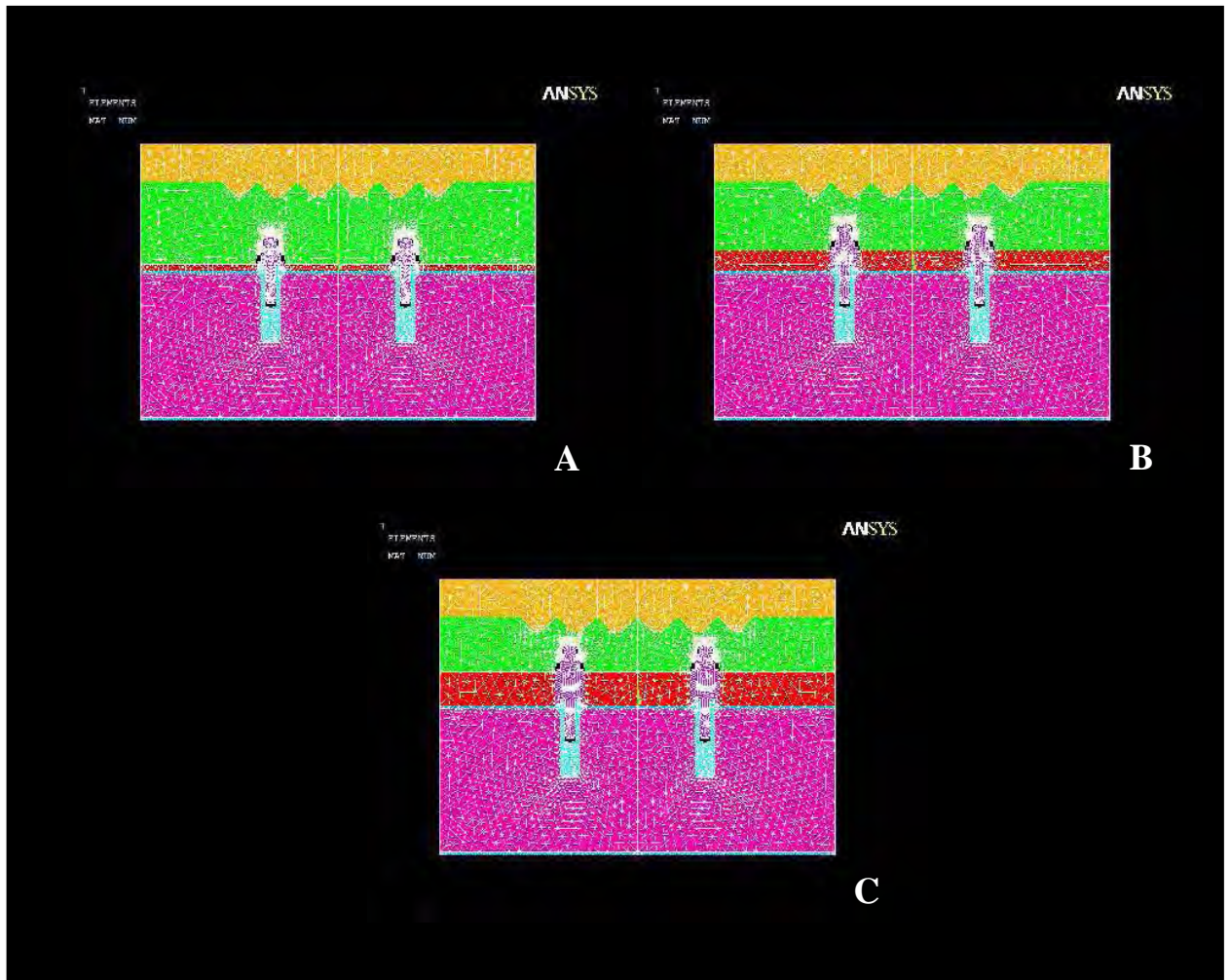


Fig. 2. Modelos do grupo IO com a malha de elementos finitos gerada. **A**, modelo com fibromucosa de 1mm (16350 nós e 7890 elementos). **B**, modelo com fibromucosa de 3mm (16184 nós e 7812 elementos). **C**, modelo com fibromucosa de 5mm (15958 nós e 7706 elementos).

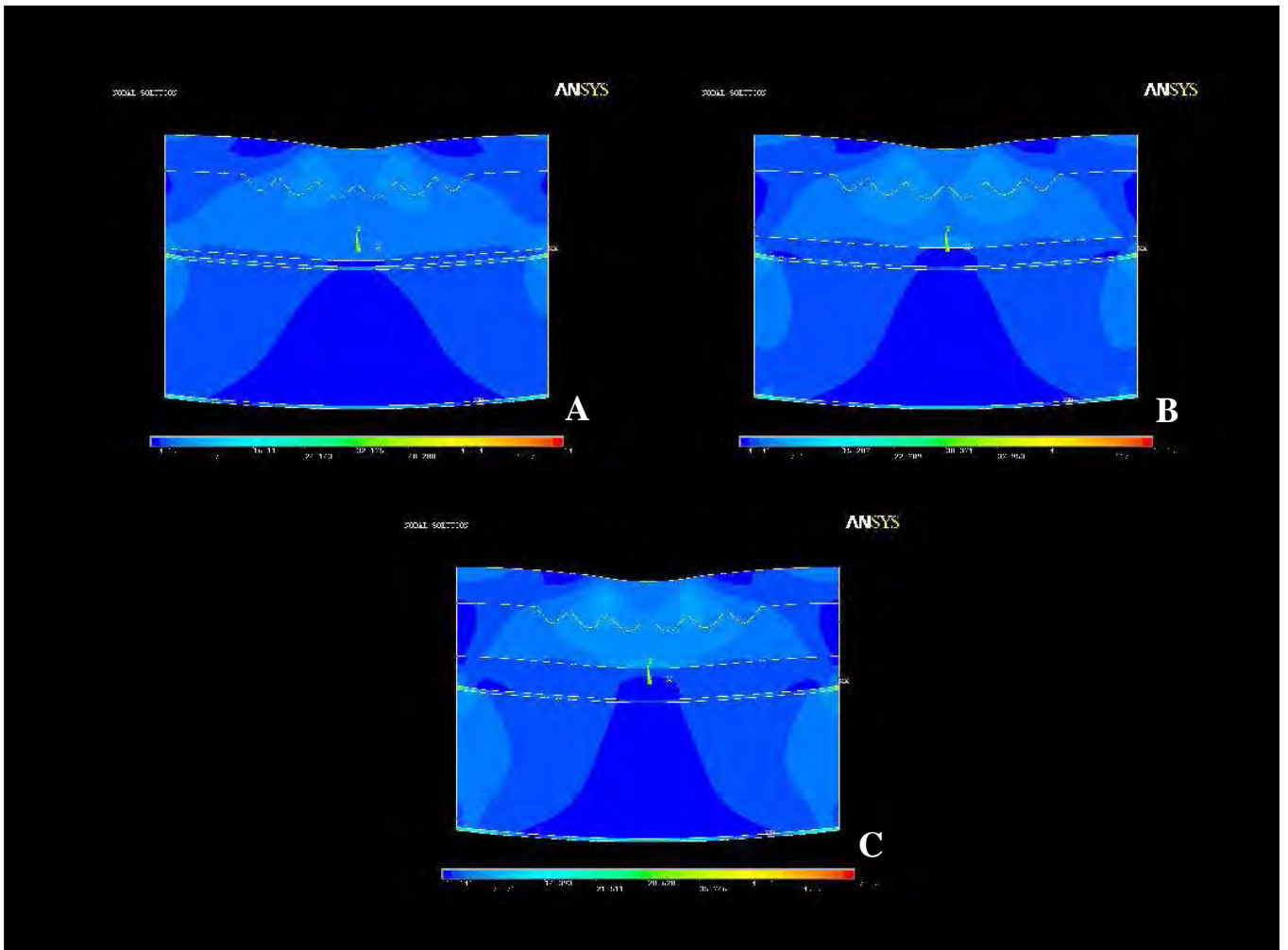


Fig. 3. Distribuição das tensões principais (MPa) nos modelos do grupo PT. **A**, fibromucosa na espessura de 1mm. **B**, fibromucosa na espessura de 3mm. **C**, fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

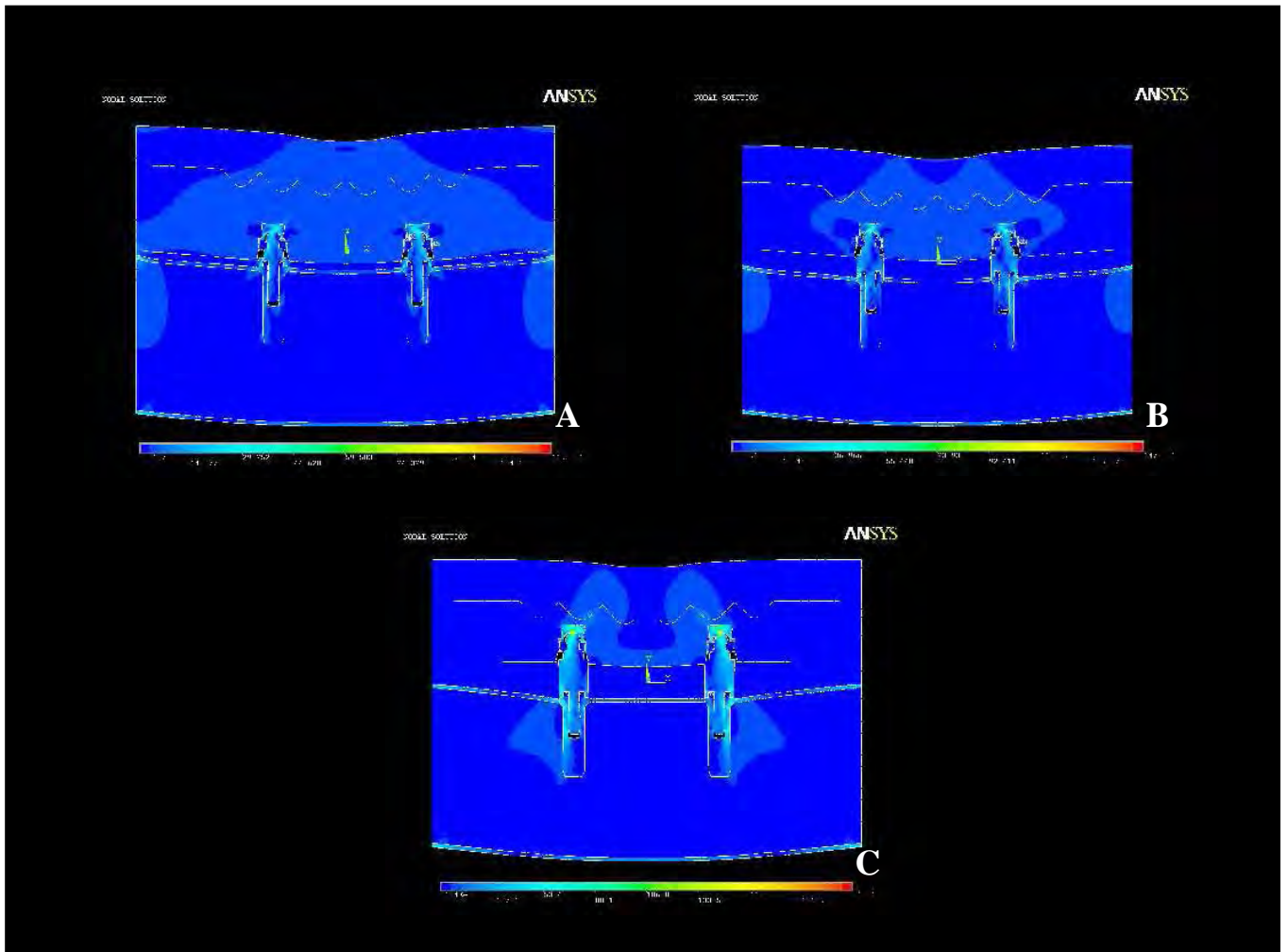


Fig. 4. Distribuição das tensões principais (MPa) nos modelos do grupo IO. **A**, fibromucosa na espessura de 1mm. **B**, fibromucosa na espessura de 3mm. **C**, fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

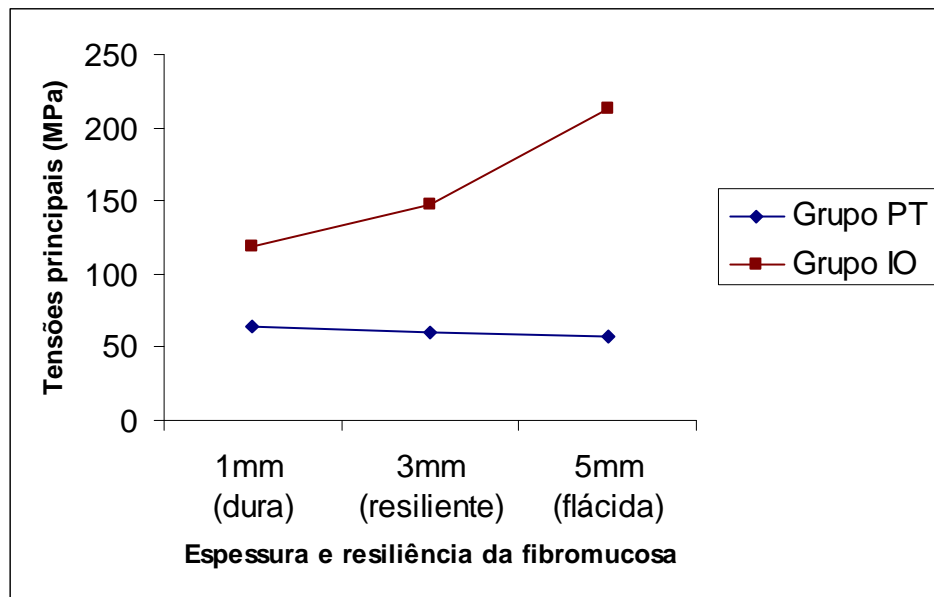


Fig. 5. Distribuição dos valores das tensões principais máximas (MPa) gerais nos grupos avaliados, nas diferentes espessuras (1, 3 e 5mm) e resiliências (dura resiliente e flácida) da fibromucosa.

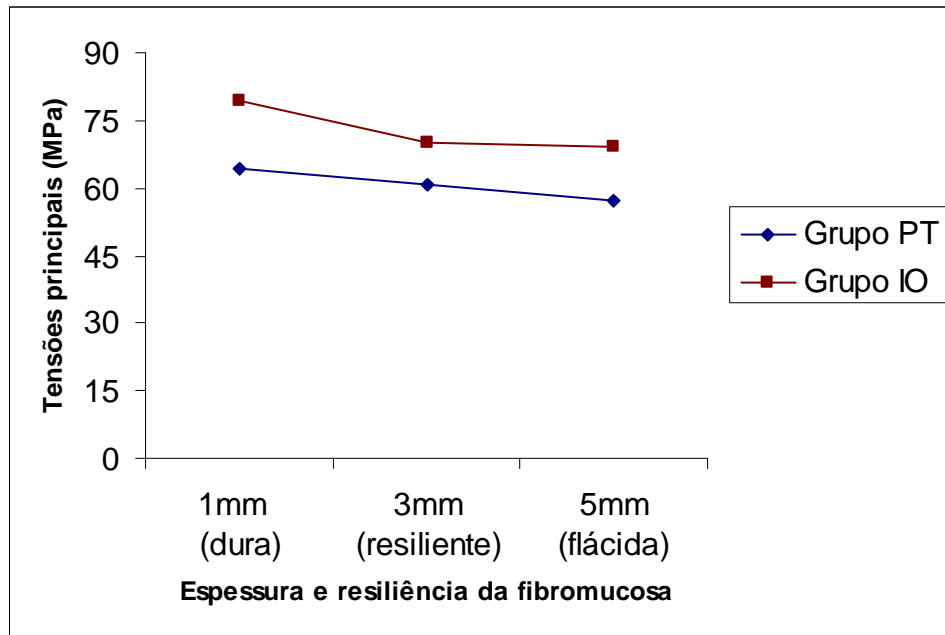


Fig. 6. Distribuição dos valores das tensões principais máximas (MPa) nos tecidos de suporte nos grupos avaliados, nas diferentes espessuras (1, 3 e 5mm) e resiliências (dura resiliente e flácida) da fibromucosa.

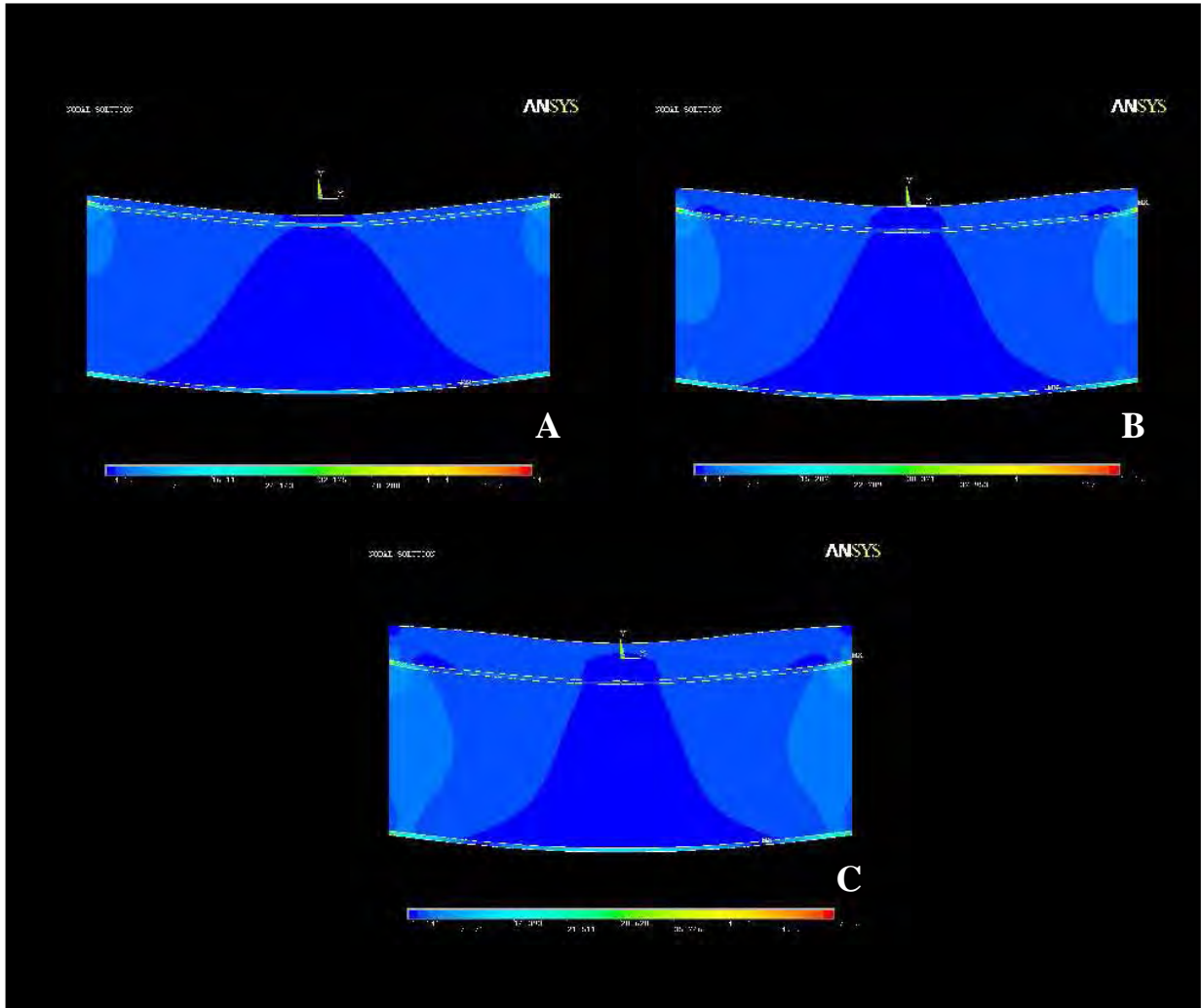


Fig. 7. Distribuição das tensões principais (MPa) nos tecidos de suporte dos modelos do grupo PT. **A**, fibromucosa na espessura de 1mm. **B**, fibromucosa na espessura de 3mm. **C**, fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

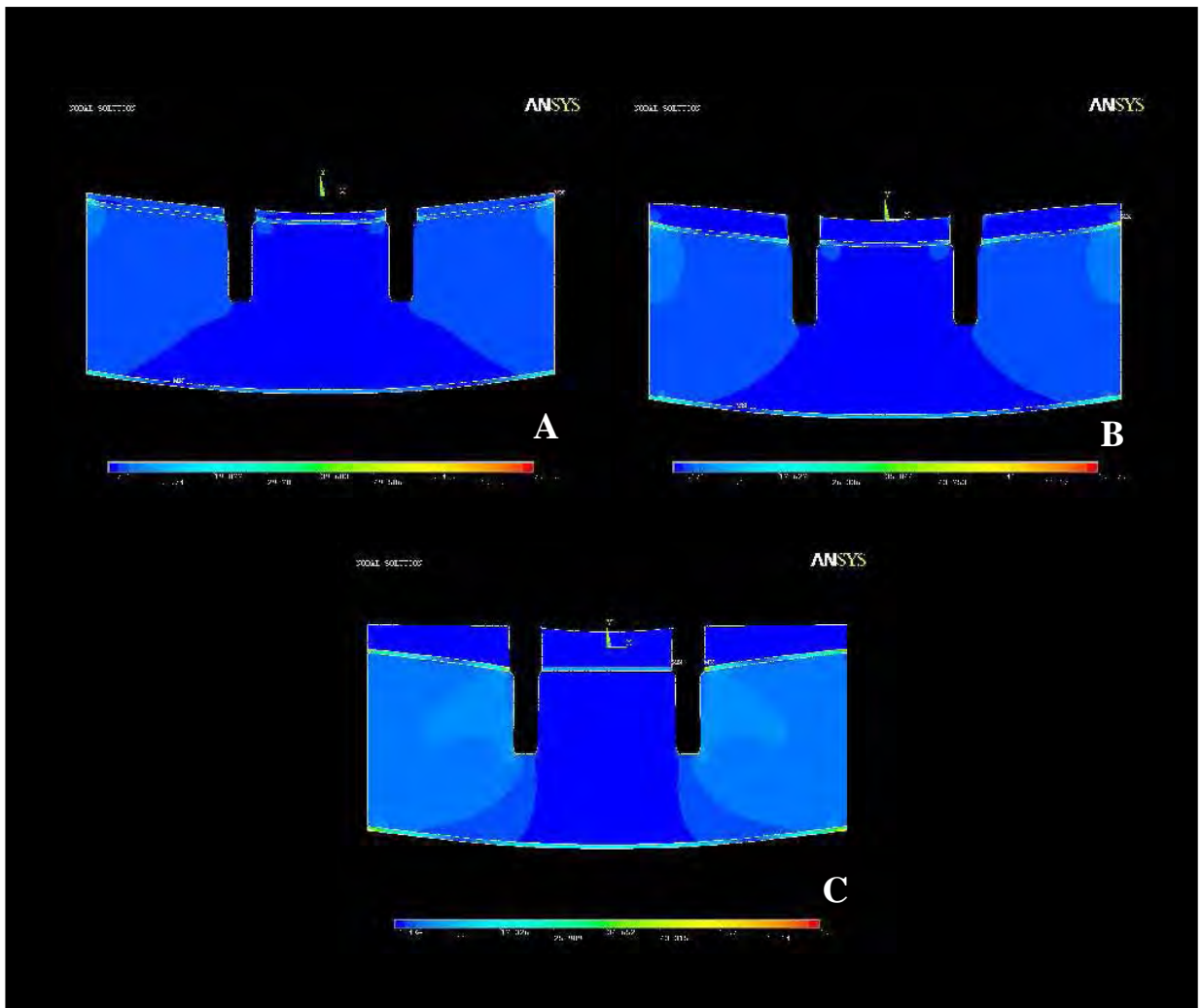


Fig. 8. Distribuição das tensões principais (MPa) nos tecidos de suporte dos modelos do grupo IO. **A**, fibromucosa na espessura de 1mm. **B**, fibromucosa na espessura de 3mm. **C**, fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

**INFLUÊNCIA DA ESPESSURA E RESILIÊNCIA DA FIBROMUCOSA
NA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES INDUZIDAS POR OVERDENTURES
IMPLANTO-RETIDAS, AVALIADAS PELO MEF-2D**

4.1 Resumo

O objetivo do presente estudo foi avaliar o efeito da variação da espessura e resiliência da fibromucosa na distribuição de tensões em *overdentures* mandibulares implanto-retidas com diferentes sistemas de retenção, através do método de elementos finitos bidimensional (MEF-2D). Foram construídos modelos de elementos finitos simulando duas situações: Grupo A, mandíbula edêntula suporte de *overdenture* com dois implantes ferulizados por meio de barra e clipe plástico; Grupo B, mandíbula edêntula suporte de *overdenture* com dois implantes ferulizados por meio de barra e clipe plástico associados a dois *attachments* esféricos distais do tipo o'ring. Em ambos os grupos, a fibromucosa assumiu três características de espessura (1, 3 e 5mm) nas resiliências dura, resiliente e flácida, respectivamente. Para análise, simulada no programa Ansys, foi aplicada carga vertical de 100N na região dos incisivos centrais inferiores. A análise das tensões principais foi utilizada como critério. O grupo A apresentou os maiores valores de tensões gerais em todas as espessuras e resiliências da fibromucosa. De maneira geral, com o aumento da espessura e resiliência da fibromucosa houve uma diminuição nos valores de tensões nos tecidos de suporte, sendo que nestes, o osso cortical mostrou os maiores valores de tensões em ambos os grupos. Concluiu-se que a associação de *attachments* distais do tipo o'ring favorece a transmissão das cargas oclusais nos sistemas barra-clipe.

4.2 Abstract

The purpose of this study was to evaluate the effect of different mucosa thickness and resilience on stress distribution of implant-retained overdentures with two different attachment systems using a two-dimensional finite element analysis (FEA-2D). Models were used to simulate two situations. In group A, a model represented an edentulous mandible supporting an overdenture retained by two splinted implants connected with bar-clip system while in group B, the model simulated an edentulous mandible supporting an overdenture retained by two splinted implants connected with bar-clip system associated with two distally o'ring system. In each group, mucosa assumed three characteristics of thickness (1, 3 and 5mm) in the resiliences hard, resilient and soft, respectively. Evaluation was performed on Ansys software, with 100N vertical load applied on lower central incisive teeth. Group A showed higher stress values than group B regardless mucosa thickness and resilience. The principal stress was used as analysis criteria. Overall, the stress decreased at the supporting tissues as mucosa thickness and resilience increased. In relation to supporting tissues, cortical bone showed the highest stress values in both groups. It was concluded that the use of bar-clip attachment system with distally placed o'ring attachment design optimized the stress distribution.

4.3 Introdução*

O uso de *overdentures* mandibulares implanto-retidas tem-se mostrado como uma modalidade de tratamento efetiva para pacientes edêntulos, especialmente para aqueles que apresentam dificuldades no uso de próteses totais convencionais (1). A alta taxa de sucesso de implantes usados para suportar *overdentures* mandibulares está bem documentada através de estudos longitudinais (2-5). A maioria dos pacientes que enfrentam instabilidade de suas próteses, especialmente a mandibular, pode ser beneficiada significativamente com o aumento da retenção proporcionado pela *overdenture* (6).

Geralmente, na mandíbula edêntula, o conceito de tratamento utilizando dois ou quatro implantes para reter uma *overdenture* tem sido proposto (5, 7). Alguns autores (8, 9) estudando essa modalidade de tratamento, não encontraram diferenças clínica e radiográfica nos pacientes tratados com 2 ou 4 implantes para retenção de *overdenture* mandibular. Dessa forma, existe a tendência de que o tratamento com *overdenture* mandibular sobre dois implantes seja a primeira escolha de tratamento para indivíduos edêntulos (10).

A escolha de um sistema de retenção adequado também tem papel importante no sucesso do tratamento com *overdentures*, já que esse consiste no elo mais frágil do sistema de união prótese/implante (11). Diversos são os tipos de sistemas de retenção, cada qual com suas vantagens e desvantagens, podendo ser classificados em: sistemas esféricos, sistemas barra-clipe e sistemas magnéticos (12, 13).

* O artigo segue as normas do periódico *Journal of Oral Rehabilitation*, disponível no anexo F.

Entretanto, na seleção do sistema de retenção, a capacidade retentiva não deve ser o único fator a ser considerado no tratamento com *overdentures* implanto-retidas (14). Quando o paciente encontra-se em função com a *overdenture*, cargas são transmitidas ao tecido ósseo ao redor dos implantes. Dessa forma, é importante não gerar cargas excessivas nos implantes (15), uma vez que podem promover perda óssea através da indução de microdanos (16).

Estudos relacionados à biomecânica (17-21) têm mostrado que uma das principais causas da reabsorção óssea está ligada ao excesso de carga sobre o implante, já que este, quando submetido a cargas funcionais, transmite as tensões geradas diretamente ao osso (22). Alguns fatores podem influenciar na transmissão dos esforços ao tecido ósseo, como o tipo de carga, as propriedades dos materiais do implante e da prótese, a geometria e o tipo de superfície do implante, a qualidade e quantidade do tecido ósseo e a natureza da interface osso-implante (23). Além do mais, por existir uma diferença de resiliência entre o implante (20 a 30 μ m) e a fibromucosa (em torno de 500 μ m) ocorre uma concentração de tensões a nível do implante, e essa torna-se maior na medida em que há um aumento na resiliência (flacidez) da fibromucosa (6). Payne e Solomons acreditam que a utilização de *attachment* do tipo barra-clipe diminui a tensão por possibilitar um movimento vertical e rotacional da *overdenture* em conjunto com a fibromucosa, ao redor do longo eixo da barra (24). Esse movimento da *overdenture* durante a mastigação é necessário para proteger o *abutment* e permitir a resiliência da fibromucosa (24). No entanto, Menicucci et al. acreditam que uma barra rígida conectando dois implantes tende a agir contra esse movimento, resultando em maior tensão no osso peri-implantar (25).

A análise de tensões em implantes tem sido conduzida através da fotoelasticidade, *strain gauges* e método de elementos finitos (26, 27). A análise fotoelástica promove uma boa informação qualitativa em relação à localização e concentração geral das tensões, mas é limitada na avaliação quantitativa (27). A análise por *strain gauges* avalia somente a tensão na região onde o resistor está acoplado (27). O método de elementos finitos pode simular tensões dinâmicas usando modelos criados em computador para calcular tensões e deslocamentos (27).

Dessa forma, o presente estudo teve por objetivo avaliar o efeito da variação de espessura e resiliência da fibromucosa na distribuição de tensões em *overdentures* mandibulares implanto-retidas com diferentes sistemas de retenção (sistema barra-clipe e sistema barra-clipe associado a dois *attachments* resilientes distais), através do método de elementos finitos bidimensional.

4.4 Material e método

Foram construídos seis modelos de elementos finitos representando um corte frontal de uma mandíbula edêntula em duas situações: Grupo A, mandíbula edêntula suporte de *overdenture* com dois implantes ferulizados por meio de barra e clipe plástico; Grupo B, mandíbula edêntula suporte de *overdenture* com dois implantes ferulizados por meio de barra e clipe plástico associados a dois *attachments* esféricos distais do tipo o'ring. Em cada grupo, a fibromucosa assumiu três características de espessura (1, 3 e 5mm) e resiliência (dura, resiliente e flácida), determinado pelos diferentes módulos de elasticidade da mesma. A fibromucosa, base protética, dentes artificiais, implantes e componentes protéticos (sistema de retenção) foram representados em todos os modelos.

O contorno da prótese foi obtido a partir da imagem frontal de um modelo de prótese total mandibular. O osso cortical e o osso trabecular foram representados com uma espessura de 0,5mm e 20mm, respectivamente. Posicionou-se dois implantes de hexágono externo (Master Screw, Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil) de 3,75mm x 11,5mm na região anterior dos modelos.

Para confecção da barra foram utilizados dois cilindros plásticos UCLA (055021, Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil), barra de plástico e clipe plástico (204000, Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil). A barra foi fundida em liga de CoCr (CNG Soluções Protéticas, São Paulo, SP, Brasil) segundo procedimentos técnicos laboratoriais padrões, com os implantes posicionados paralelamente e a 20mm de distância entre si. O clipe plástico foi conectado à barra que por sua vez foi unida aos implantes pelos

parafusos de retenção, configurando o grupo A. O grupo B foi caracterizado pela associação do modelo A acrescido de dois *attachments* o'ring (049071, Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil) na super-estrutura, posicionados distalmente aos implantes.

Os conjuntos foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável em embutidora metalográfica (Arotec PRE 30S, Arotec S.A. Ind. e Com., Cotia, SP, Brasil), e seccionados com o auxílio de uma recortadeira (Isomet, Buehler, Lake Bluff, II, EUA). Os conjuntos seccionados incluídos em resina acrílica foram digitalizados por meio de *scanner* (HP scanjet 2400, Hewlett-Packard Company, Palo Alto, CA, EUA) e as imagens importadas por um programa de desenho assistido (AutoCAD 2005, Autodesk Inc., San Rafael, CA, EUA), no qual foi possível reproduzir as dimensões, o formato, e a relação entre implantes e os componentes protéticos.

O desenho dos modelos foram manualmente cotados e cada ponto convertido em coordenadas x e y . As coordenadas foram importadas no programa de elementos finitos (Ansys 11.0, Swanson Anlysis System, Houston, Pa, EUA) como pontos chave ("*keypoints*").

Dez diferentes tipos de materiais foram usados para os dois modelos: dente de resina, resina acrílica, fibromucosa, osso cortical, osso medular, liga de titânio, liga de CoCr, aço inoxidável, clipe plástico e borracha do o'ring. Cada estrutura foi subdividida em elementos menores, sendo utilizado o elemento bidimensional *plane 2 (2-D 6-Node Triangular Structural)* que apresenta 6 nós e 3 arestas descrevendo uma parábola para geração da malha de elementos finitos. Os modelos do grupo A (fig. 1) apresentaram um total de 9778 elementos e 20494

nós no modelo com fibromucosa de 1mm de espessura, 9306 elementos e 19526 nós com a fibromucosa de 3mm e 8758 elementos e 18398 nós com a fibromucosa de 5mm. No grupo B, os modelos apresentaram 8872, 9084, 8778 elementos e 18686, 19046, 18408 nós nos modelos com fibromucosa de 1, 3 e 5mm de espessura, respectivamente (fig. 2).

Quando o modelo é assumido como sendo bidimensional, o eixo z (terceira dimensão) deve ser especificado como sendo uma condição de tensão plana (*plane-stress*) ou deformação plana (*plane-strain*). Na tensão plana o modelo assume como sendo fino o suficiente, de forma que não ocorre tensão na direção z , apesar de haver alguma deformação nessa direção. Na deformação plana o modelo assume sendo infinitamente espesso, de forma que não ocorre deformação na direção z , mas alguma tensão é desenvolvida nessa direção (28). Para esse estudo, a condição de deformação plana ($\varepsilon_z = 0$ and $\sigma_z \neq 0$) foi usada nos modelos.

Os materiais utilizados nesse estudo foram considerados como sendo homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. A tabela 1 resume as propriedades dos materiais.

Os modelos foram fixados nas laterais direita e esquerda, permitindo o movimento de deflexão da mandíbula como esperado clinicamente (33). Foi aplicada uma carga vertical de 100N (33) na região central correspondente aos incisivos centrais inferiores.

As tensões principais para os modelos de elementos finitos foram avaliadas numericamente, e uma escala de cor foi obtida para comparar os dados.

4.5 Resultados

As figuras 3 e 4 mostram os mapas gerais de tensões para os modelos dos grupos A e B, respectivamente, e suas variações de espessura e resiliência da fibromucosa. Pôde-se notar que em ambos os grupos as áreas de maiores tensões se concentraram na região de contato da barra com o implante esquerdo na sua porção mesial. De maneira geral, o sistema barra-clipe (grupo A) apresentou os maiores valores de tensões, independente da espessura e resiliência da fibromucosa (figs. 3, 4 e 5).

Quando se compara o efeito da espessura e resiliência da fibromucosa dentro de cada grupo, observa-se que houve uma redução nos valores de tensões máximas nos modelos com fibromucosa de 3mm de espessura em relação aos modelos com fibromucosa de 1mm, para ambos os grupos (fig. 5). No entanto, com o aumento da fibromucosa para 5mm, houve um aumento nos valores de tensões máxima, quando se compara com os modelos com fibromucosa de 3mm, em ambos os grupos, apesar desse aumento ter sido extremamente discreto para o grupo B (fig. 5).

Na análise individual dos implantes e componentes protéticos, o mesmo comportamento em relação aos valores de tensões foi encontrado.

Nos tecidos de suporte (fibromucosa, osso cortical superior, osso cortical inferior e osso medular), com o aumento da espessura e resiliência da fibromucosa houve uma diminuição nos valores de tensões no grupo B (fig. 6). No grupo A, comportamento semelhante foi observado, apesar de ter ocorrido um pequeno aumento nos valores de tensões no modelo com fibromucosa de 5mm em relação ao modelo com 3mm (fig. 6). Além do mais, independente da espessura e

resiliência da fibromucosa, o grupo A apresentou os maiores valores de tensões, com exceção para os modelos com fibromucosa de 3mm de espessura, onde no grupo B (70,159 MPa) os valores de tensão máxima foi ligeiramente maior que no grupo A (68,340 MPa) (fig. 6).

Em relação aos tecidos de suporte, os maiores valores de tensão se localizaram no osso cortical em todos os grupos analisados, independente da espessura e resiliência da fibromucosa. Concentrações de tensões no osso cortical superior foram notadas na região distal adjacente aos dois implantes para ambos os grupos (figs. 7 e 8).

4.6 Discussão

Na análise por meio de elementos finitos é essencial que o modelo criado represente uma situação clínica (28). No presente estudo utilizou-se modelos 2-D a fim de avaliar a distribuição de tensões em *overdentures* implanto-retidas com diferentes sistemas de retenção, e diferentes espessuras e resiliências da fibromucosa. Apesar dos modelos utilizados nesse estudo não possibilitarem a análise de tensões nas regiões vestibular e lingual dos implantes, os resultados obtidos permitem uma análise do comportamento geral dessas próteses frente as variáveis estudadas.

Comparando os dois sistemas de retenção, observou-se que os maiores valores de tensão se localizaram na região de contato da barra com o implante, de forma que o sistema barra-clipe (grupo A) mostrou os maiores valores de tensões máximas (figs. 3, 4 e 5). Esses achados estão de acordo com o estudo de Celik e Uludag que comparando o efeito de diferentes sistemas de retenção na distribuição de tensões em *overdentures* implanto-retidas, encontraram menores valores de tensões no sistema barra-clipe associado à *attachments* resilientes distais quando comparado com o sistema barra-clipe (14). O uso de *attachments* distais no sistema barra clipe cria uma linha de fulcro nessa porção mais distal, fazendo com que a prótese rotacione antero-posteriormente ao redor desse fulcro, e devido ao módulo de elasticidade da matriz resiliente do sistema bola, a magnitude da tensão nos implantes é reduzida (14). Ben-Ur et al. também encontraram resultados semelhantes (34).

Além do mais, a borracha presente na cápsula do o'ring tende a absorver tensões, acarretando, dessa forma, menores valores de tensões no grupo B (35).

Sadowsky e Caputo avaliaram, através da fotoelasticidade, o comportamento biomecânico de *overdentures* mandibulares com diferentes números de implantes e sistemas de retenção (36). As *overdentures* retidas por sistema com travamento localizado na região distal da barra transferiram menores quantidades de tensões para o implante no hemi-arco oposto à aplicação do carregamento, do que a *overdenture* implanto-retida pelo sistema barra-clipe (36). No entanto, Meijer et al. não observaram diminuição nos valores de tensões quando da utilização de sistema barra-clipe com cantilever distal (33).

Em relação à espessura e resiliência da fibromucosa observou-se uma redução dos valores de tensões máximas na fibromucosa de 3mm de espessura, em ambos os grupos (fig. 5). Na fibromucosa mais espessa (5mm), que simula uma condição clínica de flacidez, os valores de tensões máximas aumentaram quando comparado com a fibromucosa de 3mm (resiliente), porém mantiveram-se abaixo dos valores encontrados na fibromucosa dura (1mm) (fig. 5).

Tanino et al. avaliaram o efeito de sistemas de retenção com absorção de tensões em *overdentures* maxilares implanto-retidas, variando a espessura e resiliência do material de absorção de tensões (27). Observaram uma redução das tensões na utilização do material com 3mm de espessura quando comparado com o de 1mm. Além disso, com a diminuição do módulo de elasticidade encontraram uma redução nos valores de tensões (27). Esses resultados corroboram com os do presente estudo, de forma que nos modelos com fibromucosa de 3mm (resiliente), menores valores de tensões foram observados quando comparados com os de 1mm (dura), ou seja, a diminuição do módulo de elasticidade (aumento da resiliência) diminuiu os valores de tensões (fig. 5). Entretanto, nos modelos com

fibromucosa de 5mm (flácida) essa tendência não foi encontrada, de forma que houve um aumento nos valores de tensões principais máximas gerais quando comparado com os de fibromucosa de 3mm (resiliente) (fig. 5).

Nos modelos com fibromucosa de 5mm de espessura, a mucosa, por ser flácida, permite maior intrusão da prótese, acarretando os maiores valores de tensões máximas. Essas áreas de tensões se concentraram principalmente nos implantes e componentes protéticos. Além do mais, o aumento nos valores de tensões nos modelos com fibromucosa de 5mm em relação ao de 3mm foi de aproximadamente 11% e 1% nos grupos A e B, respectivamente (fig. 5). Dessa forma, a extensão distal (o'ring) associada ao sistema barra/clipe tende a favorecer a distribuição de tensões quando os implantes são ferulizados por meio de barra em fibromucosas flácidas, devido a sua maior resiliência, ou seja, maior possibilidade de movimentação.

Em relação aos tecidos de suporte observou-se que com o aumento da espessura e resiliência da fibromucosa, houve uma diminuição nos valores de tensões no grupo B (fig. 6). No grupo A, houve um pequeno aumento na ordem de 4,5% nos valores de tensões no modelo com fibromucosa de 5mm de espessura comparado com o de 3mm (fig. 6).

Song et al. analisaram o efeito de diferentes espessuras de mucosa na absorção de energia em próteses totais mandibulares mucossuportadas, através do método de elementos finitos tridimensional, e observaram que com o aumento dessa espessura há uma maior absorção de energia, diminuindo a deformação do tecido ósseo subjacente (37). Dessa forma, mucosas mais espessas tendem a proteger o tecido ósseo, reduzindo a reabsorção do mesmo (37). De maneira geral,

esses resultados concordam com os achados do presente estudo, já que mucosas mais espessas e resilientes aliviaram as tensões nos tecidos de suporte, principalmente no osso cortical (figs. 6, 7 e 8).

Ao analisar os resultados obtidos, observou-se ainda que em relação aos tecidos de suporte as tensões se concentraram na região peri-implantar, ao redor do colo dos implantes (figs. 7 e 8). Estes achados estão de acordo com os de Menicucci et al., Meijer, et al., Chao et al. e Chun et al., que verificaram que as concentrações de tensões máximas geralmente ocorrem no osso cortical na região peri-implantar (25, 32, 33, 38). Esta tendência pode ser atribuída ao fato do osso cortical ser compacto e ter maior módulo de elasticidade que o osso medular, e por esse motivo concentrar mais as tensões, sobretudo ao redor do implante (33, 39).

Analisando a localização dessas maiores áreas de concentração de tensões no osso cortical, notou-se que a região distal aos implantes foi a área de maior tensão, sendo a região mesial aliviada (figs. 7 e 8). Essa localização poderia ser explicada pela deflexão da mandíbula como resultado de cargas verticais (33). Quando os implantes estão unidos não são capazes de se aproximar um em relação ao outro no movimento de deflexão da mandíbula (33). Dessa forma, as tensões no osso cortical são transmitidas mais para o lado distal dos implantes (25, 33). Essa tendência corrobora com os estudos de Hobkirk e Schwab, que avaliaram *in vivo* a deformação mandibular em casos de implantes esplintados (40), e por Meijer et al. e Menicucci et al. em seus estudos com elementos finitos (25, 33).

A técnica de modelagem de elementos finitos usada nesse estudo, e outras técnicas como a fotoelasticidade e o método de *strain gauges* apresentam limitações quanto a resposta do sistema biológico frente à aplicação de uma carga (14, 41). Entretanto, os resultados obtidos nesse estudo podem prover um entendimento geral da tendência de distribuição de tensões nos sistemas avaliados. Essas informações devem ser usadas em conjunto com estudos clínicos longitudinais, para determinar a influência dos níveis de tensões observados (14).

4.7 Conclusão

Com base nos resultados observados e dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que:

- Nas *overdentures* implanto-retidas, os sistemas de retenção produziram características diferentes de distribuição das tensões, que nos tecidos de suporte, se concentraram na região peri-implantar, ao redor do colo dos implantes.
- O sistema barra-clipe (grupo A) gerou maiores concentrações de tensões do que o sistema barra-clipe associado à *attachments* resilientes distais (grupo B).
- De maneira geral, com o aumento da resiliência e espessura da fibromucosa houve uma diminuição nos valores de tensões nos tecidos de suporte.
- Em relação à distribuição das tensões, a utilização de *attachments* do tipo o'ring posicionados nas extremidades distais da barra favoreceu a transmissão das cargas oclusais no sistema barra-clipe.

Agradecimentos

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio financeiro (Processos nº 06/52230-6 e 06/59770-6).

4.8 Referências

1. Mericske-Stern R, Zarb GA. Overdentures: an alternative implant methodology for edentulous patients. *Int J Prosthodont.* 1993; 6: 203-208.
2. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990; 5: 375-383.
3. Spiekermann H, Jansen UK, Richter EJ. A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10: 231-243.
4. Davis DM, Rogers JO, Packer ME. The extent of maintenance required by implant-retained mandibular overdentures: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11: 767-774.
5. Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; 13: 539-545.
6. Ichikawa T, Horiuchi M, Wigianto R, Matsumoto N. In vitro study of mandibular implant-retained overdentures: the influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue. *Int J Prosthodont.* 1996; 9: 394-399.
7. Batenburg RH, Raghoobar GM, Van Oort RP, Heijdenrijk K, Boering G. Mandibular overdentures supported by two or four endosteal implants. A prospective, comparative study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1998; 27: 435-439.

8. Wismeijer D, Van Waas MA, Vermeeren JI, Mulder J, Kalk W. Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures. A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 26: 263-267.
9. Visser A, Raghoobar GM, Meijer HJ, Batenburg RH et al. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants. A 5-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2005; 16: 19-25.
10. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chechade A, Duncan WJ, Gizani S et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patient. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 19: 3-4.
11. Watson CJ, Tinsley D, Sharma S. Implant complications and failures: the complete overdenture. *Dent Update.* 2001; 28: 234-238, 240.
12. Karabuda C, Tosun T, Ermis E, Ozdemir T. Comparison of 2 retentive systems for implant-supported overdentures: soft tissue management and evaluation of patient satisfaction. *J Periodontol.* 2002; 73: 1067-1070.
13. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys.* 2007, doi: 10.1016/j.medengphy.2007.02.005.
14. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent.* 2007; 97: 229-235.

15. Poter JA Jr, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002; 17: 651-662.
16. Gotfredson K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load of different duration. A study in the dog (III). *Clin Oral Implants Res*. 2001; 12: 552-558.
17. Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int*. 1996; 27: 591-598.
18. Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent*. 1996; 76: 624-632.
19. 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 dog. *J Oral Rehabil*. 1998; 25: 847-858.
20. Kawasaki T, Takayama Y, Yamada T, Notami K. Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge – three dimensional behavior of a lower complete denture. *J Oral Rehabil*. 2001; 28: 950-957.
21. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil*. 1998; 25: 299-303.
22. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw.

- Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977; 16: 1-132.
23. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001; 85: 99-119.
24. Payne AG, Solomons YF. Mandibular implant-supported overdentures: a prospective evaluation of the burden of prosthodontic maintenance with 3 different attachment systems. *Int J Prosthodont.* 2000; 13: 246-253.
25. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; 13: 369-376.
26. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont.* 1995; 4: 98-100.
27. Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont.* 2007; 20: 193-198.
28. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study. *J Prosthet Dent.* 2007; 97: 85-92.
29. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent.* 1992; 68: 421-427.

30. Sertgoz A, Gunever S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1996; 76: 165-169.
31. Caglar A, Aydin C, Ozen, J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006; 21: 36-44.
32. Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil.* 2005; 32: 193-205.
33. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence on superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent.* 1992; 68: 96-102.
34. Ben-Ur Z, Gorfil C, Shifman A. Anterior implant-supported overdentures. *Quintessence Int.* 1996; 27: 603-606.
35. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In vitro study of mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont.* 2003; 16: 128-134.
36. Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 328-336.
37. Song WZ, Yin WZ, Li MH. Energy relieving effect of different thickness of mucosa beneath mandibular complete denture. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2004; 39: 57-59.

38. Chao YL, Meijer HJ, van Oort RP, Versteegh PAM. The incomprehensible success of the implant stabilized overdenture in the edentulous mandible: a literature review on transfer of chewing forces to bone surrounding implants. *Eur J Prosthodont Res Dent.* 1995; 3: 255-261.
39. Yokohama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20: 578-583.
40. Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6: 319-328.
41. Ochiai KT, Willians BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. *J Prosthet Dent.* 2004; 91: 421-427.

Tabela**Tabela 1.** Propriedades das estruturas e dos materiais utilizados nos modelos

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referência
Dente de Resina	3000	0,35	27
Resina	3000	0,35	27
Dura	680	0,45	28
Fibromucosa Resiliente	340	0,45	28
Flácida	1	0,37	25
Osso Cortical	13700	0,3	19
Osso Medular	1370	0,3	19
Implante (Ti-6Al-4V)	103400	0,35	30
Liga de Co-Cr	218000	0,33	31
Aço Inoxidável	19000	0,31	Fabricante*
Clipe Plástico	3000	0,28	Fabricante*
Borracha	5	0,45	32

* Comunicação pessoal

Figuras

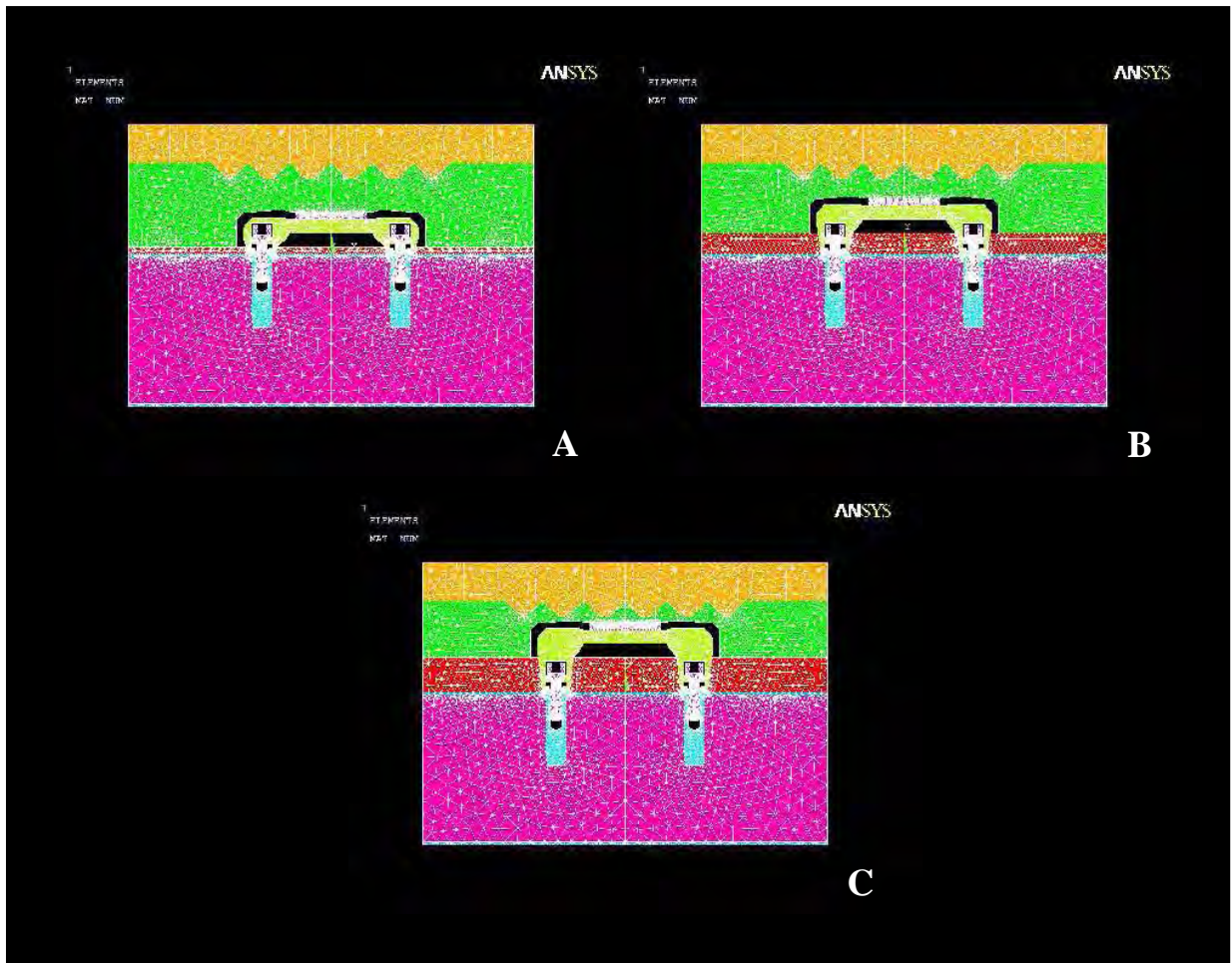


Fig. 1. Modelos do grupo A com a malha de elementos finitos gerada. **A**, modelo com fibromucosa de 1mm (20494 nós e 9778 elementos). **B**, modelo com fibromucosa de 3mm (19526 nós e 9306 elementos). **C**, modelo com fibromucosa de 5mm (18398 nós e 8758 elementos).

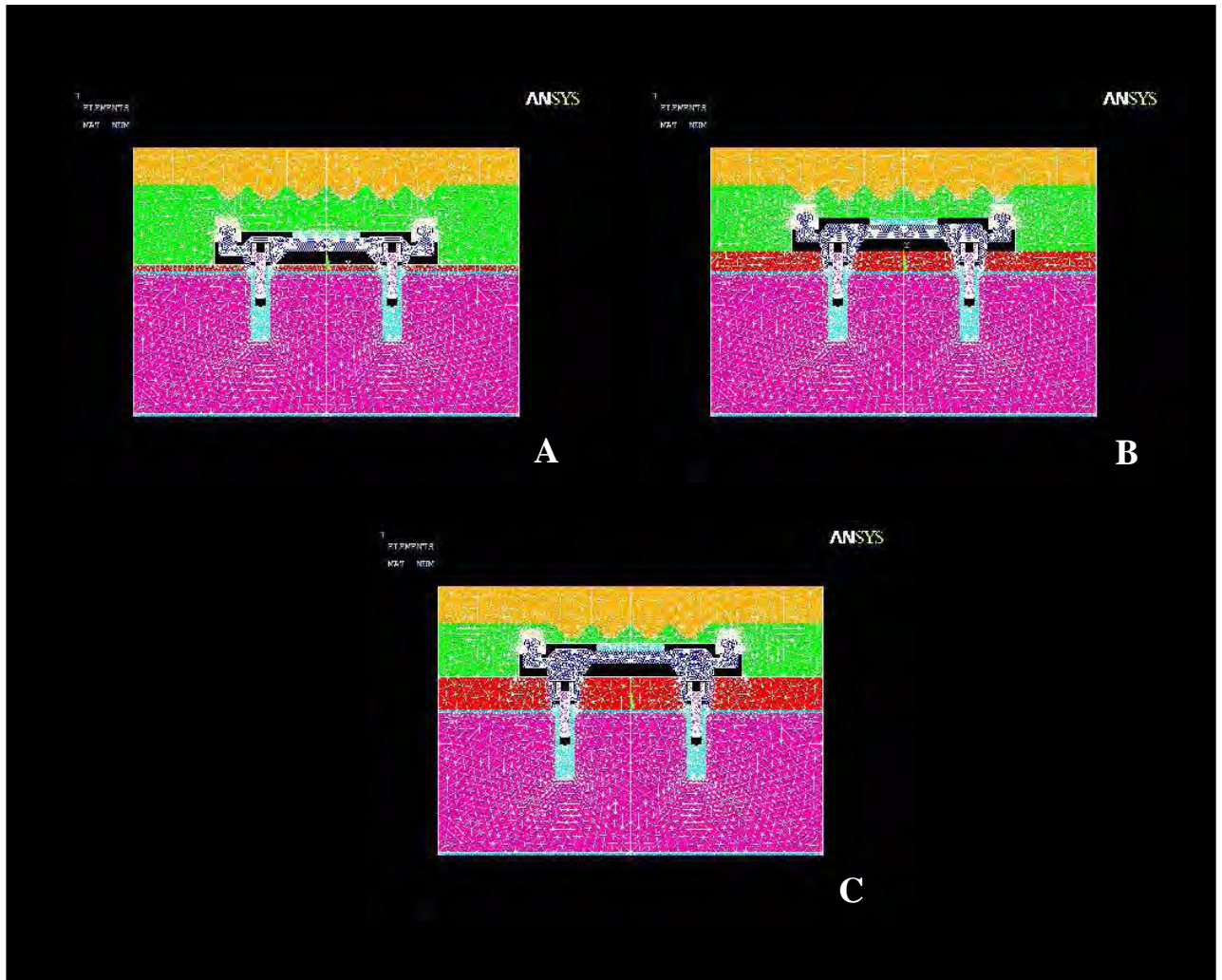


Fig. 2. Modelos do grupo B com a malha de elementos finitos gerada. **A**, modelo com fibromucosa de 1mm (18686 nós e 8872 elementos). **B**, modelo com fibromucosa de 3mm (19046 nós e 9084 elementos). **C**, modelo com fibromucosa de 5mm (18408 nós e 8778 elementos).

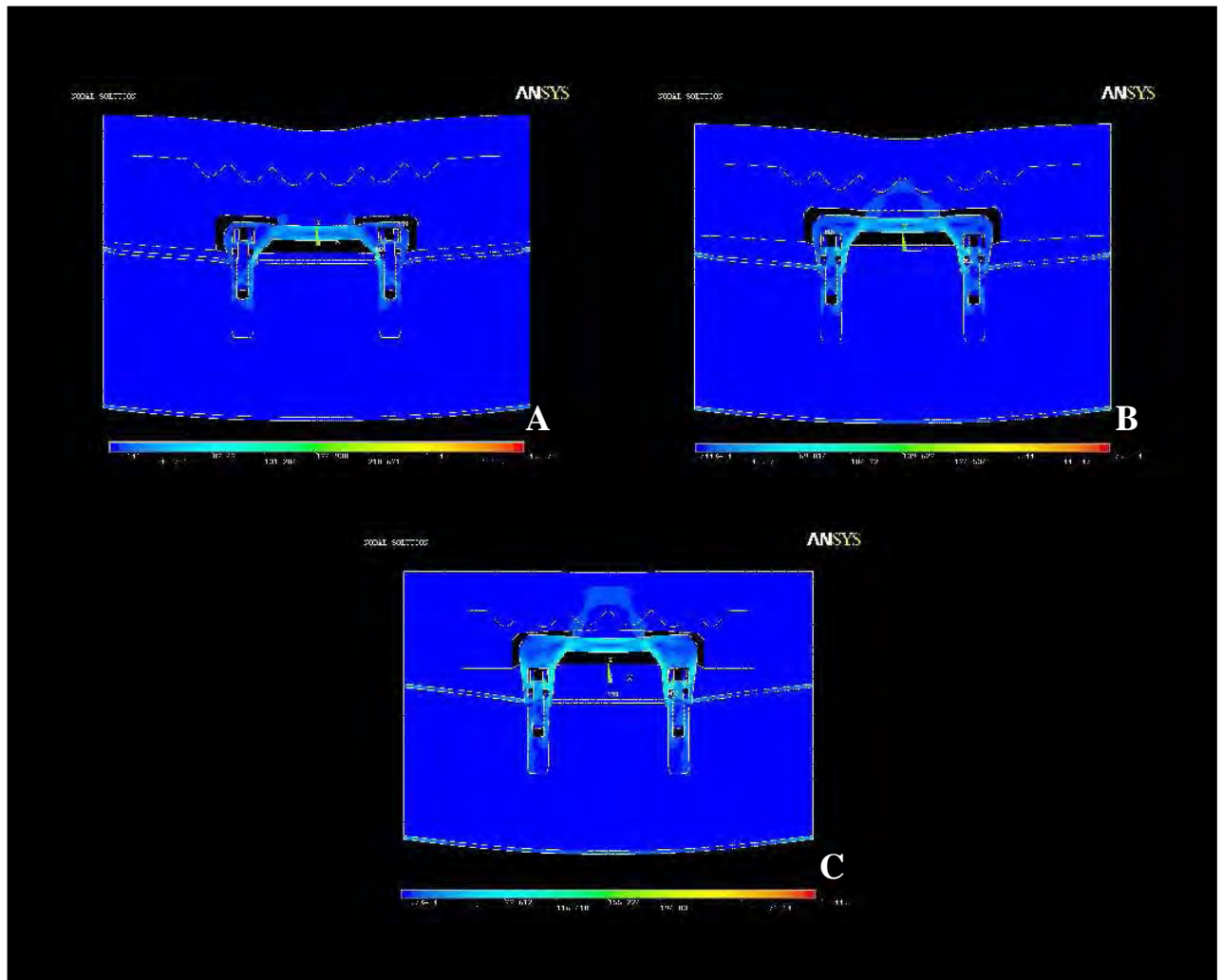


Fig. 3. Distribuição das tensões principais (MPa) nos modelos do grupo A. **A**, fibromucosa na espessura de 1mm. **B**, fibromucosa na espessura de 3mm. **C**, fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

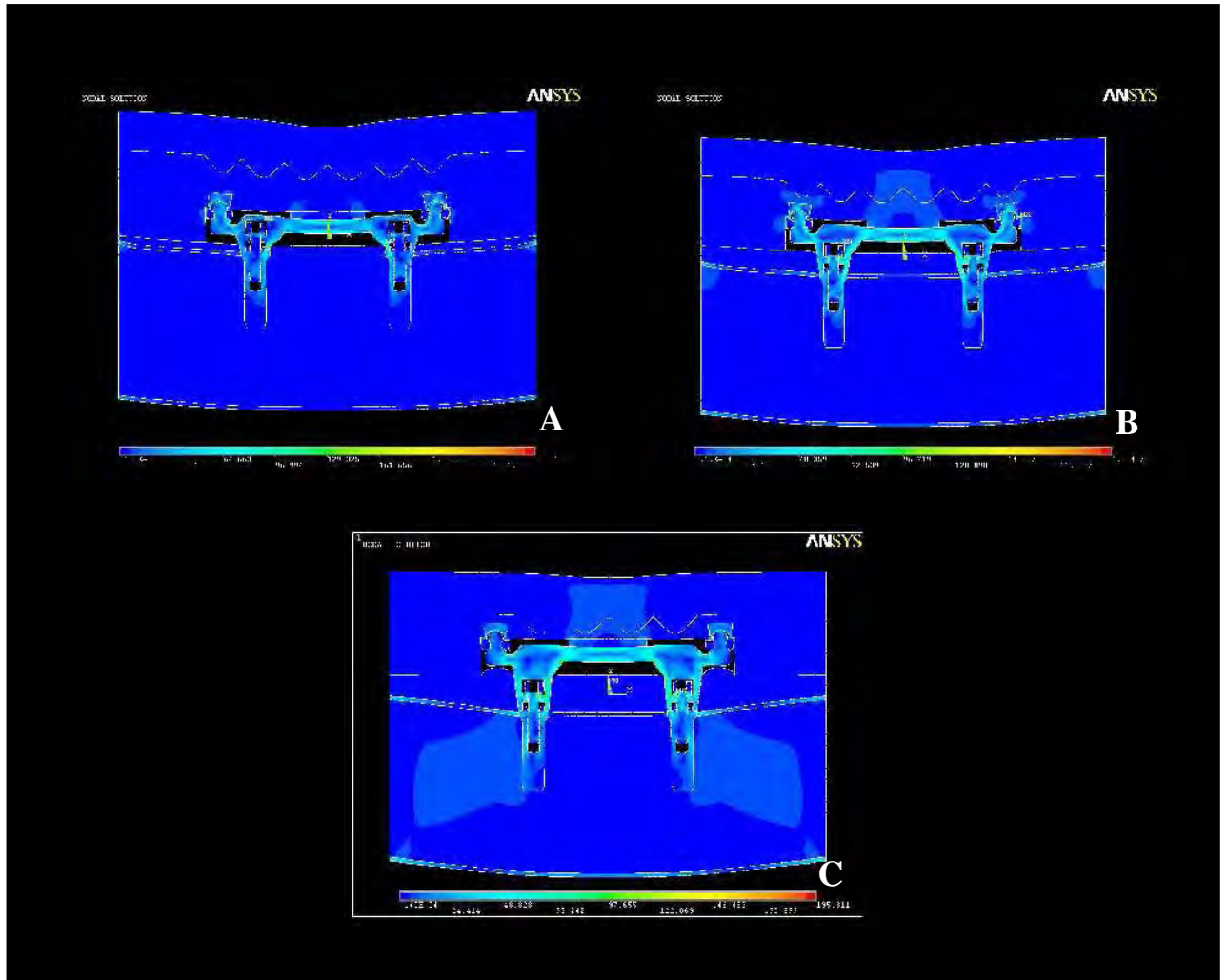


Fig. 4. Distribuição das tensões principais (MPa) nos modelos do grupo B. **A**, fibromucosa na espessura de 1mm. **B**, fibromucosa na espessura de 3mm. **C**, fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

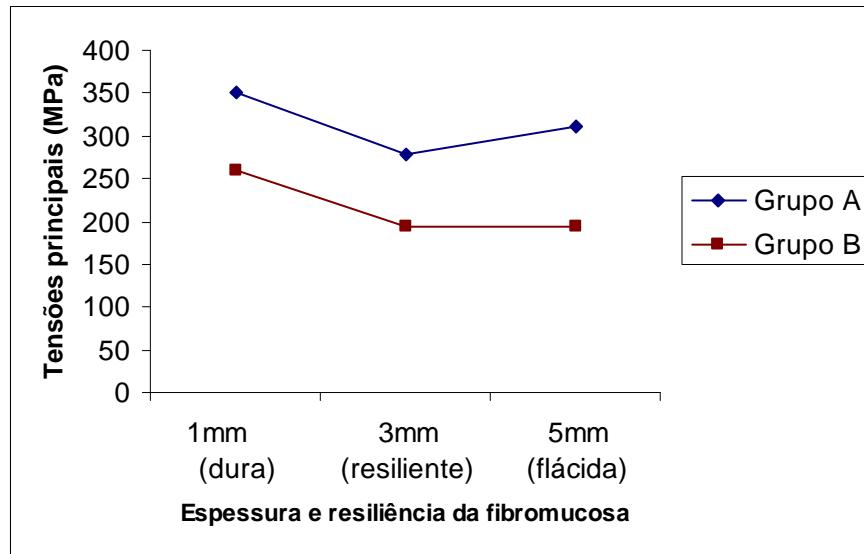


Fig. 5. Distribuição dos valores das tensões principais máximas (MPa) gerais nos grupos avaliados, com diferentes espessuras (1, 3 e 5mm) e resiliências (dura resiliente e flácida) da fibromucosa.

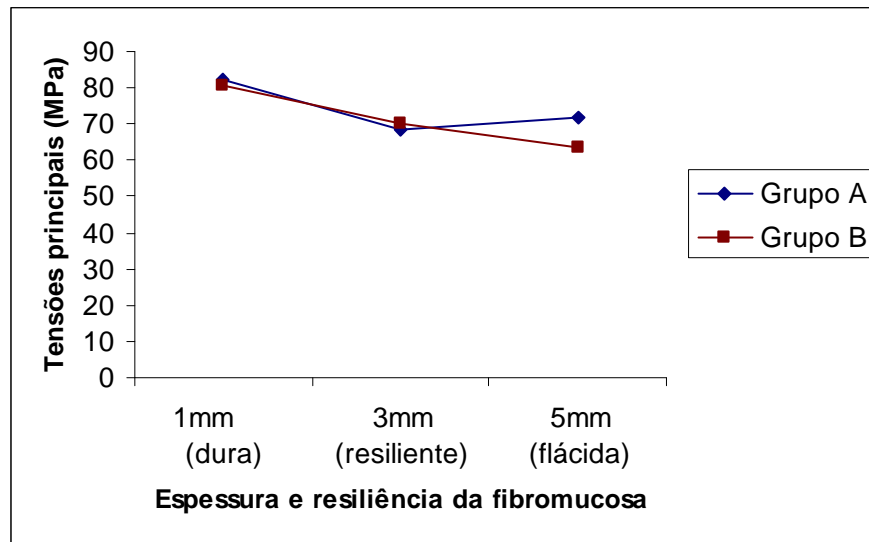


Fig. 6. Distribuição dos valores das tensões principais máximas (MPa) nos tecidos de suporte nos grupos avaliados, com diferentes espessuras (1, 3 e 5mm) e resiliências (dura resiliente e flácida) da fibromucosa.

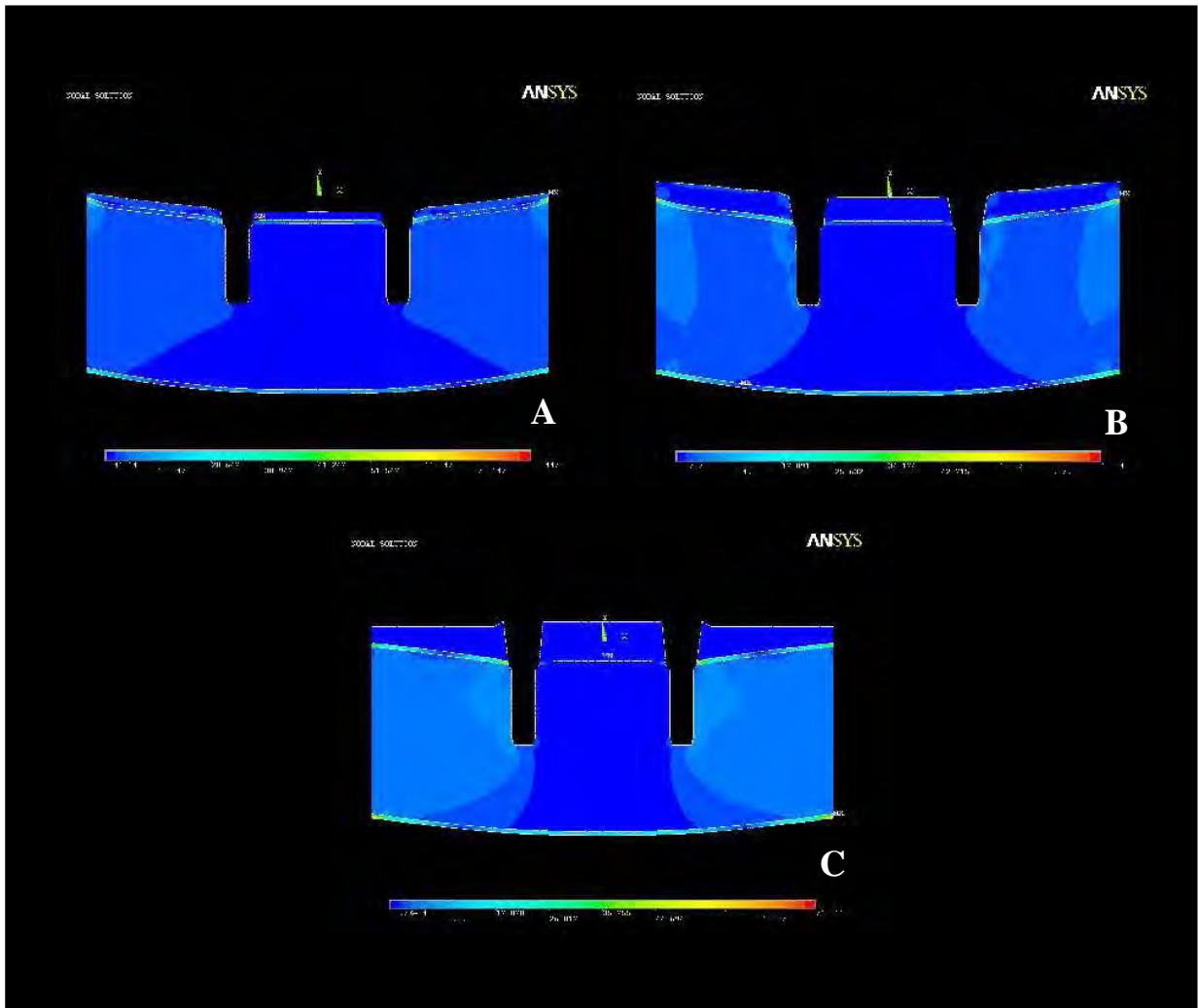


Fig. 7. Distribuição das tensões principais (MPa) nos tecidos de suporte dos modelos do grupo A. **A**, fibromucosa na espessura de 1mm. **B**, fibromucosa na espessura de 3mm. **C**, fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

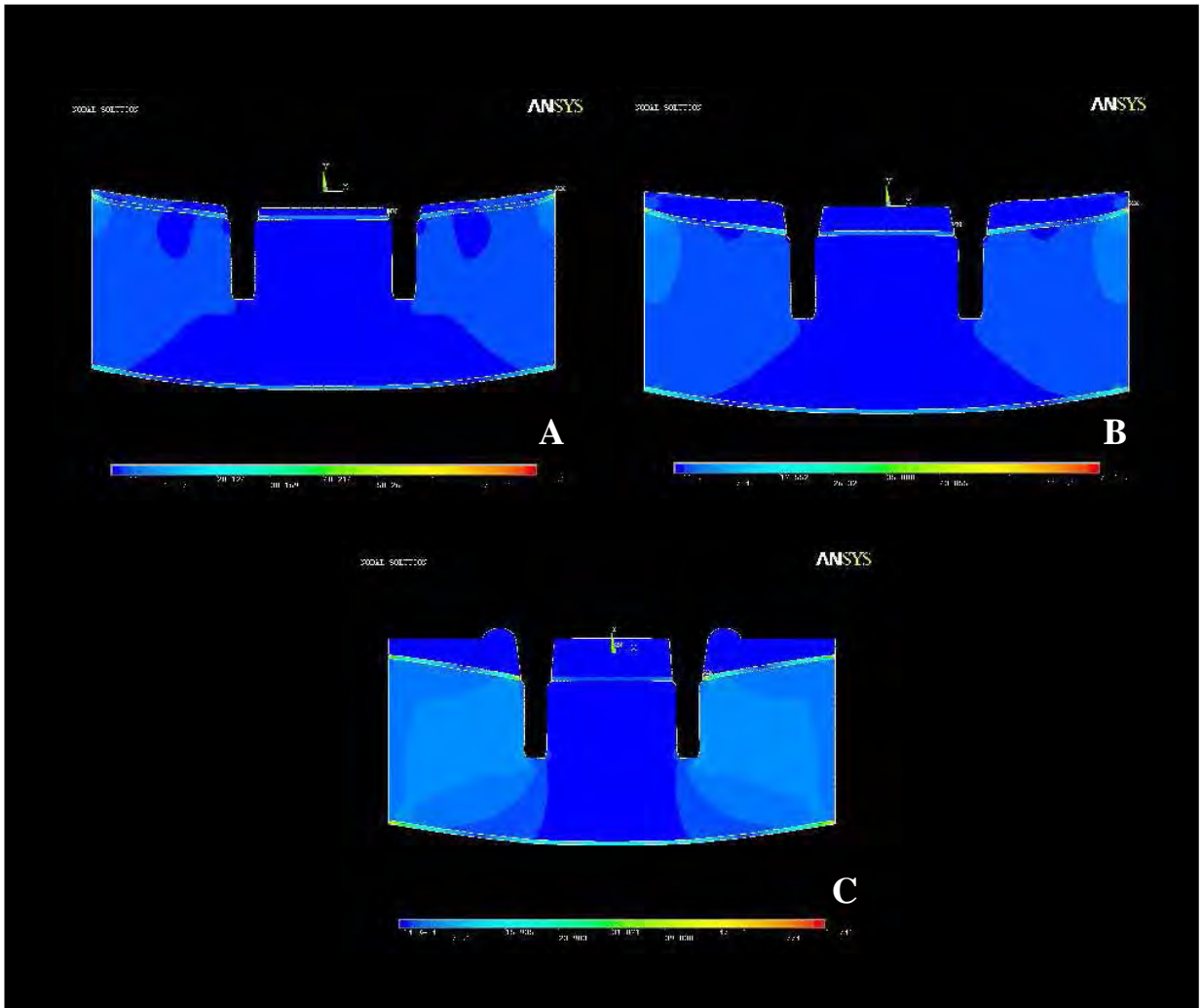
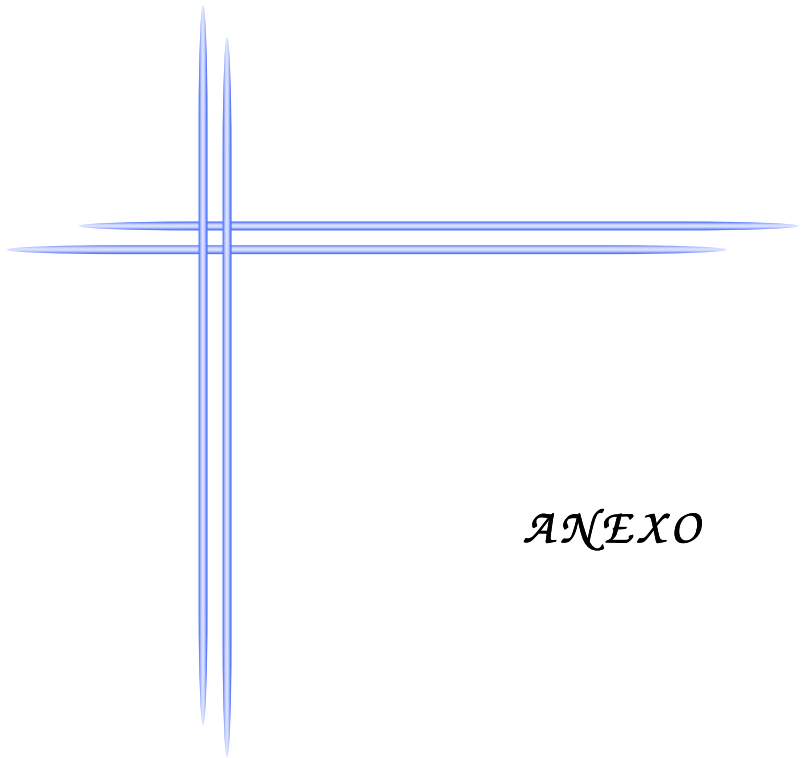


Fig. 8. Distribuição das tensões principais (MPa) nos tecidos de suporte dos modelos do grupo B. **A**, fibromucosa na espessura de 1mm. **B**, fibromucosa na espessura de 3mm. **C**, fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).



ANEXO

Anexo A. Materiais e Métodos

Para o desenvolvimento da metodologia com elementos finitos é necessário, primeiramente, a confecção do modelo matemático que represente o problema físico a ser estudado. Para essa pesquisa foram utilizados quatro modelos matemáticos bidimensionais, criados em um programa de desenho assistido, representando um corte frontal da porção anterior de uma mandíbula edêntula correspondentes à região inter-caninos, para aplicação do carregamento na região central.

Os modelos foram divididos em quatro grupos A, B, C e D quanto à utilização ou não de implantes para retenção do aparelho protético e quanto à apresentação dos implantes, se ferulizados ou independentes, associados aos respectivos sistemas de retenção: barra/clipe plástico em implantes ferulizados, attachments esféricos (o'ring) em implantes independentes ou ferulizados associados à barra. Para cada grupo, a fibromucosa assumiu três características de espessura e resiliência (tabela 1).

Tabela 1. Divisão dos grupos:

GRUPOS	CARACTERÍSTICA DO MODELO	CARACTERÍSTICA DA FIBROMUCOSA	ESPESSURA DA FIBROMUCOSA (mm)
A (controle)	Prótese total convencional	Dura	1,0
		Resiliente	3,0
		Flácida	5,0
B	<i>Overdenture</i> com sistema de retenção barra-clipe	Dura	1,0
		Resiliente	3,0
		Flácida	5,0
C	<i>Overdenture</i> com sistema de retenção esférico do tipo o'ring	Dura	1,0
		Resiliente	3,0
		Flácida	5,0
D	<i>Overdenture</i> com sistema de retenção barra-clipe associado a dois o'rings distais	Dura	1,0
		Resiliente	3,0
		Flácida	5,0

A1. Criação dos modelos

Para criação dos modelo foi utilizado um programa de desenho assistido (AutoCAD 2005, Autodesk Inc., San Rafael, CA, EUA), pois permite a determinação das dimensões dos elementos, componentes e distâncias biológicas dentro de um padrão de fidelidade elevado, simulando uma situação próxima da realidade. Os modelos bidimensionais foram confeccionados a partir da imagem digitalizada do implante e componentes protéticos, seccionados longitudinalmente e de dados dimensionais das estruturas dos modelos, presentes na literatura.

Geometria das estruturas:

- **Mandíbula:**

A mandíbula foi representada por um bloco envolvendo os implantes, quando presentes, e as dimensões do osso cortical e fibromucosa estão dispostas na tabela 2. As dimensões do osso medular foram baseadas nas dimensões da imagem usada como referência para montagem dos modelos (Figura 1), sendo este representado com uma espessura de 20 mm.

Tabela 2. Dimensões da fibromucosa e osso cortical.

ESTRUTURA	DIMENSÃO (mm)	REFERÊNCIA
Fibromucosa	1,0 (dura)	Rebossio (1963)
	3,0 (resiliente)	Kydd et al. (1971); Besimo & Kempf (1995); Meniccuci et al. (1998)
	5,0 (flácida)	
Osso Cortical	0,5	Lacerda (1999)

- **Prótese e dentes artificiais:**

A partir de imagem fotográfica com visão frontal de uma *overdenture* mandibular confeccionada sobre modelo mandibular de resina (Figura 1), foi possível obter as dimensões de contorno da prótese e dos dentes artificiais.



Figura 1. Imagem fotográfica (visão frontal) da prótese mandibular confeccionada sobre modelo de resina.

- **Implantes e componentes protéticos:**

Foram utilizados neste estudo implantes osseointegrados de hexágono externo, com dimensões de 3,75mm de diâmetro por 11,5mm de comprimento, plataforma 4,1mm e componentes protéticos da marca Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil.

Os implantes foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável para posterior secção. Após este procedimento, o implante seccionado incluído em resina foi digitalizado por meio de *scanner* e a imagem importada pelo programa de desenho assistido AutoCAD.

Para montagem do sistema de retenção esférico, foram utilizados *abutment* esférico com cinta de 2mm, espaçador, o'ring e cápsula (049071, Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil), e para confecção da barra foram utilizados dois cilindros plásticos UCLA (055021, Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil), barra de plástico e clipe plástico (204000, Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil).

Para os modelos B e D, após enceramento e montagem da barra nos cilindros UCLA, o conjunto foi fundido em liga de CoCr (CNG Soluções Protéticas, São Paulo, SP, Brasil) segundo procedimentos técnicos laboratoriais padrões, com os implantes posicionados paralelamente a 20mm de distância e fixados sobre placa de vidro com adesivo de cianocrilato (SuperBond Loctite, Henkel Corp., Rocky Hill, CT, EUA) e silicone de condensação (Zetalabor, Zhermack S.p.A., Rovigo, Itália). No modelo B o clipe plástico foi conectado à barra que por sua vez foi unida aos implantes pelos parafusos de retenção. O modelo C foi caracterizado pela cápsula posicionada sobre o *abutment* esférico, com interposição do espaçador plástico, conectado ao implante. Já o modelo D foi caracterizado pela associação dos modelos B e C.

Os conjuntos foram incluídos em 10g de resina acrílica autopolimerizável (Jet, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, SP, Brasil), sob calor e pressão constante de 150Kgf/cm³, em embutidora metalográfica (Arotec PRE 30S, Arotec S.A. Ind. e Com., Cotia, SP, Brasil) (Figura 2) por 20 minutos (Figura 3). A inclusão dos conjuntos em resina acrílica teve o intuito de possibilitar que os mesmos, posteriormente, fossem seccionados longitudinalmente em recortadeira (Isomet, Buehler, Lake Bluff, II, EUA) (Figura 4) para direta visualização dos passos de rosca e da estrutura e superfície interna dos implantes e componentes, além da adaptação entre os mesmos (Figuras 5 e 6).



Figura 2. Embutidora Arotec PRE-30S.

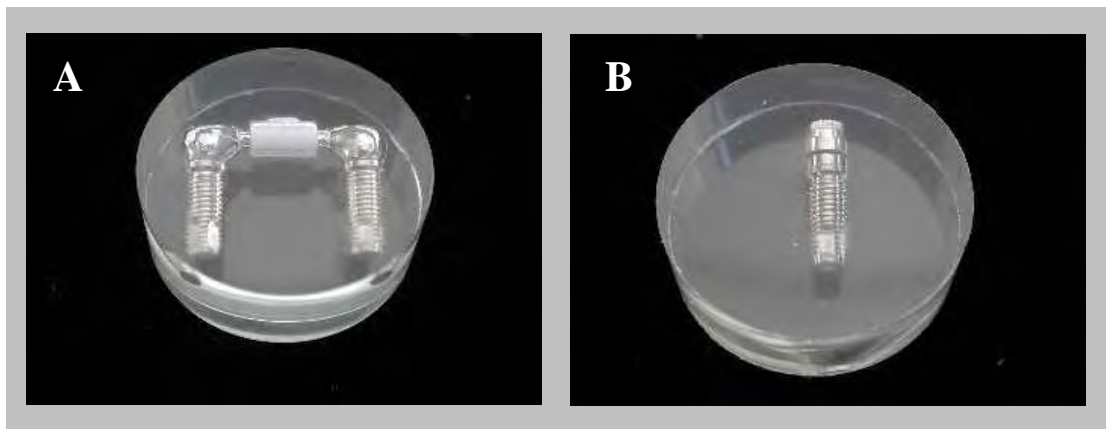


Figura 3. A, Conjunto do sistema barra-clipe incluído em resina acrílica autopolimerizável, **B,** Conjunto do sistema esférico incluído em resina acrílica autopolimerizável.

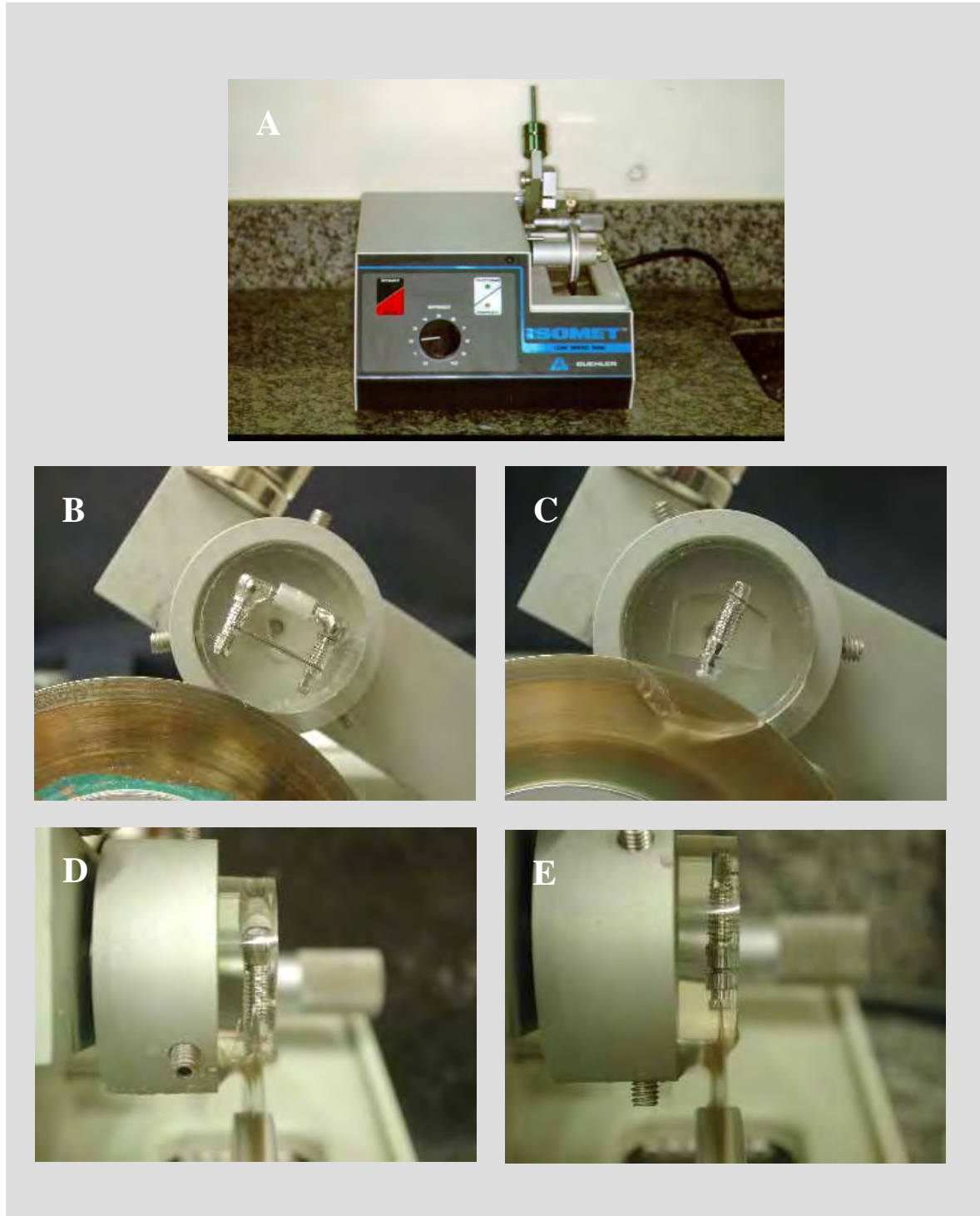


Figura 4. A, Recortadeira Isomet. **B,** Vista frontal do conjunto do sistema barra-clipe sendo seccionado. **C,** Vista frontal do conjunto esférico sendo seccionado. **D,** Vista lateral do conjunto do sistema barra-clipe sendo seccionado. **E,** Vista lateral do conjunto esférico sendo seccionado. Observar o disco da recortadeira incidindo no centro do implante e dos componentes protéticos (imagens D e E).



Figura 5. Conjunto barra-clipe após secção em recordadeira, possibilitando visualização dos passos de rosca, da superfície interna e da adaptação entre os componentes e os implantes.



Figura 6. Conjunto esférico após secção em recordadeira, possibilitando visualização dos passos de rosca, da superfície interna e da adaptação entre os componentes e o implante.

Com auxílio de *scanner* (HP scanjet 2400, Hewlett-Packard Company, Palo Alto, CA, EUA) os conjuntos incluídos e seccionados foram digitalizados e as imagens obtidas importadas pelo programa AutoCAD, no qual foi possível reproduzir com alta fidelidade a dimensão, o formato, e a relação entre o implante e os componentes protéticos.

Com as imagens em ambiente AutoCAD, os modelos propostos foram confeccionados, sendo o modelo A (controle), prótese total convencional com a fibromucosa nas espessuras de 1mm (Figura 7), 3mm (Figura 8) e 5mm (Figura 9); modelo B, *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe com a fibromucosa nas espessuras de 1mm (Figura 10), 3mm (Figura 11) e 5mm (Figura 12); modelo C, *overdenture* com sistema de retenção esférico do tipo o'ring com a fibromucosa nas espessuras de 1mm (Figura 13), 3mm (Figura 14) e 5mm (figura 15); modelo D, *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe associado a dois o'rings distais, com a fibromucosa nas espessuras 1mm (Figura 16), 3mm (Figura 17) e 5mm (Figura 18).

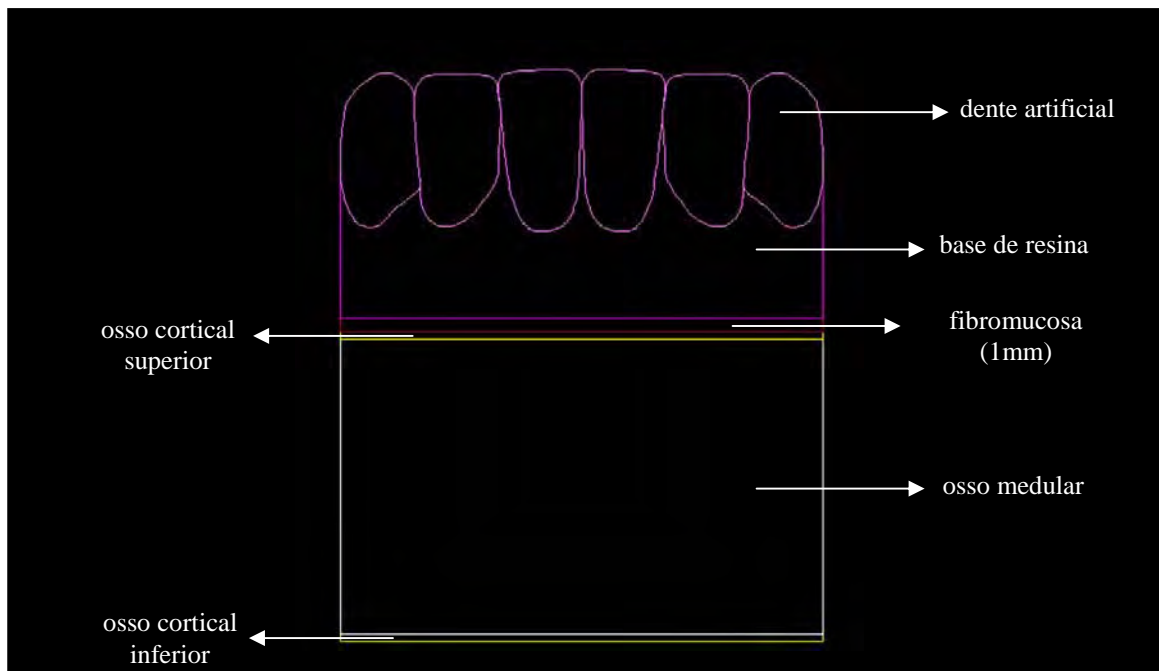


Figura 7. Modelo A (fibromucosa com 1mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, suporte de uma prótese total convencional.

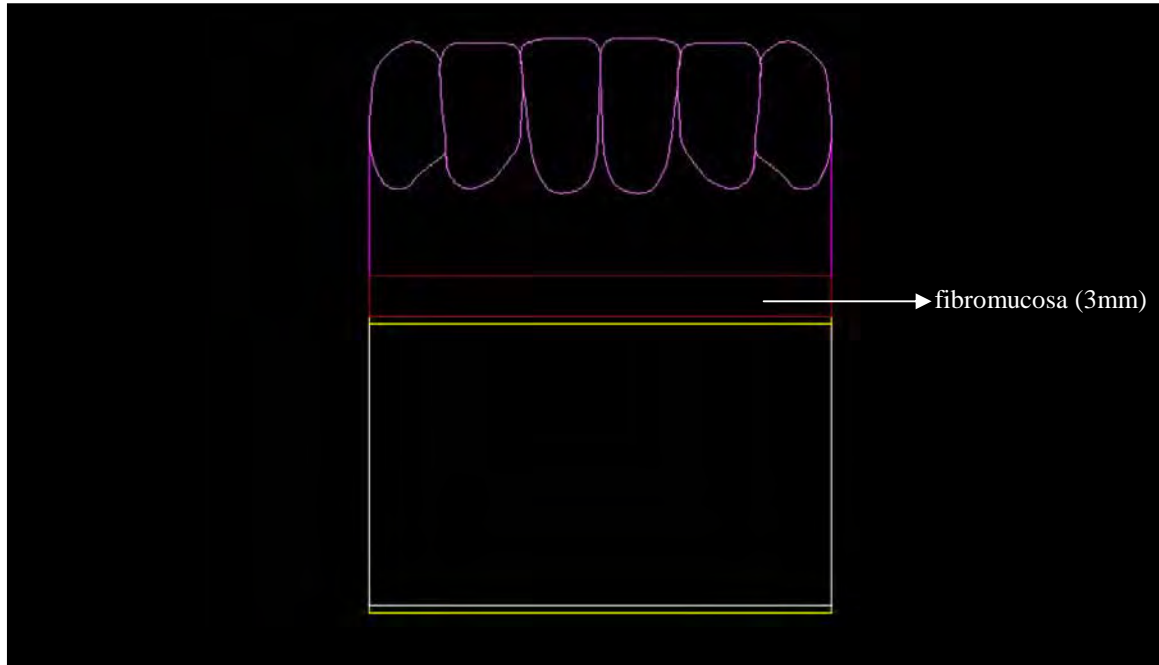


Figura 8. Modelo A (fibromucosa com 3mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, suporte de uma prótese total convencional.

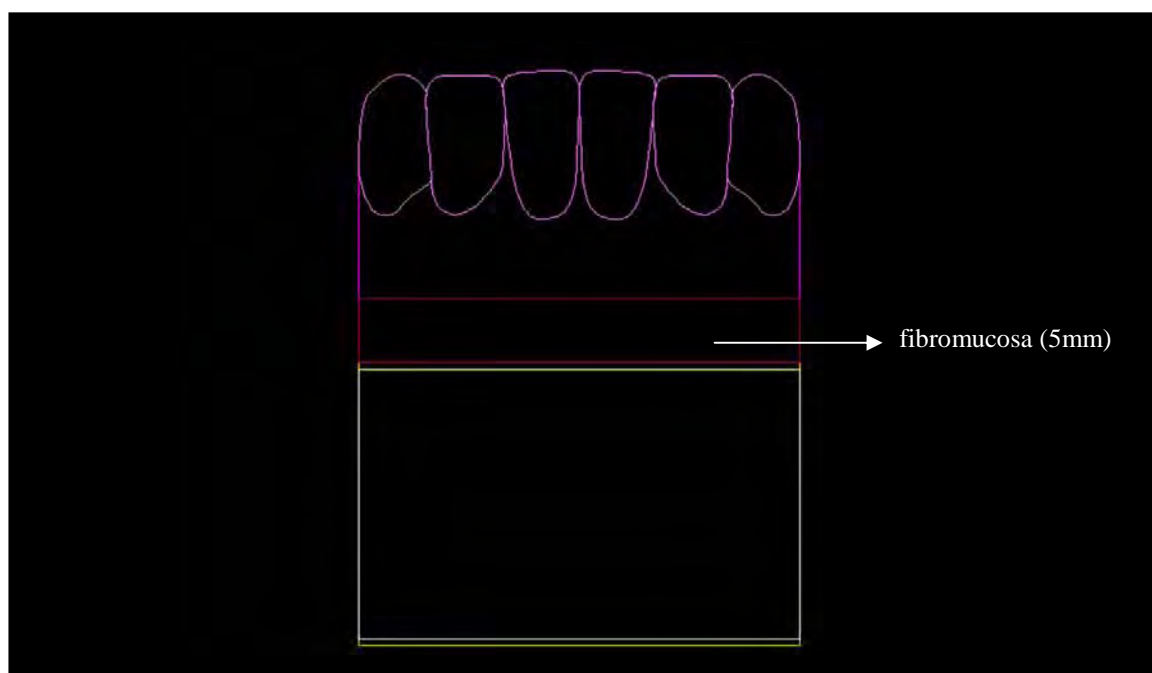


Figura 9. Modelo A (fibromucosa com 5mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, suporte de uma prótese total convencional.

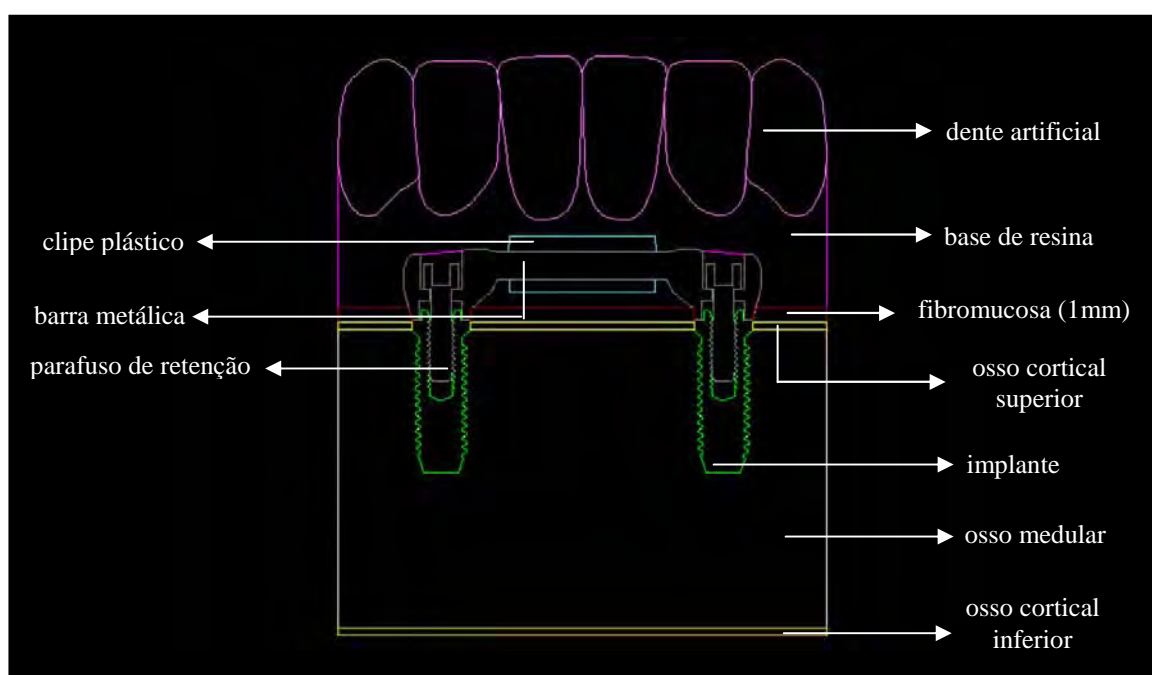


Figura 10. Modelo B (fibromucosa com 1mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo ferulizados (3,75x11,5mm), suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe.

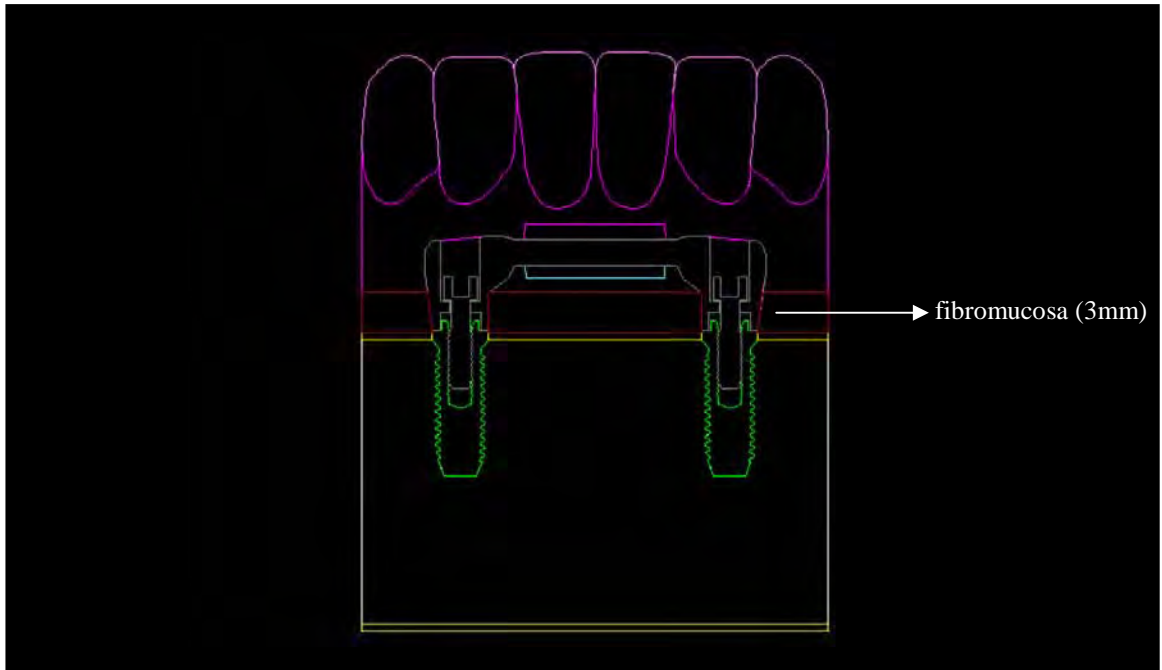


Figura 11. Modelo B (fibromucosa com 3mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo ferulizados (3,75x11,5mm), suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe.

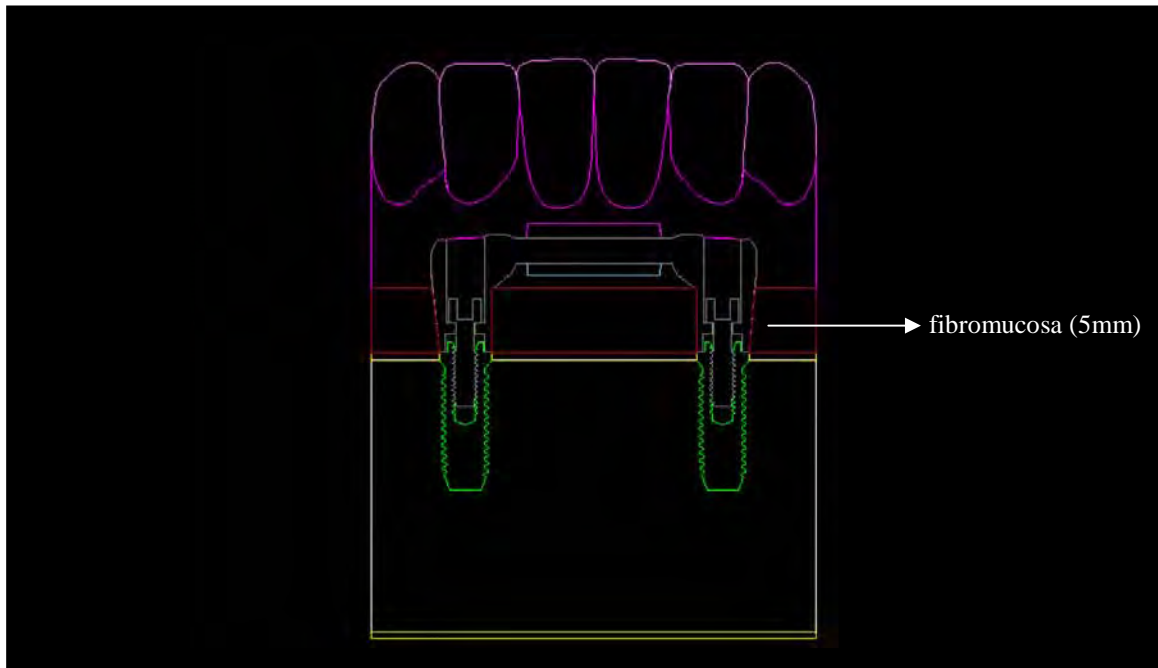


Figura 12. Modelo B (fibromucosa com 5mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo ferulizados (3,75x11,5mm), suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe.

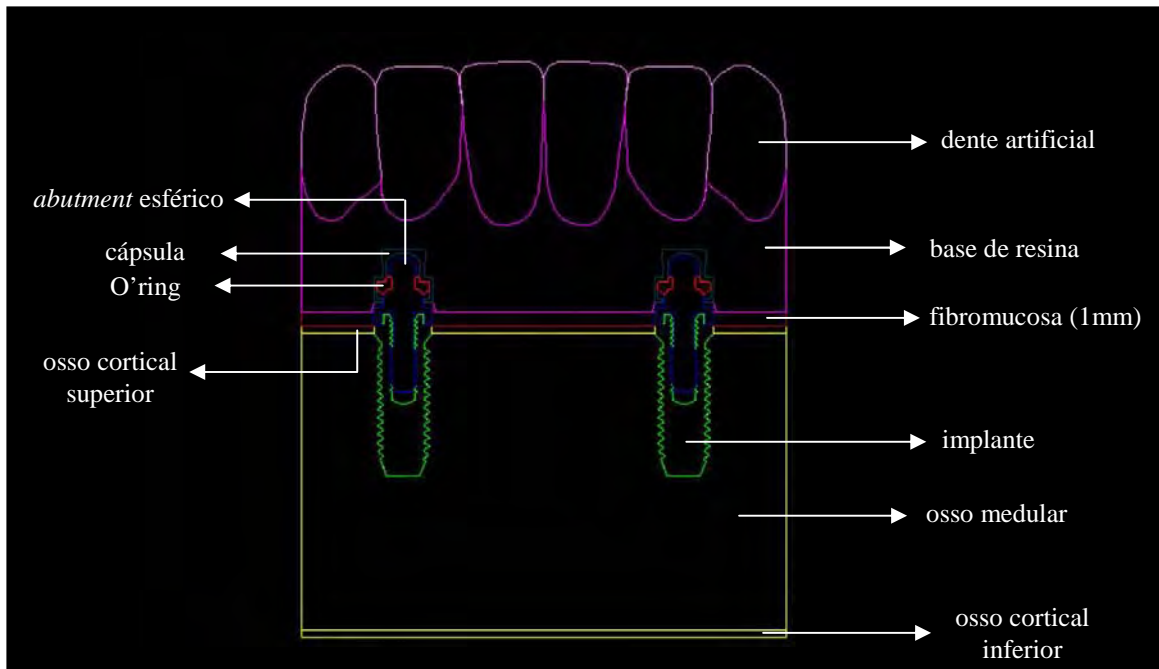


Figura 13. Modelo C (fibromucosa com 1mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção o'ring.

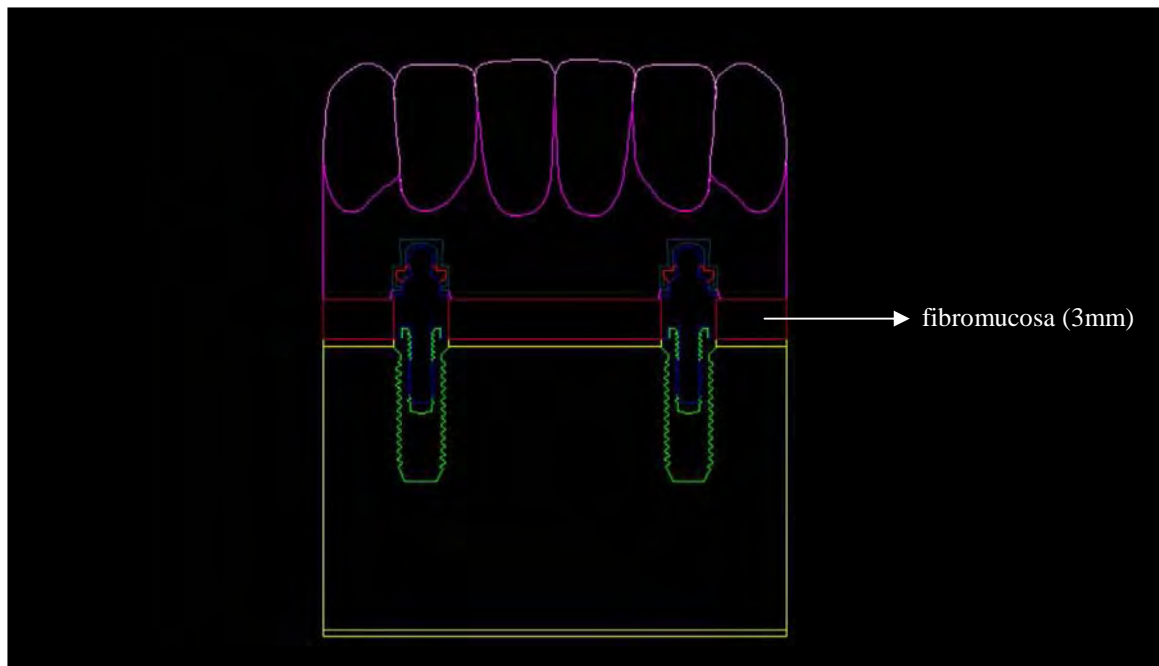


Figura 14. Modelo C (fibromucosa com 3mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção o'ring.

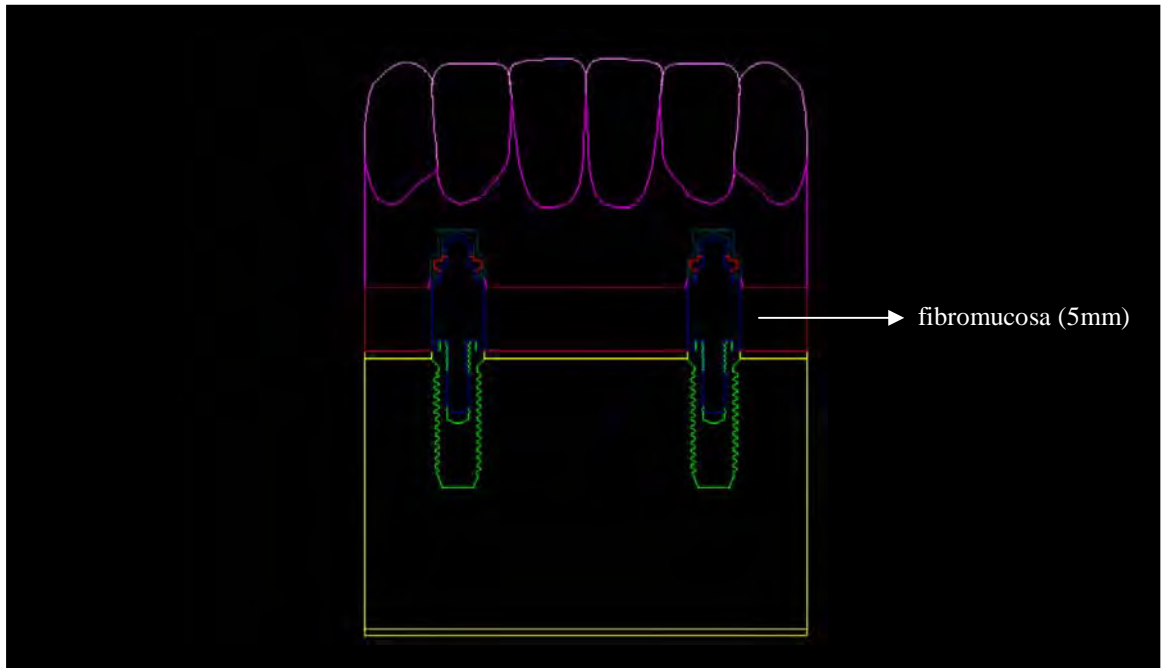


Figura 15. Modelo C (fibromucosa com 5mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção o'ring.

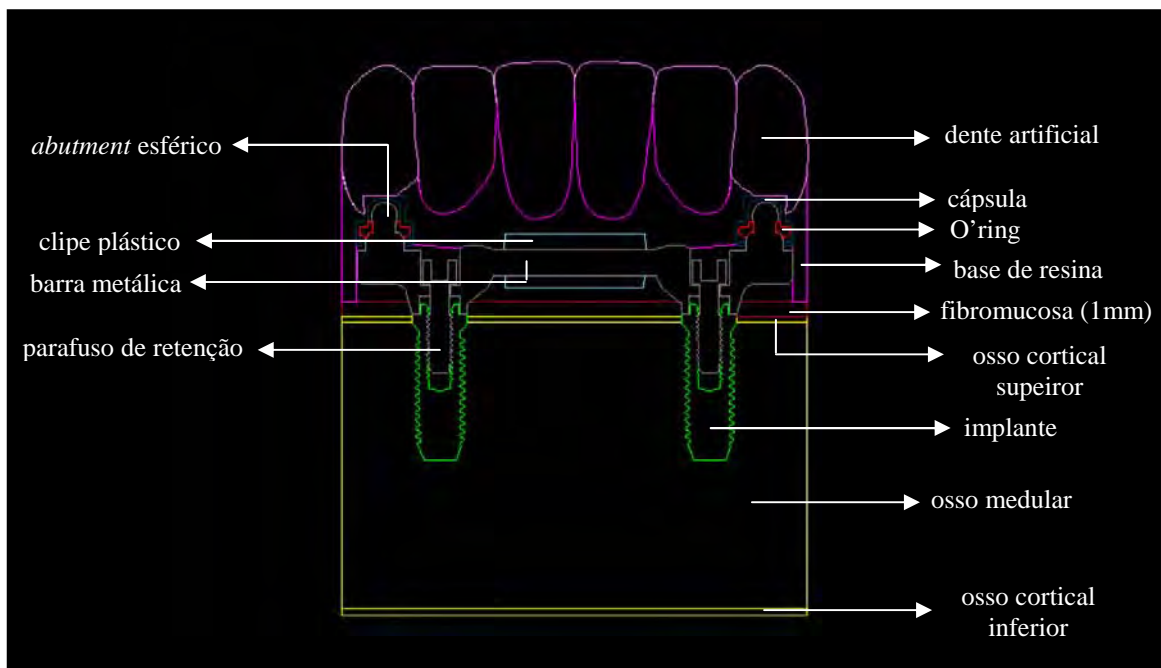


Figura 16. Modelo D (fibromucosa com 1mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe associado a dois o'rings distais.

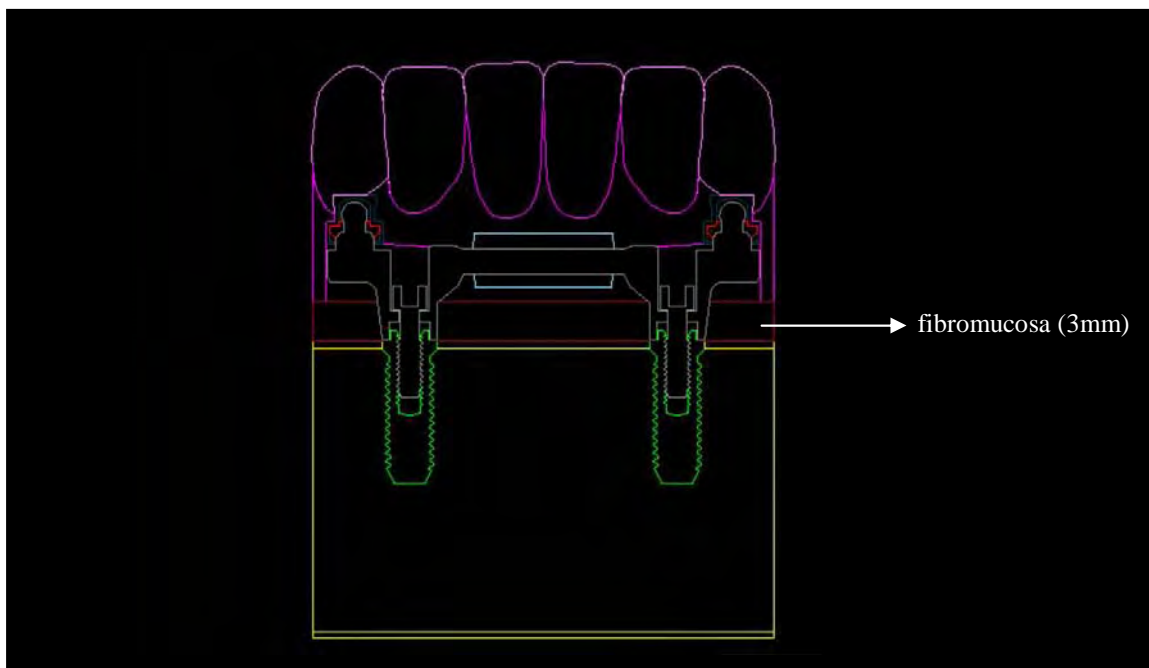


Figura 17. Modelo D (fibromucosa com 3mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe associado a dois o'rings distais.

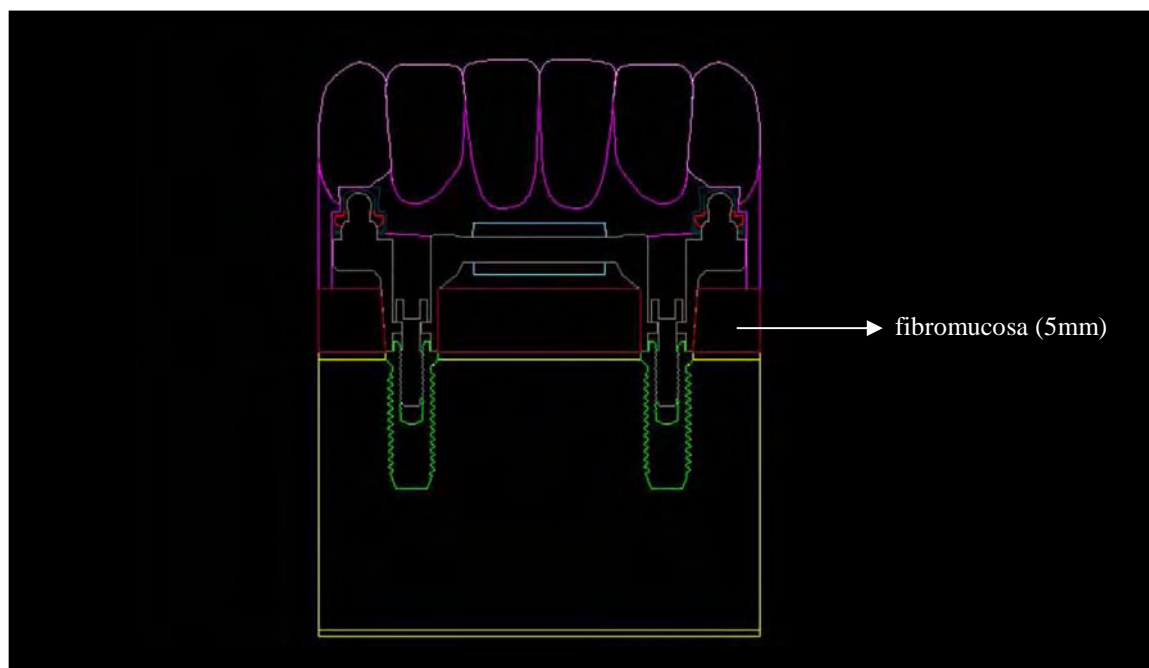


Figura 18. Modelo D (fibromucosa com 5mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe associado a dois o'rings distais.

A2. Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos:

Após a elaboração dos modelos no programa AutoCAD, os mesmos foram cotados (Figuras 19, 20 e 21) e exportados para o programa de elementos finitos (Ansys versão 11.0, Swanson Anlysis System, Houston, Pa, EUA), sob supervisão do Prof. Dr. Edson Antônio Capello Sousa, do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia de Bauru – UNESP. Este programa forneceu os dados relacionados ao comportamento mecânico dos implantes e estruturas adjacentes frente aos diferentes sistemas de retenção das *overdentures* e diferentes espessuras e resiliências da fibromucosa, após carregamento vertical.

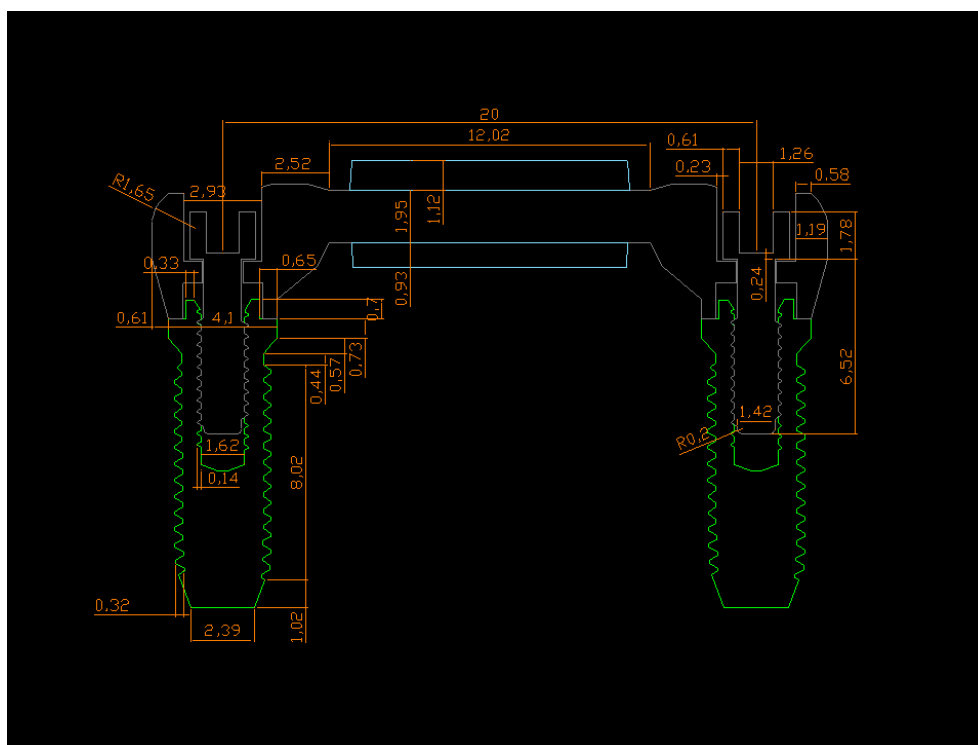


Figura 19. Cota do modelo B (sistema barra-clipe) no programa AutoCAD.

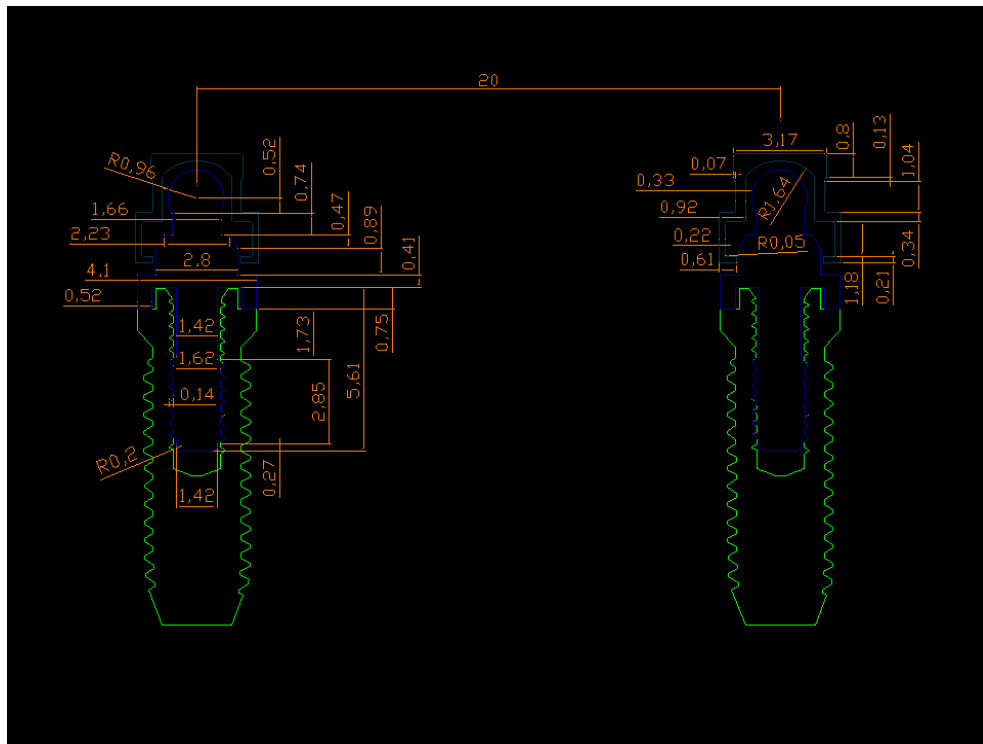


Figura 20. Cota do modelo C (sistema o'ring) no programa AutoCAD.

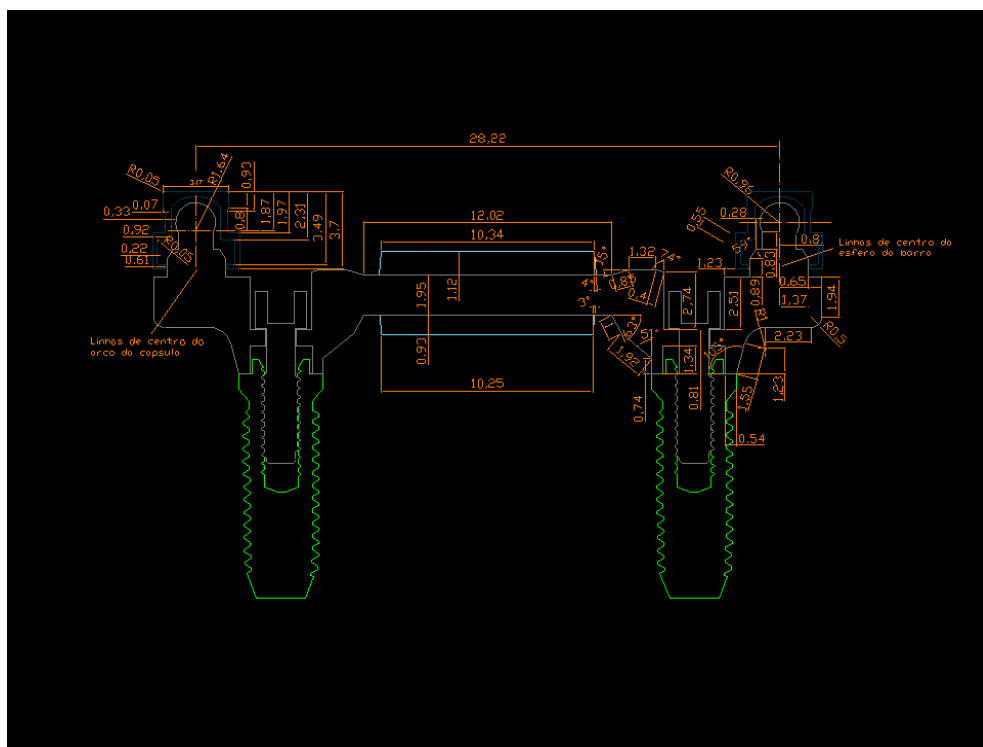


Figura 21. Cota do modelo D (sistema barra-clipe associado a dois o' rings distais) no programa AutoCAD.

As figuras 22 a 33 mostram os modelos A, B, C e D com as variações de espessura da mucosa no programa Ansys. Uma modificação nos modelos criados no Auto CAD foi realizada por meio do programa de elementos finitos, e consistiu na extensão distal bilateral das estruturas, a fim de permitir um maior apoio da prótese sobre a mucosa.

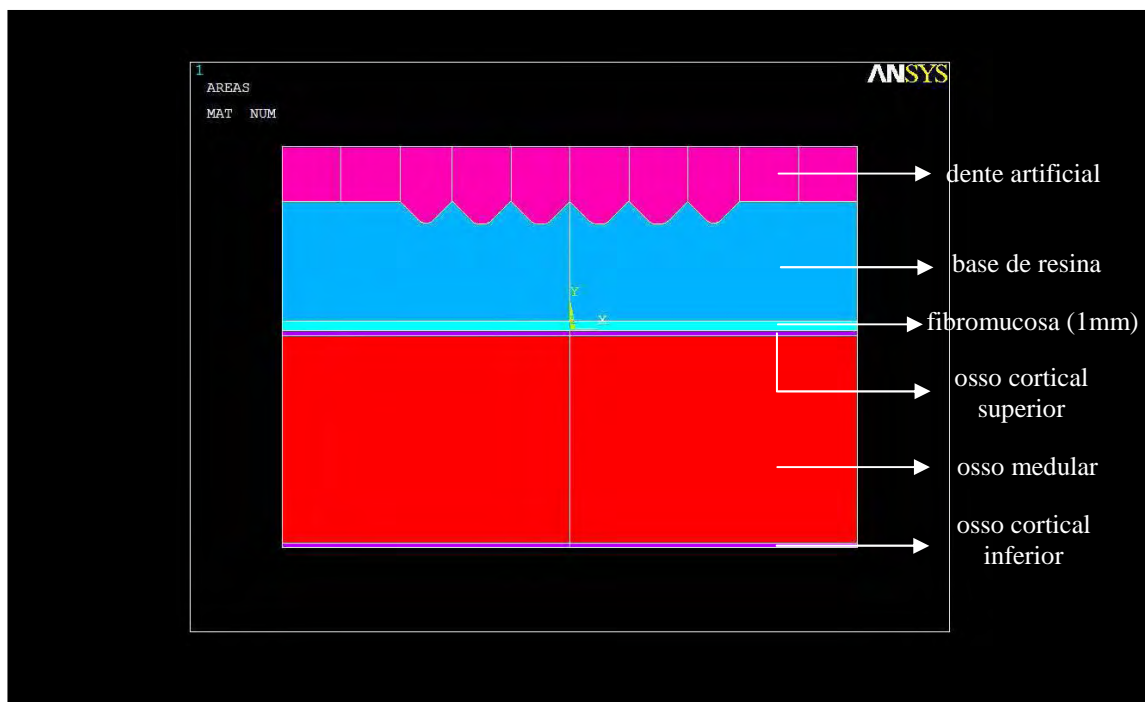


Figura 22. Modelo A (fibromucosa com 1mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, suporte de uma prótese total convencional, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.

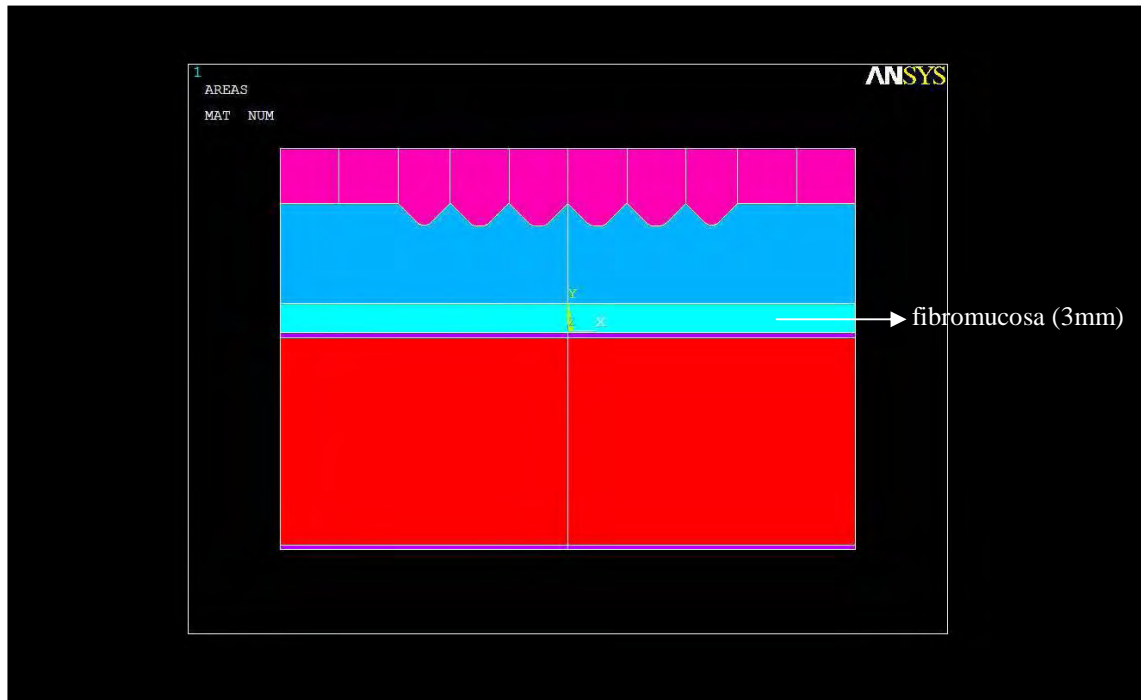


Figura 23. Modelo A (fibromucosa com 3mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, suporte de uma prótese total convencional, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.

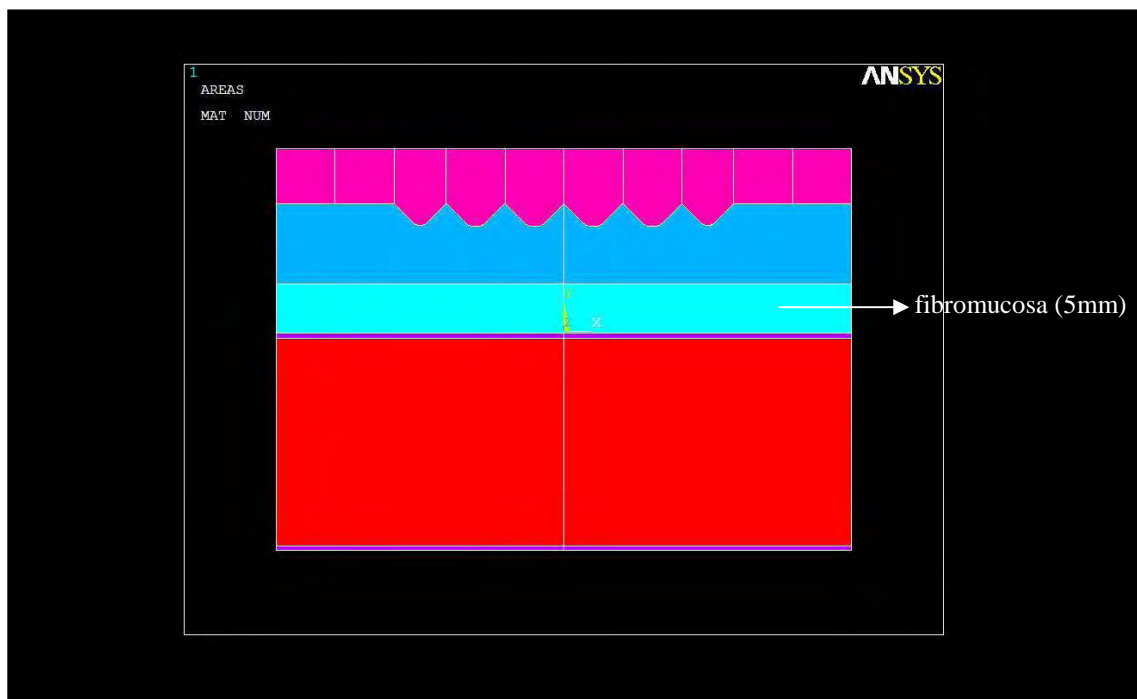


Figura 24. Modelo A (fibromucosa com 5mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, suporte de uma prótese total convencional, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.

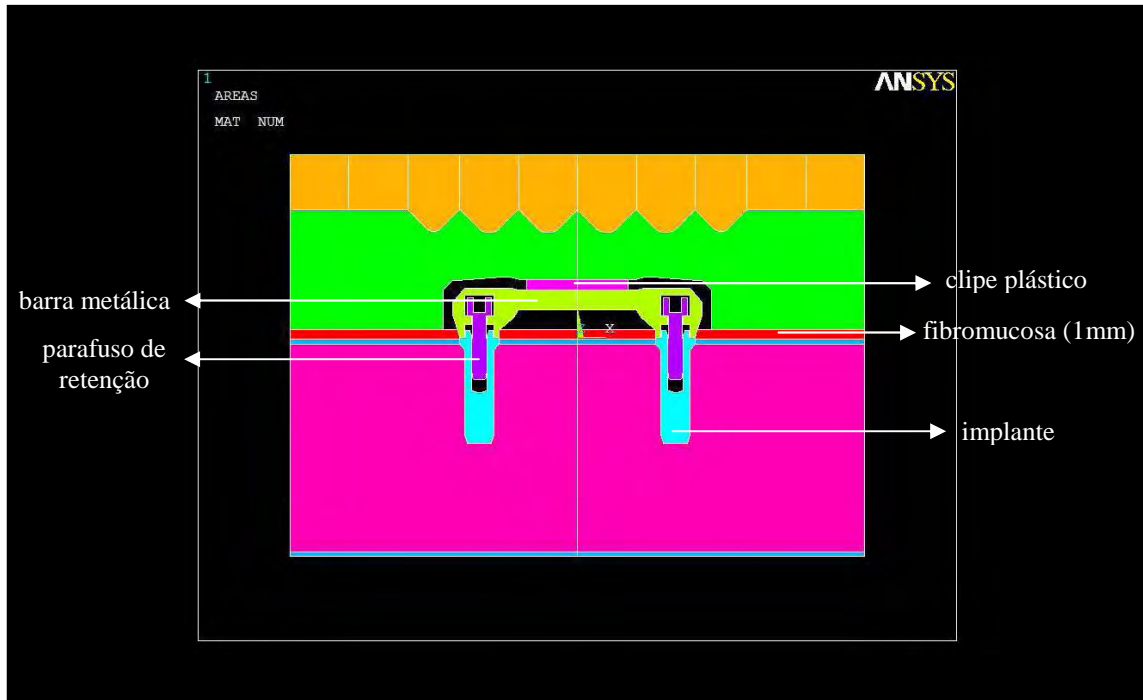


Figura 25. Modelo B (fibromucosa com 1mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo ferulizados (3,75x11,5mm), suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.

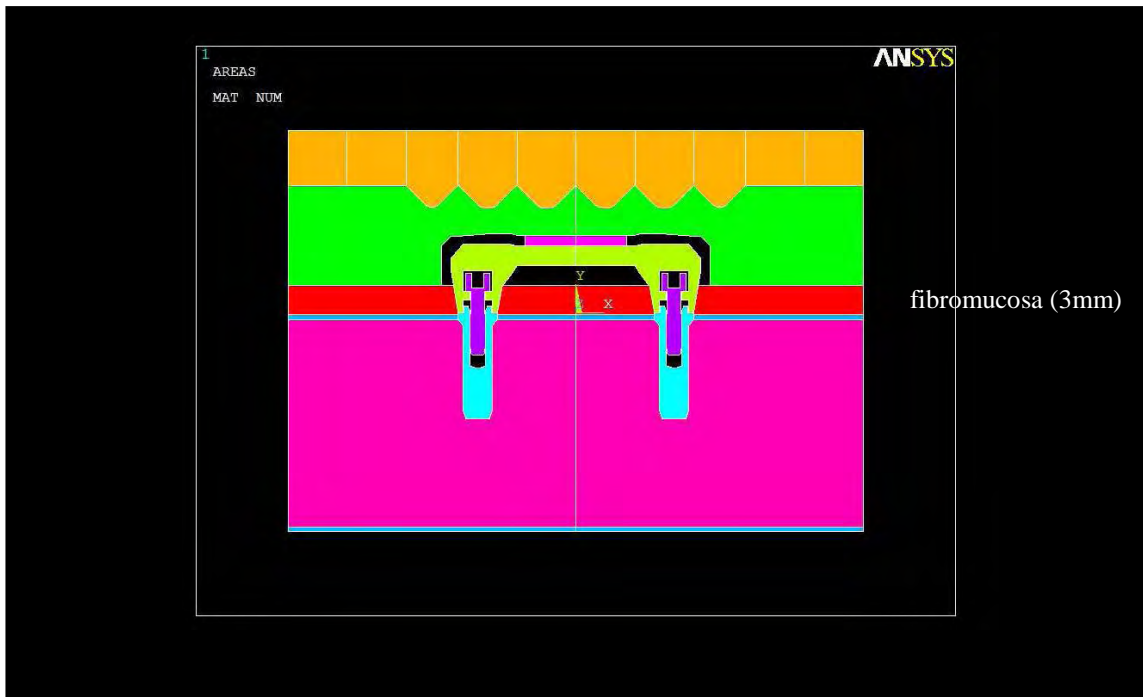


Figura 26. Modelo B (fibromucosa com 3mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo ferulizados (3,75x11,5mm), suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.

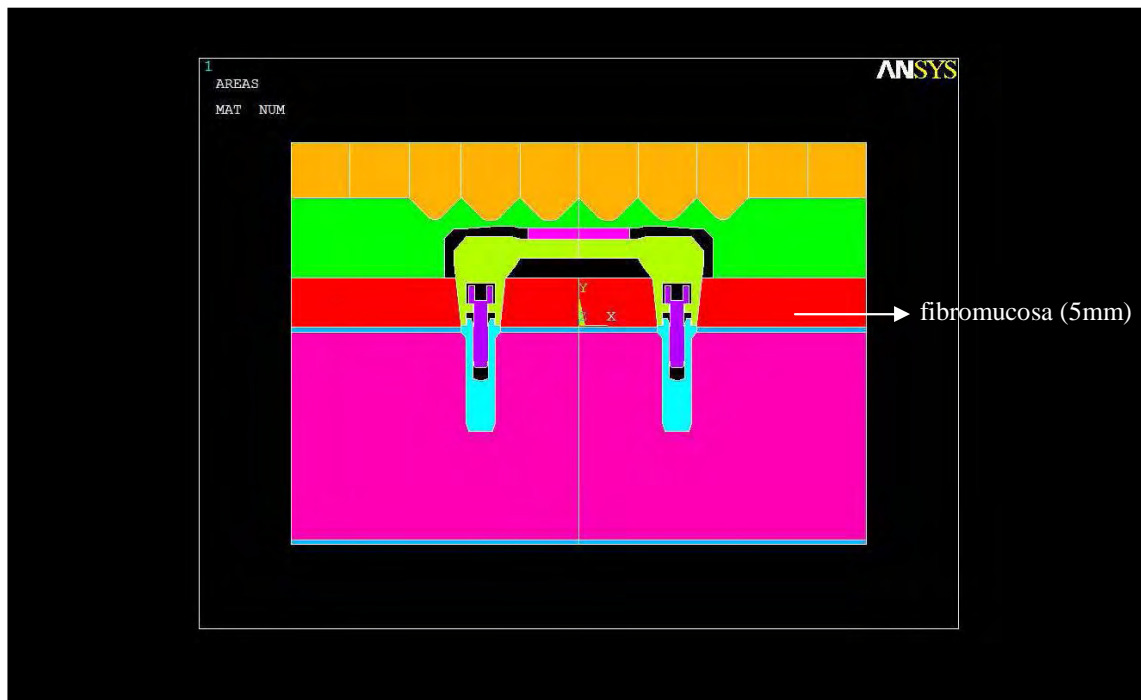


Figura 27. Modelo B (fibromucosa com 5mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo ferulizados (3,75x11,5mm), suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.

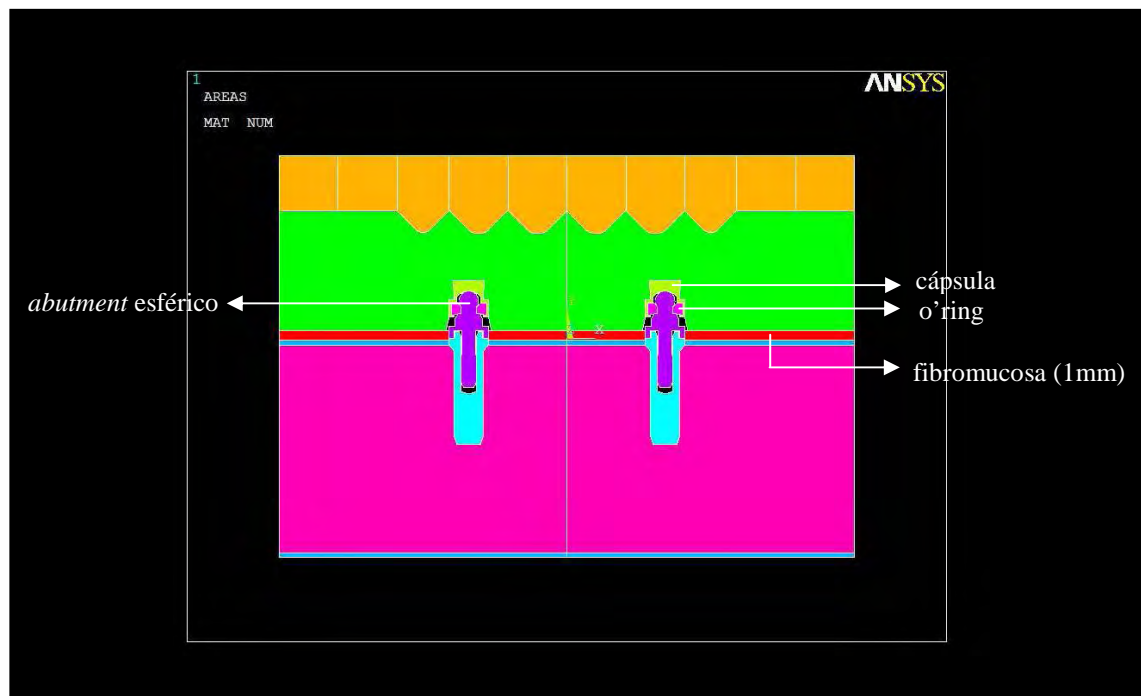


Figura 28. Modelo C (fibromucosa com 1mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção o'ring, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.

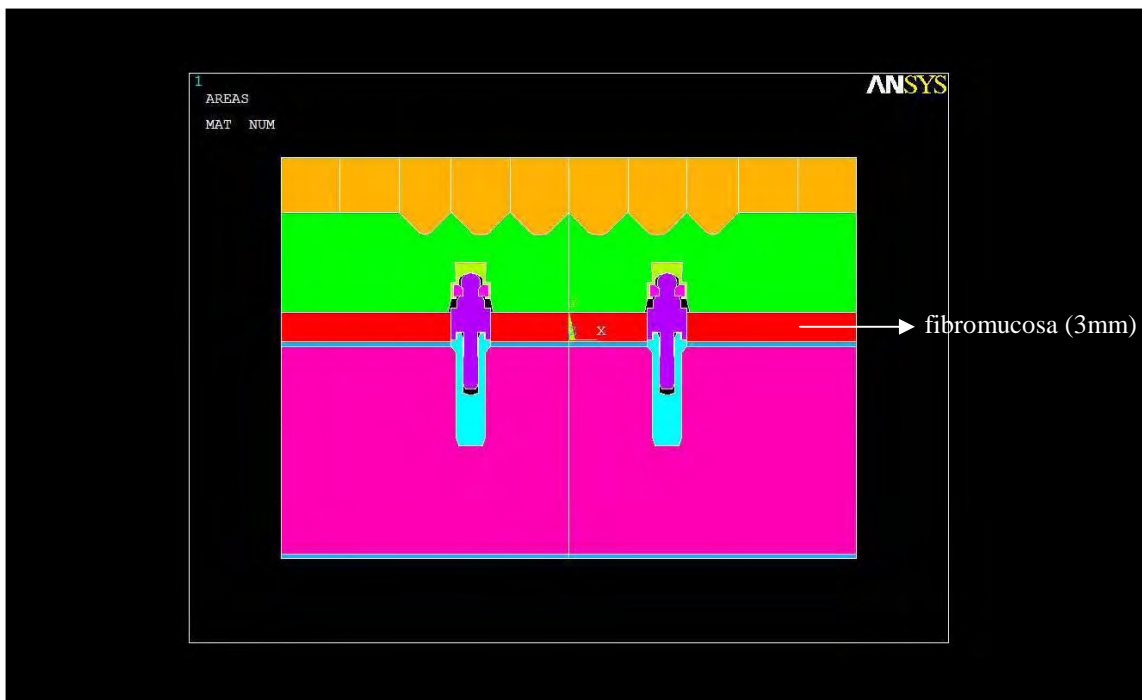


Figura 29. Modelo C (fibromucosa com 3mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção o'ring, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.

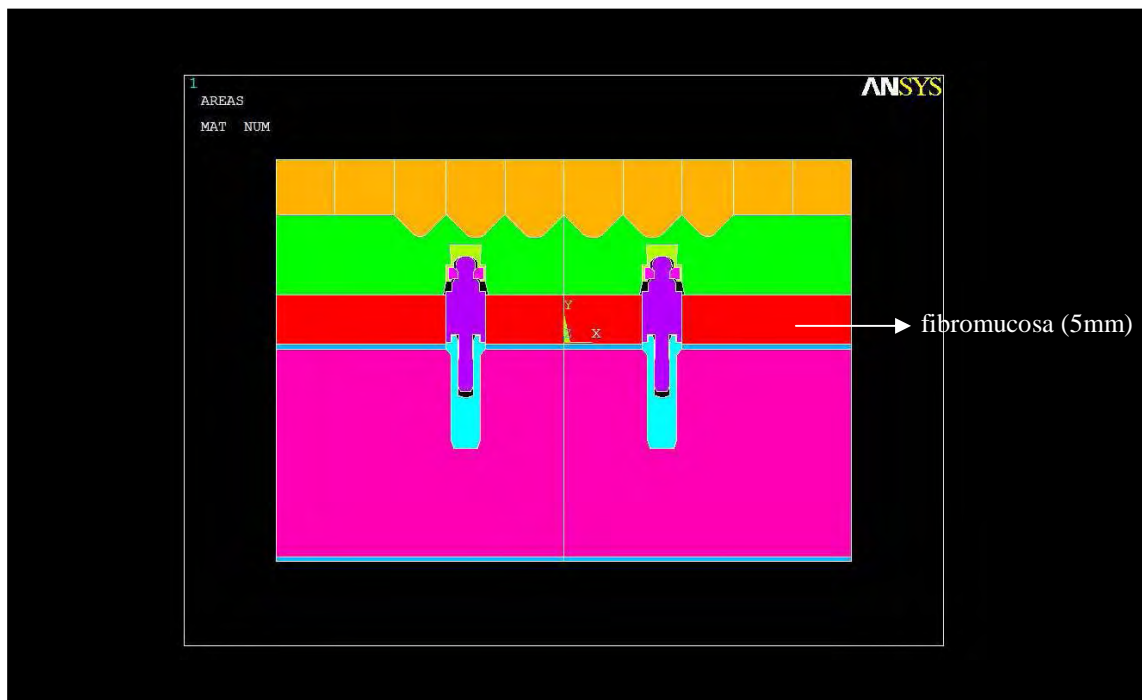


Figura 30. Modelo C (fibromucosa com 5mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção o'ring, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.

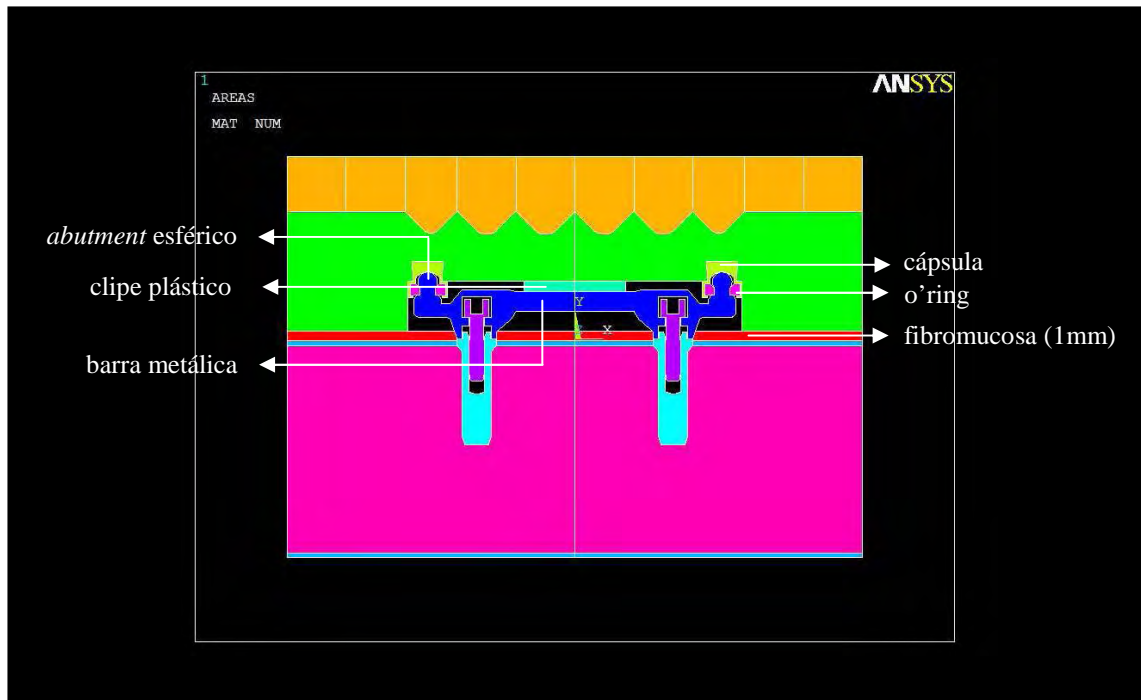


Figura 31. Modelo D (fibromucosa com 1mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe associado a dois o'ring distais, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.

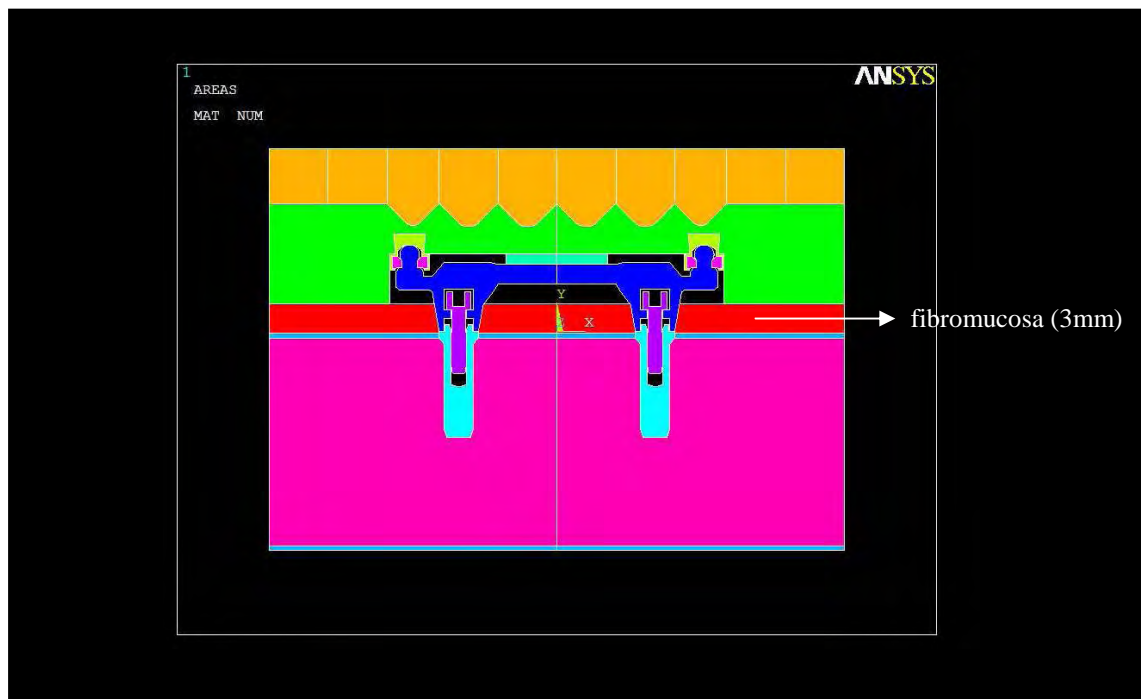


Figura 32. Modelo D (fibromucosa com 3mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe associado a dois o'ring distais, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.

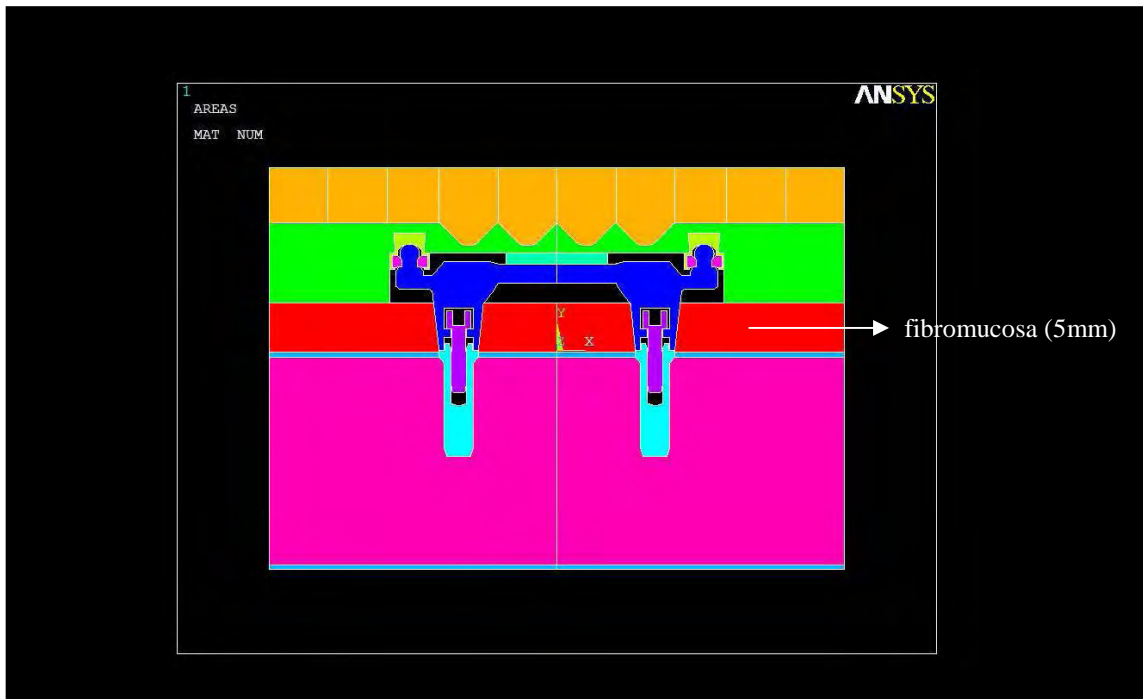


Figura 33. Modelo D (fibromucosa com 5mm de espessura): corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados de hexágono externo (3,75x11,5mm), suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe associado a dois o’rings distais, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos pré molares inferiores.

Os materiais utilizados no estudo foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, e os modelos assumidos em estado plano de deformação (*plane strain*). Foi utilizado o elemento bidimensional *plane 2 (2-D 6-Node Triangular Structural)* que apresenta 6 nós e 3 arestas, descrevendo uma parábola para geração da malha de elementos finitos. As figuras 34, 35, 36 e 37 mostram os modelos A, B, C e D, e suas respectivas variações de espessura da fibromucosa, com a malha de elementos finitos gerada.

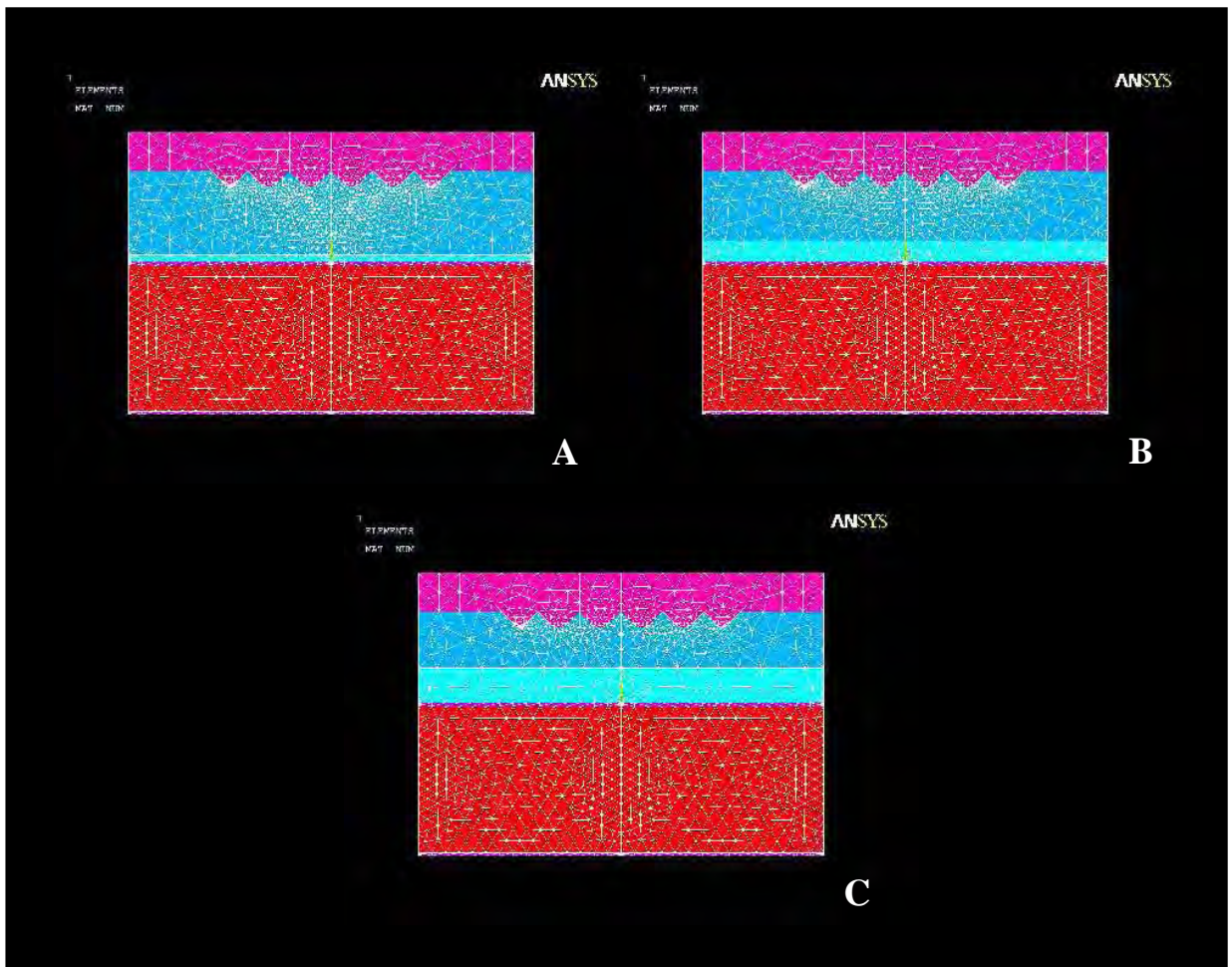


Figura 34. Modelo A com a malha de elementos finitos gerada. **A**, modelo com fibromucosa de 1mm (5848 nós e 2826 elementos). **B**, modelo com fibromucosa de 3mm (4802 nós e 2312 elementos). **C**, modelo com fibromucosa de 5mm (4184 nós e 2006 elementos).

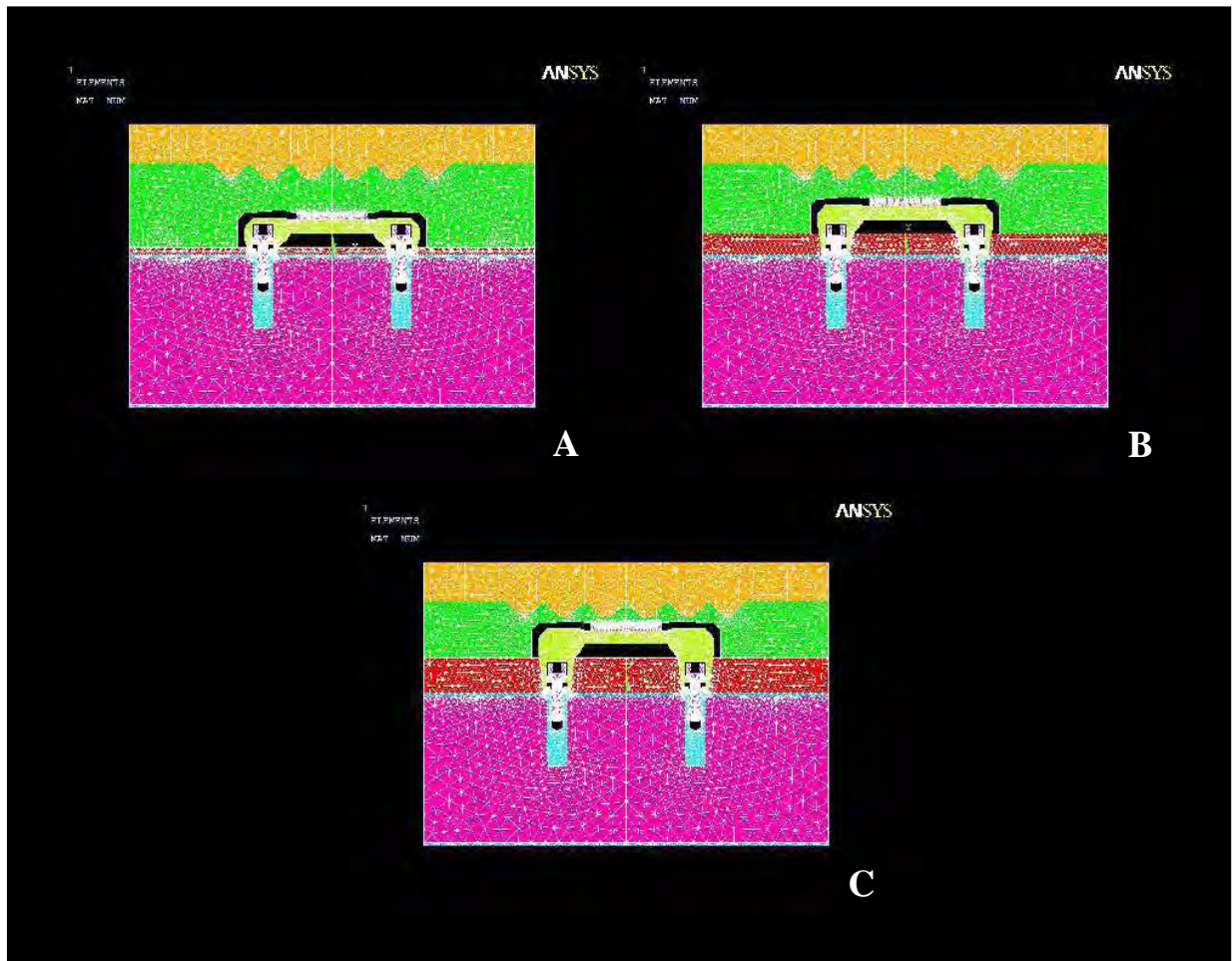


Figura 35. Modelo B com a malha de elementos finitos gerada. **A**, modelo com fibromucosa de 1mm (20494 nós e 9778 elementos). **B**, modelo com fibromucosa de 3mm (19526 nós e 9306 elementos). **C**, modelo com fibromucosa de 5mm (18398 nós e 8758 elementos).

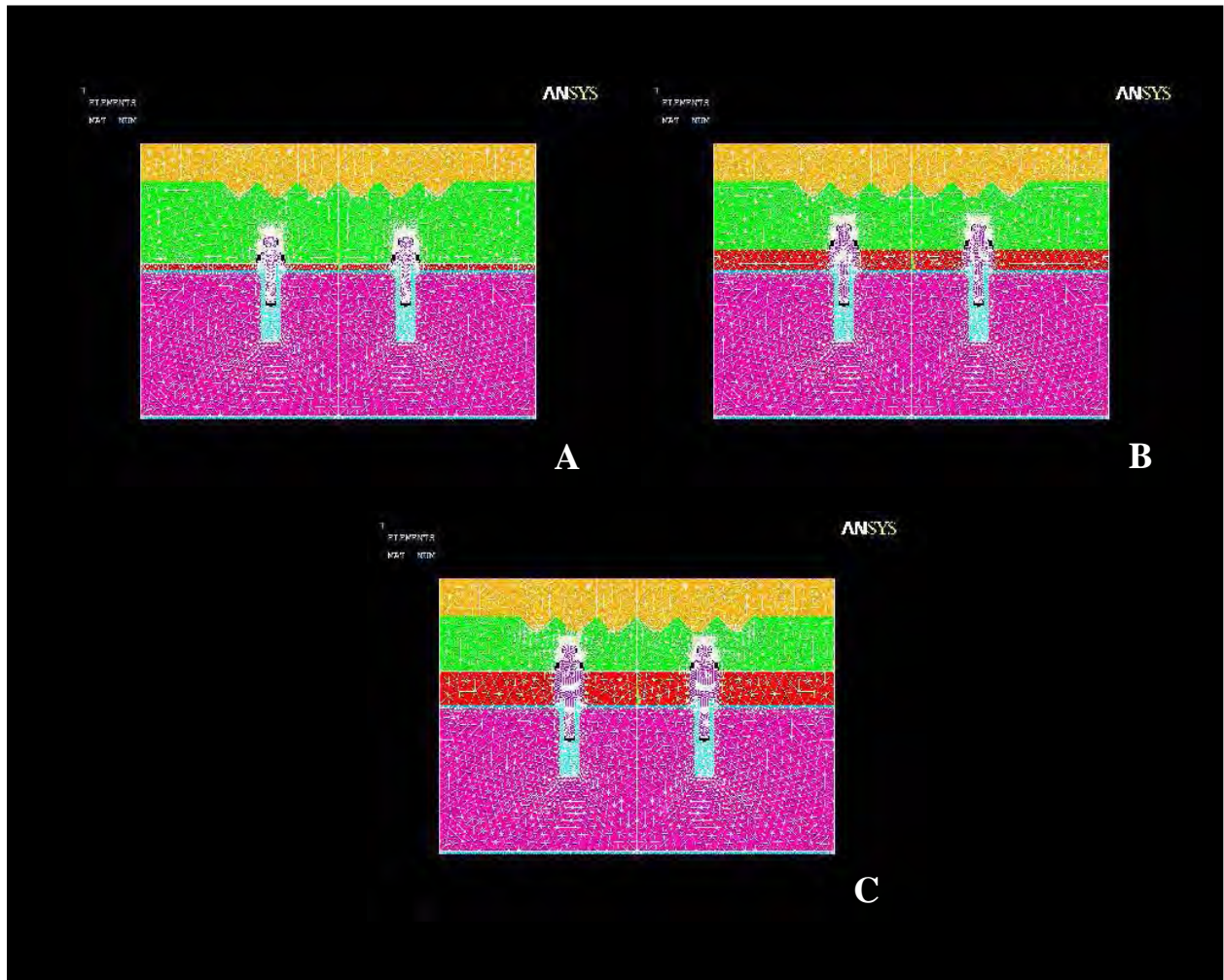


Figura 36. Modelo C com a malha de elementos finitos gerada. **A**, modelo com fibromucosa de 1mm (16350 nós e 7890 elementos). **B**, modelo com fibromucosa de 3mm (16184 nós e 7812 elementos). **C**, modelo com fibromucosa de 5mm (15958 nós e 7706 elementos).

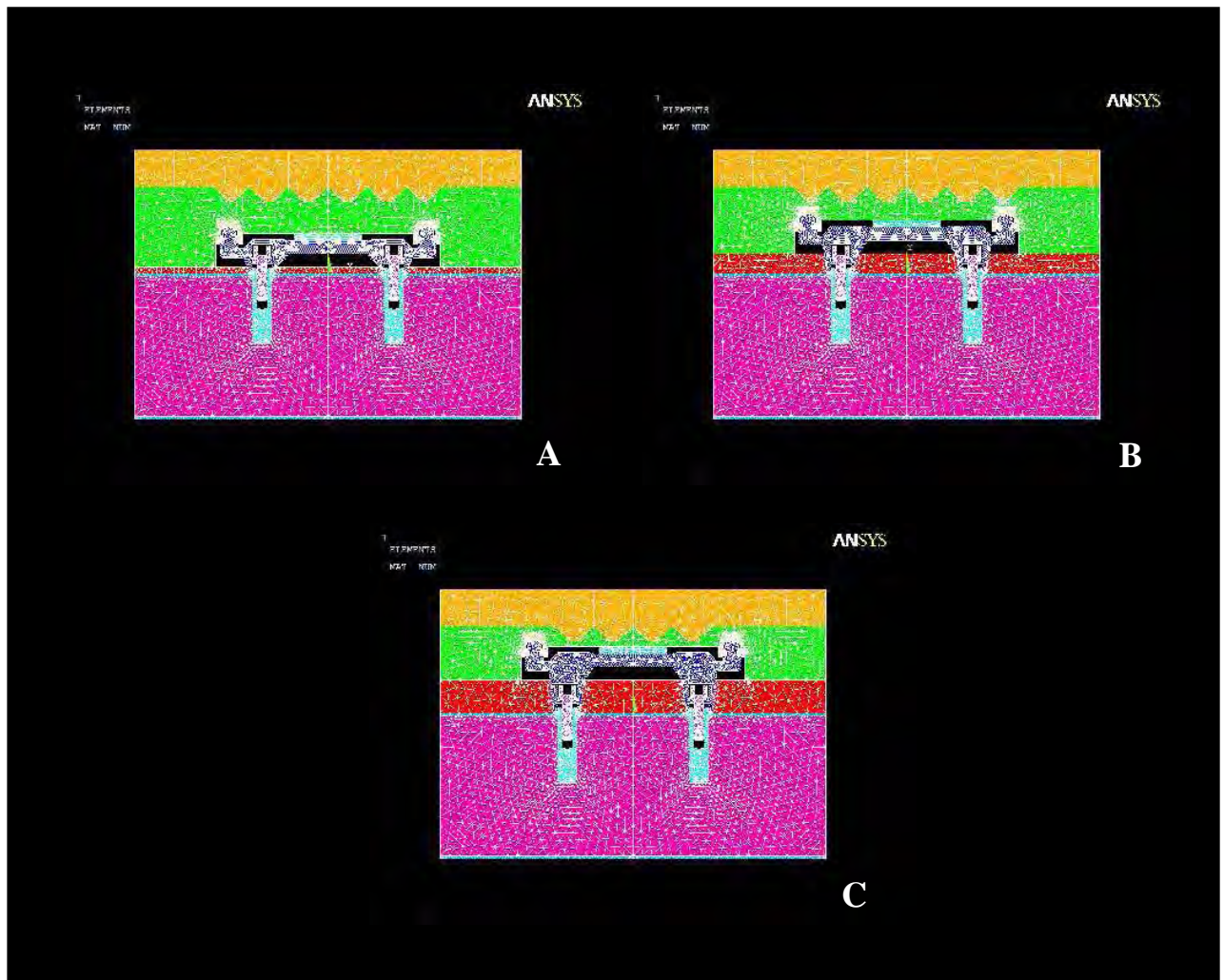


Figura 37. Modelo D com a malha de elementos finitos gerada. **A**, modelo com fibromucosa de 1mm (18686 nós e 8872 elementos). **B**, modelo com fibromucosa de 3mm (19046 nós e 9084 elementos). **C**, modelo com fibromucosa de 5mm (18408 nós e 8778 elementos).

Para a realização da análise com elementos finitos é necessário atribuir dados das propriedades dos materiais envolvidos no estudo, como o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson. Na tabela 3 encontram-se as propriedades das estruturas e dos materiais utilizados nos modelos.

Tabela 3. Propriedades das estruturas e dos materiais utilizados nos modelos.

MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE (MPa)	COEFICIENTE DE POISSON (ν)	REFERÊNCIA
Dente de Resina	3000	0,35	Tanino et al. (2007)
Resina	3000	0,35	Tanino et al. (2007)
Dura	680	0,45	Ko et al. (1992)
Fibromucosa Resiliente	340	0,45	Ko et al. (1992)
Flácida	1	0,37	Menicucci et al. (1998)
Osso Cortical	13700	0,3	Barbier et al. (1998)
Osso Medular	1370	0,3	Barbier et al. (1998)
Implante (Ti-6Al-4V)	103400	0,35	Sertgoz & Gunever (1996)
Liga de Co-Cr	218000	0,33	Caglar et al. (2006)
Aço Inoxidável	19000	0,31	Fabricante*
Clipe Plástico	3000	0,28	Fabricante*
Borracha	5	0,45	Chun et al. (2005)

* comunicação pessoal

A3. Condições de contorno e carregamento

Para simular uma situação clínica os modelos foram fixados apenas nos lados direito e esquerdo (osso cortical superior, osso medular e osso cortical inferior), deixando a base livre, permitindo dessa maneira o movimento de deflexão da mandíbula (Meijer et al., 1992). Na região da fibromucosa e da prótese foi deixado liberdade com simetria, permitindo movimento vertical dessas estruturas.

Foi aplicado carregamento não pontual de 100N na região anterior (incisivos centrais inferiores) no sentido vertical (Meijer et al., 1992). A carga aplicada foi distribuída sobre as superfícies incisais dos incisivos centrais, configurando um carregamento sob pressão.

A figura 38 ilustra as condições de contorno e carregamento nos modelos A, B, C e D com a fibromucosa na espessura de 1mm.

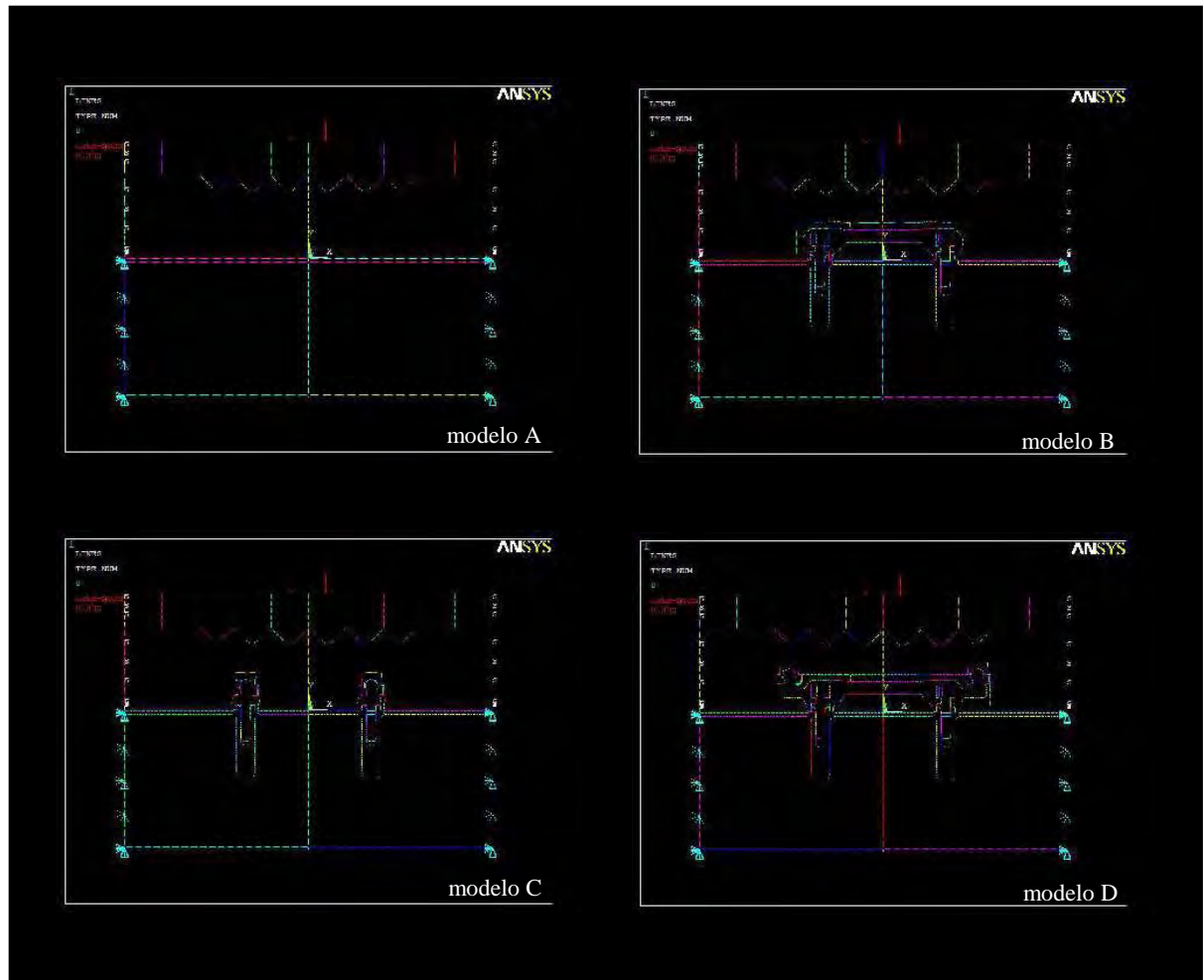


Figura 38. Condições de contorno e carregamento para os modelos A, B, C e D, mostrando fixação nas laterais dos modelos (evidenciado pelos triângulos em azul) e liberdade com simetria na região da fibromucosa e da prótese (evidenciado pelas letras S em branco), e carregamento central vertical (evidenciado pelas setas em vermelho).

A4. Análise dos resultados

Os mapas de tensões obtidos pelo processamento do programa de elementos finitos foram agrupados de acordo com as situações clínicas simuladas (modelos A, B, C e D), a fim de analisar os efeitos que cada condição induz sobre os aparelhos protéticos, as estruturas de suporte, os implantes e componentes protéticos.

Dessa forma, as tensões principais para os modelos de elementos finitos foram avaliadas numericamente, e uma escala de cor foi obtida para comparar os dados. Com o intuito de obter uma melhor visualização dos resultados, os mapas de tensões foram plotados em tecidos de suporte (fibromucosa, osso cortical superior, osso medular e osso cortical inferior) e implantes e componentes protéticos.

Anexo B. Resultados Detalhados

As figuras 39 a 50 mostram os mapas gerais de tensões para os modelos dos grupos A, B, C e D, e suas variações de espessura e resiliência da fibromucosa.

De maneira geral, o grupo B (sistema barra-clipe) apresentou os maiores valores de tensões, seguido dos grupos D (sistema barra-clipe associado à attachments o’rings distais), C (sistema o’ring) e A (prótese total).

Nos grupos em que os implantes estavam esplintados (grupos B e D) as áreas de maiores tensões se concentraram na região de contato da barra com o implante na sua porção mesial. Já no grupo A, as áreas de maiores tensões máximas se localizaram na região do osso cortical superior e inferior enquanto que no grupo C a região da cápsula foi a área de maior concentração de tensões.

A figura 51 ilustra a variação de tensões máximas nos mapas gerais para os grupos, dentro de cada condição de espessura e resiliência da fibromucosa. Enquanto no grupo A houve redução nos valores de tensões máximas com o aumento da espessura e resiliência da fibromucosa, no grupo C essas tensões elevaram-se. Nos grupos B e D observou-se uma redução nos valores de tensões máximas nos modelos com fibromucosa de 3mm de espessura em relação aos modelos com fibromucosa de 1mm. No entanto, com o aumento da fibromucosa para 5mm, houve um aumento nos valores de tensões máximas, quando se compara com os modelos com fibromucosa de 3mm, em ambos os grupos, apesar desse aumento ter sido extremamente discreto para o grupo B (Figura 51).

Na análise individual dos implantes e componentes protéticos o mesmo comportamento foi observado (Figuras 52, 53, 54 e 55).

A figura 56 mostra a variação de tensões máximas nos mapas individuais para os tecidos de suporte (fibromucosa, osso cortical superior, osso cortical inferior e osso medular). Com o aumento da espessura e resiliência da fibromucosa houve uma diminuição nos valores de tensões nos grupos A, C e D. No grupo B, comportamento semelhante foi observado apesar de ter ocorrido um pequeno aumento nos valores de tensão no modelo com fibromucosa de 5mm em relação ao modelo com 3mm (Figura 56).

Em todas as condições de espessura e resiliência da fibromucosa, o grupo A apresentou os menores valores de tensões máximas nos tecidos de suporte. Nos demais grupos, não houve um padrão nos valores de tensões máximas, de forma que nos modelos com fibromucosa de 1mm de espessura o grupo B apresentou os maiores valores de tensões máximas (82,447MPa), seguido dos grupos D (80,396MPa) e C (79,295MPa). Nos modelos com fibromucosa de 3mm o grupo D apresentou os maiores valores de tensões (70,159MPa), seguido dos grupos C (69,879MPa) e B (68,34MPa). Já na fibromucosa da 5mm, o grupo B apresentou mais uma vez os maiores valores de tensões (71,511MPa), seguido dos grupos C (69,303MPa) e D (63,741MPa). Apesar dessa variação dos valores de tensões máximas, pode-se notar que a diferença entre essas tensões foi pequena nos grupos das *overdentures* (Figuras 56, 57, 58, 59 e 60).

Nos tecidos de suporte, os maiores valores de tensão se localizaram no osso cortical superior em todos os grupos analisados (Figuras 57, 58, 59 e 60) . Concentrações de tensões no osso cortical superior foram notadas na região distal

adjacente aos dois implantes nos grupos B e D. No sistema o'ring (grupo C) essas áreas de tensões foram observadas tanto na região distal quanto na mesial adjacentes aos implantes.

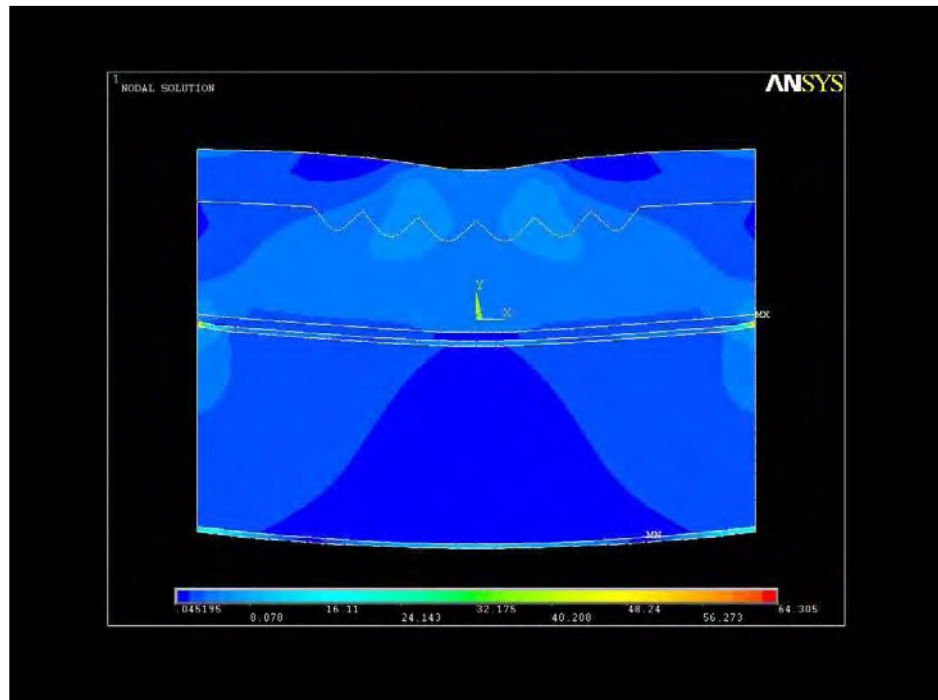


Figura 39. Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo A (prótese total convencional) com a fibromucosa na espessura de 1mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

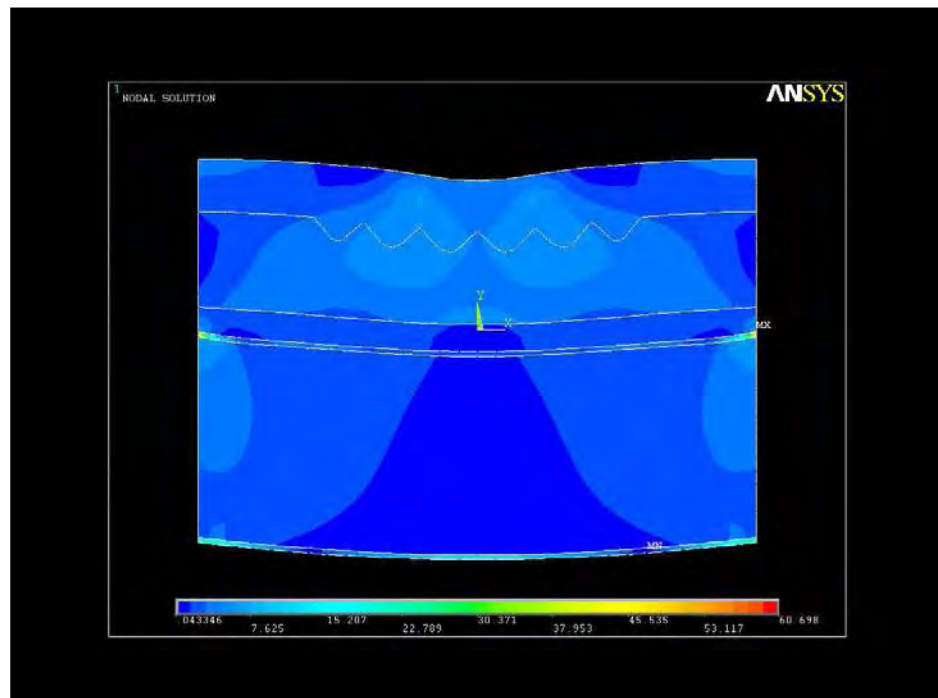


Figura 40. Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo A (prótese total convencional) com a fibromucosa na espessura de 3mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

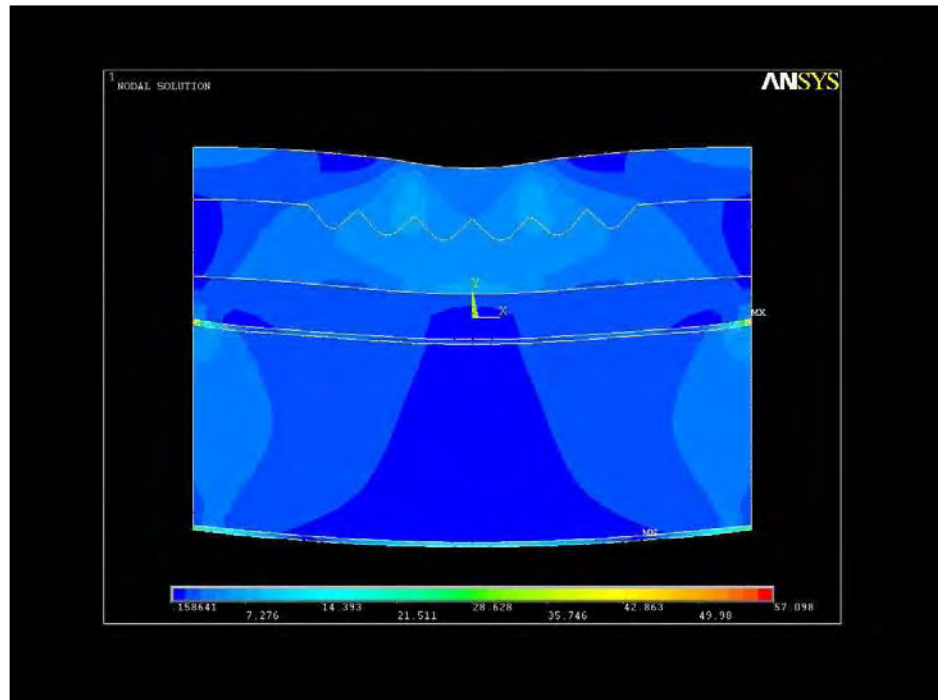


Figura 41. Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo A (prótese total convencional) com a fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

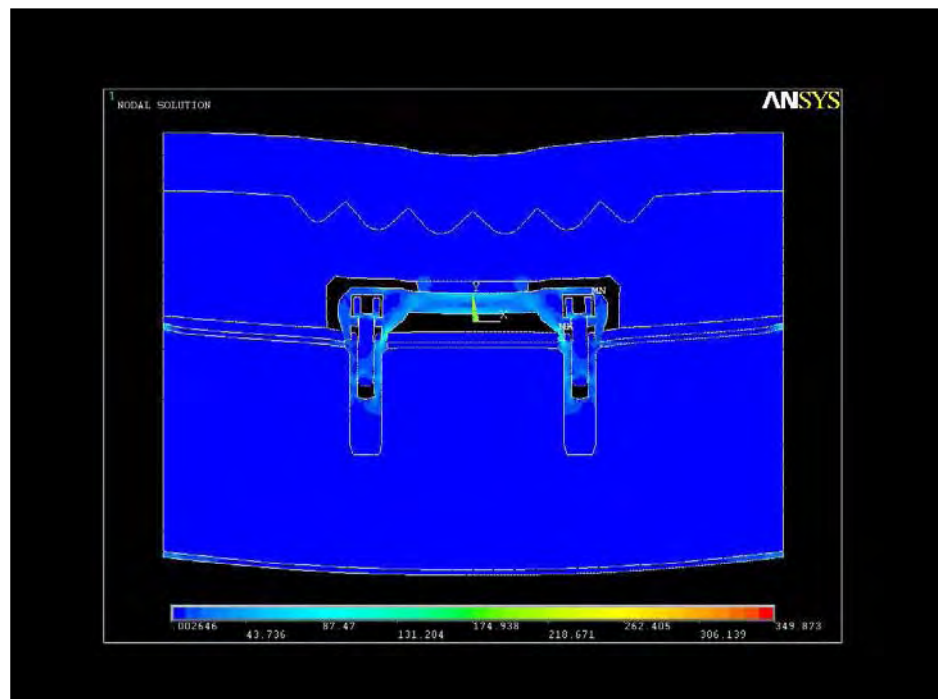


Figura 42. Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo B (*overdenture* – sistema barra/clipe) com a fibromucosa na espessura de 1mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

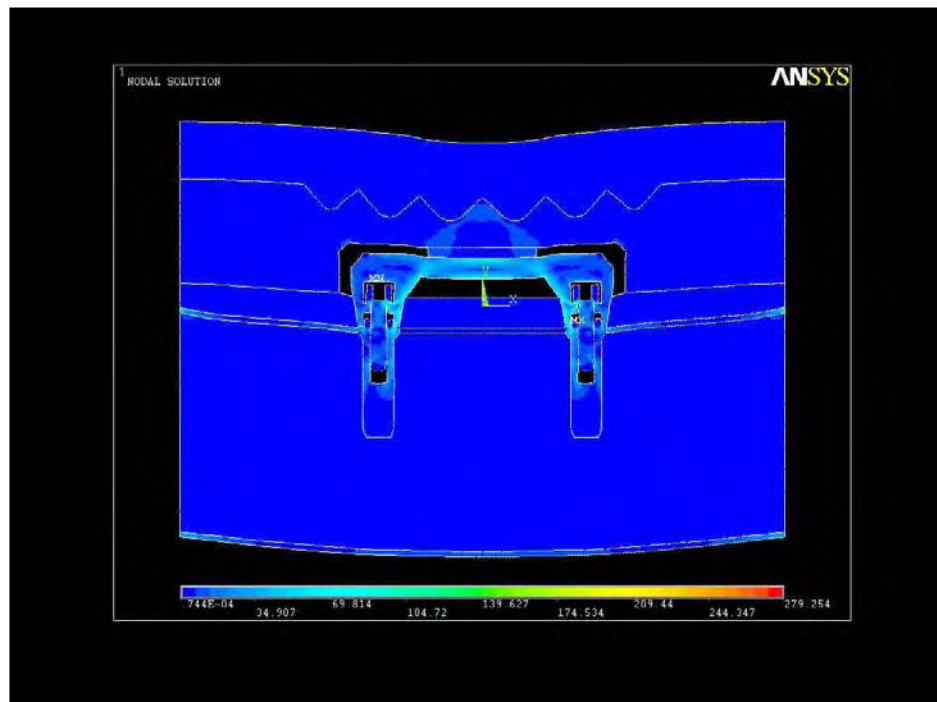


Figura 43. Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo B (*overdenture* – sistema barra/clipe) com a fibromucosa na espessura de 3mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

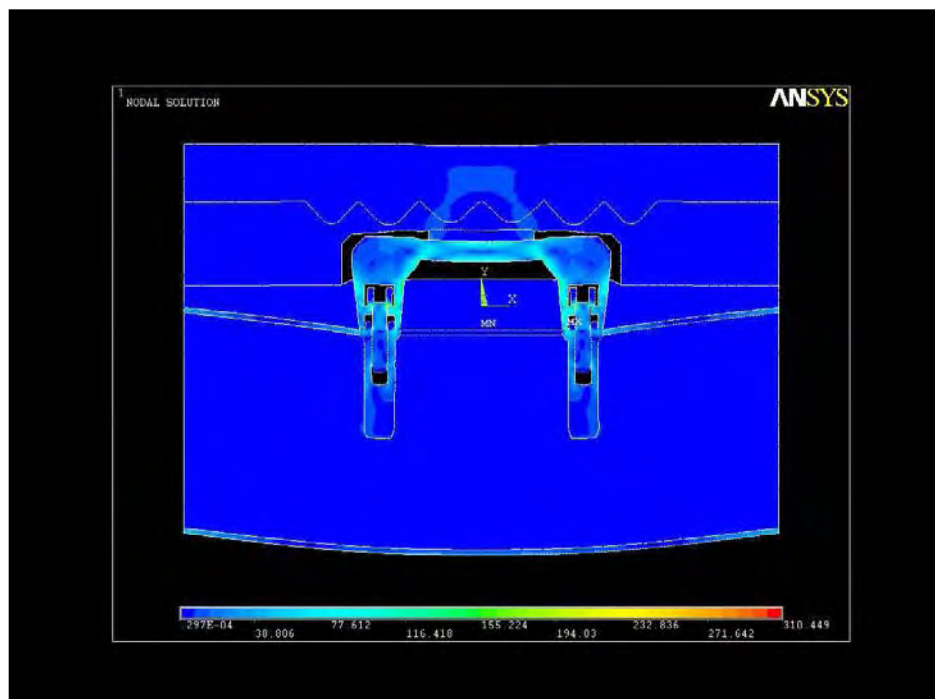


Figura 44. Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo B (*overdenture* – sistema barra/clipe) com a fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

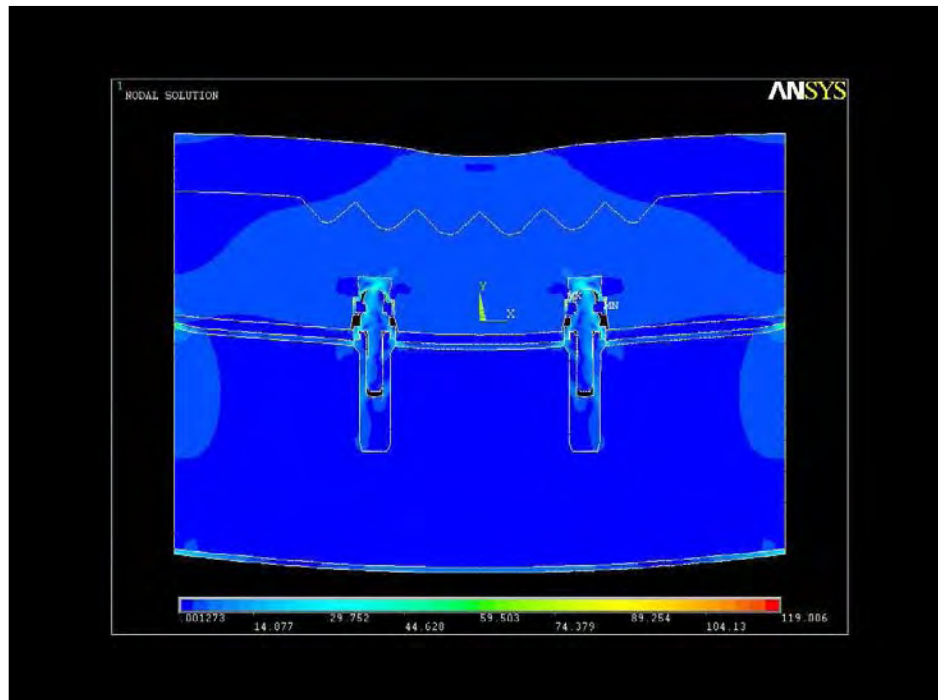


Figura 45. Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo C (*overdenture* – sistema o’ring) com a fibromucosa na espessura de 1mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

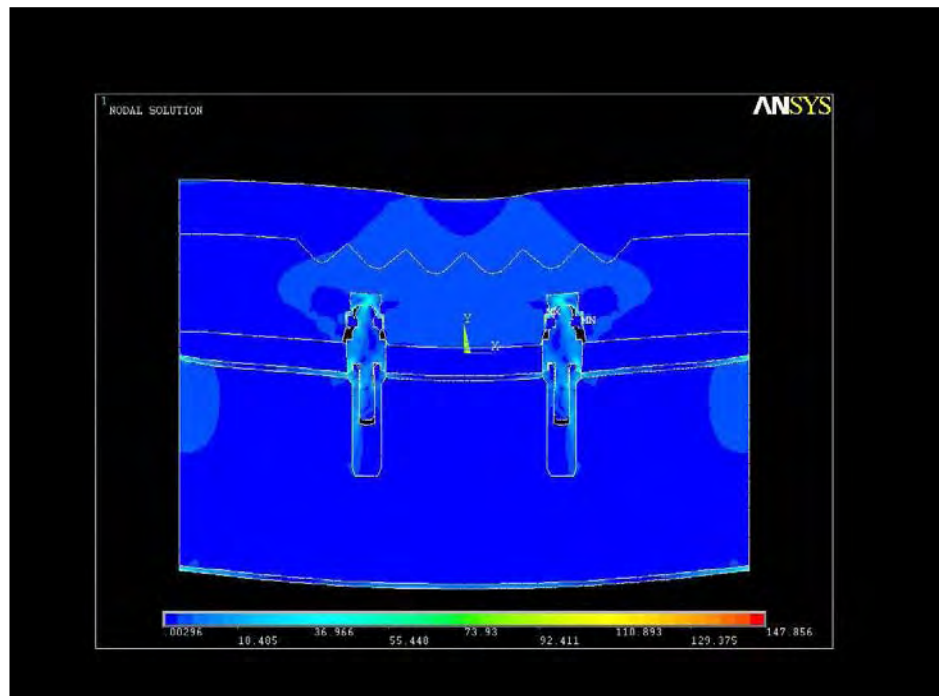


Figura 46. Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo C (*overdenture* – sistema o’ring) com a fibromucosa na espessura de 3mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

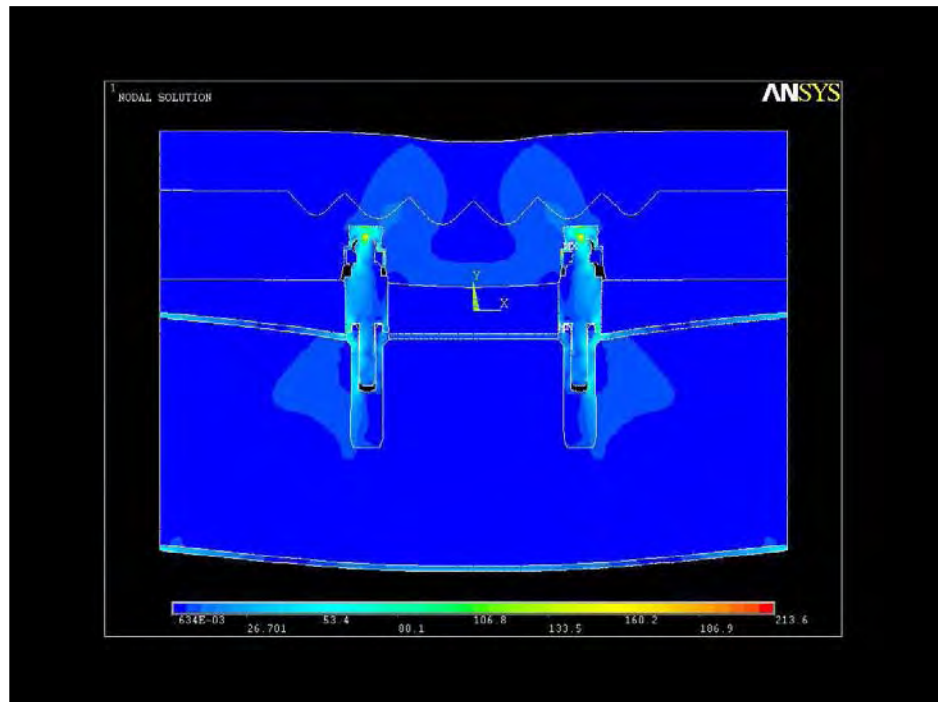


Figura 47. Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo C (*overdenture* – sistema o’ring) com a fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

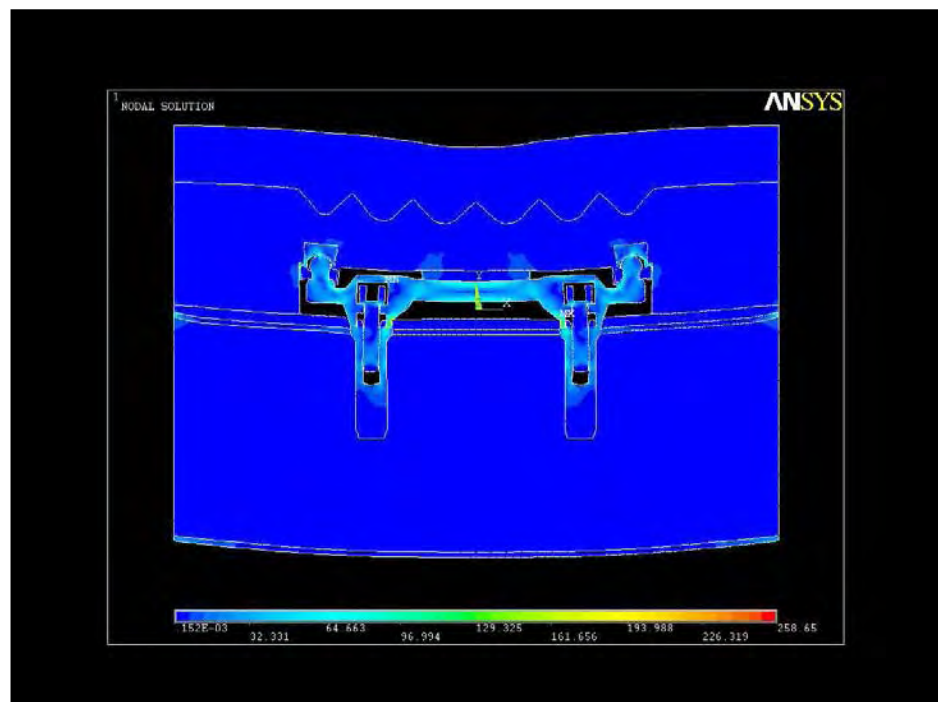


Figura 48. Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo D (*overdenture* – sistema barra/clipe associado a dois o’rings distais) com a fibromucosa na espessura de 1mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

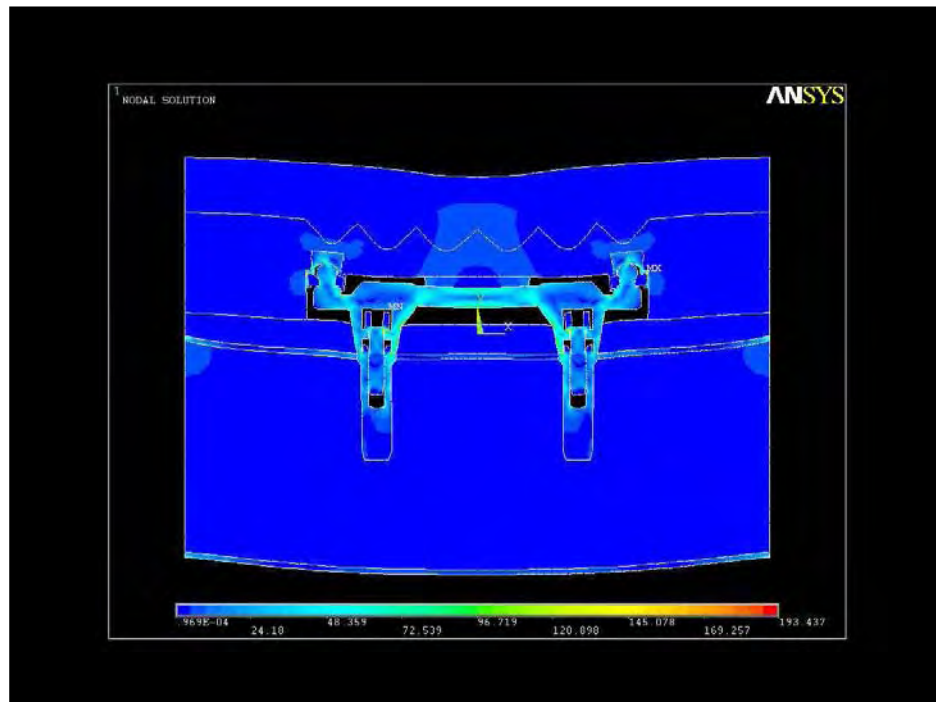


Figura 49. Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo D (*overdenture* – sistema barra/clipe associado a dois o’rings distais) com a fibromucosa na espessura de 3mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

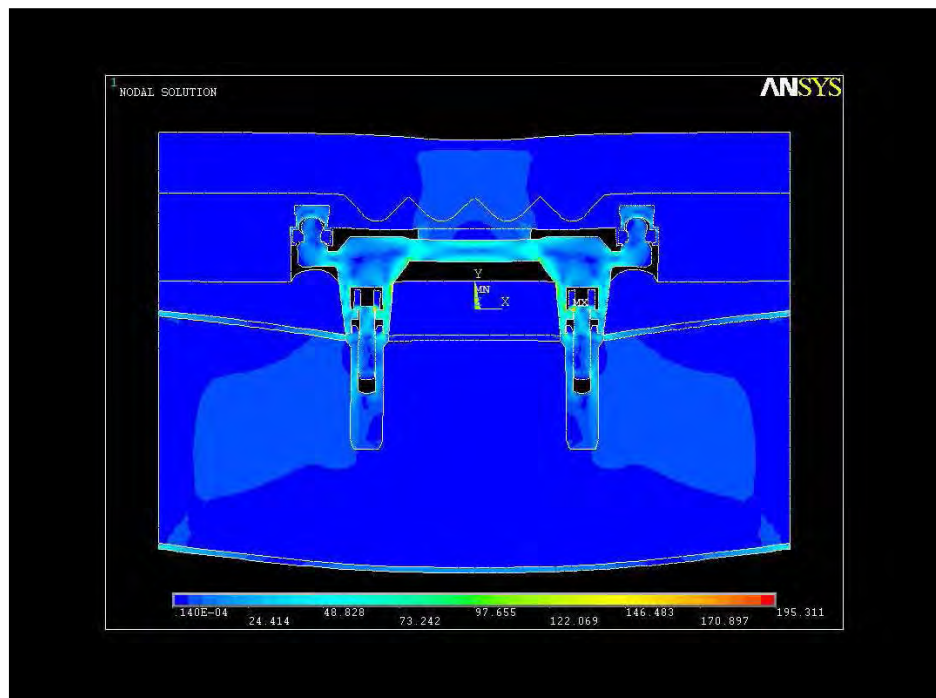


Figura 50. Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo D (*overdenture* – sistema barra/clipe associado a dois o’rings distais) com a fibromucosa na espessura de 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

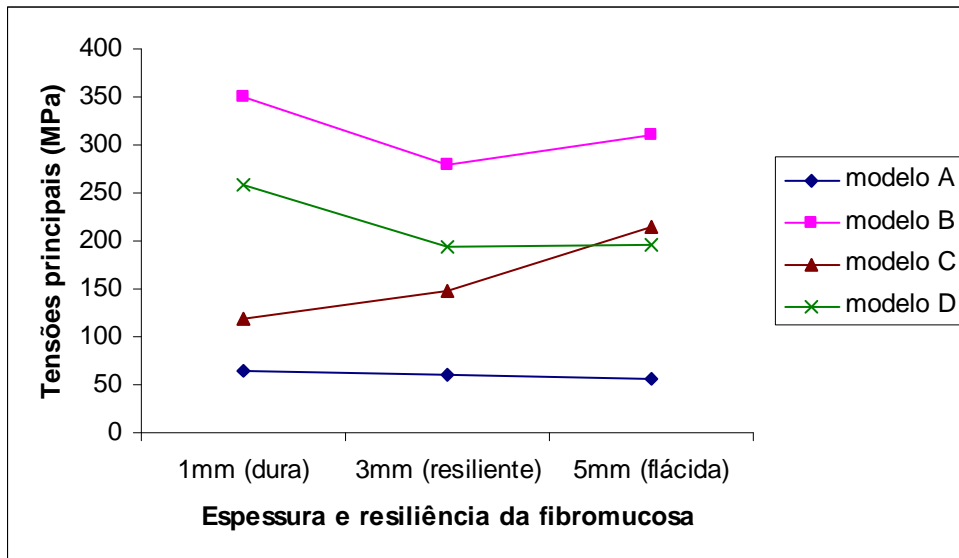


Figura 51. Distribuição dos valores das tensões principais máximas (MPa) gerais dos grupos avaliados, com as diferentes espessuras (1, 3 e 5mm) e resiliências (dura, resiliente e flácida) da fibromucosa.

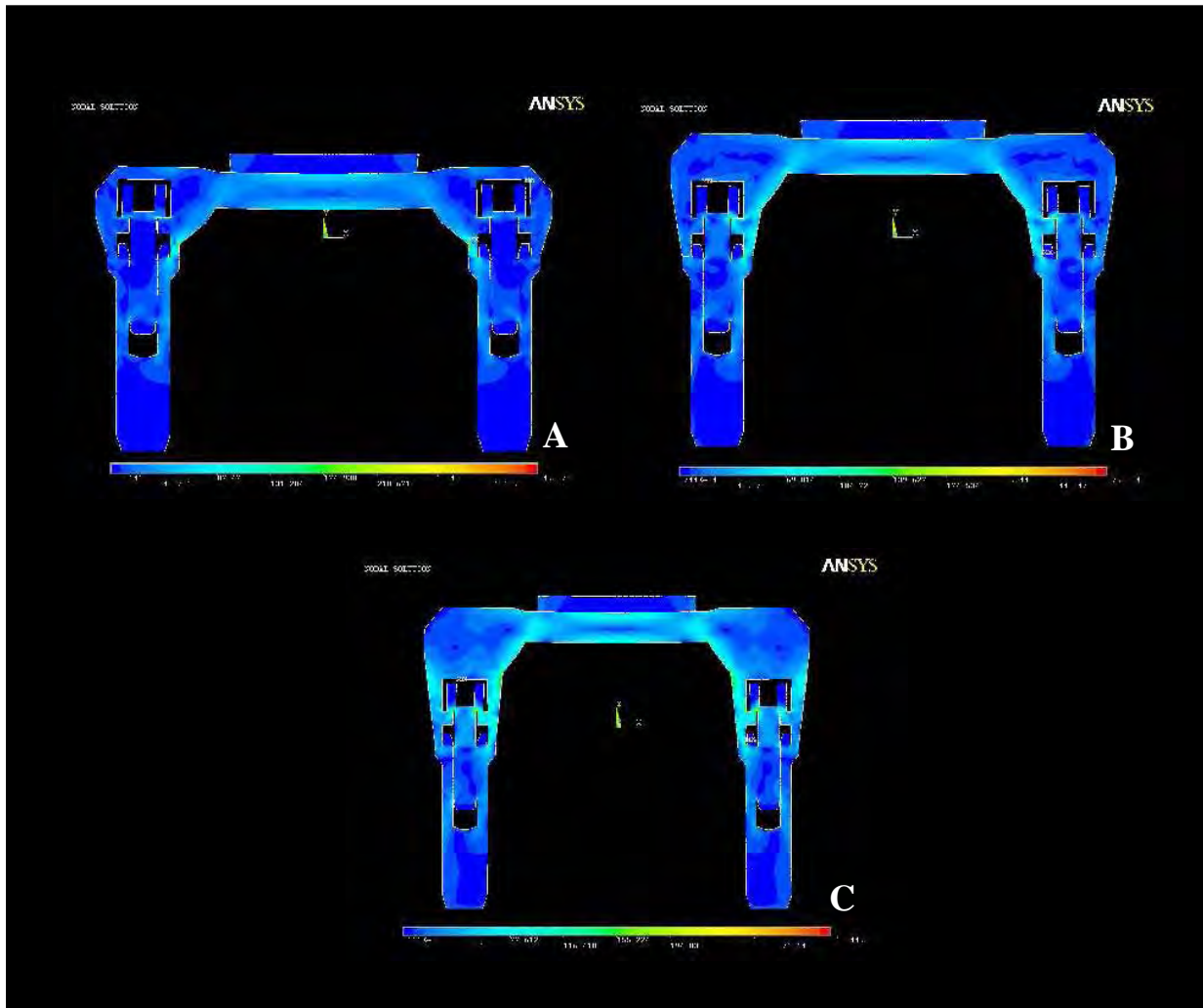


Figura 52. Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo B (*overdenture* – sistema barra/clipe) com individualização dos implantes e componentes protéticos. Fibromucosas nas espessuras de **A**, 1mm. **B**, 3mm. **C**, 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

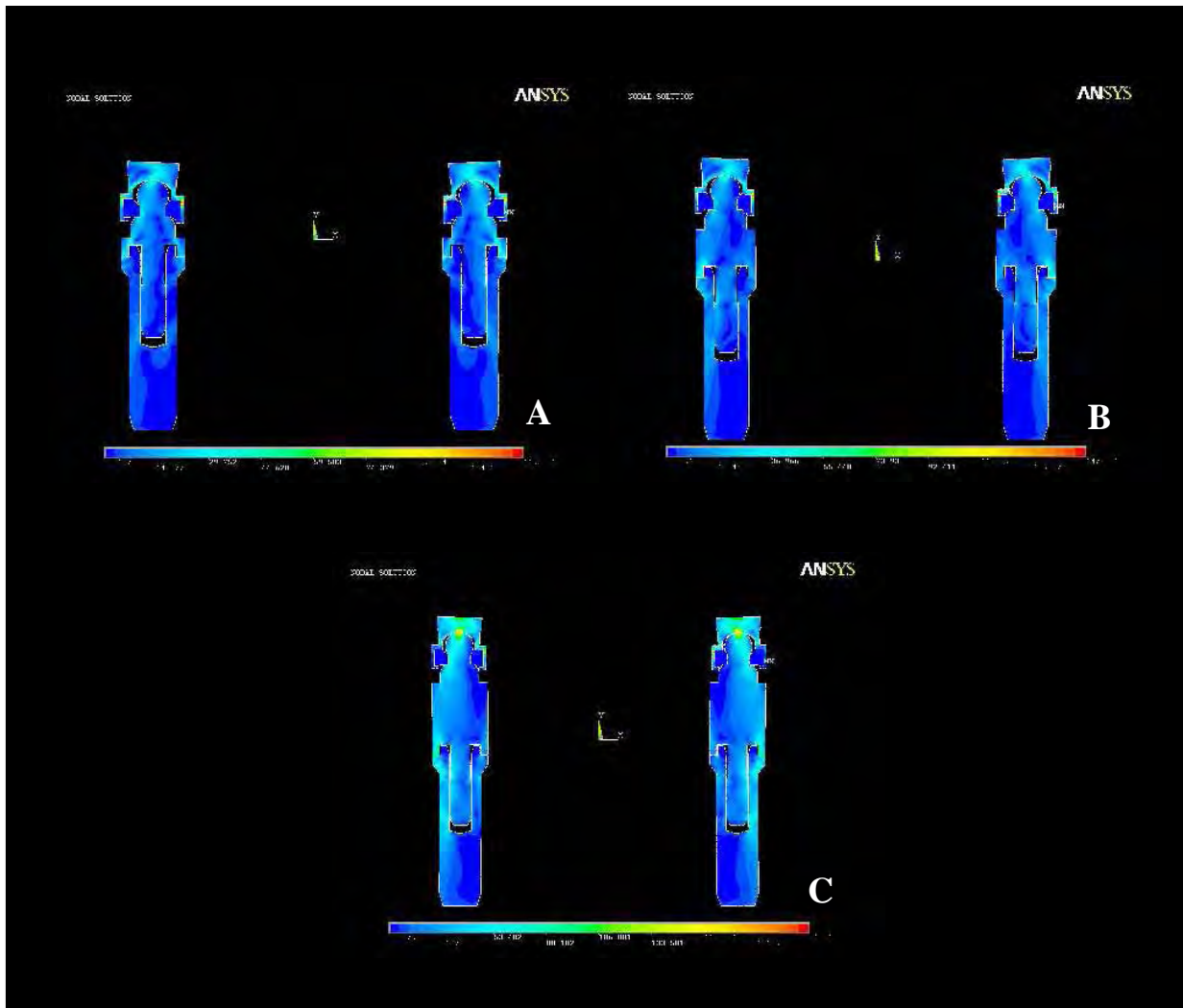


Figura 53. Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo C (*overdenture* – sistema o’ring) com individualização dos implantes e componentes protéticos. Fibromucosas nas espessuras de **A**, 1mm. **B**, 3mm. **C**, 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

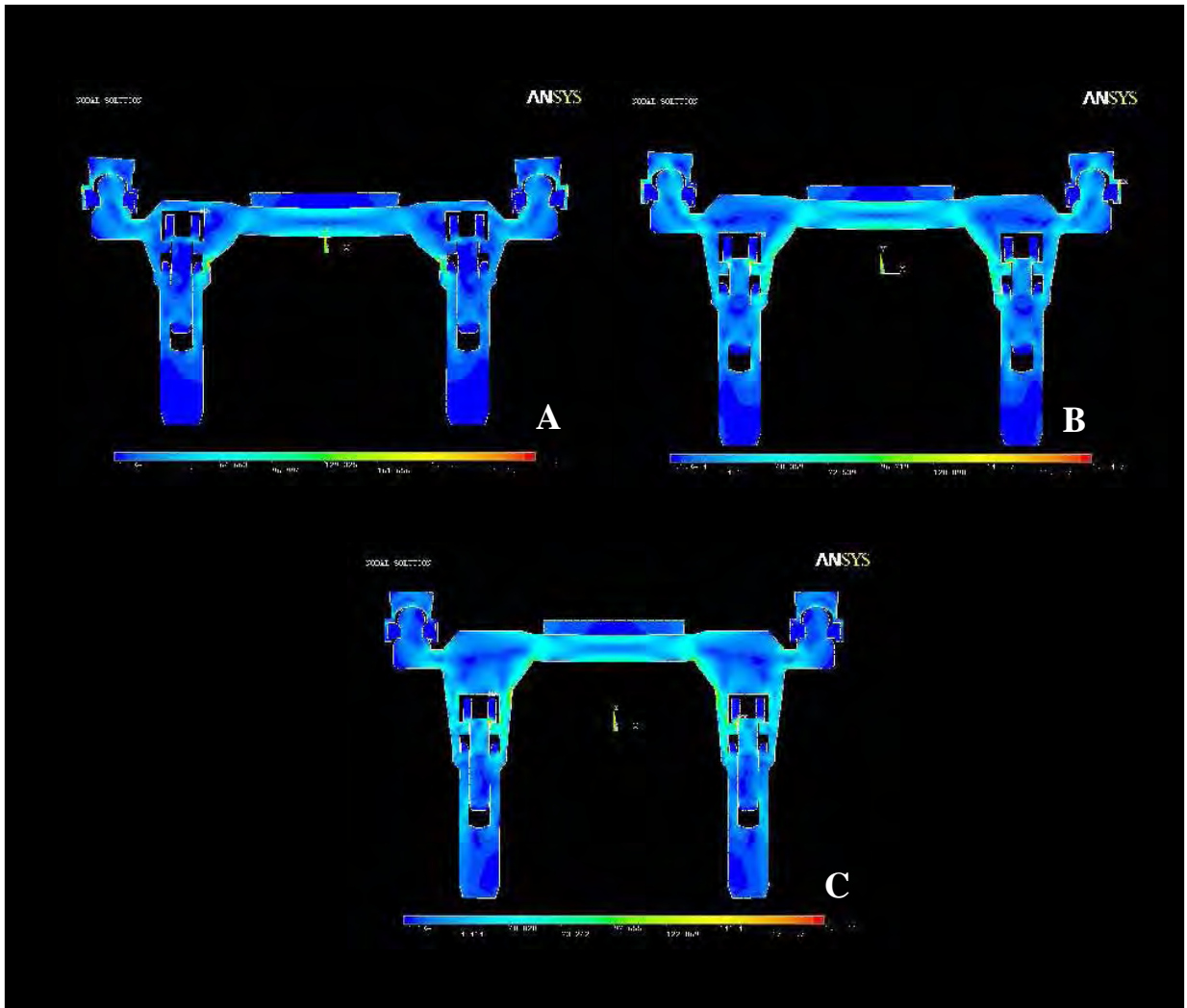


Figura 54. Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo D (*overdenture* – sistema barra/clipe associado a dois o’rings distais) com individualização dos implantes e componentes protéticos. Fibromucosas nas espessuras de **A**, 1mm. **B**, 3mm. **C**, 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

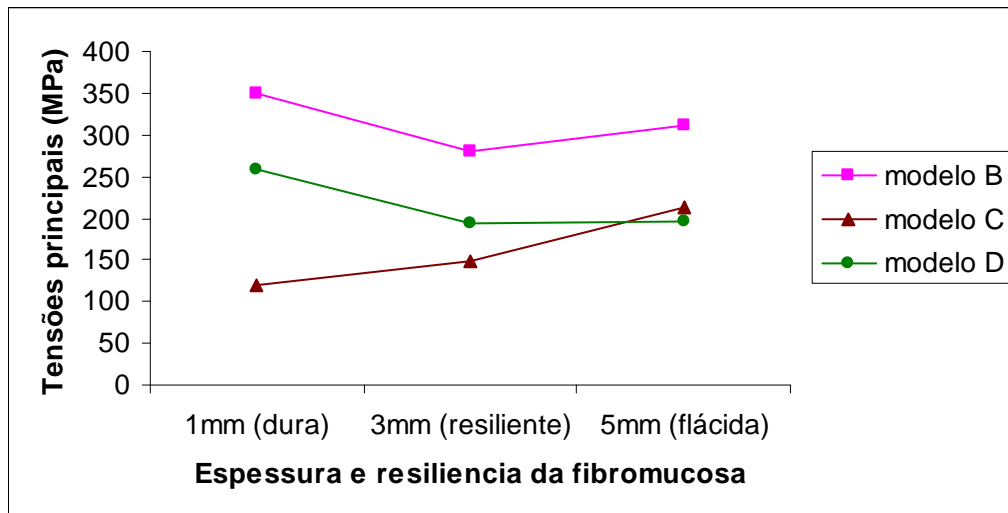


Figura 55. Distribuição dos valores das tensões principais máximas (MPa) nos implantes e componentes protéticos dos grupos avaliados, com as diferentes espessuras (1, 3 e 5mm) e resiliências (dura, resiliente e flácida) da fibromucosa.

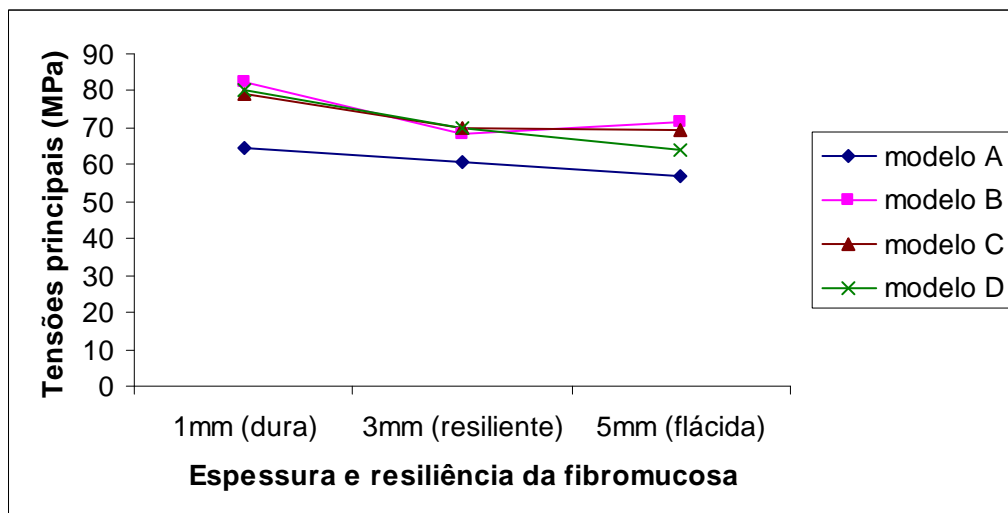


Figura 56. Distribuição dos valores das tensões principais máximas (MPa) nos tecidos de suporte dos grupos avaliados, com as diferentes espessuras (1, 3 e 5mm) e resiliências (dura, resiliente e flácida) da fibromucosa.

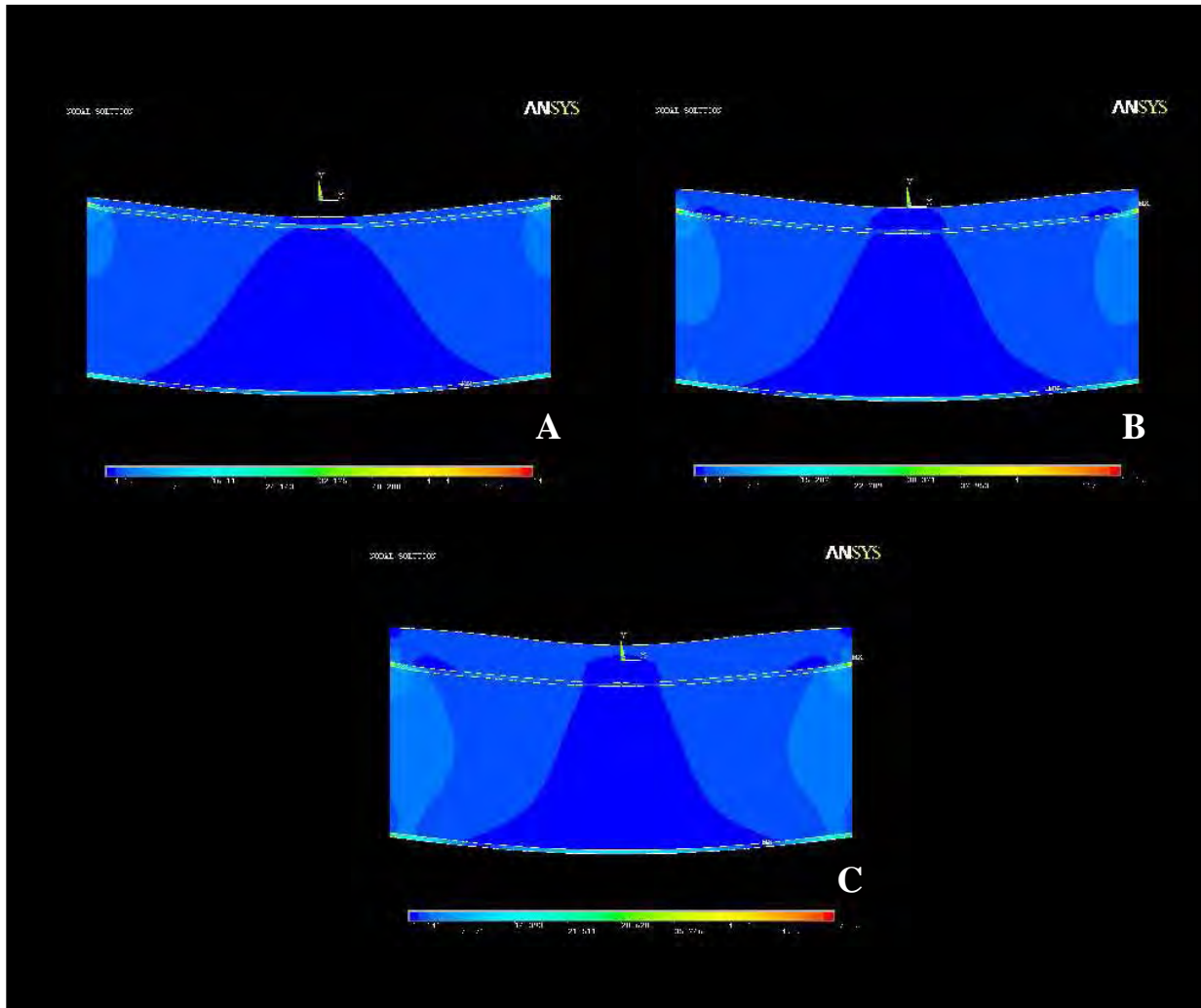


Figura 57. Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo A (prótese total convencional) com individualização dos tecidos de suporte (fibromucosa, osso cortical superior, osso medular e osso cortical inferior). Fibromucosas nas espessuras de **A**, 1mm. **B**, 3mm. **C**, 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

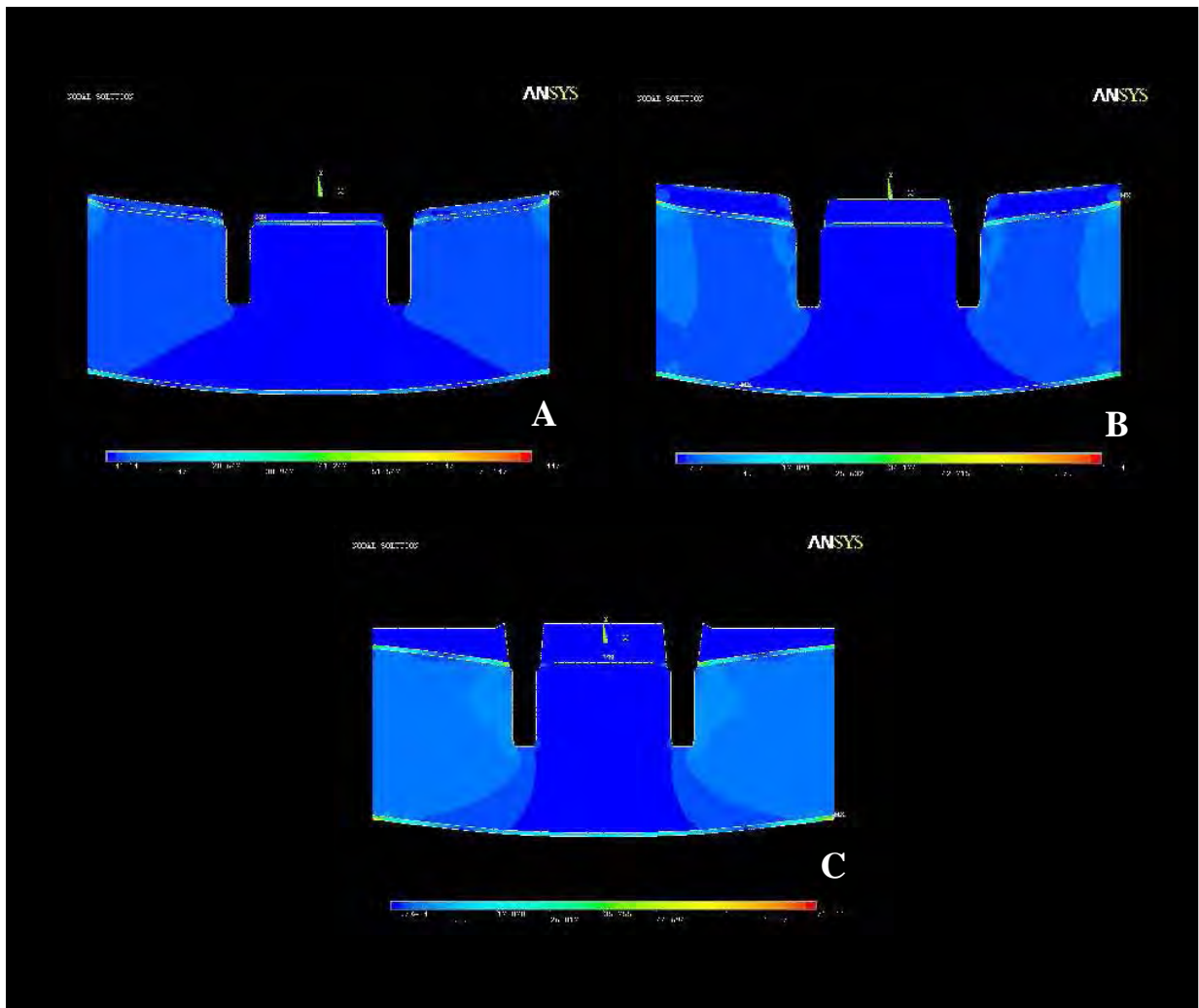


Figura 58. Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo B (*overdenture* – sistema barra/clipse) com individualização dos tecidos de suporte (fibromucosa, osso cortical superior, osso medular e osso cortical inferior). Fibromucosas nas espessuras de **A**, 1mm. **B**, 3mm. **C**, 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

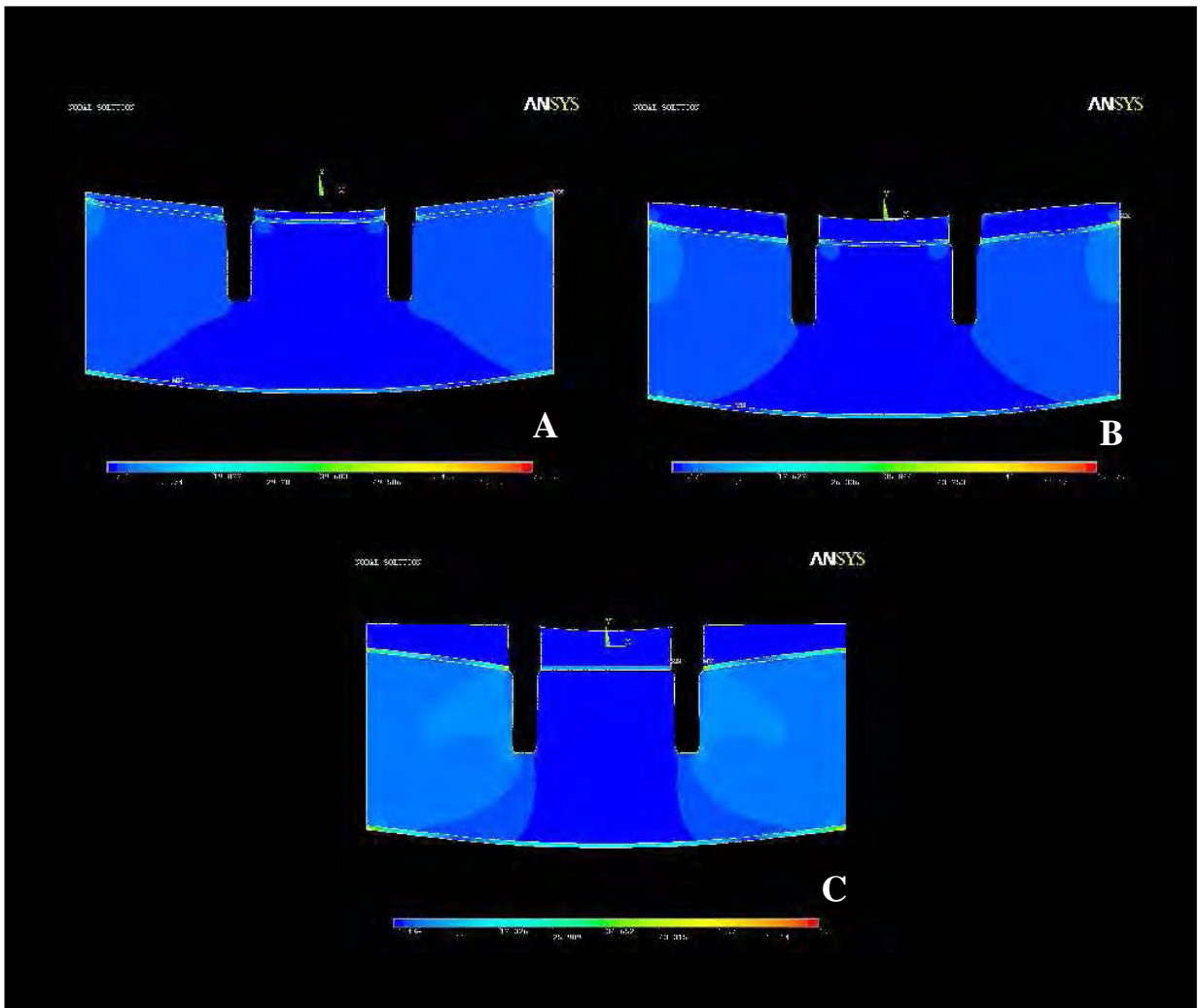


Figura 59. Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo C (*overdenture* – sistema o’ring) com individualização dos tecidos de suporte (fibromucosa, osso cortical superior, osso medular e osso cortical inferior). Fibromucosas nas espessuras de **A**, 1mm. **B**, 3mm. **C**, 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

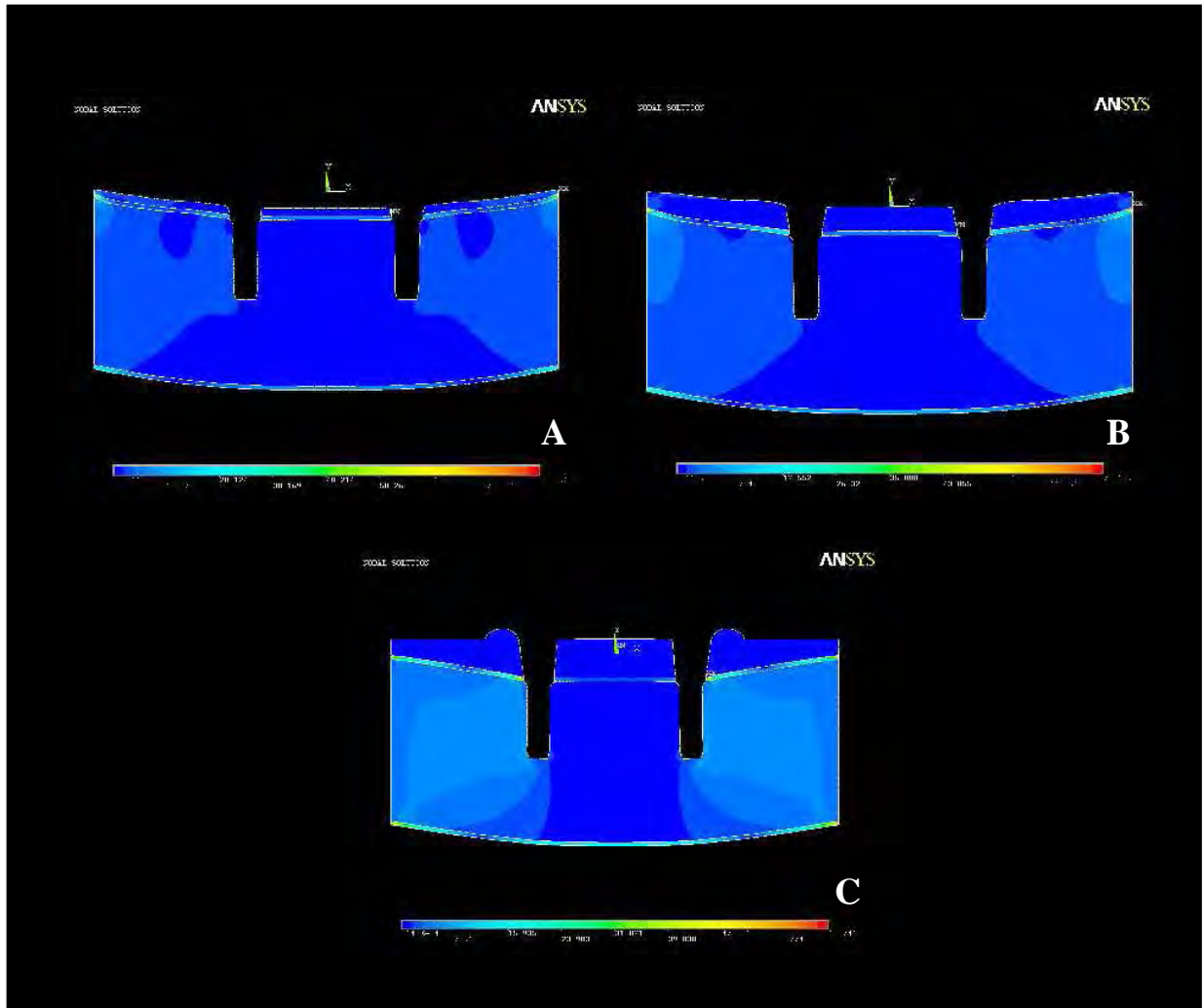


Figura 60. Distribuição das tensões principais (MPa) no modelo D (*overdenture* – sistema barra/clipe associado a dois o’rings distais) com individualização dos tecidos de suporte (fibromucosa, osso cortical superior, osso medular e osso cortical inferior). Fibromucosas nas espessuras de **A**, 1mm. **B**, 3mm. **C**, 5mm. As cores indicam o nível de tensão do azul escuro (menores valores) ao vermelho (maiores valores).

Anexo C. Referências Gerais

- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10: 387-416.
- Akça K, Iplikçioğlu, H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16: 722-730.
- Assad AM, El-Dayem MA, Badawy MM. Comparison between mainly mucosa-supported and combined mucosa-implant-supported mandibular overdentures. *Implant Dent* 2004; 13: 386-394.
- Assunção WG, Tabata LF, Barão VAR, Rocha EP. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *J Oral Rehabil* 2007 (no prelo).
- Atwood DA, Coy WA. Clinical, cephalometric, and densitometric study of reduction of residual ridges. *J Prosthet Dent* 1971; 26: 280-295.
- Awad MA, Lund JP, Dufresne E, Feine JS. Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 117-122.
- Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 575-581.
-

-
- 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 dog. *J Oral Rehabil* 1998; 25: 847-858.
- Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Impalnts* 1998; 13: 539-545.
- Batenburg RH, Raghoobar GM, Van Oort RP, Heijdenrijk K, Boering G. Mandibular overdentures supported by two or four endosteal implants. A prospective, comparative study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1998; 27: 435-439.
- Ben-Ur Z, Gorfil C, Shifman A. Anterior implant-supported overdentures. *Quintessence Int* 1996; 27: 603-606.
- Besimo H, Kempf B. In vitro investigation of various attachments for overdenture on osseointegrated implants. *J Oral Rehabil* 1995; 22: 691-698.
- Bonachela WC, Rosseti PHO. *Overdentures: das raízes, aos implantes osseointegrados. Planejamento, tendências e inovações*. São Paulo: Ed Santos, 2002. 216p.
- Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977; 16: 1-132.
- Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants, part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Impalnts Res* 1997; 8: 161-72.
-

-
- Caglar A, Aydin C, Ozen, J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 36-44.
- Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int* 1996; 27: 591-598.
- Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 2007; 97: 229-235.
- Chao YL, Meijer HJ, van Oort RP, Versteegh PAM. The incomprehensible success of the implant stabilized overdenture in the edentulous mandible: a literature review on transfer of chewing forces to bone surrounding implants. *Eur J Prosthodont Res Dent* 1995; 3: 255-261.
- Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 193-205.
- Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont* 1995; 4: 98-100.
- Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys* 2007, doi: 10.1016/j.medengphy.2007.02.005.
-

-
- Davis DM, Rogers JO, Packer ME. The extent of maintenance required by implant-retained mandibular overdentures: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 767-774.
- de Oliveira TRC, Frigeiro MLMA. Association between nutrition and the prosthetic condition in edentulous elderly. *Gerodontology* 2004; 24: 205-208.
- Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *J Am Dent Assoc* 2003; 134: 1455-1458.
- Esposito M, Grusovin MG, Coulthard P, Thomsen P, Worthington HV. A 5-year follow-up comparative analysis of the efficacy of various osseointegrated dental implant systems: a systematic review of randomized controlled clinical trials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 557-568.
- Fanuscu MI, Caputo AA. Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. *J Prosthodont* 2004; 13: 214-220.
- Farzad P, Andersson L, Gunnarsson S, Sharma P. Implant stability, tissue conditions, and patient self-evaluation after treatment with osseointegrated implants in the posterior mandible. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004; 6: 24-32.
- Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 624-632.
- Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chechade A, Duncan WJ, Gizani S et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant
-

-
- overdentures as first choice standard of care for edentulous patient. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 19: 3-4.
- Fitzpatrick B. Standard of care for the edentulous mandible: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 71-78.
- Freeman C, Brook I, Joshi R. Long term follow-up of implant-stabilized overdentures. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2001; 9: 147-150.
- Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 99-119.
- Gotfredson K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load of different duration. A study in the dog (III). *Clin Oral Implants Res* 2001; 12: 552-558.
- Heydecke G, Thomason JM, Lund JP, Feine JS. The impact of conventional and implant supported prostheses on social and sexual activities in edentulous adults. Results from a randomized trial 2 months after treatment. *J Dent* 2005; 33: 649-657.
- Hirano S, May KB, Wagner WC, Hacker CH. In vitro wear of resin denture teeth. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 152-153.
- Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 319-328.
- Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. Japan: Quintessence; 1991.
- Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated implants using finite element analysis – a two dimensional
-

-
- comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape and load direction. *J Oral Implant* 1998; 24: 80-88.
- Ichikawa T, Horiuchi M, Wigianto R, Matsumoto N. In vitro study of mandibular implant-retained overdentures: the influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue. *Int J Prosthodont* 1996; 9: 394-399.
- Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7: 143-152.
- Jemt T, Chai J, Harnett J, Health MR, Hutton JE, Johns RB et al. A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdenture supported by osseointegrated implants. *Int Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 291-298.
- Karabuda C, Tosun T, Ermis E, Ozdemir T. Comparison of 2 retentive systems for implant-supported overdentures: soft tissue management and evaluation of patient satisfaction. *J Periodontol* 2002; 73: 1067-1070.
- Kawasaki T, Takayama Y, Yamada T, Notami K. Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge – three dimensional behavior of a lower complete denture. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 950-957.
- Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 559-564.
- Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant – a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 279-286.
- Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 421-427.
-

-
- Kydd WL, Daly CH, Wheeler JB. The thickness measurements of masticatory mucosa in vivo. *Int Dent J* 1971; 21: 430-441.
- Lacerda TSP. *Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível apoiada sobre implante na região distal*. 1999. 150 f. Dissertação (Mestrado) Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. São Paulo, 1999.
- Lotz JC, Cheal EJ, Hayes WC. Fracture prediction for the proximal femur using finite element models. *J Biomech Eng* 1991; 113: 353-360.
- MacEntee MI, Walton JN, Glick N. A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: Three-year results. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 28-37.
- Maeda Y, Wood WW. Finite element method simulation of bone resorption beneath a complete denture. *J Dent Res* 1989; 68: 1370-1373.
- Meijer HJ, Geertman ME, Raghoobar GM, Kwakman JM. Implant-retained mandibular overdentures: 6-year results of a multicenter clinical trial on 3 different systems. *J Oral Maxillofac Surg* 2001; 59: 1260-1268.
- Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence on superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 96-102.
- Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 369-376.
-

-
- Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7: 387-396.
- Mericske-Stern R, Steinlin Schaffner T, Marti P, Geering AH. Peri-implant mucosal aspects of ITI implant supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clin Oral Implants Res* 1994; 5: 9-18.
- Mericske-Stern R, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11: 108-125.
- Mericske-Stern R, Zarb GA. Overdentures: an alternative implant methodology for edentulous patients. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 203-208.
- Mericske-Stern R, Aerni D, Geering AH, Buser D. Long-term evaluation of non-submerged hollow cylinder implants. Clinical and radiographic results. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12: 252-259.
- Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5: 375-383.
- Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. Saint Louis: Mosby; 1999.
- Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, van Steenberghe D. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral patient satisfaction. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 195-202.
- Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stress around fixtures in various reconstructed mandibular models – part II (effect of horizontal load). *J Cranio Maxillofac Surg* 2003; 31: 168-175.
-

-
- Ochiai KT, Willians BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 421-427.
- Payne AG, Solomons YF. Mandibular implant-supported overdentures: a prospective evaluation of the burden of prosthodontic maintenance with 3 different attachment systems. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 246-253.
- Poter JA Jr, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 651-662.
- Rebóssio AD. *Protesis partial removable*. 3ª ed., Buenos Aires, Ed. Mundi, 1963; p. 16-17.
- Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study. *J Prosthet Dent* 2007; 97: 85-92.
- Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 328-336.
- Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - a review. *J Dent* 2002; 30: 271-282.
- Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11: 156-158.
- Sertgoz A, Gunever S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 165-169.
-

-
- Setz JM, Wright PS, Ferman AM. Effects of attachment type on the mobility of implant-stabilized overdentures – an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 494-499.
- Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 227-234.
- Song WZ, Yin WZ, Li MH. Energy relieving effect of different thickness of mucosa beneath mandibular complete denture. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2004; 39: 57-59.
- Spiekermann H, Jansen UK, Richter EJ. A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 231-243.
- Stellingsma K, Slagter AP, Stegenga B, Raghoobar GM. Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular implant-retained overdentures: comparison of three types of treatment protocols. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 403-410.
- Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa A, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 357-368.
- Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent* 1972; 27: 120-132.
-

-
- Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 193-198.
- Tawse-Smith A, Perio C, Payne AG, Kumara R, Thomson WM. One-stage operative procedure using two implant systems: a prospective study on implant overdentures in the edentulous mandible. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001; 3: 185-193.
- Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1998; 25: 299-303.
- Tokuhsa M, Matsushita Y, Koyano K. In vitro study of mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 128-134.
- Visser A, Raghoobar GM, Meijer HJ, Batenburg RH. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants. A 5-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16: 19-25.
- von Fraunhofer JA, Razavi R, Khan Z. Wear characteristics of high-strength denture teeth. *J Prosthet Dent* 1988; 59: 173-175.
- Walmsley AD. Magnetic retention in prosthesis dentistry. *Dent Update* 2002; 29: 428-433.
- Watanabe F, Hata Y, Komatsu S. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology* 2003; 91: 31-36.
-

-
- Watson CJ, Tinsley D, Sharma S. Implant complications and failures: the complete overdenture. *Dent Update* 2001; 28: 234-238, 240.
- Weibrich G, Buch RS, Wegener J, Wagner W. Five-year prospective follow-up report of the Astra Tech standard dental implant in clinical treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16: 557-572.
- Wismeijer D, Van Waas MA, Vermeeren JI, Mulder J, Kalk W. Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures. A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1997; 26: 263-267.
- Yokohama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 578-583.
-

Anexo D. Normas do periódico Clinical Implant Dentistry and Related Research

Clinical Implant Dentistry and Related Research

Edited by:

William Becker and Lars Sennerby

Print ISSN: 1523-0899

Online ISSN: 1708-8208

Frequency: Quarterly

Current Volume: 9 / 2007

Clinical Implant Dentistry and Related Research will accept articles providing clinically relevant case reports or research reports pertinent to the practicing communities of implantology. Manuscripts are received with the understanding that they are not under simultaneous consideration by another publication and that they are original contributions that have not been previously published. Accepted manuscripts become the permanent property of *Clinical Implant Dentistry and Related Research* and may not be published elsewhere without permission from the publisher.

Submissions from North America, South America, and Asia should be sent to:

William Becker, DDS, MSD, ODhc
Editor-in-Chief
Wilmot Dental Center
801 North Wilmot, Suite B-2
Tucson, AZ 85711
USA
Tel: (520) 745- 5558
Fax: (520) 745-9966
e-mail: branebill@comcast.net

Submissions from Europe, Australia, and Africa should be sent to:

Lars Sennerby, DDS, PhD
Editor-in-Chief
Department of Biomaterials/Handicap Research
Institute for Surgical Sciences
Gothenburg University
P.O. Box 412
SE 405 30 Gothenburg

Sweden
Tel: +46 31 7732950
Fax: +46 31 7732941
e-mail: lars.sennerby@biomaterials.gu.se

MANUSCRIPT PREPARATIO

The original typed manuscript must be presented with three copies of the entire manuscript. The entire manuscript, abstract, references, legends, and tables must be typewritten, double-spaced on 8 1/2 × 11-inch heavy-duty bond paper. Margins of at least 1 inch must be provided. All typographical errors must be corrected in type, not handwritten, before the manuscript will be reviewed.

Title Page (first page): The title page must include all authors' full names, highest degrees, and academic affiliations. A corresponding author must be designated, with name, address, telephone and fax numbers, and e-mail address. A specific address must be given where requests for reprints should be sent. If the work was done by a federal employee (within Canada/USA), each author must include a signed statement that the work reported was done while the author was employed by the federal government.

Abstract (second page): A structured abstract of 150-200 words must be provided; should stand alone as an accurate summary of the paper; and should include statements of problem, method of study, results, and conclusions. Footnotes and references are not used in the abstract.

References: References must be listed, double-spaced, in consecutive numerical order (the order of citation in the manuscript, not alphabetically). All references must be cited in text or tables by superscript numbers. References to journal articles must include: (1) author(s) name(s) with initials (list all authors up to six; otherwise, list three authors followed by et al.); (2) article title; (3) journal title as abbreviated in Index Medicus; (4) year of publication; (5) volume number; and (6) opening and closing page numbers. (e.g., Scherer W, Boylan R, Bhatt S. Vital bleaching agents and oral antiseptic: effect on anaerobic bacteria. *J Esthet Dent* 1992; 4:82-85.)

References to books should include: (1) author(s) name(s) with initials; (2) title of chapter (if applicable); (3) editor(s) name(s) with initials; (4) title of book and edition; (5) place of publication; (6) publisher; (7) year of publication; and (8) opening and closing page numbers. (e.g., Wright JM, Taylor PP. Infections of the oral cavity. In: Nelson JD, ed. *Current therapy in pediatric infectious disease-2*. Philadelphia: BC Decker, 1988:23-27.) The author is responsible for the accuracy and completeness of the references and for their correct citation.

Tables: Each table should be typed on a separate sheet of paper with its caption. Each table should contain all necessary information in order that it may stand alone, independent of text, and no table should contain data that could be included in the text in several sentences.

Computer Diskettes: When possible, please provide a copy of the text on either a 3 1/2" or a 5 1/2" computer diskette. The word processing software and computer system used (DOS or Macintosh) must be identified on the diskette label.

Illustration Preparation: Submit one set of original illustrations in electronic form only. Do not send glossy prints or images embedded in word processing files. Color photographs must be saved in CMYK as TIF or JPG files at 300dpi at 5 inches (12.5cm) in width. Black and white photographs must be saved in greyscale as TIF files at 300dpi at 5 inches (12.5cm) in width. Line drawings can be prepared in Microsoft Word, PowerPoint, or Adobe Illustrator but without embedded images from other sources. Existing line drawings must be scanned at 1200dpi at a minimum of 12.5cm (5in) in width and saved as EPS files (flow charts must not exceed 7 inches [18cm] in width). *Clinical Implant Dentistry and Related Research* is a full color publication.

Permissions: Illustrations, tables, etc. that have previously appeared elsewhere must be submitted with a legal release from the holder of their copyrights, usually the publisher. The author is responsible for obtaining all necessary permissions.

Proofs and Reprints: Page proofs are sent to the corresponding author for proofreading text, tables, legends, and references. Important factual changes and printer errors are the only allowable corrections. Extensive changes should be avoided as they delay publication of the article. Reprint prices and order forms will accompany proofs. Orders should be returned to the publisher at the time proofs are returned. Each lead author will receive a free PDF of their article.

NEW: Online production tracking is now available for your article through Blackwell's Author Services.

Author Services enables authors to track their article - once it has been accepted - through the production process to publication online and in print. Authors can check the status of their articles online and choose to receive automated e-mails at key stages of production. The author will receive an e-mail with a unique link that enables them to register and have their article automatically added to the system. Please ensure that a complete e-mail address is provided when submitting the manuscript. Visit www.blackwellpublishing.com/bauthor for more details on online production tracking and for a wealth of resources including FAQs and tips on article preparation, submission and more.

Anexo E. Normas do periódico Clinical Oral Implants Research

Clinical Oral Implants Research

Official publication of the European Association for Osseointegration

Edited by: Niklaus P. Lang

Print ISSN: 0905-7161

Online ISSN: 1600-0501

Frequency: Bi-monthly

Current Volume: 18 / 2007

ISI Journal Citation Reports® Ranking: 2006: 5/49 (Dentistry, Oral Surgery & Medicine); 9/42 (Engineering, Biomedical)

Impact Factor: 2.497

Content of Author Guidelines: 1. General, 2. Ethical Guidelines, 3. Manuscript Submission Procedure, 4. Manuscript Types Accepted, 5. Manuscript Format and Structure, 6. After Acceptance.

1. GENERAL

Clinical Oral Implants Research conveys scientific progress in the field of implant dentistry and its related areas to clinicians, teachers and researchers concerned with the application of this information for the benefit of patients in need of oral implants. The journal addresses itself to clinicians, general practitioners, periodontists, oral and maxillofacial surgeons and prosthodontists, as well as to teachers, academicians and scholars involved in the education of professionals and in the scientific promotion of the field of implant dentistry.

Clinical Oral Implants Research publishes:

Original research articles of high scientific merit in the field of material sciences, physiology of wound healing, biology of tissue integration of implants, diagnosis and treatment planning, prevention of pathologic processes jeopardizing the longevity of implants, clinical trials on implant systems, stoma-tognathic

physiology related to oral implants, new developments in therapeutic concepts and prosthetic rehabilitation.

Review articles by experts on new developments in basic sciences related to implant dentistry and clinically applied concepts.

Case reports and case series only if they provide or document new fundamental knowledge.

Novel developments if they provide a technical novelty for any implant system.

Short communications of important research findings in a concise format and for rapid publication.

Treatment rational by experts with evidence-based treatment approach.

Please read the instructions below carefully for details on the submission of manuscripts, the journal's requirements and standards as well as information concerning the procedure after a manuscript has been accepted for publication in *Clinical Oral Implants Research*. Authors are encouraged to visit [Blackwell Publishing Author Services](#) for further information on the preparation and submission of articles and figures.

2. ETHICAL GUIDELINES

Clinical Oral Implants Research adheres to the below ethical guidelines for publication and research.

2.1. Authorship and Acknowledgements

Authors submitting a paper do so on the understanding that the manuscript have been read and approved by all authors and that all authors agree to the submission of the manuscript to the Journal.

Clinical Oral Implants Research adheres to the definition of authorship set up by The International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE). According to the ICMJE authorship criteria should be based on 1) substantial contributions to conception and design of, or acquisition of data or analysis and interpretation of data, 2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content and 3) final approval of the version to be published. Authors should meet conditions 1, 2 and 3.

Up to 6 authors are accepted without need for justification. In the case of a specific and detailed justification of the role of every author, up to 8 authors may be mentioned. It is a requirement that all authors have been accredited as appropriate upon submission of the manuscript. Contributors who do not qualify as authors should be mentioned under

Acknowledgements: Under acknowledgements please specify contributors to the article other than the authors accredited. Acknowledge only persons who have made substantive contributions to the study. Authors are responsible for obtaining written permission from everyone acknowledged by name because readers may infer their endorsement of the data and conclusions.

2.2. Ethical Approvals

Experimentation involving human subjects will only be published if such research has been conducted in full accordance with ethical principles, including the World Medical Association Declaration of Helsinki (version, 2002 www.wma.net/e/policy/b3.htm) and the additional requirements, if any, of the country where the research has been carried out. Manuscripts must be accompanied by a statement that the experiments were undertaken with the understanding and written consent of each subject and according to the above mentioned principles. A statement regarding the fact that the study has been independently reviewed and approved by an ethical board should also be included. Editor reserve the right to reject papers if there are doubts as to whether appropriate procedures have been used.

When experimental animals are used the methods section must clearly indicate that adequate measures were taken to minimize pain or discomfort. Experiments should be carried out in accordance with the Guidelines laid down by the National Institute of Health (NIH) in the USA regarding the care and use of animals for experimental procedures or with the European Communities Council Directive of 24 November 1986 (86/609/EEC) and in accordance with local laws and regulations.

2.3 Clinical Trials

Clinical trials should be reported using the CONSORT guidelines available at www.consort-statement.org. A CONSORT checklist should also be included in the submission material.

Clinical Oral Implants Research encourages authors submitting manuscripts reporting from a clinical trial to register the trials in any of the following free, public clinical trials registries: www.clinicaltrials.gov, <http://clinicaltrials-dev.ifpma.org/>, <http://isrctn.org/>. The clinical trial registration number and name of the trial register will then be published with the paper.

2.4 Conflict of Interest and Source of Funding

Clinical Oral Implants Research requires that sources of institutional, private and corporate financial support for the work within the manuscript be fully acknowledged, and any potential conflicts of interest noted. Suppliers of materials should be named and their location (town, state/county, country) included. Information concerning conflict of interest and sources of funding should be included under Acknowledgements.

2.5 Appeal of Decision

The decision on a paper is final and cannot be appealed.

2.6 Permissions

If all or parts of previously published illustrations are used, permission must be obtained from the copyright holder concerned. It is the author's responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

2.7 Copyright Assignment

Authors submitting a paper do so on the understanding that the work and its essential substance have not been published before and is not being considered for publication elsewhere. The submission of the manuscript by the authors means that the authors automatically agree to assign exclusive copyright to Blackwell Publishing if and when the manuscript is accepted for publication. The work shall not be published elsewhere in any language without the written consent of the publisher. The articles published in this journal are protected by copyright, which covers translation rights and the exclusive right to reproduce and distribute all of the articles printed in the journal. No material published in the journal may be stored on microfilm or videocassettes or in electronic database and the like or reproduced photographically without the prior written permission of the publisher. Upon acceptance of a paper, authors are required to assign the exclusive licence to publish their paper to Blackwell Publishing. Assignment of the exclusive licence is a condition of publication and papers will not be passed to the publisher for production unless licence has been assigned. (Papers subject to government or Crown copyright are exempt from this requirement; however, the form still has to be signed). A completed Exclusive Licence Form must be sent to the address specified on the Exclusive Licence Form, before any manuscript can be published. Authors must send the completed original Exclusive Licence Form by regular mail upon receiving notice of manuscript acceptance, i.e., do not send the Exclusive Licence form at submission. Faxing or e-mailing the Exclusive Licence Form does not meet requirements. For questions concerning copyright, please visit [Blackwell Publishing's Copyright FAQ](#)

3. MANUSCRIPT SUBMISSION PROCEDURE

Manuscripts should be submitted electronically via the online submission site <http://mc.manuscriptcentral.com/coir>. The use of an online submission and peer

review site enables immediate distribution of manuscripts and consequentially speeds up the review process. It also allows authors to track the status of their own manuscripts. Complete instructions for submitting a paper is available online and below. Further assistance can be obtained from the Editorial Assistant Ms. Brigitte Baur. E-mail: coir@zmk.unibe.ch

3.1. Getting Started

Launch your web browser (supported browsers include Internet Explorer 5.5 or higher, Safari 1.2.4, or Firefox 1.0.4 or higher) and go to the journal's online Submission Site: <http://mc.manuscriptcentral.com/coir>

*Log-in or, if you are a new user click on "register here".

*If you are registering as a new user.

- After clicking on "register here", enter your name and e-mail information and click "Next". Your e-mail information is very important.

- Enter your institution and address information as appropriate, and then click "Next."

- Enter a user ID and password of your choice (we recommend using your e-mail address as your user ID), and then select your areas of expertise. Click "Finish".

*If you are registered, but have forgotten your log in details, enter your e-mail address under "Password Help". The system will send you an automatic user ID and a new temporary password. *Log-in and select "Corresponding Author Center."

3.2. Submitting Your Manuscript

After you have logged in to your "Corresponding Author Center", you may submit a manuscript by clicking the submission link under "Author Resources".

* Enter data and answer questions as appropriate. You may copy and paste directly from your manuscript and you may upload your pre-prepared covering letter.

*Click the "Next" button on each screen to save your work and advance to the next screen.

*You are required to upload your files.

- Click on the "Browse" button and locate the file on your computer.

- Select the designation of each file in the drop down next to the Browse button.
- When you have selected all files you wish to upload, click the "Upload Files" button.

*Review your submission (in HTML and PDF format) before completing your submission by sending it to the Journal. Click the "Submit" button when you are finished reviewing.

3.3. Manuscript Files Accepted

Manuscripts should be uploaded as Word (.doc) or Rich Text Format (.rft) files (not write-protected) plus separate figure files. GIF, JPEG, PICT or Bitmap files are acceptable for submission, but only high-resolution TIF or EPS files are suitable for printing. The files will be automatically converted to HTML and PDF on upload and will be used for the review process. The text file must contain the entire manuscript including title page, abstract, text, references, tables, and figure legends, but no embedded figures. In the text, please reference figures as for instance "Figure 1", "Figure 2" etc to match the tag name you choose for the individual figure files uploaded. Manuscripts should be formatted as described in the Author Guidelines below. Please note that any manuscripts uploaded as Word 2007 (.docx) will be automatically rejected. Please save any .docx file as .doc before uploading.

3.4. Blinded Review

All manuscripts submitted to *Clinical Oral Implants Research* will be reviewed by two experts in the field. *Clinical Oral Implants Research* uses single blinded review. The names of the reviewers will thus not be disclosed to the author submitting a paper.

3.5. Suggest a Reviewer

Clinical Oral Implants Research attempts to keep the review process as short as possible to enable rapid publication of new scientific data. In order to facilitate this process, please suggest the names and current email addresses of one potential international reviewer whom you consider capable of reviewing your

manuscript. In addition to your choice the journal editor will choose one or two reviewers as well.

3.6. Suspension of Submission Mid-way in the Submission Process

You may suspend a submission at any phase before clicking the "Submit" button and save it to submit later. The manuscript can then be located under "Unsubmitted Manuscripts" and you can click on "Continue Submission" to continue your submission when you choose to.

3.7. E-mail Confirmation of Submission

After submission you will receive an e-mail to confirm receipt of your manuscript. If you do not receive the confirmation email after 24 hours, please check your e-mail address carefully in the system. If the e-mail address is correct please contact your IT department. The error may be caused by some sort of spam filtering on your e-mail server. Also, the e-mails should be received if the IT department adds our email server (uranus.scholarone.com) to their whitelist.

3.8. Manuscript Status

You can access Manuscript Central any time to check your "Corresponding Author Center" for the status of your manuscript. The Journal will inform you by e-mail once a decision has been made.

3.9. Submission of Revised Manuscripts

To submit your revised manuscript, locate your manuscript under "Manuscripts with Decisions" and click on "Submit a Revision" . Please remember to delete any old files uploaded when you upload your revised manuscript.

4. MANUSCRIPT TYPES ACCEPTED

Original research articles of high scientific merit in the field of material sciences, physiology of wound healing, biology of tissue integration of implants, diagnosis and treatment planning, prevention of pathologic processes jeopardizing the longevity of implants, clinical trials on implant systems, stomatognathic

physiology related to oral implants, new developments in therapeutic concepts and prosthetic rehabilitation.

Review articles by experts on new developments in basic sciences related to implant dentistry and clinically applied concepts. Reviews are generally by invitation only and have to be approved by the Editor-in-Chief before submission.

Case reports and case series, but only if they provide or document new fundamental knowledge and if they use language understandable to the clinician.

Novel developments if they provide a technical novelty for any implant system.

Short communications of important research findings in a concise format and for rapid publication.

Treatment rational by experts with evidence-based treatment approach.

Proceedings of international meetings may also be considered for publication at the discretion of the Editor.

5. MANUSCRIPT FORMAT AND STRUCTURE

5.1. Format Language: The language of publication is English. Authors for whom English is a second language might choose to have their manuscript professionally edited by an English speaking person before submission to make sure the English is of high quality. A list of independent suppliers of editing services can be found at www.blackwellpublishing.com/bauthor/english_language.asp. All services are paid for and arranged by the author, and use of one of these services does not guarantee acceptance or preference for publication

Abbreviations, Symbols and Nomenclature: The symbol % is to be used for percent, h for hour, min for minute, and s for second. In vitro, in vivo, in situ and other Latin expressions are to be italicised. Use only standard abbreviations. All units will be metric. Use no roman numerals in the text. In decimals, a decimal point and not a comma will be used. Avoid abbreviations in the title. The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is

a standard unit of measurement. In cases of doubt, the spelling orthodoxy of Webster's third new international dictionary will be adhered to.

Scientific Names: Proper names of bacteria should be binomial and should be singly underlined on the typescript. The full proper name (e.g., *Streptococcus sanguis*) must be given upon first mention. The generic name may be abbreviated thereafter with the first letter of the genus (e.g., *S. sanguis*). If abbreviation of the generic name could cause confusion, the full name should be used. If the vernacular form of a genus name (e.g., streptococci) is used, the first letter of the vernacular name is not capitalised and the name is not underlined. Use of two letters of the genus (e.g., Ps. for *Peptostreptococcus*) is incorrect, even though it might avoid ambiguity. With regard to drugs, generic names should be used instead of proprietary names. If a proprietary name is used, it must be attached when the term is first used.

5.2. Structure

All manuscripts submitted to *Clinical Oral Implants Research* should include Title Page, Abstract, Main Text and Acknowledgements, Tables, Figures and Figure Legends as appropriate.

Title Page: should contain the title of the article, full name(s) of the authors (no more than 6) and institutional affiliation(s), a running title not exceeding 60 letters and spaces, and the name, telephone and fax numbers, email and complete mailing address of the author responsible for correspondence. The author must list appropriate key words for indexing purposes.

Abstract: should not to exceed 250 words. This should be structured into: objectives, material and methods, results, conclusions, and no other information.

Main Text of Original Research Article should include Introduction, Material and Methods, Results and Discussion.

Introduction: Summarise the rationale and purpose of the study, giving only strictly pertinent references. Do not review existing literature extensively. State clearly the working hypothesis.

Material and Methods: Material and methods should be presented 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 your results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all data in the tables and illustrations. The important observations should be emphasised.

Discussion: Summarise the findings without repeating in detail the data given in the Results section. Relate your observations to other relevant studies and point out the implications of the findings and their limitations. Cite other relevant studies.

Main Text of Short Communications: Short communications are limited to two printed pages including illustrations and references and need not follow the usual division into material and methods, etc., but should have an abstract.

Acknowledgements: Acknowledge only persons who have made substantive contributions to the study. Authors are responsible for obtaining written permission from everyone acknowledged by name because readers may infer their endorsement of the data and conclusions. Sources of financial support should be acknowledged.

5.3. References

References should quote the last name(s) of the author(s) and the year of publication (Black & Miller 1988). Three or more authors should always be referred to as, for example, (Fox et al. 1977).

A list of references should be given at the end of the paper and should follow the recommendations in *Units, symbols and abbreviations: a guide for biological and medical editors and authors* (1988), p. 52, London: The Royal Society of Medicine.

- a) The arrangement of the references should be alphabetical by author's surname.
 - b) The order of the items in each reference should be:
 - (i) for journal references: name(s) of author(s), year, title of paper, title of journal, volume number, first and last page numbers.
 - (ii) for book references: name(s) of author(s), year, title of book, edition, volume, chapter and/ or page number, town of publication, publisher.
-

-
- c) Author's names should be arranged thus: Daniels, J.A., Kelly, R.A. & Til, T.C. Note the use of the ampersand and omission of comma before it. Author's names when repeated in the next reference are always spelled out in full.
- d) The year of publication should be surrounded by parentheses: (1966).
- c) The title of the paper should be included, without quotation marks.
- f) The journal title should be written in full, italicised (single underlining on typescript), and followed by volume number in bold type (double underlining on typescript), and page numbers.

Examples:

Tonetti, M. S., Schmid, J., Hämmerle, C. H. & Lang, N. P. (1993) Intraepithelial antigen-presenting cells in the keratinized mucosa around teeth and osseointegrated implants. *Clinical Oral Implants Research* 4: 177-186.

Poole, B., Ohkuma, S. & Warburton, M. (1978) Some aspects of the intracellular breakdown of exogenous and endogenous proteins. In: Segal, H.S. & Doyle, D.J., eds. *Protein turnover and lysosome function*, 1st edition, p. 43. New York: Academic Press.

We recommend the use of a tool such as EndNote or Reference Manager for reference management and formatting. EndNote reference styles can be searched for here: www.endnote.com/support/enstyles.asp . Reference Manager reference styles can be searched for here: www.refman.com/support/rmstyles.asp

5.4. Tables, Figures and Figure Legends

Tables: Tables should be numbered consecutively with Arabic numerals. Type each table on a separate sheet, with titles making them self-explanatory. Due regard should be given to the proportions of the printed page.

Figures: All figures should clarify the text and their number should be kept to a minimum. Details must be large enough to retain their clarity after reduction in size. Illustrations should preferably fill a single-column width (81 mm) after reduction, although in exceptional cases 120mm (double-column) and 168 mm (full page) widths will be accepted. Micrographs should be designed to be reproduced without reduction, and they should be dressed directly on the

micrograph with a linear size scale, arrows, and other designators as needed. Each figure should have a legend

Preparation of Electronic Figures for Publication: Although low quality images are adequate for review purposes, print publication requires high quality images to prevent the final product being blurred or fuzzy. Submit EPS (lineart) or TIFF (halftone/photographs) files only. MS PowerPoint and Word Graphics are unsuitable for printed pictures. Do not use pixel-oriented programmes. Scans (TIFF only) should have a resolution of 300 dpi (halftone) or 600 to 1200 dpi (line drawings) in relation to the reproduction size (see below). EPS files should be saved with fonts embedded (and with a TIFF preview if possible). For scanned images, the scanning resolution (at final image size) should be as follows to ensure good reproduction: lineart: >600 dpi; half-tones (including gel photographs): >300 dpi; figures containing both halftone and line images: >600 dpi.

Further information can be obtained at Blackwell Publishing's guidelines for figures: www.blackwellpublishing.com/bauthor/illustration.asp.

Check your electronic artwork before submitting it: www.blackwellpublishing.com/bauthor/eachecklist.asp

Permissions: If all or parts of previously published illustrations are used, permission must be obtained from the copyright holder concerned. It is the author's responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

6. AFTER ACCEPTANCE

Upon acceptance of a paper for publication, the manuscript will be forwarded to the Production Editor who is responsible for the production of the journal.

6.1 Proof Corrections

The corresponding author will receive an email alert containing a link to a web site. A working email address must therefore be provided for the corresponding author. The proof can be downloaded as a PDF (portable document format) file from this site. Acrobat Reader will be required in order to read this file. This

software can be downloaded (free of charge) from the following Web site: www.adobe.com/products/acrobat/readstep2.html . This will enable the file to be opened, read on screen, and printed out in order for any corrections to be added. Further instructions will be sent with the proof. Hard copy proofs will be posted if no e-mail address is available; in your absence, please arrange for a colleague to access your e-mail to retrieve the proofs. Proofs must be returned to the Production Editor within three days of receipt.

Excessive changes made by the author in the proofs, excluding typesetting errors, will be charged separately. Other than in exceptional circumstances, all illustrations are retained by the publisher. Please note that the author is responsible for all statements made in his work, including changes made by the copy editor.

6.2 Early Online Publication Prior to Print

Clinical Oral Implants Research is covered by Blackwell Publishing's OnlineEarly service. OnlineEarly articles are complete full-text articles published online in advance of their publication in a printed issue. OnlineEarly articles are complete and final. They have been fully reviewed, revised and edited for publication, and the authors' final corrections have been incorporated. Because they are in final form, no changes can be made after online publication. The nature of OnlineEarly articles means that they do not yet have volume, issue or page numbers, so OnlineEarly articles cannot be cited in the traditional way. They are therefore given a Digital Object Identifier (DOI), which allows the article to be cited and tracked before it is allocated to an issue. After print publication, the DOI remains valid and can continue to be used to cite and access the article.

6.3 Online Production Tracking

Online production tracking is available for your article through Blackwell's Author Services. Author Services enables authors to track their article - once it has been accepted - through the production process to publication online and in print. Authors can check the status of their articles online and choose to receive automated e-mails at key stages of production. The author will receive an e-mail

with a unique link that enables them to register and have their article automatically added to the system. Please ensure that a complete e-mail address is provided when submitting the manuscript. Visit www.blackwellpublishing.com/Bauthor/ for more details on online production tracking and for a wealth of resources including FAQs and tips on article preparation, submission and more.

6.4 Author Material Archive Policy

Please note that unless specifically requested, Blackwell Publishing will dispose of all hardcopy or electronic material submitted two months after publication. If you require the return of any material submitted, please inform the editorial office or production editor as soon as possible.

6.5 Offprints

A PDF offprint of the online published article will be provided free of charge to the corresponding author, and may be distributed subject to the Publisher's terms and conditions. Additional paper offprints may be ordered online. Please click on the following link, fill in the necessary details and ensure that you type information in all of the required fields: Offprint.Cosprinters. If you have queries about offprints please e-mail offprint@cosprinters.com

6.6 Author Services

For more substantial information on the services provided for authors, please see [Blackwell Publishing Author Services](#)

Anexo F. Normas do periódico Journal of Oral Rehabilitation

Journal of Oral Rehabilitation

Edited by:

Peter Svensson

Print ISSN: 0305-182X

Online ISSN: 1365-2842

Frequency: Monthly

Current Volume: 34 / 2007

ISI Journal Citation Reports® Ranking: 2006: 30/49 (Dentistry, Oral Surgery & Medicine)

Impact Factor: 1.044

Content of Author Guidelines: 1. General, 2. Ethical Guidelines, 3. Manuscript Submission Procedure, 4. Manuscript Types Accepted, 5. Manuscript Format and Structure, 6. After Acceptance

Relevant Documents: Exclusive Licence Form, Colour Work Agreement Form

Useful Websites: Submission Site, Author Services, Blackwell Publishing's Ethical Guidelines.

1. GENERAL

Journal of Oral Rehabilitation has become the international journal of choice for much outstanding work in the field of dental and oral health sciences. The journal majors in publishing original and evidence-based research in the area of oral science associated with the diagnosis and management of oral and facial functional disturbances caused by local and systemic diseases and developmental defects.

Please read the instructions below carefully for details on the submission of manuscripts, the journal's requirements and standards as well as information concerning the procedure after a manuscript has been accepted for publication in *Journal of Oral Rehabilitation*. Authors are encouraged to visit [Blackwell Publishing Author Services](#) for further information on the preparation and submission of articles and figures.

2. ETHICAL GUIDELINES

Journal of Oral Rehabilitation adheres to the below ethical guidelines for publication and research.

2.1. Authorship and Acknowledgements

Authors submitting a paper do so on the understanding that the manuscript have been read and approved by all authors and that all authors agree to the submission of the manuscript to the Journal.

Journal of Oral Rehabilitation adheres to the definition of authorship set up by The International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE). According to the ICMJE authorship criteria should be based on 1) substantial contributions to conception and design of, or acquisition of data or analysis and interpretation of data, 2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content and 3) final approval of the version to be published. Authors should meet conditions 1, 2 and 3.

It is a requirement that all authors have been accredited as appropriate upon submission of the manuscript. Contributors who do not qualify as authors should be mentioned under Acknowledgements.

Acknowledgements: Under acknowledgements please specify contributors to the article other than the authors accredited. *Journal of Oral Rehabilitation* requires that all sources of institutional, private and corporate financial support for the work within the manuscript must be fully acknowledged, and any potential conflicts of interest noted. Grant or contribution numbers may be acknowledged, and principal grant holders should be listed. Acknowledgments should be brief and should not include thanks to anonymous referees and editors.

2.2. Ethical Approvals

Experimentation involving human subjects will only be published if such research has been conducted in full accordance with ethical principles, including the World Medical Association Declaration of Helsinki (version, 2002 www.wma.net/e/policy/b3.htm) and the additional requirements, if any, of the country where the research has been carried out. Manuscripts must be accompanied by a statement that the experiments were undertaken with the understanding and written consent of each subject and according to the above mentioned principles. A statement regarding the fact that the study has been independently reviewed and approved by an ethical board should also be included. Editors reserve the right to reject papers if there are doubts as to whether appropriate procedures have been used.

When experimental animals are used the methods section must clearly indicate that adequate measures were taken to minimize pain or discomfort. Experiments should be carried out in accordance with the Guidelines laid down by the National Institute of Health (NIH) in the USA regarding the care and use of animals for

experimental procedures or with the European Communities Council Directive of 24 November 1986 (86/609/EEC) and in accordance with local laws and regulations.

All studies using human or animal subjects should include an explicit statement in the Material and Methods section identifying the review and ethics committee approval for each study, if applicable. Editors reserve the right to reject papers if there is doubt as to whether appropriate procedures have been used.

2.3 Conflict of Interest and Source of Funding

Journal of Oral Rehabilitation requires that all sources of institutional, private and corporate financial support for the work within the manuscript must be fully acknowledged, and any potential conflicts of interest noted. Grant or contribution numbers may be acknowledged, and principal grant holders should be listed. Please include this information under Acknowledgements.

2.4 Appeal of Decision

The decision on a paper is final and cannot be appealed.

2.5 Permissions

If all or parts of previously published illustrations are used permission **must** be obtained from the copyright holder concerned. In most cases, this will be the original publisher of the material. It is the author's responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

2.6 Copyright Assignment

Authors submitting a paper do so on the understanding that the work and its essential substance have not been published before and is not being considered for publication elsewhere. The submission of the manuscript by the authors means that the authors automatically agree to assign exclusive copyright to Blackwell Publishing if and when the manuscript is accepted for publication. The work shall not be published elsewhere in any language without the written consent of the publisher. The articles published in this journal are protected by copyright, which covers translation rights and the exclusive right to reproduce and distribute all of the articles printed in the journal. No material published in the journal may be stored on microfilm or videocassettes or in electronic database and the like or reproduced photographically without the prior written permission of the publisher.

Upon acceptance of a paper, authors are required to assign the exclusive licence to publish their paper to Blackwell Publishing. Assignment of the exclusive licence is a condition of publication and papers will not be passed to the publisher for production unless license has been assigned. (Papers subject to government or Crown copyright are exempt from this requirement; however, the form still has to be signed). A completed Exclusive Licence Form must be sent to the address specified on the Exclusive Licence Form, before any manuscript can be published.

Authors must send the completed original Exclusive Licence Form by regular mail upon receiving notice of manuscript acceptance, i.e., do not send the Exclusive Licence form at submission. Faxing or e-mailing the Exclusive Licence Form does not meet requirements.

For questions concerning copyright, please visit [Blackwell Publishing's Copyright FAQ](#)

3. MANUSCRIPT SUBMISSION PROCEDURE

Manuscripts should be submitted electronically via the online submission site <http://mc.manuscriptcentral.com/jor>. The use of an online submission and peer review site enables immediate distribution of manuscripts and consequentially speeds up the review process. It also allows authors to track the status of their own manuscripts. Complete instructions for submitting a paper is available online and below. Further assistance can be obtained from Janet Mikkelsen, Managing Editor (e-mail: jor@odont.au.dk).

3.1. Getting Started

- Launch your web browser (supported browsers include Internet Explorer 5.5 or higher, Safari 1.2.4, or Firefox 1.0.4 or higher) and go to the journal's online Submission Site: <http://mc.manuscriptcentral.com/jor>

- Log-in or, if you are a new user,click on "register here".

- If you are registering as a new user.

- After clicking on "Create Account", enter your name and e-mail information and click "Next". Your e-mail information is very important.

- Enter your institution and address information as appropriate, and then click "Next."

- Enter a user ID and password of your choice (we recommend using your e-mail address as your user ID), and then select your areas of expertise. Click "Finish".

- If you are registered as user, but have forgotten your log in details, enter your e-mail address under "Password Help". The system will send you an automatic user ID and a new temporary password.

- Log-in and select "Author Centre".

3.2. Submitting Your Manuscript

- After you have logged into your "Author Centre", submit your manuscript by clicking the submission link under "Author Resources".

-
- Enter data and answer questions as appropriate. You may copy and paste directly from your manuscript and you may upload your pre-prepared covering letter.
 - Click the "Next" button on each screen to save your work and advance to the next screen.
 - You are required to upload your files.
 - Click on the "Browse" button and locate the file on your computer.
 - Select the designation of each file in the drop down next to the Browse button.
 - When you have selected all files you wish to upload, click the "Upload Files" button.
 - Review your submission (in HTML and PDF format) before completing your submission by sending it to the Journal. Click the "Submit" button when you are finished reviewing.

3.3. Manuscript Files Accepted

Manuscripts should be written in British English and uploaded as Word (.doc) or Rich Text Format (.rft) files (not write-protected) plus separate figure files. GIF, JPEG, PICT or Bitmap files are acceptable for submission, but only high-resolution TIF or EPS files are suitable for printing. The files will be automatically converted to HTML and PDF on upload and will be used for the review process. The text file must contain the entire manuscript including title page, abstract, text, references, tables, and figure legends, but no embedded figures. In the text file, please reference figures as for instance "Figure 1", "Figure " etc to match the tag name you choose for all individual figure files uploaded. Manuscripts should be formatted as described in the Author Guidelines below. Please note that any manuscripts uploaded as Word 2007 (.docx) will be automatically rejected. Please save any .docx file as .doc before uploading.

3.4. Blinded Review

All manuscripts submitted to Journal of Oral Rehabilitation will be reviewed by two experts in the field. *Journal of Oral Rehabilitation* uses single blinded review. The names of the reviewers will thus not be disclosed to the author submitting a paper.

3.5 Suggest a Reviewer

Journal of Oral Rehabilitation attempts to keep the review process as short as possible to enable rapid publication of new scientific data. In order to facilitate this process, please suggest the names and current email addresses of 2 potential referees of international standing whom you consider capable of reviewing your manuscript. In addition to your choice the journal editor may choose one or two

reviewers as well. Your manuscript will be returned to your Author Centre if you fail to observe this requirement.

3.6. Suspension of Submission Mid-way in the Submission Process

You may suspend a submission at any phase before clicking the "Submit" button and save it to submit later. The manuscript can then be located under "Unsubmitted Manuscripts" and you can click on "Continue Submission" to continue your submission when you choose to.

3.7. E-mail Confirmation of Submission

After submission you will receive an e-mail to confirm receipt of your manuscript. If you do not receive the confirmation e-mail after 24 hours, please check your e-mail address carefully in the system. If the e-mail address is correct please contact your IT department. The error may be caused by some sort of spam filtering on your e-mail server. Also, the e-mails should be received if the IT department adds our e-mail server (uranus.scholarone.com) to their whitelist.

3.8. Manuscript Status

You can access Manuscript Central any time to check your "Author Centre", your mails in the "Audit Trail" as well as the status of your manuscript. The Journal will inform you by e-mail once a decision has been made.

3.9. Submission of Revised Manuscripts

Revised manuscripts must be uploaded within 3 months of authors being notified of conditional acceptance pending satisfactory revision. Locate your manuscript under "Manuscripts with Decisions" and click on "Submit a Revision". Please remember to delete any old files uploaded when you upload your revised manuscript. Please also remember to upload your manuscript document separate from your title page.

4. MANUSCRIPT TYPES ACCEPTED

The editorial policy of the *Journal of Oral Rehabilitation* is to encourage the publication of evidence-based research articles related to clinical oral rehabilitation and physiology. JOR also publishes to a lesser extent, original research articles within the more basic aspects of oral rehabilitation, e.g. in vitro and laboratory studies.

Original Research Articles: must describe novel and significant observations and provide sufficient detail so that the findings can be critically evaluated and, if necessary, repeated.

Reviews: proposals for these are welcome; please contact Ole Fejerskov: E-mail: jor@odont.au.dk Review proposals should include a full-page summary of the proposed contents with key references. Reviews are selected for their broad general interest; all are refereed by experts in the field who are asked to comment on issues such as timeliness, general interest and balanced treatment of

controversies, as well as on scientific accuracy. Reviews should take a broad view of the field rather than merely summarizing the authors own previous work, so extensive citation of the authors own publications is discouraged.

Case Reports: Authors are invited to submit case reports on clinical topics of relevance to the aim and scope of the *Journal of Oral Rehabilitation*. The reports should be around 2000 words and follow the general author guidelines of the *Journal of Oral Rehabilitation*. The editorial team will consider case reports on pertinent topics, and make immediate decisions after submission. Whilst unique clinical cases are welcomed problems of more general importance to oral rehabilitation can also be addressed. Such case stories might question traditional concepts or introduce new clinical protocols or techniques. They may be followed by commentaries, or a review on state of art of the clinical problem addressed in the case report. Concise literature relevant to the case should be included. Figures, where necessary, should be targeted to illustrate the text, but should be limited in number.

Commentaries: are opinion pieces on topics of general interest to the dental community. They need not be confined to purely scientific topics; policy issues and educational and social implications may also be covered.

5. MANUSCRIPT FORMAT AND STRUCTURE

5.1. Format

Language: The language of publication is British English. Authors for whom English is a second language must have their manuscript professionally edited by an English speaking person before submission to make sure the English is of high quality. A list of independent suppliers of editing services can be found at www.blackwellpublishing.com/bauthor/english_language.asp. All services are paid for and arranged by the author, and use of one of these services does not guarantee acceptance or preference for publication.

Abbreviations, Symbols and Nomenclature: *Journal of Oral Rehabilitation* adheres to the conventions outlined in *Units, Symbols and Abbreviations: A Guide for Medical and Scientific Editors and Authors*. Non-standard abbreviations must be used three or more times and written out completely in the text when first used.

5.2. Structure

All manuscripts submitted to the *Journal of Oral Rehabilitation* should include: Title page, abstract, main text, acknowledgements, references and tables, figures and figure legends as appropriate.

Title: must be concise and contain no more than 100 characters including spaces. The title page should include a running title of no more than 50 characters; 5-10 key words, complete names of institutions for each author, and the name, address, telephone number, fax number and e-mail address for the corresponding author.

The title page should also include the date of submission (or revision/resubmission).

Abstract: should be 250 words in length and not contain abbreviations. References must be cited in full.

Main Text of Original Research Articles should include Introduction, Materials and Methods, Results and Discussions.

Introduction: should be focused, outlining the historical or logical origins of the study and not summarise the results; exhaustive literature reviews are not appropriate.

Materials and Methods: must contain sufficient detail such that, in combination with the references cited, all experiments reported can be fully reproduced. As a condition of publication, authors are required to make materials and methods used freely available to academic researchers for their own use. This includes antibodies and the constructs used to make transgenic animals, although not the animals themselves. Papers reporting protein or DNA sequences and crystallographic structure determinations will not be accepted without a Genbank or Brookhaven accession number, respectively. Other supporting data sets must be made available on the publication date from the authors directly.

(i) **Experimental Subjects:** When human subjects are used, manuscripts must be accompanied by a statement that the experiments were undertaken with the understanding and written consent of each subject. Authors should be aware of the Code of Ethics of the World Medical Association (Declaration of Helsinki), which has been printed in the *British Medical Journal* (18 July 1964). When experimental animals are used the methods section must clearly indicate that adequate measures were taken to minimise pain or discomfort. Experiments should be carried out in accordance with the Guidelines laid down by the National Institute of Health (NIH) in the USA regarding the care and use of animals for experimental procedures or with the European Communities Council Directive of 24 November 1986 (86/609/EEC).

All studies using human or animal subjects should include an explicit statement in the Material and Methods section identifying the review and approval committee for each study, if applicable.

The Editor in Chief reserves the right to reject papers if there is doubt as to whether appropriate procedures have been used.

(ii) **Suppliers:** Suppliers of materials should be named and, with the exception of well-known suppliers, such as Straumann, Colgate and Biocare, their location (town, state/county, country) included.

Results: should present the observations with minimal reference to earlier literature or to possible interpretations.

Discussion: may usefully start with a brief summary of the major findings, but repetition of parts of the abstract or of the results section should be avoided.

Main Text of Reviews and Case Reports: need not follow the usual divisions of original research articles, but should contain appropriate headings and subheadings.

Acknowledgements: should follow the References. *Journal of Oral Rehabilitation* requires that all sources of institutional, private and corporate financial support for the work within the manuscript must be fully acknowledged, and any potential conflicts of interest noted. Grant or contribution numbers may be acknowledged, and principal grant holders should be listed. Acknowledgments should be brief and should not include thanks to anonymous referees and editors.

5.3. References

References should be numbered consecutively in the order in which they are first mentioned in the text. Identify references in text, tables, and legends by Arabic numerals in parentheses. References cited only in tables or figure legends should be numbered in accordance with the sequence established by the first identification in the text of the particular table or figure.

Use the style of the examples below, which are based on the formats used by the NLM in Index Medicus. The titles of journals should be abbreviated according to the style used in Index Medicus. Consult the List of Journals Indexed in Index Medicus, published annually as a separate publication by the library and as a list in the January issue of Index Medicus. The list can also be obtained through the library's web site (www.nlm.nih.gov).

Journals

Lobbezoo F, van der Zaag, Naeije M. Bruxism: its multiple causes and its effects on dental implants - an updated review. *J Oral Rehabil.* 2006; 33: 293-300

(If more than six authors please list the first six authors followed by et al.):

Takata Y, Ansai T, Awano S, Fukuhara M, Sonoki K, Wakisaka M et al. Chewing ability and quality of life in an 80-year-old population. *J Oral Rehabil.* 2006; 33: 330-334

Books:

Fejerskov O, Kidd E. (eds) *Dental caries: The Disease and its Clinical Management.* Copenhagen: Blackwell Munksgaard; 2003.

We recommend the use of a tool such as EndNote or Reference Manager for reference management and formatting. EndNote reference styles can be searched

for here: www.endnote.com/support/enstyles.asp . Reference Manager reference styles can be searched for here: www.refman.com/support/rmstyles.asp

5.4. Tables, Figures and Figure Legends

Tables: should be double-spaced with no vertical rulings, with a single bold ruling beneath the column titles. Units of measurements must be included in the column title.

Figures: All figures should be planned to fit within either 1 column width (8.0 cm), 1.5 column widths (13.0 cm) or 2 column widths (17.0 cm). Lettering on figures should be in a clear, sans serif typeface (e.g. Helvetica); if possible, the same typeface should be used for all figures in a paper. After reduction for publication, upper-case text and numbers should be at least 1.5-2.0 mm high (10 point Helvetica). After reduction symbols should be at least 2.0-3.0 mm high (10 point). In general, multi-part figures should be arranged as they would appear in the final version. Any special requirements (such as the separation distance of stereo pairs) should be clearly specified.

Unnecessary figures and parts (panels) of figures should be avoided: data presented in small tables or histograms, for instance, can generally be stated briefly in the text instead. Figures should not contain more than one panel unless the parts are logically connected; each panel of a multipart figure should be sized so that the whole figure can be reduced by the same amount and reproduced on the printed page at the smallest size at which essential details are visible.

The vertical axis of histograms should not be truncated to exaggerate small differences. The line spacing should be wide enough to remain clear on reduction to the minimum acceptable printed size.

Figures divided into parts should be labeled with a lower-case, boldface, roman letter, a, b, and so on, in the same typesize as used elsewhere in the figure. Lettering in figures should be in lower-case type, with the first letter capitalized. Units should have a single space between the number and the unit, and follow SI nomenclature or the nomenclature common to a particular field. Thousands should be separated by thin spaces (1 000). Unusual units or abbreviations should be spelled out in full or defined in the legend. Scale bars should be used rather than magnification factors, with the length of the bar defined in the legend rather than on the bar itself. In general, visual cues (on the figures themselves) are preferred to verbal explanations in the legend (e.g. broken line, open red triangles etc.)

Preparation of Electronic Figures for Publication: Although low quality images are adequate for review purposes, print publication requires high quality images to prevent the final product being blurred or fuzzy. Submit EPS (lineart) or TIFF (halftone/photographs) files only. MS PowerPoint and Word Graphics are unsuitable for printed pictures. Do not use pixel-oriented programmes. Scans (TIFF only) should have a resolution of 300 dpi (halftone) or 600 to 1200 dpi (line drawings) in relation to the reproduction size (see below). Please submit the data

for figures in black and white or submit a colourwork agreement form. EPS files should be saved with fonts embedded (and with a TIFF preview if possible).

For scanned images, the scanning resolution (at final image size) should be as follows to ensure good reproduction: lineart: >600 dpi; half-tones (including gel photographs): >300 dpi; figures containing both halftone and line images: >600 dpi.

Further information can be obtained at Blackwell Publishing's guidelines for figures: www.blackwellpublishing.com/bauthor/illustration.asp

Permissions: If all or part of previously published illustrations are to be used, permission **must** be obtained from the copyright holder concerned. In most cases, this will be the original publisher of the material. It is the author's responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

Colour Charges: It is the policy of the *Journal of Oral Rehabilitation* for authors to pay the full cost for the reproduction of their colour artwork. Therefore, please note that if there is colour artwork in your manuscript when it is accepted for publication, Blackwell Publishing require you to complete and return a Colour Work Agreement Form before your paper can be published. The Colour Work Agreement Form should be returned to Production Editor Fiona McLeod at Blackwell Publishing, 101 George Street, EH2 3ES Edinburgh, UK. Any article received by Blackwell Publishing with colour work will not be published until the form has been returned. If you are unable to access the internet, or are unable to download the form, please contact Fiona McLeod, the Production Editor of *Journal of Oral Rehabilitation* (e-mail: jor@oxon.blackwellpublishing.com).

Figure Legends: should be a separate section of the manuscript, and should begin with a brief title for the whole figure and continue with a short description of each panel and the symbols used; they should not contain any details of methods.

5.5. Supplementary Material

Publication in electronic formats has created opportunities for adding details or whole sections in the electronic version only. Authors need to work closely with the editors in developing or using such new publication formats.

Supplementary Material, such as data sets or additional figures or tables, that will not be published in the print edition of the journal, but which will be viewable via the online edition, can be submitted.

It should be clearly stated at the time of submission that the Supplementary Material is intended to be made available through the online edition. If the size or format of the Supplementary Material is such that it cannot be accommodated on the journal's Web site, the author agrees to make the Supplementary Material available free of charge on a permanent Web site, to which links will be set up from the journal's website. The author must advise Blackwell Publishing if the URL of the website where the Supplementary Material is located changes. The

content of the Supplementary Material must not be altered after the paper has been accepted for publication.

The availability of Supplementary Material should be indicated in the main manuscript by a paragraph, to appear after the References, headed "Supplementary Material" and providing titles of figures, tables, etc. In order to protect reviewer anonymity, material posted on the authors Web site cannot be reviewed. The Supplementary Material is an integral part of the article and will be reviewed accordingly.

6. AFTER ACCEPTANCE

Upon acceptance of a paper for publication, the manuscript will be forwarded to the Production Editor who is responsible for the production of the journal.

6.1 Proof Corrections

The corresponding author will receive an email alert containing a link to a web site. A working e-mail address must therefore be provided for the corresponding author. The proof can be downloaded as a PDF (portable document format) file from this site. Acrobat Reader will be required in order to read this file. This software can be downloaded (free of charge) from the following Web site: www.adobe.com/products/acrobat/readstep2.html . This will enable the file to be opened, read on screen, and printed out in order for any corrections to be added. Further instructions will be sent with the proof. Hard copy proofs will be posted if no e-mail address is available; in your absence, please arrange for a colleague to access your e-mail to retrieve the proofs. Proofs must be returned to the Production Editor within three days of receipt.

Excessive changes made by the author in the proofs, excluding typesetting errors, will be charged separately. Other than in exceptional circumstances, all illustrations are retained by the publisher. Please note that the author is responsible for all statements made in his work, including changes made by the copy editor.

6.2 Early Online Publication Prior to Print

Journal of Oral Rehabilitation is covered by Blackwell Publishing's OnlineEarly service. OnlineEarly articles are complete full-text articles published online in advance of their publication in a printed issue. OnlineEarly articles are complete and final. They have been fully reviewed, revised and edited for publication, and the authors' final corrections have been incorporated. Because they are in final form, no changes can be made after online publication. The nature of OnlineEarly articles means that they do not yet have volume, issue or page numbers, so OnlineEarly articles cannot be cited in the traditional way. They are therefore given a Digital Object Identifier (DOI), which allows the article to be cited and tracked before it is allocated to an issue. After print publication, the DOI remains valid and can continue to be used to cite and access the article.

6.3 Online Production Tracking

Online production tracking is available for your article through Blackwell's Author Services. Author Services enables authors to track their article - once it has been accepted - through the production process to publication online and in print. Authors can check the status of their articles online and choose to receive automated e-mails at key stages of production. The author will receive an e-mail with a unique link that enables them to register and have their article automatically added to the system. Please ensure that a complete e-mail address is provided when submitting the manuscript. Visit www.blackwellpublishing.com/bauthor for more details on online production tracking and for a wealth of resources including FAQs and tips on article preparation, submission and more.

6.4 Author Material Archive Policy

Please note that unless specifically requested, Blackwell Publishing will dispose of all hardcopy or electronic material submitted two months after publication. If you require the return of any material submitted, please inform the editorial office or production editor as soon as possible.

6.5 Offprints and Extra Copies

A PDF offprint of the online published article will be provided free of charge to the corresponding author, and may be distributed subject to the Publisher's terms and conditions. Additional paper offprints may be ordered online. Please click on the following link, fill in the necessary details and ensure that you type information in all of the required fields: Offprint.Cosprinters
If you have queries about offprints please email offprint@cosprinters.com

6.6 Author Services

For more substantial information on the services provided for authors, please see [Blackwell Publishing Author Services](#).
