

# **ANÁLISE DE TENSÕES EM IMPLANTES ZIGOMÁTICOS UTILIZANDO A TÉCNICA DE STELLA & WARNER**

Roberto Brunow Lehmann, Universidade Federal Fluminense, rbrunow@id.uff.br, ORCID: 0000-0001-9319-3179

Carlos Nelson Elias, Instituto Militar de Engenharia, elias@ime.eb.br, ORCID: 0000-0002-7560-6926

## **RESUMO**

Em casos de reabsorção óssea severa, poder-se-á fazer uso de enxertos ósseos. Para casos da maxila, uma alternativa é o uso de implantes zigomáticos que permitem viabilizar a recolocação da dentição em tempo menor quando comparada à opção do enxerto. Atualmente há diferentes técnicas usadas para ancoragem deste implante, além de diferentes modelos geométricos de empresas nacionais e estrangeiras. Os implantes zigomáticos apresentam particularidades quando comparados aos convencionais e precisam ter seu comportamento biomecânico investigado. A proposta deste trabalho é construir um modelo geométrico tridimensional a fim de realizar simulações buscando avaliar a tensões de um sistema de implante zigomático comercial pela técnica de Stella & Warner. Para a realização destas simulações será utilizado o programa Ansys Workbench que permite avaliar através do método de elementos finitos. Serão utilizados dois modelos: um com carregamento distribuído e outro com carregamento concentrado no último molar, ambos com 200N no total. Os resultados encontrados revelam que o sistema com carregamento concentrado trouxe níveis de tensão maiores em todos os elementos do sistema protético avaliado, inclusive no osso cortical. As tensões obtidas nos elementos confeccionados em titânio tiveram tensões abaixo do limite de escoamento do material e atendeu plenamente a solicitação o qual foi submetido. As tensões no osso cortical ficaram abaixo de 64MPa sugerindo não haver falha por reabsorção óssea.

***Palavras-chave: Implantes zigomáticos. Elementos finitos. Análise de tensões. Técnica de Stella & Warner.***

## **1 Introdução**

Em casos de reabsorção óssea severa, poder-se-á fazer uso de enxertos ósseos. Trata-se da retirada de tecido ósseo de outras regiões do corpo para alocar no local de interesse. Para casos da maxila, uma alternativa é o uso de implantes zigomáticos que permitem viabilizar a recolocação da dentição em tempo menor quando comparada à opção do enxerto. Atualmente há diferentes técnicas usadas para ancoragem deste implante [1], além de diferentes modelos geométricos de empresas nacionais e estrangeiras.

A primeira técnica desenvolvida para a instalação de implantes zigomáticos, foi proposta pelo doutor Branemark e sua equipe na década de 1980. Nesta técnica, o implante zigomático é colocado no interior do seio maxilar até atingir e se fixar no corpo do osso zigomático. É necessária a realização de uma antrotomia em formato retangular a fim de servir de guia para a perfuração e também para o deslocamento da membrana sinusal. A fixação do implante é feita na parte interna do osso zigomático e na parte palatina do rebordo alveolar, próximo à região do segundo pré-molar. O corpo do implante fica inteiramente dentro do seio maxilar [2].

No ano de 2000 um estudo realizado por Stella & Warner(4), propôs uma nova técnica, chamada de fenda sinusal. Nesse método a instalação do implante é feita por uma fenda sinusal, evitando assim que o seio maxilar seja invadido e dispensando a necessidade da

abertura de uma janela óssea e a movimentação da membrana sinusal, sendo, portanto, considerada mais conservadora que a técnica original. De acordo com Miglioranza et al., autores relatam que a abertura óssea para a visualização da passagem do implante é um procedimento que toma muito tempo além de tornar o pós-cirúrgico mais lento [3]. Além disso, a técnica proposta preconiza a realização de um entalhe para orientação que se estende da base do zigoma até o assoalho do seio maxilar. Outra vantagem em relação ao método original é a posição do implante mais próxima à vertical, que do ponto de vista da biomecânica é interessante, pois esta posição faz com que seja gerado um momento menor nos ossos envolvidos [2].

A proposta deste trabalho é avaliar as tensões do sistema de implantes zigomáticos pela técnica de Stella & Warner, usando um modelo tridimensional de elementos finitos.

## **2 Materiais e Métodos**

O modelo geométrico do osso usado neste trabalho teve como base o trabalho de Camargo [2], que usou uma tomografia computadorizada para a reconstrução em um formato CAD (Computer Aided Drawing) lido por softwares como Solidworks e, posteriormente, no Ansys Workbench.

Foi utilizada a combinação de dois implantes zigomáticos com dois implantes convencionais na parte anterior da maxila. A geometria dos implantes foi obtida junto a uma empresa nacional que comercializa esses implantes e respectivos componentes. Tendo em vista a anatomia, os implantes zigomáticos escolhidos tinham 35 milímetros de comprimento e 4 milímetros de diâmetro. Já os implantes convencionais foram do tipo hexágono externo, cônicos, com 9 milímetros de comprimento e 4 milímetros de diâmetro.

Para a barra protética, foi escolhida uma barra pré-fabricada. Esta barra foi utilizada em estudo anterior que comprovou sua capacidade de suportar os esforços [4]. Para a prótese, foi escolhido um modelo com doze dentes, em que os segundos e terceiros molares não estão presentes. As dimensões dos dentes foram definidas de forma a garantir que estavam dentro de limites antropométricos considerados normais [4].

Após a montagem dos componentes dos modelos usando o software Solidworks (Solidworks Corporation, Dassault Systemes, França), os mesmos foram exportados ao Ansys workbench v14 (Ansys Inc., Canonsburg/PA, EUA), e suas propriedades mecânicas foram atribuídas, conforme a Tabela 1. Todos os materiais foram definidos conforme a literatura, a saber: osso cortical e medular [5, 6], componentes metálicos - implantes, pilares, parafusos e barra, foram definidos como liga de titânio Ti-6Al-4V [7, 8, 9], a prótese teve como material, a resina PMMA (polimetil-metacrilato), que é amplamente usada em reconstruções protéticas totais [4, 5, 6].

Os implantes foram considerados como osseointegrados e os materiais como homogêneos, isotrópicos, lineares e elásticos. Estas considerações já foram feitas por outros autores [2, 4, 6, 7, 9] e conseguem representar condições próximas à realidade.

Tabela 1- Propriedades dos materiais utilizados.

| Material      | Módulo de elasticidade (GPa) | Coefficiente de Poisson |
|---------------|------------------------------|-------------------------|
| Osso cortical | 13,7                         | 0,3                     |
| Osso medular  | 1,37                         | 0,3                     |
| Titânio       | 110                          | 0,3                     |
| Resina PMMA   | 2,7                          | 0,28                    |

Foram consideradas duas condições de carregamento. Em ambos os casos o carregamento total foi de 200N. Na primeira a carga foi aplicada de forma unilateral, totalmente concentrada apenas em um dente (primeiro molar), com o objetivo de analisar uma condição extrema de oclusão e verificar seus possíveis danos, conforme ilustrado no modelo através da figura 1. Na segunda condição a carga foi distribuída entre primeiro molar, primeiro e segundo pré-molar, de ambos os lados da arcada, para simular condições normais de oclusão. Na carga distribuída, a divisão ficou da seguinte forma: dois aplicadores de carga de 50 N em cada molar, e quatro aplicadores de carga de 25 N em cada pré-molar, conforme ilustrado na figura 2. Os pontos de aplicação seguiram Okeson [10], que menciona três classes de relações oclusais entre os dentes posteriores. A primeira delas, de maior frequência na população, foi usada como referência para o posicionamento das cargas. Nesta classe, as regiões em que há maior contato entre os dentes, estão mostradas na Figura 3.

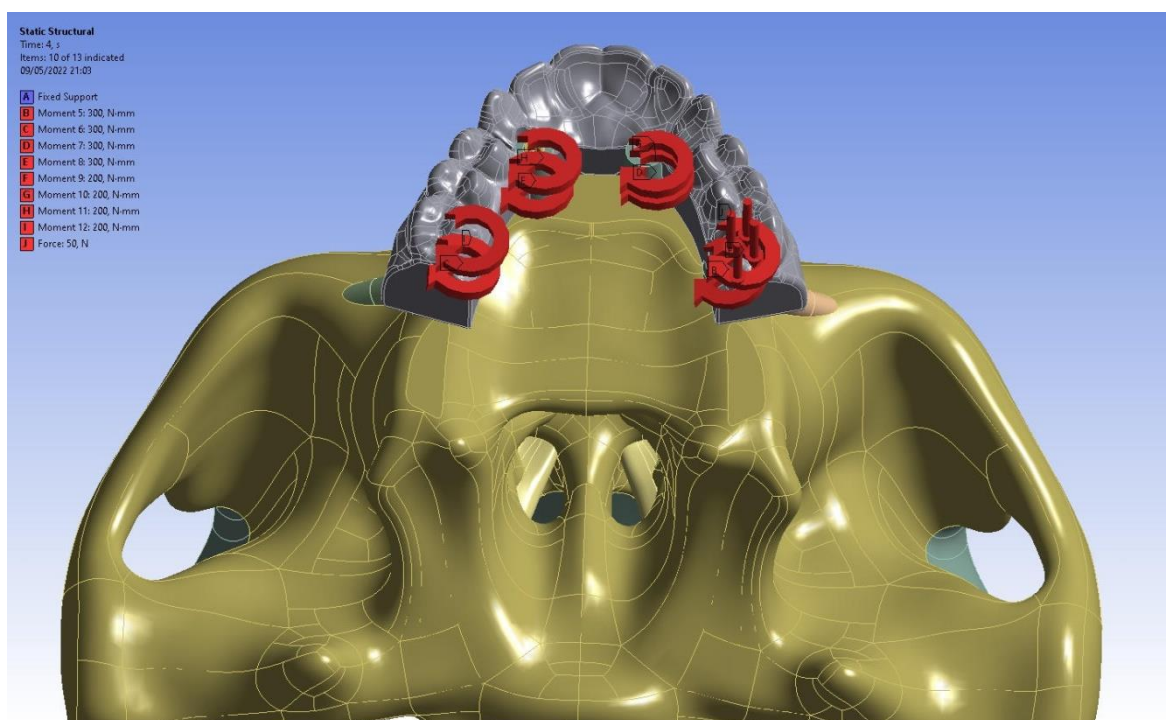


Figura 1 – Modelo com o carregamento concentrado

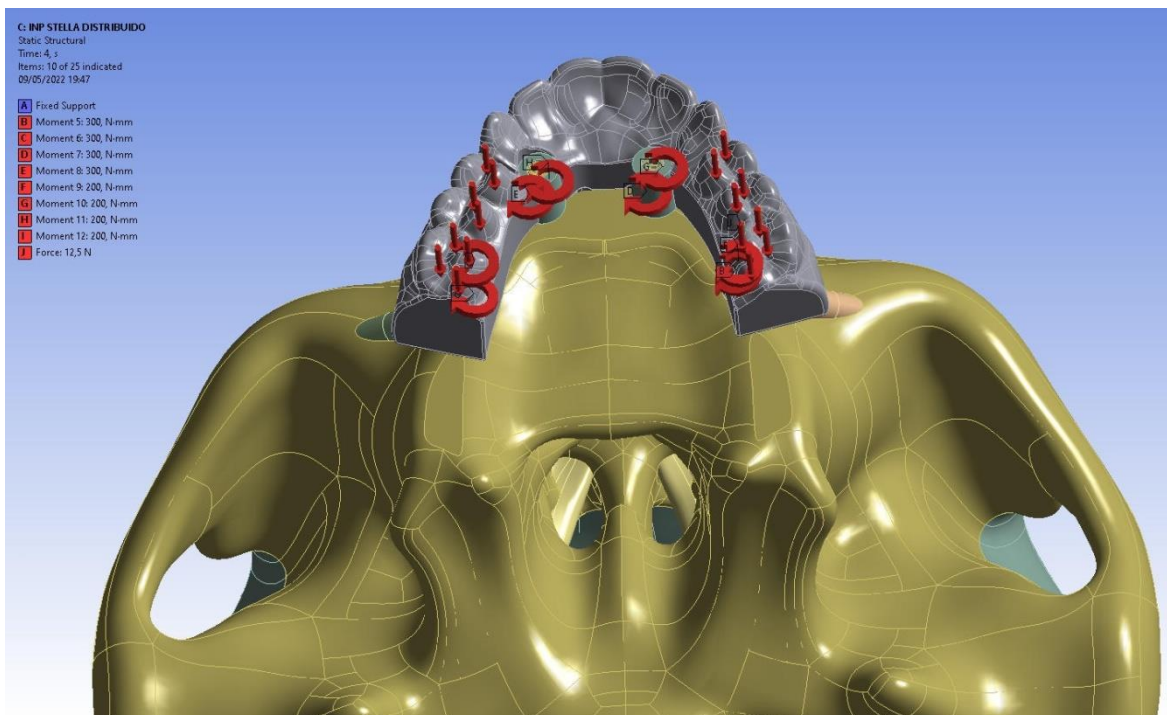


Figura 2 – Modelo com o carregamento distribuído

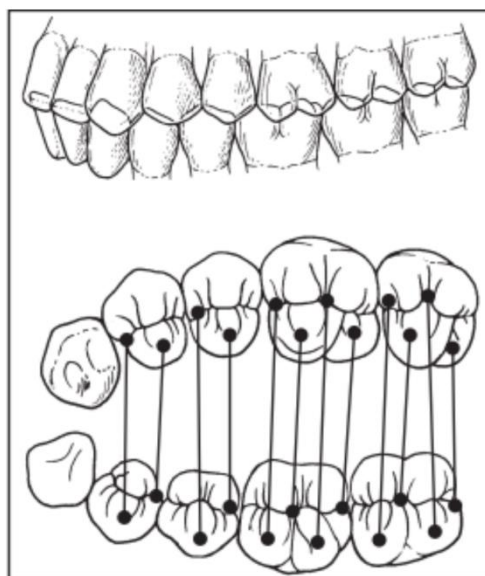


Figura 3 – Pontos de contato entre os dentes Okeson [10]

Além disso, restrições de movimento foram feitas na parte superior da geometria para dar estabilidade ao modelo. Para representar o aperto dado na fixação do pilar protético no implante, um torque de 30 N.cm foi dado em todos parafusos. De igual forma, um torque de 20 N.cm foi usado para a fixação da prótese sobre os implantes. Estes valores de torque foram obtidos a partir do protocolo da empresa para fixação destes elementos. O carregamento foi aplicado em modo rampa, multi-step e seguindo a ordem de colocação de cada componente até a carga oclusiva.

### 3 Resultados

Os resultados obtidos nos implantes zigomáticos e nos ossos estão apresentados separadamente e tiveram critérios de análise diferentes. Para os implantes zigomáticos e outros componentes confeccionados em titânio, foi usado o critério da máxima energia de distorção ou critério de von Mises. Este critério foi usado em razão do material ter características dúcteis. Já a prótese e os ossos cortical e medular, tiveram como critério de análise, o método das tensões principais. Em particular, a maior ênfase foi dada as tensões principais mínimas (máximas tensões de compressão), que predominam nesse tipo de estudo devido às condições de aplicação dos carregamentos. Neste estudo, os implantes foram considerados como osseointegrados e a literatura [11] sugere que tensões nos ossos acima de 167 MPa levam a reabsorção. Assim, será considerado como falha, as regiões onde as tensões principais nos ossos superarem este valor. Os valores de tensão nos diversos componentes do modelo podem ser observados na tabela 2.

Tabela 2 – Tensões máximas obtidas em cada componente do modelo

| Elemento              | Critério Adotado   | Tensão (Mpa)      |                   |
|-----------------------|--------------------|-------------------|-------------------|
|                       |                    | Carga Distribuída | Carga Concentrada |
| Implante zigomático   | von Mises          | 107,84            | 185,81            |
| Implante convencional | von Mises          | 26,67             | 30,54             |
| Parafuso do pilar     | von Mises          | 233,37            | 233,96            |
| Pilar                 | von Mises          | 137,46            | 138,43            |
| Parafuso da prótese   | von Mises          | 62,31             | 65,55             |
| Barra protética       | von Mises          | 72,42             | 89,97             |
| Prótese               | Tensões Principais | 35,59             | 98,79             |
| Osso Cortical         | Tensões Principais | 27,71             | 63,24             |
| Osso Medular          | Tensões Principais | 0,64              | 1,46              |

Com o intuito de ilustrar os resultados, bem como apresentar a distribuição de tensões, são apresentadas as figuras com resultados da simulação de carregamento concentrado. Essa simulação foi escolhida por apresentar a situação mais crítica comparada a de carregamento distribuído. Além disso, foram selecionados os implantes zigomáticos e convencional, bem como o osso cortical, por serem objeto de maior interesse.

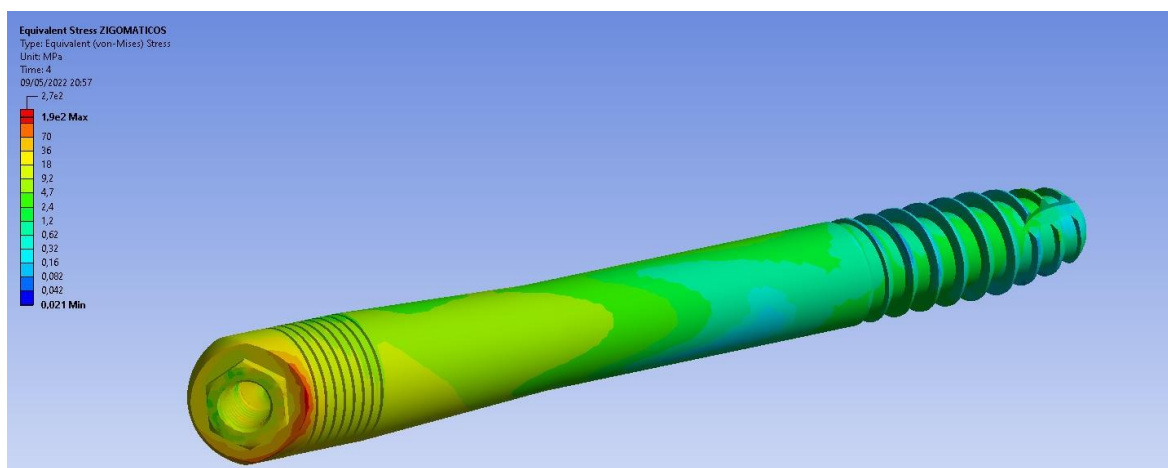


Figura 4 – Distribuição de tensões no implante zigomático

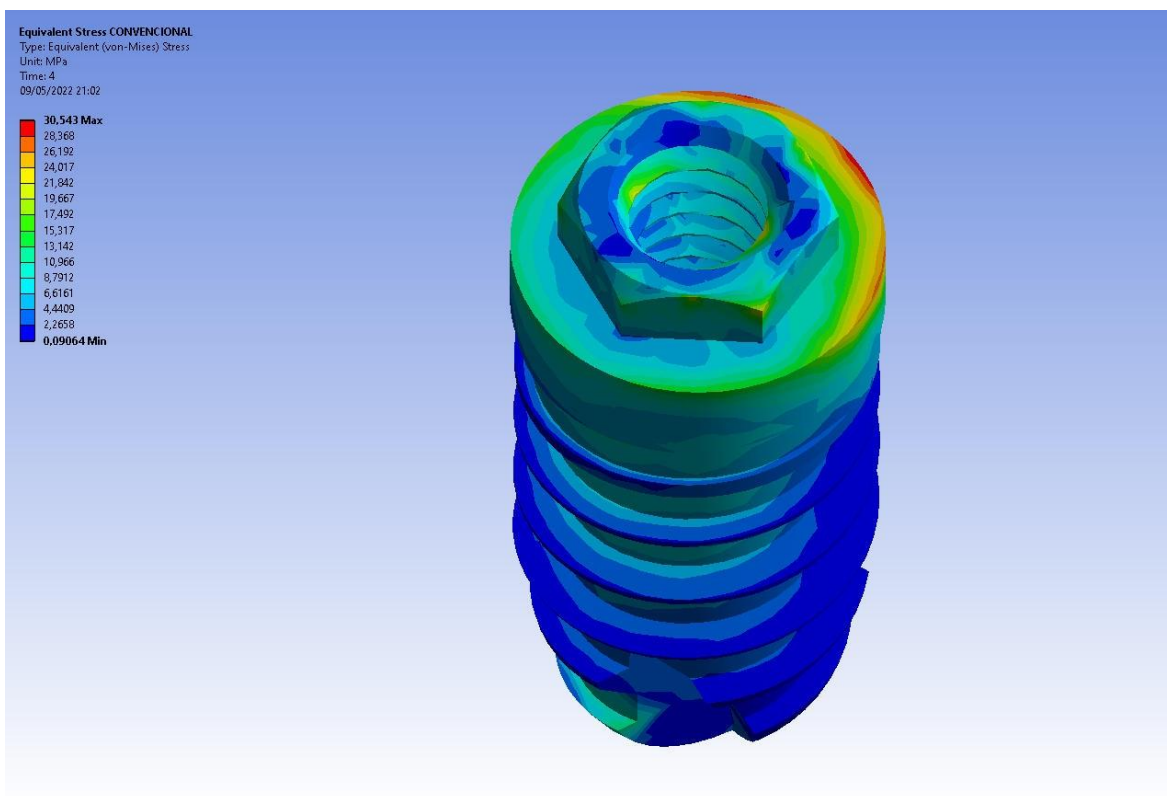


Figura 5 – Distribuição de tensões no implante convencional

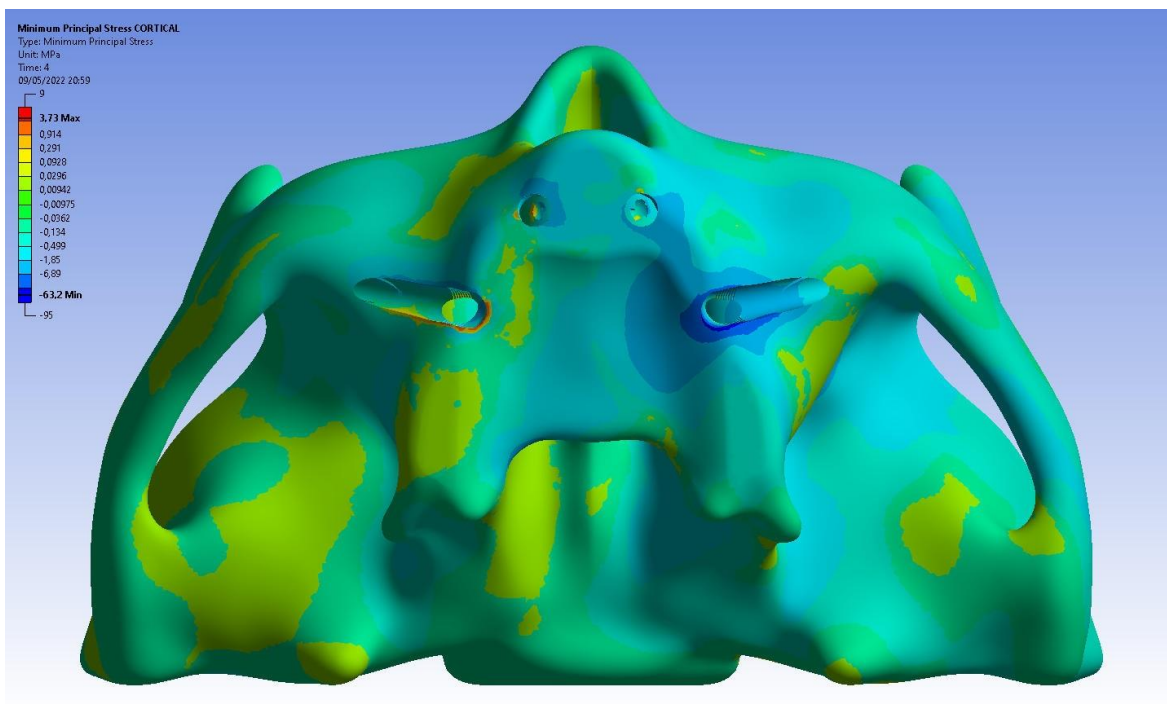


Figura 5 – Distribuição de tensões no osso cortical



#### **4. Análise e discussão**

Neste estudo foi considerado o conceito de carga imediata. Este procedimento tem sido largamente utilizado por cirurgiões dentistas para tratamento de pacientes. São muitos os fatores que podem influenciar na estabilidade primária do implantes de carga imediata, dentre eles pode-se considerar a geometria dos implantes, a qualidade do osso e a técnica cirúrgica escolhida [2].

Neste trabalho, as tensões foram superiores quando o carregamento aplicado foi concentrado no último molar quando comparamos ao carregamento distribuído.

Para os resultados nos implantes zigomáticos, a tensão mais elevada atingida teve módulo de 185,81MPa, onde os maiores níveis atingidos estavam localizados na região de contato com o pilar angulado, conforme ilustrado na figura 4. Essa tensão foi cerca de 6 vezes o encontrado no implante convencional. Isso é justificado pela angulação e comprimento do implante que traz como consequência um maior momento. Mesmo assim, o valor encontrado está com níveis de tensão seguros. Conforme relatório técnico do fornecedor da barra de titânio utilizada para confecção destes implantes, o limite de escoamento para que haja falha por deformação é de 950Mpa [2]. No que se referem aos demais elementos confeccionados em titânio, o elemento com maior nível de tensão foi o parafuso de fixação do pilar com 233,96Mpa. Mesmo assim, nesse elemento a tensão está cerca de 4 vezes menor que o limite de escoamento do material, indicando que nenhum elemento dúctil falhará por deformação.

Os implantes convencionais tiveram tensões baixas sendo um máximo de 30,54MPa localizado na região de contato com o osso cortical, conforme ilustrado na figura 5.

No que se refere ao osso, a máxima tensão de compressão foi de 63,24MPa e ocorreu em uma região muito pequena, próximo ao rebordo alveolar. As demais regiões mais afastadas do arco dentário apresentaram baixos níveis de tensões, vide figura 6. Essa tensão sugere que o sistema está livre de reabsorção óssea, por estar abaixo do preconizado pela literatura [11].

Nas condições o qual o sistema protético foi submetido, o comportamento mecânico do sistema protético e do osso foi adequado e, do ponto de vista biomecânico, sugerem apresentar um elevado grau de segurança.

Dependendo de fatores locais e sistêmicos encontrados nos indivíduos submetidos a esta técnica de reabilitação, pode ocorrer falha do sistema uma vez que, o método de avaliação adotado no presente trabalho emprega um modelo matemático, o qual pode não representar totalmente a complexidade do campo biológico. Além disso, devem-se considerar as limitações deste estudo, onde os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos.

#### **5. Conclusões**

Com base na simulação computacional realizada e nos resultados obtidos no presente trabalho, pode-se concluir que:

1. O carregamento concentrado no primeiro molar apresentou-se mais crítico quando comparado ao carregamento distribuído.

2. O implante zigomático apresentou comportamento mecânico adequado e atendeu plenamente a solicitação o qual foi submetido.
3. As tensões encontradas no osso sugerem não haver falha por reabsorção óssea.
4. Em todas as simulações, os modelos tiveram comportamento mecânico adequado e os níveis de tensão sugerem que não haverá falha nos demais componentes do sistema protético.

## Referências

- [1] ARAÚJO, P.P.T. et al. Evaluation of patients undergoing placement of zygomatic implants using sinus slot technique. v. 2, n. 1, 2016.
- [2] CAMARGO, R.C. Análise de Tensões em Implantes Zigomáticos. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal Fluminense. Volta Redonda, 2018.
- [3] MIGLIORANÇA M.R. et al. Estudo comparativo da dissipação de tensões em fixações zigomáticas instaladas internamente ou externamente ao seio maxilar : uma análise 3D pelo método de elementos finitos. Revista ImplantNews. v.6, n.4, p.395–402, 2009.
- [4] LEHMANN RB. Simulação Tridimensional para Avaliação de Tensões em Implantes Dentários pelo Método de Elementos Finitos. Tese de Doutorado. Universidade Federal Fluminense. Volta Redonda, 2005.
- [5] YALUG, S. Biomechanical 3-Dimensional finite element analysis of obturator protheses retained with zygomatic and dental implants in maxillary defects. Medical Science Monitor. v. 21, p. 604–611, 2015.
- [6] KORKMAZ, F. M. et al. Impact of dental and zygomatic implants on stress distribution in maxillary defects: a 3-Dimensional finite element analysis study. J Oral Implantol v. 38, n. 5, p. 557–567, 2012.
- [7] LIU, J. et al. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: A three-dimensional finite element analysis. Journal of Dentistry. v. 41, n. 3, p. 241–249, 2013.
- [8] FLANAGAN, D. et al. Measurement of the fatigue life of mini dental implants: a pilot study. J Oral Implantol. v. 34, n. 1, p. 7–11, 2008.
- [9] BAHRAMI, B. et al. Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants—a 3D finite element analysis. Dental Materials. v. 30, n. 4, p. e89 – 97, 2014.
- [10] OKESON, J. P. Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão. 6. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008. ISBN 789-85-352-2880-9.
- [11] ÇIFTÇİ, Y. CANAY, S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant supported fixed prosthetic restorations. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. v. 15, n. 4, p. 571–582, 2000.