



José Alex Gonçalves de Galiza

**Análise da resistência de pontes fixas em
zircônia aplicadas em próteses dentárias
aparafusadas.**

Dissertação de Mestrado

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Materiais e de Processos Químicos e Metalúrgicos do Departamento de Engenharia de Materiais da PUC-Rio.

Orientador: Prof. Marcos Venicius Soares Pereira

Co-orientador: Dr. Arnaldo Freitas Camarão

Rio de Janeiro

Abril de 2014



José Alex Gonçalves de Galiza

**Análise da resistência de pontes fixas em
zircônia aplicadas em próteses dentárias
aparafusadas.**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Materiais e de Processos Químicos e Metalúrgicos do Departamento de Engenharia de Materiais da PUC-Rio. Aprovada pela Comissão Examinadora abaixo assinada.

Prof. Marcos Venicius Soares Pereira

Orientador

Departamento de Engenharia de Materiais – PUC-Rio

Dr. Arnaldo Freitas Camarão

Co-Orientador

Meritor do Brasil Sistemas Automotivos

Prof. Fathi Ibrahim Darwish

Universidade Federal Fluminense - UFF

Prof. José Roberto Almeida

Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro – PUC-Rio

Prof. José Eugênio Leal

Coordenador Setorial de Pós-Graduação do Centro Técnico Científico da
PUC-Rio

Rio de Janeiro, 25 de Abril de 2014

Todos os direitos reservados. É proibida a reprodução total ou parcial do trabalho sem autorização do autor, do orientador e da universidade.

José Alex Gonçalves de Galiza

Graduou-se em Odontologia na UFRJ (Universidade Federal do Rio de Janeiro) em 1992. Foi chefe da seção de odontologia do PqRMnt/1 (Parque regional de Manutenção 1) no período de 1992 a 2000 e chefe da seção de saúde de 1997 a 1999 na mesma unidade. Trabalha com odontologia desde 1992, sendo com exclusividade desde 2000.

Ficha catalográfica

Galiza, José Alex Gonçalves de

Análise da resistência de pontes fixas em zircônia aplicadas em próteses dentárias aparafusadas / José Alex Gonçalves de Galiza ; orientador: Marcos Venicius Soares Pereira ; co- orientador: Arnaldo Freitas Camarão. – 2014.
85 f. : il. (color.) ; 30 cm

Dissertação (mestrado)–Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Departamento de Engenharia de Materiais, 2014.

Inclui bibliografia

1. Engenharia de materiais – Teses. 2. Análise de tensões. 3. Elementos finitos. 4. Vida em fadiga. 5. Prótese dental. 6. Implante dental. I. Pereira, Marcos Venicius Soares. II. Camarão, Arnaldo Freitas. III. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. Departamento de Engenharia de Materiais. IV. Título.

CDD: 620.11

A minha esposa Clarissa e minhas sobrinhas Laís e Ísis.

Agradecimentos

A minha esposa Clarissa, por compreender todo tempo que não pude passar com ela durante o curso.

Ao meu orientador, Prof. Marcos Venicius pelo tempo, paciência e material, a mim disponibilizados.

Ao meu co-orientador, Arnaldo Camarão por todo tempo que passamos no telefone.

A Rubens Quadrelli, da Sin implantes, pelo material enviado.

A Danilo Rodrigues, da Amanngirbach, pelo material enviado.

Ao Rodrigo Barbosa, da Meritor, pela inestimável ajuda na manipulação do software.

A IFRJ – Campus Paracambi, em especial ao seu diretor André Pimenta, por permitir o uso de recursos físicos e humanos.

A Leonardo Pandeló, do Laboratório RHB, pela modelagem da prótese.

Aos amigos formados durante o curso, em especial ao Diogo, Márcio e Paolucci.

A CAPES e a PUC-Rio, pelos auxílios concedidos, sem os quais esse trabalho não poderia ter sido realizado.

Resumo

Galiza, José Alex Gonçalves; Pereira, Marcos Venicius Soares (orientador); Camarão, Arnaldo Freitas (co-orientador). **Análise da resistência de pontes fixas em zircônia aplicadas em próteses dentárias aparafusadas.** Rio de Janeiro, 2014. 85 p. Dissertação de Mestrado - Departamento de Engenharia de Materiais, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

Esse trabalho teve como objetivo principal avaliar a resistência à falha da infraestrutura de uma prótese parcial fixa em zircônia de três elementos e aparafusada sobre implantes, através de análise de tensões por elementos finitos e determinação da resistência à fadiga da estrutura. Como objetivo secundário, foram avaliadas as distribuições das tensões nos demais componentes da prótese. Na análise de tensões, dois modelos distintos foram gerados, sendo o primeiro com prótese, implantes e parafusos similares àqueles adotados na clínica odontológica. Um segundo modelo, usado como controle, adotou uma geometria simplificada. As cargas mastigatórias foram aquelas usuais da literatura especializada e a análise por elementos finitos foi realizada através do programa *Ansys Workbench 14.5*. Os resultados das distribuições de tensões mostraram semelhanças entre os dois modelos, com pequenas variações relacionadas às geometrias empregadas. As tensões calculadas ficaram abaixo dos limites de resistência mecânica da zircônia e das ligas de titânio. No cálculo da vida em fadiga da prótese de zircônia um modelo analítico foi adotado prevendo uma vida infinita para o componente.

Palavras-chave

Análise de tensões; elementos finitos; vida em fadiga; prótese dental; implante dental.

Abstract

Galiza, José Alex Gonçalves; Pereira, Marcos Venicius Soares (Advisor); Camarão, Arnaldo Freitas (co-Advisor). **Resistance analysis of fixed zirconia bridges applied in screwed dental prosthesis.** Rio de Janeiro, 2014. 85 p. MSc. Dissertation - Departamento de Engenharia de Materiais, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

The main goal of this work was to evaluate the failure resistance of a zirconia fixed partial denture of three elements screwed on implants by means of a finite element stress analysis and the determination of the fatigue strength of the structure. As a secondary objective, the stress distributions in the other components of the prosthesis were evaluated. In order to promote the stress analysis, two different models were generated, the first making use of prosthesis, implants and screws similar to those adopted in the dental clinic. A second model, used as control, adopted a simplified geometry. The masticatory loads were those presented usually in the literature and finite element analysis was performed making use of Ansys Workbench 14.5 program. The stress distribution results showed similarity in both models, with small variations related to the adopted geometries. The calculated stresses were smaller than the ultimate strength of the zirconia and titanium alloys. Concerning the fatigue life of the zirconia prosthesis an analytical model was adopted and estimated an infinite life for the component.

Keywords

Stress analysis; finite elements; fatigue life; dental prosthesis; dental implants.

Sumário

1. Introdução	14
2. Revisão de Literatura	17
2.1. História	17
2.2. Estrutura	17
2.2.1. Fases da zircônia	17
2.2.2. Estabilidade	19
2.3. Microestrutura	20
2.4. Tenacidade à fratura de materiais cerâmicos	21
2.4.1. Mecanismo de tenacificação por transformação da zircônia	23
2.5. Aplicação da zircônia na odontologia	25
2.6. Prótese aparafusada <i>versus</i> cimentada	26
2.6.1. Prótese aparafusada	28
2.6.2. Prótese cimentada	29
2.7. Cargas mastigatórias	30
2.8. Sistema CAD-CAM	30
2.9. Método dos elementos finitos em experimentos odontológicos	32
3. Materiais e Métodos	35
3.1. Obtenção do modelo principal	35
3.1.1. Infraestrutura da ponte fixa	35
3.1.2. Tratamento da imagem	38
3.1.3. Implante e parafuso de fixação	46
3.1.4. Osso	47
3.2. Montagem do modelo principal	47
3.3. Criação do modelo de controle	48
3.4. Análise por simulação através do método de elementos finitos	48
3.4.1. Carregamento das Imagens dos Modelos	50
3.4.2. Criação da malha e condição dos contatos	51
3.4.3. Análise estrutural	54
4. Resultados e Discussão	58
4.1. Estrutura da ponte fixa	59
4.1.1. Tensão principal	59
4.1.2. Tensão equivalente de von Mises	62
4.2. Parafusos de fixação	66
4.2.1. Tensão principal	66
4.2.2. Tensão equivalente de von Mises	69
4.3. Implantes	71
4.3.1. Tensão principal	71

4.3.2. Tensão equivalente de von Mises	74
4.4. Cálculo analítico para estimativa de vida em fadiga da ponte fixa	76
5. Conclusão	79
6. Referências bibliográficas	81

Lista de figuras

Figura 1 - Tipos de conectores.....	15
Figura 2 – Representação esquemática da zircônia monoclinica.....	18
Figura 3 – Representação esquemática da zircônia tetragonal.....	18
Figura 4 – Representação esquemática da zircônia cúbica.....	19
Figura 5 – Diagrama de equilíbrio zircônia-íttria.....	20
Figura 6 - Retenção de fase tetragonal.....	21
Figura 7 - Área de distorção máxima.....	22
Figura 8 - Transformação induzida por tensão de partículas de ZrO_2	24
Figura 9 - Zircônia monoclinica transformada martensiticamente.....	24
Figura 10 – Coroa metalocerâmica, com exposição do metal.....	25
Figura 11– Esquema de ponte fixa cimentada.....	27
Figura 12 – Ponte fixa aparafusada.....	27
Figura 13 - Coroas aparafusadas.....	28
Figura 14 – Prótese cimentada.....	29
Figura 15 – Imagem obtida após escaneamento do modelo.....	35
Figura 16 – Detalhamento da imagem com correções.....	36
Figura 17 – Determinação de inclinação dos implantes.....	36
Figura 18 – Determinação da forma dos dentes no modelo.....	36
Figura 19 – Inserção de conectores na estrutura.....	37
Figura 20 – Indicação de espessura para os conectores.....	37
Figura 21 – Estrutura pronta para confecção da prótese no laboratório.....	38
Figura 22 – Imagem obtida a partir do arquivo stl, no SolidWorks.....	38
Figura 23 – Imagem com erros de importação.....	39
Figura 24 – Ferramenta de diagnóstico e legenda de comandos.....	40
Figura 25 – Imagem obtida após correções efetuadas no protótipo.....	40
Figura 26 – Detalhamento da Figura 25.....	41
Figura 27 – Detalhamento da Figura 25. Indicação de triângulos.....	41
Figura 28 - Detalhamento da Figura 25. Indicação de triângulos.....	41
Figura 29 – Geração de limites.....	42
Figura 30 – Diagnóstico de importação.....	43
Figura 31 – Indicação de região defeituosa.....	43
Figura 32 – Ampliação da região anterior, destacando o defeito.....	44
Figura 33 - Defeitos corrigidos.....	44
Figura 34 – Diagnóstico de importação.....	45
Figura 35 – Criação de esboço.....	45

Figura 36 – Criação de referência circular.....	46
Figura 37 – Implante e parafuso de fixação.	46
Figura 38 – Representação do bloco de osso mandibular.....	47
Figura 39 – Montagem do modelo 1.....	47
Figura 40 – Montagem do modelo 2.....	48
Figura 41 – Tela inicial do Workbench.	49
Figura 42 – Opções de importação.	50
Figura 43 – Modelo 1 carregado no Ansys.....	51
Figura 44 – Modelo 2 carregado no Ansys.....	51
Figura 45 - Regiões de contato.	52
Figura 46 - Malha e região de refino do modelo 1.....	53
Figura 47 - Malha e região de refino do modelo 2.	53
Figura 48 - Determinação de suporte.....	55
Figura 49 - Determinação da pré-carga no modelo 1.	56
Figura 50 - Determinação da pré-carga no modelo 2.	56
Figura 51 - Aplicação da carga no modelo 1.	57
Figura 52 - Aplicação da carga no modelo 2.	57
Figura 53 – Tela de testes e resultados.	58
Figura 54 – Tensão principal no Modelo 1 (geometria real) no momento 1..	59
Figura 55 – Tensão principal no Modelo 1 (geometria real) no momento 2..	60
Figura 56 – Tensão principal no Modelo 2 (geometria simplificada) no momento 1.....	61
Figura 57 – Tensão principal no Modelo 2 no momento 2.....	62
Figura 58 – Von Mises no modelo 1 (geometria real) da ponte: momento 1.	63
Figura 59 – Von Mises no modelo 1 da ponte no momento 2.....	64
Figura 60 – Von Mises no modelo 2 (geometria real) da ponte: momento 1.	65
Figura 61 – Von Mises no modelo 2 da ponte no momento 2.....	66
Figura 62 – Tensão principal: Modelo 1 (geometria real) e modelo 2 (geometria simplificada) dos parafusos após momento 1 (apenas torque de fixação).....	67
Figura 63 – Tensão principal: Modelo 1 e modelo 2 dos parafusos após momento 2 (torque de fixação + carga mastigatória).	68
Figura 64 – Von Mises: Modelo 1 (geometria real) e modelo 2 (geometria simplificada) dos parafusos após momento 1 (apenas torque de fixação).....	69
Figura 65 – Von Mises: Modelo 1 e modelo 2 dos parafusos após momento 2 (torque de fixação + carga mastigatória).	70

Figura 66 – Tensão principal: Modelo 1 (geometria real) e modelo 2 (geometria simplificada) dos implantes após momento 1 (apenas torque de fixação).....	72
Figura 67 – Tensão principal: Modelo 1 (geometria real) e modelo 2 (geometria simplificada) dos implantes após momento 2 (torque de fixação + carga mastigatória).	73
Figura 68 – Von Mises: Modelo 1 (geometria real) e modelo 2 (geometria simplificada) dos implantes após momento 1 (apenas torque de fixação).	74
Figura 69 – Von Mises: Modelo 1 (geometria real) e modelo 2 (geometria simplificada) dos implantes após momento 2 (apenas torque de fixação + carga mastigatória).	75
Figura 70 – Fadiga cíclica da zircônia.	76
Figura 71 – Tensão versus ciclo de mastigação.....	77

Lista de tabelas

Tabela 1 – Parâmetros do modelo 1	53
Tabela 2 – Parâmetros do modelo 2.	54
Tabela 3 – Propriedades dos materiais de engenharia adotados nas simulações numéricas.	54
Tabela 4 - Propriedades dos biomateriais adotados nas simulações numéricas.....	54

1 Introdução

Segundo dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), até 2003, 28 milhões de brasileiros nunca foram ao dentista. Dados do SBBrazil 2003, documento oficial do Ministério da Saúde, demonstraram que em média 14% dos adolescentes brasileiros (2,5 milhões), 3% dos adultos e 6% dos idosos, nunca foram ao dentista (**BRASIL- MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2004**).

O último levantamento epidemiológico foi o SBBrazil 2003 que tinha como categoria metodológica: delineamento amostral probabilístico com representatividade em nível macrorregional, avaliação de cárie dentária, doença periodontal, edentulismo, oclusopatias e fluorose, zona urbana e rural de 250 municípios de diferentes portes populacional e grupos etários: 18 e 36 meses, 5 anos, 12 anos, 15 a 19, 35 a 44 e 65 a 74 anos, respectivamente (**BRASIL- MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2004**).

Na última década verificou-se o declínio de cárie na população infantil, porém a persistência de altos níveis de edentulismo, perda de elementos dentários, em população adulta e idosa, demonstrando a necessidade de ações para essa faixa etária. Há também a concentração do declínio em área urbana e em população com melhores condições de vida (**RONCALLI AG, 2007**).

A reabilitação dos espaços edêntulos não só melhora a qualidade de vida dos pacientes como também mostrou aumentar a viabilidade de ingestão de alguns tipos de alimentos ricos do ponto de vista nutricional e extremamente importantes para a dieta diária (**NOWJACK-RAYMER e SHEIHAM, 2007**).

A implantodontia é a especialidade da odontologia que visa a reposição de elementos dentários perdidos ou removidos. Após 20 anos de reabilitação protética por meio de implantes, constatou-se a importância da estética. Os pilares metálicos em algumas situações comprometiam a estética. Com base nisso, os sistemas de implantes desenvolveram os componentes protéticos cerâmicos. Porém, eles apresentavam dificuldades mecânicas, devido a fragilidade.

A odontologia tem evoluído e novas técnicas de restaurações dentárias vêm sendo estabelecidas pelo uso cada vez mais constante de materiais cerâmicos. Esses materiais apresentam vantagens com relação ao ótimo desempenho das suas propriedades funcionais, principalmente estética, biocompatibilidade e resistência.

A tendência das próteses *metal-free* será substituir a subestrutura metálica das restaurações, inclusive das restaurações sobre implantes, visando uma melhor estética e necessitando, portanto, de cerâmicas com maior tenacidade à fratura a fim de minimizar sua fragilidade. O desenvolvimento de novos tipos de implantes e componentes protéticos trouxe avanços consideráveis para a implantodontia, diminuindo a incidência de complicações mecânicas, técnicas, estéticas e biológicas (**CHUN et al., 2006**).

Do ponto de vista mecânico, as infraestruturas em policristais de zircônia tetragonal estabilizada por ítria são as mais adequadas para reabilitação dos elementos dentários posteriores quando comparadas aos outros sistemas totalmente cerâmicos (**RAIGRODSKI et al., 2006; STUDART et al., 2007b**).

As conexões protéticas fazem a ligação entre implante e prótese. Também são chamadas de pilares protéticos, intermediários, componentes transmucoso, munhões ou *abutments*.

A resistência mecânica dos pilares protéticos em zircônia apresentam resultados superiores em relação aos pilares protéticos confeccionados em alumina, sendo encontrados valores de 280,1 N para a alumina e 737,6 N para os pilares em zircônia em estudo de ensaios mecânicos com aplicação de carga estática (YILDIRIM et al., 2003).

Outros experimentos realizados com carga estática confirmam estes elevados valores necessários para a fratura de pilares protéticos em zircônia (ARAMOUNI et al., 2008), (KERSTEIN e RADKE, 2008). Porém, a resistência à fratura da zircônia diante de carga cíclica ou fratura termomecânica reduz significativamente. Gehrke e colaboradores em 2006 apresentaram diminuição da resistência da zircônia de 672 N quando não aplicada carga cíclica, para menos de 403,2 N quando aplicada carga cíclica.

A saber, anteriormente eram disponíveis apenas dois modelos de adaptação ou conexão protética: o padrão Bränemark de hexágono externo e a conexão de hexágono interno, conforme ilustra a Figura 1. Devido ao alto nível de precisão quanto a posicionamento e travamento entre peças, o sistema Cone Morse foi adaptado à área odontológica (ARITA, 2006).

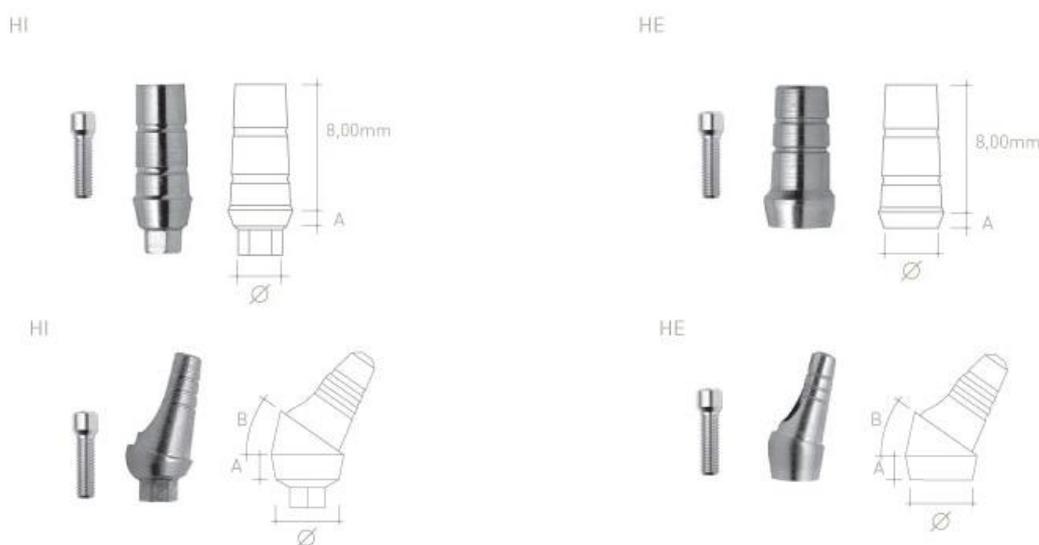


Figura 1 - Tipos de conectores.

Atualmente é possível confeccionar essas conexões com a ajuda da tecnologia CAD/CAM - *Computer-Aided-Design/Computer-Assisted Manufacturing* (ANDERSON et al, 1996; SUTTOR, 2004), sendo fabricados em materiais livres de metal como alumina e zircônia.

O método dos elementos finitos é uma ferramenta eficiente que foi trazida da engenharia para a biomecânica da odontologia. Com a análise por elementos finitos, muitas situações encontradas em reabilitações protéticas odontológicas têm sido estudadas. Entre elas as regiões em torno da interface osso-implante e implante-prótese, auxiliando no aprimoramento dos sistemas de implantes. No âmbito da engenharia de estruturas, o método dos elementos finitos tem como objetivo a determinação do estado de tensão e de deformação de um sólido de

geometria arbitrária sujeito a forças exteriores **(PEIXOTO, 2011)**.

Cada face do objeto é dividida em pequenas regiões (elementos) que são conectados pelos nós que aparecem em suas extremidades e apresentam finitos graus de liberdade. A resposta estrutural é descrita por funções de interpolação aplicadas no domínio de cada elemento **(PEIXOTO, 2011)**.

Esse trabalho teve como objetivo avaliar através de uma simulação computacional, baseada no método de elementos finitos, a resistência à fratura de uma estrutura de ponte fixa posterior aparafusada de três elementos sobre implantes, em zircônia dopada com ítria. O estudo também objetivou a determinação analítica da vida a fadiga da prótese. Além disto, como objetivo secundário, foram avaliadas as distribuições das tensões nos parafusos de fixação da prótese e nos implantes.

2

Revisão de Literatura

2.1

História

Zircônia é um nome dado ao óxido de zircônio (ZrO_2). É possível que formas de zircônio sejam conhecidas desde os tempos bíblicos, mas somente em 1789 o químico alemão M. H. Klaproth isolou o óxido do elemento zircônio de um mineral proveniente do Ceilão (atualmente Sri Lanka), conhecido como zircão ou zirconita ($ZrSiO_4$) (**BALANÇO MINERAL BRASILEIRO 2001**). A origem do nome zircônio é uma derivação do árabe, *zargun*, que significa cor dourada, que é uma característica do silicato. Em 1824, o estudioso J.J. Berzelius isolou o metal por redução de K_2ZrF_6 com potássio, embora de forma ainda impura, sendo que a obtenção da primeira amostra dúctil do metal, com razoável grau de pureza, aconteceu na Alemanha em 1914, realizada por Lely e Hamburger. Em 1925, foi desenvolvido pelos pesquisadores van Arkel e de Boer o primeiro processo de refinação na busca de um zircônio mais puro (**BALANÇO MINERAL BRASILEIRO 2001**).

O zircônio é extraído comercialmente da zirconita, onde é encontrado na forma de óxido associado a silicatos, e da badeleíta, onde é encontrado na forma de óxido. A zirconita ($ZrSiO_4$) é o minério de zircônio mais abundante na crosta terrestre e contém cerca de 67,2% de ZrO_2 e 32,8% SiO_2 . Suas maiores reservas e consequente produção estão na Austrália, Ucrânia, África do Sul e Estados Unidos da América. A badeleíta, descoberta no Brasil por Hussak em 1892, é um minério quase puro de ZrO_2 , apresentando aproximadamente 2% de HfO_2 , o qual é tão similar a zircônia em estrutura e propriedades químicas, que tem pequeno efeito. A sua ocorrência é bem menor do que a zirconita (**STEVENS, 1986**).

2.2

Estrutura

A zircônia pura apresenta três fases alotrópicas: monoclinica, tetragonal e cúbica. A fase monoclinica é estável até 1170 °C, a partir da qual se transforma em tetragonal, que é estável até 2370 °C e, a partir dessa temperatura, a fase estável é a cúbica, que existe até 2680 °C, seu ponto de fusão.

2.2.1

Fases da zircônia

A Figura 2 apresenta, esquematicamente, o modelo da zircônia monoclinica. Os íons Zr^{4+} tem número de coordenação sete com os íons de oxigênio ocupando os interstícios tetraedrais, sendo que a distância média entre o

íon de zircônio e três dos sete íons de oxigênio é de 2,07 Å. Já a distância média entre o íon de zircônia e os outros quatro íons de oxigênio é de 2,21 Å. Assim, um dos ângulos ($134,3^\circ$) na estrutura difere significativamente do valor tetraedral ($109,5^\circ$) (**KISI e HOWARD, 1998**).

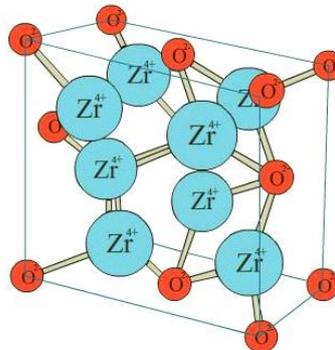


Figura 2 – Representação esquemática da zircônia monoclinica.

A zircônia na sua forma tetragonal, representada na Figura 3, tem os íons Zr^{4+} apresentando número de coordenação oito, onde novamente surge uma distorção devido ao fato de quatro íons de oxigênio estarem a uma distância de 2,065Å na forma de um tetraedro plano e os outros quatro a uma distância de 2,455Å em um tetraedro alongado e com rotação de 90° (**KISI e HOWARD, 1998**).

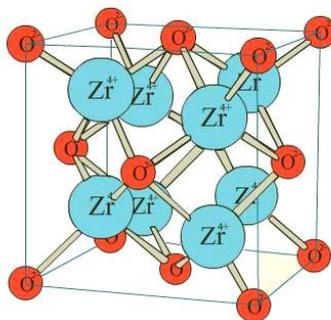


Figura 3 – Representação esquemática da zircônia tetragonal.

A estrutura cúbica da zircônia (fluorita) pode ser vista na Figura 4 e apresenta uma rede cúbica simples com oito íons de oxigênio, os quais são rodeados por um arranjo cúbico de cátions, isto é, os oxigênios ocupam os interstícios tetraedrais de uma rede cúbica (CFC) de empacotamento de cátions (**KISI e HOWARD, 1998**).

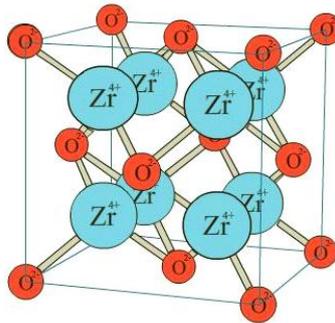


Figura 4 – Representação esquemática da zircônia cúbica.

2.2.2

Estabilidade

A presença de óxidos como CaO, MgO, Y₂O₃, ou CeO₂ alteram o domínio de estabilidade de cada fase alotrópica da zircônia. Essas fases tornam-se metaestáveis à temperatura ambiente. Se pequenas adições forem realizadas, por exemplo, de 3-5% em peso, uma zircônia parcialmente estabilizada é produzida. Neste caso, a fase tetragonal da zircônia é metaestável. No entanto, sob tensão pode se transformar em monoclinica (**PICONI e MACCAURO, 1999**).

A Zircônia Parcialmente Estabilizada (PSZ) é uma mistura de polimorfos das zircônias cúbica (C_{ss}) e tetragonal metaestável (T_{ss}) ou das zircônias cúbica e monoclinica (M_{ss}), conforme se observa no diagrama de fase zircônia-íttria, apresentado na Figura 5. Usualmente, a PSZ consiste de quantidades maiores que 8% mol (2,77 % peso) de MgO ou 8% mol (3,81 % peso) de CaO ou, ainda, 3% - 4% mol (5,4 % - 7,1 % peso) de Y₂O₃. A PSZ típica apresenta uma microestrutura de grãos cúbicos cujo tamanho está na faixa de 40 μm - 60 μm com precipitados submicrométricos tetragonais e monoclinicos, finamente dispersos (**HEUER et al., 1988**). De acordo com **Heuer**, esses precipitados são formados nos contornos de grãos ou nos grãos da matriz cúbica.

Piconi e Maccauro mostraram ainda que dentre os aditivos analisados, verificou-se que o melhor desempenho ocorre quando incorporou-se três mol% de Y₂O₃. O composto foi caracterizado por uma microestrutura de granulação fina e ficou conhecido como Y-TZP ou simplesmente TZP (Zircônia Tetragonal Policristalina). Para o máximo desempenho mecânico da TZP é necessário que haja o equilíbrio na distribuição do tamanho das partículas. A distribuição deve apresentar partículas suficientemente grandes para permitir a transformação e ao mesmo tempo uma fração de partículas pequenas o suficiente para que promova o micro trincamento adequado.

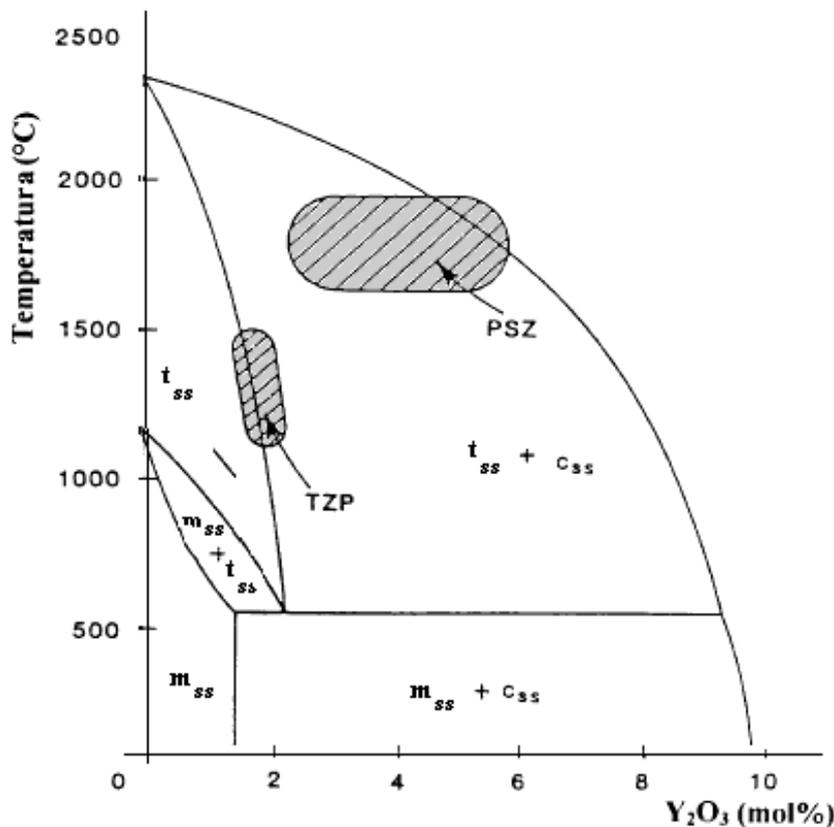


Figura 5 – Parte de interesse do diagrama de equilíbrio zircônia-ítria. As regiões indicadas por “tss”, “mss” e “css” representam soluções sólidas das fases tetragonal, monoclinica e cúbica, respectivamente (KUMAR et al. , 2004).

Uma pequena quantidade de estabilizante adicionada à zircônia pura levará a sua estrutura a uma fase tetragonal em temperaturas superiores a 1000 °C e uma mistura de fases cúbica e monoclinica ou de fases cúbica e tetragonal em temperaturas menores. A TZP consiste de uma quantidade de estabilizante menor do que a PSZ, por exemplo, 4% - 5% de Y_2O_3 em peso. A zircônia TZP típica apresenta uma microestrutura de grãos de zircônia predominantemente tetragonais na faixa de 1 μm a 5 μm (HEUER et al., 1988).

2.3

Microestrutura

A microestrutura está diretamente relacionada ao controle da fase tetragonal em temperaturas menores que 1.170 °C. O tamanho de grão influencia na estabilidade e na transformação da fase tetragonal. O que pode ser verificado na Figura 6, que relaciona o tamanho crítico de grão e a porcentagem de ítria na zircônia TZP com a retenção da fase tetragonal. O tamanho médio de grão da zircônia TZP, que induz a retenção da fase tetragonal a temperatura ambiente além de dificultar a transformação da fase monoclinica, deve ser de aproximadamente 0,2 μm para concentrações de 2% a 3% de ítria (em mol). O

controle da taxa de crescimento de grãos depende diretamente da temperatura na qual a sinterização é realizada. O tempo e a temperatura atuam diretamente na estabilização da fase tetragonal durante a sinterização das cerâmicas estabilizadas com ítria (MELO, 2010).

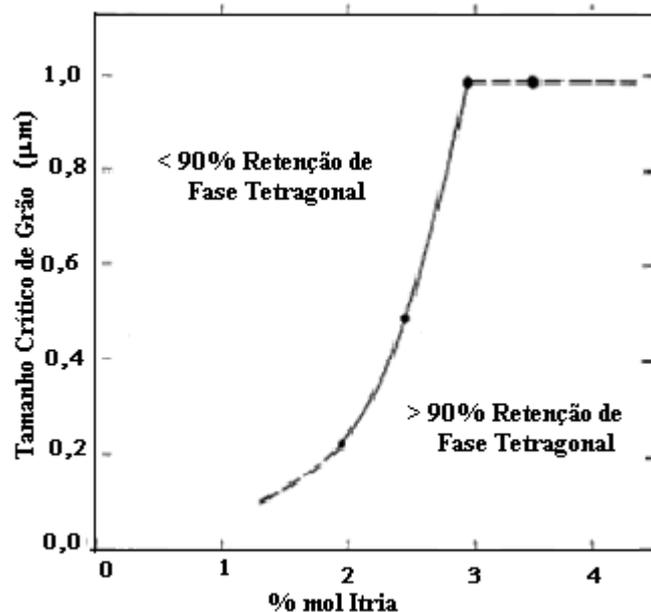


Figura 6 - Retenção de fase tetragonal, em função do tamanho crítico de grão (PICCONI, 1999).

O tamanho dos grãos é um fator primordial nas propriedades do material, o que influencia o seu desempenho mecânico. Sabe-se que grãos maiores que 1 μm apresentam transformações espontâneas da fase tetragonal para monoclinica enquanto grãos menores que 1 μm aumentam a tenacidade, diminuem a velocidade de transformação de fase, aumentam a energia livre de superfície e dificultam a formação de poros durante o processo de sinterização (RUIZ e READEY, 1996).

2.4

Tenacidade à fratura de materiais cerâmicos

A tenacidade à fratura é quantificada pelo valor do K_{IC} ou K_C , nos estados de tensão triaxial e biaxial, respectivamente. O parâmetro K é conhecido como fator de intensidade de tensões, descreve o nível de tensão ao redor da ponta da trinca, enquanto que I é o modo de carregamento induzido e se refere à abertura da trinca com o carregamento em tração. No modo de carregamento I o deslocamento da trinca ocorre perpendicularmente à direção de aplicação da carga e é o modo encontrado com maior frequência. K_C é o valor crítico (máximo) da intensidade de tensão suportado pelo material para estado plano de tensão,

enquanto que K_{IC} é o valor crítico referente ao estado plano de deformação. Assim como o limite de escoamento, o limite de resistência à tração e a dureza, o parâmetro K_{IC} é uma propriedade mecânica constante do material determinada experimentalmente (CALLISTER Jr, 2002).

Equações básicas da mecânica da fratura dos materiais, inclusive materiais cerâmicos, relaciona o valor K_{IC} com a tensão aplicada e o maior tamanho do defeito admissível. Para maiores detalhes, vários livros-texto podem ser adotados, dentre estes, *Elementary Engineering Fracture Mechanics*, D. BROEK, 1986.

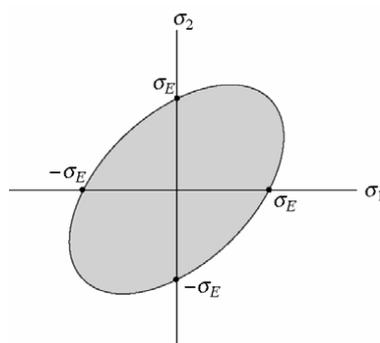
Quando se refere a propriedades mecânicas dos materiais cerâmicos usa-se o valor da tenacidade à fratura (K_{IC}), além de outras, como resistência à compressão, resistência à tração ou limite de escoamento.

Para um material dúctil, normalmente se admite que a falha ocorra quando a tensão de tração atinge o valor do limite de escoamento do material. Para os materiais frágeis, que não apresentam deformação plástica representativa, a falha ocorre quando a tensão de tração atinge o valor da tensão de resistência mecânica do material.

Um material quando deformado por um carregamento externo tende a armazenar energia internamente em todo o seu volume. A energia por unidade de volume do material é chamada densidade de energia de deformação. Essa densidade de energia de deformação é considerada a soma de duas partes, uma das quais representa a energia necessária para provocar uma mudança de volume do elemento sem mudar a sua forma; e a outra, a energia necessária para distorcer o elemento. Especificamente a energia armazenada no elemento como resultado da sua mudança de volume é provocada pela aplicação da tensão principal média, uma vez que essa tensão provoca deformações principais iguais no material.

A teoria da tensão normal máxima estabelece que um material frágil falha, quando a tensão principal máxima σ_1 atinge um valor limite igual ao limite de resistência que o material suporta quando submetido a tração simples.

O critério de von Mises é utilizado para prever falhas em materiais dúcteis. A teoria da máxima energia de distorção de von Mises é definida da seguinte forma: “Quando a energia de distorção no ponto crítico do componente atingir o mesmo valor da energia de distorção do corpo de prova no momento do seu escoamento, iniciará também o escoamento do componente naquele ponto”. A Figura 7 ilustra que qualquer tensão no limite ou fora da área sombreada causará a falha do material:



Teoria da energia de distorção máxima
Figura 7 - Área de distorção máxima.

2.4.1

Mecanismo de tenacificação por transformação da zircônia

Garvie e colaboradores (1975) foram os primeiros a mostrar como usar o potencial da zircônia com o intuito de aumentar a resistência mecânica e dureza das cerâmicas, mediante transformação martensítica das partículas tetragonais metaestáveis finamente dispersas na matriz cúbica em uma fase monoclinica, com a propagação de uma trinca. O aumento de volume e o cisalhamento promovido pela transformação martensítica tendem a contrapor a abertura da trinca e, por esta razão agem para aumentar a resistência da cerâmica à propagação da trinca. Esse aumento na resistência ocorre porque a energia associada à propagação da trinca é consumida primariamente na transformação tetragonal-monoclinica com a expansão do volume.

O mecanismo de tenacificação descrito anteriormente resulta diretamente da transformação de fase ocorrida na ponta da trinca. Existem algumas exigências essenciais para que a tenacificação por transformação seja **efetiva (GARVIE et al, 1975)**.

Primeiramente, exige-se uma fase metaestável, cuja transformação para um estado mais estável possa ser induzida por um campo de tensões gerado na ponta da trinca. Depois, a transformação tem que ser virtualmente instantânea e não deve depender do tempo. Terceiro, deve ser associado com uma mudança na forma e/ou volume. Esse último aspecto permite que essa transformação seja induzida por tensão. Fornece também a origem para o aumento da tenacidade porque o trabalho, feito pela interação da tensão causada na ponta da trinca e o deslocamento da transformação que é deixada para trás, dissipa a parcela da energia que estaria normalmente disponível para a propagação da trinca (**KELLY et al, 2002**).

Sob uma força aplicada, a transformação induzida por tensão acontece na extremidade da trinca. Na maioria dos modelos mecânicos de tenacificação por transformação, essa zona inicial na extremidade da trinca estacionada não tem efeito real na tenacificação do material. Por outro lado, se a trinca cresce, o material transformado é deixado para trás. É esse deslocamento remanescente do material transformado que leva a um aumento da tenacidade. Se o cristal induzido por tensão estiver rigidamente constrito na matriz, irá inevitavelmente gerar uma tensão interna associada à transformação martensítica, a qual influencia a região tensionada. Essa variação dimensional tende a diminuir a energia da trinca podendo, inclusive, interromper a sua propagação na região de fratura (**KELLY et al, 2002**).

A mudança de volume também cria uma força compressiva em volta da partícula, que produz uma inibição adicional para o crescimento da trinca (**KELLY et al, 2002**). A expansão volumétrica (3% a 5%) e a deformação cisalhante (1% a 7%) desenvolvida durante a transformação resultam em uma deformação compressiva na matriz. Tais tensões fecham a trinca e agem como uma barreira energética para o crescimento da mesma. Como esses fenômenos ocorrem associados à trinca em propagação, um trabalho extra é requerido para propagar a trinca através da microestrutura cerâmica, o que se traduz em um aumento da tenacidade e da resistência mecânica (**SHI et al, 1998**). Este

mecanismo de tenacificação está ilustrado na Figura 8.

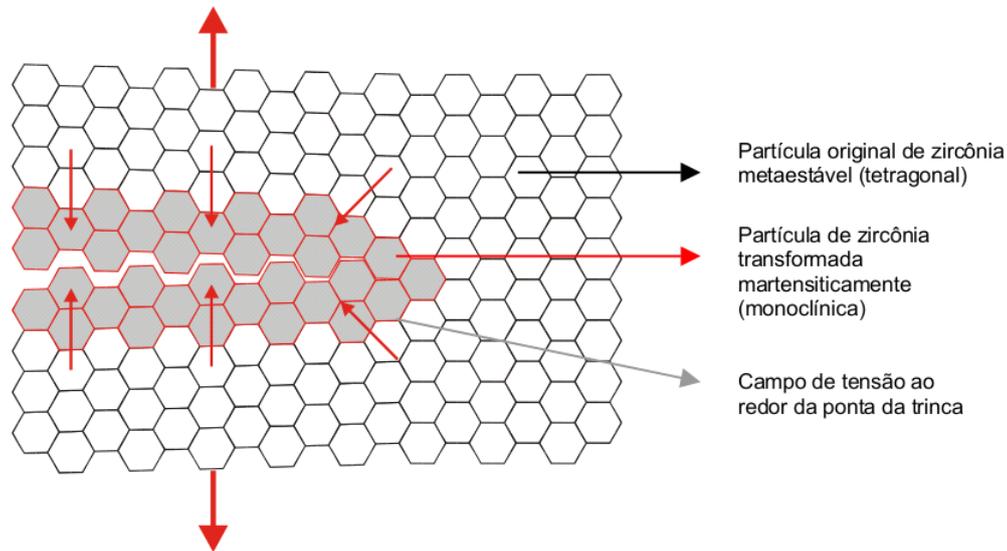


Figura 8 - Transformação induzida por tensão de partículas de ZrO_2 no campo de tensão elástica da trinca (Souza, C.F. 2007).

Além disso, a tenacificação por transformação não é o único mecanismo que atua nas cerâmicas à base de zircônia. Tenacificação por micro trincas e deflexão da trinca podem também contribuir, em grau diferente, para a tenacificação da cerâmica (GUAZZATO et al, Jun. 2004), como esquematizado na Figura 9. O aumento de volume gera tensões tangenciais ao redor da partícula transformada, que induz ao aparecimento de micro trincas, com isso a trinca apresenta desvio do percurso ou torna-se ramificada. O micro-trincamento também contribui para o aumento da absorção de energia durante o deslocamento da trinca, somando esses mecanismos há aumento da tenacidade final da cerâmica (STEVENS, 1986).



Figura 9 - Interação entre a partícula de zircônia monoclinica transformada martensiticamente e a ponta da trinca (STEVENS, 1986).

O micro-trincamento pode ser induzido pela incorporação de partículas de ZrO_2 em uma matriz cerâmica como a zircônia cúbica ou alumina por exemplo. No resfriamento, na temperatura de transformação Tetragonal – Monoclínica, a

expansão de volume de 3% a 5% ocorre nas partículas de zircônia. Tensões tangenciais são geradas ao redor das partículas transformadas, as quais induzem a nucleação de micro trincas na matriz. O micro-trincamento é responsável pelo aumento da energia de absorção durante a propagação de uma trinca, aumentando consequentemente a tenacidade da cerâmica. A condição ótima é atingida quando as partículas são grandes o suficiente para sofrerem transformação, mas pequenas o suficiente para promover um micro-trincamento limitado (CLAUSEN, 1976).

Existe uma faixa de tamanho crítico da zircônia dentro da qual as partículas tetragonais podem ser transformadas por tensão. Se as partículas são menores que o tamanho crítico, elas não irão se transformar, se maiores, irão se transformar espontaneamente. Este intervalo crítico depende da matriz utilizada, da quantidade de óxidos estabilizadores, e da fração volumétrica da zircônia (BRESSIANI & BRESSIANI, 1988).

À medida que a quantidade de óxido estabilizante é aumentada, ocorre o decréscimo da energia livre associada à transformação e desta forma, partículas maiores são induzidas a permanecer na forma tetragonal metaestável (STEVENS, 1986).

2.5

Aplicação da zircônia na odontologia

A tendência da técnica de cerâmica dental para a obtenção de uma melhor estética vem sendo a eliminação da subestrutura metálica das restaurações, inclusive das restaurações sobre implantes, utilizando cerâmicas com maior tenacidade à fratura (GUERRIERI e MIGUEL, 1982). A Figura 10 mostra um problema estético em decorrência do uso de metal como infraestrutura para prótese dental.



Figura 10 – Coroa metalocerâmica, com exposição do metal devido a retração gengival.

A vantagem da infraestrutura de zircônia é o aumento da profundidade de translucidez e transmissão de luz através da restauração que permite aparência mais natural que as infraestruturas de metal (HEINTZE, ROUSSON, 2010).

Do ponto de vista mecânico, as infraestruturas em TZP são as mais

adequadas para uso em regiões posteriores quando comparadas aos outros sistemas totalmente cerâmicos (**RAIGRODSKI et al., 2006; STUDART et al., 2007b**). Dois a 3% mol de óxido de ítrio são adicionados à zircônia pura para estabilizá-la na fase tetragonal em temperatura ambiente, formando um material multi-fases que se torna clinicamente viável, ou seja, os policristais de zircônia estabilizada por ítrio (**PICONI e MACCAURO, 1999**). Indica-se este material para as próteses fixas posteriores devido à sua capacidade de dificultar a propagação de trincas em sua própria estrutura e na interface porcelana/infraestrutura nas áreas de alta concentração de tensão como, por exemplo, a área gengival dos conectores (**STUDART et al., 2007b**).

Dados de estudos clínicos recentes reportam vida útil das restaurações zircônia-porcelana dentro da faixa de 81-100% em 3 anos de observação (**CHRISTENSEN e PLOEGER, 2010**) e 74% em 5 anos (**SAILER et al., 2007a**). Dentro das causas principais de falha de restaurações zircônia-porcelana reportadas na literatura (por exemplo: complicações biológicas, fratura da infraestrutura, perda de retenção), uma especial preocupação é direcionada à susceptibilidade da porcelana à fratura (**HEINTZE e ROUSSON, 2010**).

Bonfante em 2009, ao comparar falhas em ponte-fixa cimentada sobre implantes com infraestrutura de TZP e metal, não verificou fratura em nenhuma das infraestruturas de zircônia em ensaios de fadiga.

2.6

Prótese aparafusada *versus* cimentada

Os desenhos das superestruturas para coroas são classificadas em coroas cimentadas e coroas aparafusadas. Tradicionalmente as próteses implanto-suportadas são confeccionadas com perfuração oclusal para retenção através de parafusos. Estas próteses permitem a realização de protocolos de manutenção em que são executados procedimentos como reaperto de parafusos, remoção da prótese para limpeza e até mesmo troca de componentes intermediários e parafusos. Isso reduz os problemas originados pela fadiga por solicitações naturais dos componentes e facilita o controle da saúde dos tecidos perimplantares, proporcionando longevidade aos implantes (**HEBBEL e GAJJAR, 1999**).

Segundo **Guichet (2000)**, a grande maioria dos pacientes prefere uma restauração tipo cimentada por apresentar-se semelhante ao dente natural, sem o orifício para o parafuso oclusal. O inconveniente destas está no fato delas não permitirem a manutenção para o reaperto das conexões sem que haja a fratura da coroa no momento da remoção da mesma.

Barbosa e Fedumenti (2006) realizaram uma revisão de literatura com o objetivo de enumerar as vantagens e desvantagens apresentadas na utilização de cimentos e parafusos para fixação de próteses parciais fixas sobre Implantes. Concluíram que ambas as técnicas possuem seus prós e contras, ficando a decisão final sobre que tipo de fixação se utilizar em próteses parciais fixas implanto-suportadas diretamente relacionada ao conhecimento que o profissional possui sobre cada uma delas. Destacaram a importância de que esta decisão seja tomada com base em um plano de tratamento criterioso, que englobe experiência e

capacidade do profissional, bem como as necessidades físicas e psicológicas do paciente.

É importante saber que a opção por um tratamento de reabilitação oral com próteses implanto-suportadas, teria por princípio a reposição de cada elemento dentário perdido por um implante. No entanto por fatores diversos, sendo o mais comum quantidade insuficiente de tecido ósseo, nem sempre esse caminho pode ser tomado. Nesses casos a alternativa viável é o tratamento com ponte fixas.

Uma ponte fixa implanto suportada, pode se apresentar de forma cimentada ou aparafusada, como mostram as Figuras 11 e 12 respectivamente. As vantagens e desvantagens de cada uma serão discutidas posteriormente.

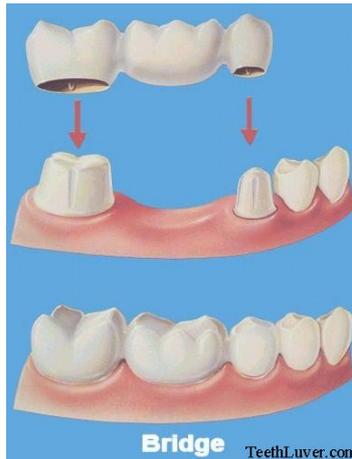


Figura 11– Esquema de ponte fixa cimentada.



Figura 12 – Figura maior mostra ponte fixa aparafusada sobre um modelo de gesso e a figura menor de forma esquemática para melhor compreensão.

Com o advento das fresadoras CAD-CAM de cinco eixos tornou-se viável a confecção de estrutura em Zircônia para pontes fixas posteriores implanto-suportada aparafusadas.

A literatura referente a análise de infraestruturas de zircônia cimentadas, implanto suportadas ou não, é vasta. No entanto, tratando-se de próteses aparafusadas, o mesmo não pode ser dito.

2.6.1

Prótese aparafusada

Constituem elementos protéticos que são aparafusados diretamente sobre o implante. A Figura 13 exemplifica modelo de fixação coroa-implante.



Figura 13 - Coroas diretamente aparafusadas ao implante (Stanley e Alho, 2009).

Vantagens

A vantagem mais relevante da prótese aparafusada sobre implantes é a facilidade de sua remoção, sempre que se faz necessário. Nas situações em que a relação coroa-implante for desfavorável e o espaço interoclusal for insuficiente, é imperativo o uso de prótese parafusada. Para as próteses aparafusadas, somente uma radiografia é requerida para verificar a precisão do encaixe e não há o inconveniente de excesso de material, afetando a saúde perimplantar (MICHALAKIS; HIRAYAMA; GAREFIS, 2003).

Outra vantagem está associada com o fato de permitir menor espaço resultante entre a prótese e o implante. Isso dificulta o acúmulo de placa bacteriana e os tecidos moles ao redor do implante se comportam de maneira mais favorável, quando comparadas com coroas cimentadas (WEBER et al., 2006), o aperto proporcionado pelo parafuso favorece essa redução da abertura (GUICHET et al., 2000).

Além desta, deve ser destacado que os tecidos moles ao redor do implante responderam mais favoravelmente para coroas retidas a parafuso, quando comparadas com coroas cimentadas (WEBER et al., 2006).

Oliveira e colaboradores (2007), também citaram algumas vantagens deste tipo de prótese: reversibilidade, espaços interoclusais reduzidos, disponibilidade e variação de componentes, implantes múltiplos, estruturas com extremo livre e melhor adaptação dos componentes por serem pré-fabricados.

Desvantagens

A ausência de passividade nas próteses aparafusadas resulta em grande concentração de tensões ao redor do implante (MICHALAKIS et al., 2006). Dependendo da magnitude do desajuste, a remodelação pode levar à perda do parafuso e do osso ao redor do implante e, conseqüentemente, à perda do implante (PIETRABISSA et al., 2000). A conclusão do trabalho de Karl e colaboradores (2008), foi que embora as pontes fixas fossem clinicamente aceitáveis, nenhuma delas revelaram uma verdadeira passividade de adaptação com zero de esforço. Provavelmente não é possível conectar próteses múltiplas sobre implantes com completa passividade (BARBOSA e FEDUMENTI, 2006).

Do ponto de vista estético, restaurações parafusadas sempre terão o comprometimento da face oclusal ou palatal com o orifício do canal de acesso do parafuso, que deve ser restaurado com resina composta após o aperto final dos parafusos que fixam a superestrutura. Esta restauração nem sempre satisfaz os requisitos estéticos exigidos (PONTUAL e SIQUEIRA, 2000).

Oliveira e colaboradores (2007) citaram como desvantagens: a dificuldade de assentamento passivo, estética, menor versatilidade, limitação pelo posicionamento dos implantes, menor resistência à fratura da porcelana, maior custo de fabricação, maior possibilidade de afrouxamento dos parafusos.

2.6.2

Prótese cimentada

Constitui prótese que será cimentada a um conector, previamente aparafusado ao implante, conforme mostra a Figura 14.

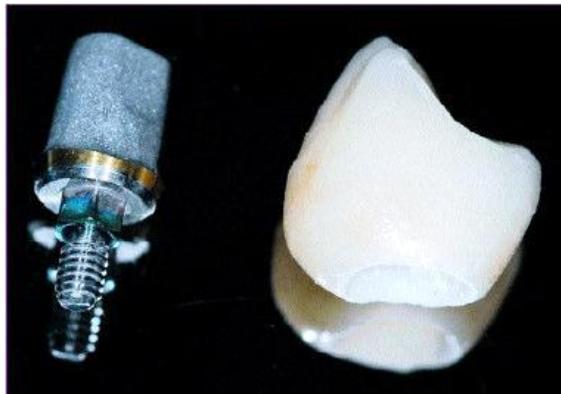


Figura 14 – Prótese cimentada com seus dois componentes, sendo eles o conector aparafusável ao implante e a coroa que sobre ele assenta (STANLEY e ALHO, 2009).

Vantagens

Gomes (1999) descreveu como vantagens da prótese cimentada: o custo, a facilidade de confecção e permitir o posicionamento da prótese sobre implante que estão fora de alinhamento, através de sobre fundições ou com o uso de conectores angulados.

A fabricação da prótese cimentada é mais fácil do que a parafusada, porque a técnica protética tradicional é seguida, não exige treinamento especial do

técnico do laboratório e a estética é superior (**BARBOSA e FEDUMENTI, 2006; MICHALAKIS et al., 2003**).

O assentamento passivo é mais fácil para as próteses cimentadas, pois permite um alívio interno, mas prejudica a retenção (**BARBOSA e FEDUMENTI, 2006; HEBEL e GAJJAR, 1997**). Quanto maior a inclinação dos preparos maior a passividade de introdução da peça, mas menor a retenção (**HEBEL e GAJJAR, 1997**).

Desvantagens

Quando há falhas nas cimentações ou fraturas do pilar, será um problema sério a remoção do conector do implante sem danificar o mesmo. Além disso, essa prótese só poderá ser utilizada, quando existir espaço inter-oclusal favorável (**GOMES, 1999**).

Existe a necessidade de remover o cimento em excesso, pois pode afetar a saúde perimplantar e exige um tempo considerável de trabalho do cirurgião dentista (**MICHALAKIS et al., 2006**).

2.7

Cargas mastigatórias

Os valores de forças mastigatórias encontrados na literatura são bastante variados. A força máxima durante a mastigação bilateral foi registrada na faixa entre 265 N e 585 N (**KIKUCHI et al., 1997**). Parece ser consenso que as forças decrescem em direção à região anterior do arco mandibular, variando entre os valores de 400 N e 800 N nos primeiros e segundos molares, 300 N para os pré-molares, 200 N para os caninos e 150 N para os incisivos (**CRAIG, 1997**). A frequência dos ciclos mastigatórios também é motivo de discórdia.

Ao desenvolver um simulador da mastigação, sugeriu-se a incorporação de um ciclo mastigatório composto de 3 fases. A primeira e preparatória envolvendo o posicionamento mandibular, a segunda de trituração constituída do momento do contato do dente com o bolo alimentar até o contato com o dente antagonista, e a terceira a fase de deslizamento das vertentes das cúspides (0,5 mm) ditada pela anatomia. Desta forma a frequência projetada estaria em torno de 1,5 Hz (**DELONG e DOUGLAS, 1983**).

2.8

Sistema CAD-CAM

A denominação CAD/CAM (*Computer Assisted Design/Computer Assisted Manufacturing*) refere-se ao conjunto de equipamentos e ferramentas usados na fabricação de peças, estruturas e componentes empregados em várias aplicações. Na Odontologia, o início do emprego dos sistemas CAD/CAM ocorreu no final da década de 70 e início da década de 80 do século passado. Os

desenvolvimentos dos primeiros sistemas foram simultaneamente feitos por Bruce Altschuler nos EUA, François Duret na França, e Werner Mormann e Marco Brandestini na Suíça (MELO, 2010).

Os sistemas comerciais CAD/CAM empregados na fabricação de restaurações e infraestruturas protéticas para próteses convencionais e implanto suportadas usam blocos de cerâmicos. O sistema é composto basicamente por um dispositivo para a leitura (*scanner*) e captação da forma do modelo ou troquel, software específico para manipular a imagem virtual obtida, computador, unidade de usinagem e sistema de sinterização.

A zircônia é um material que não pode ser usado facilmente sem uso da tecnologia CAD/CAM. Dentre os sistemas que utilizam a zircônia na Odontologia estão: Cercon® Zirconia (Dentsply, York, Pensylvania, EUA), IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein), LAVATM (3MTM ESPE, St. Paul, Minnesota, EUA), Procera® Zircônia (Nobel Biocare™, Gotemburgo, Suécia), YZ cubos para Cerec InLab® (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha), DCS Precifit (Popp Dental Laboratory, Greendale, Wisconsin, EUA), In-Ceram BZ (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) e Ceramill ZI (AmannGirrbach, Koblach, Áustria).

Existem quatro diferentes abordagens para se trabalhar com a zircônia na Odontologia Restauradora por meio de tecnologia CAD/CAM. A mais usada é a partir de blocos cerâmicos parcialmente sinterizados que podem ser usinados facilmente. Estes blocos são usinados 20-30% aumentados e posteriormente são sinterizados a aproximadamente 1500 °C quando sofrem um encolhimento de 20-30% até atingirem densidade máxima. Cada bloco apresenta um código de barras que identifica sua densidade para o computador, de forma que a usinagem aumentada seja perfeitamente compensada pela contração do mesmo na etapa de sinterização. Os sistemas Cercon® Zirconia, IPS e.max® ZirCAD, YZ Ceram e LAVATM utilizam esta técnica (GIORDANO, 2003).

Uma segunda abordagem é a utilizada pelo sistema Procera®, onde a partir da imagem digitalizada do preparo, é confeccionado um troquel do preparo 20-30% aumentado. Sobre este troquel é prensado um pó cerâmico de zircônia que é parcialmente sinterizado para permitir sua usinagem e remoção do troquel. Depois de removida, a subestrutura é sinterizada, contraindo 20-30%, para atingir sua densidade máxima (SADAN, BLATZ e LANG, 2005).

O sistema DCS Precifit (Popp Dental Laboratory, Greendale, Wisconsin, EUA) utiliza blocos de zircônia já totalmente sinterizados. Logo, não há necessidade de sinterização adicional, não havendo contração da peça pós-usinada. No entanto, a usinagem de uma subestrutura para coroa unitária leva cerca de 2 horas, contra apenas 15 minutos para os blocos parcialmente sinterizados. A necessidade de um maior número de brocas e equipamento mais robusto são pontos desfavoráveis (GIORDANO, 2003).

Por último, o sistema In-Ceram BZ (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) utiliza blocos parcialmente sinterizados que são usinados sem aumento, uma vez que neste sistema os blocos não são sinterizados para atingir sua densidade máxima. Em vez disso, os blocos parcialmente sinterizados são usinados no formato desejado e, posteriormente, infiltrados por vidro de lantânio. Uma das vantagens deste sistema é que não há contração da peça por não haver a etapa de sinterização da prótese esculpida. Contudo, a porosidade deste material é

maior (8%-11%) que a dos sistemas sinterizáveis Y-TZP. Isto explica sua inferior resistência mecânica. Além do fato do mesmo ser constituído de 50% alumina, 20% vidro e apenas 30% zircônia, ao passo que os outros sistemas são constituídos de zircônia em sua quase totalidade e uma pequena quantidade de ítria para estabilizar a zircônia em sua fase tetragonal (GIORDANO, 2003).

O troquel ou modelo é fixado no *scanner* para converter a forma física em forma digital (mapa de bits). Este escaneamento pode ser feito por feixe de laser ou por contato. O *scanner* a laser captura a imagem do modelo em gesso. Para alguns sistemas comercializados a captura da imagem do preparo também pode ser feita diretamente na cavidade oral, desde que haja um campo livre de umidade. A vantagem do *scanner* a laser é que não ocorre o contato com a superfície a ser digitalizada. O escaneamento por contato emprega uma ponta de safira que varre todo o modelo para obter a superfície digitalizada em coordenadas cartesianas. A qualidade da imagem obtida depende das dimensões da ponta de contato, quanto mais fina a ponta, maiores detalhes são obtidos. O sistema CEREC (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) emprega a digitalização com *scanner* a laser e o sistema Procera (Nobel Biocare, Suécia) utiliza o escaneamento por contato. Após a captura, a imagem na forma digital é transferida para o computador, obtendo-se uma imagem virtual 3D. Com o auxílio do programa de manipulação de imagem, o profissional realiza os ajustes marginais desejados, considera a posição e forma do antagonista e verifica os pontos de contato com os dentes vizinhos. A seguir, o programa calcula a forma final da peça. Levando em consideração que com a sinterização haverá contração e alteração da geometria da prótese. Com estes dados o programa computacional projeta uma peça com dimensões maiores que as reais e gera o arquivo para a usinagem da peça. O arquivo gerado é transferido para a máquina de usinagem. Cada sistema CAD/CAM possui seu software específico, unidade de usinagem e ferramentas de corte. Em alguns sistemas CAD/CAM é possível usinar simultaneamente várias próteses a partir de um disco de cerâmico. Neste caso, o programa computacional determina a sequência de usinagem, escolhe a posição das peças no disco e seleciona os parâmetros de usinagem necessários para fabricação da(s) peça(s) no menor tempo possível e com perda mínima do material (MELO, 2010).

2.9

Método dos elementos finitos em experimentos odontológicos

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é uma técnica numérica, largamente utilizada, para obter-se a solução de problemas mecânicos, idealizados a partir de pontos virtuais (nós), e da conectividade de regiões discretas (elementos), que representam o domínio do problema. Esse conjunto gerado de nós e elementos, chamado de malha de elementos finitos representa, numericamente, o modelo físico real. Após a solução numérica do sistema de equações, a resposta encontrada está diretamente relacionada ao grau de simplificações impostas à natureza do problema, a partir da geometria estabelecida. Simplificações da geometria podem implicar em alterações na rigidez local e global do corpo elástico, o que por sua vez, conduz a erros

numéricos, típicos do método (VIEIRA, 2002).

Nas últimas duas décadas, o MEF, aplicado à Biomecânica, vem se destacando como uma ferramenta extremamente útil utilizada para calcular numericamente, aspectos mecânicos como tensões e deformações, e para avaliar o comportamento mecânico dos biomateriais e tecidos humanos, tendo em vista a dificuldade de se fazer tal avaliação *in vivo* (WAKABAYACHI et al., 2008). Dessa forma, tenta simular e compreender o comportamento estrutural e possíveis implicações de tensões geradas durante uma atividade funcional e/ou para funcional, nas diversas áreas da Odontologia. Também é relatada que a utilização do MEF pode permitir uma visão de como a variação nas propriedades dos materiais e configurações geométricas afetam os níveis de tensões, proporcionando uma amostragem que nos informa sobre quais variáveis devem ser considerados para validação de trabalhos *in vitro*.

O modelo 3-D do MEF é uma representação aproximada de uma geometria *in vivo*, com características físicas de um modelo real. A criação de um modelo matemático pelo MEF passa inicialmente, pela definição do objeto a ser pesquisado, podendo ser qualquer estrutura dento maxilofacial. O objeto será desenhado graficamente em um programa computacional específico, onde a morfologia das estruturas representadas pode ser baseada em tomografias computadorizadas, atlas de anatomia, crânios secos e/ou dentes extraídos (LOTTI, 2006).

Papavasilou e colaboradores em 1996 realizaram experimento utilizando o método dos elementos finitos bidimensional comparando quatro diferentes combinações de componentes protéticos e restaurações protéticas usando implantes. Nesta simulação foi modelado tecido ósseo, com características medulares e corticais e uma carga de 200 N, aplicada em ângulo de 45°, entre a face oclusal e o terço médio da face lingual foi aplicada sobre o implante.

Wakabayashi e colaboradores em 2008 realizaram revisão de literatura para discutir o desenvolvimento e as aplicações atuais do método dos elementos finitos na odontologia. Mostraram que o método dos elementos finitos vem sendo utilizado para simular condições intraorais como as tensões dos tecidos periodontais e os contatos entre os dentes, que dificilmente seriam resolvidos em modelos estáticos. Uma vez definidas as propriedades dos materiais são possíveis análises mesmo em corpos com geometrias complexas. A definição das áreas de contato entre as superfícies em estudo influenciam drasticamente os resultados, especialmente nos estudos realizados no complexo implante/componente protético. A inclusão da viscoelasticidade e da deformação plástica ao programa de elementos finitos, assim como da sensibilidade térmica, pode levar a análise a ser tempo-dependente e reforçariam sua aplicação. Por fim, os autores concluíram que a ampliação da utilização do método dos elementos finitos deve ser encorajada para analisar questões do ambiente oral.

Eskitascioglu e colaboradores em 2004 modelaram uma secção de mandíbula sem o segundo pré-molar para analisar o efeito do tipo da carga oclusal na distribuição de tensões para uma prótese parcial fixa implanto-suportada e o osso de suporte. Foram aplicadas forças de 300 N na ponta da cúspide lingual; 150 N na ponta da cúspide lingual e na fossa distal e 100 N na ponta da cúspide lingual, na fossa distal e mesial. Quando a carga foi aplicada em um único ponto, as tensões ficaram concentradas no pescoço do implante enquanto que, quando a

carga foi aplicada em três pontos as tensões, estas ficaram menores. Quando foi aplicada carga em dois pontos é que foram encontrados maiores valores para as tensões máximas na infraestrutura e na face oclusal.

3 Materiais e Métodos

3.1 Obtenção do modelo principal

O estudo adotou dois modelos distintos: o primeiro apresentando uma geometria complexa, que representou o modelo principal da prototipagem (modelo 1). Já o segundo (modelo 2), elaborado a partir do primeiro, apresentou uma geometria simplificada que foi adotada como elemento de controle da simulação.

3.1.1 Infraestrutura da ponte fixa

O sistema CAD-CAM utilizado para confecção da imagem 3D foi o Ceramill da empresa AmannGirrbach. A primeira etapa consistiu no escaneamento de um modelo de gesso contendo apenas os implantes. A esses implantes são adicionados cursores com objetivo de definir a inclinação e altura deles, em relação à mesa óssea. Dessa forma foi possível verificar a divergência dos implantes. Essas divergências serão compensadas na confecção da prótese.

As áreas de falha, como aquela demarcada na Figura 15, foram corrigidas com ferramentas específicas do *software* do sistema. Essas falhas são marcadas, com destaque para a região demarcada pelo círculo vermelho (indicação do autor), pelo programa e as correções são feitas de forma automática após o comando do operador.

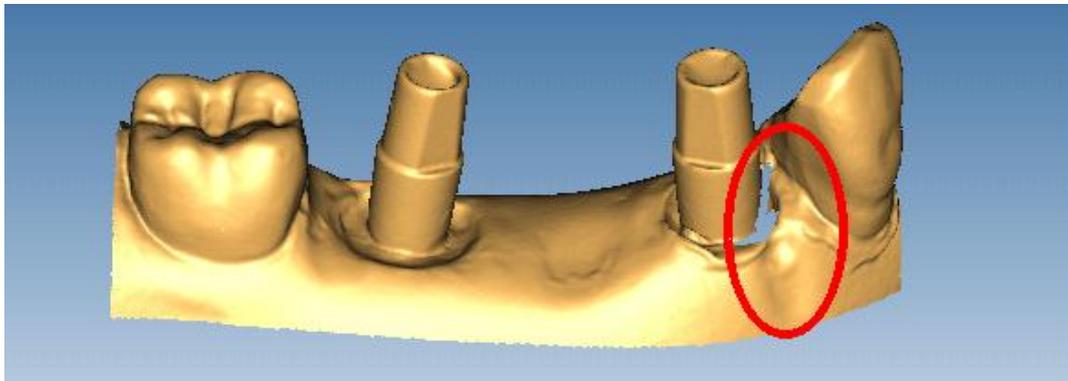


Figura 15 – Primeira imagem obtida após escaneamento do modelo.

Na Figura 16 é possível verificar que as correções da figura anterior, aparecem na cor verde, nas quais se destaca aquela demarcada em vermelho. A marca azul indica a região reconhecida como gengival.

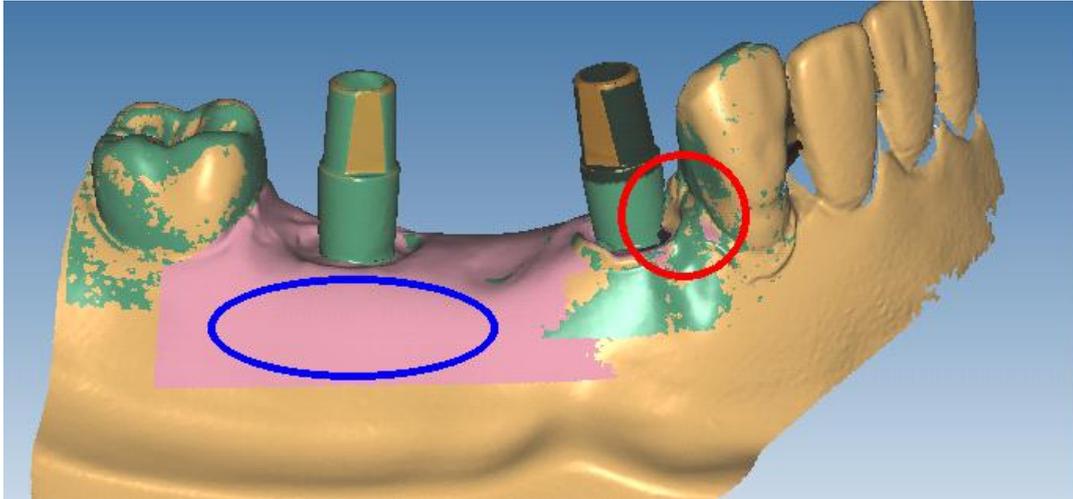


Figura 16 – Detalhamento da figura anterior, incorporando as correções efetuadas pelo software.

Na segunda etapa, os dentes foram posicionados na região de trabalho levando em conta seus formatos e dimensões. Os tubos mostrados na Figura 17 representam a inclinação dos implantes, coincidindo com a demarcação do canal de inserção do parafuso de fixação.

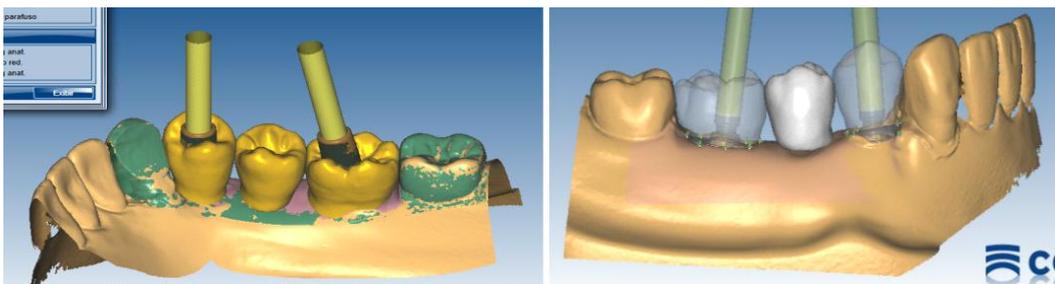


Figura 17 – Determinação de inclinação dos implantes e posicionamento do parafuso de fixação.

Determinado o formato ideal dos dentes, na terceira etapa foi desenhada a estrutura responsável pelo suporte desses elementos, como mostra a Figura 18.

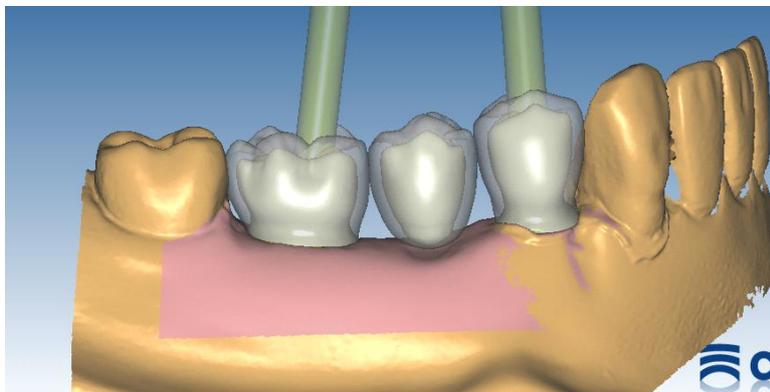


Figura 18 – Determinação da forma dos dentes no modelo.

Na etapa final, foram inseridos os conectores dos elementos. O *software*

apresenta uma escala de cores, visualizada na Figura 19, indo do azul (espessura máxima) até o vermelho (espessura mínima recomendada), permitindo que o operador tenha liberdade para escolher a forma ideal, que não comprometa a estrutura com uma posterior fratura da peça. A fim de evitar erros, o programa não permite o desenho de um conector com espessura abaixo do mínimo necessário, como é possível verificar na Figura 20, com a coloração púrpura do conector.

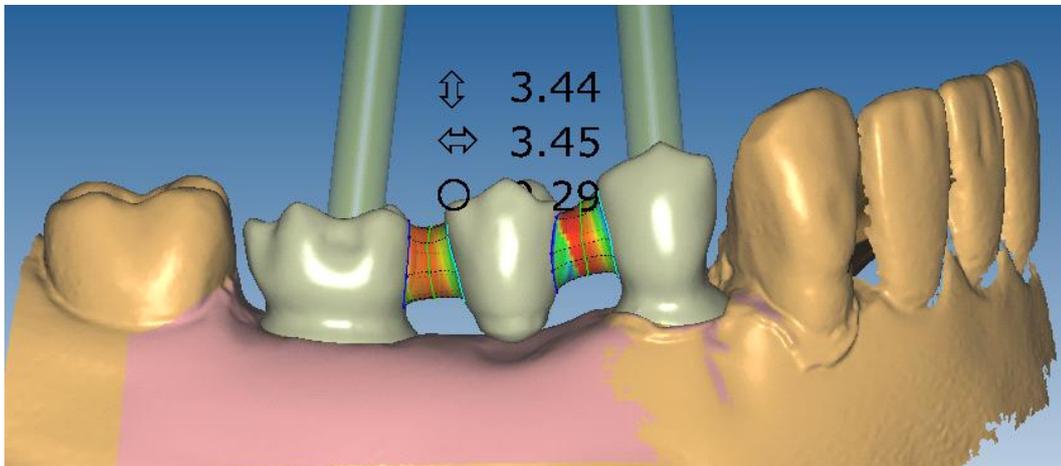


Figura 19 – Inserção de conectores na estrutura.

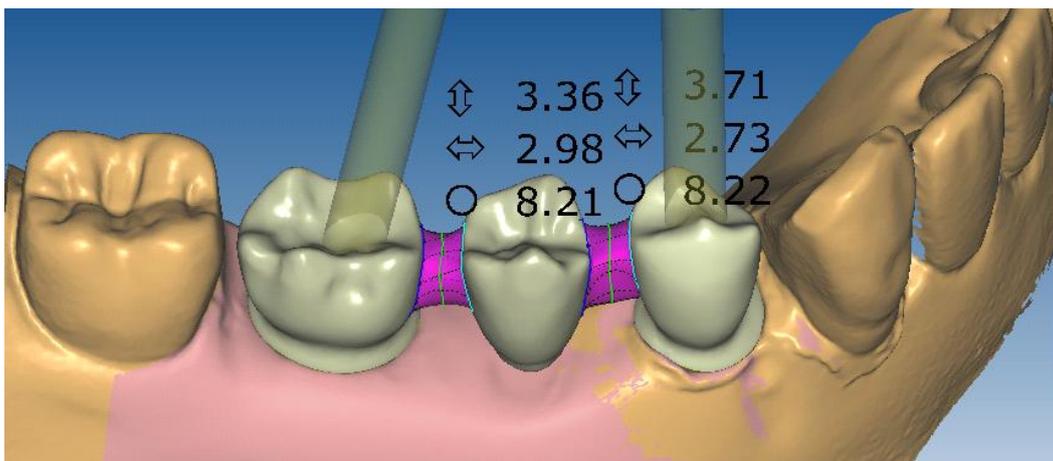


Figura 20 – Indicação de espessura abaixo daquela mínima recomendada para os conectores.

Após isto, o projeto da estrutura é salvo como um arquivo do tipo *.stl* e seria enviado para a máquina de usinagem, a fim de efetuar a fabricação da peça.

Neste ponto do trabalho, é adequado esclarecer que um arquivo do tipo *.stl*, ou arquivo de estereolitografia, é uma representação pura da geometria de um objeto. Não tem informação sobre cor, material, textura ou massa. Esse tipo de arquivo é o mais utilizado para impressão 3D. Sendo assim, é necessária a utilização de um *software* que transforme ou “traduza” esse formato para outro que seja reconhecido como um sólido. A figura 21 mostra a estrutura final pronta para a usinagem da prótese.

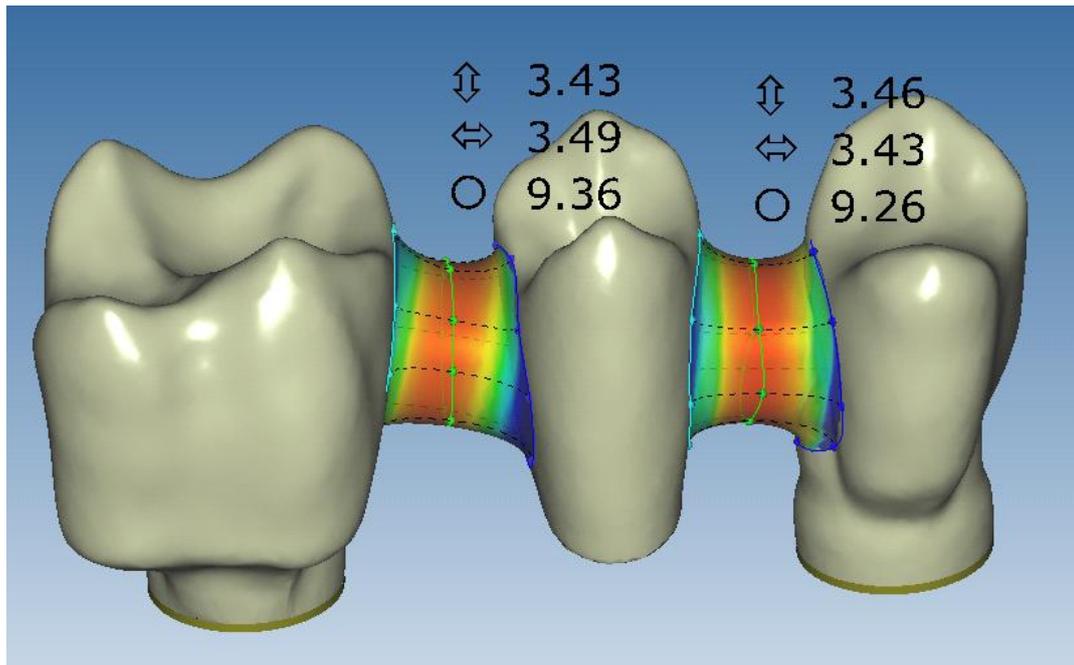


Figura 21 – Estrutura pronta para confecção da prótese no laboratório protético.

3.1.2 Tratamento da imagem

Após a obtenção do sólido, teve início a montagem da peça que será avaliada analisada pelo Ansys. O programa escolhido para a montagem foi o SolidWorks. Porém, após a importação, a imagem obtida (Figura 22) era constituída de quase 54.000 superfícies, em sua maioria de forma triangular. Devido à complexidade, o processamento da imagem torna-se inviável em um computador de mesa.

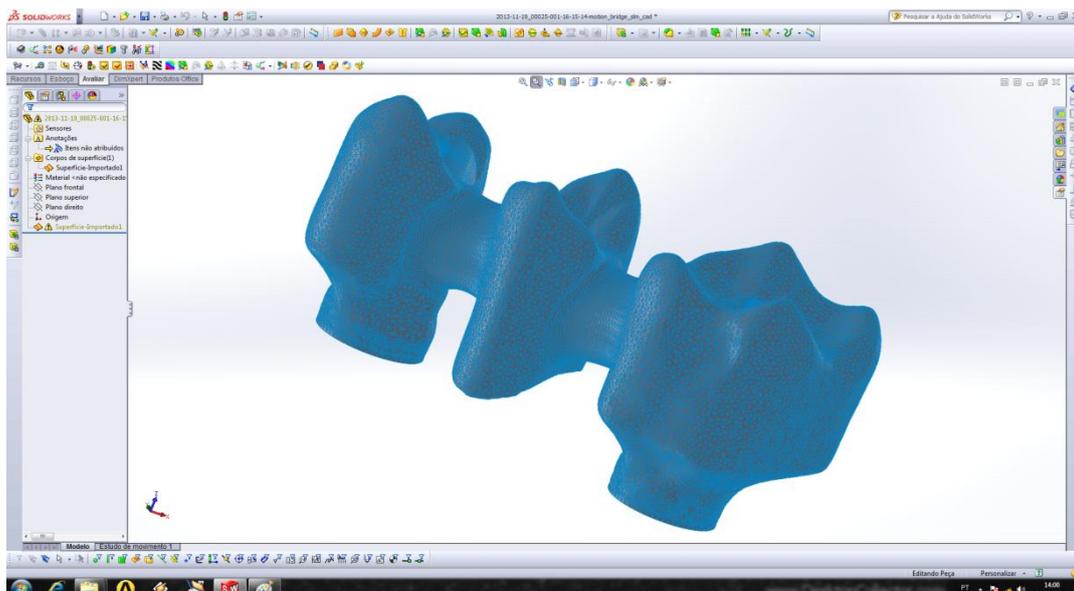


Figura 22 – Imagem obtida a partir do arquivo stl, no SolidWorks.

A solução encontrada foi simplificar a geometria da imagem, e para esse

objetivo foi utilizado o programa Geomagics. Por ser um *software* específico para modelagem 3D, a manipulação de arquivos com extensão *stl* é muito mais eficiente. O primeiro passo dessa etapa foi a utilização de uma ferramenta de correção chamada "doutor de malha" (*mesh doctor*), onde foram identificados pequenos defeitos de interpretação de dados. A Figura 23 demonstra a aplicação da ferramenta "doutor de malha".

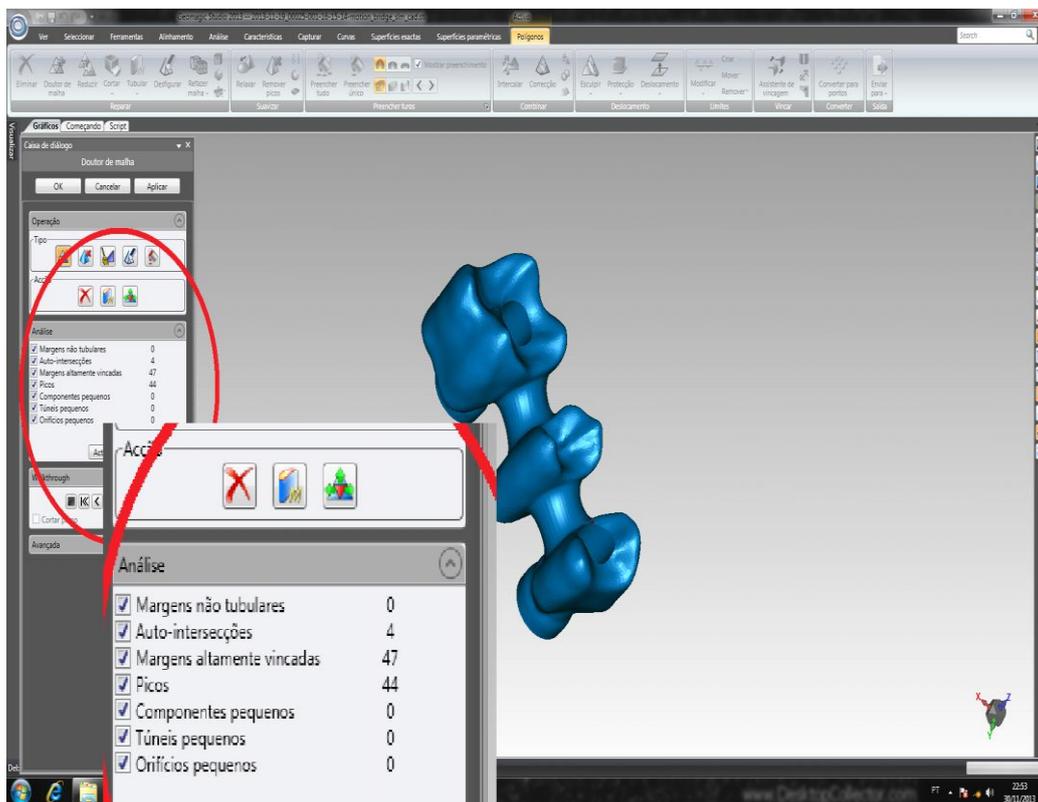


Figura 23 – Obtenção da imagem a partir do arquivo *stl*. A área em destaque mostra a identificação dos erros de importação.

Concluída a identificação pode-se escolher entre reparo de todos os defeitos de forma automática com a opção "auto-reparação". Porém, esse comando gera grandes defeitos. A opção viável é aplicar as correções individualmente. A sequência de correções utilizada foi: "auto-intersecções" (comando limpar), "picos" (comando remover picos, eliminar seleções), "orifícios" (preencher furos), "picos" (remover picos), todos selecionados (comando preencher furos, limpar, remover picos). No final da sequência, todos os defeitos foram corrigidos. A Figura 24 apresenta a ferramenta de diagnóstico, que identifica os defeitos corrigidos após execução das correções, enquanto que a Figura 25 representa a legenda dos comandos utilizados para as correções efetuadas.

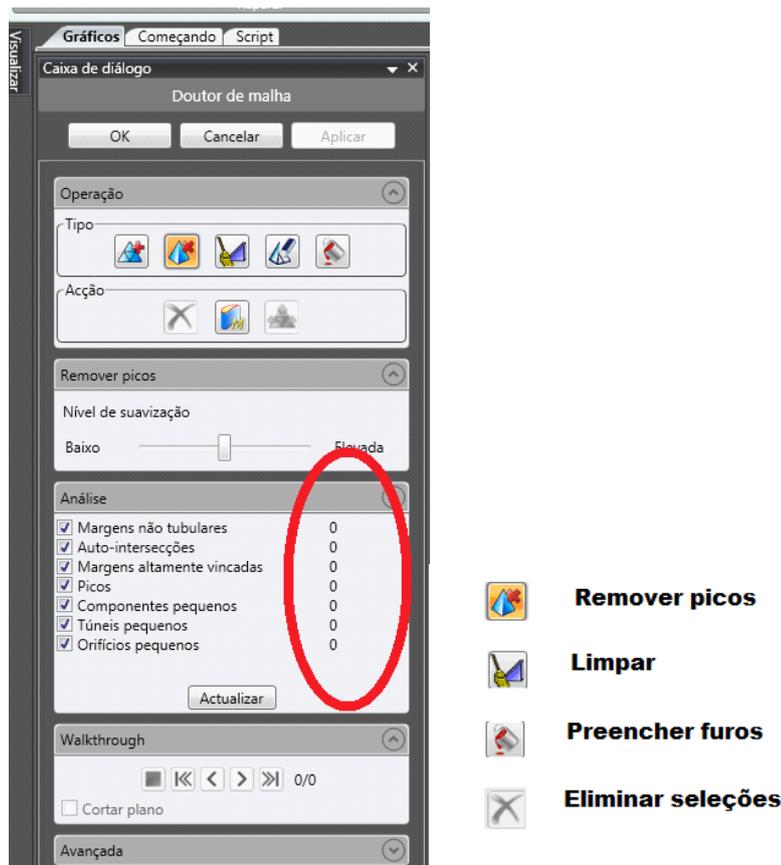


Figura 24 – Ferramenta de diagnóstico ao lado legenda de comandos.

Após conclusão dos recursos de tratamento de imagem e salvas as alterações, tem-se a imagem mostrada nas Figuras 25 a 28, mostrando que o objeto ainda apresenta quase 54.000 superfícies e de forma triangular na sua maioria.

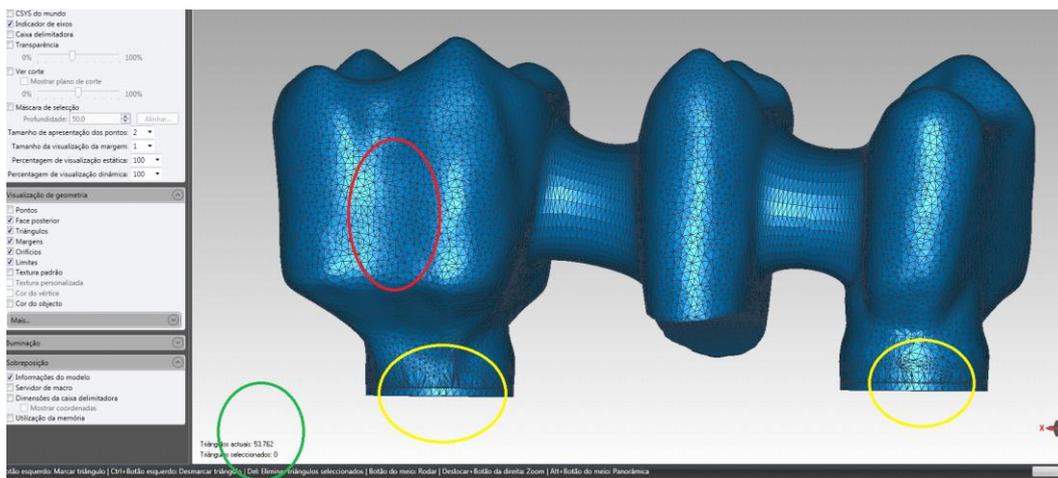


Figura 25 – Imagem obtida após correções efetuadas no protótipo.

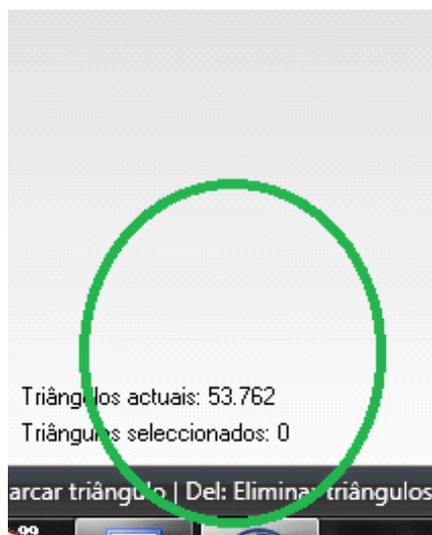


Figura 26 – Detalhamento da Figura 25. Indicação da quantidade de triângulos que formam o objeto.

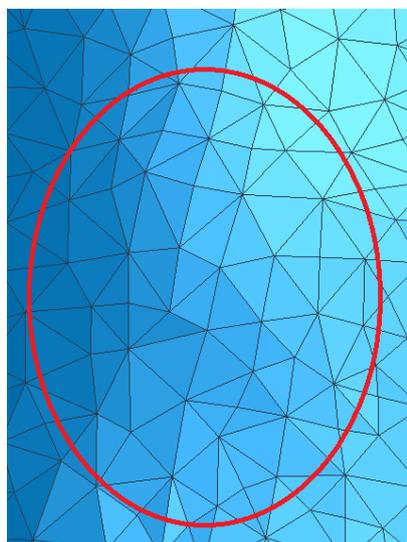


Figura 27 – Detalhamento da Figura 25. Indicação de triângulos

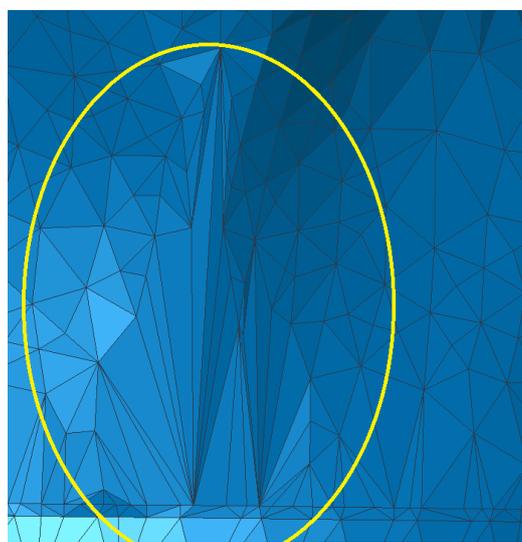


Figura 28 - Detalhamento da Figura 25. Indicação de triângulos

A região em marcada em vermelho (Figuras 25 e 27) representa a maior parte do objeto. É possível verificar que os triângulos que formam a superfície são regulares, com pequenas variações. No entanto, quando se caminha para a base, se encontra uma grande variação na forma (destaque em amarelo nas Figuras 25 e 28), devido a distorções ocorridas em decorrência da circunferência da base.

Esse excesso de superfícies, bem como sua irregularidade, vai prejudicar a geração da malha de elementos finitos na fase posterior do trabalho. Foi tentado então diminuir a quantidade de triângulos. Porém, ocorreram deformações em áreas críticas, como circunferência da base e suporte do parafuso. Situação perfeitamente compreensível, já que ao reduzir a quantidade de triângulos, também se reduz a definição do objeto.

A solução encontrada foi manter a quantidade de superfícies, porém dividi-las em grupos mais ou menos retangulares, com limites bem estabelecidos. Dessa forma, quando for gerada a malha de elementos finitos a referência utilizada será esses limites, ao invés de cada triângulo. Esse processo foi efetuado a partir da ferramenta "Superfícies exatas". Para iniciar o processo, o comando utilizado será "AutoSuperfícies" e tipo de geometria "orgânico". A Figura 29 mostra a preservação dos triângulos e os limites estabelecidos.

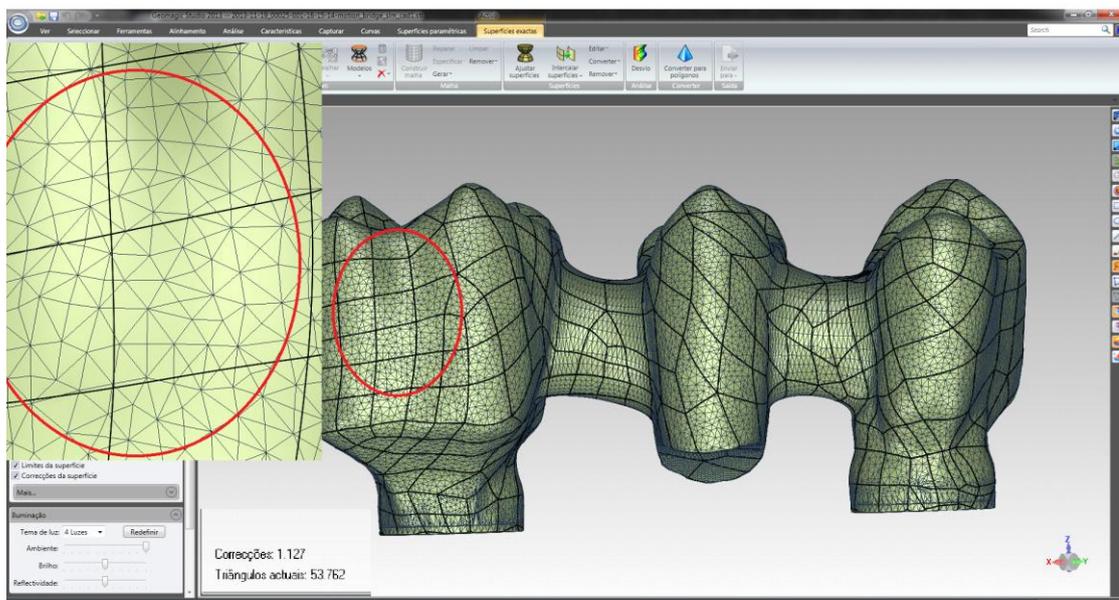


Figura 29 – Geração de limites.

Concluído as operações o modelo pode ser salvo no formato *parasolid* (.x_t), para ser aberto posteriormente no SolidWorks.

Ao carregar o arquivo, o software sugere a utilização da ferramenta de importação como mostra a Figura 30, para então reconhecer a imagem e poder habilitar os recursos de edição. Imagens grandes e/ou complexas costumam apresentar diversos erros, como os verificados nas Figuras 31 e 32, que na maior parte das vezes são possíveis corrigir de forma automatizada. Nesse caso específico foram indicados erros nas faces (Figura 30), dos tipos espaçamento (um somente) e defeitos genéricos (sete). As faces agora deixaram de ser os triângulos originais e passaram a ser os limites pré-estabelecidos pelo *software* anterior, com formatos mais ou menos retangulares.

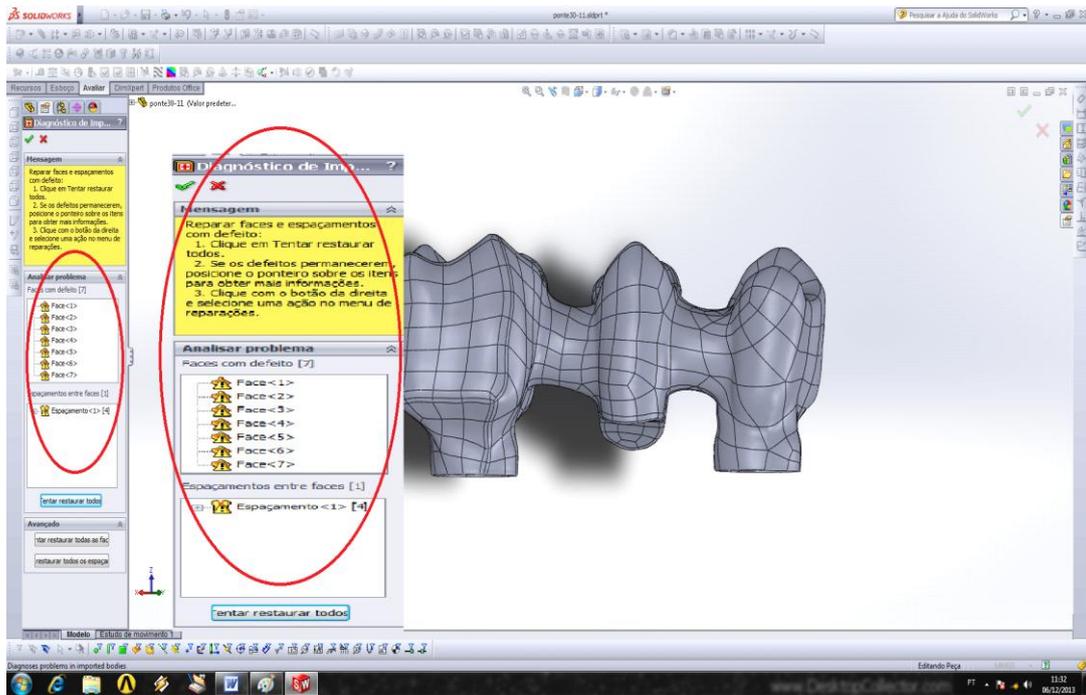


Figura 30 – Diagnóstico de importação.

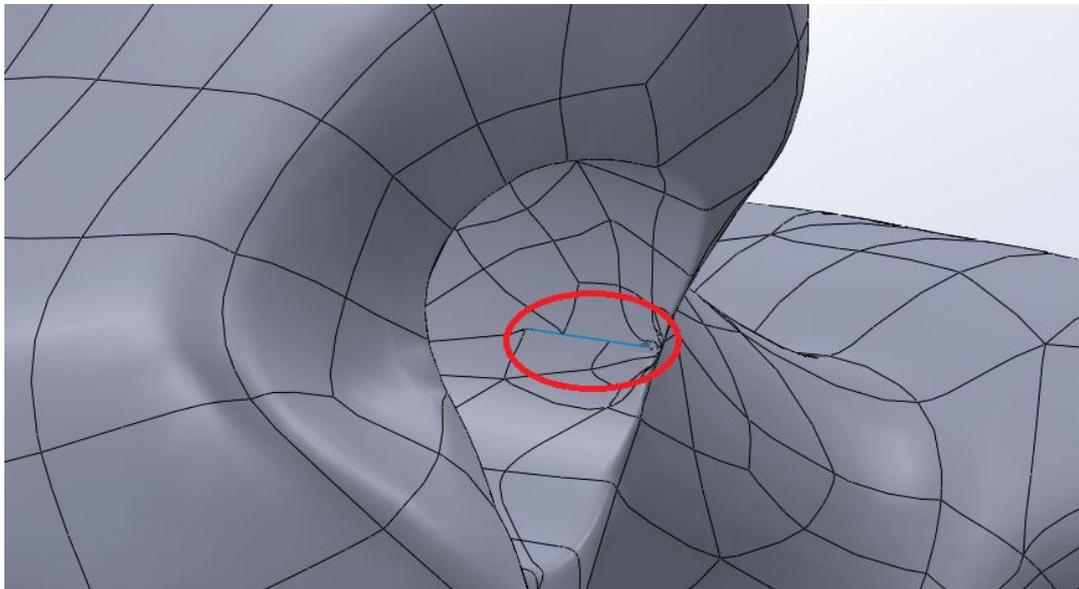


Figura 31 – Indicação de região defeituosa.

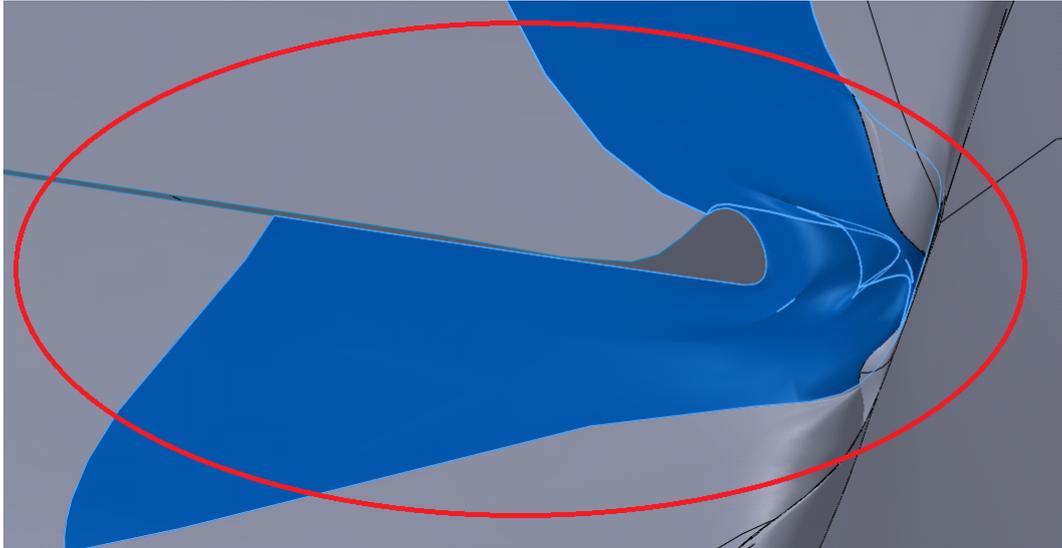


Figura 32 – Ampliação da região anterior, destacando o defeito.

Cada região defeituosa teve que ser corrigida individualmente, a começar pelo “espaçamento”. Escolher a opção "tentar restaurar todos", faz com que aumentem os defeitos. A Figura 33 mostra o defeito corrigido, anteriormente apresentado na região verificada nas Figuras 31 e 32. A Figura 34 apresenta a correção de todos os defeitos previamente encontrados.

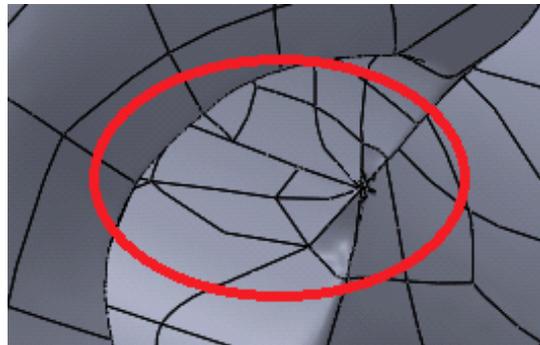


Figura 33 - Defeitos corrigidos.

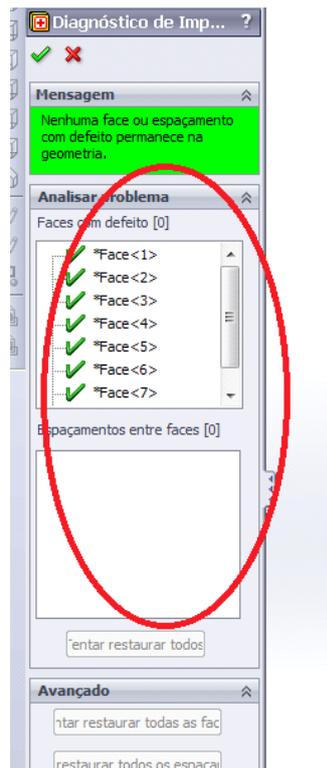


Figura 34 – Diagnóstico de importação.

Concluído o diagnóstico e as correções, a etapa seguinte foi a de "reconhecimento de recursos", que foi descartada. Em virtude da grande quantidade de superfícies e falta de uniformidade, faz-se necessário criar referências para posterior acoplamento com os implantes e parafusos de fixação. A opção foi criar uma referência circular em cada base da ponte, verificado na Figura 35. Ativada a aba "esboço", foi selecionado o comando "converter entidades" e marcado cada aresta (dezesseis no total na base do molar e doze na base do pré-molar) individualmente até o fechamento.

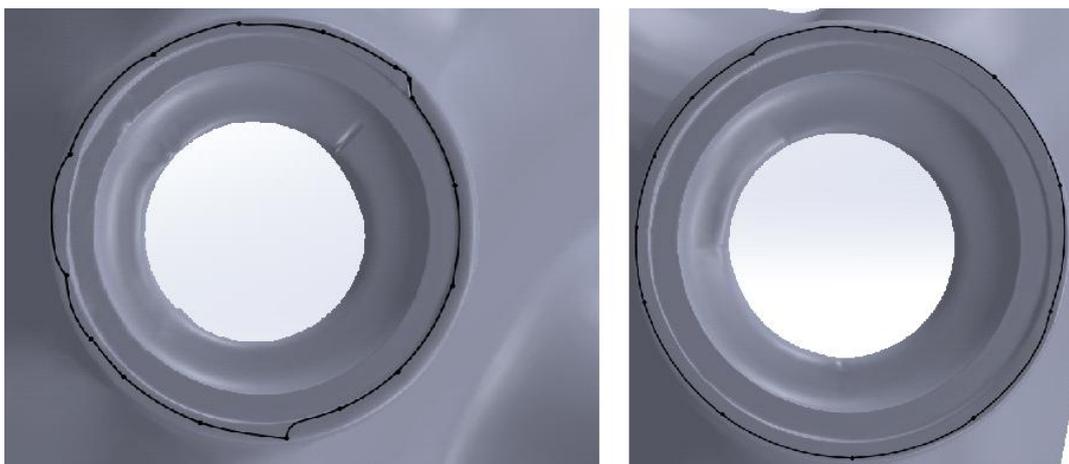


Figura 35 – Criação de esboço.

A partir do esboço criado, foi selecionado o comando "círculo de perímetro", marcado três pontos no esboço e gerado a nova referência (vide Figura 36).

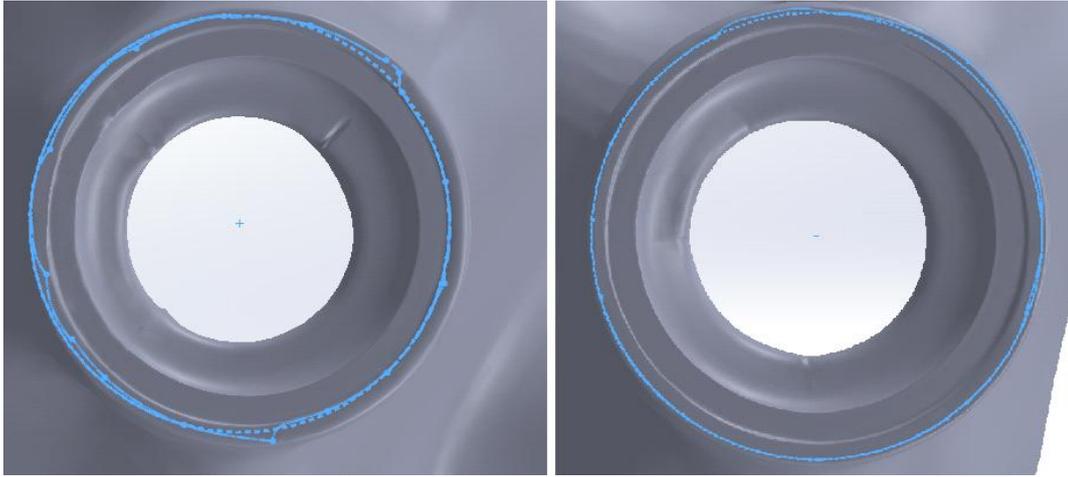


Figura 36 – Criação de referência circular.

Concluídas todas as alterações o arquivo foi salvo no formato nativo do SolidWorks; "*.sldprt".

3.1.3 Implante e parafuso de fixação

Os arquivos referentes aos implantes e parafusos de fixação foram fornecidos pela empresa SIN - Sistema de Implantes, em formato *.x_t. O parafuso de fixação tem código de especificação PT2008 e o implante, SUR5013. Ambas as peças ao serem importados pelo SolidWorks, apresentaram apenas uma face com defeito sendo facilmente corrigidas e salvas em *.sldprt. A Figura 37 mostra o implante e o parafuso de fixação após importação e correções efetuadas.

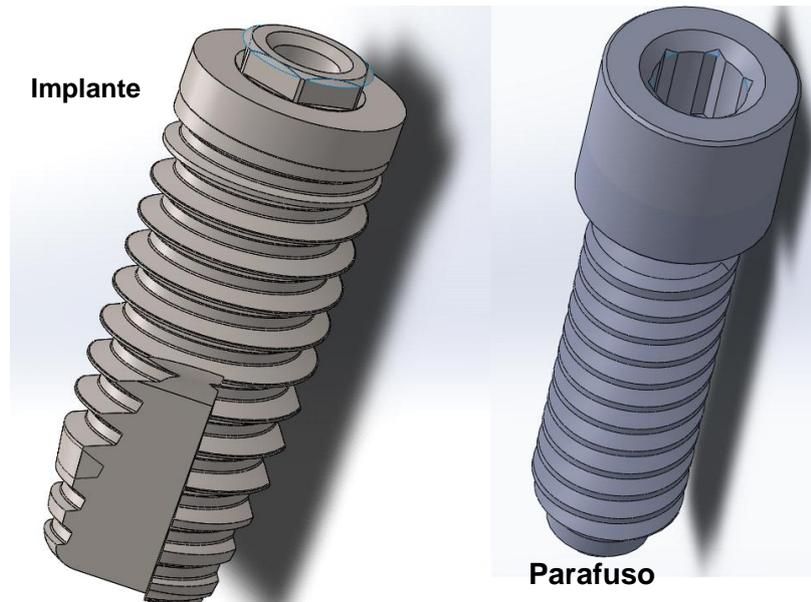


Figura 37 – Implante e parafuso de fixação.

3.1.4 Osso

A peça referente à seção transversal da mandíbula, foi desenhada no SolidWorks, pode ser vista na Figura 38 e apresenta duas regiões, sendo a mais externa representando osso cortical e a interna, na cor verde, o osso medular. É possível verificar na parte superior um rebaixo, realizado com intenção de permitir que ambos os implantes tivessem sua plataforma tangenciando o osso. Esse recurso se fez necessário, já que a ponte fixa foi produzida a partir de um modelo real, o qual apresentava diferentes alturas ósseas.

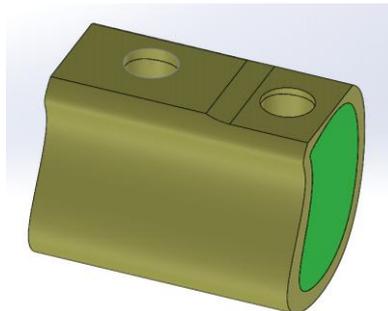


Figura 38 – Representação esquemática de um bloco de osso mandibular.

3.2 Montagem do modelo principal (modelo 1)

Como o modelo a ser analisado foi composto de vários elementos individuais houve a necessidade de montá-los em um único conjunto. A montagem foi realizada no SolidWorks e o projeto salvo no formato residente **.sldasm*, como verificado na Figura 39.

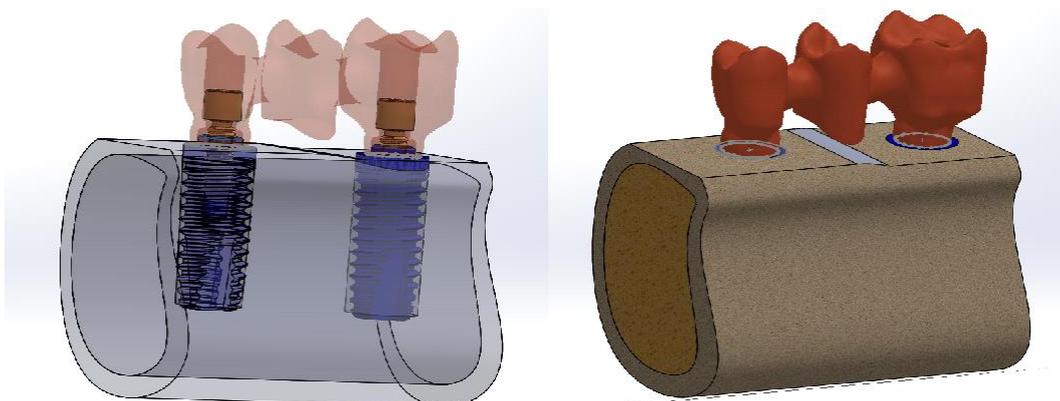


Figura 39 – Montagem do modelo 1.

3.3 Criação do modelo de controle (modelo 2)

Uma recomendação preconizada pela **ESSS** para utilização do Ansys, é que geometrias que não sejam alvo direto da pesquisa sejam simplificadas. Dessa forma, superfícies muito complexas como roscas são, normalmente, removidas, a fim de evitar erros na confecção das malhas. Nesta pesquisa, os implantes e parafusos se caracterizam como geometrias complexas e deveriam ser simplificadas. No entanto a própria infraestrutura da ponte, devido a todas as dificuldades intrínsecas encontradas para sua confecção, como extensamente detalhado, pode ser considerada a mais complexa de todos os objetos desse trabalho. Essa complexidade pode ter gerado defeitos que não foram identificados e alterar de alguma forma os resultados. Sendo assim, foi criado um modelo poligonal simples (modelo 2), para a infraestrutura, implantes e parafusos, utilizado como controle e apresentado na Figura 40.

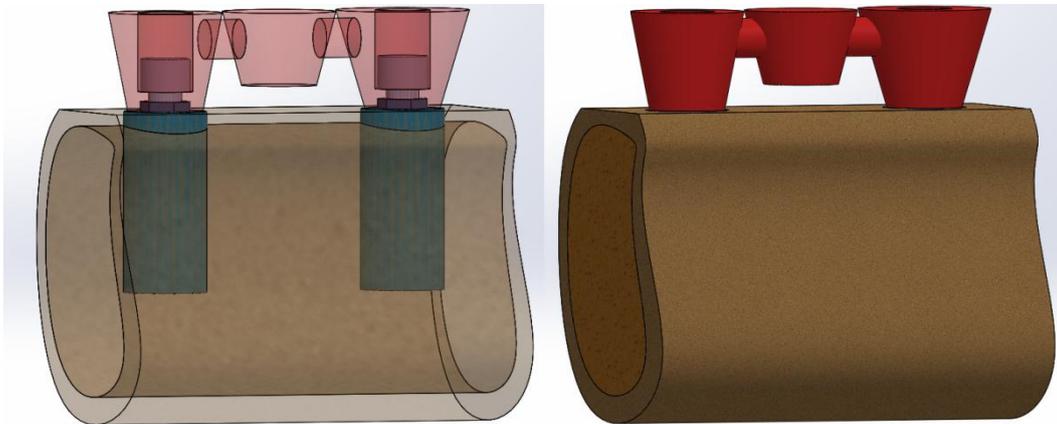


Figura 40 – Montagem do modelo 2.

Na figura anterior, os cilindros que representam os implantes possuem o mesmo diâmetro e altura que os originais, o mesmo vale para os parafusos. Para a infraestrutura da ponte-fixa, cada cone representa um dente. Sendo assim, na figura, da esquerda para a direita estão representados o primeiro e segundo pré-molar, com dimensões reduzidas em comparação ao terceiro elemento, que representa o primeiro molar.

A peça que representa o bloco ósseo, é o mesmo utilizado no modelo 1 com apenas uma diferença, presente na ausência do rebaixo na região correspondente ao molar.

3.4 Análise por simulação através do método de elementos finitos

O programa utilizado para análise foi o Ansys Workbench 14.5. Na tela inicial do programa foi eleito como opção de análise o sistema "*Static Structural*", como apresentado na Figura 41.

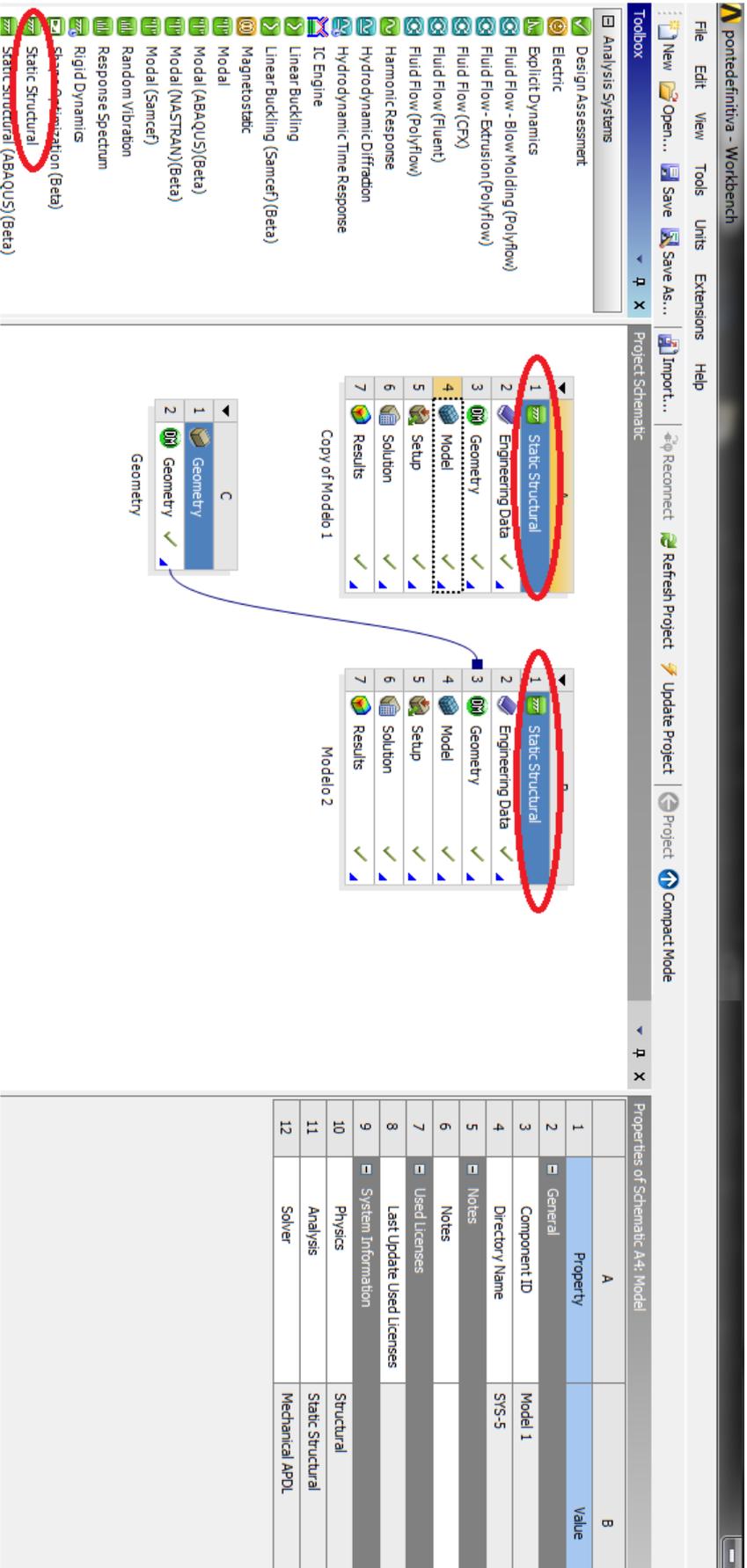


Figura 41 – Tela inicial do Workbench.

A metodologia envolveu seis etapas distintas:

3.4.1 Carregamento das Imagens dos Modelos

O carregamento da imagem do modelo 1, que serviu como objeto de estudo, fez-se pela importação do arquivo de montagem obtido no SolidWorks (Figura 39). Após a indicação do arquivo que foi importado, antes da construção do modelo, o item *Mixed Import Resolution* precisou ser marcado na opção *Solid and Surface*, como apresentado e destacado na Figura 42. Gerar a geometria de trabalho sem aquela opção marcada implicaria na construção de um modelo defeituoso, com ausência de componentes ou partes de componentes. Depois de todas as opções marcadas, o modelo gerado pode ser visto na Figura 43.

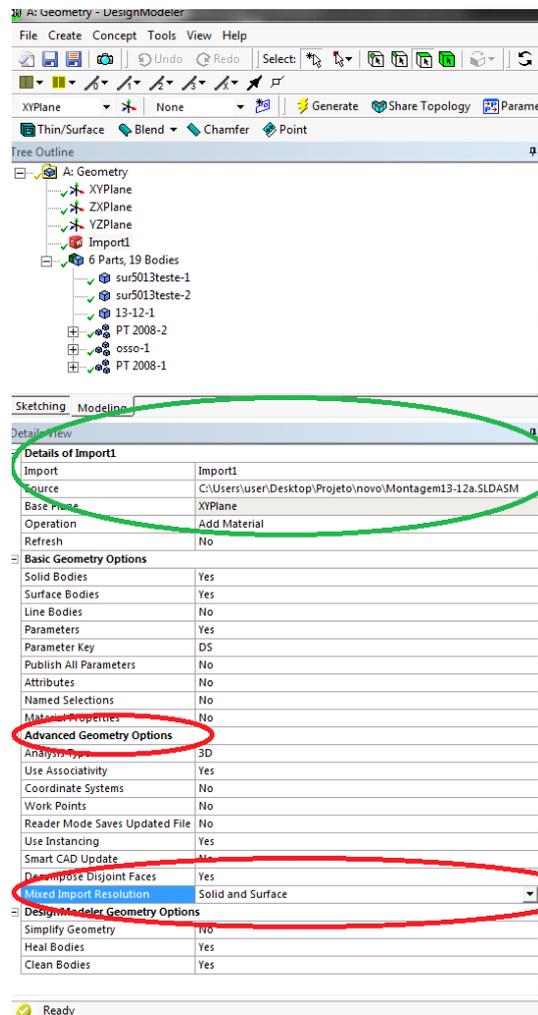


Figura 42 – Opções de importação.

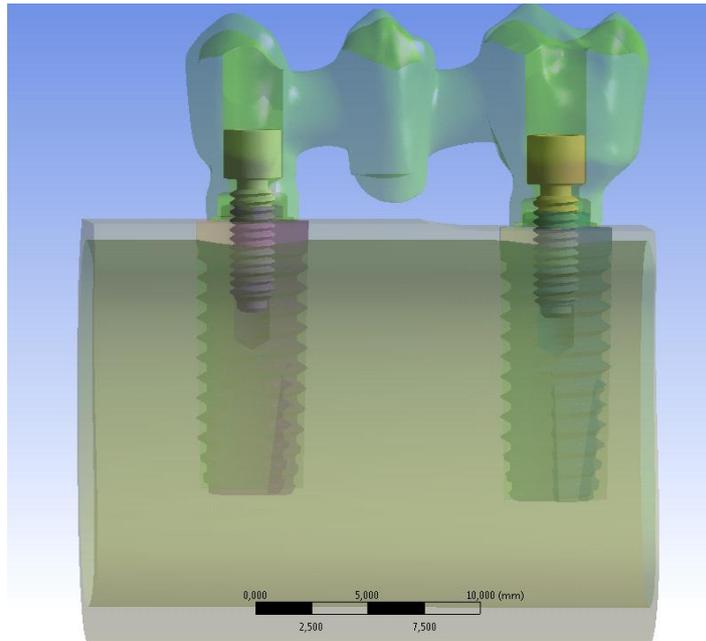


Figura 43 – Modelo 1 carregado no Ansys.

Para o carregamento da imagem do modelo 2 ou controle, foram seguidos os mesmos passos do modelo 1 e o resultado final após carregamento no Ansys é apresentado na Figura 44.

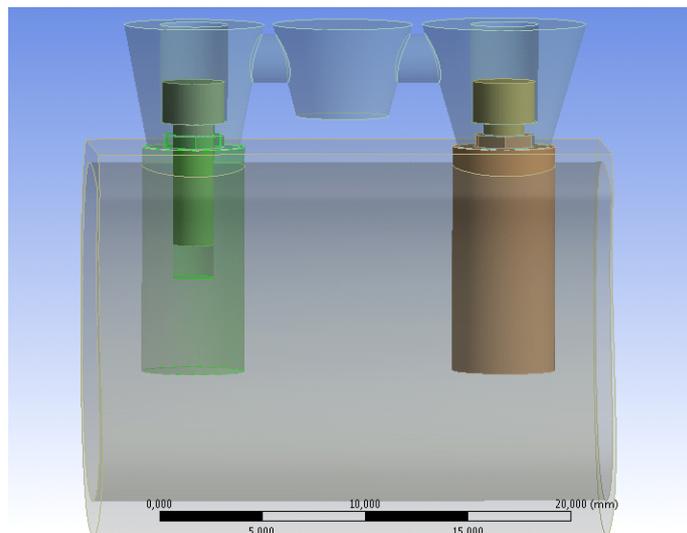


Figura 44 – Modelo 2 carregado no Ansys.

Todos os contatos, tipo de malha e forças aplicadas foram iguais para ambos os modelos. Obviamente, devido as diferenças da geometria, os elementos e nós tiveram uma pequena diferença na quantidade final. Todos os respectivos dados de engenharia foram transferidos para o modelo 2.

3.4.2 Criação da malha e condição dos contatos

A fim de construir uma malha eficiente e que atenda aos objetivos que o trabalho se propõe, foram determinados tipos e superfícies dos contatos entre os

elementos componentes.

Os contatos foram considerados perfeitamente e unidos sem nenhuma liberdade de movimento entre todos os componentes do modelo: osso cortical e medular, implantes e osso, implantes e parafusos de fixação, estrutura da ponte fixa e implantes e, finalmente, parafuso de fixação e estrutura da ponte fixa. O controle da ferramenta *bonded* foi feita na condição *default* do *software*, com exceção dos contatos entre os implantes e a base da estrutura da ponte, onde foi utilizada a formulação *Beam* (Beta). A Figura 45 mostra em detalhes cada peça e seu contato. A caixa *details of*, identifica a estrutura e/ou sua região e a fim de facilitar a compreensão, foi adicionado uma linha colorida que indica através de uma moldura da mesma cor, os elementos relacionados. Os contatos correspondentes foram mantidos no modelo 2.

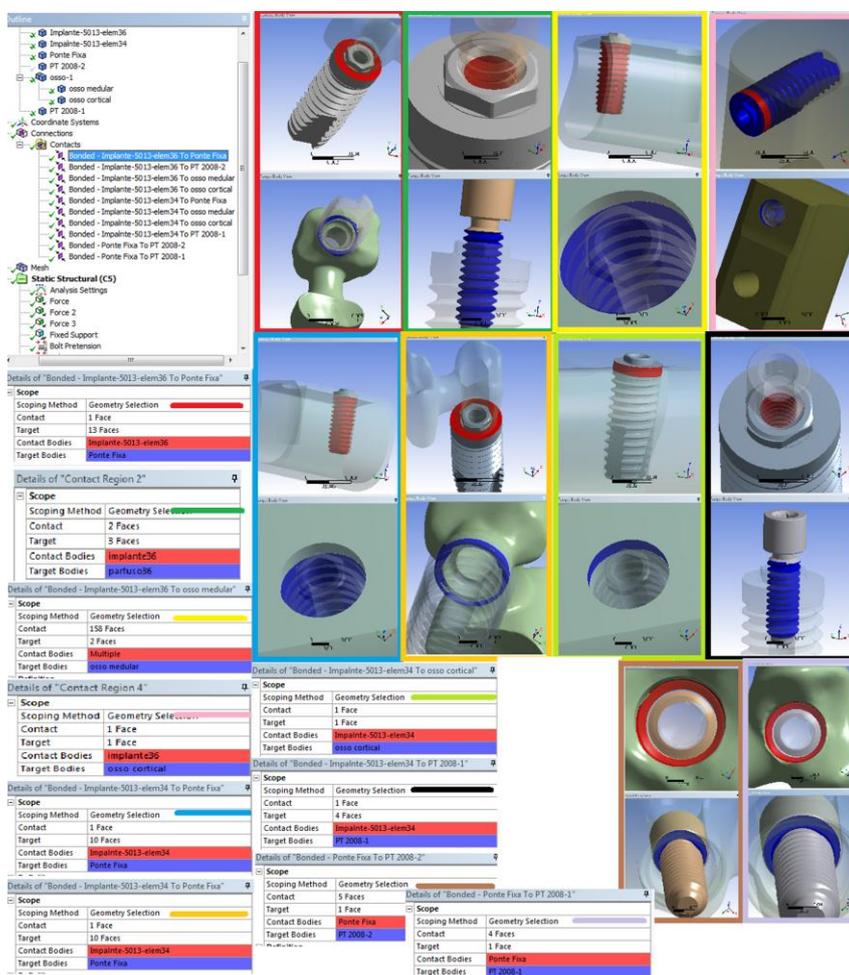


Figura 45 - Regiões de contato.

Para geração da malha, de ambos os modelos, foi utilizado o elemento tetraédrico. A malha foi refinada diminuindo o tamanho dos elementos, através da ferramenta *Body Sizing* com tamanho de 0,5 mm, em todos os componentes do modelo e na região da base que faz contato com os implantes por ser uma região

mais crítica, através da ferramenta *Contact Sizing* com tamanho de 0,1 mm. A malha do modelo 1 pode ser conferida na Figura 46, enquanto que o tamanho dos elementos, além do número de elementos e nós em cada região do modelo podem ser visualizados na Tabela 1.

Modelo 1

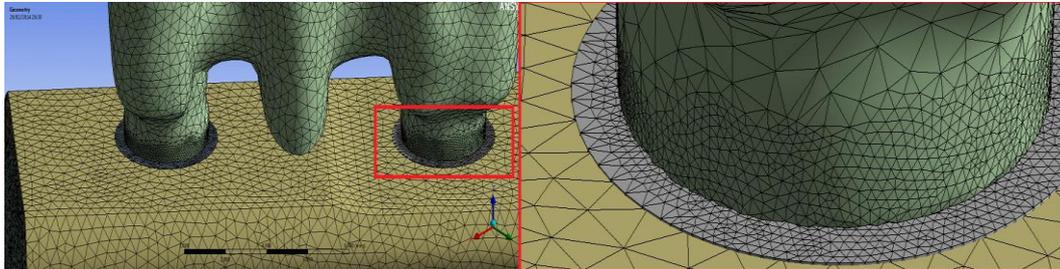


Figura 46 - Malha e região de refino do modelo 1.

Tabela 1 – Parâmetros do modelo 1

	Nós	Elementos	Tamanho dos elementos Max-Min (mm)	Média (mm)
Implante 36	13754	52390	0,99 - 0,02	0,65
Implante 34	13914	53053	0,99 - 0,01	0,65
Estrutura Ponte	17836	76102	0,99 - 0,05	0,78
Parafuso 36	1477	4580	0,99 - 0,05	0,65
Parafuso 34	1472	4584	0,99 - 0,05	0,65
Osso medular	51227	280614	0,99 - 0,19	0,84
Osso cortical	34870	170647	0,99 - 0,20	0,83
Total	129298	641970	0,99 - 0,01	0,79

A malha do modelo 2 pode ser conferida na Figura 47, enquanto que o tamanho dos elementos, além do número de elementos e nós em cada região do modelo podem ser visualizados na Tabela 2.

Modelo 2

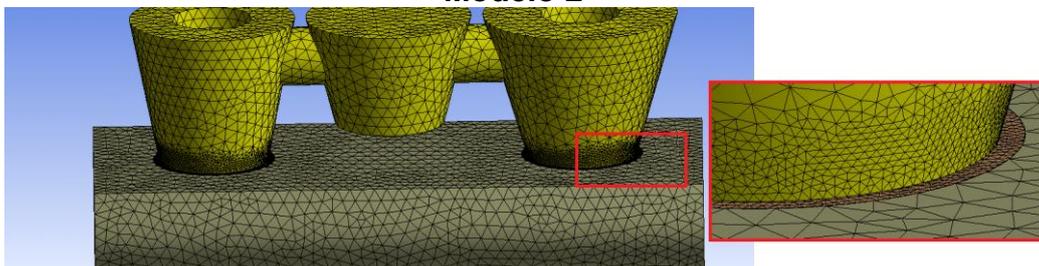


Figura 47 - Malha e região de refino do modelo 2.

Tabela 2 – Parâmetros do modelo 2.

	Nós	Elementos	Tamanho dos elementos Max-Min (mm)	Média (mm)
Implante 36	9285	37889	0,99 - 0,16	0,76
Implante 34	9365	38280	0,99 - 0,13	0,76
Estrutura Ponte	15002	61407	0,99 - 0,11	0,77
Parafuso 36	583	2349	0,99 - 0,44	0,84
Parafuso 34	588	2376	0,99 - 0,37	0,83
Osso medular	51333	281440	0,99 - 0,20	0,84
Osso cortical	35051	171782	0,99 - 0,14	0,83
Total	115945	595523	0,99 - 0,11	0,82

3.4.3 Análise estrutural

Esta etapa da simulação por elementos finitos foi desenvolvida com a seguinte sequência:

A) Especificações dos Materiais

As Tabelas 3 e 4 apresentam as propriedades mecânicas dos materiais adotados nas simulações. Na Tabela 3 aparecem os dados da zircônia, fornecidos pelo fabricante (**Sin** e **AmannGirrbach**), tendo sido inseridos através da opção *Engineering Data* no *Workbench*. Na tabela 4 são apresentadas as propriedades mecânicas do tecido ósseo cortical e medular, que variam de acordo com a idade e sexo do indivíduo, bem como com a sua localização no corpo humano (**Lustosa e Murakami, 2006**).

Tabela 3 – Propriedades dos materiais de engenharia adotados nas simulações numéricas.

	Material	Módulo Young (GPa)	Coefficiente de Poisson	Resistência (MPa)	Densidade (g/cm ³)
Implante	Titânio Grau IV	105	0,37	733	4,5118
Parafuso	Ti-6Al-4V	110	0,342	950	4,42
Estrutura	Ceramill ZI (Zircônia YTZP)	200	0,3	1358	6,073

Tabela 4 - Propriedades dos biomateriais adotados nas simulações numéricas.

	Medular	Cortical		
Densidade (g/cm ³)	0,2	1,99		
Resistência (MPa)	40	190		
Módulo de Young (GPa)	Eixo X	1,148	Eixo X	12,6
	Eixo Y	0,21	Eixo Y	12,6
	Eixo Z	0,114	Eixo Z	19,4
Coefficiente de Poisson	Direção XY	0,055	Direção XY	0,3
	Direção YZ	0,055	Direção YZ	0,39
	Direção XZ	0,322	Direção XZ	0,39

Após inserir as propriedades mecânicas de todos os materiais envolvidos no estudo foi atribuído a cada componente do modelo o material que ele é composto. Isto foi realizado na opção Material, situada na coluna esquerda do *Static Structural - Mechanical*.

B) Determinação de suportes

O suporte do modelo foi considerado fixo pelas faces externas do osso cortical e pode ser visualizado marcado em azul na Figura 48.

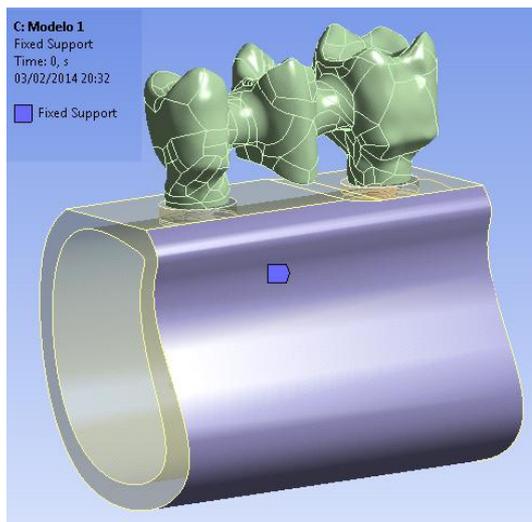


Figura 48 - Determinação de suporte.

C) Carregamento das forças adotado na análise

O carregamento utilizado no estudo foi aplicado em dois estágios: inicialmente uma pré-carga referente a instalação da estrutura da ponte fixa nos implantes e em seguida as cargas oclusais.

Entende-se pela pré-carga a força que estará sempre agindo sobre o sistema, mesmo quando em repouso, livre das cargas mastigatórias.

O valor da pré-carga foi calculado pelo modelo Falckner (**Bickford, 1990**), por meio da equação 1:

$$F = \frac{T}{\frac{p}{2\pi} + \frac{\mu_t \cdot r_t}{\cos\beta} + \mu_n \cdot r_n} \quad (\text{Eq.1})$$

Onde:

T: torque aplicado no parafuso (especificado pelo fabricante) = 320 N.mm;

F: força de pré-carga no parafuso;

p: passo da rosca = 0,4 mm;

μ_t : coeficiente de atrito entre as roscas = 0,30;

μ_n : coeficiente de atrito entre a cabeça do parafuso e a base de suporte da infraestrutura = 0,27;

r_t : raio efetivo de contato na rosca = 0,735 mm;

r_n : raio efetivo de contato entre o implante e a superfície superior da junta =

1,02 mm;

β : metade do ângulo de hélice = 43° .

Pela relação anterior se verifica que a força de tração F a que o parafuso é submetido na montagem é proporcional ao torque aplicado (T) e inversamente proporcional ao valor do coeficiente de atrito. O torque de instalação utilizado de acordo com a orientação do fabricante para estes tipos de componentes tem valor de 320 N.mm; este valor será considerado neste estudo.

Através da ferramenta *Bolt Pretension*, a pré-carga resultante do cálculo, com valor de 508 N, foi aplicada no parafuso de fixação como mostra a Figura 49 para o modelo 1 e Figura 50 para o modelo 2.

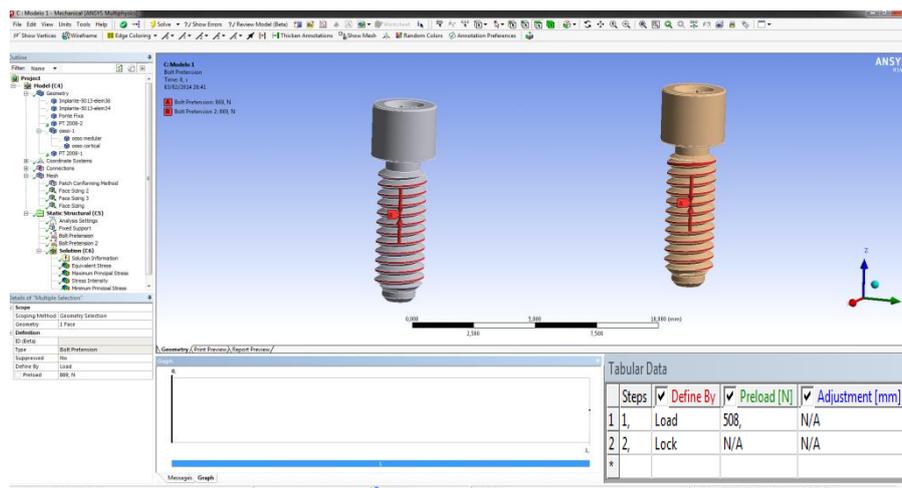


Figura 49 - Determinação da pré-carga no modelo 1.

É possível verificar na Figura 49 e na Figura 50, no quadro inferior direito, que a pré-carga foi aplicada no passo 1 e mantida no passo 2.

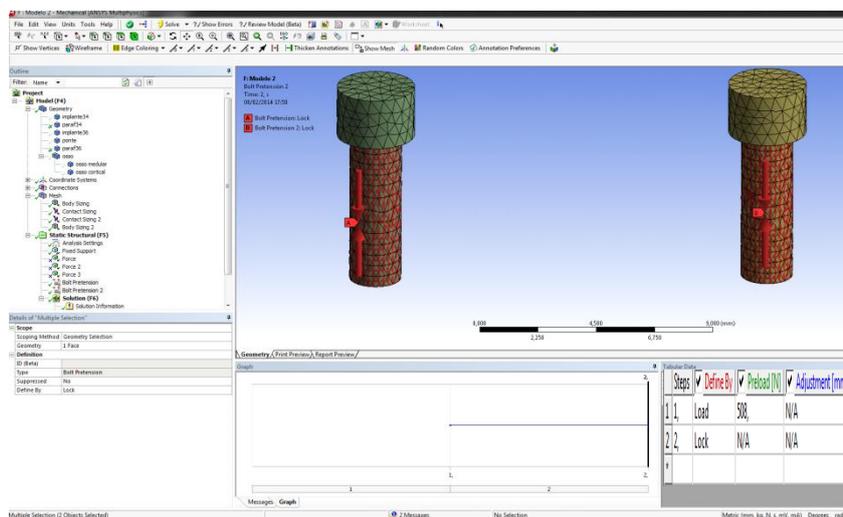


Figura 50 - Determinação da pré-carga no modelo 2.

O segundo estágio do carregamento correspondeu à força mastigatória. Como relatado na revisão bibliográfica, às forças mastigatórias variam na faixa de 150 N a 800 N, sendo as menores cargas encontradas nos incisivos e as maiores nos molares. Como esse estudo teve a intenção de testar condições extremas para a estrutura de zircônia, foram consideradas forças perpendiculares as faces oclusais

de cada elemento, sendo 800 N no molar (elemento 36) e 700 N no segundo pré molar (elemento 35) e 600 N no primeiro pré molar (elemento 34).

As regiões que receberam a carga estão demonstradas nas Figuras 51 e 52:

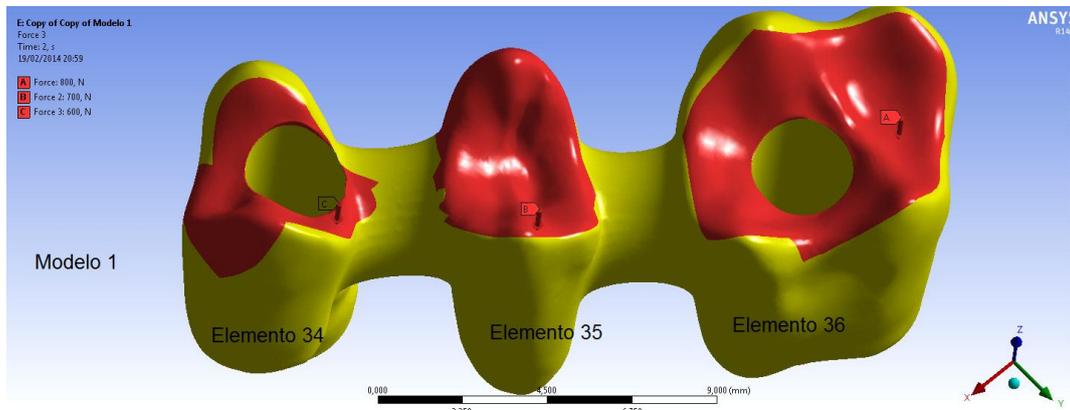


Figura 51 - Aplicação da carga no modelo 1.

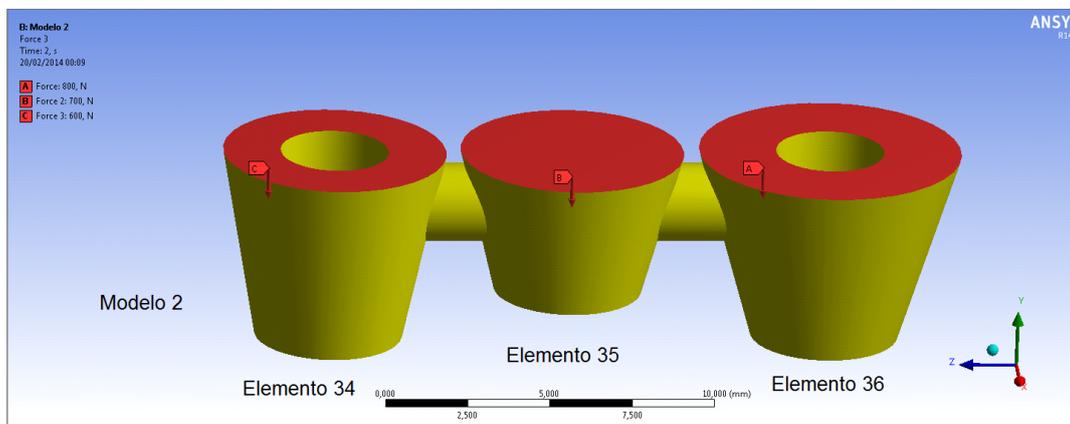


Figura 52 - Aplicação da carga no modelo 2.

4 Resultados e Discussão

A Figura 53 mostra a tela onde aparecem as janelas ou quadros com os testes realizados e resultados apresentados. Para fins didáticos, foram numerados os três principais quadros e serão explicados em sequência, para melhor compreensão.

No quadro 1 é possível visualizar os testes realizados. No quadro 2 a legenda mostra através de uma escala de cores a intensidade das tensões obtidas. No quadro 3, os detalhes do projeto.

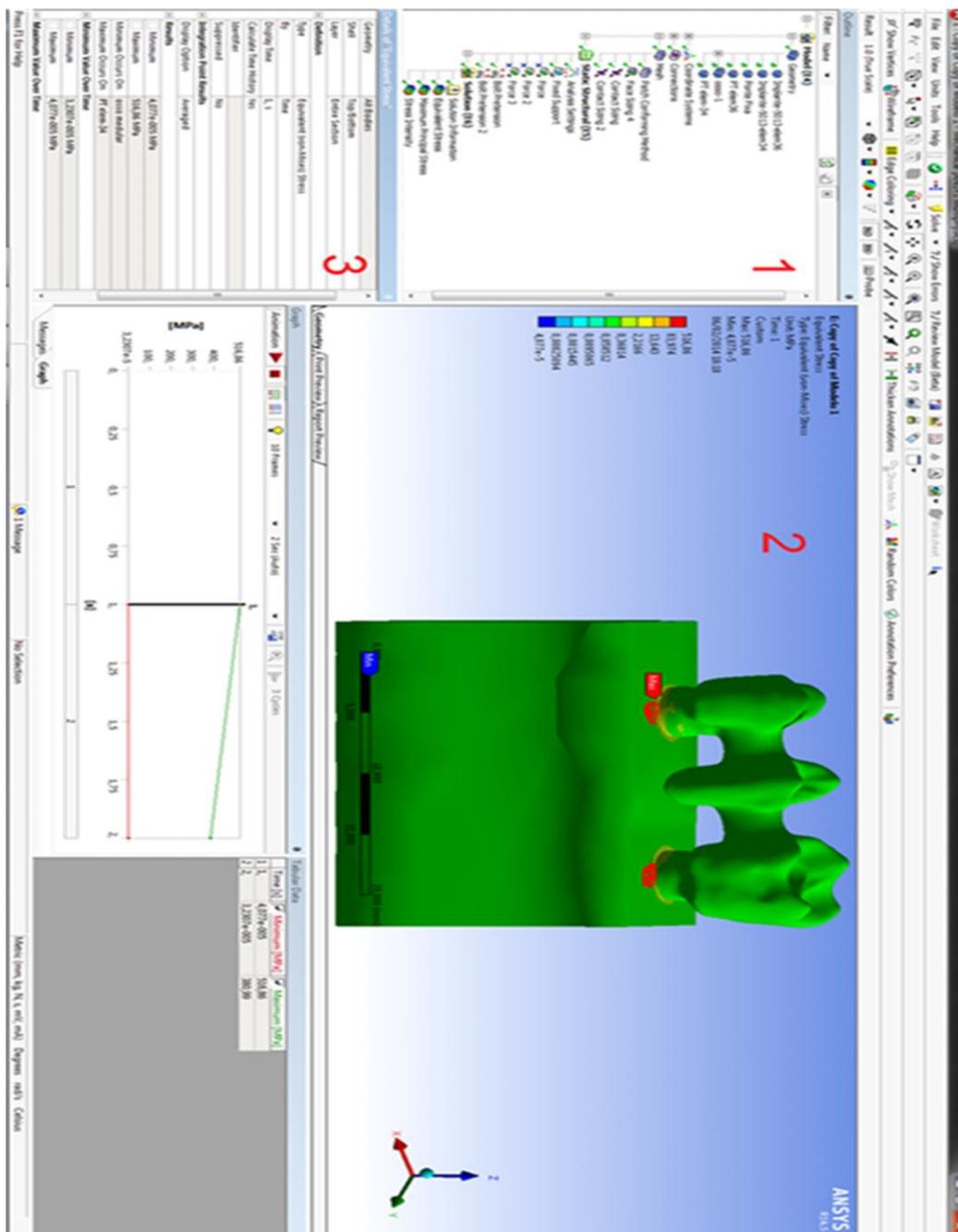


Figura 53 – Tela de testes e resultados.

Os resultados serão apresentados para cada peça de cada modelo, mostrando o momento 1, que corresponde apenas ao torque aplicado na fixação do parafuso e, em sequência, o momento 2, que corresponde a aplicação da carga mastigatória.

Vale destacar que em todas as figuras que aparecerão em seguida, serão visíveis duas nuvens de pontos, sendo uma verde (mais densa) e outra vermelha (menos densa). Ambas as nuvens são artefatos do *software*. A verde representa o tipo de contato estabelecido entre a ponte fixa e os implantes e, a vermelha indica a região onde se concentrou as maiores tensões do parafuso de fixação. Apesar do Ansys possibilitar a análise individual de cada peça, foi incapaz de esconder as nuvens.

4.1

Estrutura da ponte fixa

4.1.1

Tensão principal

Modelo 1 - Momento 1 (apenas torque)

Na Figura 54, verifica-se que as tensões geradas pelo torque são distribuídas na totalidade da infraestrutura cerâmica, com maior concentração na base, chegando a uma intensidade máxima de aproximadamente 8,80 MPa. As tonalidades de azul indicam compressão, as demais cores indicam tração. É possível verificar que as bases de suporte do parafuso de fixação estão comprimidas. Apenas uma pequena região, encontrada na base de contato da ponte com o implante, se destaca em vermelho, indicando uma provável falha na geometria, apesar disso, levando em consideração que a tensão é muito inferior ao limite de resistência da zircônia (1358 MPa), esse valor será considerado para cálculos posteriores.

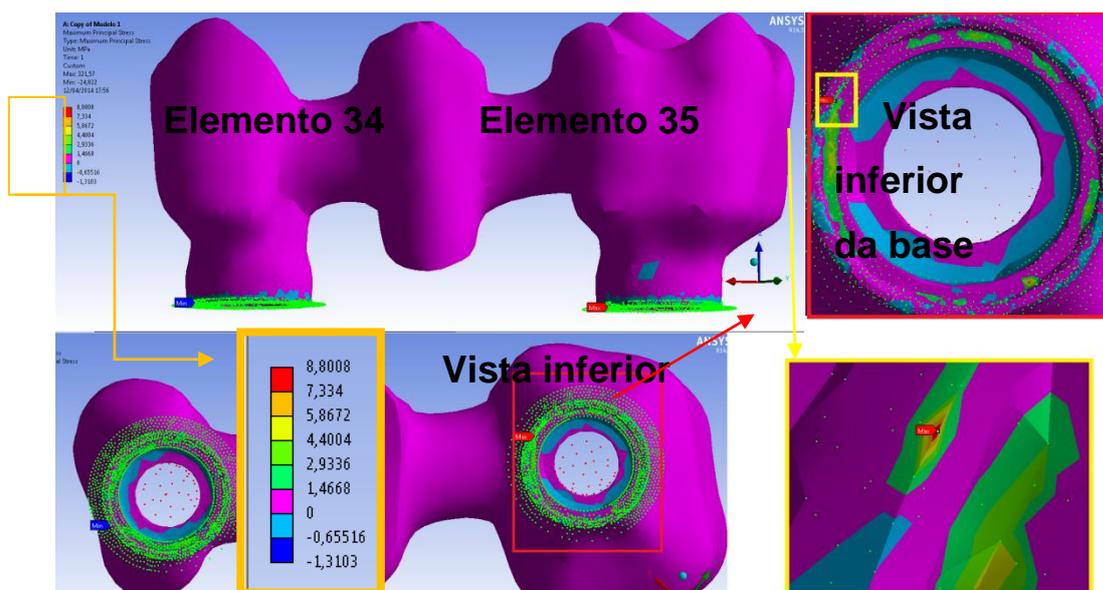


Figura 54 – Modelo 1 (geometria real) da ponte após momento 1 (apenas torque de fixação) .

Modelo 1 - Momento 2 (carga mastigatória)

Com a aplicação do segundo estágio (força mastigatória), observando a Figura 55, verifica-se tensões compressivas (em azul) distribuídas de forma uniforme nas bases da estrutura (que encontram-se apoiadas na plataforma dos implantes), bem como na parte superior dos conectores dos elementos 35 e 36. As maiores tensões compressivas (503,74 MPa) apareceram na face externa da base do elemento 36, levando em conta que esse elemento recebeu uma carga de 800 MPa, o resultado é coerente. Considerando que a resistência da Zircônia é de 1358 MPa, os valores encontrados ficaram muito abaixo do limite. As maiores tensões trativas apareceram nos conectores como esperado. A maior tensão trativa (151,98 MPa) apareceu na região inferior do conector dos elementos 35 e 34, como indica a seta vermelha. Essas regiões (vermelhas) correspondem aos pontos nos quais os conectores estão submetidos a maior flexão.

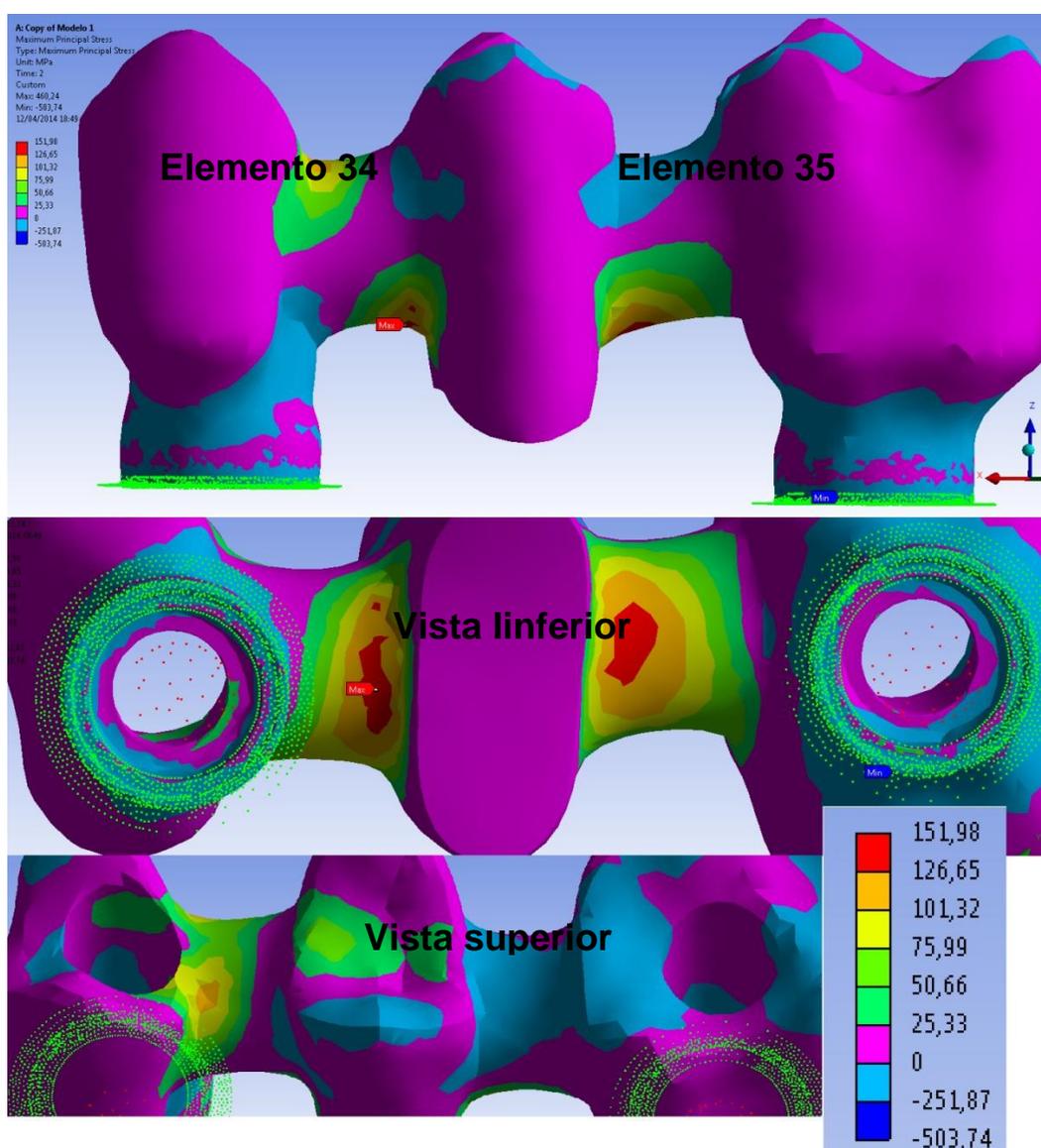


Figura 55 – Modelo 1 (geometria real) da ponte após momento 2 (torque de fixação + carga mastigatória) .

Modelo 2 - Momento 1 (apenas torque)

Na Figura 56, verifica-se que modelo controle facilitou a visualização da distribuição das tensões. É possível verificar, nas áreas de destaque (vermelha e amarela) tensões compressivas nas bordas externas das bases que irão se transformando em tensões trativas conforme se deslocam para o interior. Fenômeno esse, que se repete tanto na base de apoio da estrutura, quanto na base de apoio dos parafusos de fixação. A região destacada em rosa mostra o posicionamento das maiores tensões trativas. A seta vermelha indica o pico de tensão (1,9 MPa).

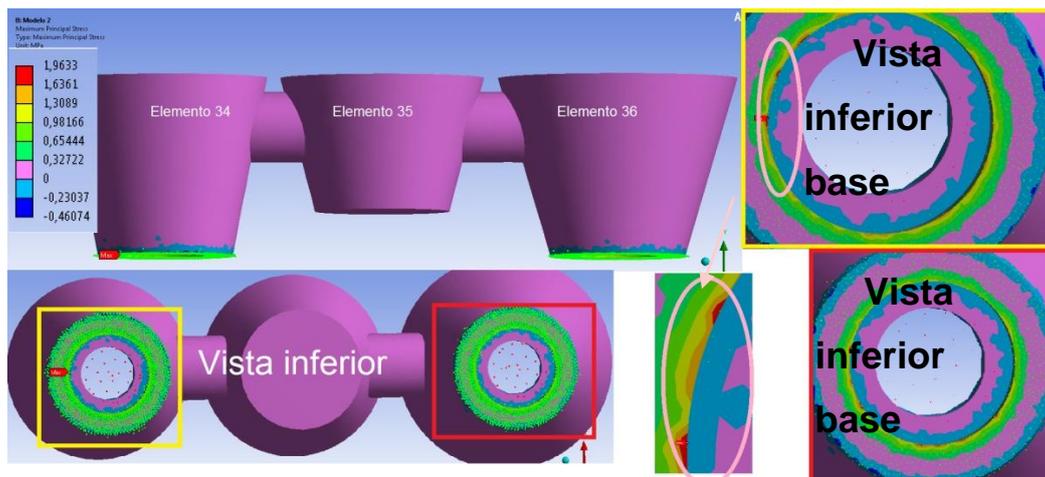


Figura 56 – Modelo 2 (geometria simplificada) da ponte após momento 1 (apenas torque de fixação).

Modelo 2 - Momento 2 (carga mastigatória)

O modelo 2 (controle) mostrou, como é possível visualizar na Figura 57, a distribuição de tensões muito similar ao modelo 1 (Figura 55). As tensões máximas e mínimas aparecem nas mesmas regiões em ambos os modelos. As diferenças encontradas foram apenas nas intensidades. Enquanto o modelo 2 mostrou tensões trativas maiores, com pico de 225,48 MPa, o modelo 1 teve 151,98 MPa, como tensão máxima. Quanto as tensões máximas compressivas, foi encontrado no modelo 2, o valor de 319,36 MPa, enquanto no modelo 1, o valor de 503,74 MPa.

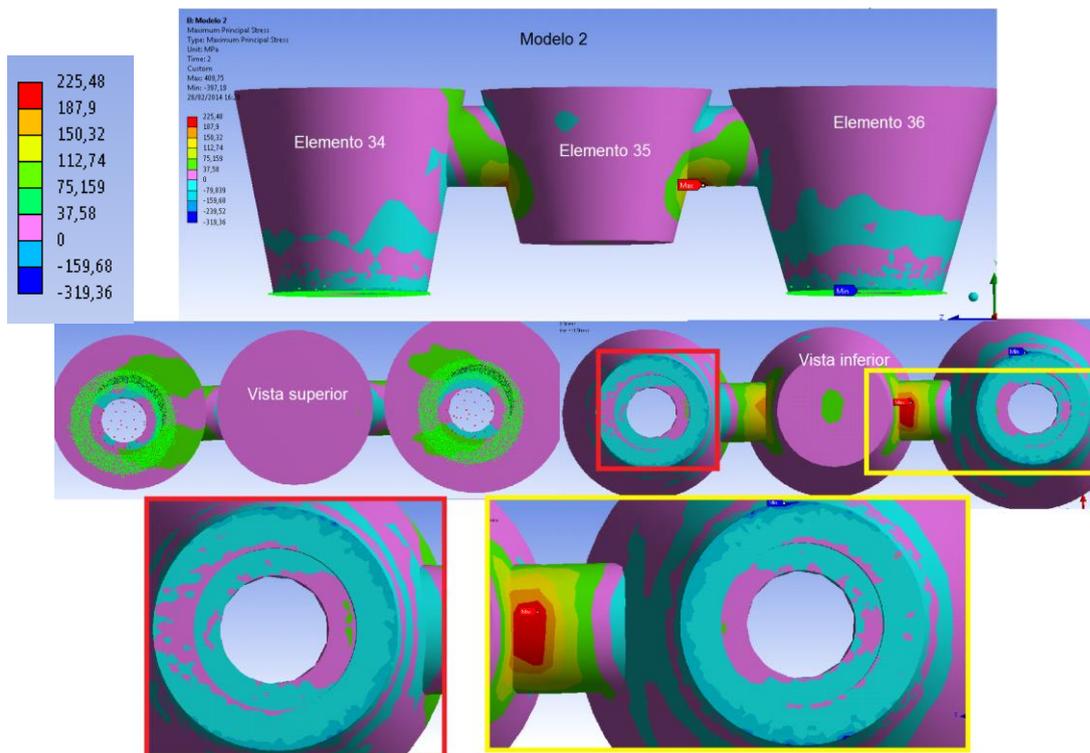


Figura 57 – Modelo 2 (geometria simplificada) da ponte após momento 2 (torque de fixação + carga mastigatória).

4.1.2

Tensão equivalente de von Mises

Modelo 1 - Momento 1 (apenas torque)

Como se pode ver na Figura 58, a aplicação do torque exerceu tensões que chegaram até 5,13 MPa (cor verde) na maior parte da base, que faz contato com o implante. Apenas uma pequena região, no elemento 36 apresentou tensões que atingiram o valor de 7,70 MPa (indicado pela seta). É possível verificar a ocorrência de tensões que chegam ao máximo de 2,56 MPa na área mais interna da estrutura, que corresponde à base de suporte do parafuso de fixação.

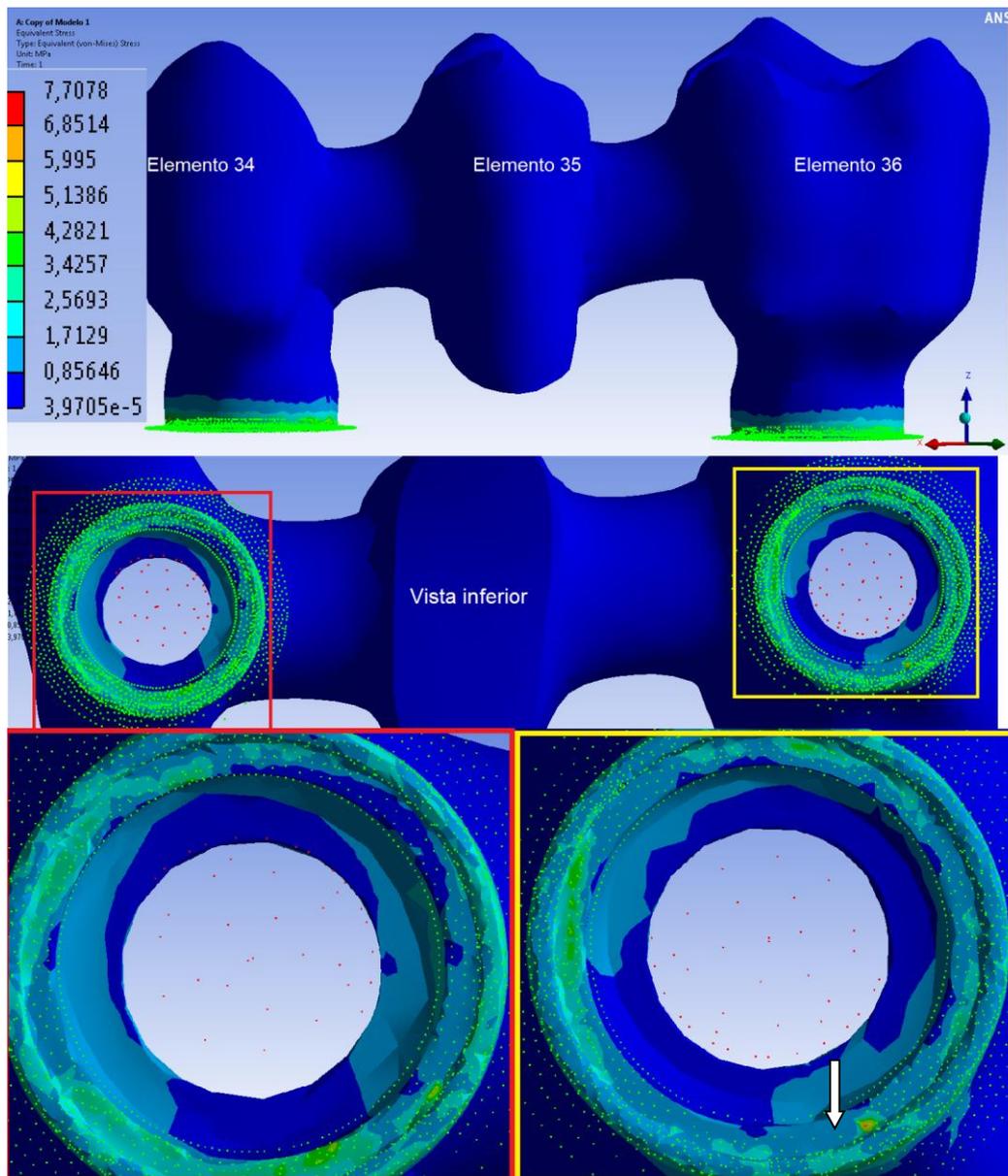


Figura 58 – Modelo 1 (geometria real) da ponte após momento 1 (apenas torque de fixação).

Modelo 1 - Momento 2 (torque de fixação + carga mastigatória)

É possível verificar na Figura 59, as tensões nos conectores variando entre 90,9 MPa e 271,9 MPa (áreas com tons de azul), chegando a um pico de 314 MPa (área destacada em roxo). Nas regiões das bases aparecem regiões em amarelo indicando tensões de até 633,76 MPa. Em apenas uma região localizada na face externa da base do elemento 36 ocorreu uma tensão de 814,69 MPa. Mesmo que esse pico seja decorrência de problemas de geometria, ainda assim ficou muito abaixo do limite de resistência da Zircônia (1358 MPa).

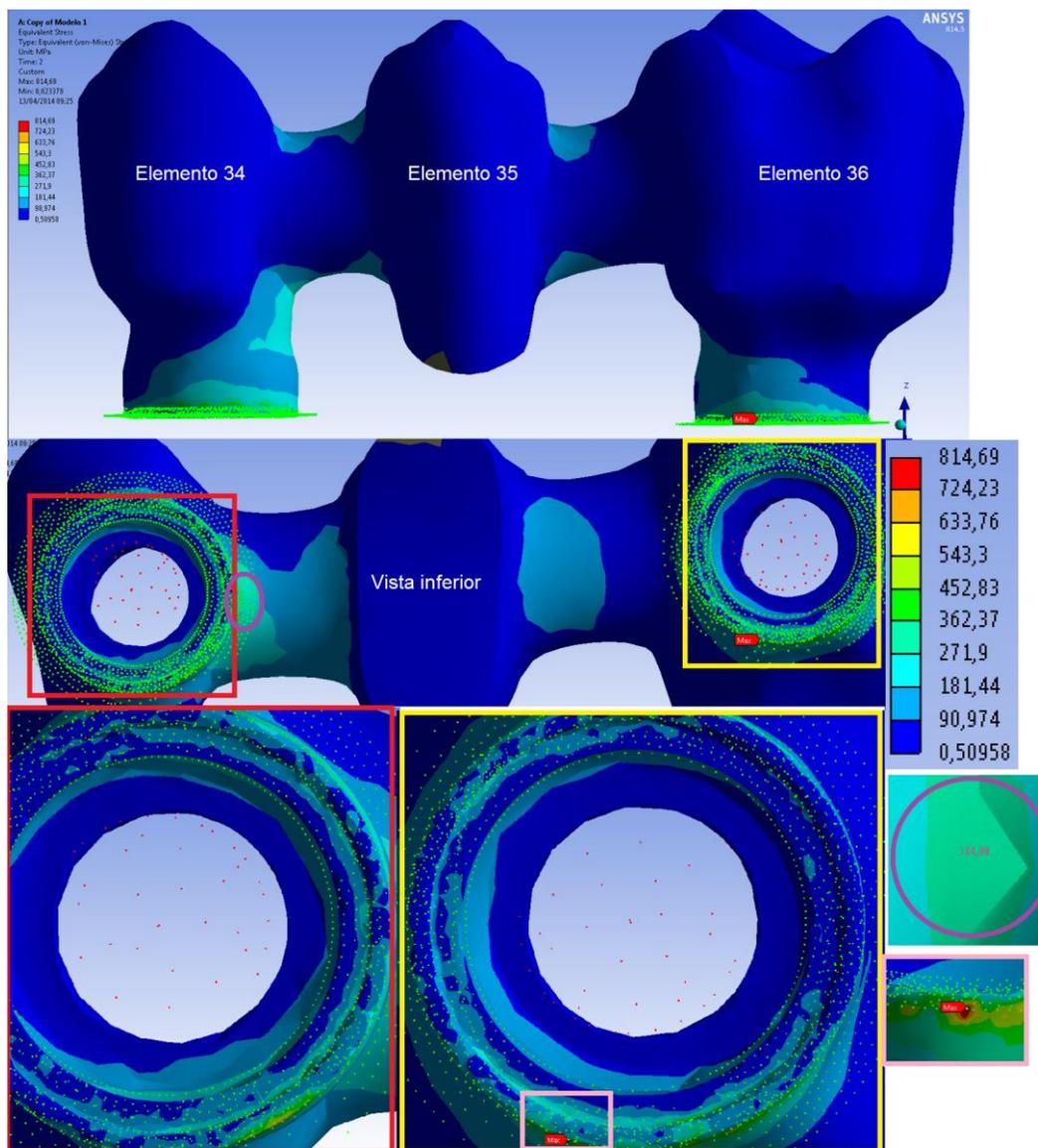


Figura 59 – Modelo 1 (geometria real) da ponte após momento 2 (torque de fixação + carga mastigatória).

Modelo 2 - Momento 1 (apenas torque)

A distribuição das tensões no modelo 2, como mostra a Figura 60, foram compatíveis com o modelo 1, exceções apenas nos valores. É possível verificar que as tensões se concentram no bordo interno das bases (destaque em vermelho e amarelo). Observação para o ponto de maior intensidade que nesse modelo chega a 1,57 MPa, porém no elemento 34 (destaque em rosa).

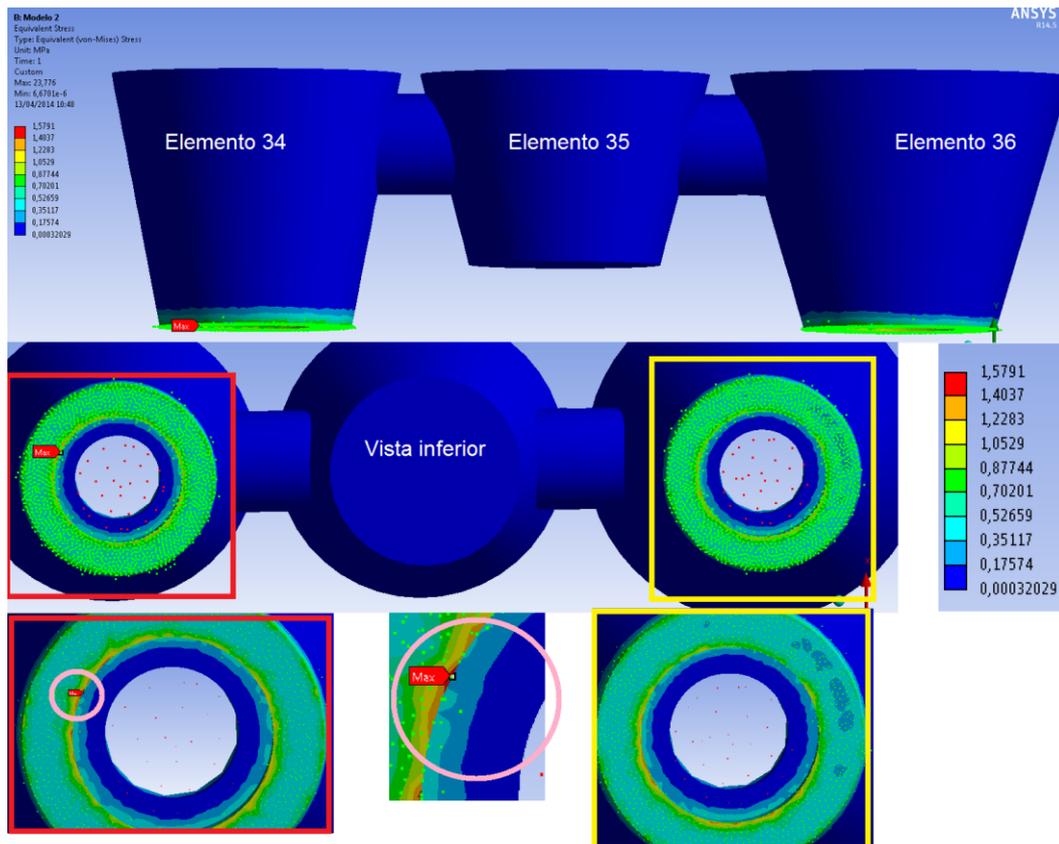


Figura 60 – Modelo 2 (geometria simplificada) da ponte após momento 1 (apenas torque de fixação).

Modelo 2 - Momento 2 (torque de fixação + carga mastigatória)

Mais uma vez, conforme mostra a Figura 61, o modelo 2 validou o modelo 1, já que as tensões se distribuíram de forma semelhante entre as bases (destaque em vermelho e amarelo) e os conectores. O pico de maior tensão que foi de 586,84 MPa, se localizou no bordo da base do elemento 36 indo em direção da face externa.

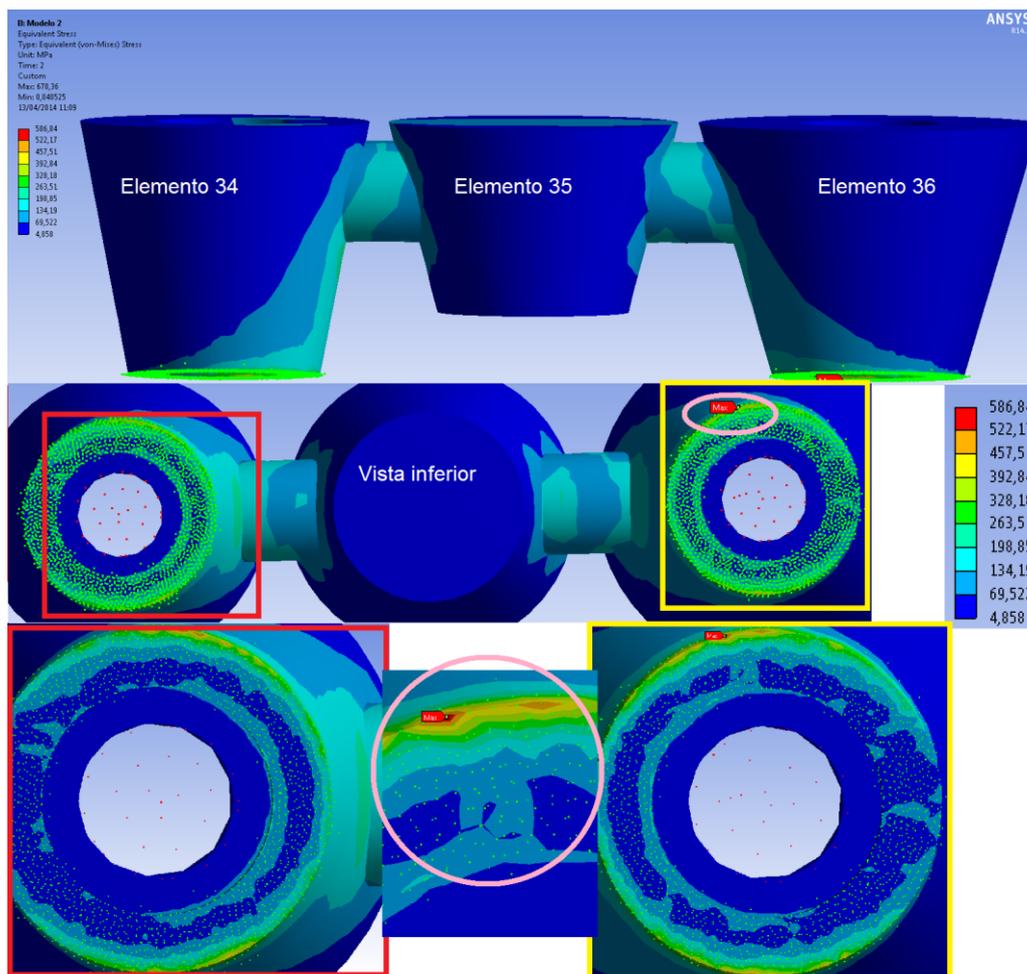


Figura 61 – Modelo 2 (geometria simplificada) da ponte após momento 2 (torque de fixação + carga mastigatória).

4.2

Parafusos de fixação

4.2.1

Tensão principal

Modelos 1 e 2 - Momento 1 (apenas torque)

Fazendo uma análise conjunta dos dois modelos, através da Figura 62, verifica-se que os parafusos estão submetidos a tensões trativas na quase totalidade, em ambos os modelos. Considerando apenas as distribuições, percebe-se que as maiores tensões concentram-se na região central dos parafusos (áreas vermelhas e amarelas em destaque). A grande discrepância observada nos valores do primeiro para o segundo modelo pode ser atribuída a geometria simplificada do modelo 2. A região central dos parafusos do modelo 1 atingiu valores de até 321,57 MPa, enquanto no modelo 2 a tensão máxima chegou apenas a 25,41 MPa. Em ambos os modelos, as tensões mais intensas se localizaram no parafuso 36.

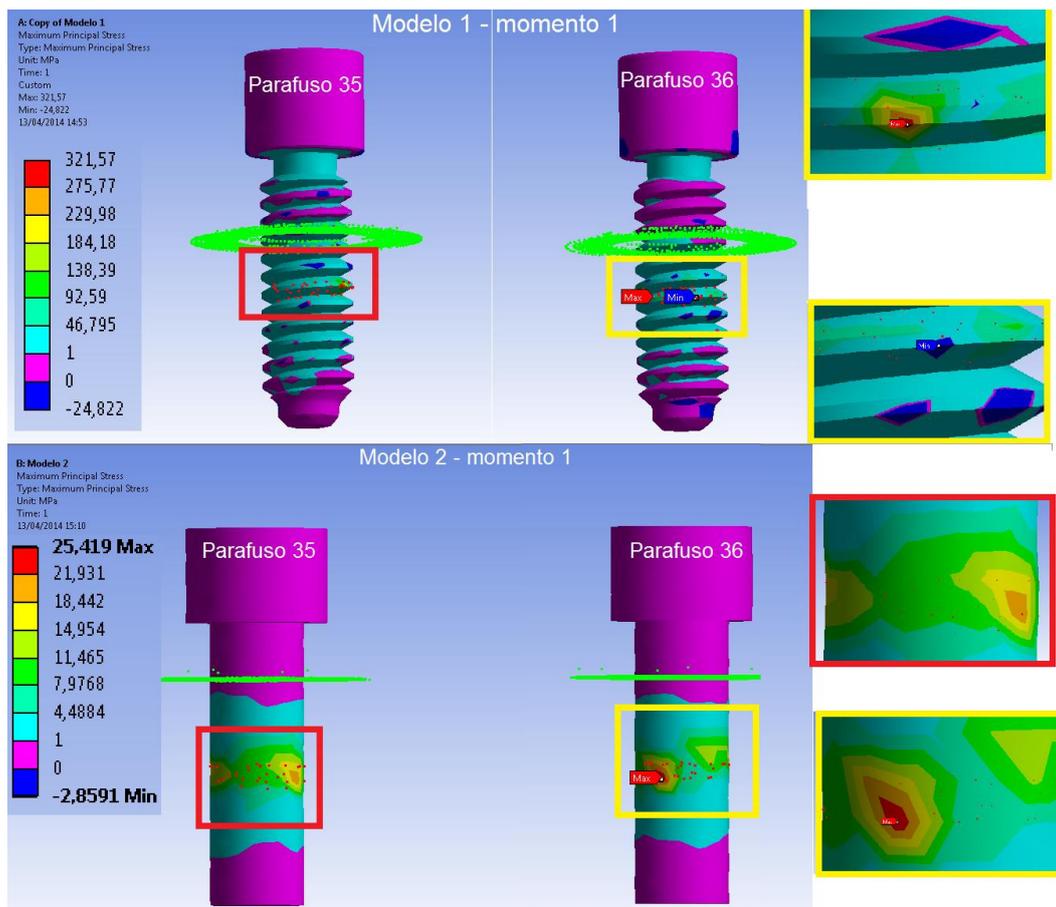


Figura 62 – Modelo 1 (geometria real) e modelo 2 (geometria simplificada) dos parafusos após momento 1 (apenas torque de fixação).

Modelos 1 e 2 - Momento 2 (torque de fixação + carga mastigatória)

Com a aplicação do carregamento verifica-se na Figura 63, que a distribuição das tensões mostrou-se semelhante em ambos os modelos. Além disso, é possível verificar o surgimento de áreas de compressão no pescoço dos parafusos, em ambos os modelos. Interessante notar que o carregamento resultou na diminuição da tensão trativa, encontrada no modelo 1 no momento 1, tendo efeito contrário no modelo 2, já que nesse a tensão trativa aumentou.

O pico de tensão (258 MPa, destacado em vermelho) no modelo 1, ocorreu no parafuso 34, enquanto no modelo 2, ocorreu no parafuso 36 (59,63 MPa).

Como esperado as tensões compressivas aumentaram em ambos os modelos.

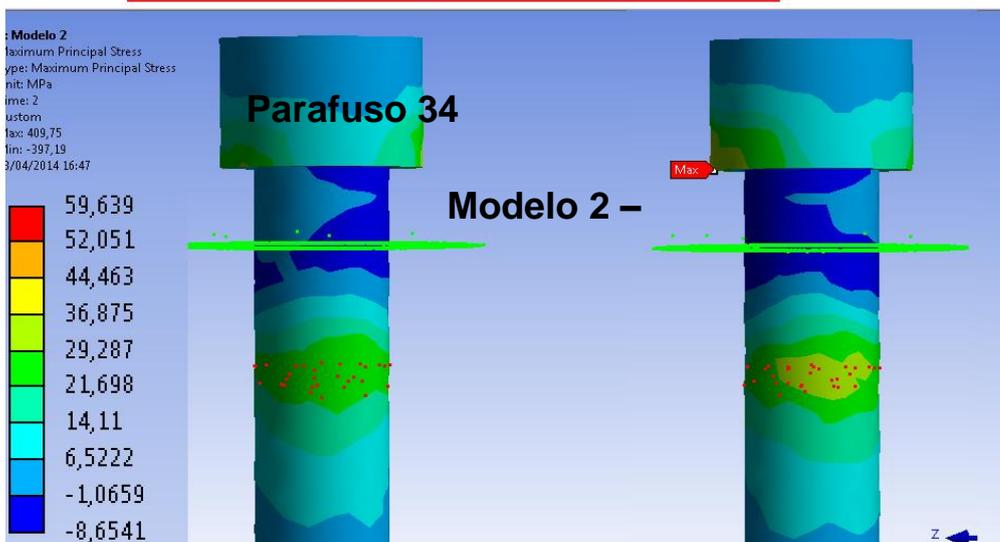
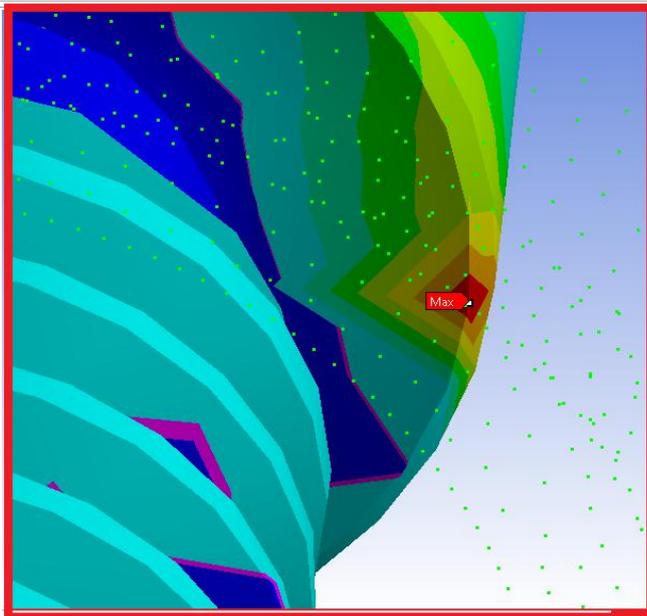
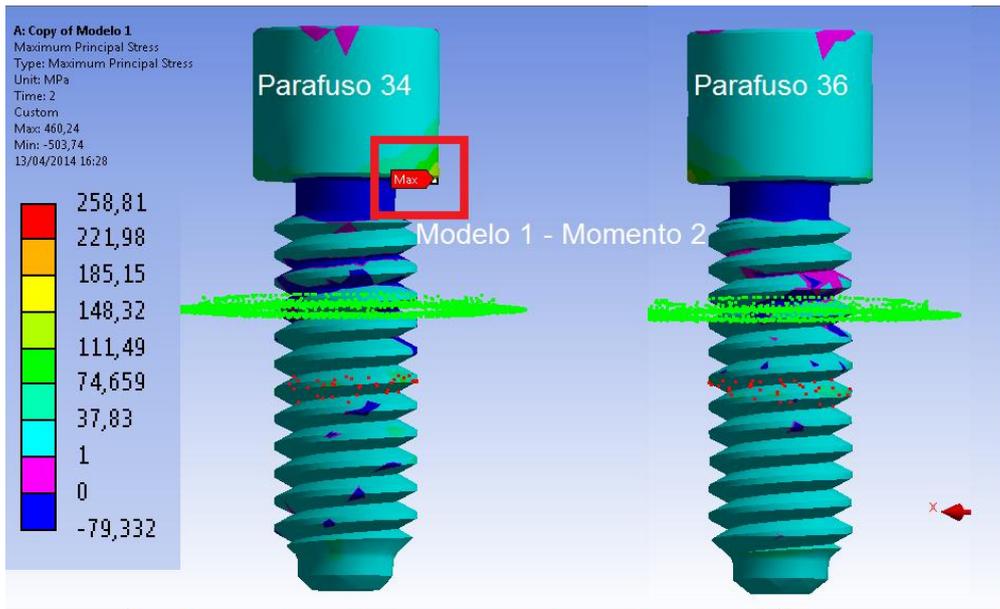


Figura 63 – Modelo 1 (geometria real) e modelo 2 (geometria simplificada) dos parafusos após momento 2 (torque de fixação + carga mastigatória).

4.2.2 Tensão equivalente de von Mises

Modelos 1 e 2 - Momento 1 (apenas torque)

Na Figura 64, pode-se verificar que no modelo 1, a maior parte da área do parafuso apresenta uma tensão com valores que chegam até 27,87 MPa (área azul). Na parte central esverdeada chegando a 139,23 MPa e finalmente uma pequena região vermelha (destaque em amarelo) em que a tensão chega ao valor máximo de 250,59 MPa.

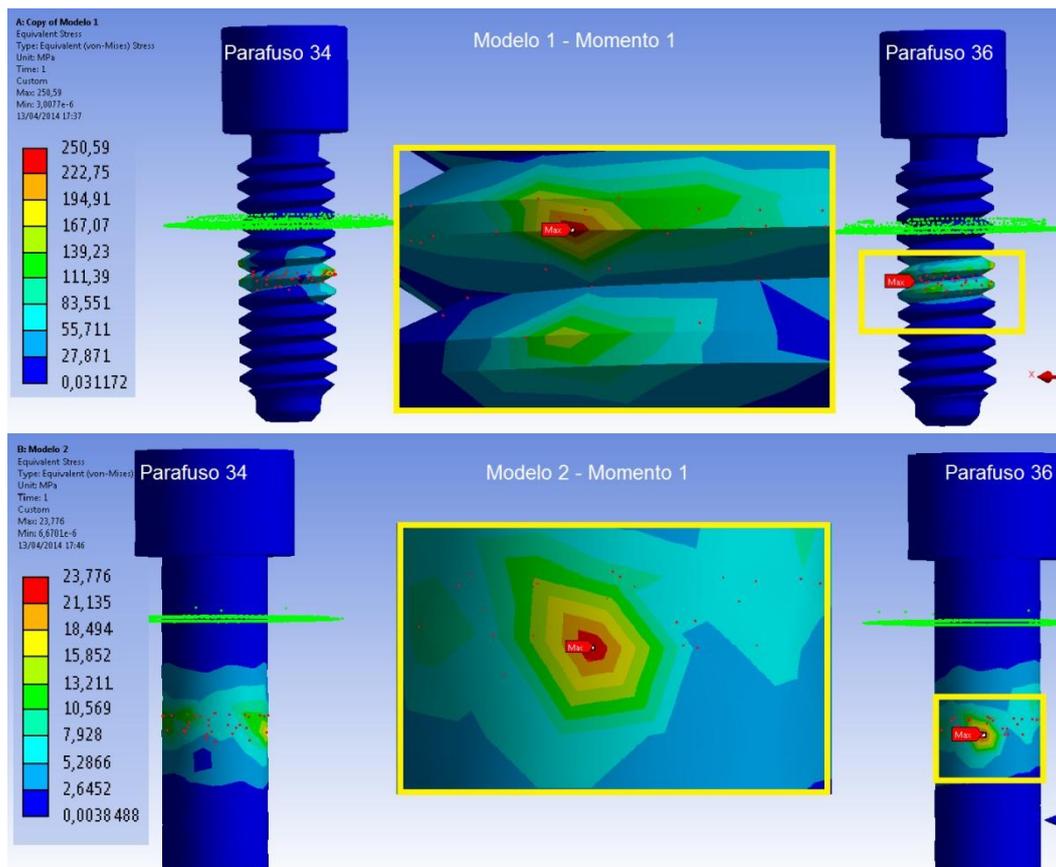


Figura 64 – Modelo 1 (geometria real) e modelo 2 (geometria simplificada) dos parafusos após momento 1 (apenas torque de fixação).

Ainda na Figura 61, é possível verificar que no modelo 2, o comportamento das tensões foram semelhantes ao do modelo 1. As tensões aumentam de intensidade em direção ao centro do parafuso, até alcançar um pico de 23,77 MPa, conforme indica a seta na área destacada em amarelo.

Modelos 1 e 2 - Momento 2 (torque de fixação + carga mastigatória)

A Figura 65 mostra no modelo 1, uma maior distribuição de tensões nas roscas do parafuso e o surgimento de áreas verdes no pescoço e parte da cabeça do parafuso. As maiores tensões ocorreram na região do pescoço e base do parafuso 34 (área destacada em vermelho), bem como na região central do parafuso 36 (destaque amarelo), onde surgiu o pico de tensão (177,41 MPa), que mais uma vez, mostra a influência da carga mastigatória ao ser reduzido. É possível atribuir tanto a redução das tensões como deslocamento das áreas, a ação das cargas mastigatórias. Como a resistência do parafuso (Ti6Al4V) é de 793 MPa, se pode supor que esse componente não irá falhar.

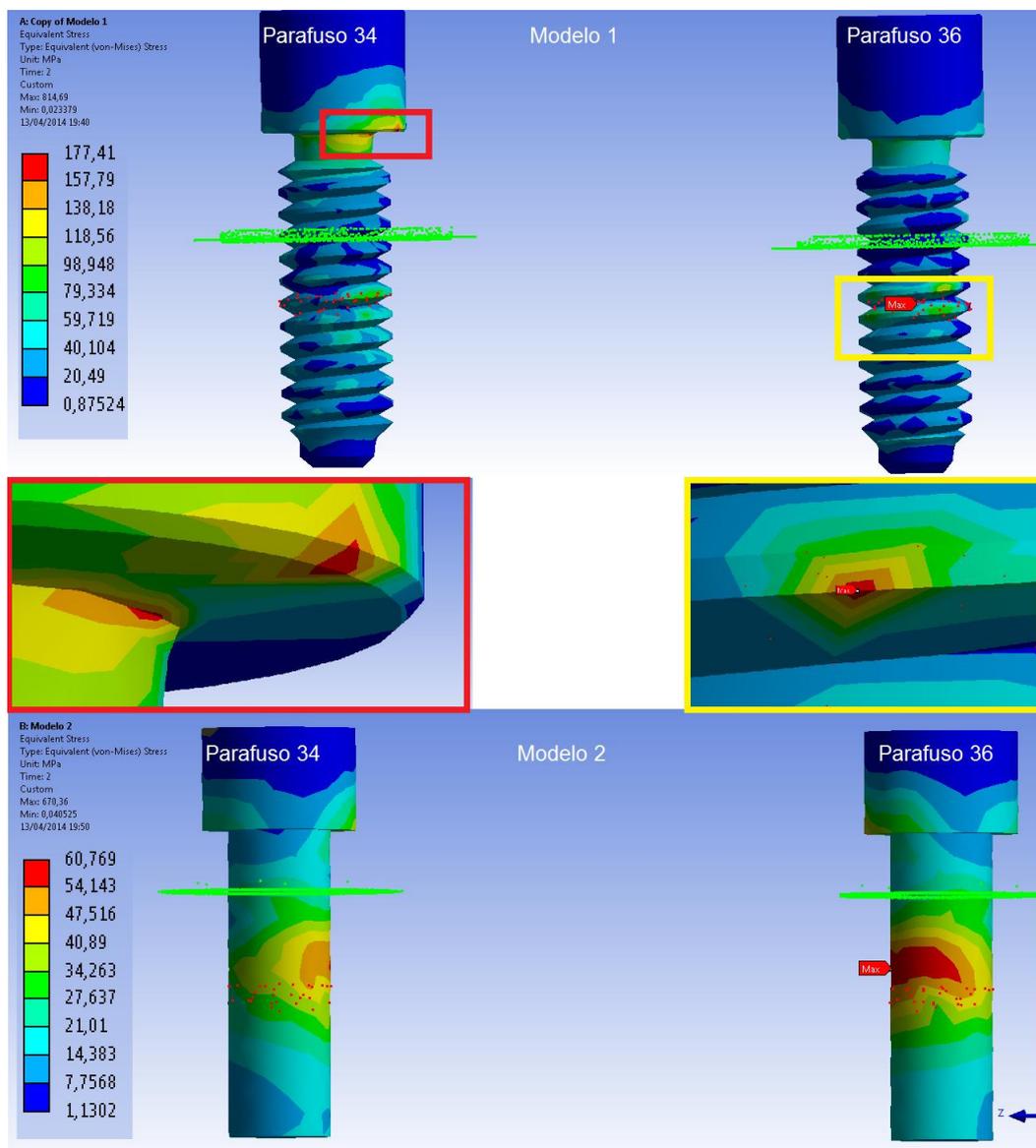


Figura 65 – Modelo 1 (geometria real) e modelo 2 (geometria simplificada) dos parafusos após momento 2 (torque de fixação + carga mastigatória).

Ainda na Figura 65, foi verificado que no modelo 2, houve uma melhor distribuição das tensões ao longo do corpo do parafuso em relação ao modelo 1.

Também ocorreu o aparecimento de tensões na cabeça do componente e o pico de tensão atingiu a marca de 60,76 MPa na região central. Um possível motivo para essa ocorrência seria uma distribuição mais homogênea em virtude da geometria simplificada.

4.3 Implantes

4.3.1 Tensão principal

Modelos 1 e 2 - Momento 1 (apenas torque)

A Figura 66 mostra no modelo 1, que a aplicação do torque gera tensões que se concentram na região interna dos implantes (área destacada em vermelho), com um pico de tensão chegando a 10 MPa (seta vermelha), no implante 34 do modelo 1. A região interna dos implantes corresponde ao sítio de acoplamento do parafuso de fixação. Também é possível visualizar a compressão exercida de forma homogênea na plataforma do implante. É possível se verificar uma região verde, representando tensões trativas no modelo 1, na parte interna da plataforma (área que faz contato com a base da ponte fixa) dos implantes do modelo 1 (representado na área realçada em vermelho). Essa tensão pode ser descartada, já que a mesma surgiu em decorrência da geometria de construção do implante. Observando a mesma região, porém no modelo 2 (área destacada em amarelo), verifica-se a inexistência dessas tensões.

Ainda na Figura 66, verificou-se que o modelo 2 (controle), apresentou as mesmas distribuições de tensões, apenas com intensidades menores. A única exceção foi a ausência de tensões trativas na plataforma do implante, como citado no parágrafo anterior.

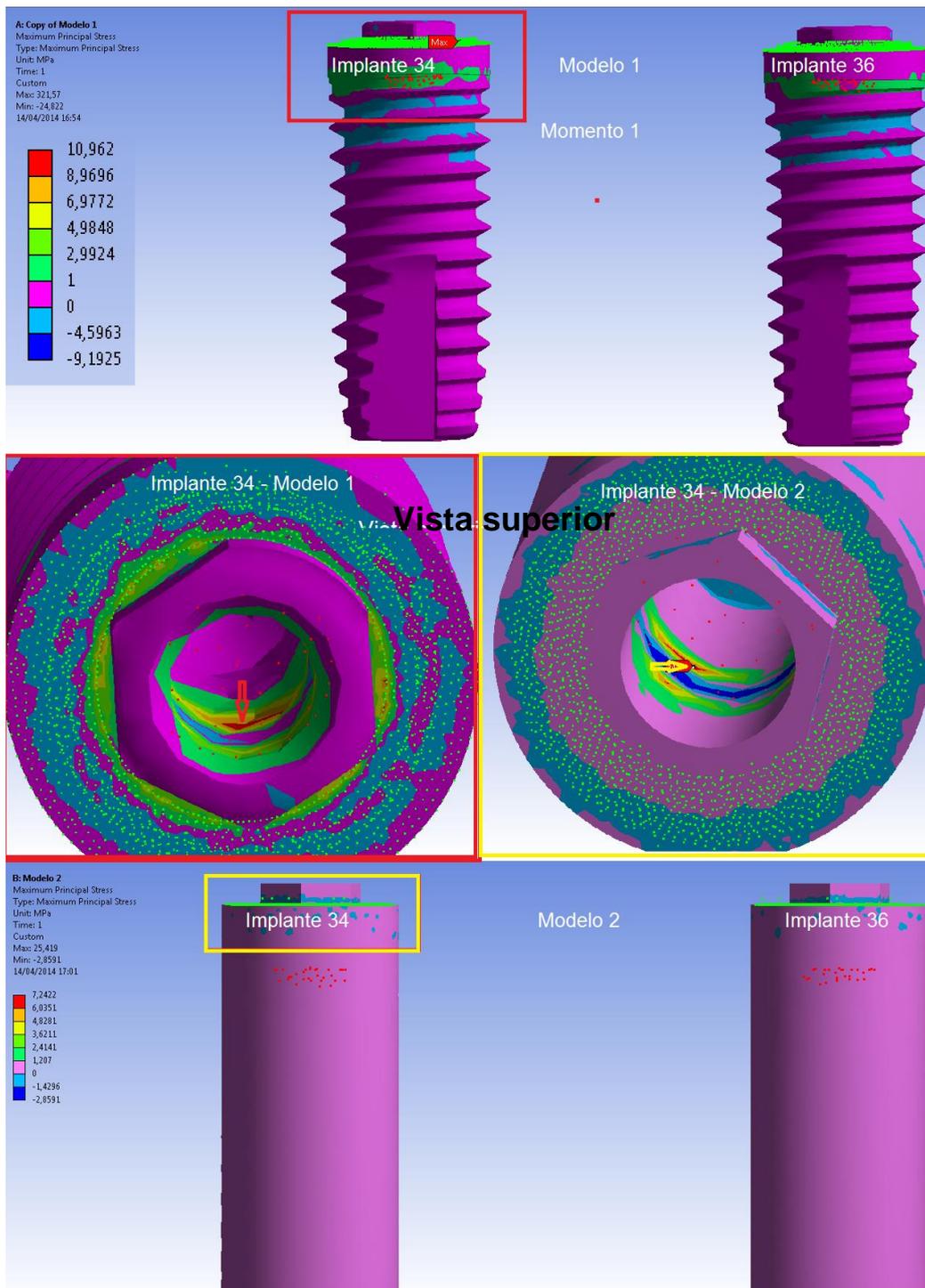


Figura 66 – Modelo 1 (geometria real) e modelo 2 (geometria simplificada) dos implantes após momento 1 (apenas torque de fixação).

Modelos 1 e 2 - Momento 2 (torque de fixação + carga mastigatória)

Conforme se observa na Figura 67, no modelo 1, as tensões compressivas aparecem na plataforma de suporte, bem como ao longo da superfície das roscas. O valor máximo atinge 264,45 MPa, porém na maior parte das plataformas os

valores ficam abaixo de 132,23 MPa.

No colarinho (parte superior do parafuso) verifica-se ainda, tensões positivas chegando ao valor máximo de 460,24 MPa (área destacada em vermelho, mostrando a visão posterior do implante 34), porém na grande totalidade, essas tensões não ultrapassaram 230,12 MPa.

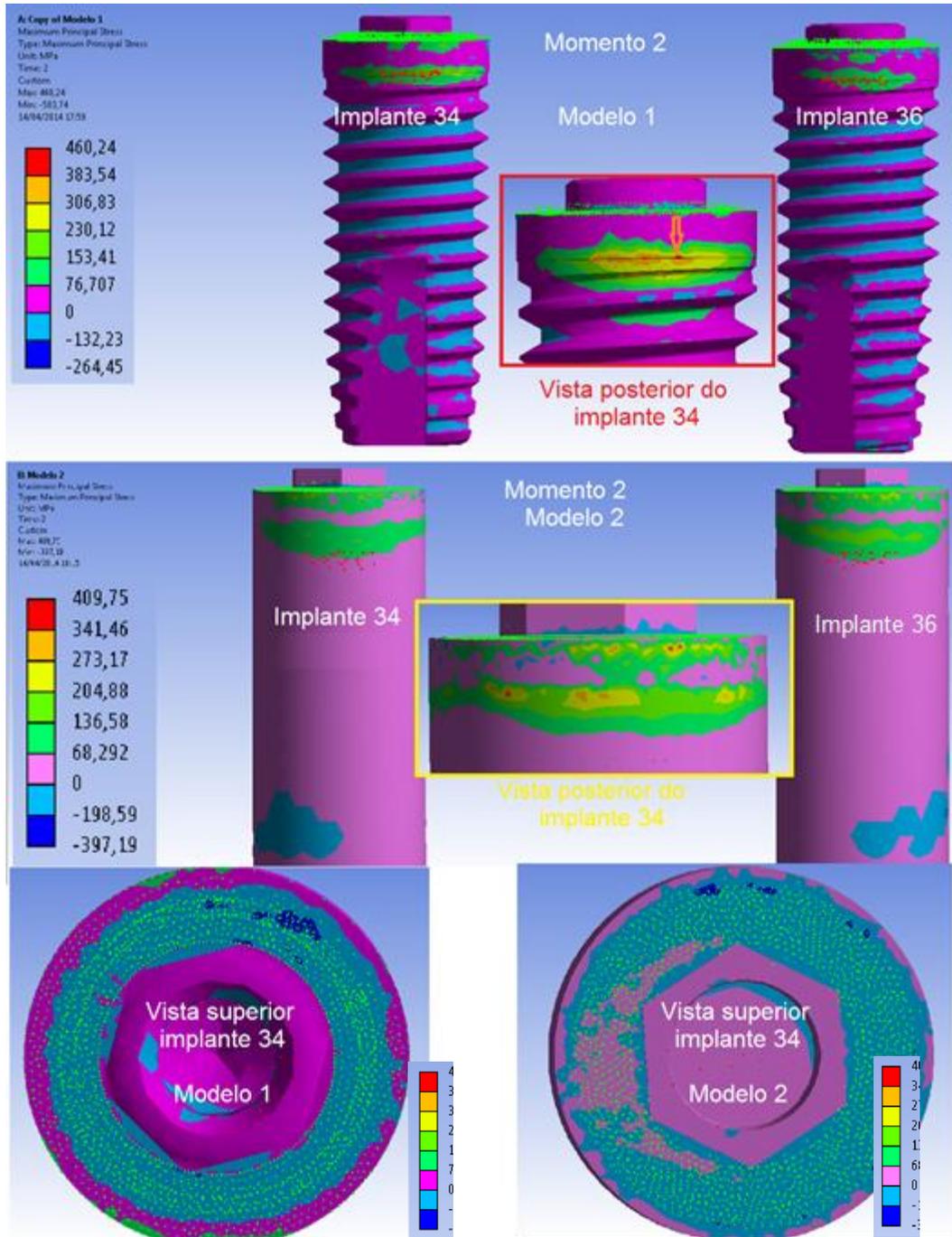


Figura 67 – Modelo 1 (geometria real) e modelo 2 (geometria simplificada) dos implantes após momento 2 (torque de fixação + carga mastigatória).

Ainda na Figura 67, foi possível verificar que o modelo 2, mais uma vez corroborou as distribuições de tensões encontradas no modelo 1. Mais uma vez as variações foram encontradas apenas nas intensidades.

4.3.2 Tensão equivalente de von Mises

Modelos 1 e 2 - Momento 1 (apenas torque)

Na Figura 68, foi possível verificar no modelo 1, que as maiores concentrações de tensões apareceram no interior dos implantes, tendo o pico de tensão atingindo 21,52 MPa.

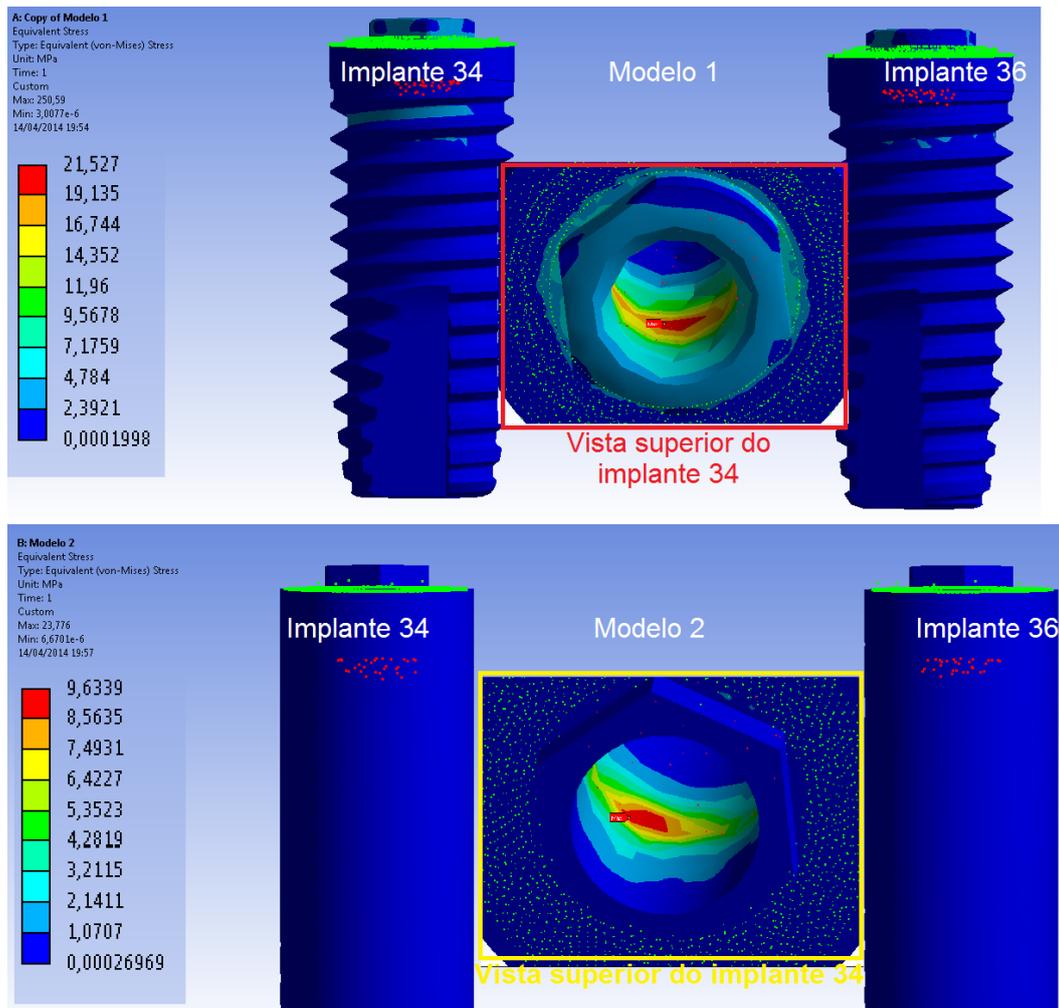


Figura 68 – Modelo 1 (geometria real) e modelo 2 (geometria simplificada) dos implantes após momento 1 (apenas torque de fixação).

Ainda na Figura 68, verificou-se que o modelo 2 se comportou de forma semelhante, com distribuições compatíveis, diferindo apenas nas intensidades.

Modelos 1 e 2 - Momento 2 (torque de fixação + carga mastigatória)

Conforme mostra a Figura 69, as tensões ao longo dos implantes são distribuídas de forma semelhante nos dois implantes e de forma bem homogênea, em ambos os modelos. Situação semelhante ocorreu nas plataformas, porém nas margens dos implantes as tensões atingem suas maiores intensidades (em torno de 460 MPa) no modelo 1 (destaque em vermelho) e no modelo 2, obteve um pico de 670 MPa (destaque em amarelo). O pico de tensão no modelo 1, foi de 489,21 MPa, porém na mesma região onde a geometria inadequada, mostrou problemas, na análise das tensões principais.

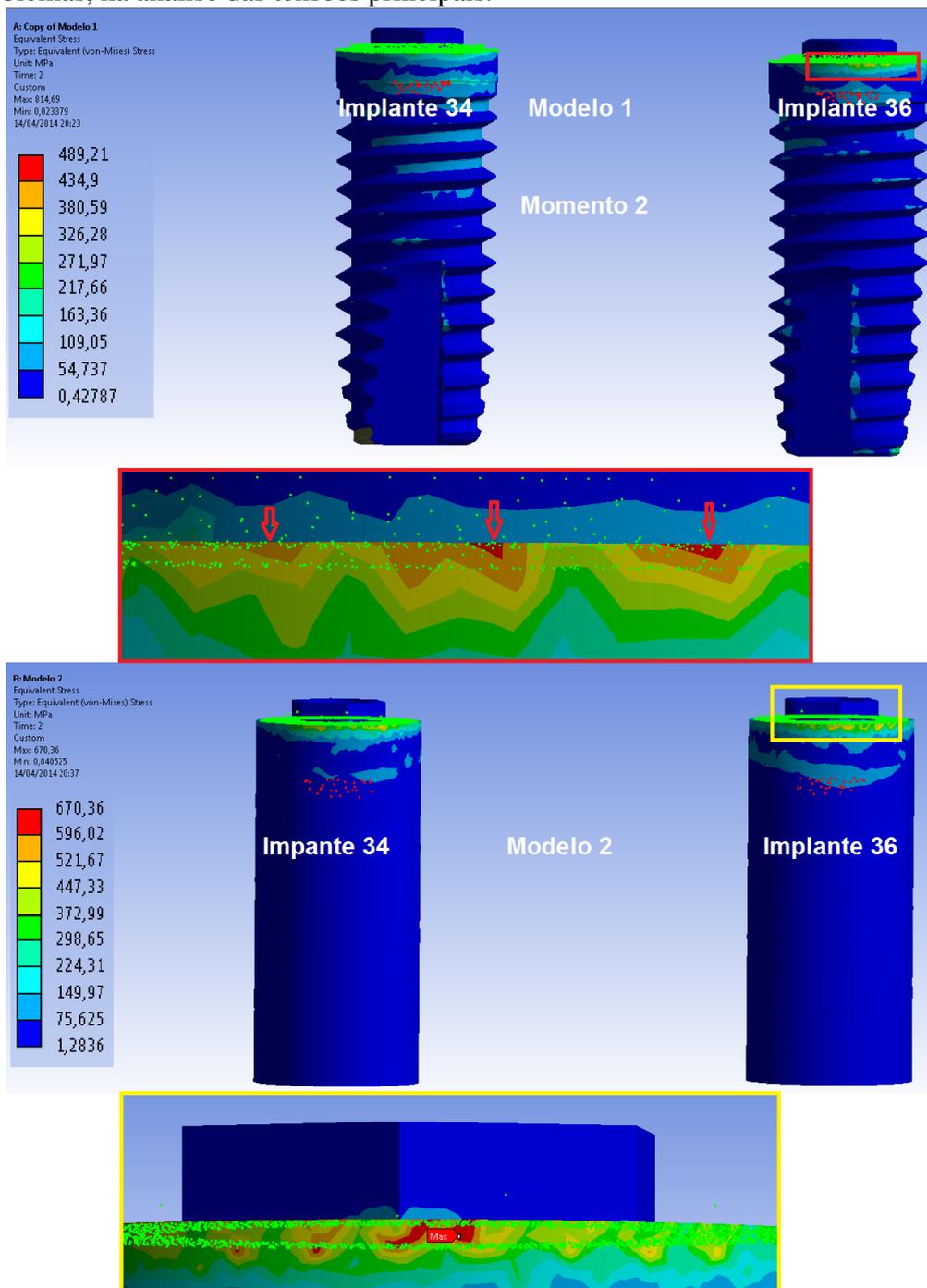


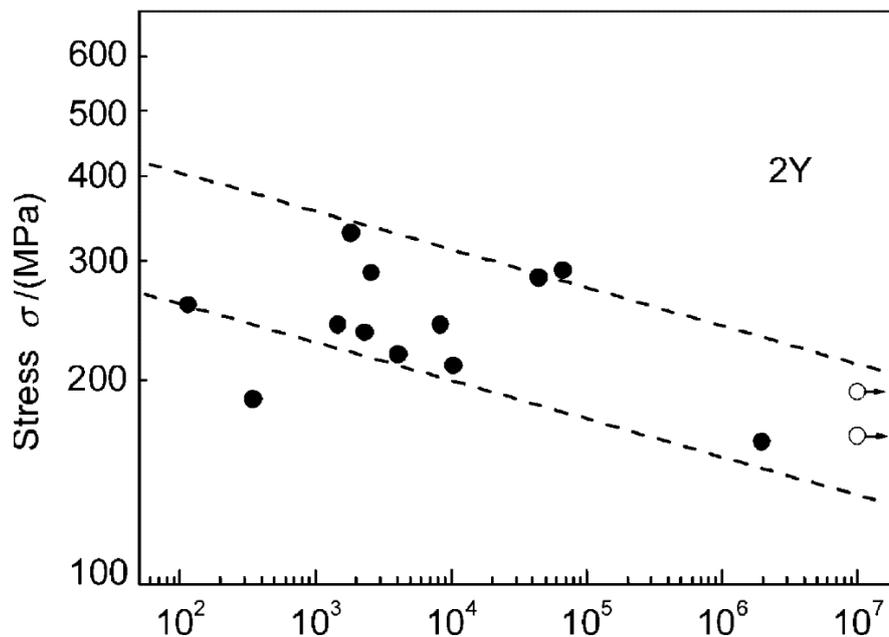
Figura 69 – Implantes_modelo 1_momento 2.

4.4

Cálculo analítico para estimativa de vida em fadiga da ponte fixa

A estimativa da vida útil das próteses dentais é de fundamental importância para a longevidade das reabilitações orais. Dentre os danos causados com o uso das próteses, falhas por fadiga aparecem com destaque e, portanto, a determinação da sua vida útil sob condições cíclicas destas estruturas é de grande interesse da indústria de componentes protéticos.

Qiao e colaboradores (2002) determinaram experimentalmente a vida em fadiga da Zircônia 2Y, material adotado na confecção da prótese objeto deste estudo. Neste estudo, tais pesquisadores determinaram a vida em fadiga do material através de três etapas diferentes, que chamaram de fadiga estática, fadiga cíclica e fadiga dinâmica. Na etapa de fadiga cíclica, o levantamento experimental considerou tensões alternadas com carga média igual a zero ($R = -1$), associadas com uma frequência de 10 Hz. A Figura 70 apresenta a vida útil em fadiga cíclica da Zircônia 2Y.



Ciclos para falha (Qiao e colaboradores, 2002).

Figura 70 – Fadiga cíclica da zircônia.

Desta maneira, neste trabalho, após as simulações de carregamentos estáticos por elementos finitos, se decidiu determinar graficamente a vida em fadiga da ponte fixa, utilizando a Figura 70.

As simulações realizadas determinaram que a tensão máxima atuante na prótese, quando aplicado o torque de fixação do parafuso, foi de 8,8 MPa. Levando em consideração que a ponte fixa estará sempre sob influência dessa tensão, mesmo com o paciente em repouso, ficou estabelecido que esta seria a tensão mínima no carregamento cíclico. Após a aplicação da força mastigatória, a tensão máxima encontrada foi de 151,98 MPa. A Figura 71 esquematiza os valores das tensões (arredondadas), em função dos ciclos de mastigação.

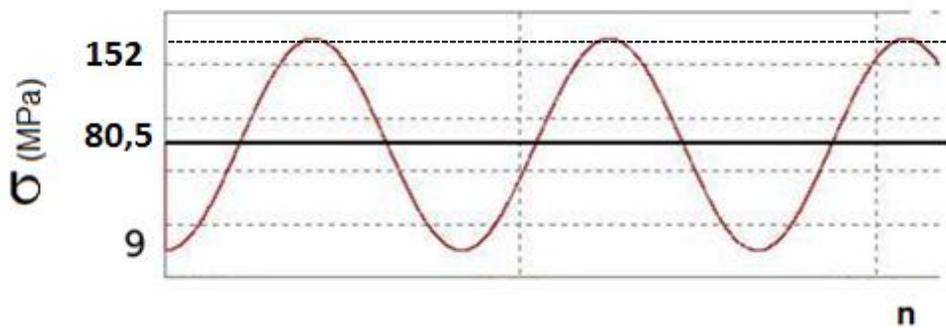


Figura 71 – Tensão versus ciclo de mastigação.

Entretanto, a figura anterior demonstra que a tensão média foi determinada como diferente de zero, em contraposição àquela dos experimentos de G.J. Qiao e colaboradores. Além disto, se sabe que a tensão média desempenha papel fundamental na resistência à fadiga do material e, portanto, se fez necessária a adequação do valor da tensão média calculada após as simulações por elementos finitos para o uso da Figura 70. Dentre os modelos que poderiam ser adotados nesta adequação (SURESH, 1998), se optou pelo modelo de Goodman (Equação 2), que tem larga aplicação para a determinação da vida útil em fadiga de materiais frágeis.

$$\frac{\sigma_m}{\sigma_{uts}} + \frac{\sigma_a}{\sigma_{fs}} = 1 \quad (\text{Eq. 2})$$

Onde,

σ_m = tensão média (80,5 MPa);

σ_{uts} = limite de resistência mecânica (1358 MPa);

σ_{fs} = resistência à fadiga da Zircônia;

σ_a = amplitude da tensão (71,5 MPa)

Adotando a equação anterior, a resistência à fadiga (σ_{fs}) da prótese foi calculada equivalente a 75,98 MPa. Porém, como este valor da resistência à fadiga foi inferior a menor tensão contemplada na Figura 70, o tempo de vida da ponte fixa foi determinado analiticamente através da Equação 3, apresentada de **Qiao e colaboradores** como sendo a equação analítica associada com a curva experimental da Figura 70.

$$\ln t_f = \ln C' - n \cdot \ln \sigma_{max} \quad (\text{Eq. 3})$$

Onde:

t_f = número de ciclos para a falha;

C = constante experimental de adequação da equação;

σ_{max} = tensão máxima

n = expoente de fadiga

Se calculou t_f através da Equação 3. Para tal, se substituiu σ_{\max} por σ_{fs} , determinado pela Equação 2 (75,98 MPa) e se adotou n equivalente a 19,7, que corresponde ao expoente de fadiga determinado por Qiao e colaboradores para a Zircônia 2Y-TZP ensaiada no ar.

O valor da constante C , para a aplicação da Equação 3, foi estimado da seguinte maneira:

- determinação gráfica dos valores da tensão e do número de ciclos para a falha de cada um dos dez pontos situados no interior da faixa delimitada pelas linhas pontilhadas na Figura 70;

- com os valores da tensão e do número de ciclos para a falha de cada ponto, se calculou o respectivo valor da constante C , através da Equação 3;

- cálculo do valor médio da constante C da média aritmética. O valor encontrado foi $C = 1,76 \times 10^{52}$.

Após resolução matemática o resultado encontrado para t_f foi de $1,58 \times 10^{15}$ ciclos para a falha. Dessa forma, se conclui que a ponte fixa terá vida infinita em fadiga, já que um ser humano normal não mastigará tantas vezes durante a vida.

5 Conclusão

Esse trabalho teve como objetivo avaliar através de uma simulação computacional, baseada no método de elementos finitos, a resistência à fratura de uma estrutura de ponte fixa posterior aparafusada de três elementos sobre implantes, em zircônia dopada com ítria. Além disto, o estudo também objetivou a determinação analítica da vida-fadiga da prótese. Com base nos resultados, se pode concluir que:

- Considerando a distribuição das tensões principais na ponte fixa, as tensões variaram, aproximadamente, de 150 MPa (tração) a 500 MPa (compressão), no modelo 1 (estrutura real), e de 230 MPa (tração) a 320 MPa (compressão), no modelo 2 (estrutura simplificada);
- Em ambos os modelos, as tensões trativas e compressivas ocorreram em locais similares, i.e., nos conectores (tração) e na base da infraestrutura (compressão);
- Ainda na ponte fixa, as tensões de von Mises variaram, aproximadamente, até 820 MPa e 590 MPa, nos modelos 1 e 2, respectivamente. Em ambos os modelos, as tensões máximas aconteceram em locais similares, i.e., na base da infraestrutura;
- A análise numérica das tensões afastou o risco de fratura da ponte fixa, uma vez que o pico de tensão máxima (820 MPa) calculado pelo critério de von Mises correspondeu a 60% da resistência mecânica do material.
- Considerando a distribuição das tensões principais no parafuso de fixação, as tensões variaram, aproximadamente, de 260 MPa (tração) a 80 MPa (compressão), no modelo 1 (estrutura real), e de 60 MPa (tração) a 10 MPa (compressão), no modelo 2 (estrutura simplificada);
- Em ambos os modelos, as tensões trativas e compressivas ocorreram em locais similares, i.e., na parte inferior da cabeça (tração) e no pescoço (compressão) do parafuso;
- Ainda no parafuso, as tensões de von Mises variaram, aproximadamente, até 180 MPa e 60 MPa, nos modelos 1 e 2, respectivamente. As tensões máximas aconteceram na parte inferior da cabeça (modelo 1) e no corpo (modelo 2) do parafuso;
- Considerando a distribuição das tensões principais no implante, as tensões variaram, aproximadamente, de 460 MPa (tração) a 260 MPa (compressão), no modelo 1 (estrutura real), e de 410 MPa (tração) a 400 MPa (compressão), no modelo 2 (estrutura simplificada);
- Em ambos os modelos, as tensões trativas e compressivas ocorreram em locais similares, i.e., no colarinho (tração) e na plataforma (compressão) do implante;
- Ainda no implante, as tensões de von Mises variaram, aproximadamente, até 490 MPa e 670 MPa, nos modelos 1 e 2, respectivamente. As tensões máximas aconteceram na plataforma do implante;
- O cálculo da resistência à fadiga da estrutura de Zircônia determinou uma vida infinita para o componente protético.

- As simulações numéricas indicaram que infraestruturas de zircônia, podem ser utilizadas como alternativa quando a estética mostrar-se fundamental ao paciente, em próteses aparafusadas diretamente sobre os implantes.

Sugestões para trabalhos posteriores seria a inclusão de cerâmicas de revestimento na infraestrutura a fim de testar falhas coesivas, comparando-a com próteses metalocerâmicas e a realização de uma simulação de fadiga através do método de elementos finitos e comparar com o cálculo analítico.

6 Referências bibliográficas

AmannGirrbach - Ceramill_Zirconia_PT.pdf.

Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. J Prosthet Dent 1996; 76 :187-193.

Aramouni P, Zebouni E, Tashkandi E, Dib S, Salameh Z, Almas K. Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments. J Contemp Dent Pract. 2008;9(7):41-8.

Arita, C. A. Prótese sobre implantes no Segmento Posterior. Implant News, v. 3, n.4, p. 336-343, 2006.

ASM and American Society for Metals ASM Handbook. Friction, Lubrication and Wear Technology. 1992;18.Att W, Stamouli K, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different zirconium dioxide three-unit all-ceramic fixed partial dentures. Acta Odontol Scand 2007; 65(1):14-21.

Balanço Mineral Brasileiro 2001 – acessado em 18/10/2013 <http://www.dnpm.gov.br/assets/galeriadocumento/balancomineral2001/zirconio.pdf>)

Barbosa, Gustavo Frainer; FEDUMENTI, Ricardo Albe. Prótese parcial fixa sobre implante, cimentada ou parafusada? 2006. Revisão de literatura. Acessado em 27/11/2013: <http://dr.odo.br/implantodontia-mat/42-protese-sobre-implante/62-protese-parcial-fixa-sobre-implante-cimentada-parafusada>

Bonfante, E.A. Confiabilidade e modos de fratura de próteses fixas implanto-suportadas metalocerâmicas e em zircônia. Dissertação de mestrado, 2009.

Brasil. Ministério da Saúde. Secretária de Atenção à Saúde. Departamento de Atenção Básica. Projeto SB Brasil 2003: condições de saúde bucal da população brasileira 2002-2003 - resultados principais. Brasília: Ministério da Saúde; 2004.

Bressiani, J.C. & Bressiani, A.H.A. Cerâmicas á base de zircônia. INFORMATIVO INT, V.20, N.41, P. 24-27, 1988.

Broek D, Elementary engineering fracture mechanics. Martins Nijhoff Publishers. Netherlands, 1986.

Callister Jr, W.D. Ciência e Engenharia de Materiais – Uma introdução, 5ª edição 2002.

Christensen RP, Ploeger BJ. Metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. J Am Dent Assoc. 2010 Nov; (141)11:1317-29.

Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. Int J Oral Maxillo Implants. 2006;21(2):195-202.

Claussen, N.J. Fracture toughness of Al₂O₃ with an unstable ZrO₂

dispersed second phase. J. AMERICAN CERAM. SOC., 61 P. 49-51, 1976.

Craig RG, Restorative dentals materials. St. Louis: Mosby 1997, pp. 56-57, 76.

DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. J Dent Res 1983;62(1):32-6.

Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimey M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stress transferred to implant-supported protheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. J Prosthet Dent. 2004;91:144-50.

ESSS, Preparação de geometrias com ANSYS DesignModeler (apostila).

Garvie, R.C., Hannink, R.H., Pascoe, R.T., "Ceramic steel?", Nature, v. 258, pp. 703-704, Dec. 1975.

Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. Quintessence Int. 2006; 37(1):19-26.

Giordano, R. CAD/CAM: An Overview of Machines and Materials. Journal of Dental Technology. 2003; Sept.: 20-30.

Gomes, M. G. N. et al. Prótese sobre implantes: cimentada versus aparafusada. Rev. Bras. Implant., p. 5-8, jan./mar. 1999.

Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S.P., et al., "Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials, Part II. Zirconia-based dental ceramics", Dental Materials, v. 20, n. 5, pp. 449-456, Jun. 2004.

GUERRIERI, Glauco L. & MIGUEL, R.C. Implantologia Oral. Editora Guanabara Koogan 1982 : 8-9.

GUICHET, D. L. et al. Passivity of fit marginal opening in screw - or cement – retained implants fixed partial denture designs. Int J Maxillofac Implants, v. 15, n. 2, p. 239-246,mar./apr. 2000.

G.J. Qiao *, Wang Hongjie, Jin Zhihao. Comparison between fatigue behavior of some ceramics: a new concept of intrinsic stress-corrosion exponent n_0 . International Journal of Fatigue 24 (2002) 499–508.

Hebel, K. S.; Gajjar, R.C. Restaurações implanto suportadas retidas por parafusos x cimentadas: obtenção de oclusão ótima e estética em implantodontia. J.Clin.Odont., n.2, p.14-23,1998/1999.

Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia and metal-supported fixed dental protheses: a systematic review. Int J Prosth. 2010; 23(6):493-502.

Heuer, A.H., Chaim, R., Lanteri, V. Review: Phase transformations and microstructural characterization of alloys in the system ZrO_2 - Y_2O_3 . Advances in Ceramics. V.24 Science and Technology of Zirconia III, p. 3-20, 1988.

Karl, M.; Wichmann, M. G.; Heckmann, S. M.; Krafft, T. Strain

development in 3-unit implant-supported CAD/CAM restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 23, n. 4, p. 648-52, Jul-Aug 2008.

Kelly, P.M., Francis Rose, L.R., "The martensitic transformation in ceramics — its role in transformation toughening", *Progress in Materials Science*, v.47, n. 5, pp. 463-557, 2002.

Kikuchi M, Koriotoh TW, Hannam AG. The association among occlusal contacts, clenching effort, and bite force distribution in man. *J Dent Res* 1997; 76(6):1316-25.

Kisi, E. H.; Howard, C. J.; Crystal Structure of Zirconia Phases and their Inter-Relation. *Key Engineering Materials Vols. 153-154* (1998) pp1-36.

Kumar, A. S.; Durai, A. R., Sornakumar, T. Yttria ceramics: cutting tool application. *Materials*. v.22, p.1808-1810, 2004.

Lotti, R.S. et al. Aplicabilidade científica do método dos elementos finites. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v.11, n.2, p. 35-43, Mar/Apr. 2006.

Lustosa JM, Murakami RH. Influência de parâmetros dimensionais no campo de tensões entre mandíbula/implante [monografia]. Curitiba: Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Centro Federal Tecnológico; 2006.

Melo, A.S.M.; Caracterização microestrutural de zircônia micro e nanoparticulada e análise das propriedades mecânicas de próteses usinadas em CAD/CAM. Dissertação de Mestrado. IME, 2010.

Michalakos, Konstantinos X.; Hirayama, Hiroshi; Garefis, Pavlos D. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: A critical Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, n. 18, p. 719-728, 2003.

Moaveni S. Finite element analysis: theory and application with ANSYS. New Jersey: Prentice-Hall, Upper Saddle River, 2003.

Nowjack-Raymer RE, Sheiham A. Numbers of natural teeth, diet, and nutritional status in US adults. *J Dent Res* 2007; 86(12):1171-5.

Oliveira, C. A.; et al. Prótese parafusada versus prótese cimentada. *Revista Implantes. Caderno científico*. v. 4, n. 2, p. 193 -197, mar./abr. 2007.

Papavisiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis, and loading during function. *J Prosthe Dent*.1996;76:633-40.

Peixoto, H.E.M; Análise da distribuição de tensões de componentes protéticos em titânio e zircônia em implantes de interface cone Morse. Dissertação de Mestrado. Curitiba, 2011

Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999 Jan;20(1):1-25.

Pietrabissa, R. et al. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Impl Res*, n. 11, p. 448-457, 2000.

Pontual, M., Siqueira, M. Prótese micro-parafusada, a evolução da prótese fixa implanto-suportada. 3i Innovations Journal, São Paulo, v. 4, n. 1, p.48-51. jan. - dez., 2000.

Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. J Prosthet Dent. 2006;96(4):237-44.

Roncalli AG. O desenvolvimento das políticas de saúde no Brasil e a construção do Sistema Único de Saúde. In: Pereira AC. Odontologia em saúde coletiva: planejando ações e promovendo saúde. Porto Alegre: ArtMed; 2007.

Ruiz L, Readey MJ. Effect of heat treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol % Y-TZP. J American Ceram Soc; v. 79 p. 2331-40, 1996.

Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. Int J Prosthodont. 2007a;20(4):383-8.

Sadan, A., Blatz, M., Lang, B. Clinical Considerations for Densely Sintered Alumina and Zirconia Restorations: Part 1. Int. J. Periodontics Restorative Dent. 2005; 25: 213-9.

Shi, Y.; Huang, X.; Yan, D. Toughening of hot pressed ZrSiO₄ ceramics by addition of Y-TZP. Materials Letters, v.35, p.161-165, 1998.

Souza, C.F. Resistência à fratura de subestruturas para próteses parciais fixas posteriores de zircônia densa sob testes de fadiga clínica. Dissertação de mestrado. UFRJ, 2007.

Suttor D. Lava Zirconia crowns and bridges. Int J Comput Dent 2004 Jan; 7(1):67-76.

Stanley, M.; Alho, R. V. Prótese fixa sobre implantes: cimentar ou parafusar? MAXILLARIS: Lisboa, p. 43-50, jul. 2009.

Stevens, R., "Introduction to Zirconia – Zirconia and Zirconia Ceramics". In: Magnesium Elektron Publication, n. 113, pp. 1-51, Jul. 1986.

Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. Dent Mater 2007b; 23(2):177-85.

Suresh, S. Fatigue of Materials – Cambridge University Press. 1998.

Vieira, A.C.B. Modelagem Tridimensional parametrizada do primeiro Pré-Molar superior pelo método dos elementos finitos. Dissertação (Mestrado)- Universidade Federal de Minas Gerais, 101fls, 2002.

Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. J Dent. 2008;36(7):463-71. Epub 2008 May 2.

Weber, H. P. et al. Peri-implant soft-tissue health surrounding cement-and screw-retained implant restorations: a multi-center, 3 year prospective study. Clin Oral Implant Res, v. 4, n. 17, p. 375-379, aug. 2006.

Yildirim M, Fischer H, Marx R, Eldenhoff D: In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. J Prosthet Dent. 2003;90:325-31.