



Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”



FACULDADE DE ENGENHARIA DE BAURU
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA DE PROJETO MECÂNICO

ELTON CARLOS SILVEIRA

**ANÁLISE ESTRUTURAL DOS EFEITOS DA DESADAPTAÇÃO EM
COMPONENTES DE PRÓTESES ODONTOLÓGICAS UTILIZANDO O
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS COM ELEMENTO DE
CONTATO E PRÉ-CARGA**

Bauru, SP

2013

ELTON CARLOS SILVEIRA

**ANÁLISE ESTRUTURAL DOS EFEITOS DA DESADAPTAÇÃO EM
COMPONENTES DE PRÓTESES ODONTOLÓGICAS UTILIZANDO O
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS COM ELEMENTO DE
CONTATO E PRÉ-CARGA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia de Bauru, programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica na, Área de Projeto Mecânico, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Edson Antônio Capello Sousa

Bauru, SP

2013

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada para Seção Técnica de Aquisição e Tratamento de Informação/Serviço Técnico de
Biblioteca e Documentação da UNESP de Bauru

Carlos Silveira, Elton.
Análise estrutural dos efeitos da desadaptação em componentes de
próteses odontológicas utilizando o método dos elementos finitos com
elemento de contato e pré-carga/ Elton Carlos Silveira, 2013 83 f.

Orientador: Edson Antônio Capello Souza.

Dissertação (Mestrado)- Universidade Estadual
Paulista. Faculdade de Engenharia, Bauru, 2013

1. Biomecânica 2. Elementos finitos 3. Pré-carga. 4. Contato
I. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia.

ATA DA DEFESA PÚBLICA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE ELTON CARLOS SILVEIRA, DISCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA, DO(A) FACULDADE DE ENGENHARIA DE BAURU.

Aos 22 dias do mês de maio do ano de 2013, às 16:00 horas, no(a) ANFITEATRO DA SEÇÃO TÉCNICA DE PÓS-GRADUAÇÃO DA FACULDADE DE ENGENHARIA DE BAURU, reuniu-se a Comissão Examinadora da Defesa Pública, composta pelos seguintes membros: Prof. Dr. EDSON ANTONIO CAPELLO SOUSA do(a) Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Bauru - UNESP, Prof. Dr. ROGÉRIO AKIHIDE IKEGAMI do(a) Departamento de Engenharia Mecânica / Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR Cornélio Procopio/PR, Prof. Dr. OSVALDO LUIS MANZOLI do(a) Departamento de Engenharia Civil e Ambiental / Faculdade de Engenharia de Bauru - UNESP, sob a presidência do primeiro, a fim de proceder a arguição pública da DISSERTAÇÃO DE MESTRADO de ELTON CARLOS SILVEIRA, intitulado "MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS APLICADO À PRÓTESE ODONTOLÓGICA UTILIZANDO ELEMENTO DE CONTATO E PRÉ-CARGA". Após a exposição, o discente foi arguido oralmente pelos membros da Comissão Examinadora, tendo recebido o conceito final: APROVADO. Nada mais havendo, foi lavrada a presente ata, que, após lida e aprovada, foi assinada pelos membros da Comissão Examinadora.

Prof. Dr. EDSON ANTONIO CAPELLO SOUSA

Prof. Dr. ROGÉRIO AKIHIDE IKEGAMI

Prof. Dr. OSVALDO LUIS MANZOLI

Silveira, E. C. **Análise estrutural dos efeitos da desadaptação em componentes de próteses odontológicas utilizando o método dos elementos finitos com elemento de contato e pré-carga.** Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, 2013.

RESUMO

Áreas da bioengenharia têm desempenhado um importante papel nos avanços dos estudos das próteses dentárias. Um desses estudos, o das próteses odontológicas sobre implante, utilizadas em diversos tipos de tratamento para reabilitação oral, está relacionado ao problema de contato mecânico. Por substituir elementos do organismo, a prótese constantemente é submetida a esforços produzidos pela carga mastigatória que afetam diretamente os componentes desta unidade e o contato entre eles. Em muitas ocasiões o contato pode gerar tensões elevadas nos componentes da prótese causando falhas, desgastes e fraturas, o que conseqüentemente favorece a proliferação de bactérias, prejudicando o sucesso do implante. O problema de contato, por ser muito comum em vários sistemas mecânicos, vem sendo amplamente estudado. No caso da prótese dentária sobre implante, o problema surge na abertura entre coroa e implante, acarretado frequentemente por dois motivos: pela pré-carga inadequada (força de aperto) ou pelas imperfeições geométricas na base da coroa. Estas imperfeições ocorrem devido ao processo de fabricação, e estão representadas no trabalho como desadaptação angular unilateral (*gap*). Evitar falhas e fratura neste sistema é de extrema importância, pois podem prejudicar tanto o processo de osseointegração do implante, quanto a saúde e o bem-estar do paciente. A utilização do Método dos Elementos Finitos (MEF) tem se mostrado muito eficaz na simulação de problemas biomecânicos, geralmente envolvendo a não linearidade do contato e a pré-carga. As análises que evidenciam estes problemas têm sido amplamente utilizadas nos estudos de próteses no intuito de melhorá-las. O presente trabalho tem como objetivo desenvolver, com base no Método dos Elementos Finitos (MEF), simulações em três dimensões de uma prótese, com fixação através de um parafuso entre o implante e a coroa, submetida a carga estática. Para isso foram desenvolvidos modelos com contato não linear e com variação de pré-carga e de *gap*. Através destes, tornou-se possível analisar os níveis de abertura entre a coroa e o implante, assim como as tensões transferidas aos componentes da prótese e à região óssea.

Palavras-chave: Biomecânica, Elementos Finitos, Pré-carga, *Gap*.

Silveira, E. C. **Structural analysis of the effects of misfit in components of dental prostheses using the finite element analysis with contact element and preload.** Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, 2011.

ABSTRACT

Areas of bioengineering have played an important role in the progress of the studies of dental prostheses. One of these studies, the prostheses on dental implants, used in various types of treatment for oral rehabilitation is related to the problem of mechanical contact. Due to replace elements of the body, the prosthesis is constantly subjected to stresses produced by the masticatory load that directly affect the components of this unit and the contact between them. On many occasions, the contact can generate high stresses on the components of the prosthesis causing failures, wear and fractures, and this can allow the growth of bacteria, impairing the success of the implant. Because the problem of contact is very common in various mechanical systems it has been widely studied. In the case of the implant-supported dental prosthesis, the problem arises in the gap between the crown and the implant. This problem frequently occurs because of two reasons: for inadequate preload (tightening force) or by geometric imperfections in the base of the crown. These imperfections occur due to the manufacturing process, and they are represented at this study as a unilateral angular misfit (gap). The prevention of failures and fractures in this system is very important; because they can damage the process of osseointegration of the implant, and the health and well-being of the patient as well. The use of the Finite Element Analysis (FEA) has been shown to be very effective in the simulation of biomechanical problems, often involving the non-linear contact problem and preload. The analysis involving these problems have been widely used in the study of dental prostheses in order to improve it. The present study aims to develop, based on the Finite Element Analysis (FEA), three-dimensional simulations of a prosthesis, with fixation between implant and crown via screw, subjected to static load. For this were developed models with nonlinear contact and with variation of preload and gap. Through these, it became possible to analyse the opening levels between the crown and the implant, and the stresses transferred to the components of the prosthesis and bone region as well.

Keywords: Biomechanics, Finite Elements, Preload, *Gap*.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
1.1. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	3
1.2. MOTIVAÇÃO.....	6
1.3. OBJETIVOS	7
1.4 COMPOSIÇÃO DO MODELO BIOMECÂNICO	7
1.5 CONTEÚDO DOS CAPÍTULOS DESTA DISSERTAÇÃO.....	9
2. VALIDAÇÃO DO ELEMENTO DE CONTATO APLICADO AO MODELO BIOMECÂNICO	10
2.1 ANÁLISE DA BARRA TRACIONADA COM E SEM APLICAÇÃO DO ELEMENTO DE CONTATO	10
2.1.1 <i>Comparativo dos resultados da simulação da barra tracionada, com e sem a elemento de contato ..</i>	<i>11</i>
2.2 ANÁLISE DA BARRA CARREGADA POR COMPRESSÃO COM A UTILIZAÇÃO DO ELEMENTO DE CONTATO.....	12
2.2.1 <i>Resultado da barra com carregamento de compressão.....</i>	<i>12</i>
3. MODELAMENTO MATEMÁTICO DA PRÉ-CARGA APLICADA AO MODELO BIOMECÂNICO	14
4. MODELAMENTO E VALIDAÇÃO DA PRÉ-CARGA	17
4.1 TÉCNICA DE PRÉ-CARGA APLICADA AO MODELO BIOMECÂNICO.....	17
4.2 RESULTADO ANALÍTICO DO MODELO SIMPLIFICADO	18
4.3 MODELO 3D DE ELEMENTOS FINITOS PROPOSTO PARA VALIDAR A REGIÃO DA PRÉ-CARGA	22
4.3.1 <i>Condições de carregamento</i>	<i>22</i>
4.3.2. <i>Malha aplicada ao modelo 3D de validação da pré-carga</i>	<i>23</i>
4.3.3 <i>Carregamento.....</i>	<i>24</i>
4.3.4. <i>Material usado.....</i>	<i>25</i>
4.3.5 <i>Comparação dos resultados com modelo analítico</i>	<i>25</i>
4.3.6. <i>Análise do nível de tensão na parte inferior</i>	<i>26</i>
4.3.7. <i>Análise das tensões na região do corpo central</i>	<i>26</i>
5. MODELO BIOMECÂNICO	28
5.1 MODELO BIOMECÂNICO 3D.....	28
5.1.1 <i>Malha aplicada.....</i>	<i>28</i>
5.1.2 <i>Modelamento da pré-carga aplicada ao modelo biomecânico.....</i>	<i>29</i>
5.1.3 <i>Carga mastigatória.....</i>	<i>31</i>
6. ANÁLISE DO MODELO BIOMECÂNICO COLADO	32
6.1 CONDIÇÕES DE CARREGAMENTO.....	32
6.2 ANÁLISE DOS RESULTADOS	33
6.2.1 <i>Modelo completo</i>	<i>33</i>
6.2.2 <i>Modelo sem a coroa.....</i>	<i>34</i>

6.2.3 Parafuso e implante.....	35
6.2.4 Parafuso de retenção.....	36
6.2.5 Região óssea.....	37
7. ANÁLISE DO MODELO BIOMECÂNICO UTILIZANDO ELEMENTO DE CONTATO	39
7.1 CONDIÇÕES DE CARREGAMENTO.....	40
7.2 ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	40
7.2.1 Abertura entre a coroa e o implante.....	40
7.2.2 Modelo sem a coroa.....	41
7.2.3 Implante e parafuso de retenção.....	42
7.2.4 Parafuso de retenção.....	43
7.2.5 Região óssea.....	43
8. ANÁLISE DO EFEITO DA PRÉ-CARGA NO MODELO BIOMECÂNICO COM ELEMENTO DE CONTATO SEM CARGA EXTERNA	45
8.1 CONDIÇÕES DE CARREGAMENTO.....	45
8.2 ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	45
9. ANÁLISE DO MODELO BIOMECÂNICO COM ELEMENTO DE CONTATO E DE PRÉ-CARGA.....	49
9.1 CONDIÇÕES DE CARREGAMENTO.....	49
9.2 ABERTURA ENTRE COROA E IMPLANTE	49
9.3 DISTRIBUIÇÃO DA TENSÃO NO MODELO – CONJUNTO SEM A COROA	51
9.4 DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES NO IMPLANTE E PARAFUSO	52
9.5 DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES NO IMPLANTE.....	54
9.6 DISTRIBUIÇÃO DA TENSÃO NO PARAFUSO	55
9.7 DISTRIBUIÇÃO DA TENSÃO NA REGIÃO ÓSSEA.....	56
10. RESULTADOS E DISCUSSÕES RELACIONADOS AOS EFEITOS DO GAP E DA VARIAÇÃO DA PRÉ-CARGA.....	58
10.1 EFEITOS DA VARIAÇÃO DO GAP	58
10.1.1 Condições de carregamento utilizada para os resultados do modelo com gap.....	59
10.1.2 Análise dos efeitos do gap - abertura da coroa	59
10.1.3 Análise dos efeitos do gap - níveis de tensão no parafuso.....	61
10.1.4 Análise dos efeitos do gap - Níveis de tensão na região óssea	65
10.2 EFEITOS DA VARIAÇÃO DA PRÉ-CARGA	69
10.2.1 Condições de carregamento utilizados para análise dos resultados para a variação da pré-carga.....	69
10.2.2 Análise dos efeitos da pré-carga - abertura entre a coroa e o implante	69
10.2.3 Análise dos efeitos da pré-carga – Níveis de tensão no parafuso	71
10.2.4 Análise na região óssea	74
13. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	78
13.1. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	80

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	81
--	-----------

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1	Prótese sobre implante - Gomes (2006)	8
Figura 1.2	Modelo biomecânico em 2D - Gomes (2006)	8
Figura 1.3	Composição do biomecânico	8
Figura 2.1	Modelo representativo das condições de carregamento para tração	11
Figura 2.2	Resultado comparativo da barra tracionada com e sem elemento de contato	11
Figura 2.3	Modelo representativo das condições de carregamento para compressão	12
Figura 2.4	Resultado da barra com elemento de contato – compressão	12
Figura 3.1	Detalhe dos diâmetros do parafuso	15
Figura 4.1	Detalhe da região do modelo biomecânico que será aplicada a técnica de pré-carga	17
Figura 4.2	Modelo simplificado para cálculo analítico com as dimensões da região da pré-carga	18
Figura 4.3	Condições de carregamento	19
Figura 4.4	Detalhe da região do parafuso selecionada para aplicar a pré-carga	22
Figura 4.5	Imagem do modelo 3D de validação da pré-carga	23
Figura 4.6	Imagem do elemento sólido tridimensional tetraédrico de 10 nós, fonte Help ANSYS (Ansys Inc., Houston, EUA)	23
Figura 4.7	Distribuição da malha e representação da fixação e dos carregamentos ao modelo	24
Figura 4.8	Distribuição do carregamento aplicado a região central do modelo de validação da pré-carga ..	25
Figura 4.9	Resultado das tensões do modelo de validação da pré-carga	25
Figura 4.10	Resultado das tensões do modelo de validação da pré-carga – parte inferior	26
Figura 4.11	Tensões na direção do eixo Y do corpo central	27
Figura 5.1	Modelo biomecânico com malha tetraédrica aplicada	29
Figura 5.2	Pré-carga aplicada ao modelo biomecânico	30
Figura 5.6	Carga externa aplicada a coroa	31
Figura 6.1	Resultados modelo biomecânico colado sem pré-carga – Conjunto completo	33
Figura 6.2	Resultados modelo biomecânico colado sem pré-carga – Conjunto sem coroa	34
Figura 6.3	Tensões na direção do eixo Y - Resultados modelo biomecânico colado sem pré-carga - Conjunto a sem coroa	35

Figura 6.4	Resultados do modelo biomecânico colado sem pré-carga – Implante com parafuso de retenção	35
Figura 6.5	Resultados modelo biomecânico colado sem pré-carga – Parafuso de retenção	36
Figura 6.6	Resultados modelo biomecânico colado sem pré-carga - Níveis de tensão na região óssea	37
Figura 7.1	Detalhe das regiões com elemento de contato	39
Figura 7.2	Comparativo modelo biomecânico com e sem elemento de contato – Von Mises	40
Figura 7.3	Comparativo modelo biomecânico com e sem elemento de contato – modelo sem coroa	41
Figura 7.4	Comparativo modelo biomecânico com e sem elemento de contato – Implante e parafuso	42
Figura 7.5	Comparativo modelo biomecânico com e sem elemento de contato – Parafuso	43
Figura 7.6	Comparativo modelo biomecânico com e sem elemento de contato – Região óssea	44
Figura 8.1	Modelo com contato e pré-carga apenas – tensões em Y	45
Figura 8.2	Modelo sem coroa	46
Figura 8.3	Implante e parafuso	46
Figura 8.4	Níveis de tensão no parafuso	46
Figura 8.5	Níveis de tensão no implante – tensões em Y	47
Figura 8.6	Níveis de tensão na região óssea – tensões em Y	47
Figura 9.1	Comparativo entre modelos - biomecânico colado – elemento de contato - contato com pré-carga.....	50
Figura 9.2	Comparativo entre os resultados da evolução do modelo – Análise no modelo sem a coroa.....	51
Figura 9.3	Comparativo entre os resultados da evolução do modelo – Análise no implante e parafuso.....	53
Figura 9.4	Comparativo entre os resultados da evolução do modelo – Análise no implante.....	54
Figura 9.5	Comparativo entre os resultados da evolução do modelo – Análise no parafuso	55
Figura 9.6	Comparativo entre os resultados da evolução do modelo – Análise na região óssea.....	56
Figura 10.1	Característica geométrica do <i>gap</i>	59
Figura 10.2	Nível de abertura da coroa com o implante de acordo com a variação do <i>gap</i>	60
Figura 10.3	Níveis de tensão no parafuso em função da variação do <i>gap</i>	62
Figura 10.4	Regiões do nós selecionadas para análise das médias dos valores dos gráficos	63
Figura 10.5	Nível de tensão na região óssea em função da variação do <i>gap</i>	66
Figura 10.6	Região do osso cortical selecionada para análise	67
Figura 10.7	Efeito da abertura da coroa em função da redução da pré-carga em modelo sem <i>gap</i> e modelo com <i>gap</i> de 200µm	70

Figura 10.8	Tensões no parafuso - variação da pré-carga mod. sem gap e mod. com gap de 200 μ m	72
Figura 10.9	Efeito da alteração das tensões na região óssea em função da alteração da pré-carga em modelo sem <i>gap</i> e modelo com <i>gap</i> de 200 μ m	75

TABELA

Tabela 5.1	Propriedades das estruturas e dos materiais utilizados no modelo	28
-------------------	--	----

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 10.1	Abertura entre coroa e implante de acordo com a variação do <i>gap</i>	60
Gráfico 10.2	Nível de tensão do lado esquerdo do parafuso	63
Gráfico 10.3	Nível de tensão do lado direito do parafuso	64
Gráfico 10.4	Nível de tensão do lado esquerdo da região óssea	68
Gráfico 10.5	Nível de tensão do lado direito da região óssea	68
Gráfico 10.6	Nível de abertura da coroa com o implante em função da variação da pré-carga para modelo sem <i>gap</i> e com de <i>gap</i> 200 μ m	71
Gráfico 10.7	Níveis de tensão na região esquerda do parafuso em função da variação da pré-carga em modelo sem <i>gap</i> e modelo com <i>gap</i> de 200 μ m	73
Gráfico 10.8	Níveis de tensão na região direita do parafuso em função da variação da pré-carga em modelo sem <i>gap</i> e modelo com <i>gap</i> de 200 μ m	73
Gráfico 10.9	Nível de tensão na região óssea esquerda em função da variação da pré-carga para modelo sem <i>gap</i> e com <i>gap</i> de 200 μ m	76
Gráfico 10.10	Nível de tensão na região óssea direita em função da variação da pré-carga para modelo sem <i>gap</i> e com <i>gap</i> de 200 μ m	76

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANSYS	Software da Swanson Analysis Systems Inc.
MEF	Método dos Elementos Finitos
SX	Tensão normal a direção X (N/mm^2)
SY	Tensão normal a direção Y (N/mm^2)
SEQV	Tensões Equivalentes ou de Von Mises (N/mm^2)
SMN	Valores de tensões mínimas (N/mm^2)
SMX	Valores de tensões máximas (N/mm^2)
MN	Local de tensão mínima
MX	Local de tensão máxima
<i>gap</i>	Desadaptação angular unilateral

LISTA DE SÍMBOLOS

ε	Deformação
σ	Tensão (N/mm ²)
E	Módulo de elasticidade normal (módulo de Young)
P	Carga aplicada (N)
A	Área (mm ²)
T_p	Torque aplicado no parafuso (N.mm)
F_p	Força no parafuso, pré-carga sobre o parafuso (N)
d_p	Diâmetro do parafuso (mm)

1. INTRODUÇÃO

Muitos estudos realizados na área da bioengenharia têm obtidos grandes avanços devido a utilização de diversas técnicas, entre elas o método matemático. Atualmente, com a evolução da informática, estes métodos matemáticos puderam ser utilizados com maior abrangência nos trabalhos de engenharia, bem como atuar em projetos de maior complexidade, permitindo uma melhor compreensão das variáveis envolvidas e propor novas soluções para os possíveis problemas em estudo.

Um dos métodos mais empregados é o Método dos Elementos Finitos (MEF). Segundo Baiamonte et al. (1996), é possível avaliar as propriedades mecânicas do sistema de próteses odontológicas com a utilização do MEF, que é uma ferramenta precisa para tal finalidade.

As próteses odontológicas sobre implante são tipicamente utilizadas como elementos biomecânicos. Os implantes são parafusos usinados em liga de titânio e tem como principal função substituir a raiz do dente perdido. Eles são instalados no tecido ósseo (maxila e/ou mandíbula) através de procedimentos cirúrgicos. Posteriormente a um determinado tempo de espera para cicatrização ocorre a “integração” dos implantes ao tecido ósseo também chamado de osseointegração (Branemark 1969, 1983). Uma vez osseointegrados, os implantes recebem a parte que substituirá a coroa do elemento perdido que é conectada por um parafuso de conexão à rosca interna do implante.

Por substituir elementos do organismo, a prótese é submetida a esforços produzidos pela força mastigatória, que quando suficientemente elevados, podem causar rupturas nos elementos mecânicos de composição da prótese.

Existem vários fatores que podem influenciar no sucesso em longo prazo do implante osseointegrado. Entre eles, a qualidade dos materiais empregados em sua confecção, a qualidade da industrialização das peças, a escolha do tipo de implante a ser utilizado, as técnicas cirúrgicas adequadas, a qualidade e formação do tecido ósseo em que estão ancorados e o modo como as tensões são transferidas à prótese e a região óssea. Este último tem se mostrado um item importante para muitos estudos relacionados ao processo de osseointegração.

No decorrer do processo de fabricação de uma coroa, desde quando é fundida a infraestrutura até chegar a aplicação da cobertura cerâmica, podem ocorrer problemas em sua formação, originadas por diversas razões: expansão do gesso, inclusão no revestimento, técnicas de fundição, contração do metal durante o resfriamento da fundição, acabamento da infraestrutura, até à aplicação da cobertura cerâmica e polimento que podem ocorrer em sua formação através do processo de moldagem. Com isso, um assentamento totalmente passivo de uma estrutura metálica sobre os implantes é difícil ou mesmo impossível de ser alcançado e se torna uma questão desafiadora para os profissionais que atuam nesta área (Rangert; Jemt; Jörneus, 1989; Sahin; Cehreli, 2001).

Para Mulcahy et al. (2000) a passividade entre a coroa e o implante é conseguida quando o parafuso de retenção está unindo as estruturas apenas por uma força de travamento, implicando numa mínima tensão óssea na ausência de carga oclusal. Para isso, é necessária uma perfeita adaptação entre componentes e implante, uma vez que a presença de descondições pode impedir o adequado assentamento entre as partes durante a aplicação da pré-carga, devido à dureza típica das próteses e parafuso de retenção (Patterson & Johns 1992), levando a um contato assimétrico entre os vários componentes do sistema (Isa & Hobkirk 1995).

Muitas vezes, a falta de adequada adaptação entre o conjunto prótese/implante não é detectada pela inspeção visual (Skalak 1983), pois o aperto do parafuso de retenção da prótese e a intensidade da carga aplicada sobre os implantes influenciam na diminuição da discrepância vertical de adaptação formada entre o conjunto (Cheshire & Hobkirk 1996), (Isa & Hobkirk 1996), em longo prazo a descondição pode acarretar no afrouxamento e fratura dos parafusos e do intermediário, defeitos e mobilidade das supraestruturas e até fratura ou perda de osseointegração do implante (Jorneus et al. 1992), Carlson & Carlsson (1994), Geng et al. (2001), além de infiltração microbiana e colonização bacteriana, levando a reações inflamatórias nos tecidos moles periimplantares (Jansen et al. 1997).

Esta abertura entre implante e coroa pode ser gerada normalmente pela incorreta aplicação de pré-carga, que é a força de aperto utilizada no parafuso para o travamento entre a coroa e o implante, ou pelas imperfeições geométricas na base da coroa.

Com o aparecimento de diversos tipos de técnicas e próteses, surgem dúvidas quanto ao comportamento mecânico das peças e a interação entre coroa/implante/osso.

A compreensão dos efeitos das forças e o comportamento de cada componente da prótese no organismo do paciente são fundamentais para o sucesso mecânico da prótese, assim como o sucesso fisiológico da osseointegração.

De acordo com Oh et al. (2002), os principais fatores relacionados à perda óssea precoce ao redor dos implantes são: trauma cirúrgico, sobrecarga oclusal, peri-implantite, microgap entre intermediário e implante, formação do espaço biológico e desenho do pescoço do implante.

Dentre os diversos fatores estudados pelo MEF, têm sido enfatizadas as condições de tensões ao longo das superfícies do implante e do tecido ósseo adjacente (Rieger et al. 1990), (Sutpideler et al. 2004).

Com o conhecimento mais detalhado do comportamento das tensões nos componentes, espera-se, que no desenvolvimento das próteses, sejam eliminados ou reduzidos os casos de ruptura dos componentes. Também é esperado, que as tensões transferidas à região óssea, estejam dentro de um limite fisiológico, pois caso contrário podem afetar, de uma forma inadequada, o processo de osseointegração.

Em estudos prévios (Conrad, Schulte & Valee, 2008; Djebbar et al., 2010; Rangert et al., 1995; Rubo & Souza, 2001; Rubo & Souza, 2009; Sahin et al., 2002), constatou-se que são vários os fatores que interferem na distribuição de forças entre o conjunto prótese/implante/osso. Entre eles estão o comprimento, o número, a geometria, o diâmetro e o angulação dos implantes, assim como o material de confecção das próteses, o assentamento da infraestrutura, a localização no arco, a direção e magnitude das forças oclusais aplicadas nas próteses e a condição do arco opositor (dentes x implantes).

1.1. Revisão Bibliográfica

Skalak (1983) foi pioneiro ao destacar a importância da biomecânica nas próteses sobre implante. Em sua publicação afirmou que o sucesso do implante está relacionado aos níveis de tensão transferidos aos componentes da prótese e a região óssea. Foi sugerido que tanto a prótese quanto o tecido ósseo estejam submetidos apenas às cargas às quais estão aptos a receber, destacou que os componentes da prótese constituem uma unidade e,

consequentemente, qualquer tipo de desalinhamento entre a coroa e o implante, resulta em um acréscimo de tensão interna entre coroa, implante e osso. Ressaltou que mesmo que não se tenha meios como mensurar, visualmente ou clinicamente, os níveis de tensão interna nos componentes, eles podem ocasionar falhas, mesmo sem a aplicação de forças externas. Destacou a necessidade de utilizar materiais e técnicas capazes de absorver e distribuir melhor os carregamentos.

Isidor (2006) estudou a influência das forças que agem ao redor do osso periimplantar e realizou uma revisão nos estudos aos efeitos das cargas transferidas a esta região. Nesta revisão também foi abordado o aumento da perda óssea na região marginal ao redor dos implantes, porém não pode ser feito um estudo conclusivo devido as inúmeras variáveis que envolvem o problema. Segundo Frost (2004) as tensões mecânicas sofridas através das forças oclusais podem ter efeitos positivos ou negativos no tecido ósseo. No momento em que um implante recebe carga, o estresse será transferido para o osso e a maior tensão causada a partir dessa carga será na porção coronal do osso de suporte. Hipoteticamente as células ósseas respondem a essa deformação gerada pelo nível de tensão mecânica; acredita-se que entre o intervalo de 100 a 1500 $\mu\epsilon$ ocorre o limite fisiológico que está em equilíbrio às tensões geradas e a remodelação óssea. A tensão entre 1500 até 3000 $\mu\epsilon$ é considerada uma sobrecarga moderada (FROST, 1994). No entanto, é muito complexo quantificar clinicamente a intensidade e direção das forças oclusais, o que leva a uma dificuldade em correlacionar carga oclusal e a falha dos implantes (ISIDOR, 2006).

Chun et al. (2006), através do MEF, analisaram o efeito da carga oblíqua na região periimplantar variando diferentes tipos de conexões. Os autores concluíram que o tipo de conexão dos implantes tem influência direta na distribuição de forças ao redor do tecido ósseo periimplantar e que o implante que apresentou menos tensão foi o de hexágono interno.

Rubo e Sousa (2009) utilizaram um modelo de elemento finito 3D para avaliar as variáveis clínicas que influenciam na distribuição das tensões em prótese total implantossuportada mandibular, tais como: densidade do osso trabecular, comprimento dos intermediários e implantes, extensão do cantilever, número e arranjo dos implantes, grau de curvatura da mandíbula e liga usada na confecção da infraestrutura (paládio-prata e cobalto-cromo). Os autores concluíram que as propriedades físicas dos diversos materiais empregados afetam a forma como é distribuída a tensão em uma prótese total implantossuportada mandibular.

Falcon-Antenuci et al. (2010) utilizaram MEF 3D para analisar a influência da inclinação das cúspides na distribuição dos níveis de tensão dos componentes da coroa / implante e também no tecido ósseo periimplantar. Os autores concluíram que quanto maior a inclinação das cúspides, maior são os níveis de tensão transferidos ao implante e no sistema abutment/implante; porém nas análises das tensões no osso cortical em torno do implante, estas, diminuíram quando houve o aumento do ângulo da cúspide.

Gomes (2006) realizou estudos através do MEF em modelo 2D sem pré-carga e sem elemento de contato. Com isso o modelo se torna totalmente consolidado, com as faces do implante unidas com as da base da coroa. Assim, através do MEF, eles se comportam como um único corpo, variando apenas as características dos materiais. Por este modelo foi analisado o deslocamento e as distribuições internas de tensões do sistema de coroa/implante/parafuso de retenção e tecido ósseo adjacente em diferentes níveis de desadaptação angular unilateral. Desses estudos, concluiu-se que a redução do contato unilateral desloca todo o conjunto, alterando a distribuição e os níveis de tensão, notou-se maior nível de tensão na prótese para os modelos de *gap* de 100 μ m e de 200 μ m em relação aos modelos sem *gap* e com *gap* de 50 μ m.

Gomes (2010) avaliou o efeito da desadaptação angular unilateral de 100 μ m na distribuição de tensão de coroas unitárias implantossuportadas com revestimento cerâmico e estrutura de ouro por análise tridimensional MEF, de acordo com o método e dentro das limitações do estudo, a desadaptação angular unilateral de 100 μ m não influenciou a distribuição de tensão na prótese implantossuportada sob carregamento estático.

Assunção et al. (2010) analisaram o efeito de três diferentes níveis de desadaptação angular unilateral, realizados em coroas unitárias na pré-carga e na manutenção do torque dos parafusos mediante o desaperto. Os autores concluíram que quanto maior a desadaptação angular unilateral maior será a perda do torque na pré-carga.

Winter et al (2010) estudaram os diferentes tipos de desadaptação de próteses fixas sobre implante, na distribuição dos níveis de tensão no tecido periimplantar. Os autores concluíram que desadaptações mínimas, entre os intermediários dos implantes e as restaurações protéticas, podem levar a um aumento substancial nos níveis de tensão transferidos ao tecido ósseo periimplantar.

Chang et al. (2012) avaliaram a influência da topografia do corpo do implante na distribuição das tensões sobre o sistema prótese/implante e o tecido ósseo, através do MEF 3D. Os autores concluíram que é vantajosa a redução na porção apical para o aumento da área de contato entre o osso e o implante, pois desta forma permite o crescimento de tecido ósseo na região, melhorando a estabilidade do conjunto, porém foi observado uma maior concentração de tensões na região periimplantar em comparação ao implante convencional.

No caso das próteses, durante o processo de osseointegração o desconforto gerado é muito grande, já que a região afetada é muito sensível. Após o implante estar osseointegrado, ele recebe os demais componentes da prótese, que torna o sistema completo. Ao ser utilizada durante a alimentação, a prótese é submetida a diversos níveis de tensão de acordo com a carga mastigatória. Dependendo dos níveis alcançados as tensões podem se tornar muito elevadas, podendo ocasionar lesões, dores, infecções e desconforto ao paciente.

Estes estudos buscaram não só aperfeiçoar o sistema, mas também possibilitaram a criação de novos projetos, assim como a utilização de outros materiais, além disso, buscaram melhorar o conforto do paciente, evitar falhas e fraturas na prótese e até mesmo acelerar o processo de recuperação.

1.2. Motivação

As análises em experimento físico não permitem a possibilidade de mensurar as tensões separadamente de cada parte da prótese ou das regiões internas do tecido ósseo. Através do MEF, pode-se realizar uma análise detalhada dos níveis de tensão em cada componente da prótese, bem como analisar as tensões transferidas a região de tecido ósseo.

Dentre tantos estudos direcionados a próteses dentárias sobre implante, poucos foram realizados utilizando o MEF combinando elemento de contato com pré-carga.

Com a aplicação do elemento de contato ao modelo biomecânico, é possível fazer um estudo mais detalhado da abertura entre coroa e implante, bem como mensurá-la. Esta abertura, de acordo com a literatura, pode permitir a proliferação de bactérias, agravar os níveis de tensão nos componentes da prótese e em alguns casos, provocar a ruptura do parafuso. É possível analisar que efeito o *gap* tem sobre esta abertura. Também torna-se

possível analisar a distribuição e os níveis de tensão nos componentes da prótese, bem como simular o comportamento do modelo sobre a aplicação de pré-carga inadequada.

Assim como abordado pela literatura, os níveis de tensão transferidos ao tecido ósseo podem afetar o processo de osseointegração. Com a simulação através do MEF é possível fazer um estudo detalhado dos efeitos do *gap* e da pré-carga nos níveis de tensão transferidos ao tecido ósseo.

1.3. Objetivos

Este trabalho objetiva:

- Desenvolver um modelo biomecânico em três dimensões, utilizando elemento de contato para o MEF, através do software Ansys (Ansys Inc., Houston, EUA).
- Estudar através do modelo acima, os efeitos do *gap*, no qual serão analisados os níveis de abertura da coroa com o implante e as tensões transferidas aos componentes da prótese e tecido ósseo.
- Identificar através deste modelo biomecânico, os efeitos da variação da pré-carga para o modelo sem *gap* e para o modelo com *gap* de 200 μ m, analisando-se os níveis de abertura entre a coroa e o implante, e as tensões transferidas aos componentes da prótese e tecido ósseo.

1.4 Composição do modelo biomecânico

O modelo físico da prótese a ser analisada é mostrado na Figura 1.1. Para gerar o modelo correspondente para o MEF, as geometrias foram criadas com base no modelo físico em duas dimensões, anteriormente desenvolvido por Gomes (2006), conforme Figura 1.2.

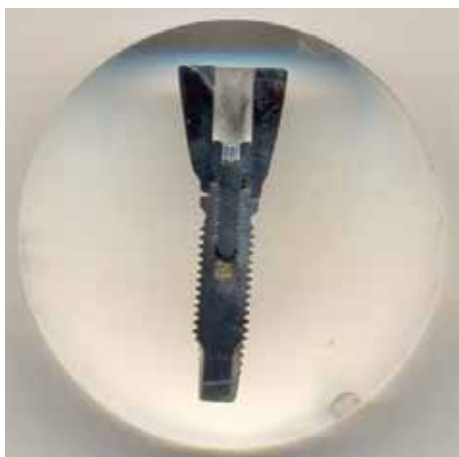


Figura 1.1 – Prótese sobre implante
Gomes (2006)

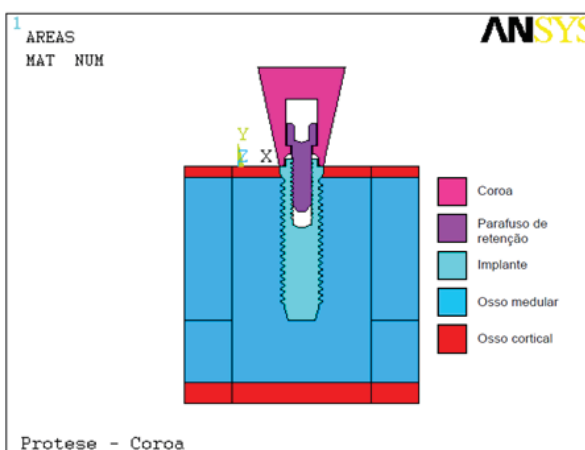


Figura 1.2 – Modelo biomecânico em 2D
Gomes (2006)

A Figura 1.3 apresenta o modelo e sua orientação no plano cartesiano, representando um dente alveolar, composto pelos seguintes componentes: coroa, parafuso de retenção, implante, osso medular e osso cortical.

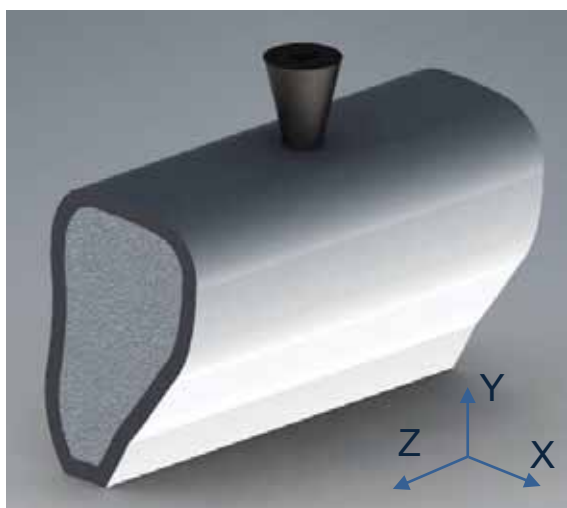


Figura 1.3a – Modelo biomecânico 3D



Figura 1.3b – Vista em corte

Figura 1.3 – Composição do modelo biomecânico

A fixação da coroa se dá através do parafuso de retenção, que tem por finalidade manter um correto assentamento entre a coroa e o implante, para tornar o conjunto consolidado, e ao mesmo tempo para garantir uma melhor adaptação entre os componentes em contato.

1.5 Conteúdo dos capítulos desta dissertação

Além do capítulo introdutório, são apresentados no desenvolver deste trabalho mais dez capítulos.

No segundo capítulo haverá um breve estudo do comportamento do elemento de contato aplicado ao modelo biomecânico a fim de validar o elemento de contato. O estudo consiste em uma barra com um vínculo em sua região central, a este vínculo foi aplicado elemento de contato. Esta barra foi submetida a carregamentos de tração e compressão através do MEF, através destes resultados foi analisado o comportamento do elemento de contato.

O terceiro capítulo apresenta o modelamento matemático para encontrar a tensão apropriada ao torque aplicado.

O quarto capítulo é destinado ao desenvolvimento e validação da técnica empregada para representar a pré-carga ao modelo biomecânico.

O quinto capítulo destina-se a constituição do modelo biomecânico.

O sexto capítulo apresenta a análise realizada sobre as simulações do modelo biomecânico colado com carga externa sem a utilização da pré-carga.

O sétimo capítulo apresenta a análise realizada sobre o comportamento do modelo biomecânico, comparando a simulação do modelo com elemento de contato, sem pré-carga com carga externa ao modelo analisado no Capítulo 6.

No oitavo capítulo realiza-se a análise sobre o comportamento da pré-carga aplicada ao modelo biomecânico com contato sem a carga externa.

O nono capítulo apresenta a análise realizada sobre a importância da aplicação do elemento de contato combinado com a pré-carga usados ao modelo biomecânico, comparando aos estudos dos modelos dos capítulos anteriores.

No décimo capítulo estão os resultados e discussões relacionados aos efeitos da pré-carga e do *gap*, nos componentes da prótese e região do tecido ósseo.

As conclusões e sugestões para continuar a pesquisa apresentam-se no décimo primeiro capítulo.

2. VALIDAÇÃO DO ELEMENTO DE CONTATO APLICADO AO MODELO BIOMECÂNICO

Para representar adequadamente o comportamento do contato mecânico e a abertura entre a coroa e o implante na prótese do modelo biomecânico em MEF, foram usados elementos de contato entre as faces em contato da coroa com o implante, através do algoritmo de contato do software Ansys (Ansys Inc., Houston, EUA), desenvolvidos em arquivos texto de programação.

Para validar o elemento de contato aplicado ao modelo biomecânico, criou-se um modelo em MEF de uma barra em 2D, com uma secção parcial na região central da barra, nestas faces da secção, foram usados elementos de contato, que têm o objetivo de representar o comportamento do contato mecânico.

Para isto foram realizados dois estudos: o primeiro analisou o comportamento sobre a ação de forças de tração e o segundo modelo sobre compressão.

Este modelo foi proposto para representar com maior fidelidade o comportamento do contato mecânico entre as faces das peças, não permitindo a interpenetração entre elas sobre ação de compressão e podendo, as faces delimitadas para contato, se separar sobre ação de tração, sem oferecer resistência.

Para representar as demais características de contato mecânico, tais como atrito, foram utilizadas as parametrizações validadas em Capello Sousa E.A (2010).

O módulo de elasticidade utilizado foi de 117 GPa e a espessura da barra foi de 1mm.

Para os resultados dos modelos em MEF foram plotadas as tensões em X (horizontais).

A escala de deformação utilizada nas simulações foi de 5:1.

2.1 Análise da barra tracionada com e sem aplicação do elemento de contato

A Figura 2.1 apresenta as características e condições de carregamento do primeiro modelo analisado, juntamente com as dimensões que corresponde a barra submetida à tração.

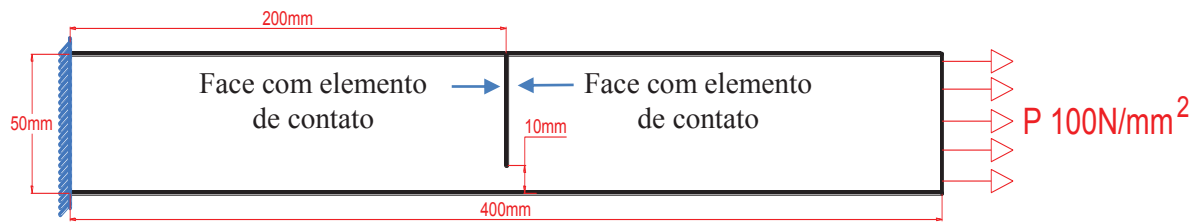


Figura 2.1 - Modelo representativo das condições de carregamento para tração

Para apresentar o comportamento do modelo em MEF, inicialmente foi realizado a simulação da barra submetida a tração, sem a utilização do elemento de contato, como utilizado no modelo comparado em seguida.

2.1.1 Comparativo dos resultados da simulação da barra tracionada, com e sem a elemento de contato

A Figura 2.2 apresenta a comparação dos resultados obtidos para simulação da barra, sendo submetida a tração com e sem elemento de contato.

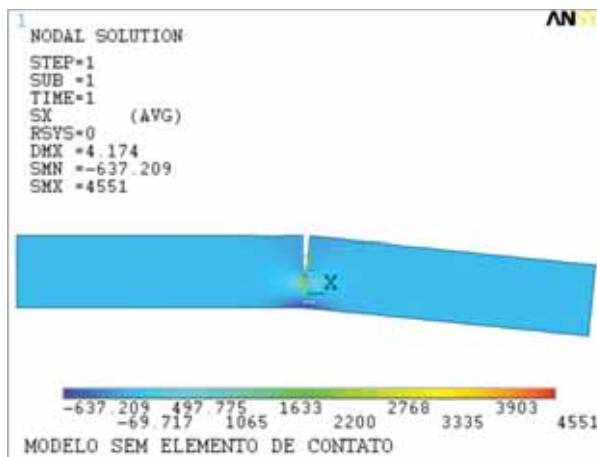


Figura 2.2a – Barra tracionada sem elemento de contato

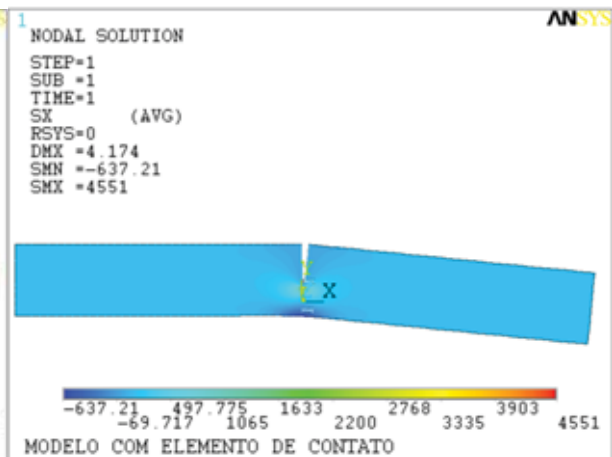


Figura 2.2b – Barra tracionada com elemento de contato

Figura 2.2 – Resultado comparativo da barra tracionada com e sem elemento de contato

De acordo com a Figura 2.2, com a barra submetida ao carregamento de tração, com a utilização do elemento de contato entre as faces do vínculo, não apresentou variações nos

níveis de tensão da barra em comparação ao modelo sem elemento de contato, demonstrando não oferecer resistência ao carregamento de tração.

2.2 Análise da barra carregada por compressão com a utilização do elemento de contato

A Figura 2.3 expõe o segundo estudo realizado, porém com carregamento de compressão, este novo modelo segue exatamente as mesmas características e condições adotadas anteriormente.

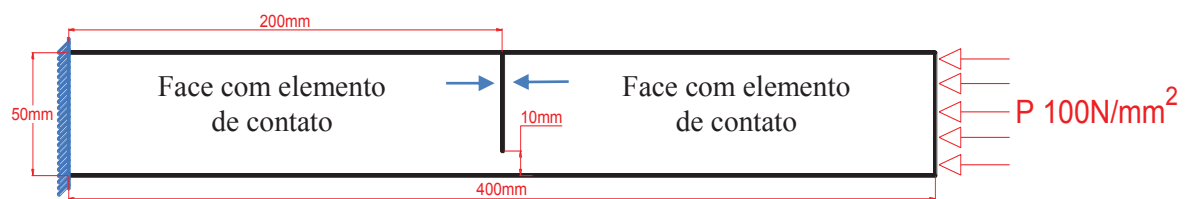


Figura 2.3 - Modelo representativo das condições de carregamento para compressão

2.2.1 Resultado da barra com carregamento de compressão

A Figura 2.4 apresenta o resultado do modelo sobre carregamento de compressão, com a utilização de elemento de contato nas faces do vínculo central.

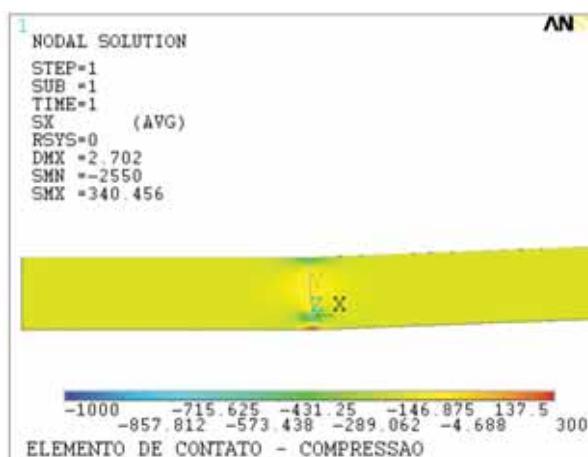


Figura 2.4a – Resultado da barra

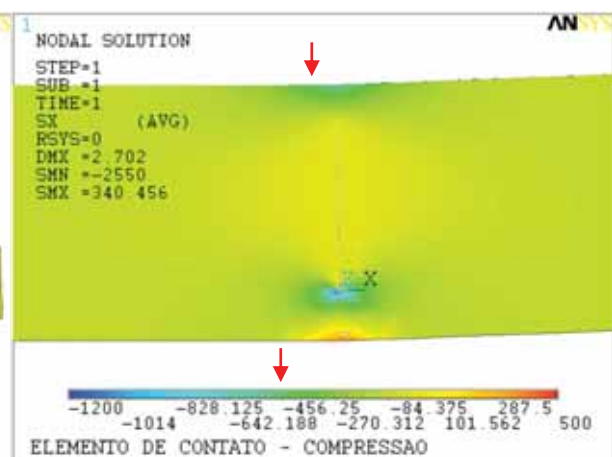


Figura 2.4b – Vista em detalhe

Figura 2.4 – Resultado da barra com elemento de contato - compressão

Nas análises da Figura 2.4b, a barra está sob carregamento de compressão, pode-se observar que não houve interpenetração das malhas, e gerou transferência de carregamento as faces do lado esquerdo.

Com isso o elemento de contato aplicado ao modelo simplificado, demonstra responder adequadamente a carregamentos de tração e compressão.

3. MODELAMENTO MATEMÁTICO DA PRÉ-CARGA APLICADA AO MODELO BIOMECÂNICO

A fixação da prótese ao implante, se dá por meio do parafuso de retenção ao qual é empregado um torque de 320 N.mm, conforme indicado pela empresa fabricante (Neodente – Sistemas de Implante). Este torque produz a tensão de pré-carga sobre o parafuso de retenção.

O equacionamento do torque do parafuso, foi feito segundo Capello Sousa (2010).

De acordo com Shigley (2008), é possível chegar ao valor do torque pela equação simplificada 3.1.

$$T_p = 0,20 \cdot F_p \cdot d_p \quad (3.1)$$

Onde:

T_p = Torque aplicado ao parafuso (N.mm);

F_p = Força no parafuso, pré-carga sobre o parafuso (N);

d_p = Diâmetro do parafuso (mm);

Com a equação (3.1) pode-se obter a força de aperto:

$$F_p = \frac{T_p}{0,20 \cdot d_p} \quad (3.2)$$

A tensão normal média sobre o parafuso , é dada por:

$$\sigma_p = \frac{F_p}{A_p} \quad (3.3)$$

com:

$$A_p = \frac{\pi.d_p^2}{4} \quad (3.4)$$

Através do modelo teórico aplicado, podemos encontrar a tensão para o diâmetro do parafuso. O parafuso estudado é composto por dois diâmetros específicos, conforme Figura 3.1.

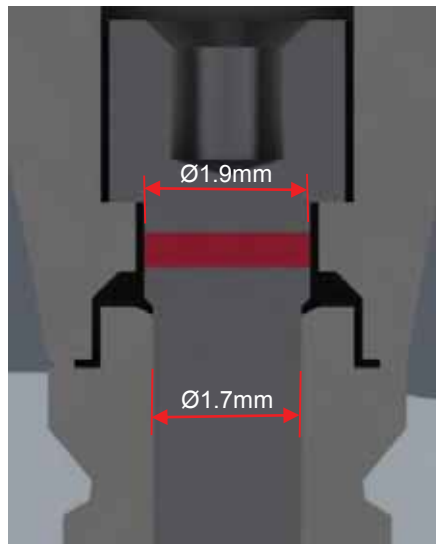


Figura 3.1 - Detalhe dos diâmetros do parafuso

Portanto para o diâmetro de 1,7mm tem-se:

$$F_p = \frac{320}{0,20.1,7} = 941,18N \quad (3.5)$$

Utilizando a equação (3.4) obtém-se a área:

$$A_p = \frac{\pi.1,7^2}{4} = 2,2698 \text{ mm}^2 \quad (3.6)$$

Empregando o resultado das equações (3.6) e (3.5) na (3.3) encontra-se a tensão:

$$\sigma_p = \frac{941,18}{2,2698} = 414,65 \text{ MPa} \quad (3.7)$$

Utilizando a mesma sequência de cálculos empregados para obter a tensão relativa ao diâmetro de 1,7mm, aplica-se agora para o diâmetro de 1,9mm a fim de se obter a tensão da região.

Assim ocorre a tensão de 331,95MPa para o diâmetro de 1,9mm.

4. MODELAMENTO E VALIDAÇÃO DA PRÉ-CARGA

Neste capítulo valida-se a técnica de pré-carga a ser utilizada no modelo biomecânico. Esta técnica foi desenvolvida com o intuito de criar carregamentos no parafuso de retenção capazes de representar os efeitos obtidos com o torque do parafuso ao modelo biomecânico, de forma que se possa ter a mesma tensão e a mesma resultante. Com isso, espera-se poder analisar de forma mais detalhada o comportamento da desadaptação entre coroa e implante e as tensões transferidas aos demais componentes.

Atualmente para representar estas forças de aperto do parafuso duas técnicas têm sido as mais utilizadas. Uma delas utiliza a contração de uma parte da geometria do parafuso, estudo abordado por Lopes Júnior, J.A. (2012). Este trabalho utilizou uma outra técnica, a de compressão de uma determinada parte da geometria do parafuso, conforme Tópico 4.1.

Para se obter a validação dos resultados, foi utilizada a comparação de resultados de cálculos analíticos de geometria simplificada a um modelo similar em MEF.

Com o intuito de facilitar a compreensão das tensões geradas na região de pré-carga, o estudo do modelo simplificado proposto foi realizado com as condições de carregamento similares as do modelo biomecânico.

4.1 Técnica de pré-carga aplicada ao modelo biomecânico

A Figura 4.1 mostra o detalhe em corte do modelo biomecânico, demonstra que a área traçada em vermelho é selecionada como a região que recebe forças de compressão para gerar as tensões equivalentes a pré-carga.

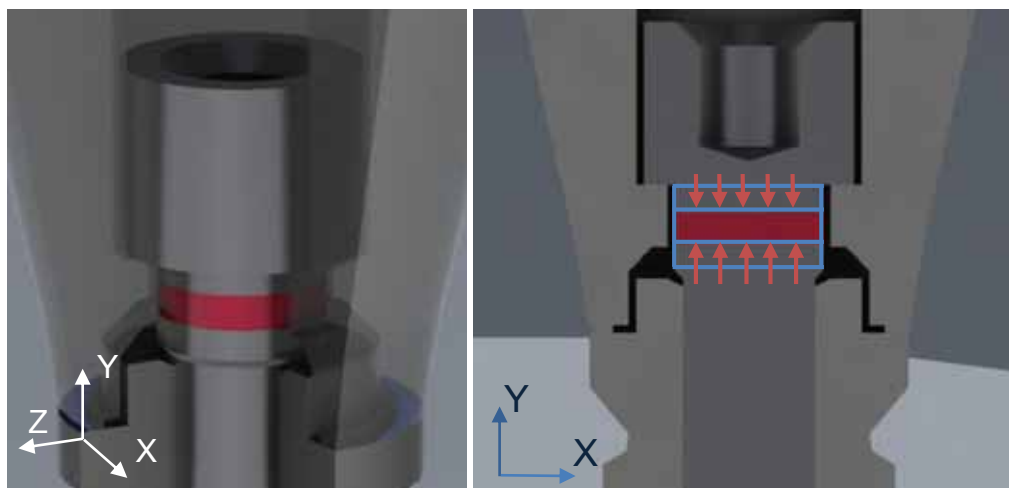


Figura 4.1a - Detalhe região de pré-carga **Figura 4.1b** - Forma de aplicação da pré-carga
Figura 4.1 - Detalhe da região do modelo biomecânico que será aplicada a técnica de pré-carga

A técnica proposta consiste em aplicar forças de compressão na região vermelha, com o objetivo de proporcionarem forças resultantes equivalentes à força de pré-carga. O cálculo analítico consiste na geometria da região delimitada pelas linhas de cor azul da Figura 4.1b, já o modelo (tópico 4.2) analítico contém as mesmas dimensões desta região selecionada.

Os dados analíticos foram obtidos a partir das teorias fundamentais da Resistência dos Materiais, conforme Beer, Ferdinand Pierre, (2007 Resistência dos materiais).

4.2 Resultado analítico do modelo simplificado

O modelamento matemático consiste em analisar um cilindro engastado em suas extremidades e dividido em três partes, constituído pelo mesmo material do parafuso de retenção, que é o Titânio Ti-6A-4V, com módulo de elasticidade de 103,4GPa e coeficiente de Poisson de 0,35 conforme (Sertgoz e Gunever, 1997).

Foi necessário utilizar de carregamento de compressão em que as resultantes correspondam ao aperto do parafuso com pré-carga de 320N.mm. Estes resultados devem ser iguais aos obtidos na equação 3.5 com a força de 941,18N. Através de aproximação linear, chegou-se a carga de 2588,168N. Para representar este carregamento, a carga foi distribuída na superfície esquerda do corpo central, no mesmo sentido do eixo do parafuso. Assim também o mesmo valor foi utilizado simetricamente a face direita do mesmo corpo, gerando compressão ao corpo central, conforme a Figura 4.1.

A Figura 4.2 ilustra as condições de carregamento do modelo simplificado.

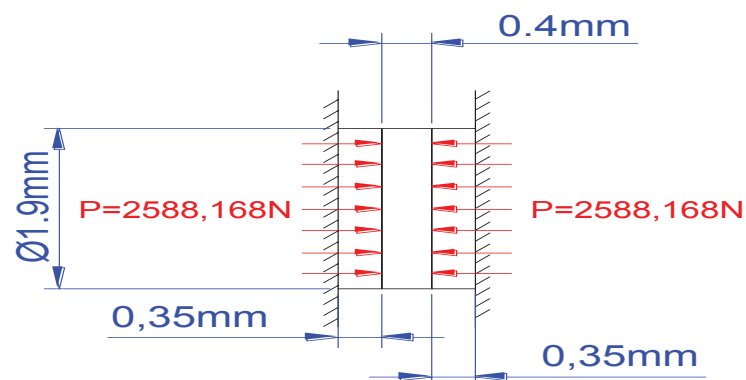


Figura 4.2 - Modelo simplificado para cálculo analítico com as dimensões da região da pré-carga

Dados:

σ = Tensão (N/mm²);

R = Força resultante;

P = Carga aplicada (N);

E = Módulo de elasticidade normal (módulo de Young);

A = Área (mm²);

L = Comprimento;

d = Diâmetro (mm);

A figura 4.3 apresenta as condições de contorno para o estudo.

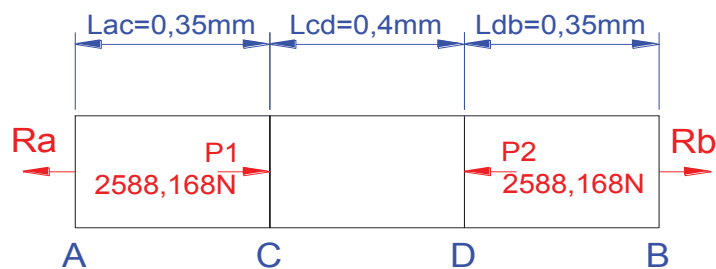


Figura 4.3 - Condições de carregamento

Área da região P1 e P2:

$$A = \frac{\pi \cdot d^2}{4}$$

$$A = \frac{\pi \cdot 1,9^2}{4}$$

$$A = 2,83528\text{mm}^2$$

Somatória das forças aplicadas ao sistema:

$$+\rightarrow \sum F = 0$$

$$-R_a + P_1 - P_2 + R_b = 0 \quad (4.1)$$

Equacionamento das deformações:

$$\delta T = \delta_{ac} + \delta_{cd} + \delta_{db} = 0$$

$$\delta T = \left(\frac{P_{ac} \cdot L_{ac}}{E \cdot A} \right) + \left(\frac{P_{cd} \cdot L_{cd}}{E \cdot A} \right) + \left(\frac{P_{db} \cdot L_{db}}{E \cdot A} \right) = 0 \quad (4.2)$$

Equacionamento dos esforços internos do ponto A ao ponto C.

$$P_{ac} = R_a \quad (4.3)$$

Equacionamento dos esforços internos do ponto C ao ponto D.

$$P_{cd} = -P_1 + R_a \quad (4.4)$$

Equacionamento dos esforços internos do ponto D ao ponto B.

$$P_{db} = R_a - P_1 + P_2 \quad (4.5)$$

Solução para R_a

Substituindo as equações (4.3), (4.4) e (4.5) na equação 2, obtém-se:

$$\delta T = \left(\frac{R_a \cdot 0,35}{103,4 \cdot 10^3 \cdot 2,83528} + \frac{(-2588,168 + R_a) \cdot 0,4}{103,4 \cdot 10^3 \cdot 2,83528} + \frac{(R_a - 2588,168 + 2588,168) \cdot 0,35}{103,4 \cdot 10^3 \cdot 2,83528} \right) = 0$$

isolando R_a , tem-se:

$$R_a = 941,17647N \quad (4.6)$$

Devido ao sistema ser simétrico, obtém-se,

$$R_b = R_a \quad (4.7)$$

Para a solução de P_{cd} , foi utilizada a equação (4.4).

$$P_{cd} = -(2588,168) + 941,17647$$

$$P_{cd} = -1646,99153 \quad (4.8)$$

Para o resultado da tensão na região de A a C.

$$\begin{aligned}\sigma_{ac} &= \frac{R_a}{A} \\ \sigma_{ac} &= \frac{941,17647}{2,83528} \\ \sigma_{ac} &= 331,95MPa\end{aligned}\tag{4.9}$$

Resultado da tensão na região de D a B.

$$\begin{aligned}\sigma_{db} &= \frac{R_b}{A} \\ \sigma_{db} &= \frac{941,17647}{2,83528} \\ \sigma_{db} &= 331,95MPa\end{aligned}\tag{4.10}$$

Resultado da tensão na região de C a D.

$$\begin{aligned}\sigma_{cd} &= \frac{P_{cd}}{A} \\ \sigma_{db} &= \frac{-1646,9915}{2,83528} \\ \sigma_{db} &= -580,91MPa\end{aligned}\tag{4.11}$$

A carga de 2588,168N aplicada nas faces do corpo central, demonstrou gerar a resultante de $R_a = 941,17647N$ equação (4.6), valor similar a resultante da força de aperto do parafuso. Com esta resultante obteve-se a tensão conforme apresentado na equação (4.10), de $\sigma_{db} = 331,95MPa$.

Desta forma, foi demonstrado que é possível chegar com exatidão as resultantes e tensões de aperto de pré-carga em um modelo simplificado com a utilização de carregamentos de compressão na região central.

Este modelo torna esta região central uma região com valores elevados em relação a tensão real de aperto. Devendo esta região ser desconsiderada para análise do modelo biomecânico.

Portanto este modelo deve ser aplicado a regiões de estudo onde a posição das faces de pré-carga não interfiram em uma região de interesse.

4.3 Modelo 3D de Elementos Finitos proposto para validar a região da pré-carga

Para a validação da região de pré-carga foi desenvolvido um modelo 3D. As tensões geradas neste modelo foram comparadas com as tensões calculadas no modelo analítico.

4.3.1 Condições de carregamento

Para efeito de comparação, o modelo foi elaborado com as mesmas características do modelo analítico, respeitando as dimensões e formas apresentadas na Figura 4.2, similar as condições do modelo real, conforme apresentado na Figura 4.4.



Figura 4.4a - Detalhe região de pré-carga

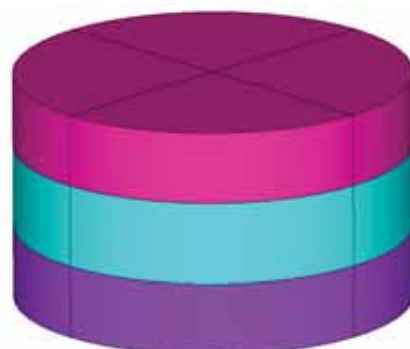


Figura 4.4b - Modelo de validação da pré-carga

Figura 4.4 - Detalhe da região do parafuso selecionada para aplicar a pré-carga

A Figura 4.5 mostra o modelo 3D de Elementos Finitos, desenvolvido através do programa ANSYS com suas respectivas divisões geométricas.

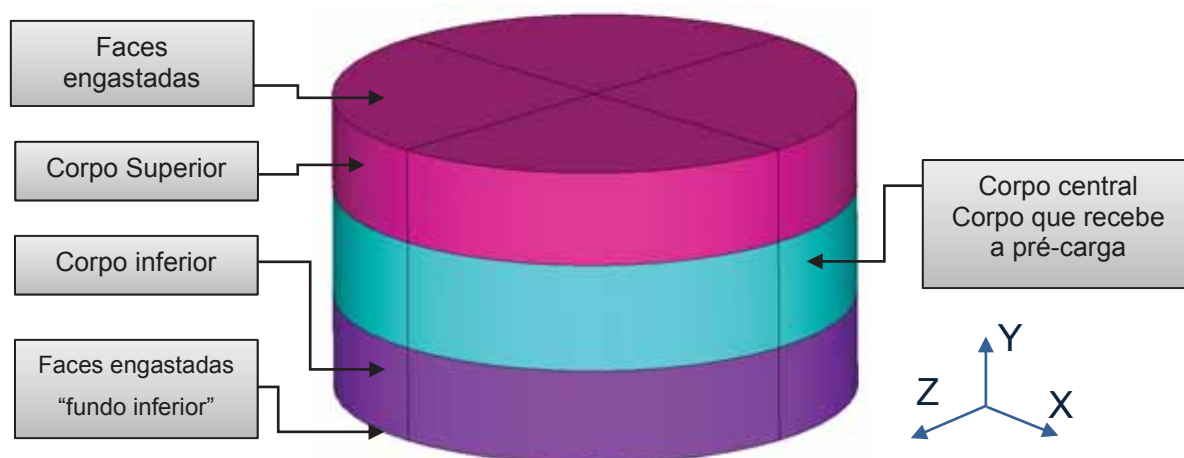


Figura 4.5 - Imagem do modelo 3D de validação da pré-carga

Este modelo consiste em um cilindro dividido em três partes, engastado em suas extremidades, com os respectivos nós destas faces travados nos eixos x, y e z.

4.3.2. Malha aplicada ao modelo 3D de validação da pré-carga

Foi utilizado no modelo 3D a configuração de malha livre com elemento sólido tridimensional tetraédrico de 10 nós, definido pelo programa ANSYS, (Ansys Inc., Houston, EUA) conforme mostra a Figura 4.5.

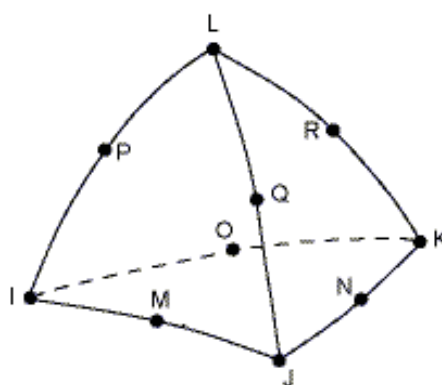


Figura 4.6 - Imagem do elemento sólido tridimensional tetraédrico de 10 nós, fonte Help ANSYS (Ansys Inc., Houston, EUA)

A Figura 4.6 mostra o modelo em MEF com a distribuição da malha aplicada, e também as condições de carregamento conforme a Figura 4.2, na qual aparecem as faces

engastadas e os vetores com a distribuição do carregamento das forças de compressão no modelo.

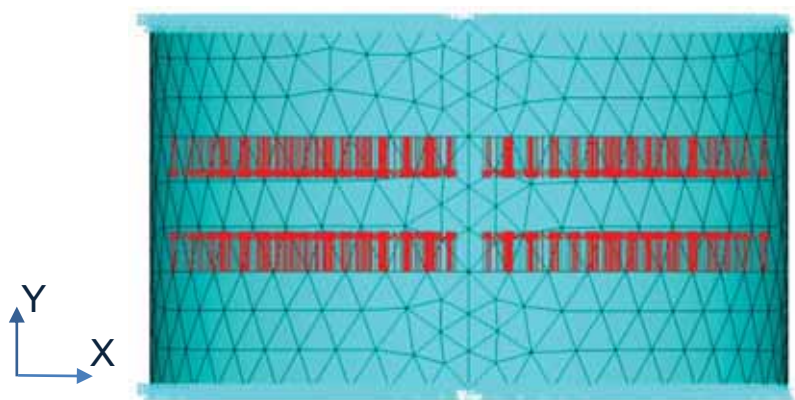


Figura 4.7 - Distribuição da malha e representação da fixação e dos carregamentos ao modelo.

4.3.3 Carregamento

O corpo central, recebe o carregamento de 2588,17N distribuídos na face superior do cilindro central e simetricamente o mesmo valor na face inferior do cilindro central, conforme anteriormente demonstrado na Figura 4.7.

Para distribuir de forma adequada o carregamento, foram selecionados todos os nós contidos nas faces da região superior da pré-carga, totalizando 245 nós. A carga de 2588,17N foi distribuída por estes nós, resultando em 10,56N para cada nó, conforme apresentado na Figura 4.8a.

O mesmo procedimento foi adotado para a região inferior, porém com um total de 277 nós, o que resultou em uma carga de 9,34N para cada nó, conforme apresentado na Figura 4.8b.

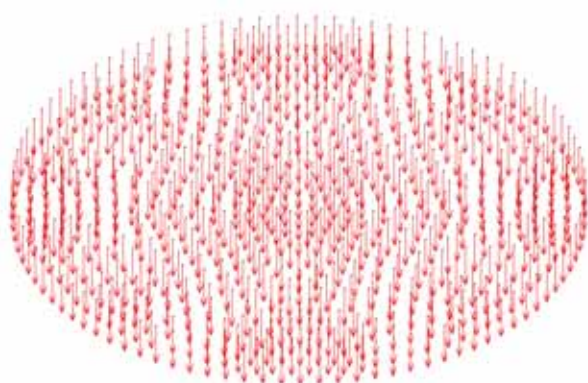


Figura 4.8a - Carga aplicada – face superior

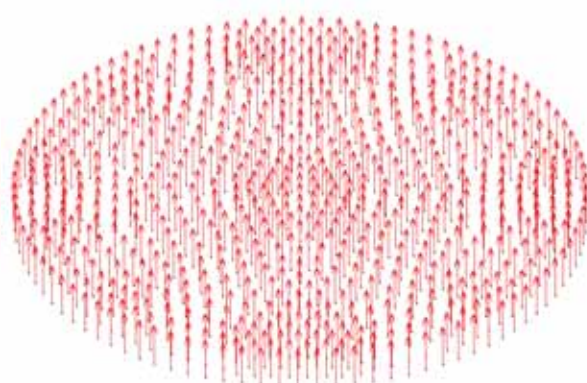


Figura 4.8b - Carga aplicada – face inferior

Figura 4.8 – Distribuição do carregamento aplicado a região central do modelo de validação da pré-carga

4.3.4. Material usado

O material utilizado para o desenvolvimento do modelo 3D foi considerado homogêneo, isotrópico e linearmente elástico, caracterizado pelo módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson.

4.3.5 Comparação dos resultados com modelo analítico

Para comparar os resultados, foram plotadas as tensões na direção do eixo Y (verticais), em escala de deformação de 1:5, conforme apresentado na Figura 4.9.

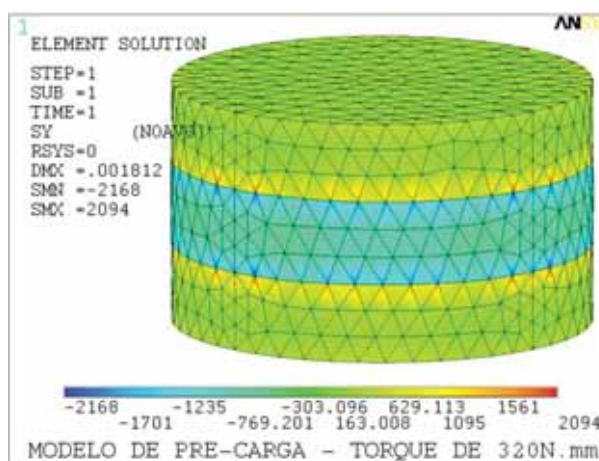


Figura 4.9a – Tensões em Y no modelo de pré-carga

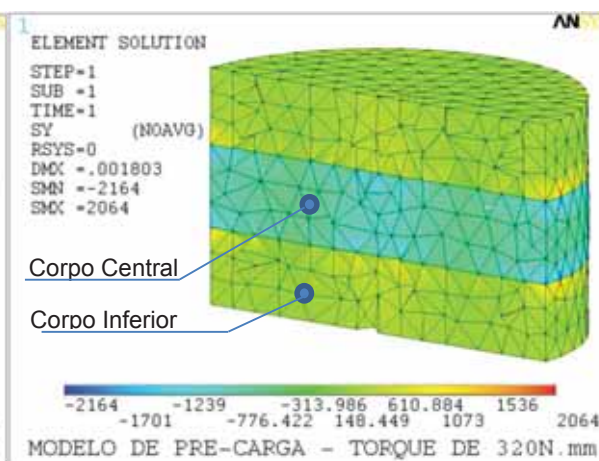


Figura 4.9b – Vista em corte

Figura 4.9 – Resultado das tensões do modelo de validação da pré-carga

4.3.6. Análise do nível de tensão na parte inferior

A Figura 4.10 apresenta os resultados das tensões na direção do eixo Y (vertical), com escala de deformação de 5:1. O resultado obtido no modelo analítico para a região foi de 331,9MPa, este valor é comparado com os resultados do modelo em MEF.

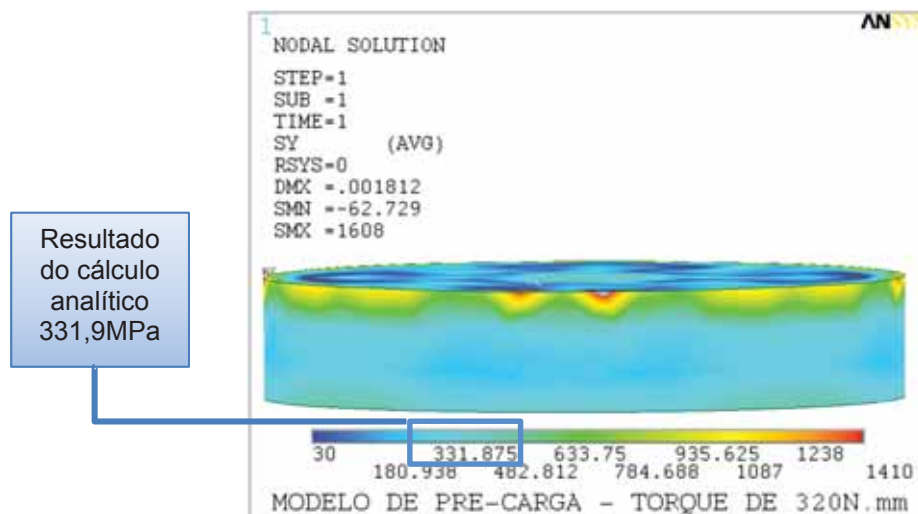


Figura 4.10 – Resultado das tensões do modelo de validação da pré-carga – parte inferior

Embora com a aplicação do carregamento proposto o valor da força resultante seja o mesmo do cálculo analítico, as tensões próximas a face de aplicação do carregamento demonstram uma variação da faixa de tensão. Conforme é possível observar na Figura 4.10.

Ao se comparar o resultado analítico com o resultado obtido no modelo, é possível encontrar a tensão de 331,9MPa, porém varia dentro de uma faixa de tensão que vai de 180MPa a 482MPa, esta variação é naturalmente compreendida devido as forças serem aplicadas diretamente aos nós dos elementos e dependerem do tamanho e distribuição dos mesmos, o que faz o resultado depender da qualidade de distribuição dos elementos, de sua variação de tamanho e quantidade por local.

Para amenizar esta variação, foi utilizada a formação de malha sem refinamentos. Definindo-se a geração de malha automática, permitiu-se gerar malhas da forma mais uniforme possível, esta formação de malha pode ser verificada na Figura 4.9.

4.3.7. Análise das tensões na região do corpo central

A Figura 4.11 apresenta os resultados das tensões na direção do eixo Y vertical com escala de deformação de 5:1.

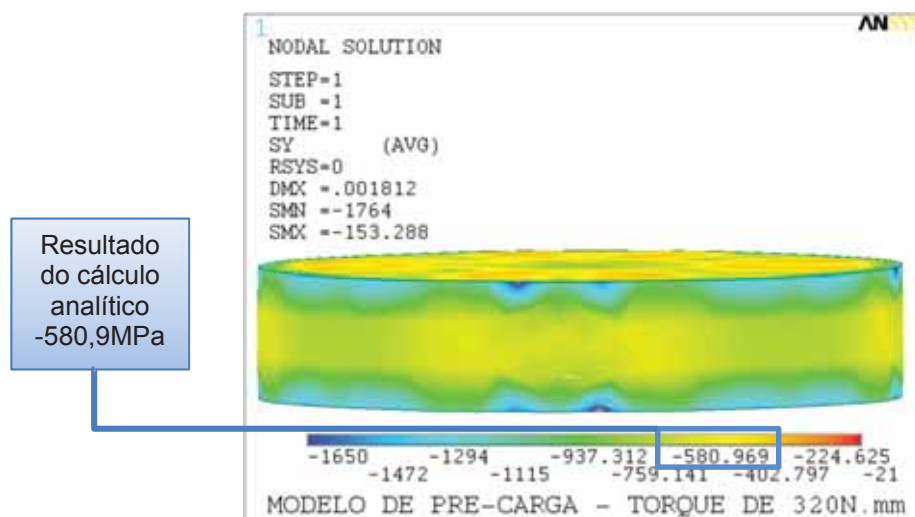


Figura 4.11 - Tensões na direção do eixo Y do corpo central

O resultado obtido no cálculo analítico para a compressão do corpo central é de $-580,9\text{MPa}$, destacado em azul, na Figura 4.11. A região com a tensão correspondente ao valor analítico, varia em uma faixa de tensão de -759MPa a -402MPa .

Foi demonstrado que com a utilização do carregamento de $2588,16\text{MPa}$, foi possível obter as tensões adequadas ao torque do parafuso para o modelo simplificado das condições de pré-carga, conforme apresentado no Capítulo 3 e comparativo de resultado analítico.

Devido as altas tensões geradas na região central, por estarem em compressão, torna-se essencial a preocupação de escolher adequadamente a região delimitada para técnica de pré-carga, para que esta não esteja envolvida com uma região de interesse da análise em estudo.

Foi selecionada esta região central na parte superior do parafuso, por ser uma região onde clinicamente não é comum registrar casos de fratura no parafuso. Portanto, esta região, que sofreu compressão, fica fora da análise do modelo biomecânico.

Levando-se em conta particularidades deste modelo, é possível que a aplicação desta técnica se apresente adequada para gerar as resultantes do torque, bem como as tensões do mesmo, desde que a região de interesse do estudo não esteja envolvida com a região central de pré-carga.

Desta forma, foi demonstrado que a técnica proposta é capaz de representar os efeitos da pré-carga no modelo biomecânico.

5. MODELO BIOMECÂNICO

O modelo biomecânico foi criado com base no modelo 2D anteriormente desenvolvido por Gomes (2006) conforme Figuras 1.1 e 1.2.

5.1 Modelo biomecânico 3D

Os materiais e suas características utilizadas neste estudo estão descritos na Tabela 5.1, os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, sendo caracterizados pelo módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson.

Tabela 5.1 – Propriedades das estruturas e dos materiais utilizados no modelo

Material	Módulo de elasticidade E (GPa)	Coeficiente de Poisson	Referência
Osso Cortical	13,7	0,3	Barbier et al. (1998)
Osso Medular	1,37	0,3	Barbier et al. (1998)
Implante (Ti puro)	117	0,3	Sakaguichi e Borgersen (1995)
Coroa (liga de Co-Cr)	218	0,33	Craig (1989)
Parafuso de retenção (Ti-6Al-4V)	103,4	0,35	Sertgoz e Gunever (1996)

O modelo biomecânico 3D foi desenvolvido baseando-se nas definições e características geométricas do modelo 2D de Gomes (2006), sendo utilizado o modelo da geometria óssea desenvolvida por Hernandez, B. A. (2010), através do software Ansys APDL (Ansys Inc., Houston, EUA). Os arquivos envolvidos bem como as características, as configurações e as condições de carregamento foram criados e definidos através de arquivos texto em linguagem de programação, metodologia esta que permitiu um melhor controle dos problemas envolvidos, e uma como análise mais efetiva de cada passo do desenvolvimento da pesquisa.

5.1.1 Malha aplicada

No modelo 3D foi aplicado a configuração de malha livre, em todo o conjunto, com o elemento sólido tridimensional tetraédrico de 10 nós, conforme mostrado na Figura 4.4.

O conjunto totalizou 93226 elementos tetraédricos e 132419 nós. Correspondendo a um alto grau de refinamento do modelo, resultando em um maior tempo de processamento dos resultados.

A Figura 5.1 apresenta as malhas para os distintos componentes em estudo.

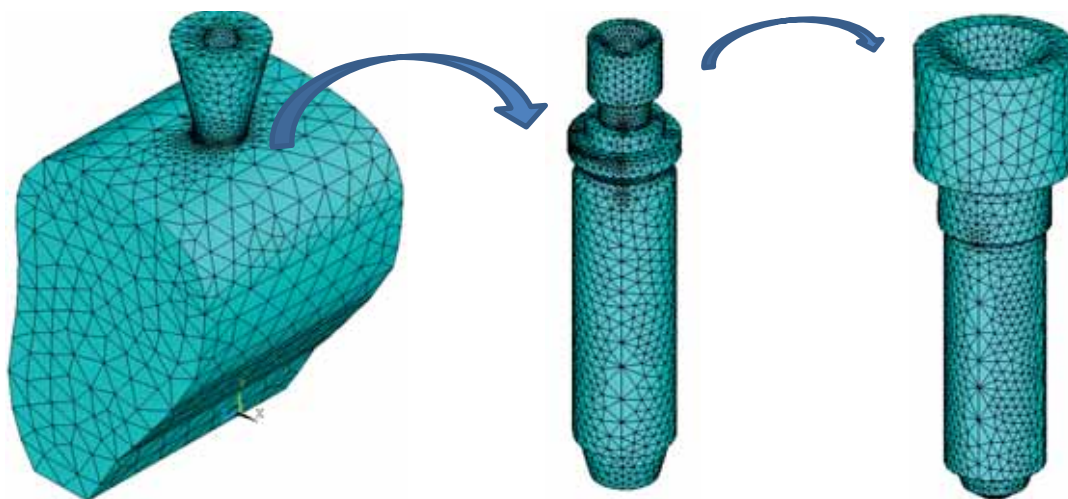


Figura 5.1a - Modelo biomecânico

Figura 5.1b – Implante e parafuso

Figura 5.1c - Parafuso

Figura 5.1 - Modelo biomecânico com malha tetraédrica aplicada

5.1.2 Modelamento da pré-carga aplicada ao modelo biomecânico

Conforme analisado anteriormente no Capítulo 4, é possível criar um modelo cilíndrico simplificado que represente as tensões e resultantes geradas pelo torque do parafuso de retenção. Sendo as dimensões e condições de carregamento adotadas no Capítulo 4 as mesmas do modelo biomecânico, este estudo aplica ao modelo biomecânico as condições de carregamento desenvolvidas no Capítulo 4.

Para se obter a força de aperto correspondente ao torque de 320N.mm, foi aplicada a carga de compressão de 2588,16N na face superior e também o mesmo valor para face inferior do cilindro vermelho (região central do parafuso) conforme Figura 5.2.

A Figura 5.2 ilustra forma como ficou o carregamento no modelo.



Figura 5.2a – Mod. biomecânico

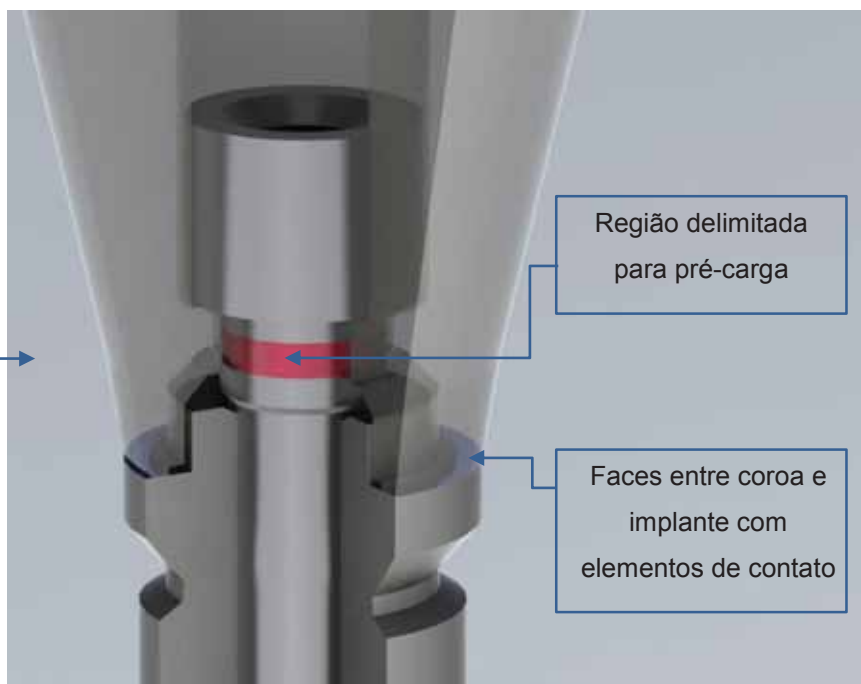


Figura 5.2b – Detalhe do parafuso – região de pré-carga e contato

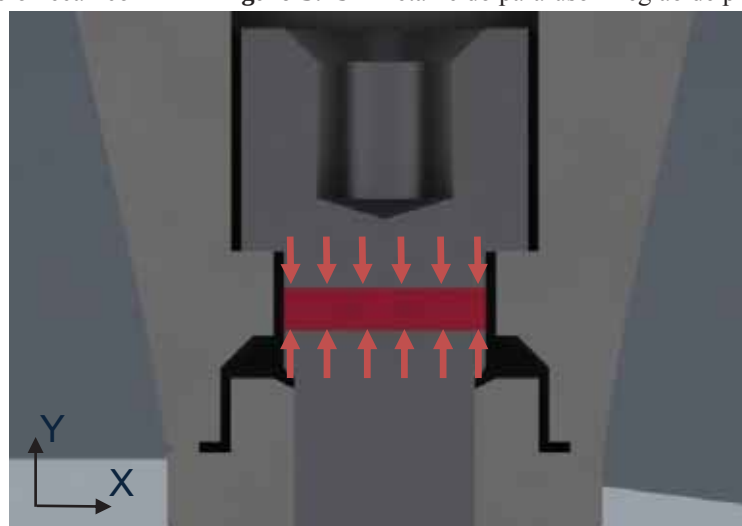


Figura 5.2c – Forma de carregamento

Figura 5.2 – Pré-carga aplicada ao modelo biomecânico

Essa técnica foi utilizada para poder representar a força de aperto do parafuso e estudar mais adequadamente o comportamento das tensões e desadaptações no modelo biomecânico de acordo com as cargas aplicadas à fixação do parafuso.

5.1.3 Carga mastigatória

Para realizar as análises, considerou-se uma carga representativa dos efeitos de mastigação, foi adotado a força de 133 N, inclinada a 30° com a horizontal e deslocada 2 mm do eixo do implante, de maneira similar à abordada por Gomes (2006), conforme mostra a Figura 5.6.

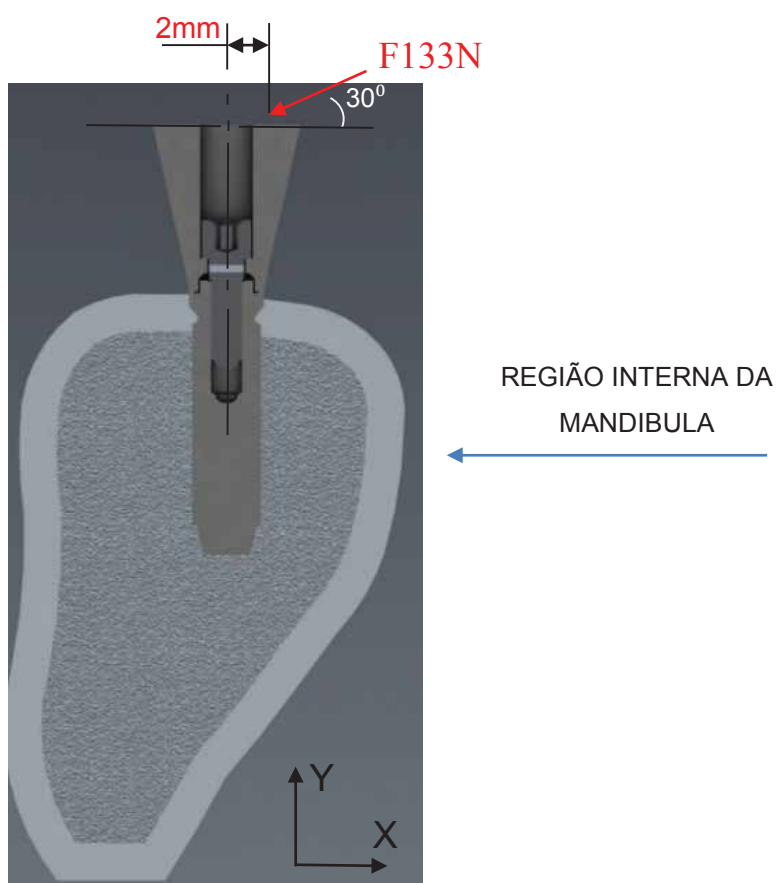


Figura 5.6 – Carga externa aplicada a coroa

6. ANÁLISE DO MODELO BIOMECÂNICO COLADO

Muitos dos estudos desenvolvidos atualmente para a área de biomecânica apresentam modelos matemáticos através do MEF, sem a aplicação de elemento de contato e sem utilizar algum tipo de técnica que represente as tensões provenientes da pré-carga.

Assim como no trabalho realizado em 2D por Gomes (2006), não se considerou a aplicação da pré-carga, como também não houve elemento de contato entre as faces da coroa e do implante, sendo consideradas coladas. Com isso, o modelo se torna totalmente consolidado. Através do MEF, eles se comportam como um único corpo, não sendo possível a separação entre os componentes, apenas as características dos materiais é diferenciada.

Embora em projeto, busca-se que a prótese em sua utilização se comporte como um conjunto consolidado. Nos modelos matemáticos com a modelagem em MEF, sem a utilização do elemento de contato combinada com a pré-carga, não é possível representar adequadamente os efeitos do *gap* e da variação da pré-carga nas tensões transferidas ao parafuso, nem analisar a abertura que pode existir entre a coroa e o implante.

Este capítulo tem o objetivo de apresentar as simulações do modelo biomecânico na condição das peças estarem coladas sem a aplicação de elemento de contato e da técnica proposta de pré-carga. Foram realizadas estas simulações com o intuito de apresentar a evolução do modelo e também poder comparar o comportamento das tensões mediante as diferentes técnicas propostas no modelo biomecânico.

6.1 Condições de carregamento

As condições de carregamento seguem com as mesmas características entre os modelos a serem comparados, utilizando-se da mesma malha, com exceção apenas das técnicas propostas para contato e pré-carga.

6.2 Análise dos resultados

Para uma melhor visualização das deformações geradas no modelo, foi utilizada a escala de deformação com a definição de 30:1 para todas as figuras.

6.2.1 Modelo completo

A Figura 6.1 apresenta o resultado avaliado através das tensões equivalentes de Von Mises no modelo colado sem pré-carga.

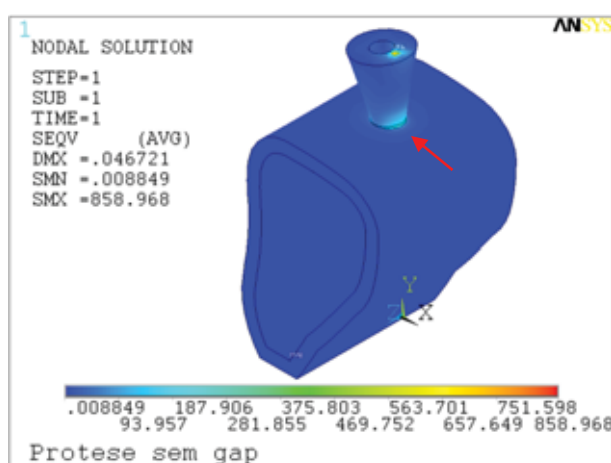


Figura 6.1a – Tensão Von Mises

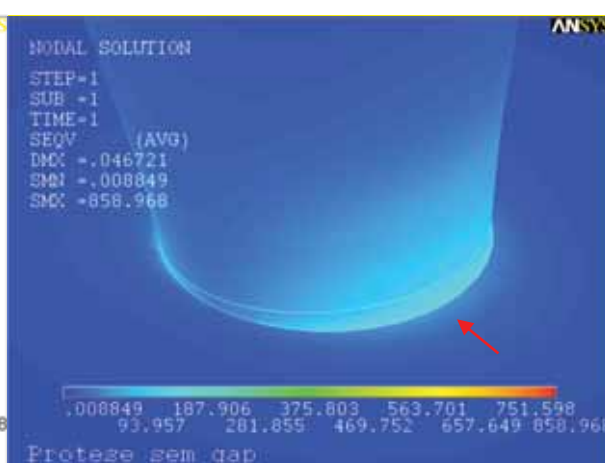


Figura 6.1b – Vista em detalhe – Tensão Von Mises

Figura 6.1 - Resultados modelo biomecânico colado sem pré-carga – Conjunto completo

Na Figura 6.1 aparecem as concentrações de tensão na base da coroa e no implante. Tanto a base da coroa como a região superior do implante apresentam tensões próximas ao valor de 187MPa. Com esta união colada, ocorre no modelo uma maior distribuição das tensões no conjunto.

Devido as faces em contato não possuírem elemento de contato, as peças envolvidas se comportam como um elemento consolidado, com maior distribuição da carga entre os componentes. Embora o modelo físico não se comporte desta maneira, esta condição seria a ideal de projeto para uniões por parafuso em um modelo físico.

6.2.2 Modelo sem a coroa

Para se compreender melhor a distribuição das tensões na base do implante, a Figura 6.2 apresenta os níveis de tensão no modelo sem a coroa, as quais foram avaliadas as tensões equivalentes de Von Mises.

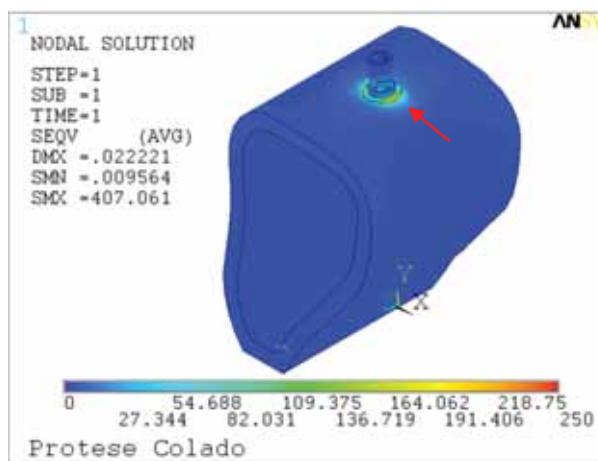


Figura 6.2a – Tensão Von Mises

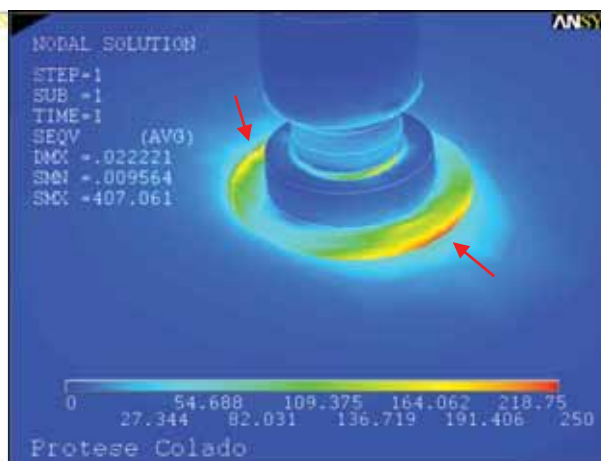


Figura 6.2b – Vista em detalhe - Tensão Von Mises

Figura 6.2 - Resultados modelo biomecânico colado sem pré-carga – Conjunto sem coroa

Os resultados apresentam uma maior concentração de tensão na região externa ao parafuso, entre implante e região óssea, e mesmo sendo em níveis mais concentrados, ela se dá de forma bem distribuída. Nota-se que a maior concentração de tensão acontece na base do implante, região com as faces coladas entre coroa e implante.

Quanto a região óssea, esta apresenta uma distribuição bem homogênea das tensões encontradas na região em contato com o implante e uma similaridade nos níveis de tensão do implante com o parafuso de retenção, girando em torno de 82MPa a 250MPa.

A Figura 6.3 mostra a simulação do modelo com os resultados das tensões na direção do eixo Y.

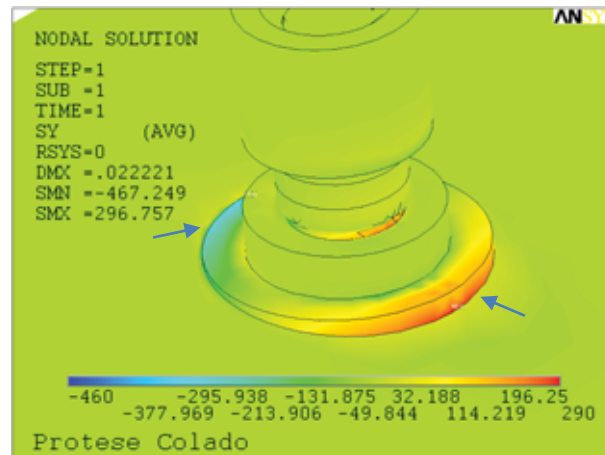


Figura 6.3 – Tensões na direção do eixo Y - Resultados modelo biomecânico colado sem pré-carga
Conjunto a sem coroa

De acordo com a Figura 6.3, percebe-se que os resultados obtidos na região do implante apresentam nível de tensão bem distribuído, de aproximadamente 290MPa para região tracionada contra uma -295MPa para a região que sofreu compressão em seu lado oposto.

6.2.3 Parafuso e implante

A Figura 6.4 apresenta os resultados para as tensões no implante e no parafuso.

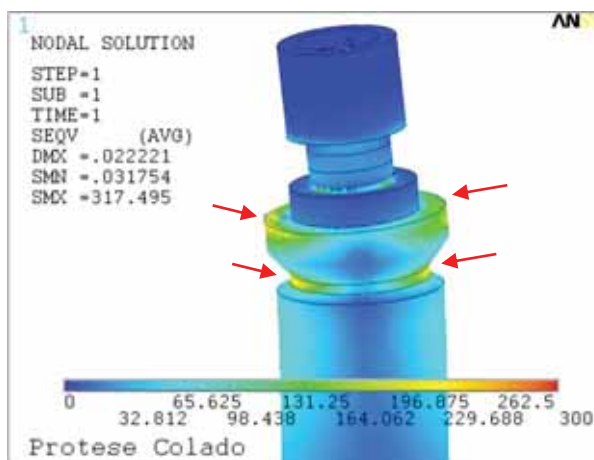


Figura 6.4a – Tensão Von Mises

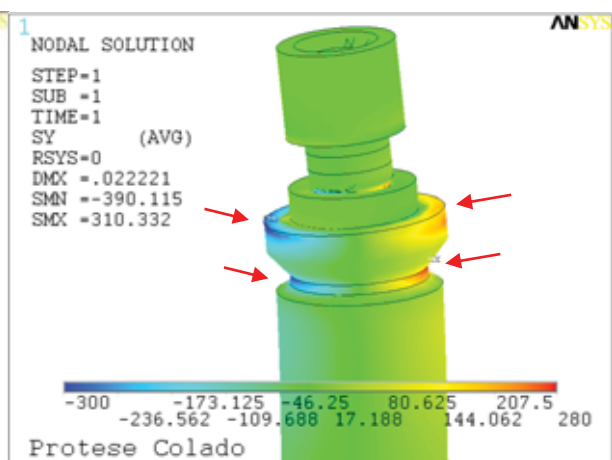


Figura 6.4b – Tensão na direção do eixo Y

Figura 6.4 – Resultados do modelo biomecânico colado sem pré-carga – Implante com parafuso de retenção

Conforme a Figura 6.4, boa parte da carga aplicada a prótese é transferida para o implante. Devido ao modelo ser colado, simulando uma perfeita adaptação, a carga é distribuída de uma forma mais homogênea no implante, fazendo com que os maiores níveis de tensão se encontrem no implante e não em algum outro componente da prótese.

6.2.4 Parafuso de retenção

A Figura 6.5 expõe os resultados para as tensões no parafuso.

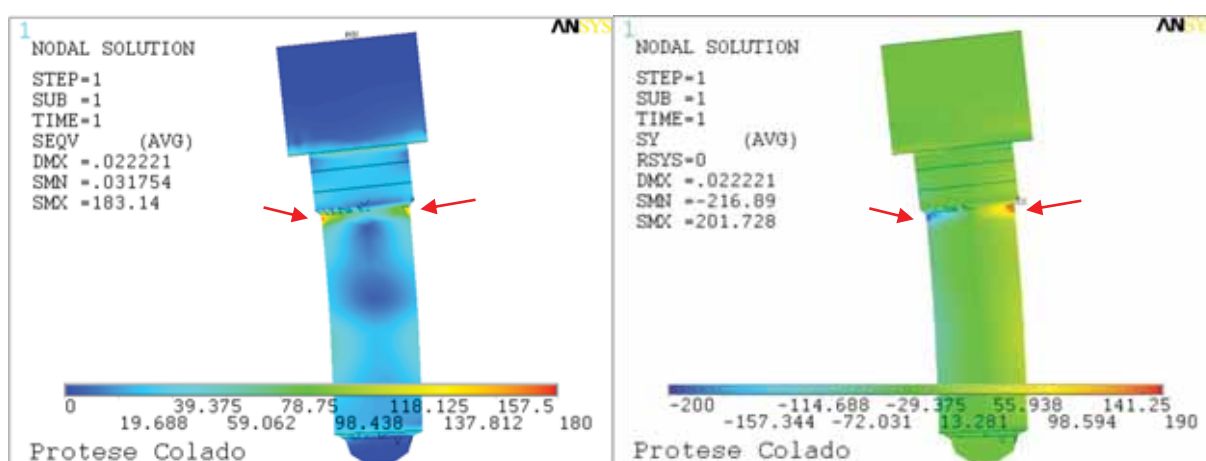


Figura 6.5a – Tensão Von Mises

Figura 6.5b - Tensão na direção do eixo Y

Figura 6.5 - Resultados modelo biomecânico colado sem pré-carga – Parafuso de retenção

A Figura 6.5a apresenta os resultados avaliados através das tensões de Von Mises. As regiões com maior concentração de tensão demonstraram o nível de tensão próximo de em torno de 180MPa.

A Figura 6.5b mostra as tensões na direção do eixo Y. O lado esquerdo indicado pela seta indica o nível de tensão de compressão próximo de -200MPa, para o lado direito a tensão encontra-se próxima de 190MPa.

Este comportamento, com o parafuso de retenção sofrendo uma tensão baixa, torna-se esperado por não ser aplicado a pré-carga a este modelo e também devido ao fato do conjunto estar colado, sendo distribuída as tensões na região entre coroa e implante.

6.2.5 Região óssea

A Figura 6.6 apresenta os resultados para as tensões na região óssea.

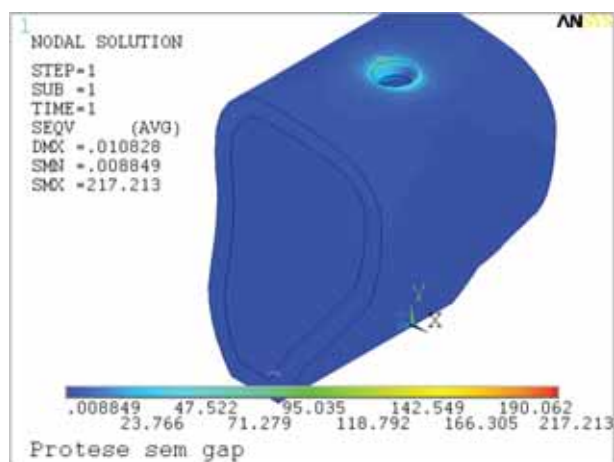


Figura 6.6a – Tensão Von Mises – Região óssea

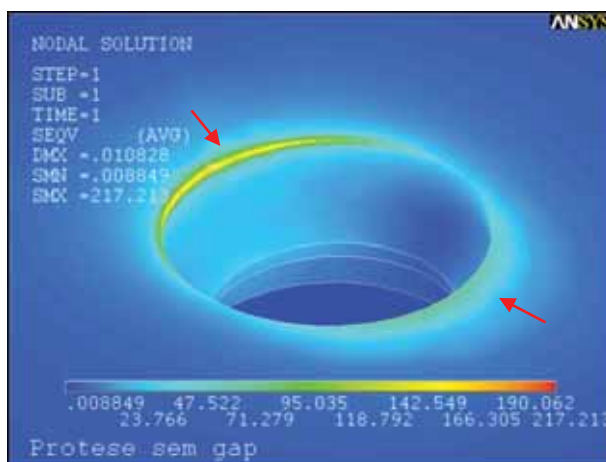


Figura 6.6b – Tensão Von Mises
Vista em detalhe região periimplantar

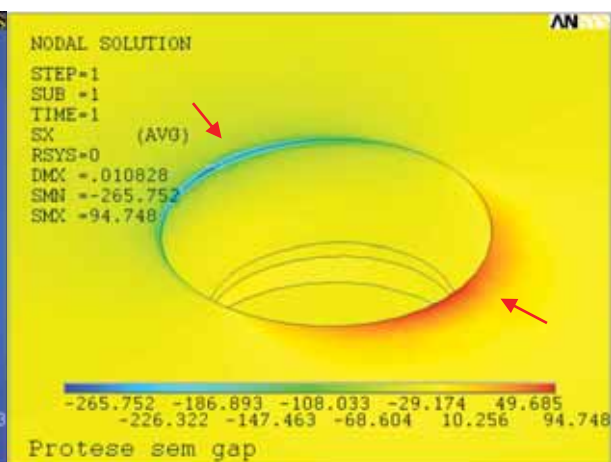


Figura 6.6c – Tensão na direção do eixo X
Vista em detalhe região periimplantar

Figura 6.6 – Resultados modelo biomecânico colado sem pré-carga - Níveis de tensão na região óssea

Na Figura 6.6b aparece a distribuição das tensões na região óssea próximo ao implante, se dá de forma homogênea, com uma maior parte da região com valores próximos a 95MPa e uma pequena região mais concentrada com valores próximos de 166MPa.

A Figura 6.6c mostra que o modelo distribui as forças de carregamento de forma mais concentrada na região periimplantar. Fica evidente o comportamento de tração e compressão esperado, justificado pelo sentido da força da carga mastigatória aplicada.

Os resultados discutidos neste capítulo demonstraram que o modelo colado distribui a carga mastigatória entre os componentes de maneira homogênea.

Por não existir a possibilidade de separação entre a coroa e o implante, por não ter sido aplicado elemento de contato, o parafuso se tornou pouco solicitado, apresentando baixos níveis de tensão.

Quanto ao implante, notou-se que o carregamento aplicado tencionou principalmente o implante, distribuindo as tensões de forma homogênea em sua geometria superior.

7. ANÁLISE DO MODELO BIOMECÂNICO UTILIZANDO ELEMENTO DE CONTATO

Este capítulo visa representar adequadamente o comportamento do contato físico entre os componentes da prótese. Foi utilizado o elemento de contato desenvolvido no Capítulo 2, aplicado entre as faces da coroa com o implante.

Verificou-se a abertura entre a coroa com o implante, e o comportamento das tensões no modelo biomecânico, comparando estes resultados aos resultados do modelo colado.

A Figura 7.1 ilustra as faces definidas com elemento de contato, conforme indicado em azul.



Figura 7.1a – Elemento de contato na base da coroa



Figura 7.1b – Implante com elemento de contato



Figura 7.1c – Implante – coroa - parafuso

Figura 7.1 – Detalhe das regiões com elemento de contato

7.1 Condições de carregamento

O modelo foi simulado sem a pré-carga e com carregamento externo, representando a força mastigatória.

7.2 Análise dos resultados

Os resultados foram avaliados através das tensões equivalentes de Von Mises.

Para validar a evolução do modelo foi comparado os resultados do modelo colado ao modelo com utilização do elemento de contato.

Todas figuras comparadas foram plotadas nas mesmas faixas de tensão.

Foi adotada a escala de deformação de 30:1, para se obter uma maior percepção visual do comportamento do elemento de contato, tanto para compressão quanto para desadaptação.

7.2.1 Abertura entre a coroa e o implante

A Figura 7.2 apresenta o resultado na mesma faixa de tensão, comparando o modelo biomecânico colado com o modelo com a aplicação de elemento de contato.

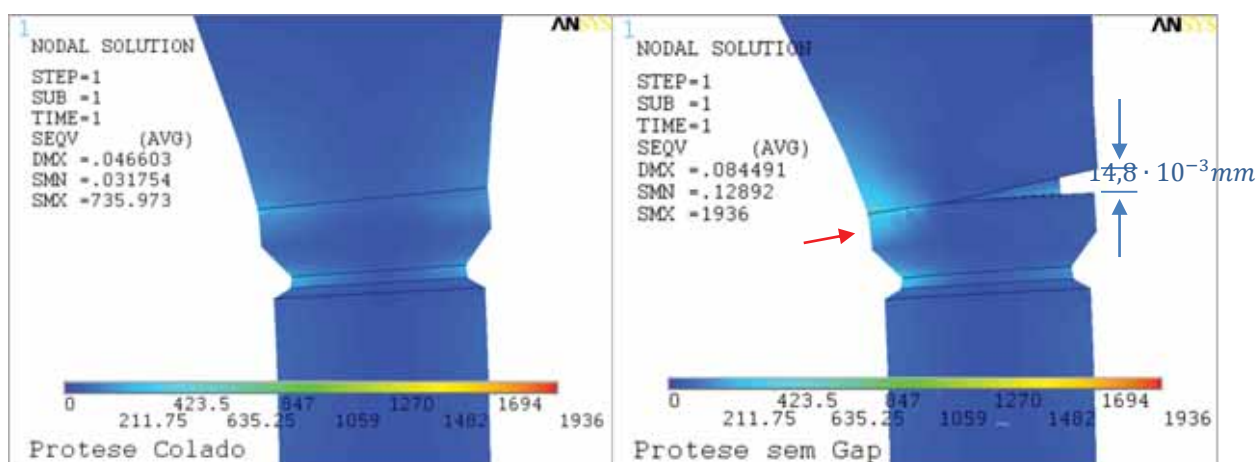


Figura 7.2a – Mod. Biomecânico – Colado

Figura 7.2b – Modelo com elemento de contato

Figura 7.2 – Comparativo modelo biomecânico com e sem elemento de contato – Von Mises

Através da Figura 7.2b pode-se visualizar em detalhes o comportamento dos efeitos obtidos através da aplicação do elemento de contato.

A abertura entre a coroa e o implante representa um dos efeitos esperados na região de contato. Ou seja as peças se separam sem oferecer resistência, condição discutida no Capítulo 3. Esta abertura foi mensurada em $14,8 \cdot 10^{-3} \text{mm}$. Outro efeito também esperado é quando submetido a compressão, a face oposta não há interpenetração das malhas. Como mostra a Figura 7.2b.

7.2.2 Modelo sem a coroa

Para visualizar com maior clareza o comportamento das tensões nas demais regiões do conjunto, foi realizada comparação no modelo sem a coroa, conforme Figura 7.3.

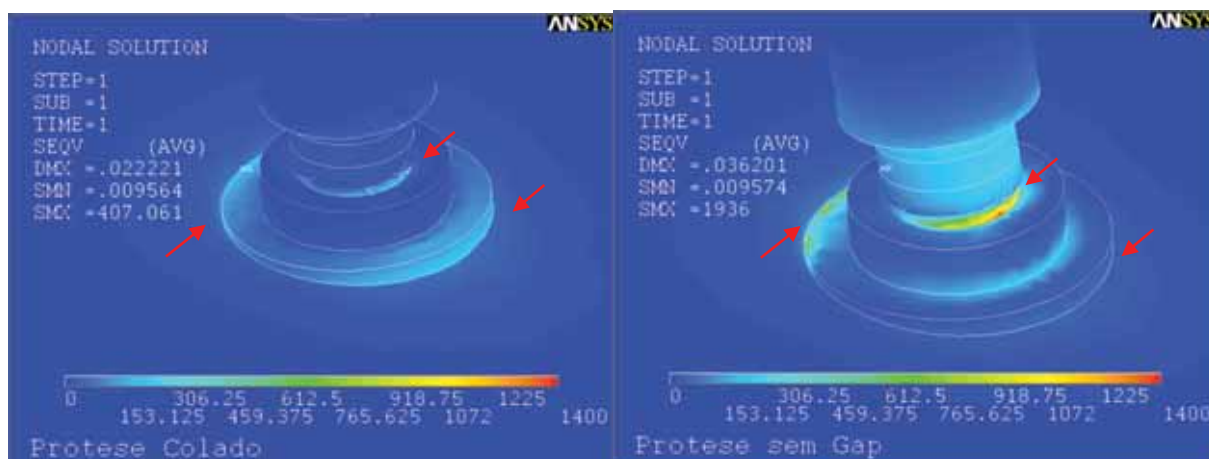


Figura 7.3a – Mod. biomecânico colado

Figura 7.3b – Mod. biomecânico com elemento de contato

Figura 7.3 – Comparativo modelo biomecânico com e sem elemento de contato – modelo sem coroa

Comparando-se as imagens nota-se uma maior variação no comportamento das tensões. As tensões para o modelo colado concentram-se na extremidade do implante e com baixos níveis de tensão.

Para o modelo com contato, as tensões se concentram somente nas regiões de compressão entre a coroa e implante, conforme indicado na seta em vermelho na Figura 7.3b.

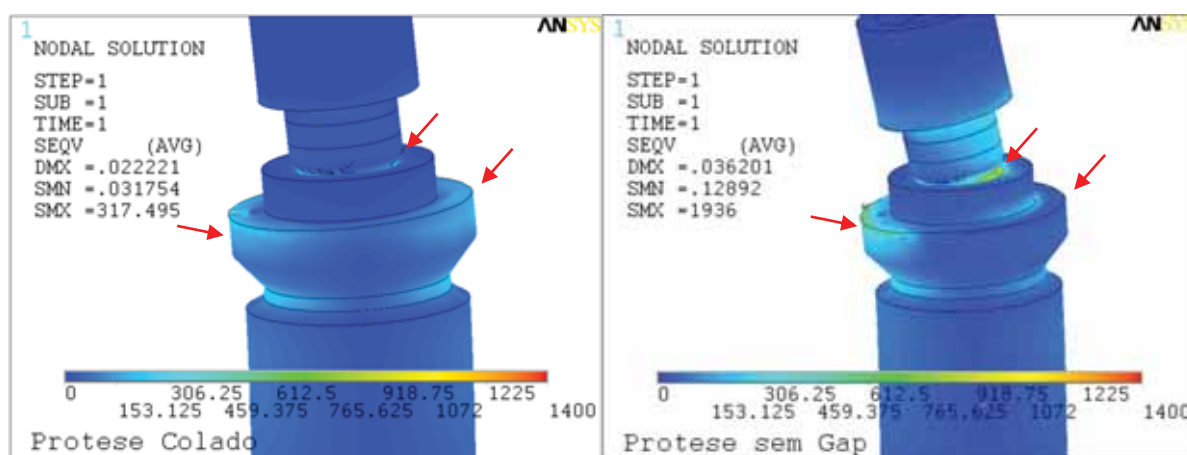
Outra diferença é a magnitude das tensões encontradas no modelo biomecânico, que torna o comportamento do modelo colado como uma peça única e rígida, os esforços se distribuem em uma região maior, fazendo com que os níveis de tensão estejam mais baixos.

Outra diferença é a concentração de tensão que passa a ter a região do parafuso. Com a coroa colada, o parafuso era pouco solicitado, porém com a possibilidade da separação das peças pelo elemento de contato, uma maior quantidade de carga passa a ser transferida ao parafuso, tornando-se o mais solicitado, levando-o a tensões mais elevadas.

Devido ao modelo com contato ser simulado sem carregamento da pré-carga, naturalmente não existe uma boa adaptação entre os componentes, elevando ainda mais o nível de tensão no parafuso.

7.2.3 Implante e parafuso de retenção

A Figura 7.4 apresenta o comparativo do comportamento das tensões no implante com o parafuso de retenção.



Conforme a Figura 7.4a, percebe-se para o modelo colado, uma maior elevação das tensões em todo o implante, apresentando uma maior distribuição da carga aplicada, que em contrapartida os níveis de tensão no parafuso são bem mais baixos.

A Figura 7.4b mostra uma menor distribuição de carga no implante, porém boa parte do carregamento é transferido ao parafuso, o que torna o parafuso com tensões mais concentradas e com níveis mais elevados.

7.2.4 Parafuso de retenção

A comparação dos parafusos foi realizada para compreender com maior clareza os níveis de tensão transferidos a ele, conforme mostra a Figura 7.5.

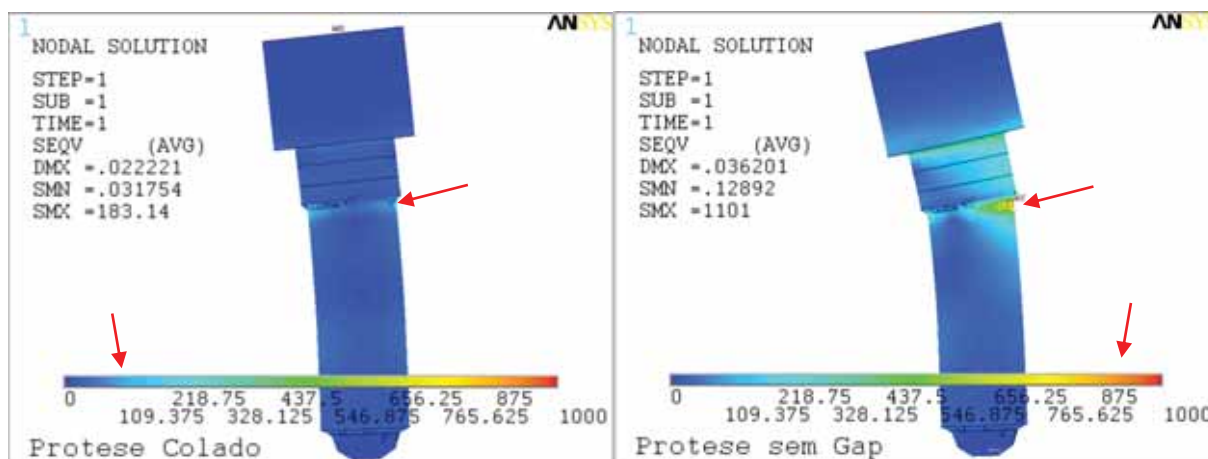


Figura 7.5a – Mod. biomecânico colado

Figura 7.5b – Mod. biomecânico com elemento de contato

Figura 7.5 – Comparativo modelo biomecânico com e sem elemento de contato – Parafuso

Ao analisar a Figura 7.5 nota-se com maior clareza a forma da distribuição da tensão no parafuso e sua intensidade.

A Figura 7.5a apresenta o parafuso em baixos níveis de tensão, algo em torno de 109MPa. Comparando com o modelo com elemento de contato, nota-se uma maior diferença em concentração e níveis de tensão, com altos níveis de concentração de tensão, conforme indicado pela seta vermelha na Figura 7.5b, chegando próximo 875MPa. É uma distribuição bem mais concentrada que o modelo colado, o que resulta em uma maior transferência de carga para o parafuso.

7.2.5 Região óssea

A Figura 7.5 apresenta a comparação da região óssea.

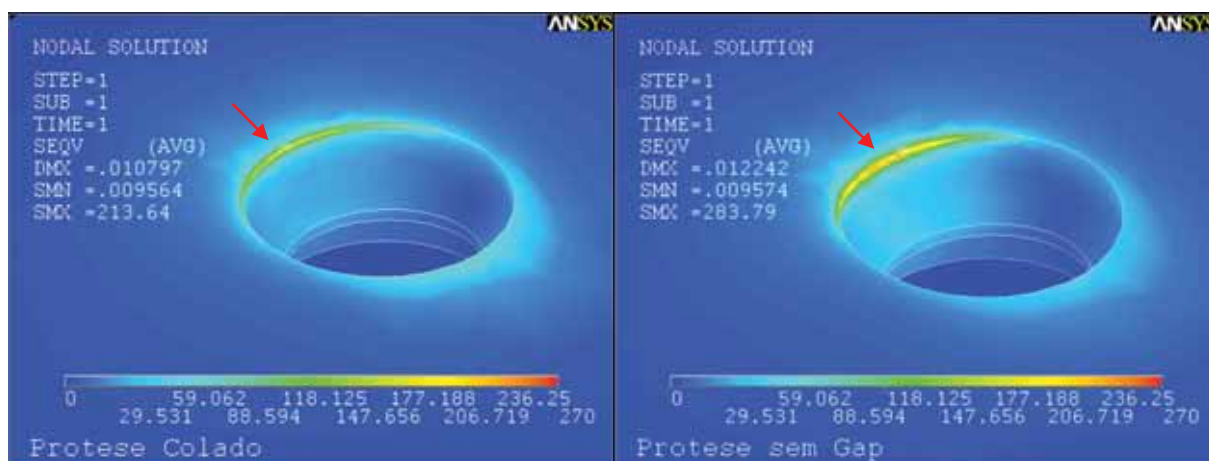


Figura 7.6a – Mod. biomecânico colado

Figura 7.6b – Mod. biomecânico com elemento de contato

Figura 7.6 – Comparativo modelo biomecânico com e sem elemento de contato – Região óssea

Ao se comparar a região óssea, percebe-se a distribuição das tensões de forma menos homogênea para o modelo com contato, possuindo uma maior concentração dos níveis de tensão próximo da região em que o implante sofre compressão.

Com a utilização do elemento de contato, aplicado ao modelo biomecânico, nota-se a completa mudança no comportamento dos níveis de tensão em cada componente. Também foi permitido mensurar a abertura entre a coroa e o implante.

8. ANÁLISE DO EFEITO DA PRÉ-CARGA NO MODELO BIOMECÂNICO COM ELEMENTO DE CONTATO SEM CARGA EXTERNA

Este capítulo visa ampliar o conhecimento do comportamento do modelo biomecânico, com a utilização da força de pré-carga combinada com aplicação do elemento de contato.

8.1 Condições de carregamento

O modelo foi simulado apenas com carregamento de pré-carga.

8.2 Análise dos resultados

As simulações contidas neste capítulo apresentam os níveis de tensão na direção do eixo Y. A escala de deformação adotada foi 15:1.

A Figura 8.1 apresenta os resultados das tensões para a coroa, para o implante e para a região óssea.

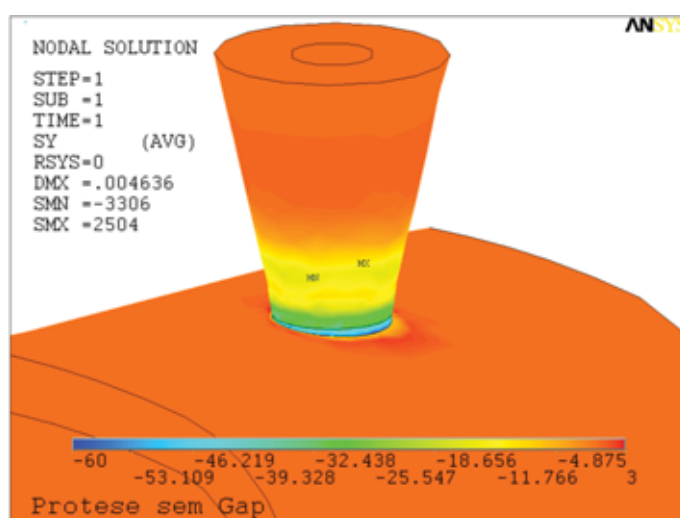


Figura 8.1 – Modelo com contato e pré-carga apenas – tensões em Y

A Figura 8.1 aponta que as tensões geradas na região óssea e na coroa são de baixa intensidade. A Figura 8.2 apresenta o modelo biomecânico sem a coroa, a Figura 8.3 mostra o implante com o parafuso.

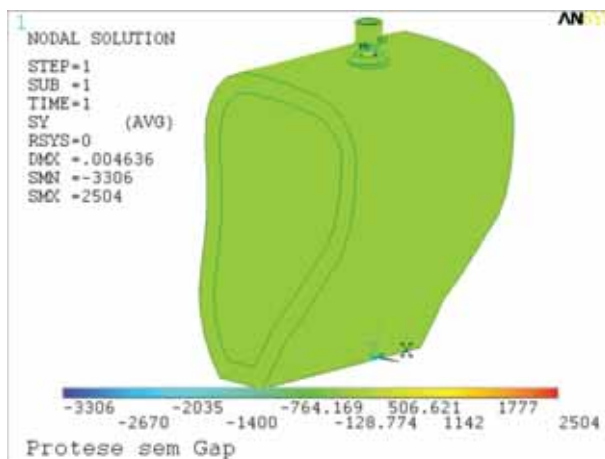


Figura 8.2 – Modelo sem coroa

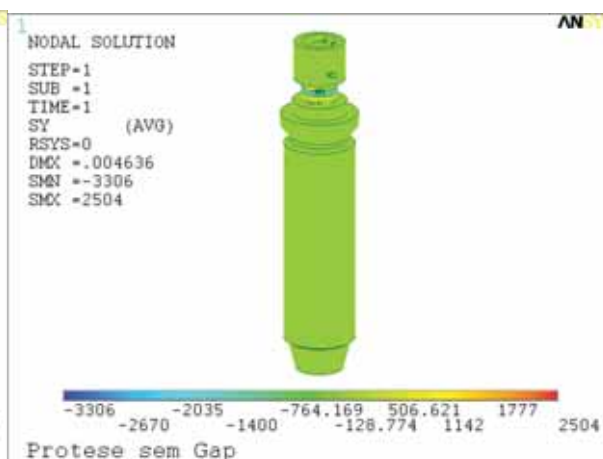


Figura 8.3 – Implante e parafuso

A Figura 8.4 apresenta os resultados dos níveis de tensão no parafuso.

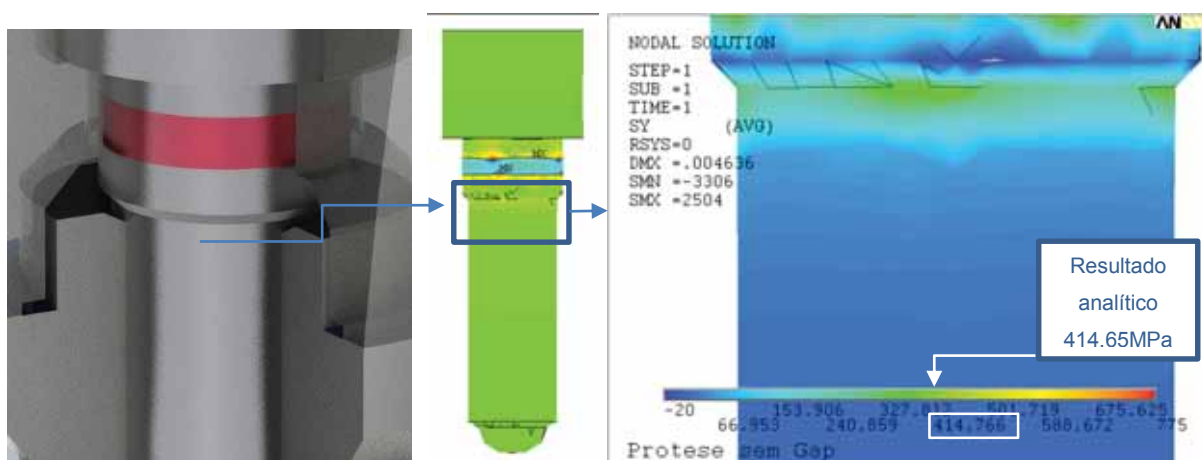


Figura 8.4a – Posicionamento do parafuso no modelo

Figura 8.4b – Parafuso

Figura 8.4c – Detalhe do parafuso

Figura 8.4 – Níveis de tensão no parafuso

De acordo com os cálculos analíticos no Capítulo 3, na equação (3.7), para o torque de 320N.mm, a região do parafuso com diâmetro menor deve apresentar a tensão de 414,65MPa.

Devido à complexidade da geometria do modelo biomecânico, não é possível encontrar de forma homogênea os resultados dos cálculos analíticos, porém os gráficos apresentam a distribuição das tensões em uma faixa de valor variando próximo ao resultado

do cálculo analítico. A Figura 8.4c apresenta o grau de aproximação dos níveis de tensão calculados analiticamente com o encontrado no modelo. Foi destacado no mapa de tensões da Figura 8.4c o nível de tensão de 414,76MPa, valor este similar ao cálculo analítico esperado para região, que é de 414,65MPa.

A Figura 8.5 apresenta os resultados normais ao eixo Y obtidos para a o implante.

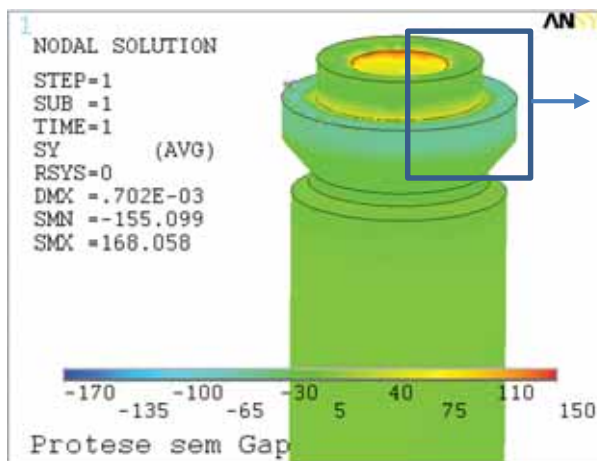


Figura 8.5a – Implante

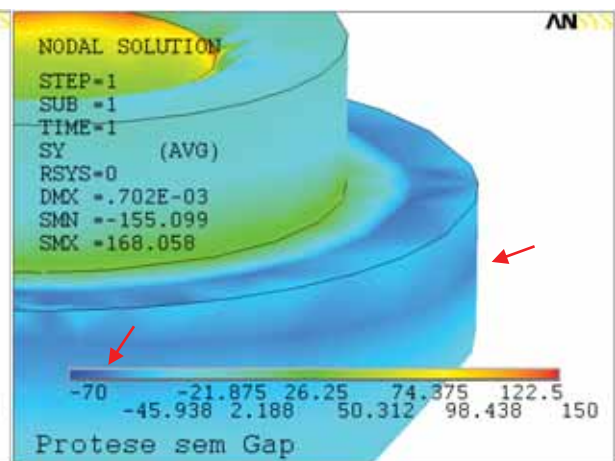


Figura 8.5b – Implante vista em detalhe

Figura 8.5 – Níveis de tensão no implante – tensões em Y

As forças de carregamento da pré-carga tencionam a coroa contra o implante, resultando em uma transferência de carga de compressão no implante, os níveis mensurados estão próximos de -70MPa, conforme mostra a Figura 8.5b.

A Figura 8.6 exibe os resultados normais ao eixo Y obtidos para a região óssea.

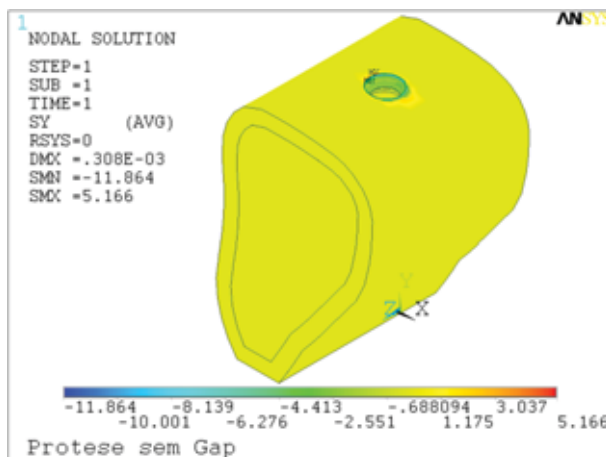


Figura 8.6a – Osso cortical e medular

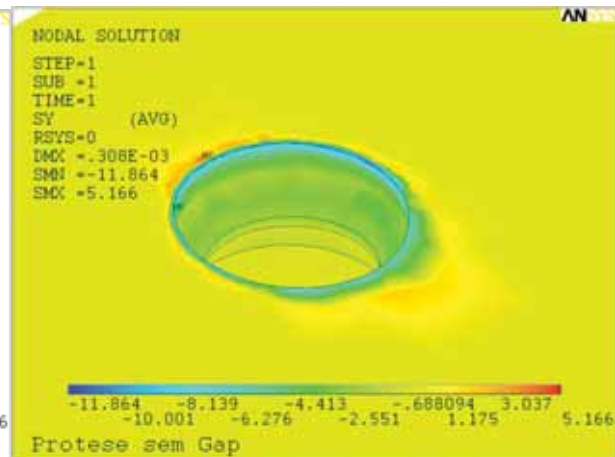


Figura 8.6b – Detalhe da região periimplantar

Figura 8.6 – Níveis de tensão na região óssea – tensões em Y

A Figura 8.6 apresenta os níveis de tensão na região óssea. Estas tensões de compressão se mostram próximo de -4MPa. Mesmo não recebendo a carga mastigatória, ela apresenta baixos níveis de tensão apenas com o carregamento da pré-carga. Estas tensões são justificadas por estarem conectadas diretamente ao implante através da osseointegração.

9. ANÁLISE DO MODELO BIOMECÂNICO COM ELEMENTO DE CONTATO E DE PRÉ-CARGA

Este capítulo estuda o comportamento do modelo completo, utilizando elemento de contato combinado com pré-carga, mostrando a evolução desse modelo em relação aos modelos já estudados nos capítulos anteriores.

Com este estudo, pretende-se validar a evolução do modelo biomecânico, para se obter resultados mais representativos nas análises da influência do gap e da pré-carga contidas nos próximos capítulos.

9.1 Condições de carregamento

Assim como nas simulações do Capítulo 7, estes modelos respeitam todas as condições de carregamento anteriormente adotadas, alterando apenas a adição das forças de pré-carga aplicadas ao parafuso de retenção, conforme foi mostrado no modelo do Capítulo 8.

A escala de deformação usada foi de 30:1.

9.2 Abertura entre coroa e implante

Para essa análise, foram plotados os resultados através das tensões equivalentes de Von Mises. Utilizou-se a mesma faixa de tensão para os resultados plotados.

A Figura 9.1 mostra a abertura entre coroa e implante, e a importância da aplicação do elemento de contato e da pré-carga combinados no modelo biomecânico para obter-se resultados mais representativos do comportamento físico da prótese.

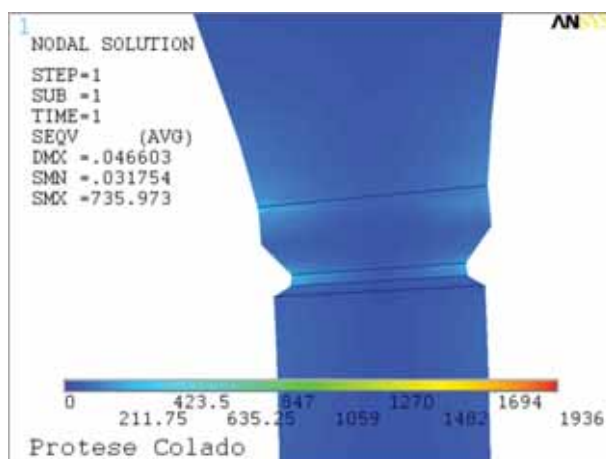


Figura 9.1a – Mod. Biomecânico Colado

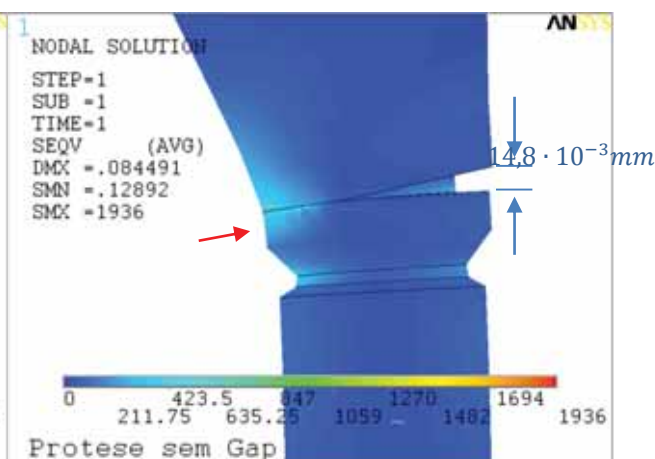


Figura 9.1b – Mod. Biomecânico Com elemento de contato sem pré-carga

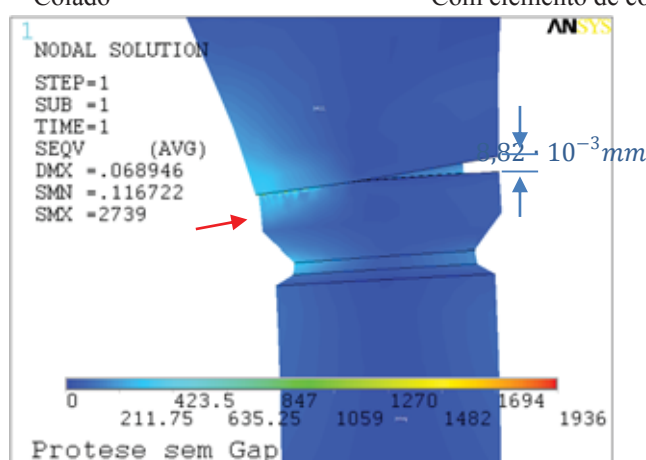


Figura 9.1c – Mod. Biomecânico com elemento de contato e com pré-carga

Figura 9.1 – Comparativo entre modelos - biomecânico colado – elemento de contato - contato com pré-carga

De acordo com a Figura 9.1 pode-se perceber a diferença de variação da distribuição das tensões, magnitude dos valores alcançados e a abertura entre os componentes no modelo.

Através do elemento de contato, nota-se nas Figuras 9.1b e 9.1c o desprendimento entre as faces do lado direito da coroa. Através deste modelo percebe-se que a força externa proposta, foi suficiente para gerar a abertura entre as peças.

Em análise do lado esquerdo, nota-se a transferência de carga sobre a condição de compressão, sem interpenetração das malhas, conforme indicado pela seta vermelha, evidenciado assim o comportamento esperado do elemento de contato.

Ao se comparar o modelo com elemento de contato da Figura 9.1b com o modelo com elemento de contato combinado com pré-carga da Figura 9.1c, percebe-se redução da abertura da coroa, em função da ação da força de aperto da pré-carga, reduzindo a abertura de 14,8µm, para 8,82µm.

9.3 Distribuição da tensão no modelo – Conjunto sem a coroa

A Figura 9.2 mostra a comparação da distribuição das tensões nos componentes da prótese. Utilizou-se o modelo sem a coroa para melhor visualização da distribuição das tensões no modelo. Foram mostrados os resultados através das tensões equivalentes de Von Misses, nas imagens a esquerda, e das tensões na direção do eixo Y nas imagens da direita.

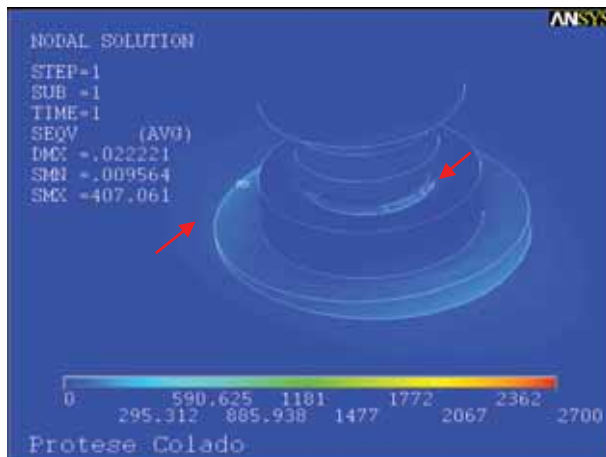


Figura 9.2a – Mod. colado - Tensão Von Mises

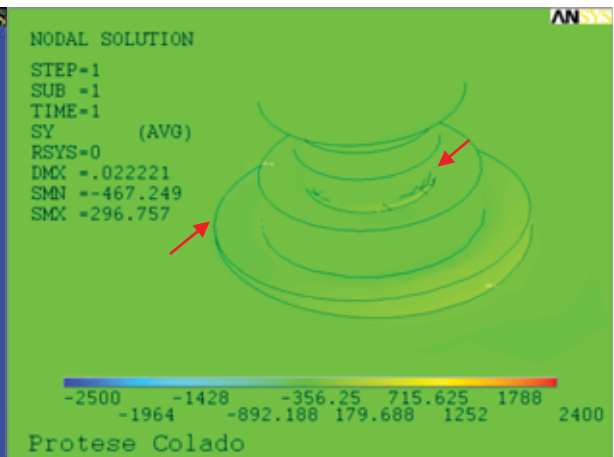


Figura 9.2b – Mod. colado - Tensão na direção do eixo Y

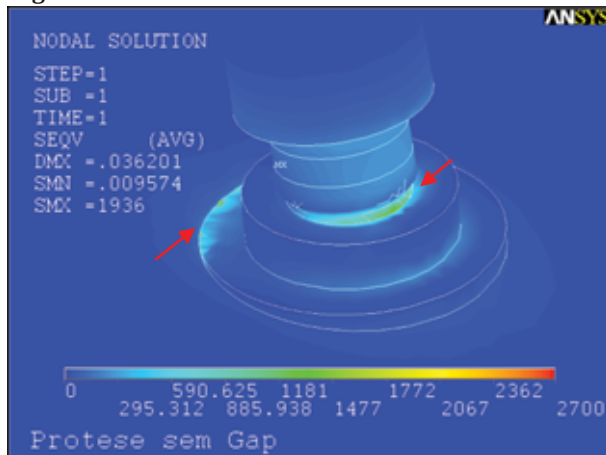


Figura 9.2c – Com contato - Tensão Von Mises

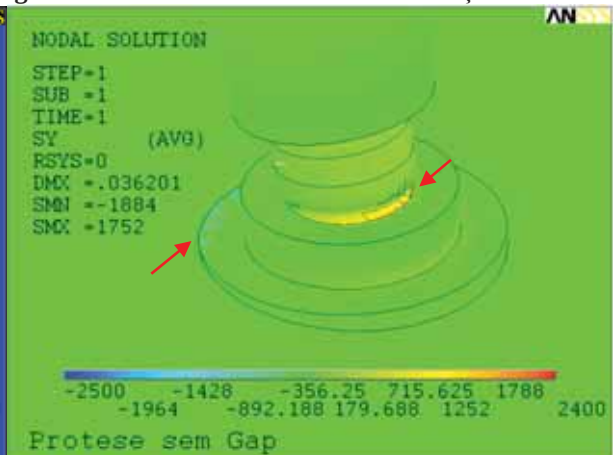


Figura 9.2d – Com contato - Tensão na direção do eixo Y

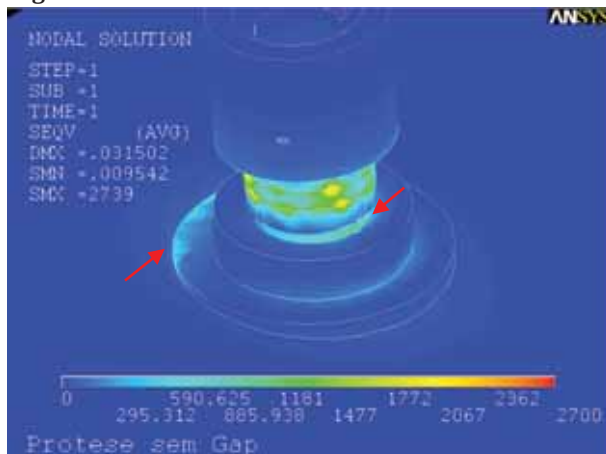


Figura 9.2e – Contato e pré-carga - Tensão Von Mises

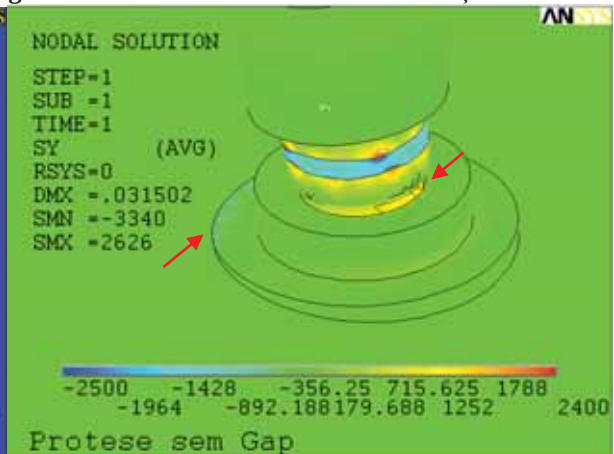


Figura 9.2f – Contato e pré-carga - Tensão na direção do eixo Y

Figura 9.2 – Comparativo entre os resultados da evolução do modelo – Análise no modelo sem a coroa

Nas Figuras 9.2a e 9.2b são expostas as análises para o modelo colado, nota-se que o carregamento proposto resultou em baixo nível de tensão nos componentes da prótese, em comparação aos demais modelos estudados.

As Figuras 9.2c e 9.2d mostram os resultados do modelo com a utilização do elemento de contato. Nota-se a completa mudança da distribuição das tensões nos componentes da prótese. Esta mudança evidencia a ação do elemento de contato. Em comparação com o modelo colado, demonstraram que o carregamento produziu maior concentração de tensão no parafuso, com níveis mais elevados. A mesma concentração de tensão também foi demonstrada no implante, na região superior do lado esquerdo, lado oposto ao sentido da força externa, conforme está indicado pela seta em vermelho.

As Figuras 9.2e e 9.2f mostram os resultados do modelo com a utilização do elemento de contato combinado com a pré-carga. Ao se comparar estas figuras com as Figuras 9.2c e 9.2d do modelo sem pré-carga, nota-se uma pequena redução na inclinação do parafuso. Ao comparar as tensões no implante, o modelo com contato e pré-carga, demonstra que as tensões se distribuíram de forma mais homogênea que para o modelo sem pré-carga.

Foi demonstrado neste comportamento, que os níveis de tensão para o modelo contendo o elemento de contato combinado com a pré-carga apresentou melhor distribuição dos níveis de tensão nos pontos críticos, reduzindo os níveis de concentração de tensão encontrado em seus componentes. Como também foi reduzida a abertura entre a coroa e o implante, com a ação da força da pré-carga.

A utilização da pré-carga no modelo biomecânico proporcionou maior estabilidade entre a coroa e o implante.

9.4 Distribuição das tensões no implante e parafuso

A Figura 9.3 apresenta a comparação da distribuição das tensões no implante e no parafuso.

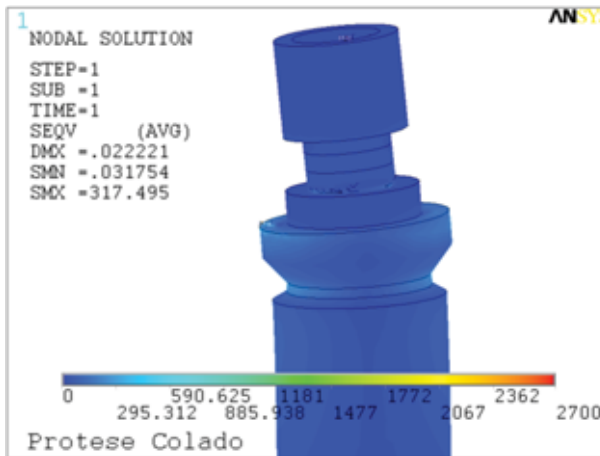


Figura 9.3a – Mod. colado - Tensão Von Mises

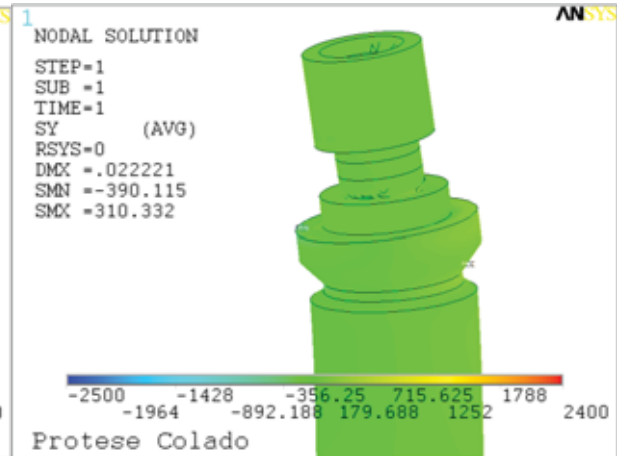


Figura 9.3b – Mod. colado - Tensão na direção do eixo Y

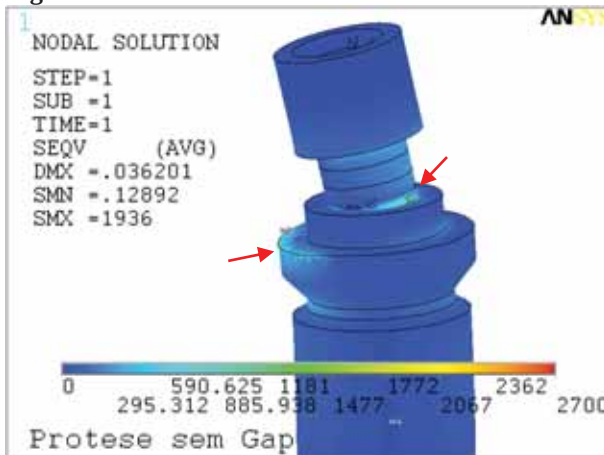


Figura 9.3c – Com contato - Tensão Von Mises

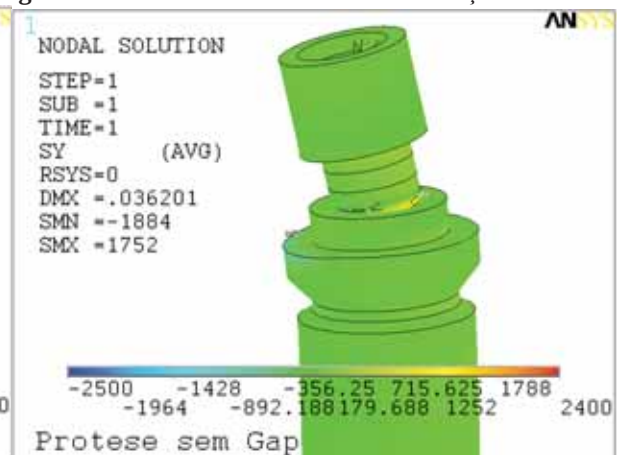


Figura 9.3d – Com contato - Tensão na direção do eixo Y

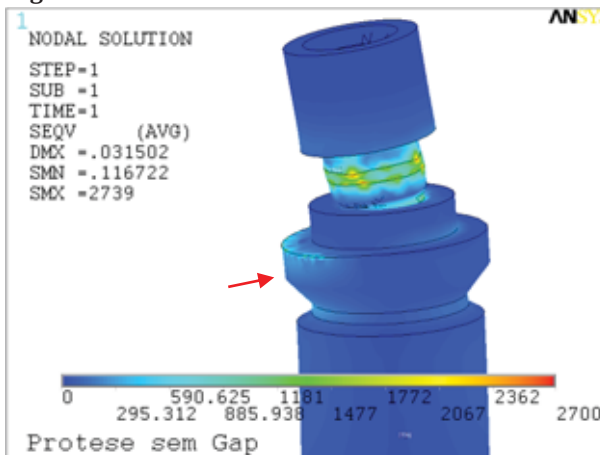


Figura 9.3e – Contato e pré-carga - Tensão Von Mises

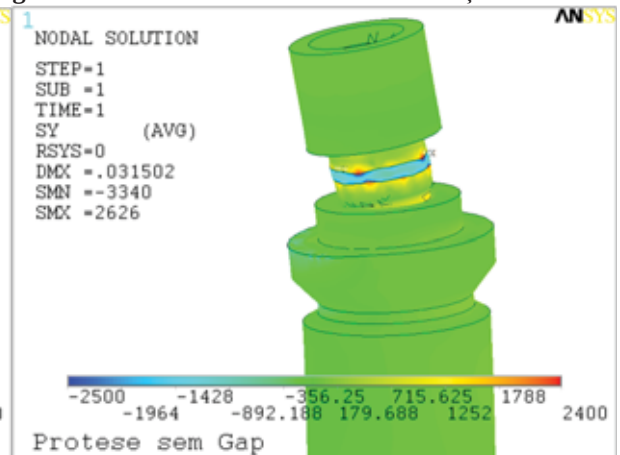


Figura 9.3f – Contato e pré-carga - Tensão na direção do eixo Y

Figura 9.3 – Comparativo entre os resultados da evolução do modelo – Análise no implante e parafuso

De acordo com a Figura 9.3, o modelo colado é pouco solicitado, demonstrando maior distribuição da carga nos componentes. O modelo com contato se comportou com as maiores concentrações no parafuso. Na comparação do modelo com contato e com pré-carga ao modelo com contato apenas, foi observado maior concentração dos níveis de tensão no implante do modelo com contato e pré-carga.

9.5 Distribuição das tensões no implante

A Figura 9.4 apresenta a comparação da distribuição das tensões e no implante.

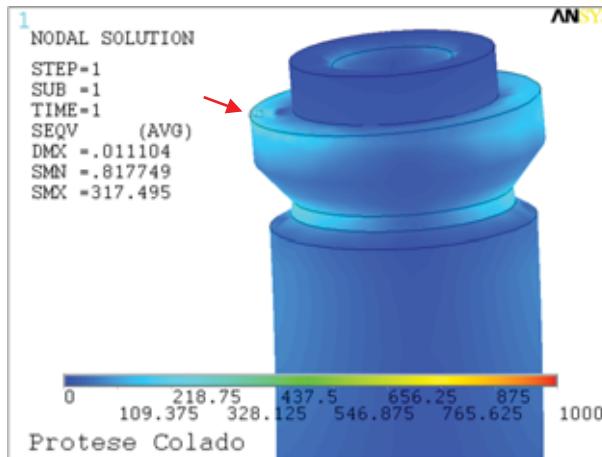


Figura 9.4a – Mod. colado – Tensão de Von Mises

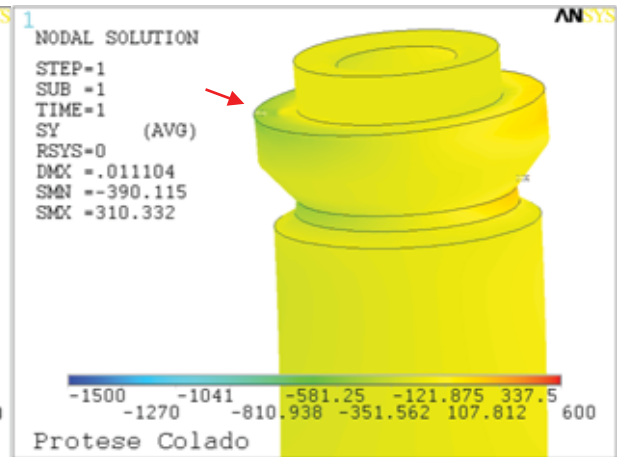


Figura 9.4b – Mod. colado - Tensão na direção do eixo Y

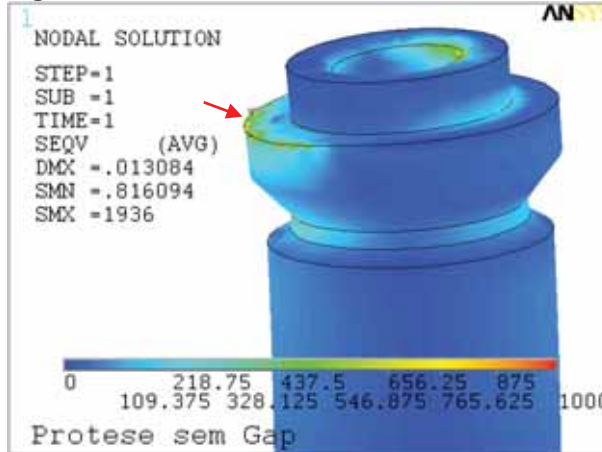


Figura 9.4c – Com contato - Tensão Von Mises

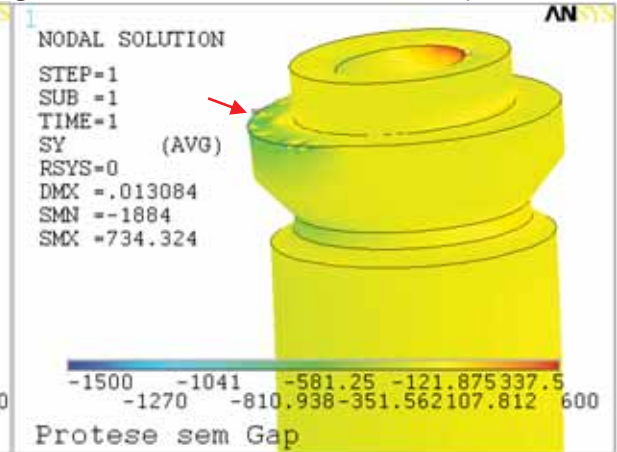


Figura 9.4d – Com contato - Tensão na direção do eixo Y

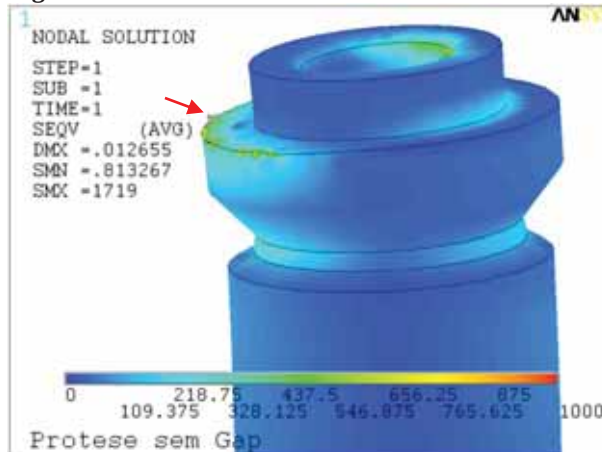


Figura 9.4e – Contato e pré-carga - Tensão Von Mises

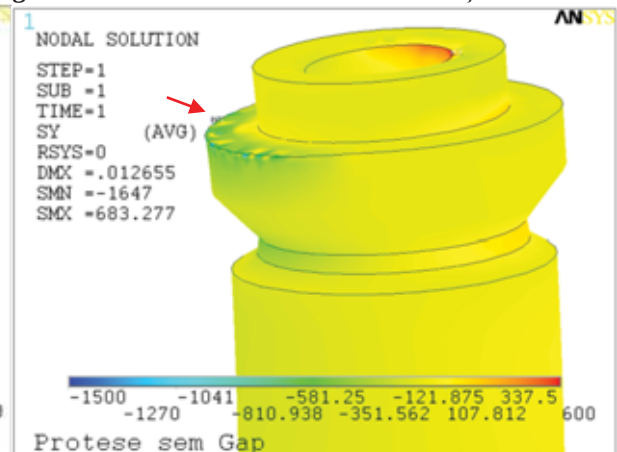


Figura 9.4f – Contato e pré-carga - Tensão na direção do eixo Y

Figura 9.4 – Comparativo entre os resultados da evolução do modelo – Análise no implante

Foi demonstrado através da Figura 9.4 a distribuição das tensões no implante. As tensões se distribuíram de forma um pouco mais homogênea no modelo com contato combinado com pré-carga que no modelo apenas com elemento de contato.

9.6 Distribuição da tensão no parafuso

A Figura 9.5 apresenta a comparação da distribuição das tensões no parafuso.

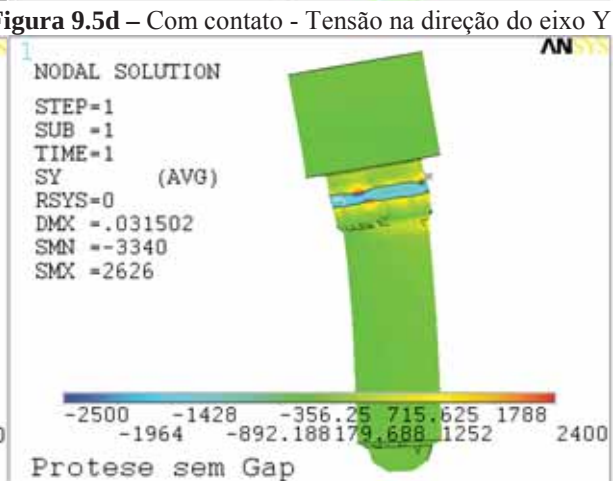
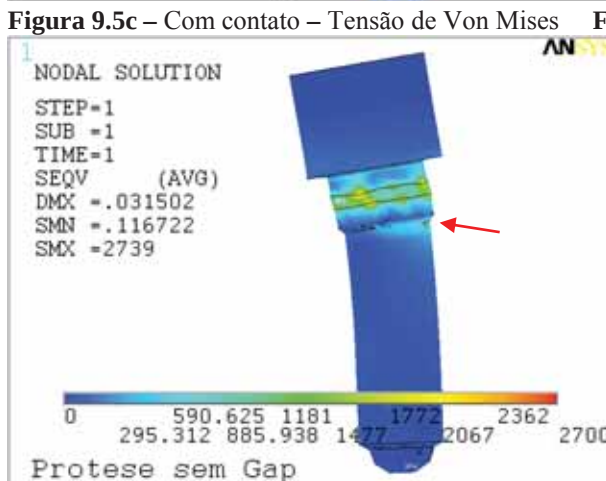
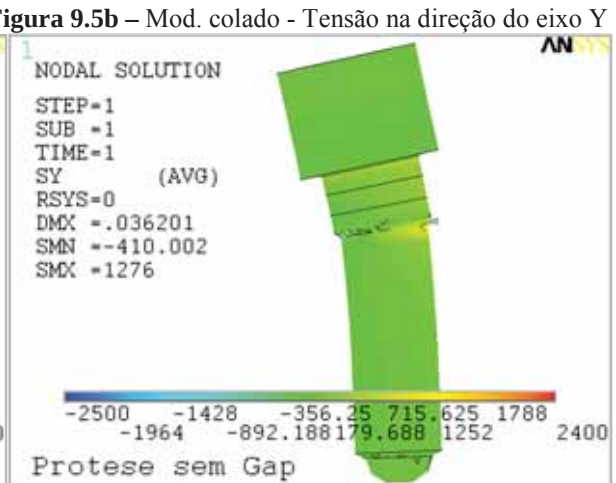
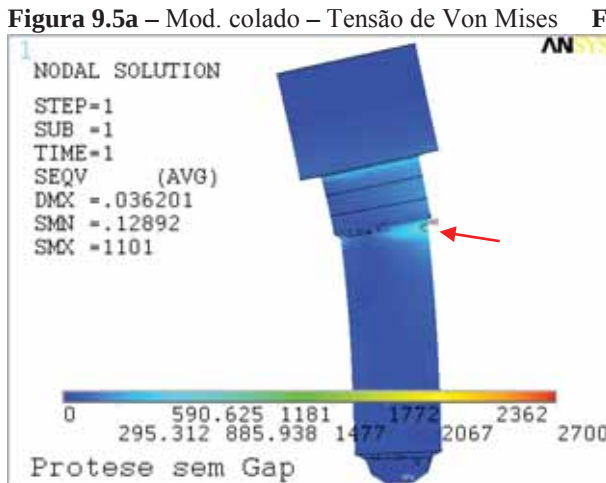
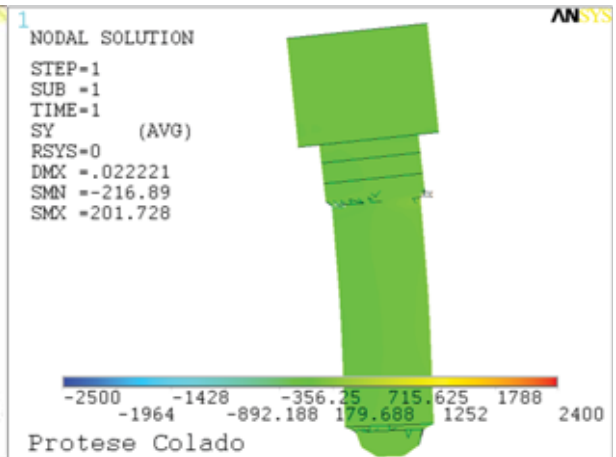
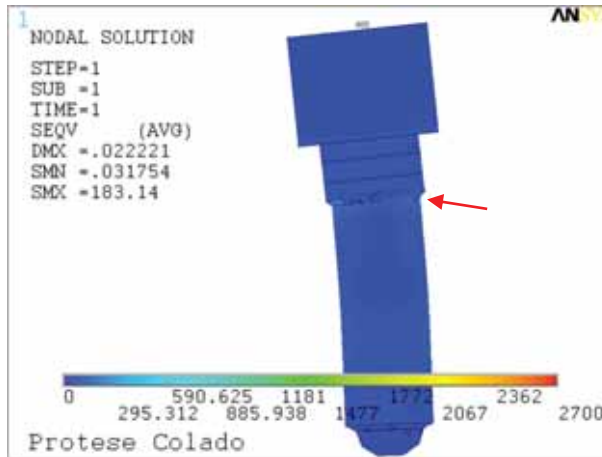


Figura 9.5e – Contato e pré-carga – Tensão de Von Mises **Figura 9.5f – Contato e pré-carga - Tensão na direção eixo Y**
Figura 9.5 – Comparativo entre os resultados da evolução do modelo – Análise no parafuso

Através da Figura 9.5, foi possível visualizar por completo a distribuição das tensões no parafuso e os efeitos produzidos pelo elemento de contato e a pré-carga nos níveis de tensão do mesmo. Assim como comentado nas simulações anteriores, para o modelo colado,

os níveis de tensão no parafuso são os menores em comparação aos demais modelos. A utilização do elemento de contato permitiu a abertura entre a coroa e o implante, o que resultou em aumento considerável nos níveis de tensão do parafuso.

9.7 Distribuição da tensão na região óssea

A Figura 9.6 apresenta a comparação da distribuição das tensões na região óssea.

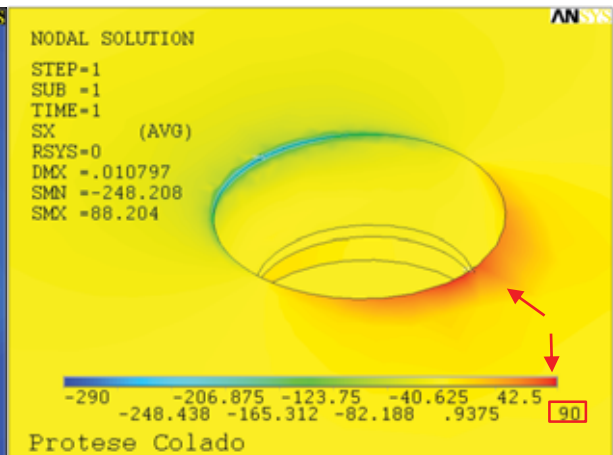
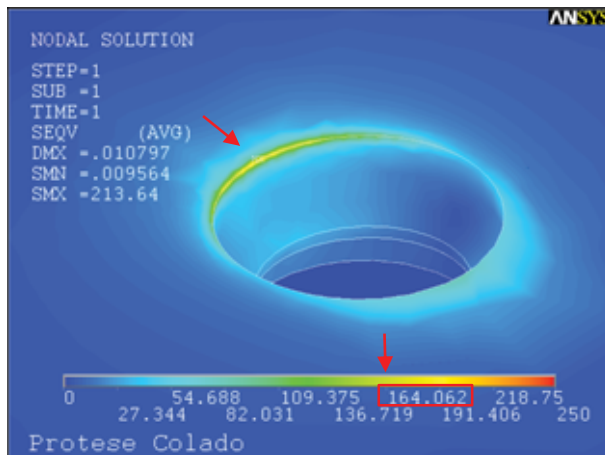


Figura 9.6a – Contato e pré-carga – Tensão de Von Mises

Figura 9.6b– Contato e pré-carga - Tensão na direção eixo Y

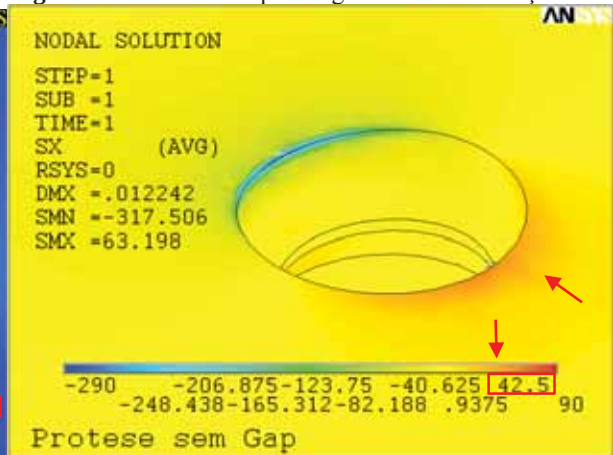
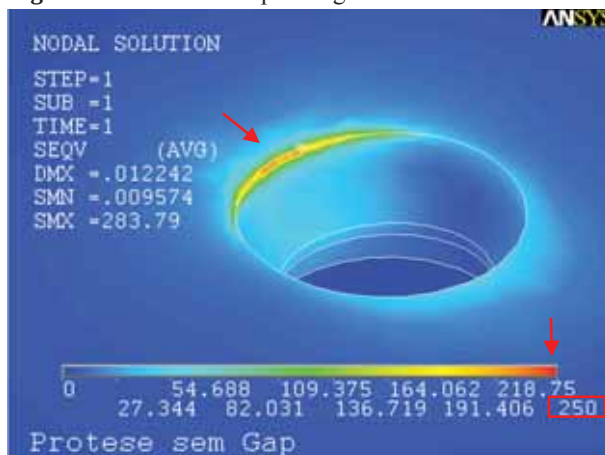


Figura 9.6c – Contato e pré-carga – Tensão de Von Mises

Figura 9.6d– Contato e pré-carga - Tensão na direção eixo Y

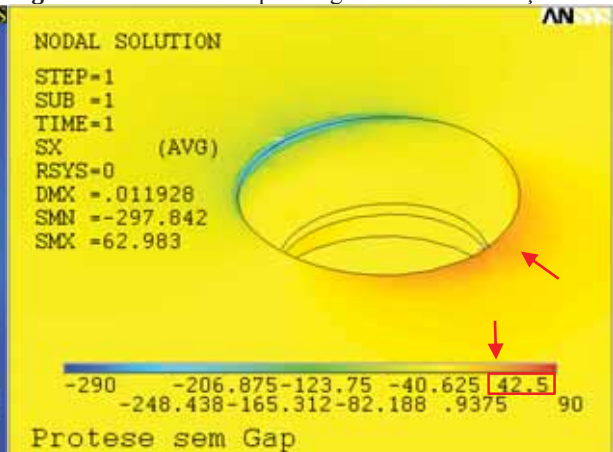
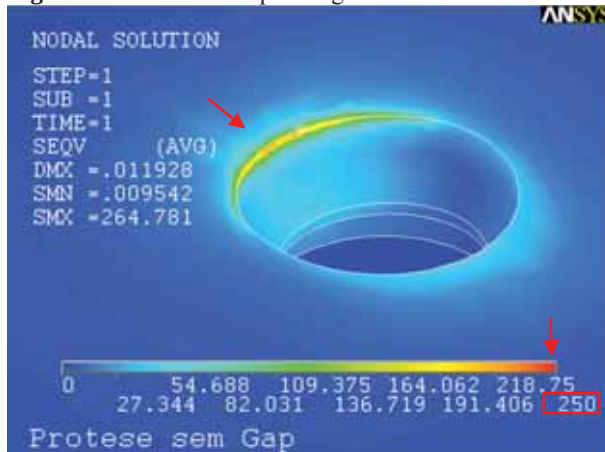


Figura 9.6e – Contato e pré-carga – Tensão de Von Mises

Figura 9.6f – Contato e pré-carga - Tensão na direção eixo Y

Figura 9.6 – Comparativo entre os resultados da evolução do modelo – Análise na região óssea

Foi demonstrado através da Figura 9.4 a distribuição das tensões na região óssea. Nota-se que as diferentes técnicas utilizadas afetaram os níveis de tensão na região periimplantar.

De acordo com a Figura 9.6a, o modelo colado demonstrou maior distribuição das tensões da região periimplantar comparado aos demais modelos. Os níveis de tensão apresentados para este modelo também foram menores.

A Figura 9.6b mostra, na região indicada pela seta vermelha, que os níveis de tensão estão próximos à 90MPa, uma vez que os demais modelos apresentaram valores próximos de 42.5MPa.

Foi apresentado na Figura 9.6c a maior concentração de tensão na região periimplantar, embora a Figura 9.2e tenha os valores próximos.

Ao se comparar a Figura 9.6c com a Figura 9.6e, é observado que embora a tensão na região estejam próximos do mesmo nível, no modelo sem a pré-carga Figura 9.6c, a região indicada pela seta vermelha, demonstrou maior concentração de tensão em relação ao modelo que utiliza do elemento de contato combinado com pré-carga, conforme Figura 9.2e.

10. RESULTADOS E DISCUSSÕES RELACIONADOS AOS EFEITOS DO GAP E DA VARIAÇÃO DA PRÉ-CARGA

Os resultados e as discussões tratados neste capítulo utilizaram o modelo biomecânico, que foi desenvolvido no decorrer dos Capítulos 6 ao 9. Este modelo contém elemento de contato entre a coroa e o implante combinado com a técnica de pré-carga.

Através da evolução deste modelo biomecânico, foi possível obter resultados mais representativos para as discussões sobre os efeitos da variação da pré-carga e sobre os efeitos do *gap*.

Para análise do efeitos do *gap* e os efeitos da variação da pré-carga, foram estudados no modelo os níveis de abertura entre a coroa e o implante, os níveis de tensão mensurados no parafuso e os níveis das tensões transferidas a região óssea.

Adotou-se a escala de deformação de 15:1, para todas as simulações contidas neste capítulo.

O limite de escoamento para o parafuso de retenção (Ti-6Al-4V) foi utilizado segundo Lopes Júnior, J.A. (2012)

10.1 Efeitos da variação do gap

Para representar os efeitos do *gap* no modelo biomecânico, foi criada uma desadaptação angular unilateral na coroa com diferentes níveis de desadaptação. Sendo eles o *gap* de 50 μ m, 150 μ m e 200 μ m.

Na Figura 10.1 a face vermelha apresenta as características geométricas do *gap*, e em azul as faces em que a coroa utiliza elemento de contato.

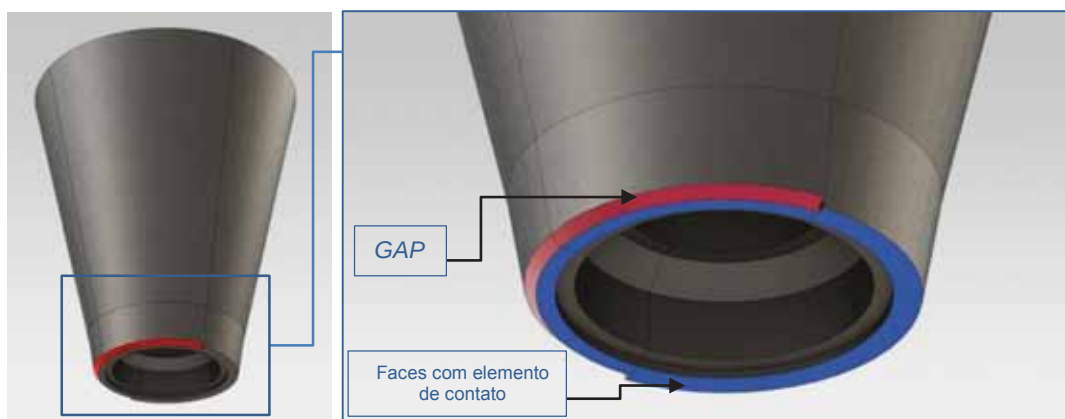


Figura 10.1a – Coroa com *gap*

Figura 10.1b – Detalhe da coroa com *gap*

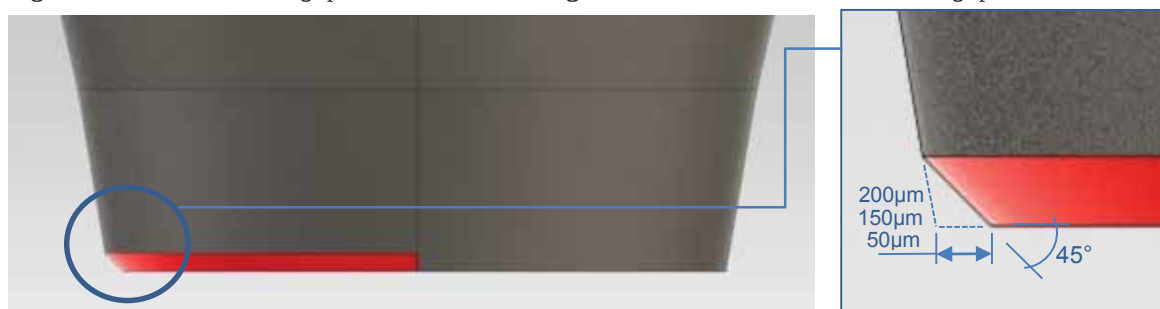


Figura 10.1c – Coroa com *gap*

Figura 10.1d – Detalhe da coroa com *gap*

Figura 10.1 – Característica geométrica do *gap*

10.1.1 Condições de carregamento utilizada para os resultados do modelo com *gap*

O modelo analisado utiliza a pré-carga de 320N.mm e a carga externa de 133N, para representar a carga mastigatória.

As únicas alterações realizadas no modelo foram as dimensões dos *gaps*.

10.1.2 Análise dos efeitos do *gap* - abertura da coroa

A Figura 10.2 apresenta a abertura entre a coroa e o implante no modelo biomecânico de acordo com a variação do *gap*.

Os resultados foram avaliados através das tensões equivalentes de Von Mises.

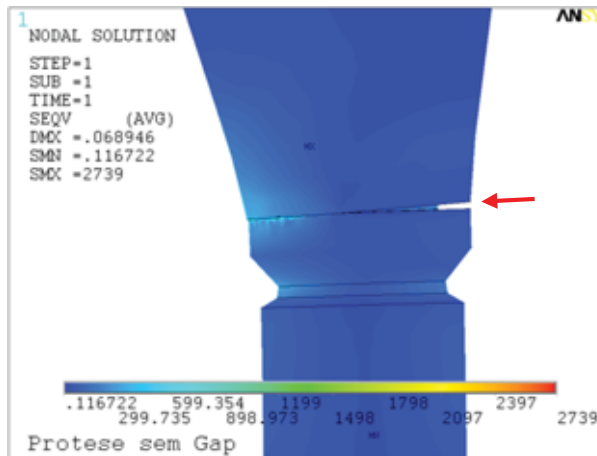


Figura 10.2a – Prótese sem gap

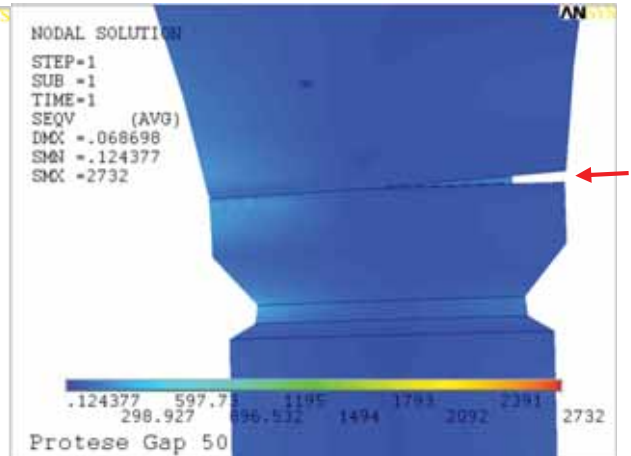


Figura 10.2b – Prótese com gap de 50µm

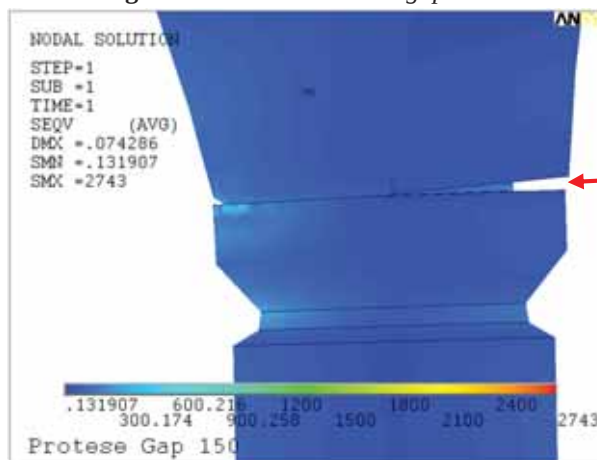


Figura 10.2c – Prótese com gap de 150µm

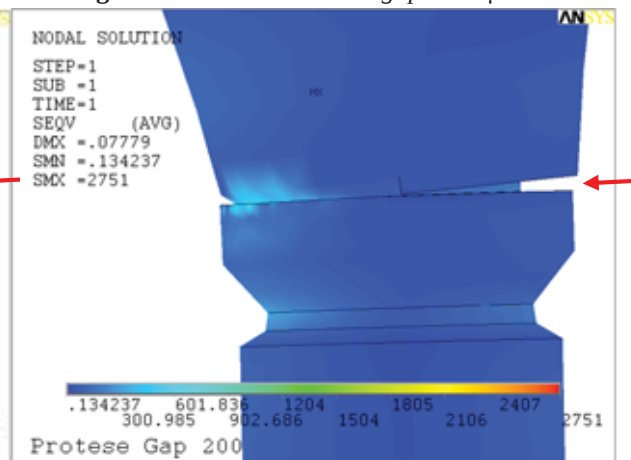


Figura 10.2b – Prótese com gap de 200µm

Figura 10.2 – Nível de abertura da coroa com o implante de acordo com a variação do gap

Através da Figura 10.2, é demonstrado os efeitos do gap nos níveis de abertura entre a coroa e o implante. O Gráfico 10.1 mensura esta abertura.

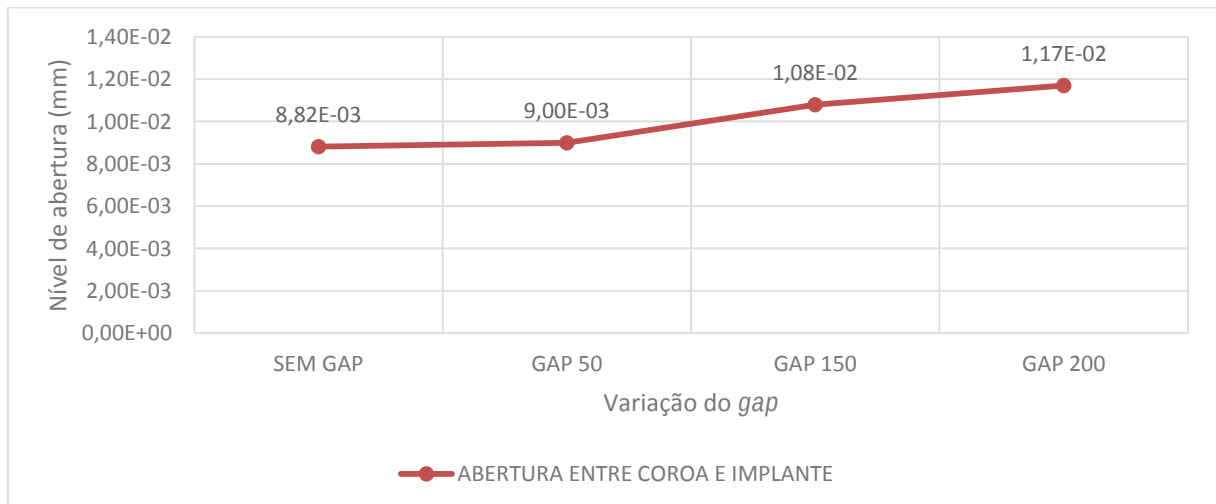


Gráfico 10.1 – Abertura entre coroa e implante de acordo com a variação do gap

Através do Gráfico 10.1, ao se mensurar os níveis de abertura da coroa com o implante. Foi observado que o aumento do *gap* eleva o nível de abertura entre os componentes.

Através dos dados obtidos no Gráfico 10.1, observa-se que mesmo para o modelo sem *gap*, é encontrada uma mínima abertura entre os componentes, esta abertura foi mensurada em $8,82\mu\text{m}$.

Nos resultados obtidos para o modelo com *gap* de $50\mu\text{m}$ ocorre uma abertura de $9\mu\text{m}$. Este valor demonstra um acréscimo de 2,04% a mais de abertura que o modelo sem *gap*.

Para o modelo com *gap* de $150\mu\text{m}$, a abertura foi de $10,8\mu\text{m}$. Este valor resulta em um acréscimo de 22,44% a mais de abertura que o modelo sem *gap*.

Para o modelo com *gap* de $200\mu\text{m}$, resultou em uma abertura de $11,7\mu\text{m}$. Este valor demonstra um acréscimo de 32,65% a mais de abertura que o modelo sem *gap*.

Através destes dados, pode-se demonstrar que o *gap* exerce uma forte influência nos níveis de abertura entre a coroa e o implante. Naturalmente este aumento de abertura tende a mudar o comportamento das tensões na prótese. Assim, foram analisadas as tensões no modelo sem a coroa e as tensões no parafuso. Estas análises tiveram o intuito de compreender os níveis e a forma de distribuição das tensões.

10.1.3 Análise dos efeitos do *gap* - níveis de tensão no parafuso

Para esta análise, os níveis de tensão foram obtidos através das tensões na direção do eixo Y “vertical”.

Para melhor visualização da distribuição das tensões nos componentes, a Figura 10.3 mostra o modelo sem a coroa e a região central do parafuso.

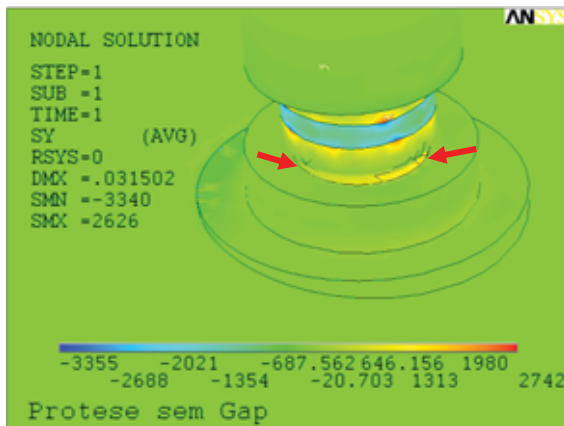


Figura 10.3a – Prótese sem gap

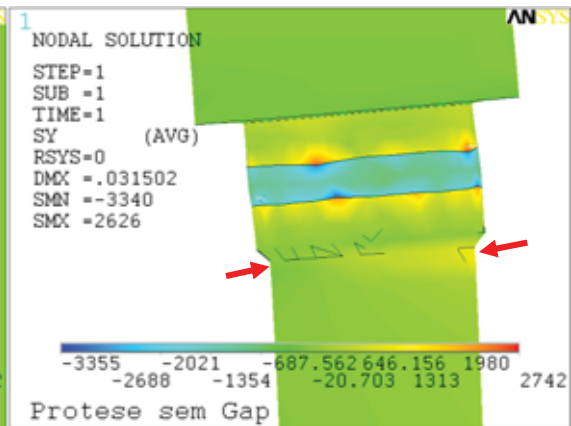


Figura 10.3b – Prótese sem gap

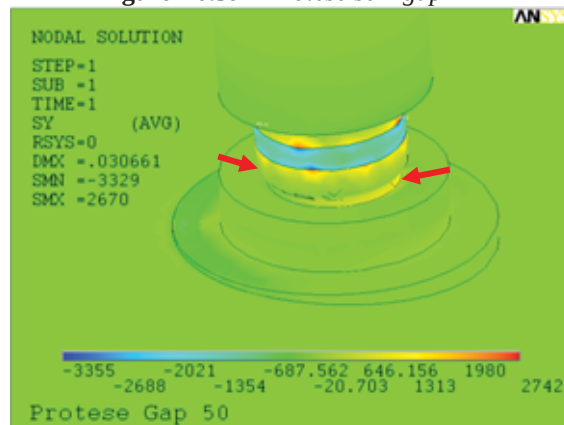


Figura 10.3c – Prótese com gap de 50µm

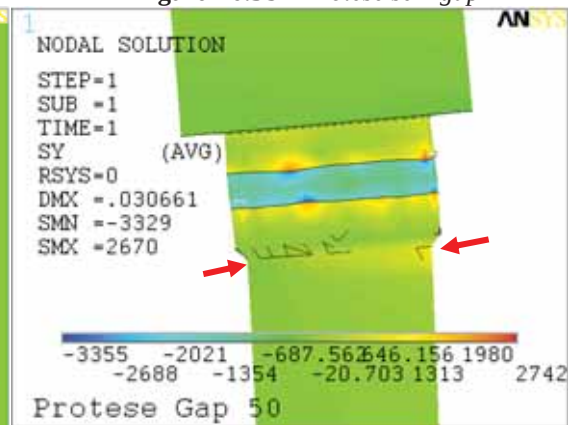


Figura 10.3d – Prótese com gap de 50µm

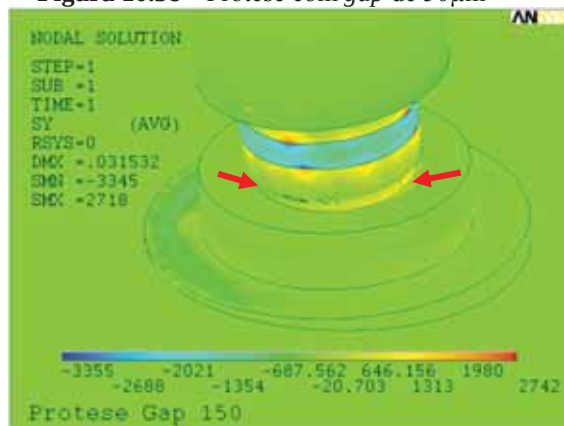


Figura 10.3e – Prótese com gap de 150µm

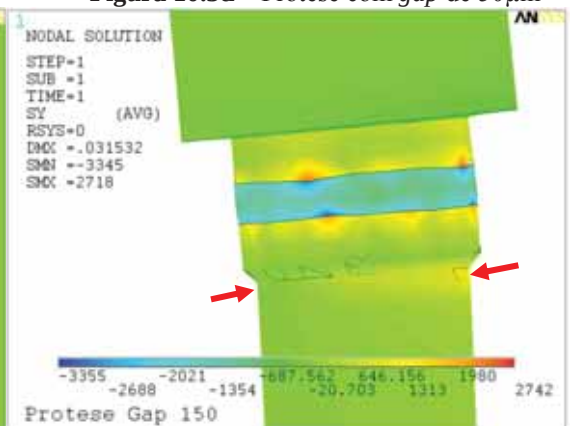


Figura 10.3f – Prótese com gap de 150µm

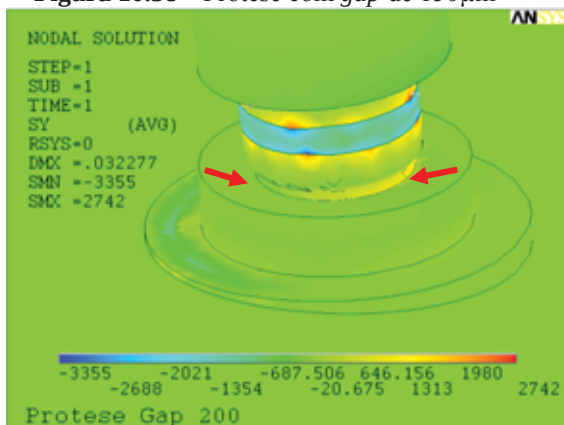


Figura 10.3g – Prótese com gap de 200µm

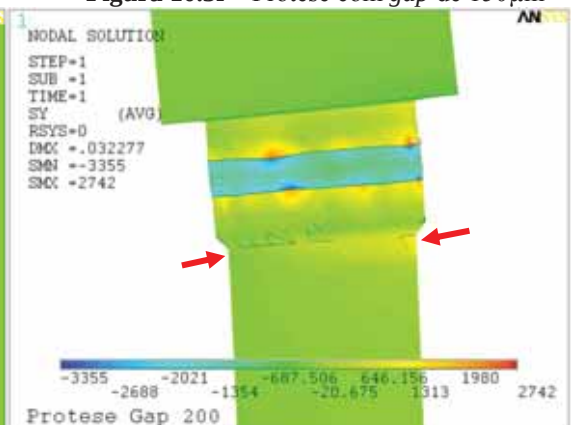


Figura 10.3h – Prótese com gap de 200µm

Figura 10.3 – Níveis de tensão no parafuso em função da variação do gap

Na Figura 10.4 aparecem as regiões do parafuso que foram obtidos os resultados dos valores nodais, sendo a média desta região utilizada para gerar os dados dos Gráficos 10.2 e 10.3.

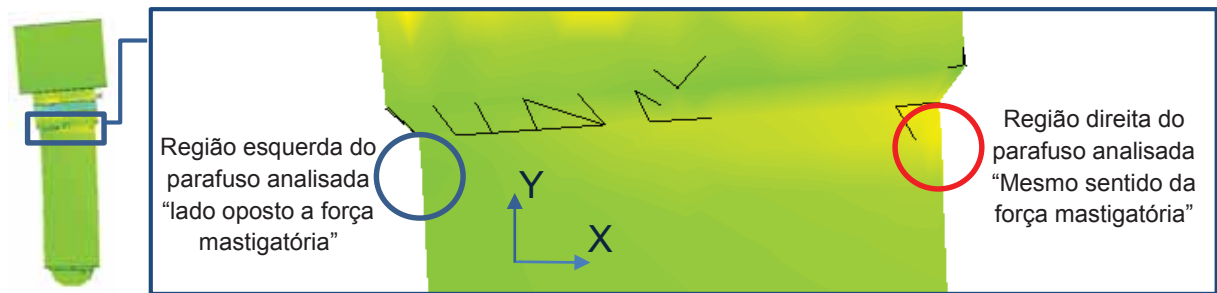


Figura 10.4 – Regiões do nós selecionadas para análise das médias dos valores dos gráficos

O Gráfico 10.2 apresenta os resultados do comportamento das tensões do lado esquerdo do parafuso, cada valor do gráfico é resultado da média dos nós contidos na região, conforme ilustrado na Figura 10.4.

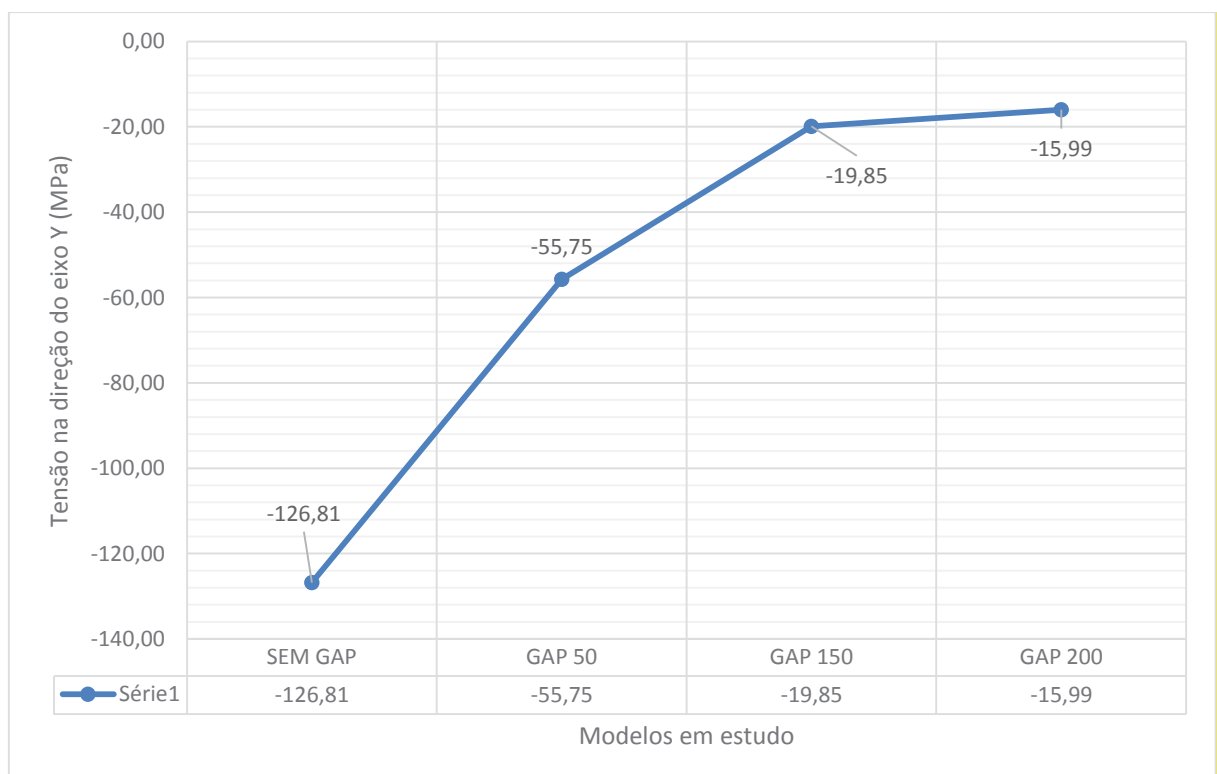


Gráfico 10.2 – Nível de tensão do lado esquerdo do parafuso

O Gráfico 10.2 mensura os níveis de tensão encontrados na região esquerda do parafuso.

De acordo com os estudos desenvolvidos no Capítulo 8, no qual foi simulado o modelo com elemento de contato sem *gap* e sem carga externa, foi demonstrado que o carregamento da pré-carga gera tração no parafuso e tensão de aproximadamente 414,65MPa.

De acordo com o Gráfico 10.2, o modelo sem *gap* apresenta na região esquerda do parafuso a tensão de -126,81MPa. Com a aplicação do carregamento externo, esta região sai do estado de tração e entre em compressão.

Os demais resultados para os modelos com variação do *gap*, demonstraram no Gráfico 10.2 o mesmo comportamento, porém os níveis de tensão na região tendem a se reduzirem a medida que o tamanho do *gap* aumenta. Os resultados, para o tamanho dos *gaps* estudados, demonstraram que o valor de compressão tende a se estabelecer próximo de -16MPa.

Este comportamento evidencia que a carga externa aplicada de 133N a todos os modelos com e sem *gap*, foi suficiente para gerar a perda por completo da ação da pré-carga, para o lado esquerdo do parafuso.

O Gráfico 10.3 apresenta os resultados do comportamento das tensões do lado direito do parafuso, conforme indicado anteriormente na Figura 10.4.

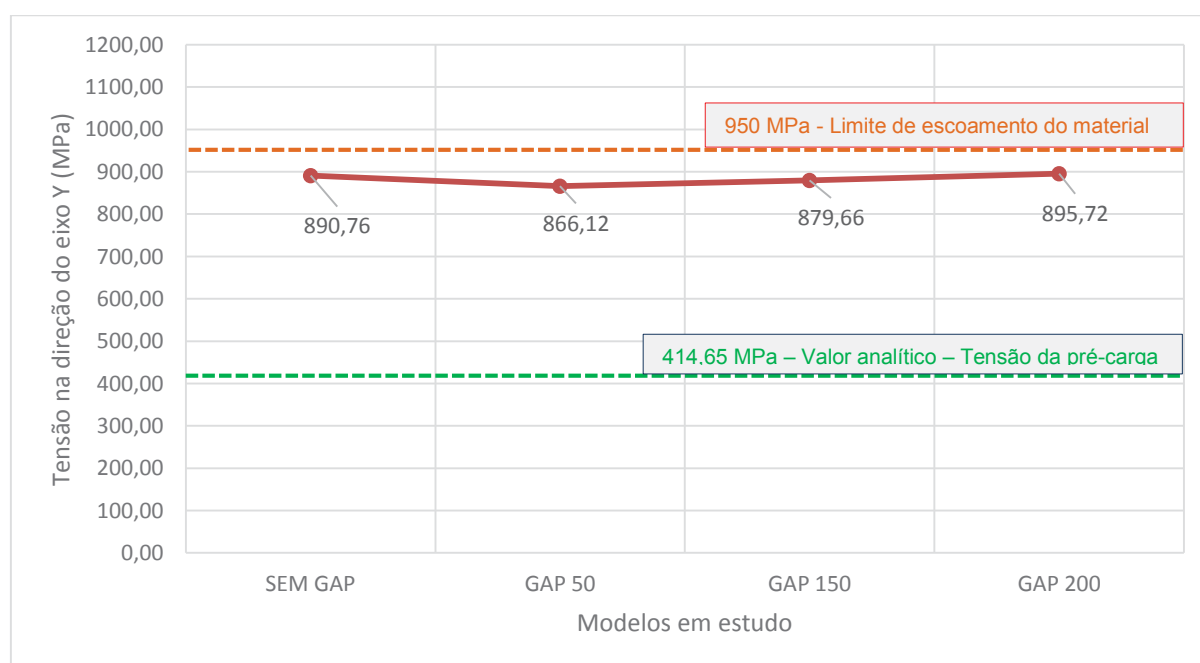


Gráfico 10.3 – Nível de tensão do lado direito do parafuso

De acordo com o Gráfico 10.3, para a região direita do parafuso, o *gap* não gerou influência significativa na variação da tensão.

Os valores mensurados apresentam níveis acima da tensão de pré-carga do parafuso, que é de 414,65MPa em função da carga externa, porém este valor esteve próximo mas não chegou a ultrapassar o limite de escoamento adotado de 950MPa.

Em um contexto geral percebe-se que as desadaptações propostas geram redução da tensão do lado esquerdo do parafuso, tendendo a baixos níveis próximos de zero. Em contrapartida, para o lado oposto, não houve influência significativa na variação das tensões.

10.1.4 Análise dos efeitos do *gap* - Níveis de tensão na região óssea

Os resultados apresentados nestas simulações foram obtidos através das tensões na direção do eixo X (horizontal).

Para melhor visualização da distribuição das tensões, foram ocultadas as demais peças do conjunto, ficando apenas o osso cortical e o osso medular.

Estas análises visam compreender os níveis de tração e compressão gerados na região óssea em função da variação do *gap*. Para isto, também foi comparado o modelo sem *gap* colado, mas sem elemento de contato. O modelo simula a condição ideal de união entre coroa e implante, comportando-se como um conjunto totalmente consolidado.

Espera-se, com isso, visualizar e compreender a influência do *gap* nos níveis de tensão da região óssea.

A Figura 10.5 apresenta os resultados obtidos.

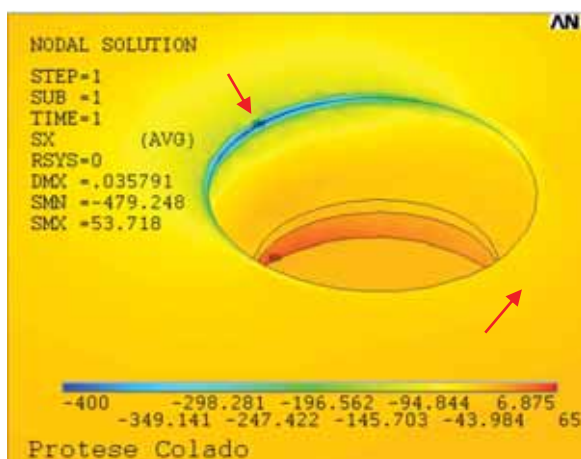


Figura 10.5a – Prótese Colada

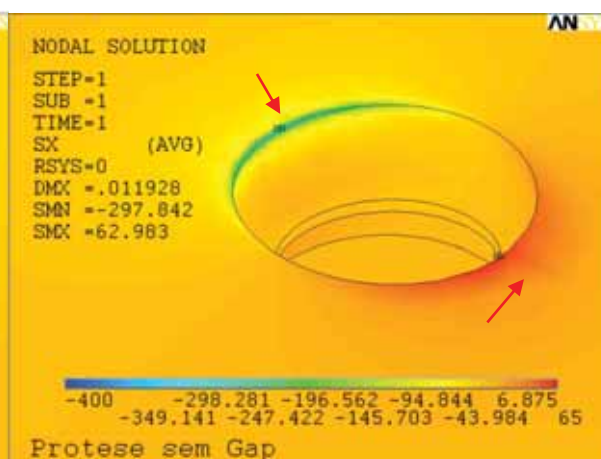


Figura 10.5b – Prótese sem gap

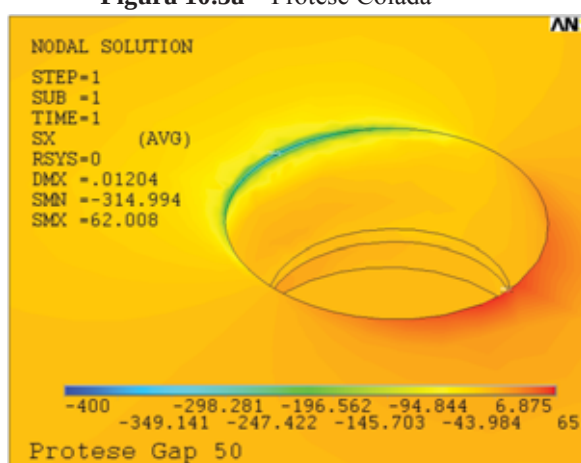


Figura 10.5c – Prótese gap 50

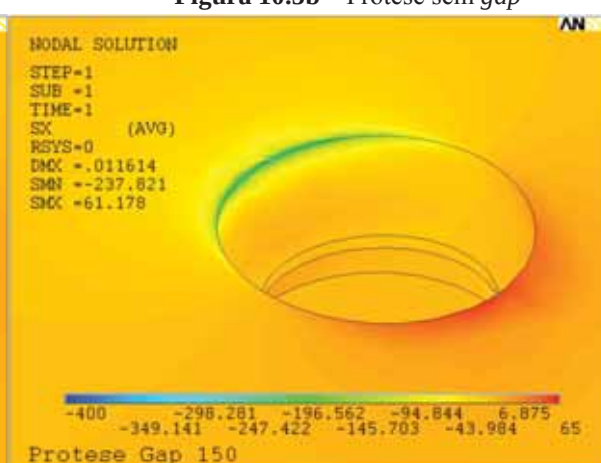


Figura 10.5d – Prótese gap 150

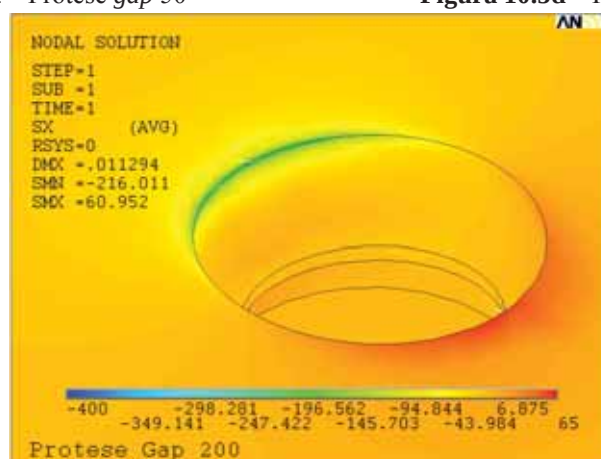


Figura 10.5e – Prótese gap 200

Figura 10.5 – Nível de tensão na região óssea em função da variação do gap

A Figura 10.5a mostra os resultados para prótese colada (sem elemento de contato), em um conjunto totalmente consolidado, sem permitir qualquer abertura entre a coroa e o implante. Percebe-se que a região esquerda sofre maior compressão e apresenta maior concentração de tensão em comparação aos demais modelos comparados.

Nas comparações do modelo sem *gap* com elemento de contato, Figura 10.5b, com o modelo colado, Figura 10.5a, nota-se que os níveis de tensão na região esquerda tendem a sofrer uma pequena redução e o lado oposto. A região direita, tende a aumentar o nível de tensão.

Nas comparações entre o modelo sem *gap* com os demais modelos de variadas dimensões dos *gaps*, não houve uma mudança perceptível dos níveis de tensão na região.

Para mensurar as variações dos níveis das tensões nas regiões, foram gerados os Gráficos 10.4 e 10.5, que utilizaram a média das regiões selecionadas do tecido ósseo.

A Figura 10.6 mostra a superfície do osso cortical que foi selecionada para análise dos dados.

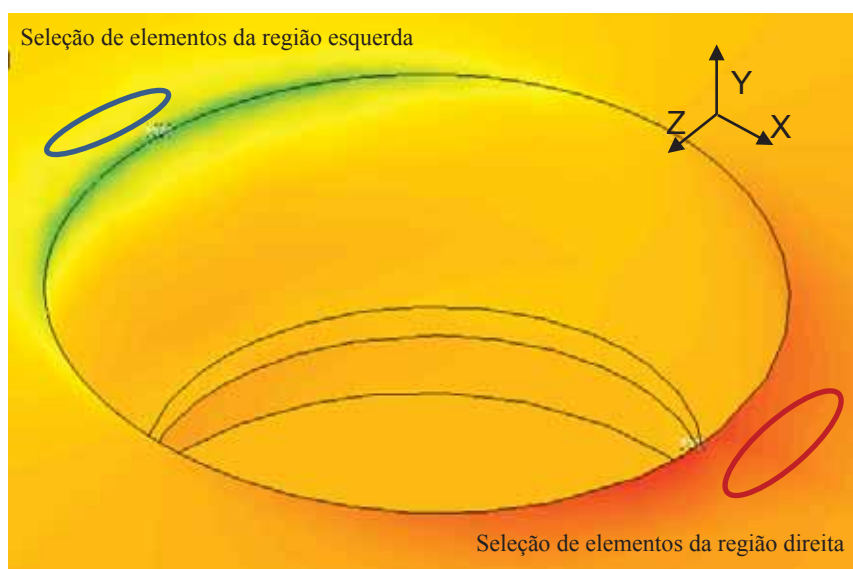


Figura 10.6 – Região do osso cortical selecionada para análise

O Gráfico 10.4 mostra os resultados do comportamento das tensões do lado esquerdo do parafuso e o Gráfico 10.5 do lado direito.

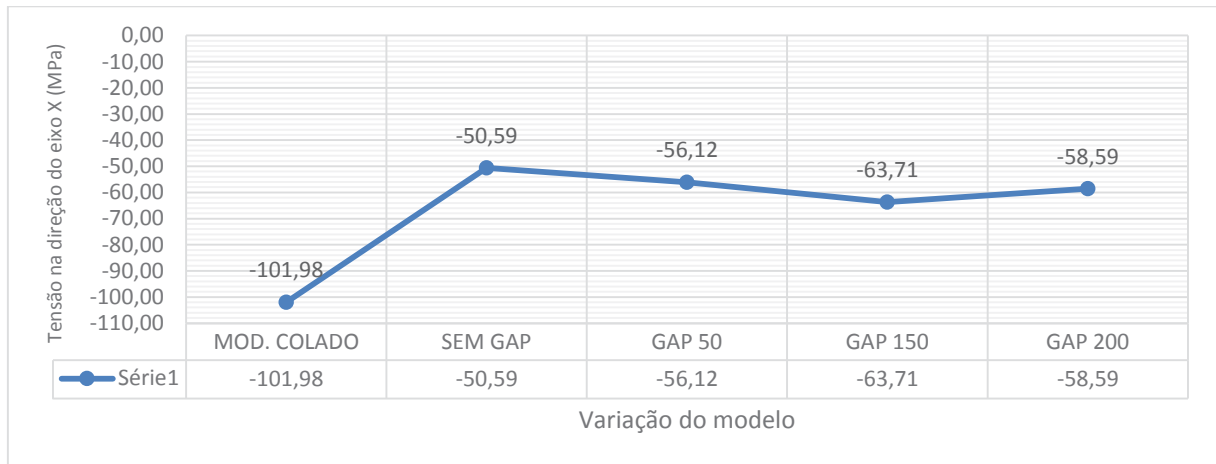


Gráfico 10.4 – Nível de tensão do lado esquerdo da região óssea

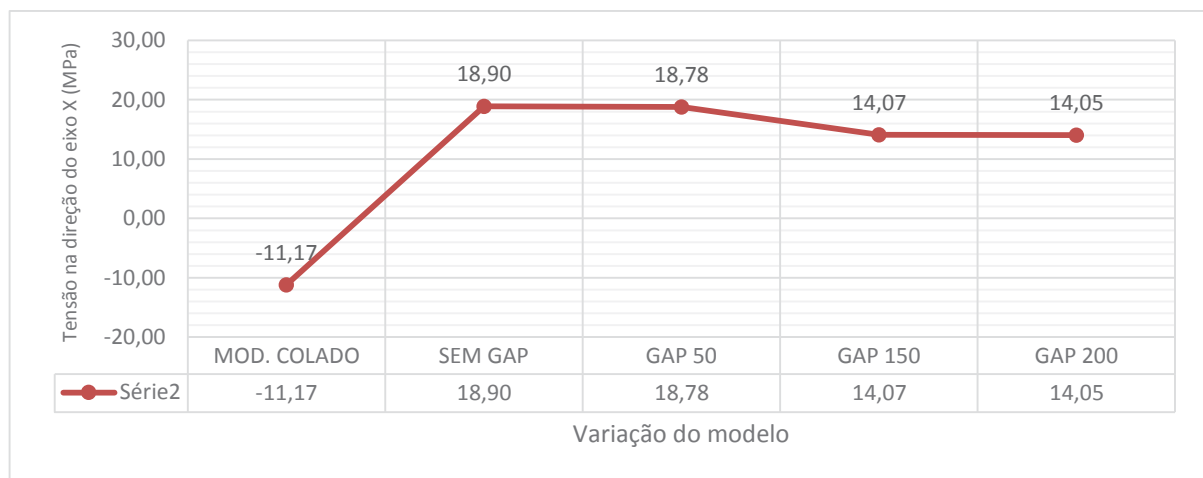


Gráfico 10.5 – Nível de tensão do lado direito da região óssea

Os Gráficos 10.4 e 10.5, apontam que o comportamento do modelo colado é totalmente diferente dos demais modelos comparados.

Através dos Gráficos 10.4 e 10.5, foi demonstrado que a variação dos *gaps* estudadas, não afetaram de forma significativa as tensões na região óssea.

10.2 Efeitos da variação da pré-carga

Para discutir os efeitos da variação da pré-carga no modelo biomecânico, foram abordados os resultados da abertura entre a coroa e o implante, os níveis de tensão transferidos ao parafuso e a região óssea.

10.2.1 Condições de carregamento utilizados para análise dos resultados para a variação da pré-carga

Os modelos analisados correspondem a simulação do modelo biomecânico utilizando carga externa de 133N, representando a carga mastigatória.

Foram simulados modelos com pré-carga de 320N.mm, 200N.mm e 100N.mm para o modelo sem *gap*, e as mesmas características e variações de pré-carga para o modelo com *gap* de 200µm.

As condições de fixação e características dos materiais e da malha seguem as mesmas características dos modelos anteriores.

10.2.2 Análise dos efeitos da pré-carga - abertura entre a coroa e o implante

A Figura 10.7 apresenta a abertura entre a coroa e o implante no modelo biomecânico de acordo com a variação da pré-carga.

Os resultados foram avaliados através das tensões equivalentes de Von Mises.

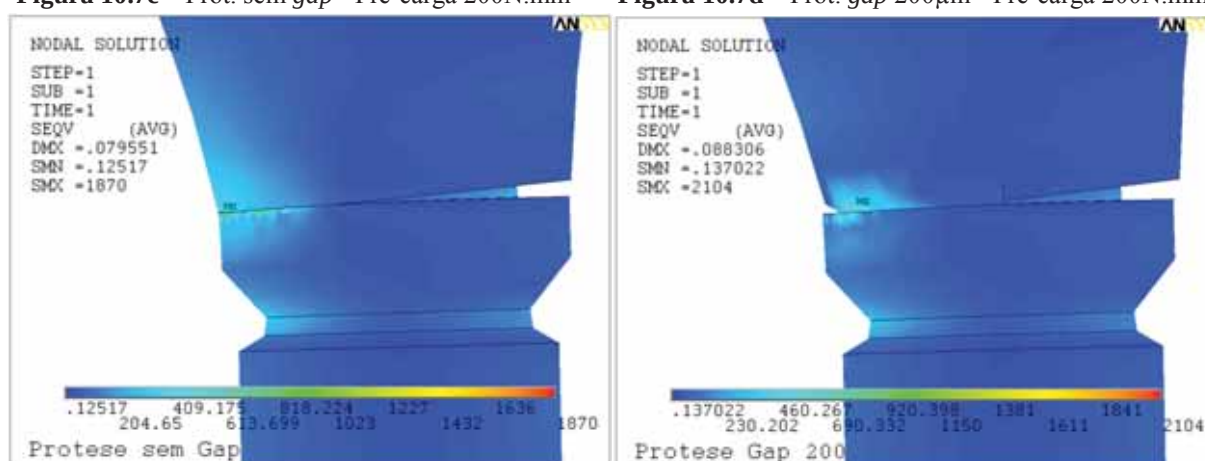
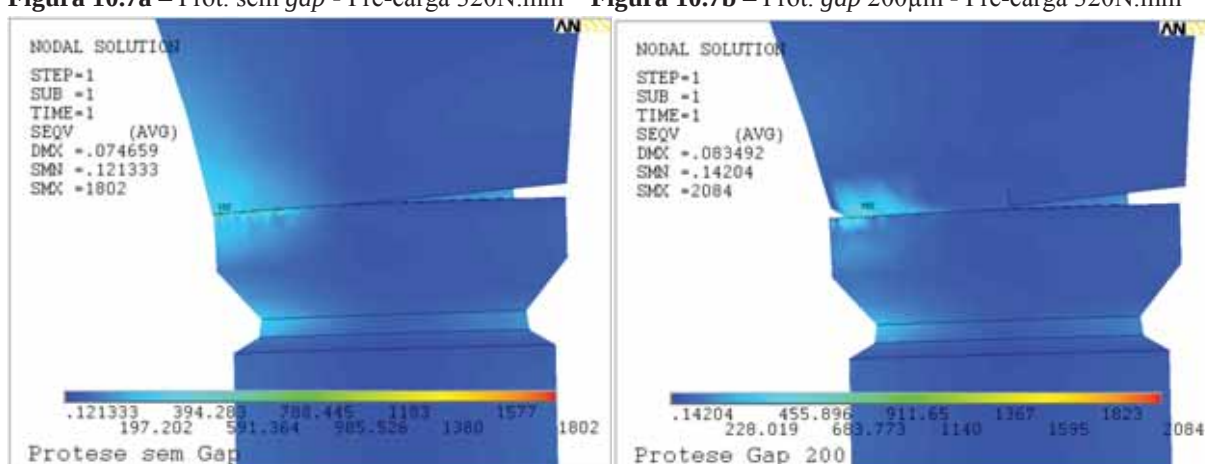
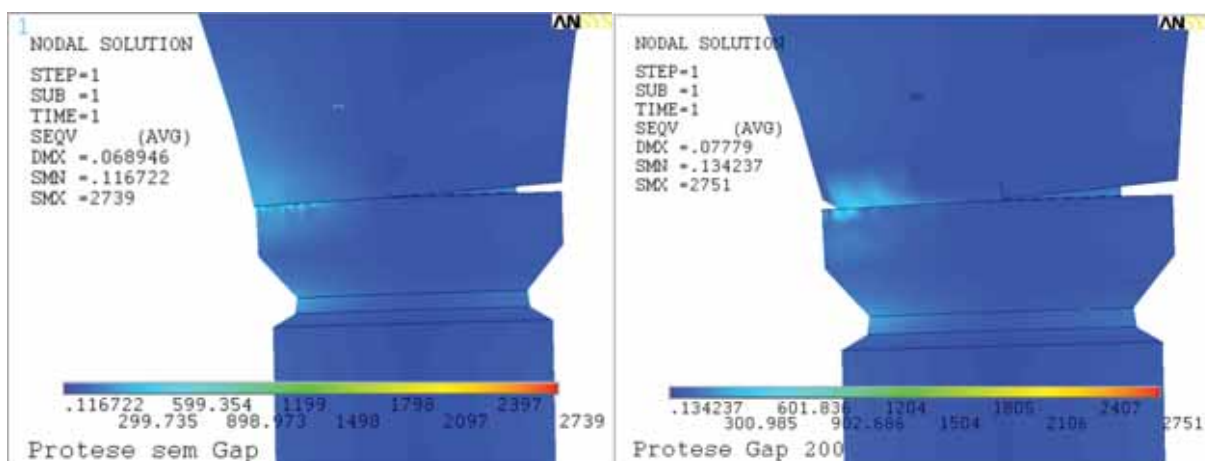


Figura 10.7 – Efeito da abertura da coroa em função da redução da pré-carga em modelo sem gap e modelo com gap de 200µm

Como observado na Figura 10.7, percebe-se que a redução da pré-carga gera aumento na abertura entre a coroa e o implante.

O Gráfico 10.6 apresenta os respectivos valores mensurados desta abertura para o modelo sem gap e com gap de 200 μm .

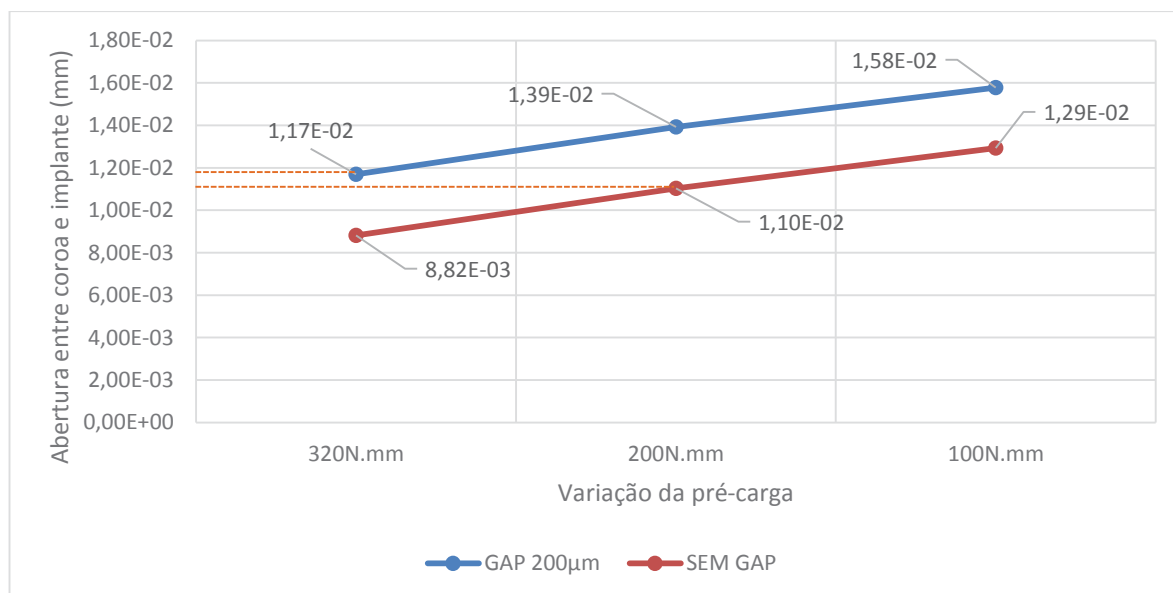


Gráfico 10.6 – Nível de abertura da coroa com o implante em função da variação da pré-carga para modelo sem gap e com de gap 200 μm

O Gráfico 10.6 mostra a abertura da coroa com o implante. O modelo com gap de 200 μm mostra um padrão de abertura com a diferença de aproximadamente 2,88 μm em relação ao modelo sem gap.

Através do Gráfico 10.6, destacados os dois valores em linha tracejada, é evidenciado que mesmo uma prótese instalada com a pré-carga indicada pelos fabricantes, definida como 320N.mm, pode apresentar altos níveis de abertura se ela conter irregularidades em seu processo de fabricação similares ao demonstrado no modelo com gap de 200 μm .

De acordo com os dados do Gráfico 10.6, a pré-carga exerce forte influência na abertura entre a coroa e o implante, pois quando reduzida eleva a abertura entre as peças.

10.2.3 Análise dos efeitos da pré-carga – Níveis de tensão no parafuso

Para esta análise, os níveis de tensão foram obtidos através das tensões na direção do eixo Y “vertical”.

Foi separado o parafuso das demais peças, sendo apresentado em detalhes a sua região central.

A Figura 10.8 mostra os níveis de tensão encontrados no parafuso em função da variação da pré-carga. Foram analisados os modelos sem *gap* e com *gap* de 200 μ m.

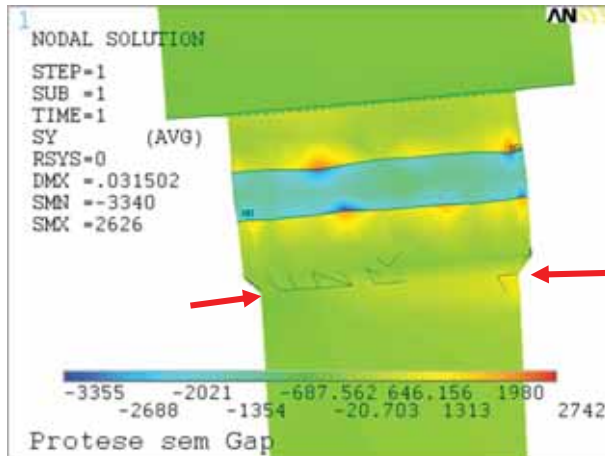


Figura 10.8a – Prot. sem *gap* - Pré-carga 320N.mm

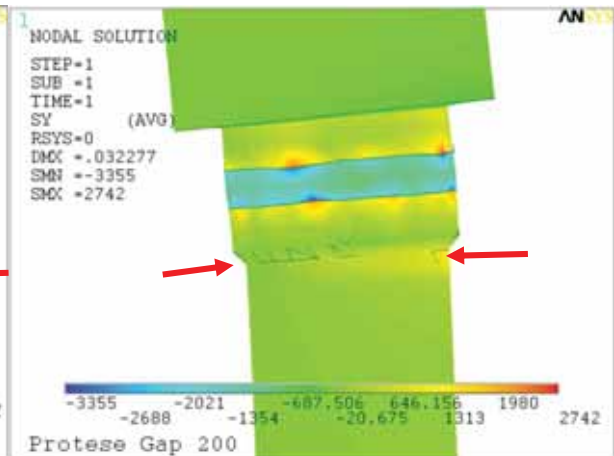


Figura 10.8b – Prot. *gap* 200 μ m - Pré-carga 320N.mm

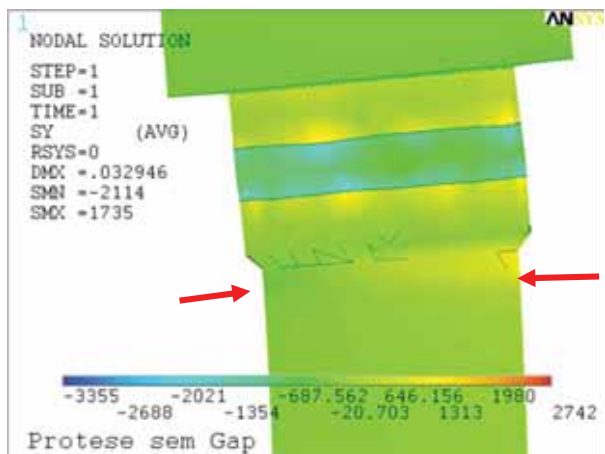


Figura 10.8c – Prot. sem *gap* - Pré-carga 200N.mm

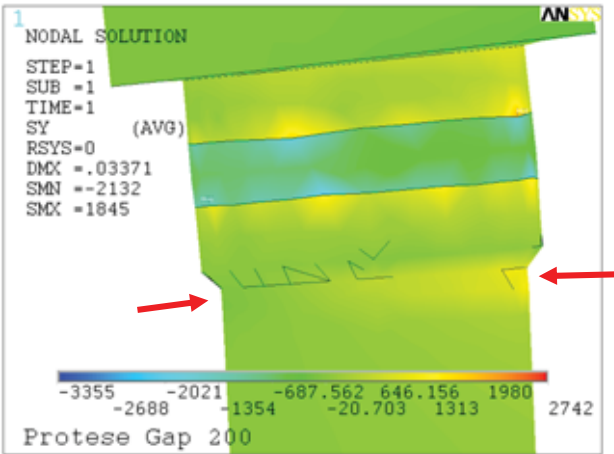


Figura 10.8d – Prot. *gap* 200 μ m - Pré-carga 200N.mm

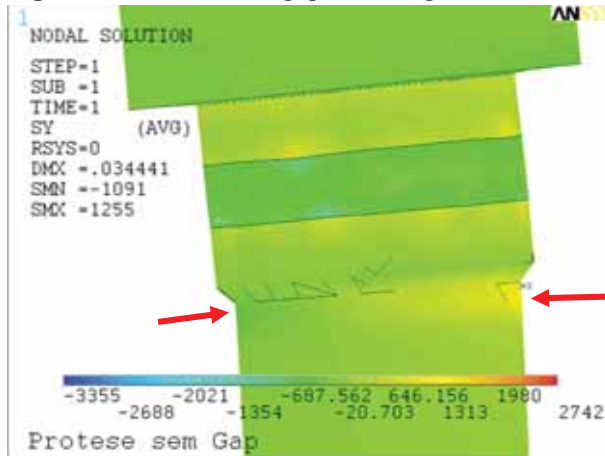


Figura 10.8e – Prot. sem *gap* - Pré-carga 100N.mm

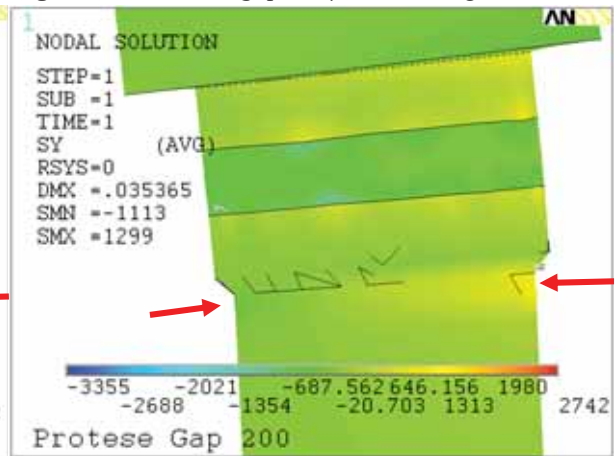


Figura 10.8f – Prot. *gap* 200 μ m - Pré-carga 100N.mm

Figura 10.8 – Níveis das tensões no parafuso em função da variação da pré-carga em modelo sem *gap* e modelo com *gap* de 200 μ m

O Gráfico 10.7 apresenta os resultados do comportamento das tensões do lado esquerdo do parafuso e o Gráfico 10.8 do lado direito. Cada valor do gráfico é resultado da média dos nós contidos na região, conforme anteriormente ilustrado na Figura 10.4.

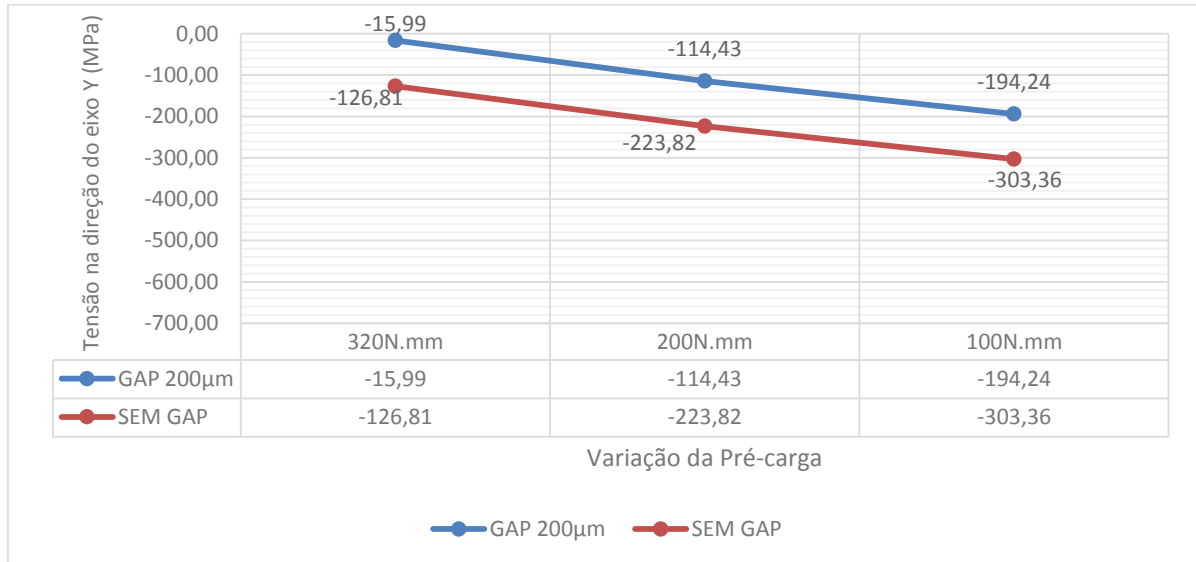


Gráfico 10.7 – Níveis de tensão na região esquerda do parafuso em função da variação da pré-carga em modelo sem *gap* e modelo com *gap* de 200µm

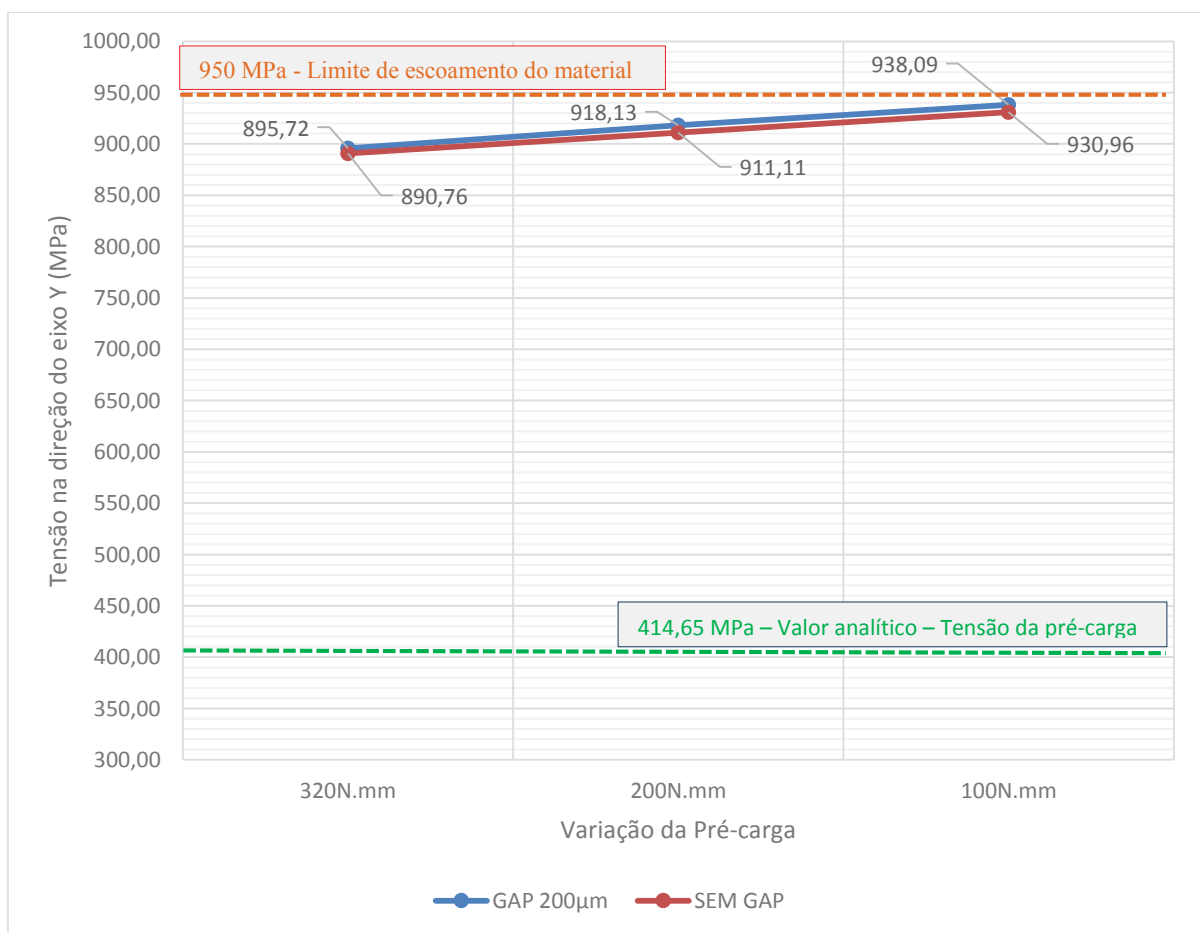


Gráfico 10.8 – Níveis de tensão na região direita do parafuso em função da variação da pré-carga em modelo sem *gap* e modelo com *gap* de 200µm

O Gráfico 10.7 mensura os níveis de tensão encontrados na região esquerda do parafuso.

Novamente foi observado que a carga externa aplicada foi suficientemente grande a ponto da região esquerda perder por completo os níveis de tração da pré-carga, passando para o estado de compressão.

O Gráfico 10.7 demonstra que a redução da pré-carga provoca níveis maiores de compressão para a região esquerda do parafuso, justificada pela ação das forças de pré-carga, que exercem forças de tração nesta região.

Ao analisar o lado direito do parafuso no Gráfico 10.8, percebe-se que os níveis de tensão da região tendem a aumentar com a da redução da pré-carga. Foi observado que para este lado, o modelo de *gap* de 200 μ m não apresentou influência significativa no aumento dos níveis de tensão, sendo a diferença próxima de 5MPa a mais que o modelo sem *gap*.

Em relação ao papel da pré-carga para o lado direito do parafuso, de acordo com o Gráfico 10.8, considerando-se o carregamento externo proposto, foi demonstrado que se a prótese estiver com o torque próximo de 100N.mm, ela estará em uma região crítica, muito próxima do limite de escoamento do material.

Estes dados evidenciam a importância da aplicação e manutenção adequada da pré-carga para o sucesso do implante.

10.2.4 Análise na região óssea

Para esta análise, os níveis de tensão foram obtidos através das tensões na direção do eixo X “horizontal”.

Para melhor visualização da distribuição das tensões, foram ocultadas as demais peças do conjunto, ficando visíveis apenas o osso cortical e o osso medular.

Estas análises visam compreender os níveis de tração e compressão gerados na região óssea em função da variação da pré-carga.

Espera-se, através destes resultados, visualizar e compreender a influência da pré-carga nos níveis de tensão da região óssea.

A Figura 10.9 mostra os níveis de tensão encontrados no parafuso em função da variação da pré-carga. Foram analisados os modelos sem *gap* e com *gap* de 200 μ m.

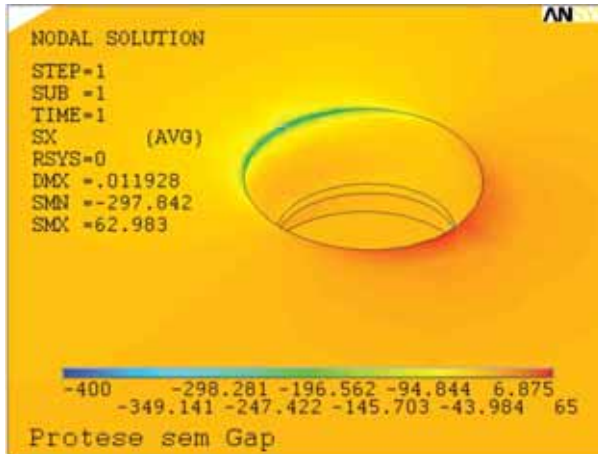


Figura 10.9a – Prot. sem *gap* - Pré-carga 320N.mm

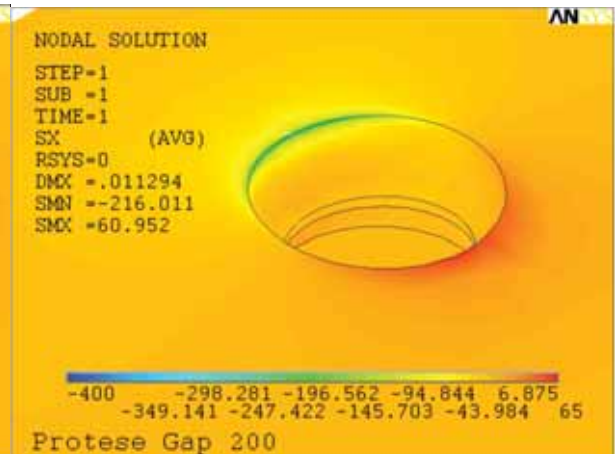


Figura 10.9b – Prot. *gap* 200 μ m - Pré-carga 320N.mm

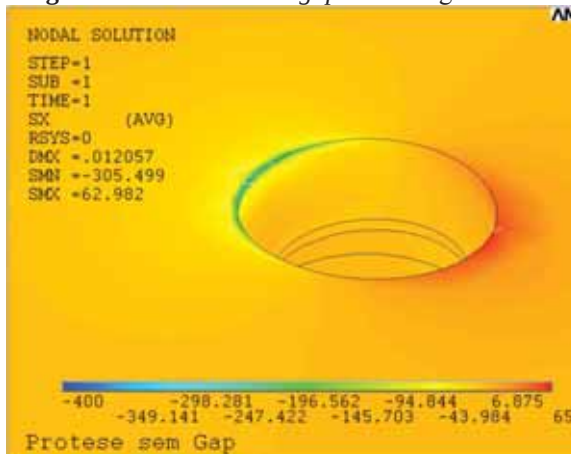


Figura 10.9c – Prot. sem *gap* - Pré-carga 200N.mm

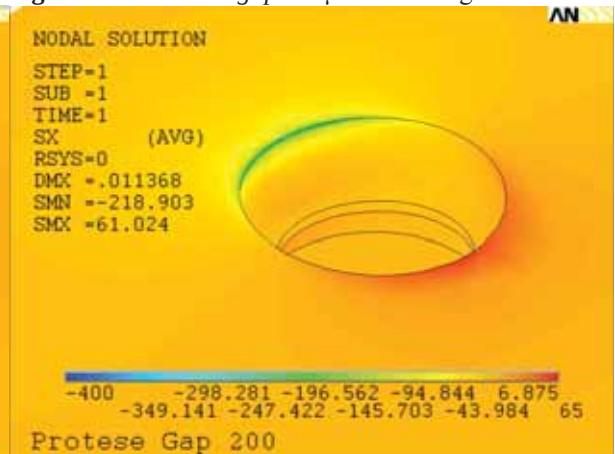


Figura 10.9d – Prot. *gap* 200 μ m - Pré-carga 200N.mm

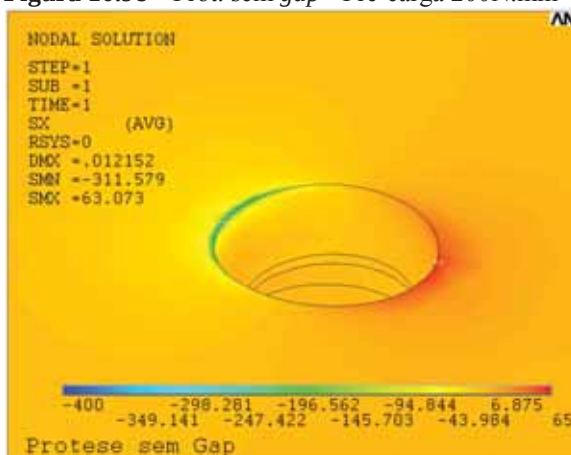


Figura 10.9e – Prot. sem *gap* - Pré-carga 100N.mm

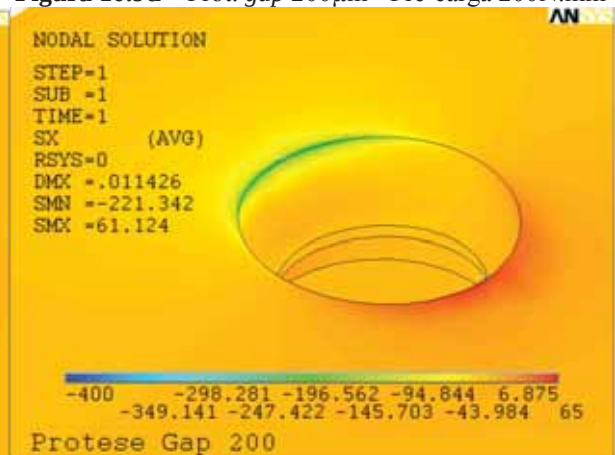


Figura 10.9f – Prot. *gap* 200 μ m - Pré-carga 100N.mm

Figura 10.9 – Efeito da alteração das tensões na região óssea em função da alteração da pré-carga em modelo sem *gap* e modelo com *gap* de 200 μ m

Os Gráficos 10.9 e 10.10 demonstram os valores do nível de tensão da região óssea, conforme seleção dos nós indicados anteriormente pela Figura 10.6, estando no Gráfico 10.9 a seleção do lado esquerdo e no Gráfico 10.10 do lado direito.

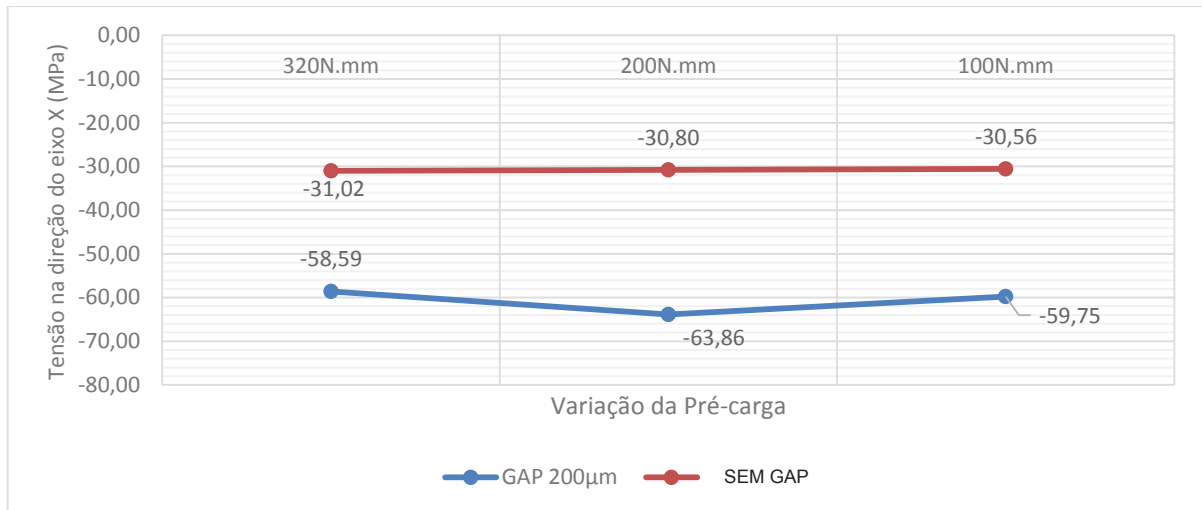


Gráfico 10.9 – Nível de tensão na região óssea esquerda em função da variação da pré-carga para modelo sem gap e com gap de 200µm

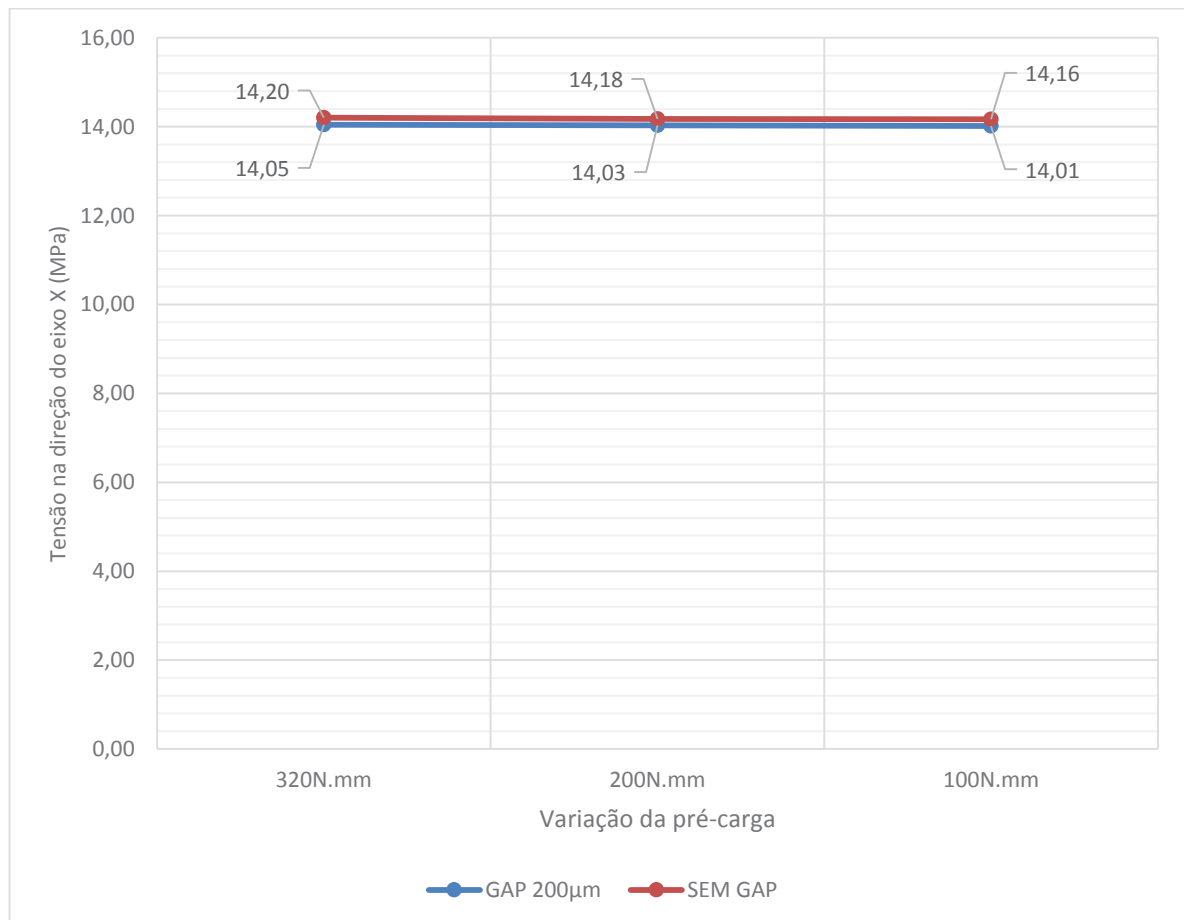


Gráfico 10.10 – Nível de tensão na região óssea direita em função da variação da pré-carga para modelo sem gap e com gap de 200µm

De acordo com o Gráfico 11.4 as análises para a região esquerda, demonstraram que a redução da pré-carga não alterou de forma significativa as tensões. Por isso pode ser considerado como estável a região em relação a pré-carga. O *gap* de 200 μ m, demonstra um acréscimo de tensão de compressão em -27MPa.

O Gráfico 10.10 demonstra que a redução da pré-carga não apresentou alterações significativas nas tensões do lado direito da região óssea do modelo com gap de 200 μ m. Considera-se que a diferença entre o maior e o menor torque, resulta em 1,16MPa para esta região.

13. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Neste trabalho abordou-se a importância e a influência da análise de contato mecânico e pré-carga combinados para resultados computacionais mais representativos de um modelo biomecânico através do MEF.

Este modelo foi desenvolvido respeitando as características geométricas e físicas dos componentes. Através dele foi analisado a influência dos *gaps* nos componentes da prótese e a importância da pré-carga para a integridade dos componentes.

O elemento de contato empregado ao modelo demonstrou-se capaz de representar adequadamente o comportamento físico do contato mecânico existente na prótese entre coroa e implante, e através dele foi possível analisar e mensurar os níveis de tensão e de abertura da mesma.

A técnica proposta para representar os efeitos da pré-carga demonstrou representar de forma satisfatória as forças resultantes do aperto, bem como as tensões geradas nos componentes.

Através da evolução do modelo, com a combinação do elemento de contato com a pré-carga, foi gerado um modelo mais evoluído no qual se obteve resultados mais representativos do comportamento físico da prótese.

Analizou-se o comportamento do contato mecânico na prótese e a influência que este contato exerce sobre as tensões transferidas aos componentes. Demonstrando, ainda, que o *gap* exerce uma forte influência nos níveis de abertura entre a coroa e o implante e que o aumento do *gap* gera aumento no nível de abertura entre os componentes. O aumento proposto do *gap*, combinado com o carregamento externo, foram suficientes para eliminar as forças de aperto da pré-carga para o lado esquerdo do parafuso, tendendo, a baixos níveis, aproximar-se de zero. Em contrapartida, para o lado oposto, não apresentaram influência significativa na variação das tensões. A variação do *gap* estudada não afetou de forma significativa as tensões na região óssea.

Nos estudos sobre os efeitos da variação da pré-carga foi concluído que a pré-carga exerce forte influência na abertura entre a coroa e o implante, uma vez que a redução da pré-carga eleva a abertura entre as peças.

Novamente foi observado que a carga externa aplicada foi suficiente para a região esquerda perder por completo os níveis de tração da pré-carga, passando a região esquerda do parafuso de tração para o estado de compressão. Foi demonstrado que a redução da pré-carga permite aumentar ainda mais os níveis de compressão nesta região.

Constatou-se que os níveis de tensão da região direita do parafuso tendem a aumentar com a da redução da pré-carga. Estes níveis podem chegar próximo ao limite de escoamento do material.

Foi demonstrado que o efeito do *gap* é prejudicial, que uma prótese contendo imperfeições na base da coroa, equivalente ao *gap* de 200µm, mesmo estando com a pré-carga indicada pelo fabricante, pode apresentar altos níveis de abertura entre a coroa e o implante, equivalentes a uma grande redução da pré-carga.

Estes dados evidenciam a importância da aplicação e manutenção adequada da pré-carga para o sucesso do implante.

Observou-se nas análises da região óssea, que a região esquerda não é afetada de forma significativa com a variação da pré-carga, porém o *gap* demonstrou gerar um leve acréscimo de tensão de compressão na região. Para o lado direito, não foram observadas alterações significativas, mesmo com a variação do *gap*.

Pode-se concluir que a menor abertura entre os componentes da prótese se obtém da pré-carga de 320N.mm para o modelo sem *gap*, e a pior situação de abertura se dá para os modelos com menor pré-carga combinado com maior tamanho de *gap*.

Desta forma através dos estudos apresentados neste trabalho, foi possível obter resultados detalhados dos efeitos do *gap* e da pré-carga para o modelo biomecânico.

13.1. Sugestões para trabalhos futuros

Com base na ferramenta desenvolvida, pode-se:

- Aprofundar as pesquisas na região óssea, nas análises das condições de reabsorção óssea e estudos de outras formas de gap;
- Estudar outros tipos de carregamentos da carga mastigatória;
- Analisar o comportamento das novas ligas de materiais utilizando o modelo biomecânico apresentado neste trabalho;
- Realizar estudos de fadiga na prótese.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANSYS. *User's manual for revision 6*. Swanson Analysis Systems Inc., Houston, PA. 2001.

ASSUNÇÃO, W.G. et al. Effect of Superstructure Materials and Misfit on Stress Distribution in a Single Implant-Supported Prosthesis: A Finite Element Analysis. *J Craniofac Surg*, v.21, n.3, p.689-695, May 2010.

BAIAMONTE, T; ABBATE, M. F.; PIZZARELLO, F.; et al. *The Experimental Verification of the Efficacy of Finite Element Modeling to Dental Implant Systems*. *Journal Oral Implantol.*, V.22, no.2, p.104-110, Apr. 1996.

BEER, FERDINAND P., JOHNSTON, E. Russel. *Resistência dos materiais*. 4. ed. São Paulo: Mc Graw Hill, 2007.

BRÄNEMARK PI: *Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness*. *Biomaterials* 4: 25-28, 1983.

BRÄNEMARK PI, BREINE U, ADELL R, HANSSON BO, LINDSTRÖM J, OHLSSON A: *Intra-osseous anchorage of dental protheses. I. Experimental studies*. *Scand J Plast Reconst Surg* 3: 81-100, 1969.

CAPELLO SOUSA, E. A. C. Análise linear de contato mecânico aplicada ao Projeto de Próteses Odontológicas através do método de elementos finitos. 2010. *Dissertação (Livre docência em Engenharia Mecânica) – Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Faculdade de Engenharia de Bauru, Bauru, 2010*.

CHANG HW, HUANG HL, YU JH, HSU JT, LI YF, WU YF: *Effects of orthodontic tooth movement on alveolar bone density*. *Clin Oral Investig*. Apr 26, 2012.

CHESHIRE, P.D., HOBKIRK, J. A., An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *J Oral Rehab*. n. 23, p.782-789, 1996.

CHUN, H.J. et al. *Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis*. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.21, n.2, p.195–202, March/April 2006.

CONRAD HJ, SCHULTE JK, VALLEE MC. *Fractures related to occlusal overload with single posterior implants: A clinical report*. *J Prosthet Dent*;99:251-6, 2008.

FROST, H. M. *Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians*. *Angle Orthod*, Appleton, v. 64, n. 3, p. 175-188, June 1994.

FROST, H.M. *A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians*. *Angle Orthod*, Appleton, v.74, n.1, p. 3–15, February 2004.

GOMES, E.A. Efeito da ausência de passividade no sistema coroa-implante-parafuso de retenção por meio do MEF-2D [dissertação]. *Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2006*.

GOMES, E.A. ASSUNÇÃO WG. BARÃO VAR. DELBEN JA. ROCHA EP. CAPELLO SOUSA EA. Passivity Versus Unilateral Angular Misfit: Evaluation of Stress Distribution on Implant-Supported Single Crowns: Three-Dimensional Finite Element Analysis. *The Journal of Craniofacial Surgery*. Volume 21, Number 6, November 2010.

HERNANDEZ, B.A, Capello Sousa, E. A., Análise de problemas de contato mecânico através do MEF em modelos Bi e Tri dimensional de próteses odontológicas. *Relatório Parcial e Final de Pesquisa à Bolsa PIBIC – Reitoria/UNESP, Bauru - SP*, 2010.

ISA Z. M, HOBKIRK J. A. The Effects of Superstructure Fit and Loading on Individual Implant Units. Part 1: The effects of Tightening the Gold Screw and Placement of a Superstructure with Varying Degrees of Fit. *European Journal Prosthodontic Restoring Dentistry*, v.3, n.6, p.247-253, 1995.

ISIDOR, F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clinical Oral Implants Research*, v.17, p.8-18, 2006.

Jansen, V.K., Conrads, G., Richter, E.J., Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 12:527-540, 1997.

JORNÉUS, L.; JEMT, T.; CARLSSON, L. Loads and design of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v. 7, n. 3, p. 353-359, 1992.

LOPES JÚNIOR, J.A., Análise numérica de interfaces de próteses dentárias através da mecânica do dano, *Dissertação, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Faculdade de Engenharia de Bauru*, 2012.

MULCAHY, C., SHERRIFF, M., WALTER, J.D. & FENLON, M.R., Measurement of misfit at the implant-prosthesis interface: an experimental method using a coordinate measuring machine. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15:111-118, 2000.

N. DJEBBAR, B. SERIER, B. BACHIR BOUIADJRA, S. BENBAREK, A. DRAI, Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant. *International Journal of Materials & Design*, 2009.

OH, T.J. et al. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol*, v.73, n.3, p.322-33, March 2002.

PATTERSON, E.A. & JOHNS, R.B. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* v.7, p.26-33, 1992.

RUBO, J.H.; SOUZA, E.A.C. Finite-Element Analysis of Stress on Dental Implant Prosthesis. *Clin Dent Implant Relat Res*, p. 1-9, Feb 2009.

RUBO, J. H.; JACQUES, L. B.; HOLLWEG, H.; CAPELLO SOUSA, E. A. *Stress Distributions on Fixed Implant Supported Protheses, Using Strain Gauge Measurements*. *Journal of Dental Research*, v.80, p.101, AADR Abstracts, January, 2001.

RIEGER, M. R., ADAMS, W. K., KINZEL, G. L. A Finite Element Survey of Eleven Endosseous Implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v.63, n.4, p.457-465, 1990.

RIEGER, M. R., MAYBERRY, M., BROSE, M. O. Finite Element Analysis of Six Endosseous Implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v.63, n.6, p.671-676, 1990.

RANGERT B., JEMT T., JÖRNEUS L. Forces and Moments on Bränemark Implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v.4, n.3, p.241-247, 1989.

SERTGOZ, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont*, v.10, n.1, p.19-27, Jan/Feb. 1997.

SUTPIDELER, M., ECKERT, S.E., ZOBITZ, M. & AN, K.N., Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. v.19, p 819-825, 2004.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J prosthodont*, v. 49, n. 6, p. 843-848, June 1983.

SHIGLEY, JOSETH EDWARD, MISCHKE, Charles, Mechanical engineering design, McGraw-Hill, 2008, 8th edition.

GENG, J-P., TAN, K. B. C., LIU, G-R., Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 85, p. 585-598, 2001.

WINTER, W. et al. Bone Loading Caused by Different Types of Misfits of Implant-Supported Fixed Dental Prostheses: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on Experimental Results. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 25, n.5, p.947-952, 2010.