

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ENGENHARIA DE BAURU
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

JOSÉ APARECIDO LOPES JÚNIOR

**ANÁLISE NUMÉRICA DE INTERFACES DE PRÓTESES DENTÁRIAS ATRAVÉS
DA MECÂNICA DO DANO**

Bauru
2012

JOSÉ APARECIDO LOPES JÚNIOR

**ANÁLISE NUMÉRICA DE INTERFACES DE PRÓTESES DENTÁRIAS ATRAVÉS
DA MECÂNICA DO DANO**

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Osvaldo Luís Manzoli.

Bauru
2012

Lopes Júnior, José Aparecido.

Análise numérica de interfaces de próteses
dentárias através da mecânica do dano / José Aparecido
Lopes Júnior, 2012
79 f.

Orientador: Osvaldo Luís Manzoli

Dissertação (Mestrado)- Universidade Estadual
Paulista. Faculdade de Engenharia, Bauru, 2012

1. Elementos finitos. 2. Dano. 3. Modelo. 4.
Interface. 5. Biomecânica. I. Universidade Estadual
Paulista. Faculdade de Engenharia. II. Título.

Aos meus pais, à minha irmã, amigos
e à minha namorada Amanda, que
foram companheiros, pacientes,
amorosos, conselheiros e maiores
incentivadores, dando-me apoio nos
momentos difíceis e nos de grande
êxito.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus pelas oportunidades e pelas pessoas especiais que tem colocado em minha vida.

Ao meu orientador Osvaldo que, com muita paciência e amizade, não mediu esforços em me orientar, contribuindo para o desenvolvimento deste trabalho e contribuindo para minha formação acadêmica.

Agradeço ao Edson Capello pela co-orientação ao longo deste trabalho, bem como pelo esforço para atender todas as solicitações.

A todos os professores da Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

A todos os funcionários, em especial, os funcionários do Departamento de Pós-Graduação pelo excelente atendimento.

Agradeço aos meus pais, irmã e à minha namorada Amanda pelo carinho, companheirismo, dedicação, incentivo e motivação.

Ao meu amigo Elton pela parceria e sincera amizade. Aos demais amigos Foster, Marcelo, Émillyn e Daniele.

Aos professores da UTFPR Gallo, Romeu, Amauri, Conrado, Adriano e Adailton pela colaboração e incentivo durante a trajetória deste trabalho.

Agradeço a CAPES pelo auxílio disponibilizado, sem ao qual o desenvolvimento desse trabalho não seria possível.

LOPES JÚNIOR, J. A. **Análise numérica de interfaces de próteses dentárias através da mecânica do dano.** Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, 2012.

Resumo

Atualmente, na odontologia, após a perda de dentes por razões diversas, estes vêm sendo substituídos por implantes dentários. A importância de modelos computacionais biomecânicos é cada vez mais frequente, posto que essas ferramentas permitem simular o comportamento desses dispositivos que tentam restaurar as funções dos dentes perdidos. Como os aspectos biomecânicos de implantes são diferentes daqueles de um dente natural, circundado por um ligamento periodontal, a transferência da carga ao implante, e deste ao osso circundante, pode gerar esforços que, além de provocar falhas nas reabilitações, podem até ultrapassar o limite fisiológico e causar perda da osseointegração. Na análise desses sistemas de prótese, é essencial representar adequadamente as influências entre os diferentes componentes implante/coróa, que são comumente unidos através de parafusos. Falhas destas uniões podem prejudicar o correto funcionamento da prótese, ou até mesmo, produzir esforços não previstos, responsáveis por danos severos na prótese ou no osso. Assim, faz-se necessário descrever adequadamente o comportamento das interfaces entre os componentes dos sistemas protéticos. No presente trabalho, são utilizados elementos finitos sólidos tetraédricos com elevada razão de aspecto para representar a superfície de interface entre os componentes em contato implante/parafuso/coróa. Um modelo constitutivo de dano é empregado para reproduzir o comportamento desses elementos de interface. O modelo é desenvolvido para representar o comportamento diferenciado em tração e compressão na superfície de contato, permitir a separação dos componentes sem oferecer, praticamente, resistência, contudo, ao mesmo tempo, impedir movimentos de interpenetração no caso de solicitações compressivas no contato. Assim espera-se que esta metodologia seja capaz de representar os aspectos do comportamento das interfaces, apresentando diferentes comportamentos estruturais, bem como respectivas tensões, quando solicitados à tração ou a compressão.

Palavras-chave: elementos finitos, dano, modelo, interface, biomecânica

LOPES JÚNIOR, J. A. **Numerical analysis of dental prostheses' interfaces through damage mechanics**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, 2012.

Abstract

Currently, in dentistry, after loss of teeth for various reasons, they have been replaced by dental implants. The importance of biomechanical computer models is increasingly, since these tools allow for the simulation of the behavior of these devices that try to restore the functions of missing teeth. As the biomechanical aspects of implants are different from those of a natural tooth, surrounded by a periodontal ligament, the load transferred to the implant and the surrounding bone can generate stresses that, in addition to cause failures in rehabilitations, can even exceed the physiological limit and cause loss of osseointegration. In the analysis of these prosthetic systems, it is essential to adequately represent the interaction between different components that are commonly joined together by using screws. Possible joint failures can adversely affect the correct functioning of unions, or even produce stresses responsible for severe damage in prosthesis or bone. Thus, it is necessary to adequately describe the behavior of interfaces between components of prosthetic systems. In this work, tetrahedral solid finite elements with high aspect ratio are used to represent the contact interface between components (implant/screw/Crown). A constitutive damage model is employed to reproduce the behavior of these interface elements. The model is designed to represent the differentiated behavior in tension and compression on the contact surface, allowing the separation of the components without offering resistance, however, preventing movement of interpenetration in the case of compression on the contact. So it is expected that this methodology is able to represent aspects of the behavior of interfaces present in dental implants.

Keywords: finite elements, damage, model, interface, biomechanics, dental implants

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Modelo biomecânico com áreas de contato em destaque, bem como a força de mastigação	18
Figura 2.1 – Definição do dano em microescala (FRANÇA, 2005)	21
Figura 2.2 – Seção transversal: (a) nominal 0, (b) degradada 1	23
Figura 2.3 – Hipótese de deformação equivalente (LEMAITRE; CHABOCHE, 1978)	25
Figura 2.4 – Diagrama de tensão <i>versus</i> deformação axial (RODRIGUES, 2011)	27
Figura 2.5 – Comportamentos distintos de endurecimento/abrandamento (PEDRINI, 2008).....	29
Figura 2.6 – Limite elástico à tração. (RODRIGUES, 2011).....	34
Figura 2.7 – Tensões principais para um estado de tensões. (OLIVELLA; BOSCH, 2002) .	35
Figura 3.1 – Barra prismática utilizada nos estudos preliminares.....	37
Figura 3.2 – Modelo para estudo do efeito de contato	38
Figura 3.3 – Condições de contorno para o estudo do comportamento em tração.....	39
Figura 3.4 – Configuração deformada do modelo quando submetido à tração.....	39
Figura 3.5 – Sobreposição das configurações deformada e indeformada do modelo quando submetido à tração	40
Figura 3.6 – Tensões normais devida à tração	40
Figura 3.7 – Condições de contorno para o estudo do comportamento em compressão.....	41
Figura 3.8 – Configuração deformada do modelo quando submetido à compressão.....	41
Figura 3.9 – Modelo esquemático para estudos preliminares	42
Figura 3.10 – Malha de elementos finitos do teste simples de uma barra prismática	44
Figura 3.11 – Barra com deformação inicial imposta	45
Figura 3.12 – Barra com deformação inicial imposta sobreposta ao seu estado original	45
Figura 3.13 – Tensões normais uniformes de tração associadas ao aperto	46
Figura 4.1 – Modelo biomecânico em 2D (GOMES, 2006)	47
Figura 4.2 – Modelo biomecânico em 3D.....	49
Figura 4.3 – Modelo biomecânico simétrico em 3D	50
Figura 4.4 – Malha de elementos finitos do modelo biomecânico.....	50
Figura 4.5 – Criação da região delimitada no parafuso através do GID	51
Figura 4.6 – Detalhe da região delimitada criada para o aperto	52

Figura 4.7 – Região delimitada com do fuste do parafuso sob influência de deformação inicial imposta	52
Figura 4.8 – Detalhe dos elementos de interface na região de contato	53
Figura 4.9 – Elementos finitos sólidos tetraédricos com elevada razão de aspecto situados nas regiões de contato.....	53
Figura 4.10 – Detalhe dos elementos de interface na região de contato no modelo biomecânico.....	54
Figura 4.11 – Força a 30°	55
Figura 4.12 – Força a 60°	55
Figura 5.1 – Redução da área devido à pré-carga aplicada	59
Figura 5.2 – Comparação da região delimitada imposta deformação com estado original.....	59
Figura 5.3 – Tensões normais na região de aperto	60
Figura 5.4 – Tensões normais (verticais) em todo o modelo, devidas ao aperto do parafuso com torque de 100 N.mm	60
Figura 5.5 – Tensão equivalente de Von Mises na região de aperto	61
Figura 5.6 – Tensão equivalente de Von Mises em todo o conjunto	61
Figura 6.1 – Abertura na base da coroa, bem como os nós correspondentes.....	63
Figura 6.2 – Tensão equivalente de Von Mises para inclinação de 30°.....	64
Figura 6.3 – Tensão equivalente de Von Mises para inclinação de 60°.....	65
Figura 6.4 – Tensão equivalente de Von Mises gerada pela aplicação de força a 30° (sem aperto).....	68
Figura 6.5 – Tensão equivalente de Von Mises gerada pela aplicação de força a 60° (sem aperto).....	69

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Algoritmo do modelo constitutivo de dano isotrópico	32
Tabela 2.2 – Algoritmo do modelo de dano à tração.....	35
Tabela 4.1 – Propriedades das estruturas e dos materiais utilizados no modelo	48
Tabela 6.1 – Rotina para obtenção do valor numérico para abertura	63
Tabela 6.2 – Resultados comparativos para torque de 100 N.mm	65
Tabela 6.3 – Análise a 30°	66
Tabela 6.4 – Análise a 60°	66

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 6.1 – Variação da tensão de Von Mises com o torque (inclinação de 30°)	69
Gráfico 6.2 – Comparação dos valores da abertura pelo torque a 30°	70
Gráfico 6.3 – Variação da tensão de Von Mises com o torque (inclinação de 60°)	71
Gráfico 6.4 – Comparação dos valores da abertura pelo torque a 60°	72

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	12
1.1 Objetivos.....	17
1.2 Conteúdo dos capítulos desta dissertação.....	19
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	21
2.1 Mecânica do dano	21
2.2 Critério de dano	26
2.3 Lei de evolução da variável de dano	28
2.4 Modelo de dano isotrópico	31
2.5 Modelo de dano à tração.....	33
2.6 Tensão equivalente de Von Mises	35
3 METODOLOGIA E VALIDAÇÃO	37
3.1 Elementos de interface.....	37
3.2 Modelos de aperto	42
4 MODELO BIOMECÂNICO	47
4.1 Modelo biomecânico 2D	47
4.2 Modelo biomecânico 3D	48
4.3 Área delimitada no parafuso.....	51
4.4 Aplicação do modelo constitutivo ao modelo biomecânico.....	52
4.5 Carga de mastigação.....	54
5 APLICAÇÃO DE PRÉ-CARGA NA FIXAÇÃO DE PRÓTESE IMPLANTO-SUPPORTADA	56
5.1 Definição da pré-carga aplicada na fixação da prótese	56
5.2 Aplicação da pré-carga no modelo de elementos finitos.....	58
6 ANÁLISES E RESULTADOS	62
6.1 Análises	62
6.2 Resultados.....	67
7 CONCLUSÃO.....	73
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	75

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

Biomecânica é a aplicação da mecânica aos sistemas biológicos, estudando as respostas dos mesmos às forças sobre eles aplicadas. O estudo da biomecânica dos implantes dentários também visa prever a distribuição de cargas incidentes sobre próteses implanto-suportadas, bem como as suas consequências para o elemento protético e implantar. (GROCH, 2010).

Muitos estudos são realizados na área da biomecânica aplicada a próteses propondo não só aperfeiçoar o sistema, mas também melhorar o conforto do paciente, evitando falhas e fraturas na prótese, atenuar os desgastes mecânicos da mesma devido às solicitações a qual a estrutura é submetida e, até mesmo, acelerar o processo de recuperação desenvolvendo novos projetos e utilizando outros materiais para este sistema.

No caso de próteses dentárias, o desconforto gerado é muito grande já que a região afetada é muito sensível e utilizada com frequência para alimentação, o que pode causar, facilmente, lesões e, conseqüentemente, dores, infecções e desconforto ao paciente.

Fatores biomecânicos poder ser críticos para a longevidade da reabilitação implanto suportada, em função da natureza das forças criadas pelos contatos oclusais e o impacto destas na fixação entre o osso e os implantes de titânio.

O sucesso a longo prazo dos implantes osseointegrados é dependente de vários fatores, tais como: qualidade e quantidade do tecido ósseo em que estão ancorados, qualidade dos materiais utilizados em sua confecção, técnicas cirúrgica e protética adequadas e, também, da escolha da infraestrutura e componentes protéticos, o que possibilita a distribuição das cargas mastigatórias e parafuncionais em cada implante, individualmente. Adaptação passiva e

estabilidade têm se tornado os dois pré-requisitos mais importantes na escolha do desenho de uma infraestrutura para prótese implanto-suportada.

Em estruturas sujeitas a cargas funcionais, podem ocorrer situações que produzirão sobrecargas e complicações subsequentes. O tratamento com implantes osseointegrados implica em uma estrutura baseada em tecido biológico (osso) e componentes mecânicos (implante e restauração protética). Sobrecarga neste sistema biomecânico pode ser definida como uma condição onde forças de mastigação exercem uma torção repetida em parte da estrutura, levando à perda óssea marginal e/ou falha de componentes.

Para Jacques (2000), o êxito clínico dos implantes é determinado pelo modo como o estresse mecânico é transferido do implante ao tecido ósseo circundante, sem gerar forças de grande magnitude, o que colocaria em risco a longevidade do implante e da prótese.

Próteses dentárias podem ser classificadas quanto a sua extensão, tipo de suporte e tipo de fixação.

Quanto a sua extensão podem ser unitárias, no caso de substituírem apenas um dente; parciais, próteses de substituição de 2/3 ou mais dentes; e totais quando não há dentição alguma e toda a função mastigatória tem de ser reposta com um dispositivo que o faça para a totalidade da dentição.

As próteses dentárias podem ser suportadas nas estruturas de outros dentes, chamadas pontes; podem fixar-se à mucosa mastigatória, neste caso chamadas dentaduras; pode também optar-se pela fixação em implantes, as chamadas próteses sobre implantes.

A forma mais comum de classificar as próteses dentárias é pelo atributo do tipo de fixação: próteses removíveis, em que se podem retirar no dia-a-dia; e em contrário são fixas.

Com o surgimento de diversos tipos de próteses dentárias, sobrevêm dúvidas quanto ao comportamento mecânico relacionado à possibilidade de falha ao sistema prótese/implante/osso, bem como quanto à importância de compreender o comportamento das peças e das forças em todo o sistema e os efeitos que as mesmas podem causar.

A adaptação correta do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção é relevante do ponto de vista biomecânico das próteses sobre implantes, uma vez que a osseointegração não é feita de forma resiliente no osso alveolar (WEINBERG, 1993). Logo, almeja-se passividade entre prótese e implante a fim de prevenir que inadequadas concentrações de tensões sejam geradas entre os componentes desse sistema (MILLINGTON; LEUNG, 1995; DUYCK et al., 2001; KUNAVISARUT et al., 2002), assim como sua transmissão para o tecido ósseo adjacente (SKALAK, 1983).

A passividade entre a prótese e o implante é conseguida quando o parafuso de retenção está unindo as estruturas apenas por uma força de travamento, implicando em mínima tensão óssea na ausência de carga oclusal (MULCAHY et al., 2000).

Para isso, a perfeita adaptação entre componentes e implantes é necessária, visto que a presença de desadaptações pode impedir o assentamento adequado 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; & HOBKIRK, 1996).

Um dos principais problemas de desgaste na engenharia é o de contato entre duas peças, não só pelo fato de um movimento relativo causar desgaste, mas devido às peças estarem em contato e sobre pressão, gerando, assim, tensões intensas que podem ocasionar fraturas no interior da estrutura devido à fadiga a qual esta é submetida, principalmente, no processo de mastigação.

O problema de contato em próteses dentárias foi pouco estudado, sendo a ênfase destes às tensões geradas devido às solicitações feitas diretas na prótese e no contato dela com o osso e não às tensões geradas diretamente pelo contato entre os componentes da prótese que podem, muitas vezes, ocasionar tensões elevadas, ocasionando trincas e falhas prematuras do implante.

O estudo do contato em prótese dentária é importante em virtude dos problemas mecânicos mais comuns em razão do contato, porém a análise de contato é um problema não linear, o que dificulta seu cálculo analítico, sendo

então necessário o uso de ferramentas numéricas computacionais para resolução desse problema. Para tal, a análise por elementos finitos (MEF) é uma ferramenta utilizada na engenharia.

Nos últimos anos, diversos modelos constitutivos foram desenvolvidos para simular os efeitos das alterações microestruturais no comportamento mecânico dos materiais (CERVENKA; PAPANIKOLAOU, 2008). A mecânica do dano contínuo, segundo Lemaitre (1992), ocupa-se com a capacidade de carga de sólidos sem fissuras principais em que o próprio material é danificado devido à presença de microdefeitos, tais como microfissuras e microvazios. Os microdefeitos contribuem para a resposta não linear pós-pico, que se torna evidente macroscopicamente pela redução de rigidez e resistência do material.

Os modelos constitutivos de dano têm sido utilizados como uma ferramenta de análise da perda de rigidez de estruturas, com a finalidade de prever a degradação do material. Seu interesse consiste na simulação da degradação mecânica de materiais quase frágeis, como concreto, cerâmicas e rochas, para os quais, depois de percorrido o regime elástico, ocorre redução tensional (abrandamento) a cada incremento de deformação, delineando o comportamento não linear do material. Para o desenvolvimento de ferramentas apropriadas, é indispensável que a propriedade não linear desses materiais seja conhecida e modelada precisamente, especialmente o seu estado de danificação.

Para o desenvolvimento deste trabalho, utilizou-se (para representar a interação no contato entre os componentes de próteses) um modelo constitutivo de dano combinado, que é capaz de representar o comportamento diferenciado em tração e compressão para materiais quase frágeis.

Com base no modelo proposto por Cervera e Manzoli (1996), será considerada uma variável de dano escalar específica para solicitações de tração, de maneira a obter resposta elástica em compressão.

Na elaboração deste trabalho, são utilizados elementos finitos sólidos tetraédricos com elevada razão de aspecto para representar a superfície de interface entre os componentes em contato. Um modelo constitutivo de dano composto é empregado para reproduzir o comportamento desses elementos de

interface. O modelo é desenvolvido para representar o comportamento diferenciado em tração e compressão na superfície de contato permitindo a separação dos componentes sem oferecer, praticamente, resistência, contudo, ao mesmo tempo, impedir movimentos de interpenetração no caso de solicitações compressivas no contato.

Como procedimento metodológico são apresentados os principais aspectos do comportamento de interfaces sem a necessidade do emprego de algoritmos de contato. Para validar a modelagem são analisados alguns sistemas básicos envolvendo contatos entre superfícies de diferentes componentes. Assim, a metodologia proposta é aplicada na análise tridimensional do comportamento mecânico de uma prótese dentária valendo-se de diferentes situações de carregamento.

Para este estudo de contato foi utilizado um modelo biomecânico em 3D com propriedades estruturais correspondentes a cada material que compõe tal modelo: osso cortical, osso medular, implante (Ti puro), coroa (liga de Co-Cr) e o parafuso de retenção (Ti-6Al-4V), considerando-se 950 MPa como valor de base para as análises de tensões que corresponde ao limite de escoamento da liga Ti-6Al-4V.

Como se trata de um modelo simétrico utilizou-se apenas metade do modelo 3D para as simulações, atribuindo restrições ortogonais na face do corte, bem como para simular as condições reais foram atribuídas restrições em x e y para o osso cortical e medular e somente em x para o implante, coroa e parafuso.

Foi considerada também uma força oblíqua representativa da mastigação de 133 N.mm inclinada a 30°, conforme figura 1.1 (GOMES,2006) e a 60° com a vertical e deslocada 2 mm ao longo do eixo do implante.

Neste trabalho, recorreu-se ao pré e pós-processador GID para realizar todas estas tarefas. O modelo das células tridimensionais é criado com o gerador de malhas 3D do GID.

1.1 Objetivos

O objetivo principal desse trabalho é avaliar a aplicabilidade de um modelo constitutivo, baseado na teoria do dano, para representar as interações do contato implante/coroa/parafuso em próteses dentárias, verificando seu comportamento e as tensões geradas no conjunto para diferentes níveis de torque. A região de contato é modelada por meio de elementos finitos sólidos de elevada razão de aspecto, com comportamento não linear regido pelo modelo de dano, como proposto por Manzoli et. al (2012).

O problema escolhido para esse estudo corresponde ao de uma prótese dentária de um dente aveolar, constituído pelos seguintes componentes: coroa, parafuso de retenção, implante, osso cortical e medular, como mostra a figura 1.1. A fixação do sistema se faz por intermédio do parafuso de retenção, cujo aperto deve ser ajustado de maneira a não gerar tensões elevadas e, ao mesmo tempo, manter o sistema íntegro, mesmo após a aplicação de carregamentos provenientes da mastigação.

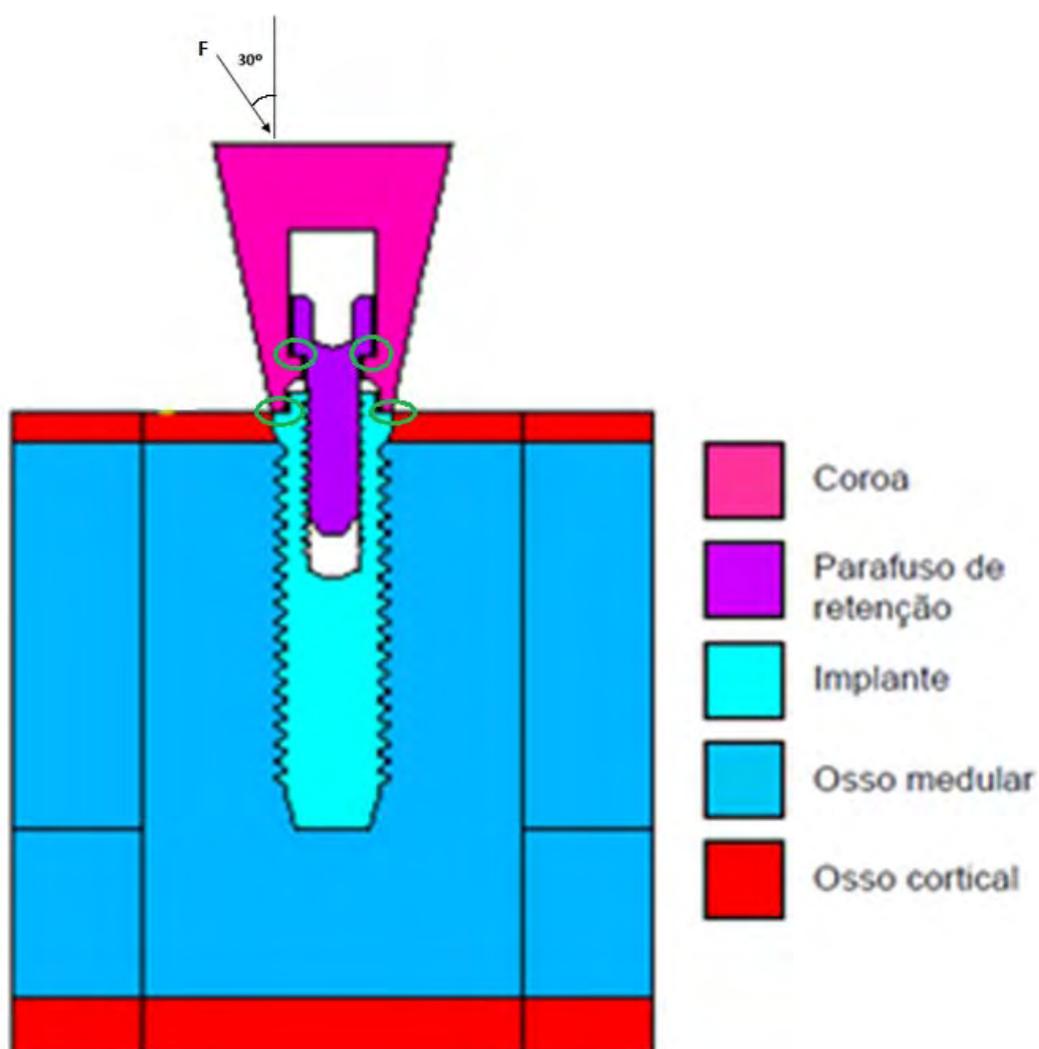


Figura 1.1 – Modelo biomecânico com áreas de contato em destaque, bem como a força de mastigação.

Durante a fase de aperto e de aplicação de carga associada aos efeitos de mastigação, o contato entre as superfícies da coroa e implante (ver figura 1.1) desempenha um papel importante no comportamento e funcionamento do implante. O aperto (torque de aperto) no parafuso provoca a aproximação entre essas superfícies de maneira a gerar tensões de contato (compressivas) entre elas. As cargas mastigatórias com componentes transversais podem ocasionar flexão do sistema, causando a elevação das tensões de contato de um lado e redução de outro lado. Em situações extremas, pode haver até um descolamento entre essas

superfícies em algumas regiões, com perda completa da interação. Essas situações devem ser evitadas, pois o deslocamento pode corresponder a canais de entradas de substâncias nocivas, podendo causar infecções e certo desconforto ao paciente por se tratar de uma região de constante uso devido à alimentação. Além disso, a falha do contato em uma parte da interface pode proporcionar uma sobrecarga na região que permanece em contato, gerando tensões elevadas, acima da capacidade resistente dos materiais que constituem a coroa e o implante, acarretando falhas estruturais prejudiciais ao funcionamento adequado do sistema.

Assim, pretende-se estabelecer uma metodologia de modelagem computacional por elementos finitos que seja capaz de representar, por um lado, os efeitos do aperto no parafuso, e ao mesmo tempo simular o contato entre os referidos componentes da prótese, com possibilidade inclusive de prever eventuais perdas de contato locais, com correspondente separação entre os componentes.

Objetiva-se também avaliar a metodologia proposta por meio do estudo do funcionamento da prótese, caracterizado pelas tensões geradas e dos possíveis descolamentos nas interfaces, produzidos pela carga representativa de mastigação para diferentes níveis de aperto no parafuso.

1.2 Conteúdo dos capítulos desta dissertação

Esta dissertação está organizada em 8 capítulos. No Capítulo 1 é feita uma abordagem do problema, bem como as condições de análises (os materiais que compõem o sistema, inclinação da força de mastigação e o contato entre implante/coroa/parafuso), uma apresentação de modo introdutório a respeito da metodologia, assim como os objetivos deste trabalho.

No Capítulo 2, apresenta-se uma explanação sobre a teoria do dano contínuo, os modelos de dano (tração e compressão) e uma breve revisão sobre tensão equivalente de Von Mises.

O Capítulo 3 é destinado somente a estudos preliminares do modelo de aperto por meio de deformações iniciais e do modelo constitutivo, verificando seu comportamento quando submetidos à tração e à compressão.

O Capítulo 4 apresenta o modelo biomecânico utilizado para o desenvolvimento deste trabalho, o processo que foi submetido para se criar a região delimitada onde será aplicada a deformação que simulará o aperto no parafuso, assim como as condições de contorno que foram impostas na estrutura. Também se fez uma abordagem de como a força de mastigação é aplicada ao modelo biomecânico.

O Capítulo 5 mostra as relações matemáticas para se encontrar a tensão equivalente ao torque que será aplicado, bem como as tensões geradas quando há somente o aperto sem a influência da carga de mastigação.

O Capítulo 6 apresenta análises numéricas e resultados do comportamento do modelo apresentado no Capítulo 3 a fim de validar a formulação proposta.

As conclusões e as sugestões para continuação da pesquisa são apresentadas no Capítulo 7. Por fim, no Capítulo 8, são referenciadas as obras que deram o embasamento teórico para este trabalho.

Capítulo 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Mecânica do dano

Para Lemaitre (1996), o dano pode ser interpretado, na microescala, como a criação de microsuperfícies de descontinuidade: quebra de ligações atômicas e ampliação plástica de microcavidades.

Considere um corpo danificado e um Elemento de Volume Representativo (EVR), que precisa ser pequeno suficiente para evitar a suavização de altos gradientes e grande o suficiente para representar uma média dos microprocessos, no ponto M orientado por um plano definido por sua normal \vec{n} conforme pode ser visto na figura 2.1:

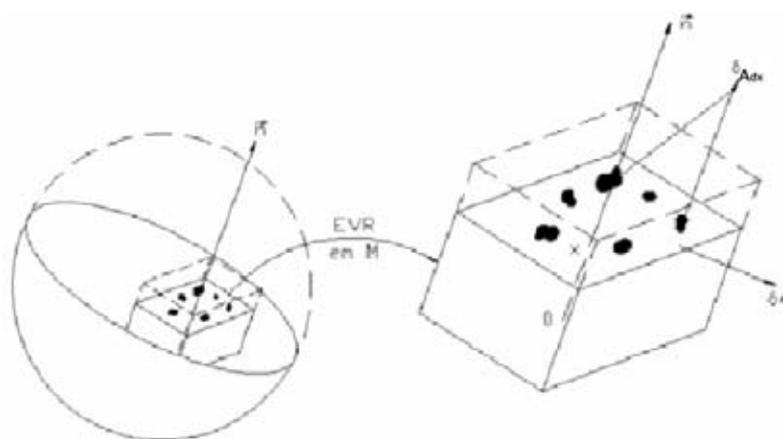


Figura 2.1 – Definição do dano em microescala (FRANÇA, 2005)

Sendo:

- δA a área de interseção do plano com EVR;
- δA_{dx} a área de dano efetiva, considerando as interseções de todas as microtrincas ou microcavidades que estão em δA ;

- $d(M, \vec{n}, X)$ o valor do dano no ponto M na direção \vec{n} e na abscissa x, dado por:

$$d(M, \vec{n}, x) = \frac{\delta A_{dx}}{\delta A} \quad (2.1)$$

De acordo com Lemaitre (1996), para definir uma variável contínua sobre o EVR, para que sua deteriorização falhe em duas partes, é preciso observar todos os planos que variam com x e considerar qual é o que mais danifica, como pode ser visto na equação (2.2).

$$d(M, \vec{n}) = \text{Max}_{(x)} [d_{(M, \vec{n}, x)}] \quad (2.2)$$

O modelo de dano isotrópico propõe que, independentemente da direção, as falhas tenham o mesmo comportamento mecânico regido por variável escalar, chamada variável de dano d. Assim, como pode ser observado na figura (2.2), em uma seção transversal de um elemento danificado, a coordenada x desaparece e o dano pode ser representado como na equação (2.3):

$$d(M, \vec{n}) = \frac{\delta A_{dx}}{\delta A} \quad (2.3)$$

O valor da variável escalar d, a qual depende do ponto e da direção considerada, é limitado entre 0 e 1, como é mostrado em equação (2.4) e na figura 2.2.

$$0 \leq d \leq 1 \quad (2.4)$$

Onde:

$d = 0 \rightarrow$ somente se $A_d = 0$, material EVR não danificado;

$d = 1 \rightarrow$ somente se $A_d = A$, material EVR totalmente separado em duas partes.

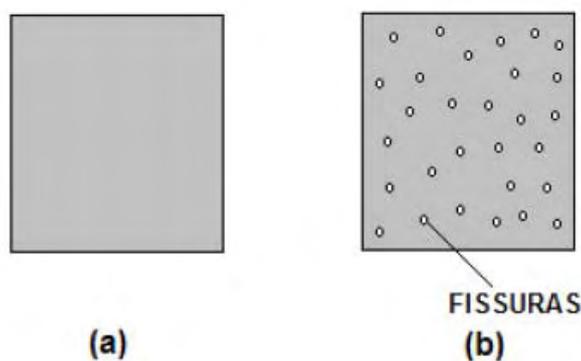


Figura 2.2 – Seção transversal: (a) nominal 0, (b) degradada 1.

Sendo assim, uma definição mais simples do dano, considerando a densidade da superfície efetiva de microdefeitos, pode ser vista na equação (2.5):

$$d = \frac{A_d}{A} \quad (2.5)$$

onde A_d é a área dos defeitos e A é a área total da seção transversal.

A área da seção que efetivamente resiste às forças aplicadas, logo, pode ser expressa como:

$$\bar{A} = A - A_d \quad (2.6 a)$$

ou

$$A_d = A - \bar{A} \quad (2.6 b)$$

Se o EVR estiver sob um carregamento F , a tensão uniaxial é dada por:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (2.7)$$

Se todos os defeitos estão abertos de tal modo que nenhuma microforça esteja agindo na superfície de microtrincas, é conveniente introduzir uma tensão

efetiva $\bar{\sigma}$ relativa à superfície que efetivamente resiste ao carregamento, dada pela equação (2.8).

$$\bar{\sigma} = \frac{F}{A - A_d} \quad (2.8)$$

Colocando A em evidência na equação (2.8) tem-se:

$$A \cdot (\bar{\sigma} - \bar{\sigma} \cdot A_d/A) = F \quad (2.9)$$

Pela equação (2.5) tem-se que $A_d = d \cdot A$, então escreve-se que:

$$A \cdot (\bar{\sigma} - \bar{\sigma} \cdot d) = F \rightarrow (\bar{\sigma} - \bar{\sigma} \cdot d) = \sigma \quad (2.10)$$

Colocando o $\bar{\sigma}$ em evidência dispõe-se a tensão efetiva como:

$$\bar{\sigma} \cdot (1 - d) = \sigma \quad (2.11)$$

A partir da equação (2.11), para o material sem degradação, a tensão efetiva é igual a tensão aparente, e para o material totalmente degradado localmente, a tensão efetiva tende ao infinito, ou seja:

$$\sigma = \bar{\sigma} \quad \text{para a variável de dano } d = 0 \text{ (material não degradado)}$$

$$\bar{\sigma} \rightarrow \infty \quad \text{para a variável de dano } d = 1 \text{ (material totalmente degradado)}$$

Segundo a hipótese de equivalência de deformação proposta por Lemaitre e Chaboche (1978), a deformação associada a um estado danificado submetido à tensão, σ , é equivalente à deformação associada ao estado não danificado submetido à tensão efetiva, $\bar{\sigma}$, como mostra a figura 2.3. Assim, tem-se que

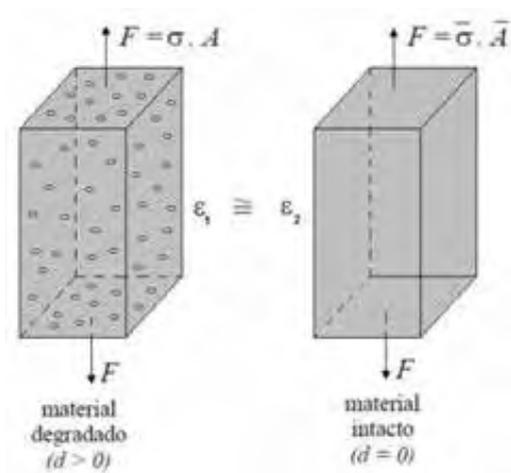


Figura 2.3 – Hipótese de deformação equivalente (LEMAITRE; CHABOCHE, 1978).

$$\varepsilon_1 = \frac{\sigma}{E_d} \quad (2.12)$$

e

$$\varepsilon_2 = \frac{\bar{\sigma}}{E} \quad (2.13)$$

onde E é o módulo de elasticidade intacto, E_d o módulo de elasticidade degradado.

Como $\varepsilon_1 = \varepsilon_2$, da hipótese de equivalência, é possível igualar as equações (2.12) e (2.13), obtendo-se assim:

$$E \cdot \sigma = \bar{\sigma} \cdot E_d \quad (2.14)$$

Substituindo a equação (2.11) na equação (2.14), tem-se a relação entre o módulo de elasticidade e o módulo de elasticidade degradado:

$$E_d = (1 - d) \cdot E \quad (2.15)$$

Assim, representa-se a relação constitutiva total da equação (2.12) como:

$$\sigma = E_d \cdot \varepsilon \quad (2.16)$$

Substituindo na equação (2.15) a (2.16), obtém-se:

$$\sigma = (1 - d).E.\varepsilon \quad (2.17)$$

2.2 Critério de dano

Gonçalves (2003) define o critério de degradação, ou critério de dano, empregando-se o conceito de tensão efetiva e o critério de energia por meio de uma função F como:

$$F(\sigma) = \tau(\sigma) - q \leq 0 \quad (2.18)$$

τ – tensão equivalente

q – variável limite de dano

A partir da equação (2.18), o critério de dano pode ser escrito em termos das tensões efetivas como:

$$F(\bar{\sigma}) = \tau(\bar{\sigma}) - r \leq 0 \quad (2.19)$$

onde:

$$q = (1 - d).r \quad (2.20)$$

Baseando-se na teoria da plasticidade e nas relações Kuhn-Tucker, determina-se as condições de carga e descarga, ou seja:

$$\dot{d} \geq 0$$

$$F(\bar{\sigma}) \leq 0$$

$$\dot{d}.F(\bar{\sigma}) = 0 \quad (2.21)$$

onde \dot{d} é a taxa de variação da variável de dano.

Não há evolução do dano $\dot{d} = 0$ no regime elástico linear, que corresponde ao trecho OA . O trecho AB descreve o regime inelástico com evolução do dano $\dot{d} \neq 0$. Já o trecho BO e OB corresponde, respectivamente, a situações de descarga e recarga, ambas sem evolução do dano. Além disso, observa-se que o fator de redução da rigidez é $(1 - d)$.

2.3 Lei de evolução da variável de dano

Segundo Manzoli (1998), a evolução do dano pode produzir diferentes comportamentos após o limite de elasticidade, dependendo da particularidade do material. Esse comportamento pode ser atribuído a uma variável H chamada módulo de endurecimento/abrandamento. Para o modelo de dano isotrópico a lei de endurecimento/abrandamento pode ser descrita em relação às variáveis internas do tipo tensão deformação:

$$\dot{q} = \frac{H}{1+H} \dot{r} \quad (2.22)$$

onde: $\dot{r} \geq 0$

Na figura 2.5 pode-se observar as diferentes leis de endurecimento/abrandamento.

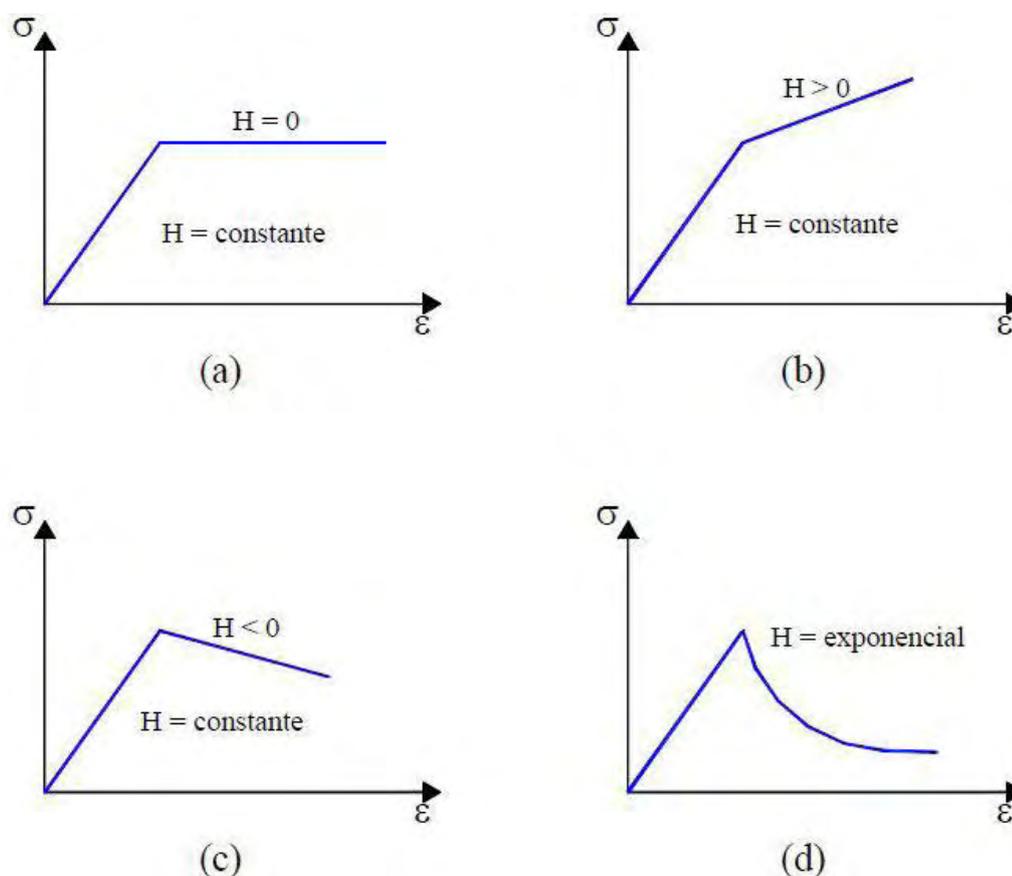


Figura 2.5 – Comportamentos distintos de endurecimento/abrandamento (PEDRINI, 2008).

Na figura 2.5, em (a) tem-se o regime elasto-degradável perfeito, em (b) o encruamento linear positivo (endurecimento), em (c) o encruamento linear negativo (abrandamento) e em (d) o abrandamento exponencial.

Manzoli (1998) afirma que pode-se chegar à lei de evolução da variável de dano em função do módulo de endurecimento/abrandamento e da variável limite de dano, para carregamentos monotônicos, dada pela equação (2.20), tendo-se em conta que $q = (1 - d)r$ e utilizando-se a regra de endurecimento/abrandamento da equação (2.22).

$$\dot{d} = \left(\frac{1}{1+H} - d \right) \cdot \frac{\dot{r}}{r} \quad (2.23)$$

O processo de deformação deve ser irreversível implicando em $\dot{d} \geq 0$, e, portanto, a equação (2.23) deve estar contida em qualquer instante do processo de carga dentro do seguinte intervalo:

$$-1 < H < (1 - d) \quad (2.24)$$

onde o módulo de endurecimento/abrandamento pode variar por meio de qualquer função em termos da variável limite de dano. Assim, pode-se obter a expressão fechada da evolução da variável de dano solucionando a relação diferencial da equação (2.23).

$$d(r) = 1 - \frac{q(r)}{r} \quad (2.25)$$

e

$$q(r) = \int \frac{H(r)}{1+H(r)} dr \quad (2.26)$$

Para um módulo H constante, tem-se a lei linear de dano em função de H e do limite de dano (r), ou seja:

$$d = \frac{r-r_0}{r(1+H)} \quad (2.27)$$

Considera-se H fornecida pela equação (2.28) a fim de formular a expressão para a lei exponencial, obtendo-se a equação (2.29) proposta por Oliver et. al. (1999).

$$H(r) = \frac{1}{1+A.e^{A\left(1-\frac{r}{r_0}\right)}} - 1 \quad (2.28)$$

$$d = 1 - \frac{r}{r_0} \cdot e^{A\left(1 - \frac{r}{r_0}\right)} \quad (2.29)$$

O parâmetro A da lei de abrandamento exponencial depende da energia de fratura do material.

2.4 Modelo de dano isotrópico

Conforme Rodrigues (2011), para o caso de um elemento unidimensional submetido a uma força axial F , a tensão efetiva é expressa por:

$$\bar{\sigma} = E \cdot \varepsilon \quad (2.30)$$

onde E é o módulo de elasticidade, ε é a deformação.

O limite de dano inicial r_0 é uma propriedade do material e pode ser relacionado com a tensão limite de proporcionalidade, f_0 , da seguinte forma:

$$r_0 = \frac{f_0}{\sqrt{E}} \quad (2.31)$$

onde E é o módulo de elasticidade.

Definindo-se a norma da tensão efetiva como:

$$\tau(\bar{\sigma}) = \sqrt{\frac{\bar{\sigma} \cdot \bar{\sigma}}{E}} \quad (2.32)$$

O critério de degradação é expresso da seguinte forma:

$$F(\bar{\sigma}) = \sqrt{\frac{\bar{\sigma} \cdot \bar{\sigma}}{E}} - \frac{f_0}{\sqrt{E}} \leq 0 \quad (2.33)$$

Pode-se demonstrar que o limite de dano fica dado pelo máximo valor da variável τ durante o processo de carregamento a partir das relações de Kuhn-Tucker (2.18):

$$r = \max(r, \tau) \quad (2.34)$$

Nota-se que, a partir das equações (2.30) e (2.32), τ pode ser expresso em termos da deformação por:

$$\tau = \frac{E \cdot \varepsilon}{\sqrt{E}} = \varepsilon \sqrt{E} \quad (2.35)$$

E para carga tem-se que:

$$r = \tau \quad (2.36)$$

Segundo Rodrigues (2011), as tensões no passo de carga $n + 1$, para o caso de um procedimento incremental, podem ser obtidas a partir das deformações nesse passo e das variáveis de estado do passo anterior, n , pelo algoritmo do modelo constitutivo de dano isotrópico, totalmente explícito, mostrado na tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Algoritmo do modelo constitutivo de dano isotrópico

Algoritmo: Obtenção das tensões a partir das deformações
Entrada: $E, f_0, H, d_n, r_n, \varepsilon_{n+1}$
Saída: $d_{n+1}, r_{n+1}, \sigma_{n+1}$
(1) Calcular $\bar{\sigma}_{n+1} = E \cdot \varepsilon_{n+1}$
(2) Calcular τ_{n+1} de acordo com a equação (2.32)
(3) Verificar se $\tau_{n+1} > r_n$
VERDADEIRO: $r_{n+1} = \tau_{n+1}$
FALSO: $r_{n+1} = r_n$
(4) Calcular d_{n+1} de acordo com a equação (2.27)
(5) Calcular a tensão final:

$$\sigma_{n+1} = (1 - d_{n+1}) \cdot \bar{\sigma}_{n+1}$$

2.5 Modelo de dano à tração

Decompõe-se o tensor de tensões efetivas em partes positiva e negativa, tomando-se as componentes positivas e negativas do tensor de tensões efetivas, respectivamente.

$$\bar{\sigma}^t = \bar{\sigma}^+ + \bar{\sigma}^- \quad (2.37)$$

onde $\bar{\sigma}^+$ e $\bar{\sigma}^-$ são tensores de tensão efetiva contendo as tensões principais de tração e de compressão, respectivamente:

$$F^t(\bar{\tau}^t, r^t) = \bar{\tau}^t(\bar{\sigma}^+) - r^t \leq 0 \quad (2.38)$$

onde $\bar{\tau}^t$ retorna um valor escalar em função da componente positiva das tensões efetivas. Adota-se a norma energética do tensor:

$$\bar{\tau}^t = \sqrt{\bar{\sigma}^+ : C^{-1} : \bar{\sigma}^+} = \bar{\tau}^t(\bar{\sigma}^+) \quad (2.39)$$

onde C é o tensor constitutivo elástico isotrópico de quarta ordem.

O valor inicial do limite de dano é expresso em termos da resistência à tração, σ_t . A variável r^t estabelece o limite de dano, exercendo o controle da dimensão do domínio elástico no espaço das tensões efetivas. O limite de dano é delimitado pela superfície $F^t(\tau^t, r^t) = 0$.

Para Rodrigues (2011):

“No campo das tensões principais, para o caso bidimensional, o regime elástico é delimitado por uma região aberta, que na curva tensão deformação, para caso uniaxial, define-se um limite elástico à tração, como mostra a figura 2.6. O valor inicial do limite de dano é expresso em termos da resistência à tração, σ_t .”

$$r_0^t = \frac{\sigma_t}{\sqrt{E}} \quad (2.40)$$

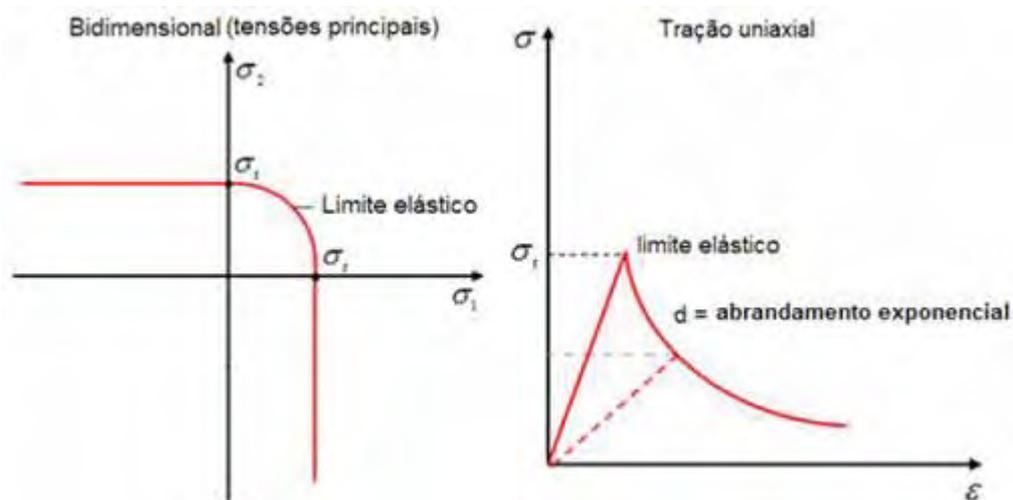


Figura 2.6 – Limite elástico à tração. (RODRIGUES, 2011)

Em função da variável limite de dano, define-se a evolução da variável de dano para tração,

$$d^t(r^t) = 1 - \frac{r_0^t}{r^t} e^{A\left(1 - \frac{r^t}{r_0^t}\right)} \quad (2.41)$$

que estabelece uma lei de abrandamento exponencial, em termos do parâmetro de abrandamento exponencial, A .

Portanto, a lei constitutiva finalmente pode ser expressa como:

$$\sigma^t = (1 - d^t)\bar{\sigma}^+ + \bar{\sigma}^- \quad (2.42a)$$

ou

$$\sigma^t = \bar{\sigma} - d^t \cdot \bar{\sigma}^+ \quad (2.43b)$$

O algoritmo do modelo de dano à tração é apresentado na tabela 2.2.

Tabela 2.2: Algoritmo do modelo de dano à tração

Modelo de dano somente à tração (Σt)
Entrada: $C, \sigma_t, d_n^t, r_n^t, A, \bar{\sigma}_{n+1}$ Saída: $d_{n+1}^t, r_{n+1}^t, \sigma_{n+1}^t$
(1) Calcular $\bar{\sigma}_{n+1}^+ = \langle \bar{\sigma}_{n+1} \rangle$
(2) Calcular $\tau_{n+1}^t = \sqrt{\bar{\sigma}_{n+1}^+} \cdot C^{-1} \cdot \bar{\sigma}_{n+1}^+$
(3) Verificar se $\tau_{n+1}^t > r_n^t$ VERDADEIRO: $r_{n+1}^t = \tau_{n+1}^t$ FALSO: $r_{n+1}^t = r_n^t$
(4) Calcular $d_{n+1}^t = 1 - \left[\frac{r_0^t e^{A \left(1 - \frac{r_0^t}{r_{n+1}^t}\right)}}{r_{n+1}^t} \right]$
(5) Calcular a tensão final: $\sigma_{n+1}^t = \bar{\sigma}_{n+1}^+ - d_{n+1}^t \cdot \bar{\sigma}_{n+1}^+$

2.6 Tensão equivalente de Von Mises

No estudo dos resultados do presente trabalho, os níveis de tensão nos componentes metálicos da prótese são avaliados através das tensões equivalentes de Von Mises, que são mostradas nas imagens de pós-processamento das análises pelo MEF.

Seja um ponto qualquer, pertencente a um corpo em equilíbrio, submetido a um estado de tensões cujas as principais estão representadas na figura 2.7.

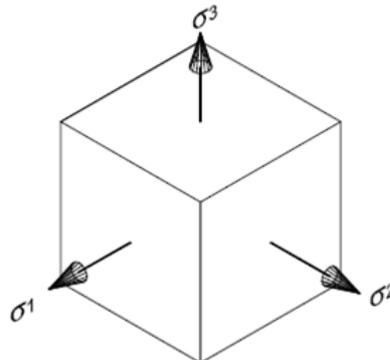


Figura 2.7 – Tensões principais para um estado de tensões. (OLIVELLA; BOSCH, 2002)

Este critério propõe que a tensão de escoamento seja associada a valores críticos de certa porção da energia de deformação do ponto material em estudo. Quando as tensões principais possuem valores diferentes, o cubo que representa o ponto se transforma em paralelepípedo. A energia (U) para esta distorção é dada por:

$$U = \frac{1+\nu}{6.E} [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2] \quad (2.44)$$

onde E é o módulo de elasticidade do material e ν é o coeficiente de Poisson.

O mesmo fato acontece com tensão equivalente já nesta situação $\sigma_1 = \sigma_{eq}$ e $\sigma_2 = \sigma_3 = 0$.

Para a tensão equivalente, a energia de distorção fica:

$$U = \frac{1+\nu}{6.E} \cdot 2 \cdot \sigma_{eq}^2 \quad (2.45)$$

Igualando-se as expressões (2.44) e (2.45) tem-se:

$$(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 = 2 \cdot \sigma_{eq}^2 \quad (2.46a)$$

ou seja:

$$\sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2}{2}} = \sigma_{eq} \quad (2.46b)$$

Capítulo 3

METODOLOGIA E VALIDAÇÃO

3.1 Elementos de interface

No presente trabalho são utilizados elementos finitos sólidos tetraédricos com elevada razão de aspecto para representar a superfície de interface entre os componentes em contato.

O modelo constitutivo de dano composto é empregado para reproduzir o comportamento desses elementos de interface. É desenvolvido para representar o comportamento diferenciado em tração e compressão na superfície de contato, bem como permitir a separação dos componentes praticamente sem oferecer resistência, mas, ao mesmo tempo, impedir movimentos de interpenetração no caso de solicitações compressivas no contato.

Para validar a modelagem, realizaram-se estudos preliminares para se avaliar o modelo constitutivo. A figura 3.1 ilustra uma barra prismática que será utilizada para verificar o comportamento do modelo quando submetido a tração e compressão.



Figura 3.1 – Barra prismática utilizada nos estudos preliminares.

Para que este estudo pudesse ser realizado, houve a necessidade de se criar uma região de contato. Assim, dividiu-se esta barra em quatro partes iguais, como mostra a figura 3.2. As partes superiores foram separadas e elementos tetraédricos de elevada razão de aspecto, com espessura de 0,01 mm, foram introduzidos entre essas partes. O comportamento desses elementos de interface é governado pelo modelo constitutivo de dano a tração, com uma resistência à tração muito baixa (1.10^{-05} MPa) e parâmetro de abrandamento nulo ($A=0$). Os demais elementos da malha foram considerados com comportamento elástico-linear.

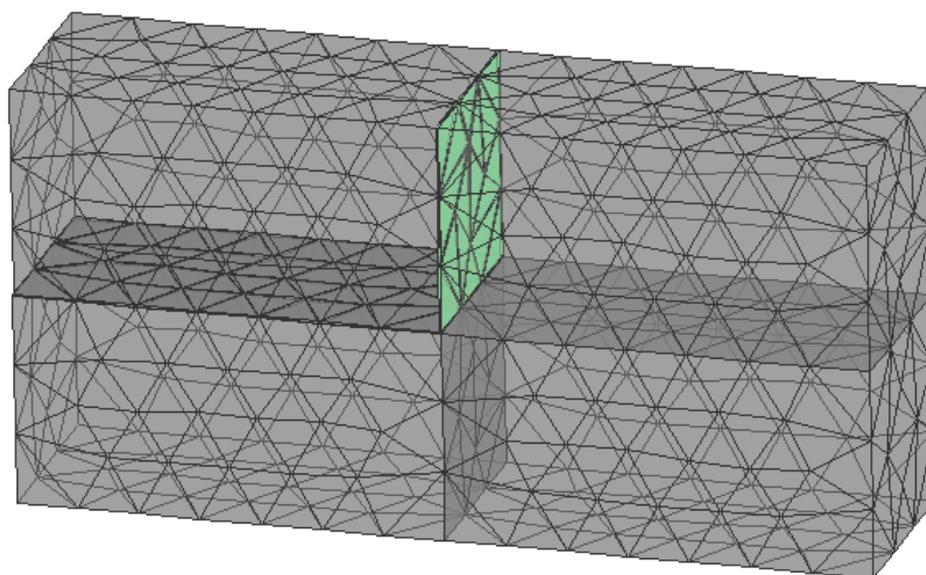


Figura 3.2 – Modelo para estudo do efeito de contato.

Primeiramente, realizou-se o estudo do comportamento da interface submetida à tração na interface, no qual foi considerada toda a face esquerda da barra fixa e foi imposto um deslocamento axial (horizontal) crescente na face direita (figura 3.3).

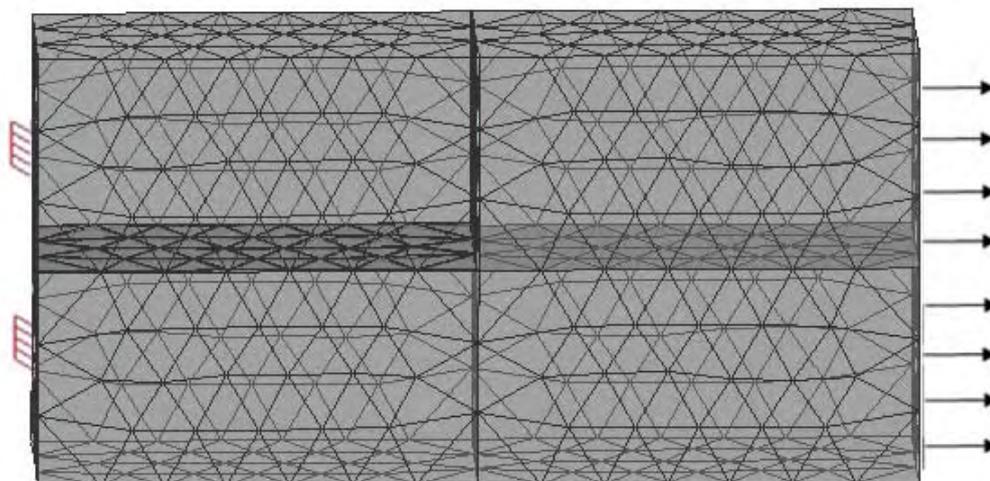


Figura 3.3 – Condições de contorno para o estudo do comportamento em tração.

A figura 3.4 mostra o comportamento que já era previsto quando este modelo fosse submetido à tração. Os elementos de interface (em verde) se deformam e permitem a abertura das partes superiores praticamente sem oferecer resistência. Assim, pode-se observar a figura 3.5, a qual apresenta a sobreposição dos comportamentos, comparando o estado deformado juntamente ao estado original do modelo.

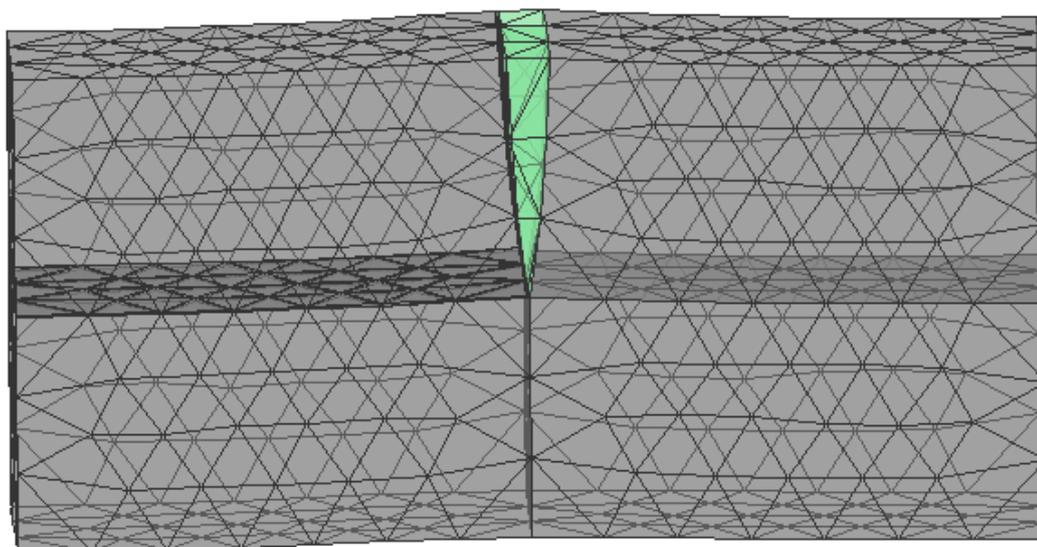


Figura 3.4 – Configuração deformada do modelo quando submetido à tração.

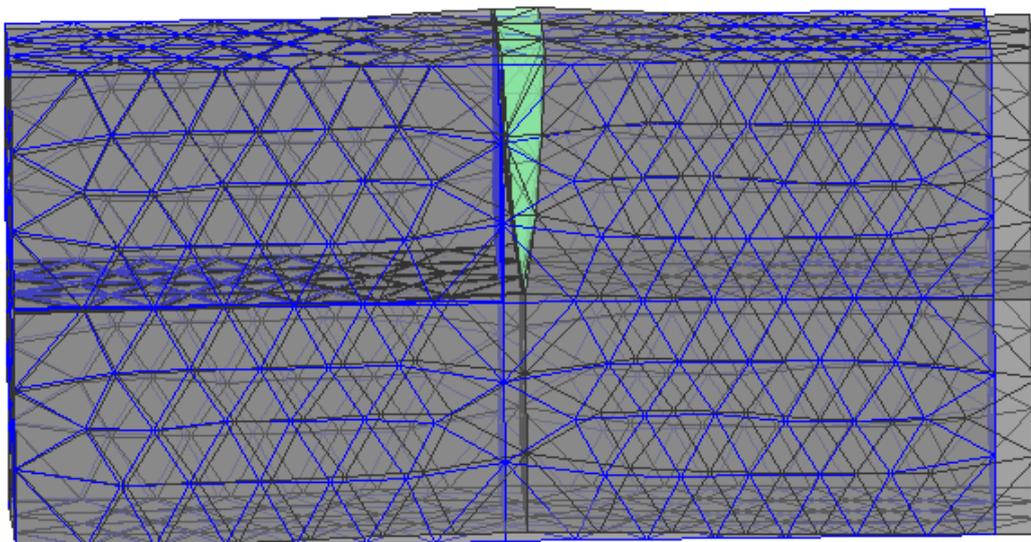


Figura 3.5 – Sobreposição das configurações deformada e indeformada do modelo quando submetido à tração.

Observando a figura 3.6, verifica-se que a abertura está livre de tensões, provando que realmente houve separação das partes superiores. Nessa figura os elementos de interface foram omitidos.

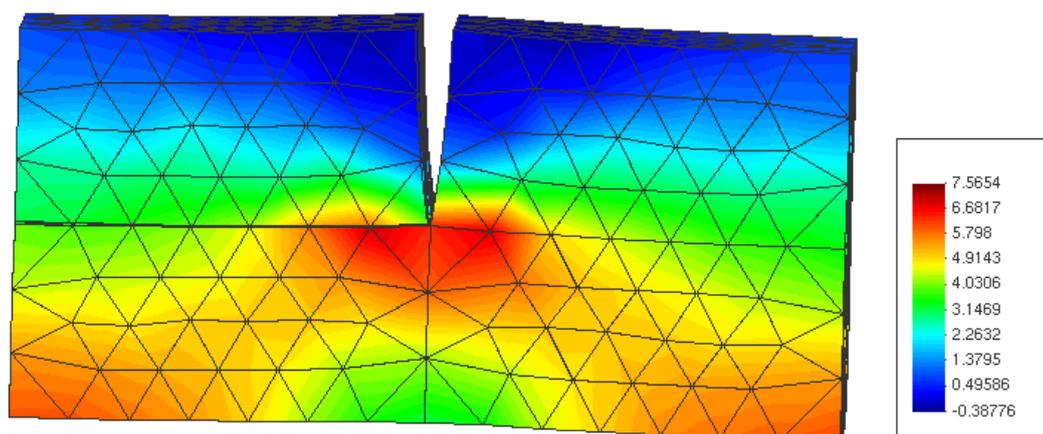


Figura 3.6 – Tensões normais devido à tração.

Após estudo realizado devido à tração, passou-se a analisar o efeito de um carregamento de compressão, impondo-se agora à face direita um movimento de

aproximação crescente entre as faces, forçando encurtamento axial do conjunto (figura 3.7).

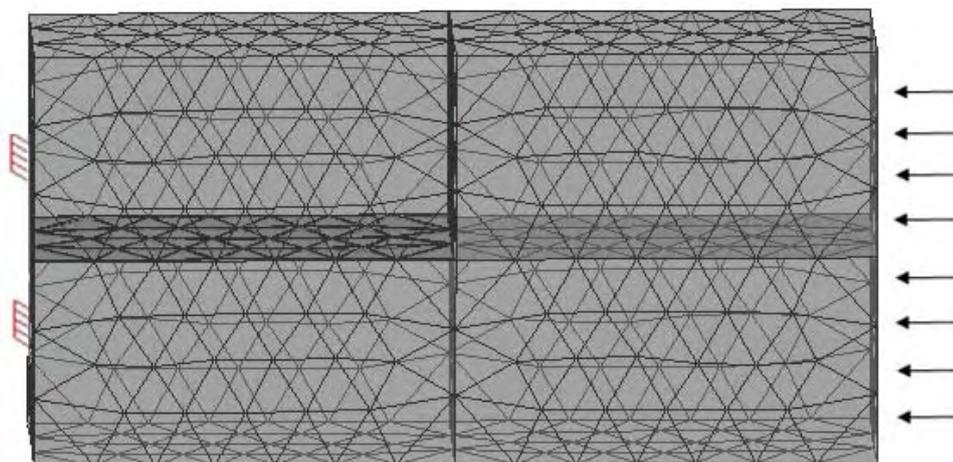


Figura 3.7 – Condições de contorno para o estudo do comportamento em compressão.

Segundo mostra a figura 3.7, quando solicitada à compressão, o modelo de interface impede a interpenetração entre as partes em contato, gerando deformação de encurtamento e tensões de compressão uniformes em todo o conjunto (figura 3.8).

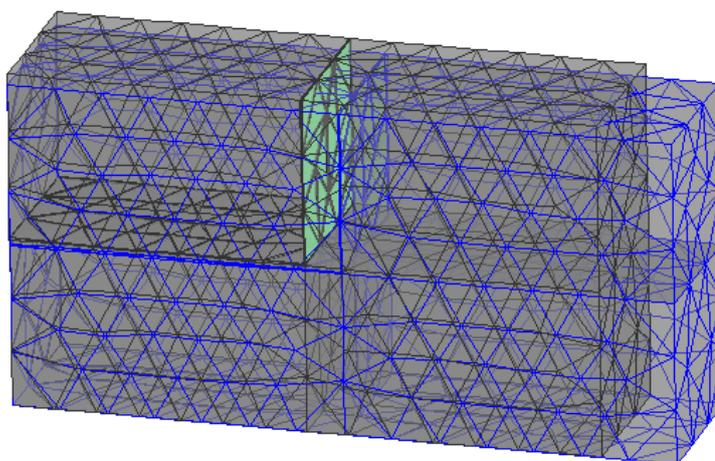


Figura 3.8 – Configuração deformada do modelo quando submetido à compressão.

3.2 Modelos de aperto

Para representar os efeitos do aperto do parafuso, realizou-se estudos preliminares teóricos e posteriormente numéricos para se avaliar uma proposta de modelagem que consiste na criação de uma região delimitada na peça, submetida a uma deformação inicial, de maneira a gerar as tensões produzidas pelo aperto do parafuso. Essa região corresponde a uma parte do fuste do parafuso de retenção. \ Para demonstrar o princípio no qual se baseia esse método, considere a uma barra prismática com as duas superfícies das extremidades vinculadas, dividida em três regiões, como ilustra a figura 3.9.

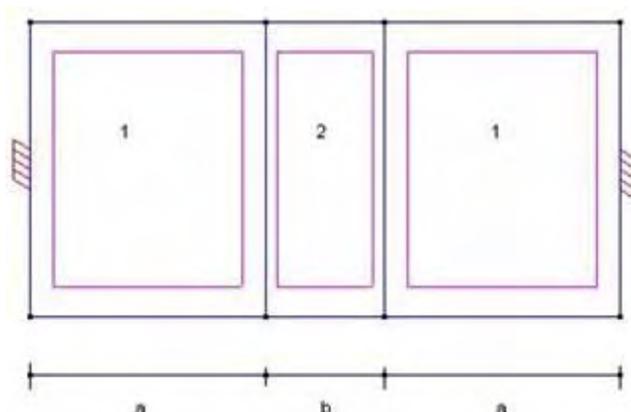


Figura 3.9 – Modelo esquemático para estudos preliminares.

Considere também as seguintes situações:

Material 1: Elástico

$$\sigma_1 = E \cdot \varepsilon_1; \quad (3.1)$$

σ_1 = Tensão normal do material 1;

ε_1 = Deformação específica do material 1;

E = Módulo de elasticidade.

Material 2: Elástico com deformação inicial ε_0

$$\sigma_2 = E \cdot (\varepsilon_2 - \varepsilon_0) \quad (3.2)$$

Do equilíbrio do sistema tem-se:

$$\sigma_1 = \sigma_2 \quad (3.3)$$

Substituindo a equação (3.1) nas equações (3.2) e (3.3), tem-se:

$$E \cdot \varepsilon_1 = E \cdot (\varepsilon_2 - \varepsilon_0) \quad (3.4a)$$

ou

$$\varepsilon_1 = (\varepsilon_2 - \varepsilon_0) \quad (3.4b)$$

Da condição de compatibilidade de deformação, a variação do comprimento da barra deve ser nula, ou seja:

$$\Delta_L = \Delta L_1 + \Delta L_2 = 0 \quad (3.5)$$

$$\Delta_L = \varepsilon_1 (a + a) + \varepsilon_2 \cdot b = 0 \quad (3.6)$$

Resolvendo o sistema formado pelas equações (3.4b) e (3.6), obtém-se:

$$\varepsilon_1 = -\varepsilon_0 \cdot \left(1 + \frac{2a}{b}\right)^{-1} \quad (3.7)$$

e

$$\varepsilon_2 = \varepsilon_1 + \varepsilon_0 \quad (3.8)$$

Substituindo a equação (3.7) na equação (3.1), tem-se:

$$\sigma_1 = -E \cdot \varepsilon_0 \cdot \left(1 + \frac{2a}{b}\right)^{-1} \quad (3.9)$$

Para exemplificar, admitindo-se $E = 1.10^4 MPa$, $\varepsilon_0 = -3.10^{-2}$ mm e $a=b$, de acordo com a equação (3.9), temos que a tensão gerada no sistema é dada por:

$$\sigma_1 = 100 MPa \quad (3.10)$$

Essa resposta analítica é então contrastada com a resposta do modelo numérico do mesmo problema, empregando-se elementos finitos com deformação inicial.

Para o modelo numérico foi considerada a mesma barra prismática (figura 3.9). As malhas de elementos finitos do modelo são mostradas na figura 3.10.

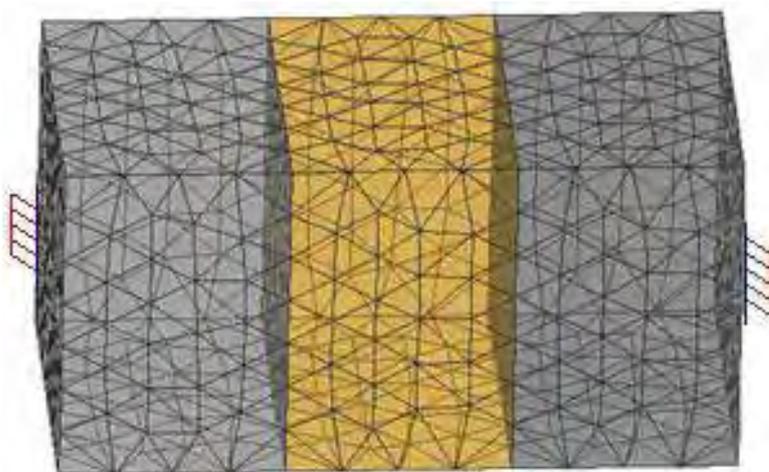


Figura 3.10 – Malha de elementos finitos do teste simples de uma barra prismática.

À região central impõe-se uma deformação inicial na direção axial da barra, de maneira a produzir uma redução de seu comprimento, como mostram as figuras 3.11 e 3.12. Dado que a variação do comprimento da barra está impedida pelos vínculos, as regiões laterais devem apresentar alongamento para compensar o encurtamento da região central.

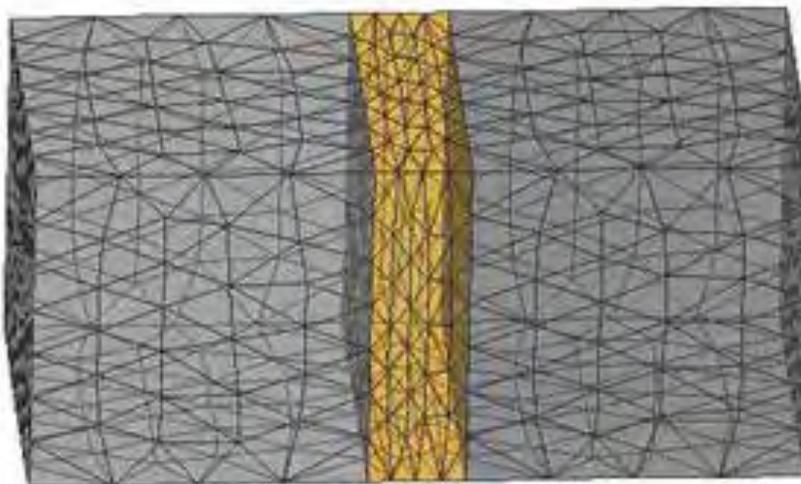


Figura 3.11 – Barra com deformação inicial imposta.

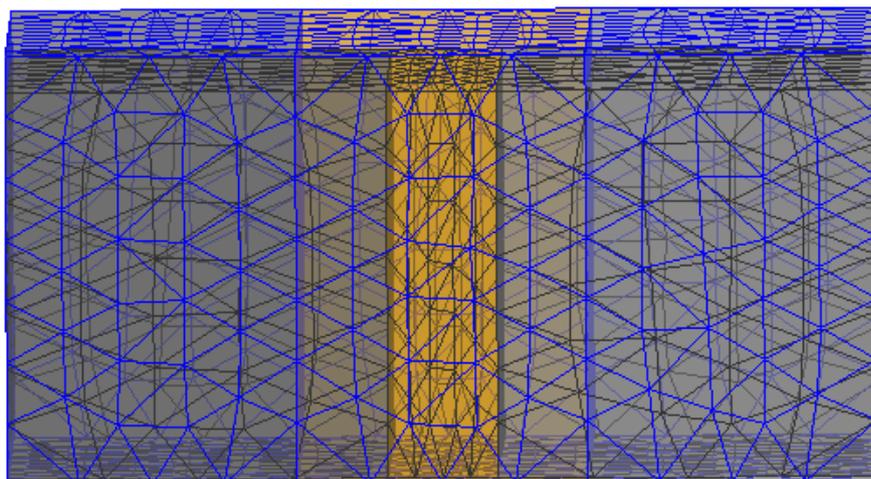


Figura 3.12 – Barra com deformação inicial imposta sobreposta ao seu estado original.

O encurtamento da região sob deformação inicial conduz ao surgimento de uma tensão axial de tração, uniforme em toda a peça, que corresponderia ao efeito do aperto do parafuso (figura 3.13). Note que a resposta numérica corresponde à resposta analítica.

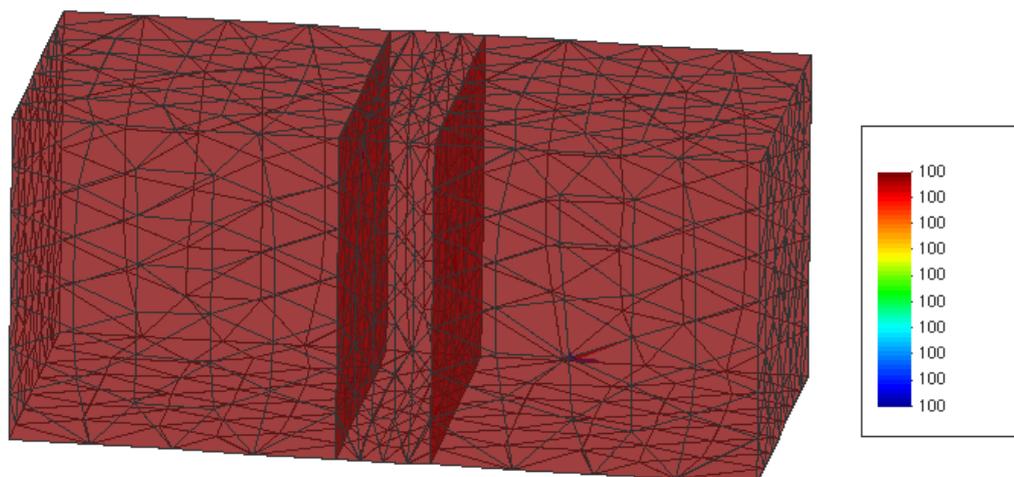


Figura 3.13 – Tensões normais uniformes de tração associadas ao aperto.

A técnica de impor uma deformação inicial na barra, e que será aplicada ao modelo biomecânico que será abordado no próximo capítulo, se mostrou bastante eficiente para simular os efeitos do aperto, já que a partir de uma deformação imposta, houve deformação uniforme em toda peça.

No modelo da prótese, o valor da deformação inicial que deve ser imposta pode ser calibrado para produzir as tensões de aperto desejadas.

Capítulo 4

MODELO BIOMECÂNICO

4.1 Modelo biomecânico 2D

O modelo biomecânico foi fundamentado em trabalho anterior (GOMES, 2006), constituído conforme mostra a figura 4.1. Vale ressaltar que nessa modelagem bidimensional (2D), os elementos do sistema foram considerados unidos, sem prever o comportamento de contato nas interfaces entre os componentes.

Como condições de restrições ao modelo, foram restringidos apenas os deslocamentos no eixo x (horizontais) das faces laterais do osso.

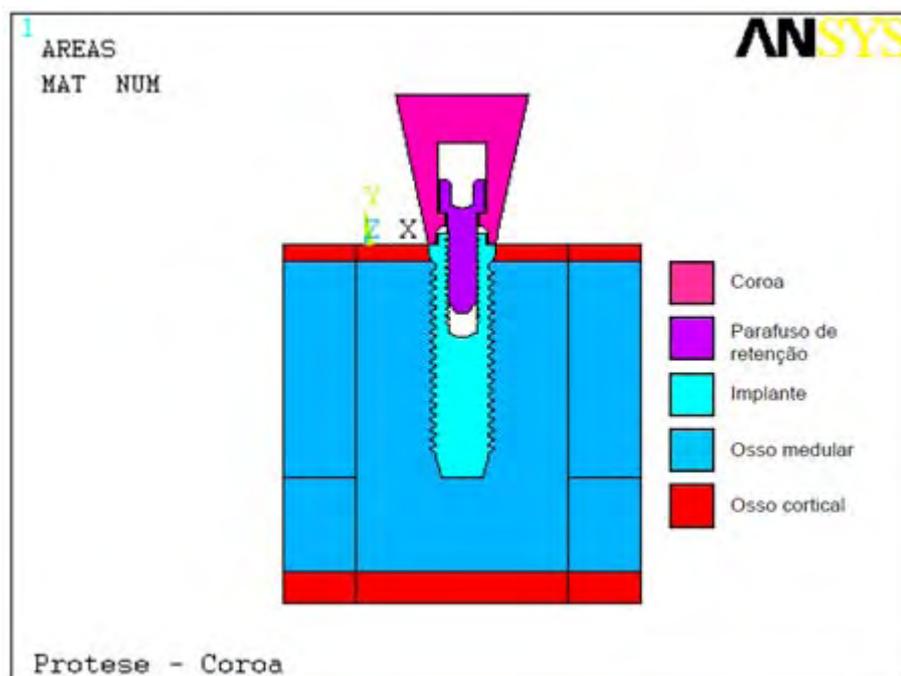


Figura 4.1 – Modelo biomecânico em 2D (GOMES, 2006).

Estes apresentam as propriedades estruturais e materiais como mostra a tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Propriedades das estruturas e dos materiais utilizados no modelo

<i>Material</i>	<i>Módulo elástico E (GPA)</i>	<i>Coefficiente de Poisson</i>	<i>Referência</i>
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	0,30	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

Fonte: (GOMES, 2006 apud LOPES JÚNIOR et al., 2012)

4.2 Modelo biomecânico 3D

Baseando-se no modelo biomecânico 2D (GOMES,2006), deu-se origem ao modelo utilizado neste trabalho em 3D.

Neste tipo de investigação é necessário dispor de um suporte gráfico (pré e pós-processamento) adequado para definir e discretizar os modelos geométricos, introduzir os dados do processo, executar os módulos de análise, tratar resultados. Neste pressuposto, recorreu-se ao programa de pré e pós-processador GID, para realizar todas estas tarefas, como mostra a figura 4.2.

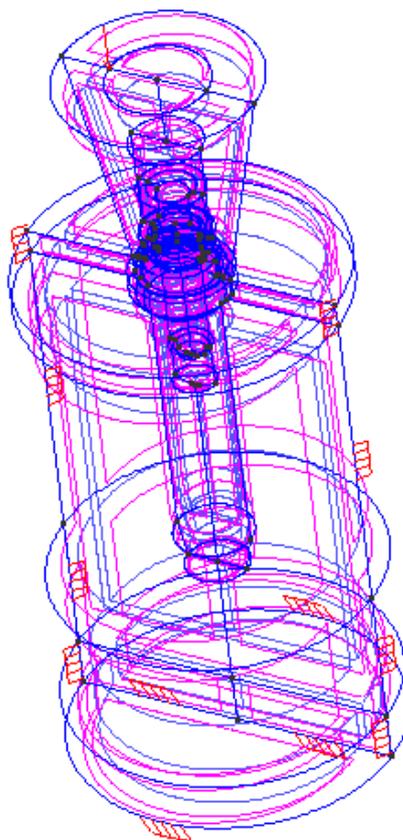


Figura 4.2 – Modelo biomecânico em 3D.

Como se trata de um modelo em 3D alterou-se as restrições em relação ao modelo 2D. Restringiram-se os deslocamentos em toda superfície lateral e inferior dos ossos cortical e medular.

Para facilitar as análises, tratando-se de um modelo simétrico, analisou-se apenas metade do espécime (figura 4.3), acrescentando condições de contorno típicas de simetria, restringindo-se os deslocamentos na direção ortogonal à superfície de simetria.

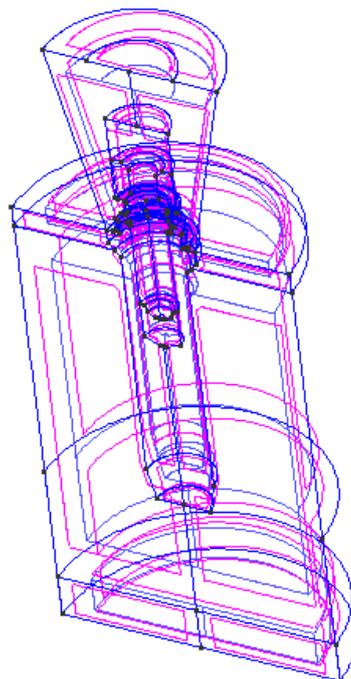


Figura 4.3 – Modelo biomecânico simétrico em 3D.

A malha de elementos finitos tridimensionais, formada por elementos tetraédricos de 4 nós, é apresentada na figura 4.4.

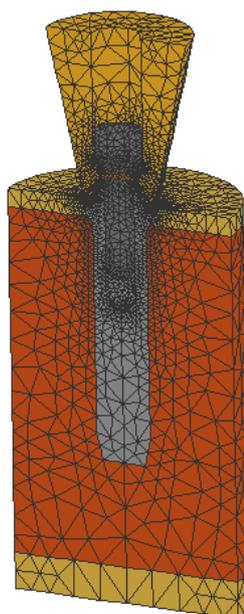


Figura 4.4 – Malha de elementos finitos do modelo biomecânico.

4.3 Área delimitada no parafuso

Para que se possa aplicar o modelo de aperto descrito no capítulo 3, foi criada uma região delimitada no parafuso de retenção, onde será aplicada uma deformação inicial referente ao torque do parafuso que unirá o implante à coroa.

Separou-se o parafuso do conjunto e criaram-se os pontos para delimitar esta região (figura 4.5), tendo 0,4 mm de espessura.

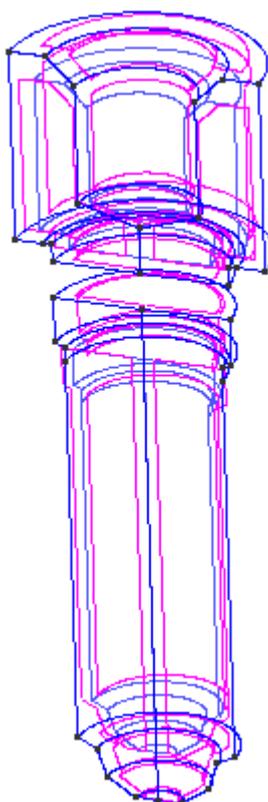


Figura 4.5 – Criação da região delimitada no parafuso através do GID.

A figura 4.6 mostra o modelo biomecânico completo com a região delimitada (0,4mm) já estabelecida. A figura 4.7 apresenta esta região em destaque e com malha, respectivamente.

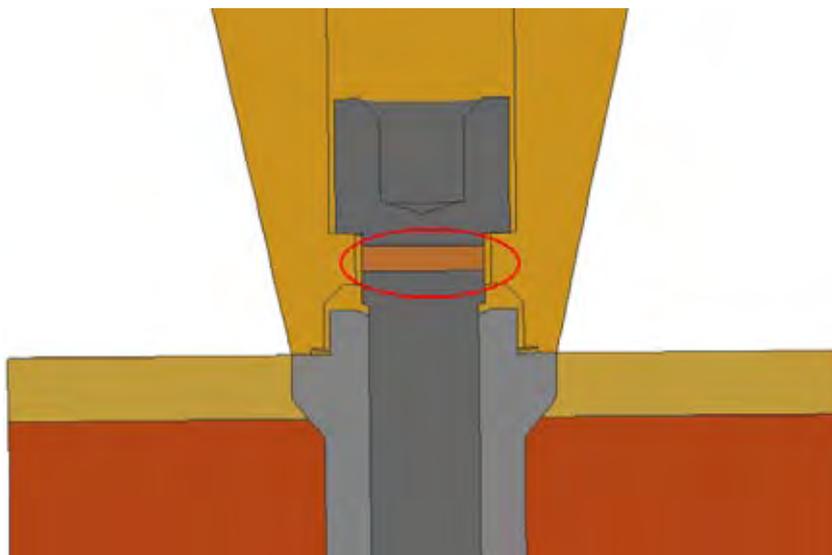


Figura 4.6 – Detalhe da região delimitada criada para o aperto.

A figura 4.7 apresenta a região delimitada do modelo numérico, discretizada com elementos finitos.

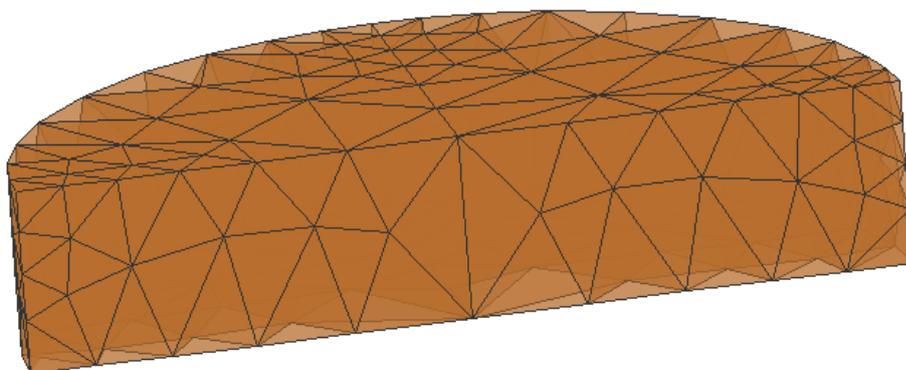


Figura 4.7 – Região delimitada do fuste do parafuso sob influência de deformação inicial imposta.

4.4 Aplicação do modelo constitutivo ao modelo biomecânico

São utilizados elementos finitos sólidos tetraédricos com elevada razão de aspecto (figura 4.8) para representar a superfície de interface entre os componentes em contato.



Figura 4.8 – Detalhe dos elementos de interface na região de contato.

Após a validação do modelo constitutivo abordada no capítulo 3, o mesmo foi aplicado para representar o contato na base da cabeça do parafuso de retenção e na base inferior da coroa, conforme mostram as figuras 4.9 e 4.10.



Figura 4.9 – Elementos finitos sólidos tetraédricos com elevada razão de aspecto situados nas regiões de contato.

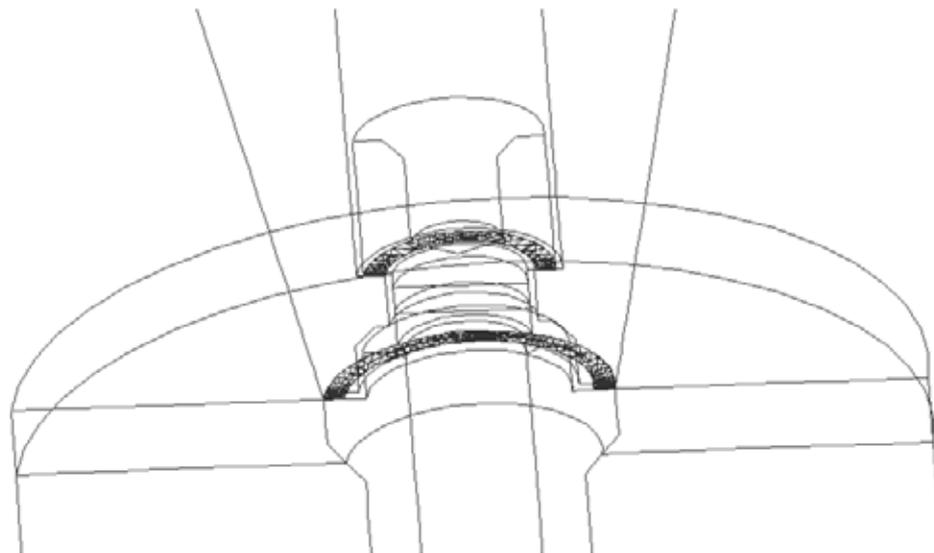


Figura 4.10 – Detalhe dos elementos de interface na região de contato no modelo biomecânico.

4.5 Carga de mastigação

Para realizar as análises, considerou-se uma carga representativa dos efeitos de mastigação de 133 N.mm, inclinada a 30° com a vertical e deslocada 2 mm ao longo do eixo do implante, de maneira similar à abordada por Gomes (2006), conforme mostra a figura 4.11. No presente trabalho analisou-se também o caso da carga inclinada a 60°, nas mesmas condições descritas acima (figura 4.12), para se estudar a influência da inclinação sobre as tensões geradas e os descolamentos nos contatos.

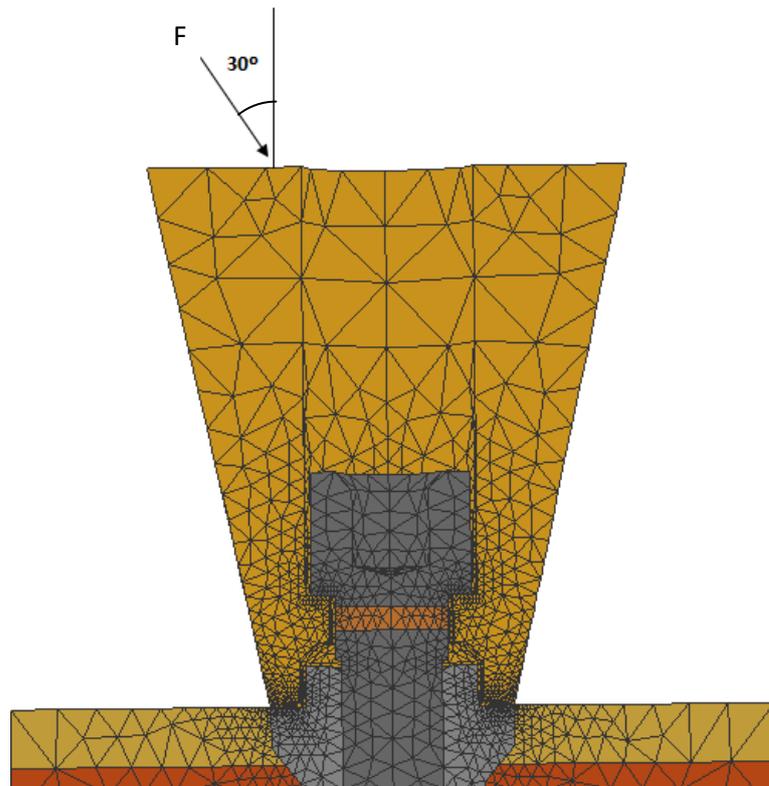


Figura 4.11 – Força a 30°.

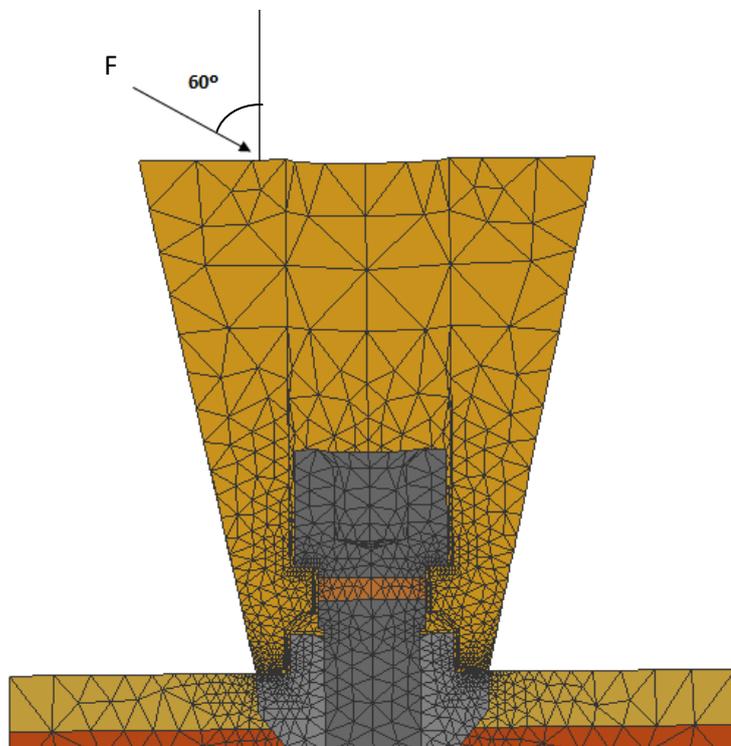


Figura 4.12 – Força a 60°.

Capítulo 5

APLICAÇÃO DE PRÉ-CARGA NA FIXAÇÃO DE PRÓTESE IMPLANTO-SUPORTADA

5.1 Definição da pré-carga aplicada na fixação da prótese

Um valor de torque de 100 N.mm é geralmente empregado para estabelecer a fixação da prótese sobre os intermediários por intermédio do parafuso de fixação. Esse torque de fixação gera uma tensão de pré-carga sobre o parafuso.

É possível utilizar uma equação simplificada (SHIGLEY, 1981), a qual permite estimar o torque associado à força aplicada de forma direta. Deve-se utilizar a equação 5.1 para esta análise.

As equações abordadas neste capítulo são baseadas em CAPELLO SOUSA, 2010.

$$T_p = 0,20 \cdot F_p \cdot d_p \quad (5.1)$$

Onde:

T_p = Torque aplicado no parafuso;

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

d_p = diâmetro do parafuso;

A partir da equação (5.1) é possível encontrar a força em função do torque aplicado, ou seja,

$$F_p = \frac{T_p}{0,20 \cdot d_p} \quad (5.2)$$

Aplica-se a força na forma de uma pequena tensão de pré-carga sobre o parafuso, ou seja, na forma de uma força distribuída sobre a área do parafuso.

Se representada apenas a pré-carga sobre o parafuso, a tensão de tração seria dada por:

$$\sigma_p = \frac{F_p}{A_p} \quad (5.3)$$

com:

$$A_p = \frac{\pi \cdot d_p^2}{4} \quad (5.4)$$

Calculada a tensão, pode-se determinar a deformação inicial que será imposta no modelo.

Baseando-se no modelo teórico, para o torque no parafuso de 100 N.mm e o diâmetro é 1,7 mm, segundo a equação (5.2), a força no parafuso é dada por:

$$F_p = \frac{100}{0,20 \cdot 1,7} = 294,11 N \quad (5.5)$$

Utilizando a equação (5.4) obtém-se a área:

$$A_p = \frac{\pi \cdot 1,7^2}{4} = 2,2698 \text{ mm}^2 \quad (5.6)$$

Empregando o resultado das equações (5.6) e (5.5) na (5.3) encontra-se a tensão:

$$\sigma_p = \frac{294,11}{2,2698} = 129,57 \text{ MPa} \quad (5.7)$$

Portanto, para um torque de 100 N.mm, a deformação inicial que deve ser imposta à parte do fuste do parafuso deve ser aquela que proporcione tensões normais no parafuso de 129,57 MPa. Como a geometria do problema é bastante complexa, esse valor é encontrado por meio de estimativa preliminar e posterior ajuste, considerando a linearidade do problema.

Em uma análise preliminar, estimando-se uma deformação inicial imposta de $-1,43.10^{-2}$ mm/mm, obtém-se uma tensão normal de 105,08 MPa na região central do fuste do parafuso. Assim, por aproximação linear, a deformação necessária para que a tensão seja a dada pela equação (5.7), deve-se ser de $1,73.1010^{-2}$ mm/mm.

As deformações iniciais para outros valores de torque foram obtidas de maneira análoga.

5.2 Aplicação da pré-carga no modelo de elementos finitos

Aplicando-se a deformação inicial equivalente ao torque de 100 N.mm na região delimitada criada no parafuso (figura 4.6), observa-se que esta apresentou um encurtamento (figura 5.1) em relação ao seu estado inicial (figura 5.2), unindo o sistema coroa/implante/osso.

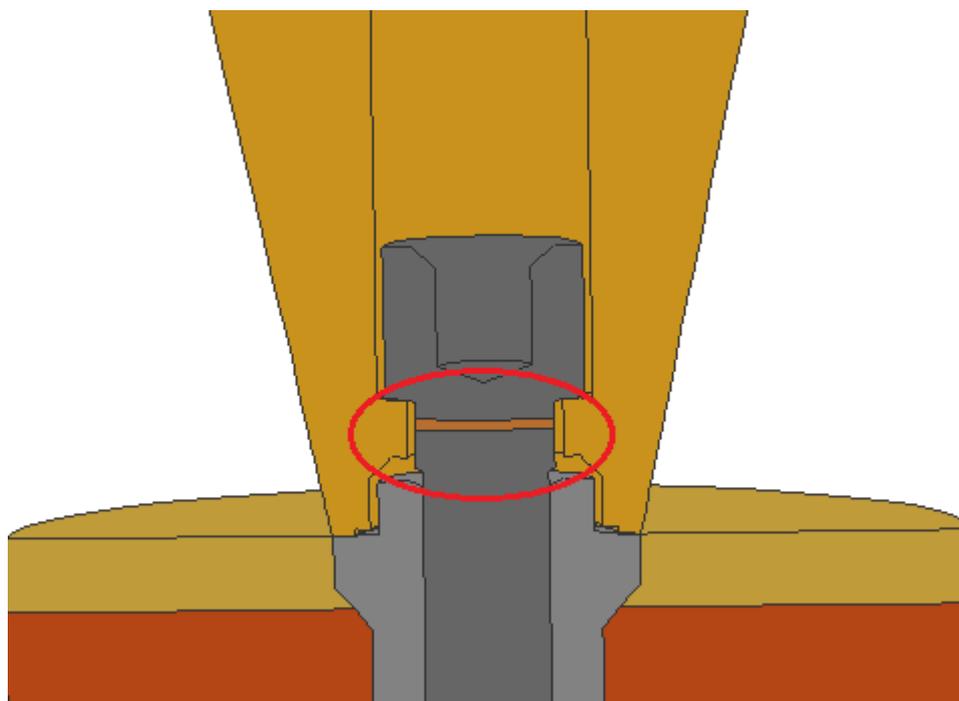


Figura 5.1 – Redução da área devido à pré-carga aplicada.

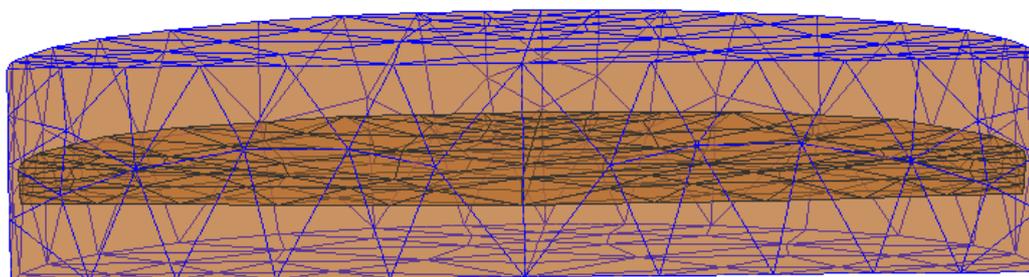


Figura 5.2 – Comparação da região delimitada imposta deformação com estado original.

É possível observar a tensão máxima e mínima normais (verticais) geradas devido a deformação imposta, esta em torno dos 328,1 (máxima) e -271,4 (mínima) MPa (figuras 5.3 e 5.4).

A figura 5.3 mostra o estado de tensões gerado somente na região delimitada, caracterizado por apresentar maiores valores de tensão nas extremidade desta região.

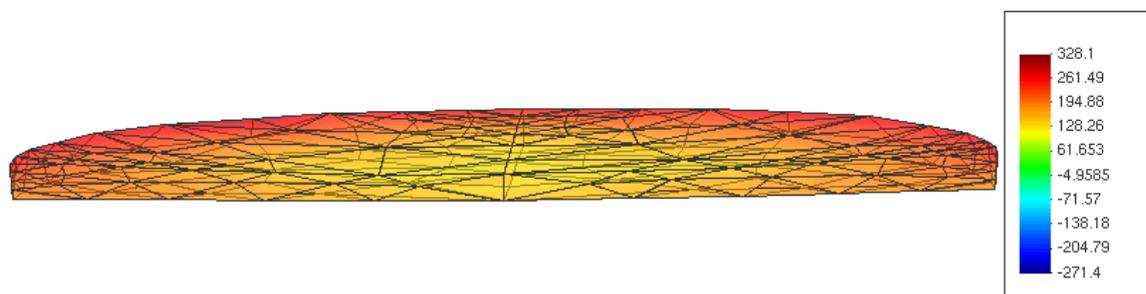


Figura 5.3 – Tensões normais na região de aperto.

Na figura 5.4, é possível verificar que as tensões mínimas, referente à compressão, estão concentradas nas áreas em contato na base da cabeça do parafuso e na base inferior da coroa, nas quais que foi aplicado o modelo constitutivo. As máximas tensões (de tração) ocorreram na região do fuste do parafuso de retenção, , que são características do alongamento causado para compensar o encurtamento da região delimitada devido à condição imposta.

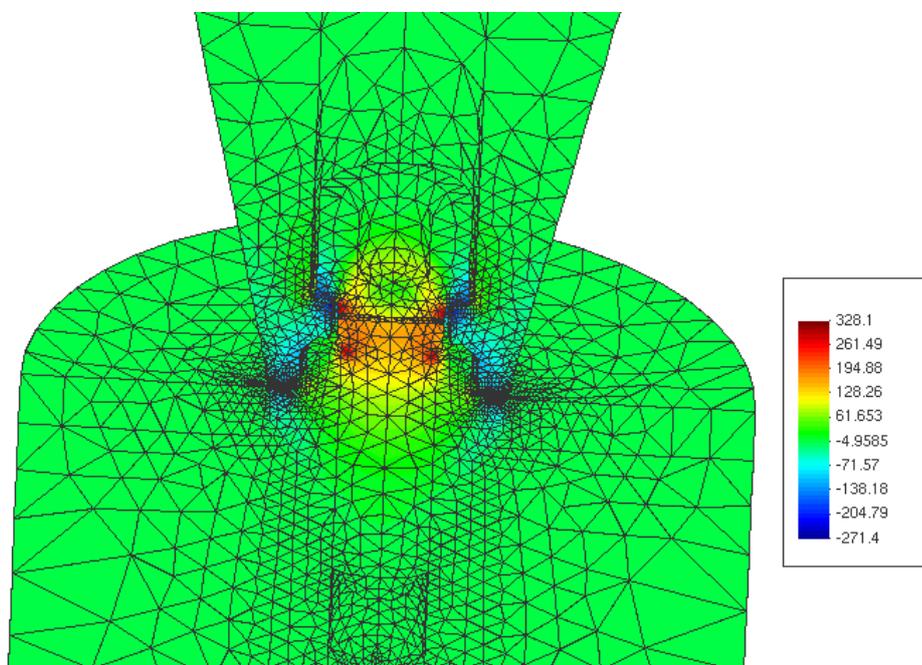


Figura 5.4 – Tensões normais (verticais) em todo o modelo, devidas ao aperto do parafuso com torque de 100 N.mm.

Pode-se ainda observar a tensão de Von Mises tanto na área de aperto (figura 5.5) como em todo o conjunto (figura 5.6), com maior concentração de tensão na base da cabeça do parafuso.

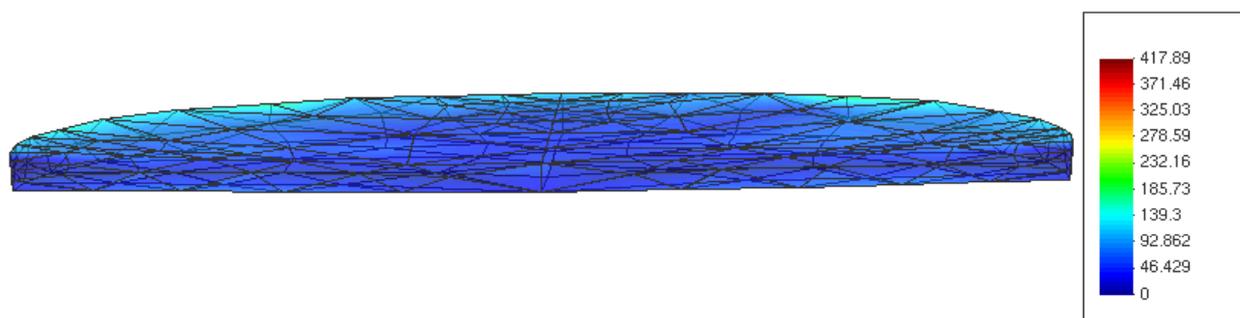


Figura 5.5 – Tensão equivalente de Von Mises na região de aperto.

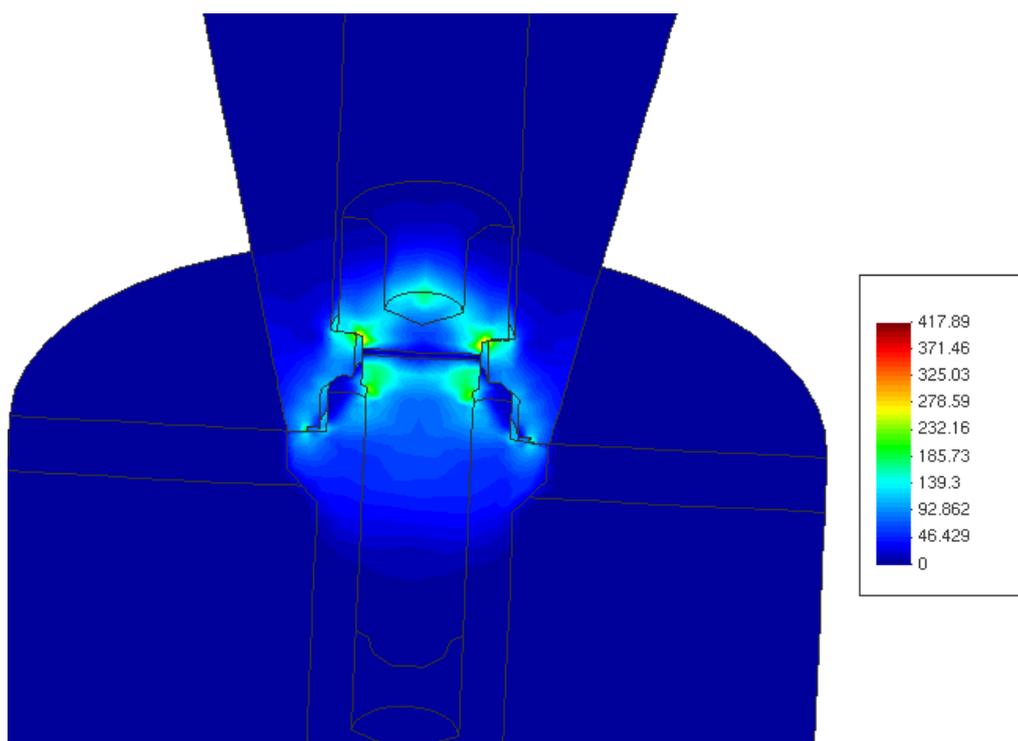


Figura 5.6 – Tensão equivalente de Von Mises em todo o conjunto.

Capítulo 6

ANÁLISES E RESULTADOS

6.1 Análises

Após estudos preliminares do modelo de aperto e do modelo constitutivo (que representa o contato das peças) abordados no capítulo 3, bem como análises iniciais, de tensões normais e de Von Mises, geradas pela deformação imposta, correspondente ao torque de 100 N.mm no capítulo 4, no presente capítulo realizam-se estudos do comportamento do sistema para diferentes inclinações da carga de mastigação, avaliando-se os efeitos de diferentes níveis de aperto do parafuso de retenção sobre a resistência e o funcionamento da prótese.

Cabe destacar que as análises presentes nesse capítulo pretendem apenas avaliar a aplicabilidade das metodologias propostas, para modelar os efeitos do contato e do aperto, ao estudo do comportamento de próteses. Portanto os resultados obtidos aqui não visam trazer especificações definitivas relacionadas ao projeto ou implantações do tipo de prótese estudada, já que, para isso, seria necessário usar informações mais precisas das características dos materiais envolvidos, da geometria do conjunto e das cargas representativas de mastigação.

Foram obtidos das análises os deslocamentos entre a coroa e o implante, para se estudar como as inclinações e os apertos afetam esses deslocamentos. Para se medir esses deslocamentos, implementou-se ao arquivo de dados, uma nova variável, inserindo os nós correspondentes a esta abertura (figura 6.1).

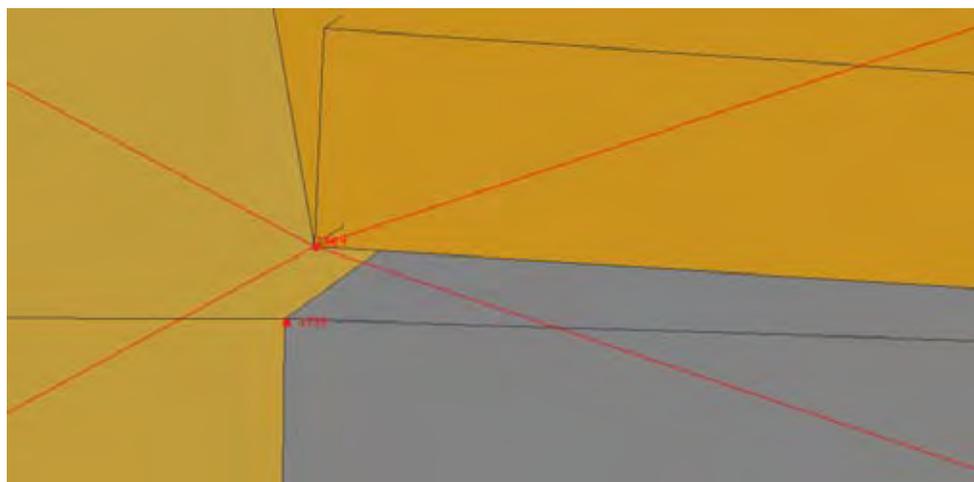


Figura 6.1 – Abertura na base da coroa, bem como os nós correspondentes.

Conforme apresenta a figura 6.1, inseriu-se os nós 7369 e 4759 que correspondem ao da base da coroa e da superfície do implante, respectivamente. Tendo estes nós como referência, obteve-se o valor numérico deste deslocamento, como mostra a tabela (6.1).

Tabela 6.1 – Rotina para obtenção do valor numérico para abertura

Arquivo de dados	
ubuntu:/home/linux32/omega/results/impl10pp100 % tail -f *r3	
#	6 0
#abertura	
#TIME	
#DISPL[Y],N7369 -4759	
0.10000000E+01	-0.47480499E-04
0.12000000E+01	-0.35133857E-04
0.14000000E+01	-0.22787215E-04
0.16000000E+01	-0.10440573E-04
0.18000000E+01	0.19060688E-05
0.20000000E+01	0.38124681E-04

É possível observar que o deslocamento é o último valor ($3,81 \cdot 10^{-5}$ mm) apresentado no arquivo de dados (tabela 6.1), uma vez que a deformação inicial e a força foram aplicadas em seis passos, o primeiro destinado ao aperto e os restantes à força de mastigação. Os valores negativos indicam uma pequena superposição entre os componentes, significando que as peças permanecem em

contato com compressão. Valores positivos indicam movimento relativo de separação entre o nós, representando separação entre as peças.

Com base no resultado obtido na equação (5.7), analisou-se a influência que a inclinação da força de mastigação causa ao sistema, pois uma vez conhecendo a tensão de aperto, consegue-se encontrar o valor da deformação inicial que será imposta por aproximação linear.

Com a inclinação de 30° para o torque de 100 N.mm, a tensão de Von Mises máxima no sistema é de 419.12 MPa, caracterizada na zona de compressão na base da coroa em contato, situada à direita (figura 6.2). Note que a região da esquerda da coroa, em que houve a abertura (perda de contato), ficou livre de tensões, pois as peças não se encontram em contato.

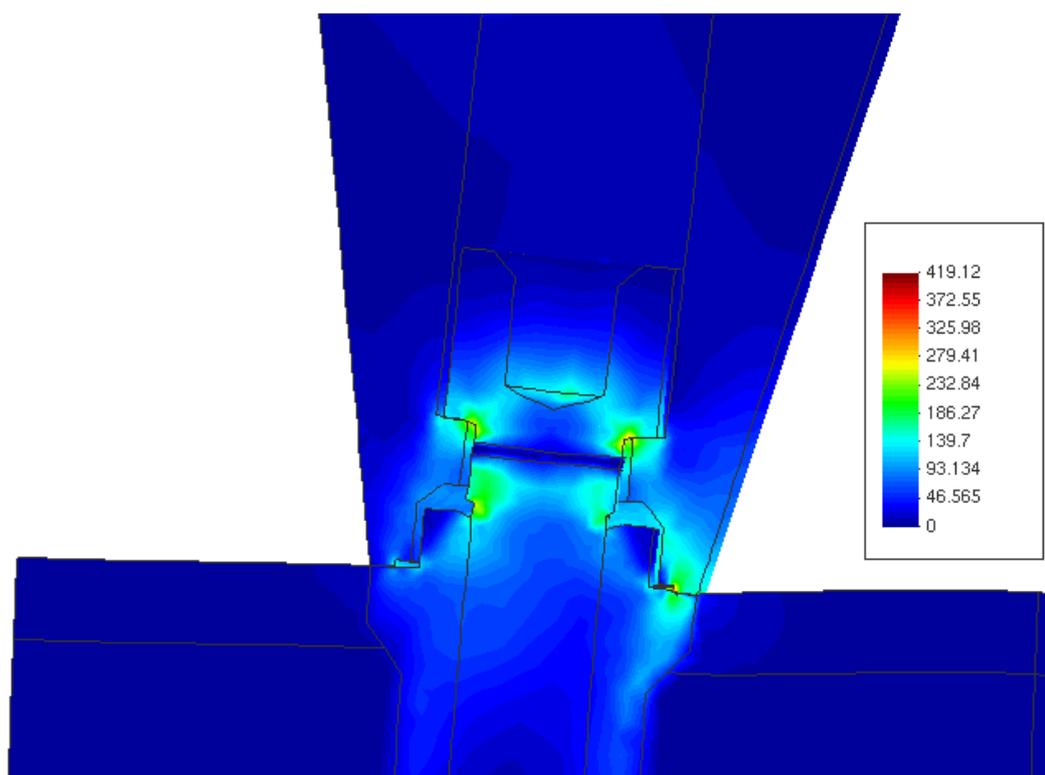


Figura 6.2 – Tensão equivalente de Von Mises para inclinação de 30° .

Para a inclinação de 60° a tensão de Von Mises máxima é 574,74 MPa, havendo um aumento de 155,62 MPa em relação a de 30° . Além de possuir maior concentração de tensão na zona compressiva, na base da coroa em contato (figura

6.3), também houve grande concentração no corpo do parafuso de retenção, sendo visível um deslocamento (abertura) entre a base da coroa e o implante na parte direita do conjunto.

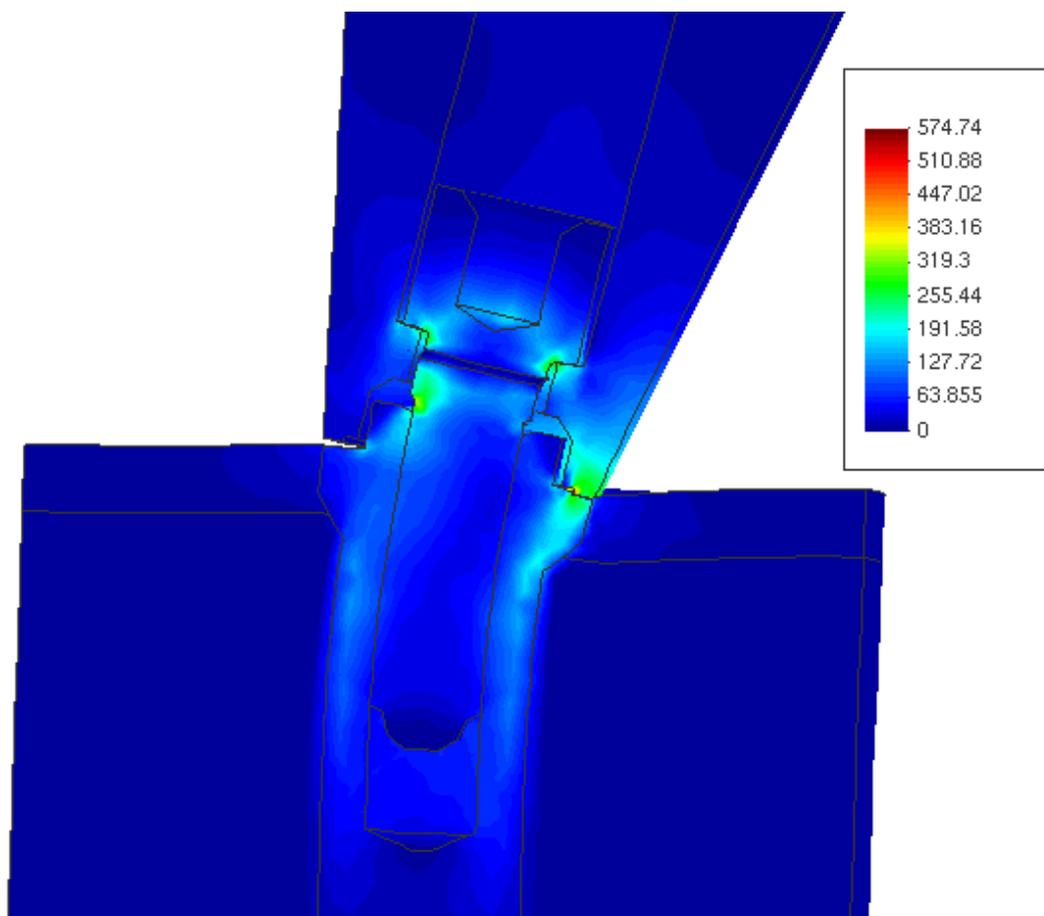


Figura 6.3 – Tensão equivalente de Von Mises para inclinação de 60°.

Dessas análises, levantam-se as informações contidas na Tabela 6.2.

Tabela 6.2 – Resultados comparativos para torque de 100 N.mm

Inclinação (graus)	Torque (N.mm)	Tensão Aperto (MPa)	Tensão Von Mises (Mpa)	Abertura (mm)
30	100	129,57	419,12	3,81E-05
60	100	129,57	574,74	2,57E-03

A partir das análises é possível perceber que a inclinação da força de mastigação interfere tanto nas tensões geradas na estrutura, bem como no deslocamento (abertura).

Contudo, apesar de se usar o torque recomendado, houve uma abertura mínima, independente da inclinação. Logo, seria conveniente encontrar qual seria o torque ideal necessário para evitar ou minimizar tal abertura, sem produzir tensões acima do limite de escoamento dos materiais. No presente trabalho utiliza-se como de referência para a tensão de escoamento, o valor de 950 MPa (média entre 800-1100 MPa), correspondente ao limite de escoamento da liga Ti-6Al-4V, material este do parafuso de retenção.

Assim, definiram-se valores diferentes de aperto ao parafuso, variando desde a situação sem nenhum tipo de aperto, até o aperto máximo, correspondente ao limite da tensão de escoamento de referência dos materiais, que corresponde a 733N.mm (corresponde a tensão de 950 MPa).

Levantaram-se resultados para inclinação de 30° (tabela 6.3) e para inclinação de 60° (tabela 6.4) para diferentes níveis de torque.

Tabela 6.3 – Análise a 30°

Torque (N.mm)	Tensão aperto (MPa)	Máxima tensão Von Mises em todo o conjunto (MPa)	Abertura (mm)
733	950	3064,3	-2,86E-04
300	388,73	1254,1	-8,07E-05
200	259,15	836,22	-3,32E-05
100	129,57	419,12	3,81E-05
50	64,785	271,75	2,82E-04
0	0	220,26	3,59E-03

Tabela 6.4 – Análise a 60°

Torque (N.mm)	Tensão aperto (MPa)	Máxima tensão Von Mises em todo o conjunto (MPa)	Abertura (mm)
733	950	3077,9	-1,73E-04
300	388,73	1268,6	7,52E-05

200	259,15	852,41	3,51E-04
100	129,57	574,74	2,57E-03
50	64,785	534,03	7,27E-03
0	0	557,77	1,31E-02

Cabe destacar que o valor de abertura negativo indica uma pequena interpenetração que, no caso, é considerado como uma situação sem abertura, ou seja, de elementos em contato. Pequenos valores de interpenetrações são esperados no modelo numérico, pois o mecanismo de contato é feito penalizando-se esses deslocamentos relativos de interpenetração, através do aparecimento de tensões de reação aos mesmos, mantendo-os bem reduzidos.

6.2 Resultados

Primeiramente, observou-se a influência do torque no sistema, quando não há aperto, apenas a ação da força de mastigação.

Para inclinação de 30° obteve-se no conjunto uma tensão de Von Mises máxima de 220,26 MPa (figura 6.4), situada na zona compressiva, lado oposto à força de mastigação aplicada à base da coroa. De acordo com os dados da tabela 6.3, para esta situação, tem-se uma abertura de $1,31 \cdot 10^{-2}$ mm.

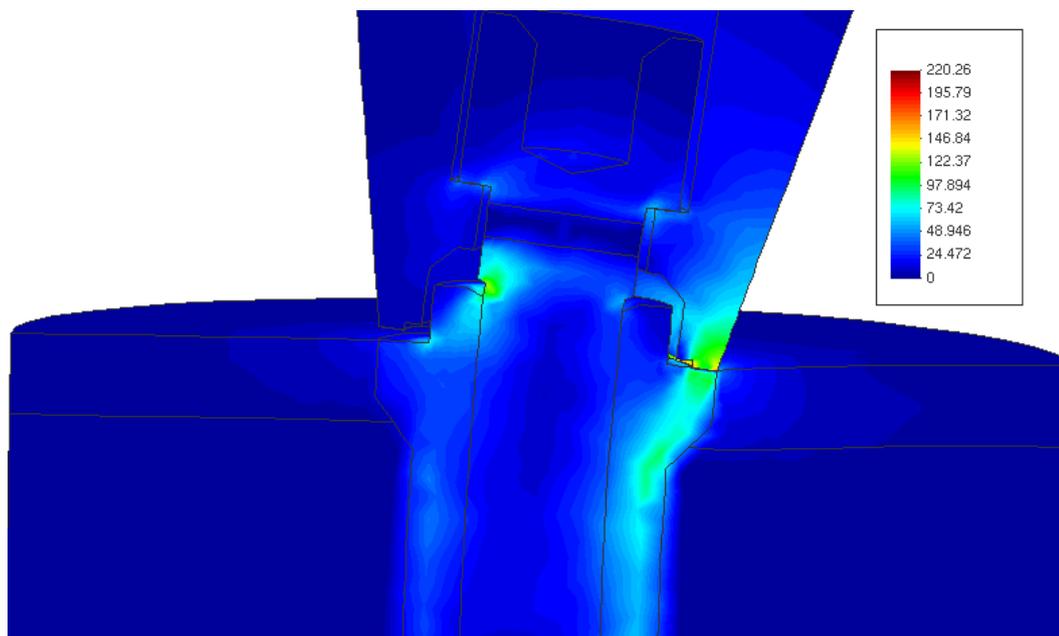


Figura 6.4 – Tensão equivalente de Von Mises gerada pela aplicação de força a 30° (sem aperto).

Para inclinação de 60° obteve-se no conjunto uma tensão de Von Mises máxima de 557,77 MPa (figura 6.5), contudo, além de haver uma concentração na zona compressiva, a mesma também ocorreu no corpo do parafuso, causando um aumento de 337,51 MPa na tensão, bem como um aumento no deslocamento de $9,51 \cdot 10^{-3}$ mm, ambos com relação a inclinação de 30°.

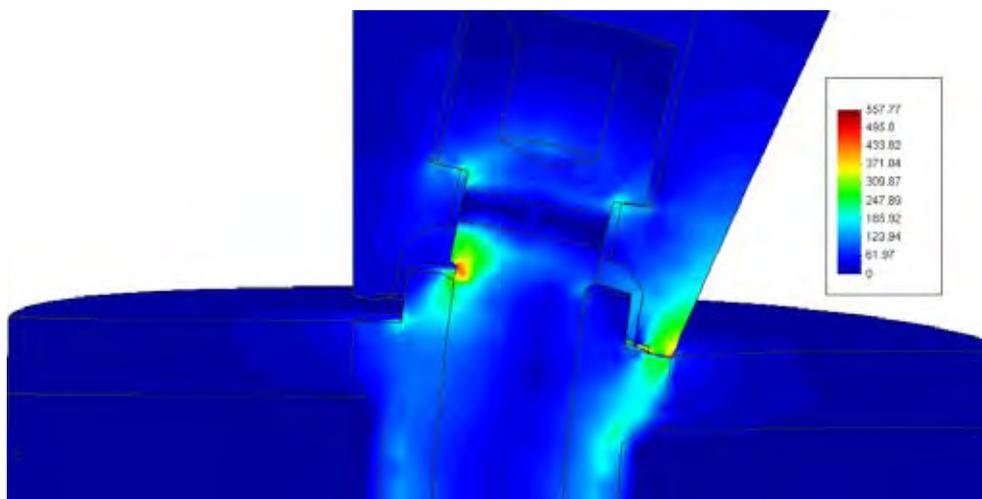


Figura 6.5 – Tensão equivalente de Von Mises gerada pela aplicação de força a 60° (sem aperto).

Posteriormente, os estudos foram feitos separadamente e correspondentes a cada inclinação, avaliando-se a variação da máxima tensão de Von Mises e da abertura com relação ao torque aplicado. O gráfico 6.1 expõe os resultados obtidos.

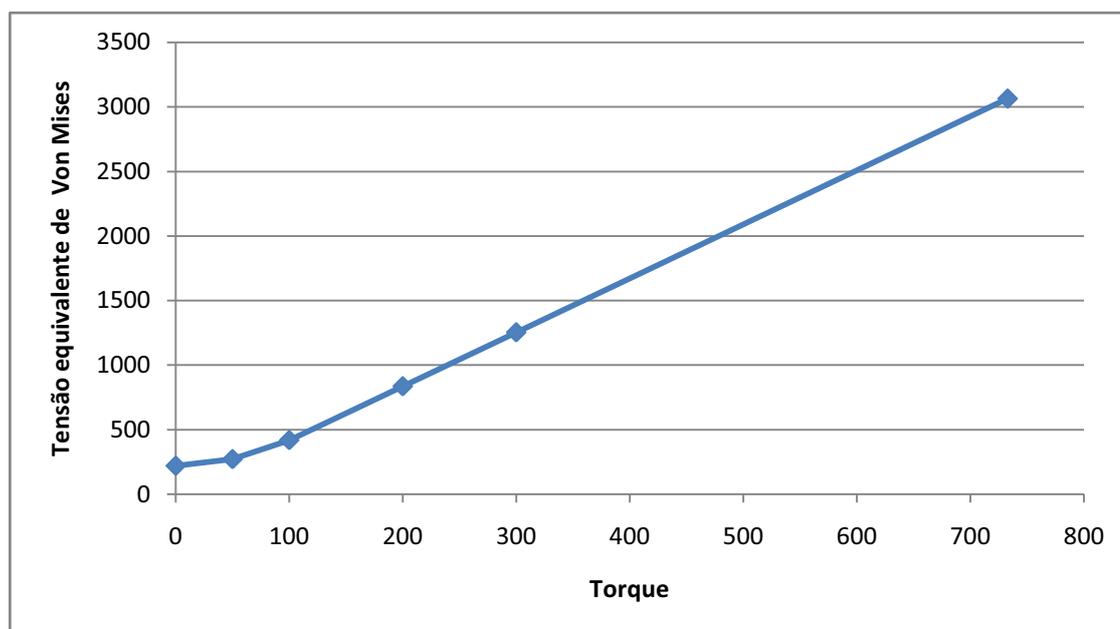


Gráfico 6.1 – Variação da tensão de Von Mises com o torque (inclinação de 30°).

Uma vez que foi atribuído o limite de escoamento de 950 MPa, de acordo com gráfico 6.1, poderia ser aplicado um torque de 200 N.mm, pois qualquer outro valor acima deste ultrapassaria as condições do material.

O gráfico 6.2 exibe a curva da abertura em relação ao torque. A abertura maior é obtida quando não há aplicação de torque, com apenas o carregamento, sendo possível verificar que o torque ideal seria entre 100 e 200 N.mm, valores estes que impediriam ou minimizariam tal abertura.

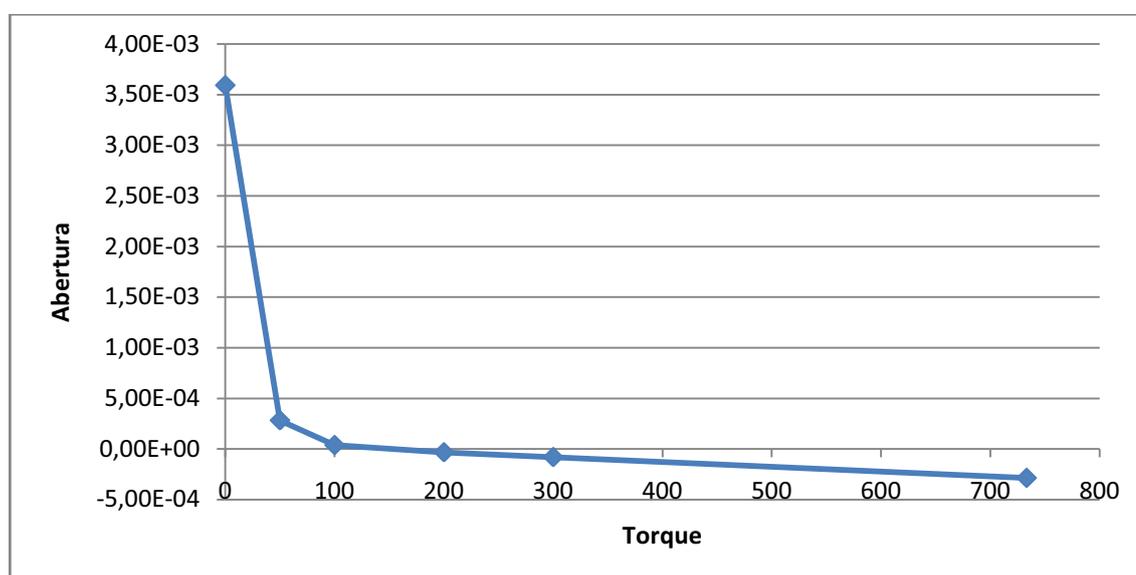


Gráfico 6.2 – Comparação dos valores da abertura pelo torque a 30°.

Baseando-se nos resultados alcançados nos gráficos 6.1 e 6.2, conclui-se que para estas condições, o torque ideal no parafuso seria de 150 N.mm, pois correspondem a tensões abaixo do limite de escoamento de referência do material, e também oferece abertura menor na base da coroa, em relação ao torque de 100 N.mm.

Após as verificações com inclinação de 30 graus, foram realizados os mesmos estudos com inclinação de 60 graus, tanto para a tensão de Von Mises como para a abertura, ambas em relação à intensidade do torque, como pode ser visto nos gráficos 6.3 e 6.4.

Analisando o gráfico 6.3, em comparação ao gráfico 6.1, nota-se que também poderia ser aplicado um torque de 200 N.mm, uma vez que este valor apresenta uma tensão aceitável em relação ao valor de referência atribuído para este estudo.

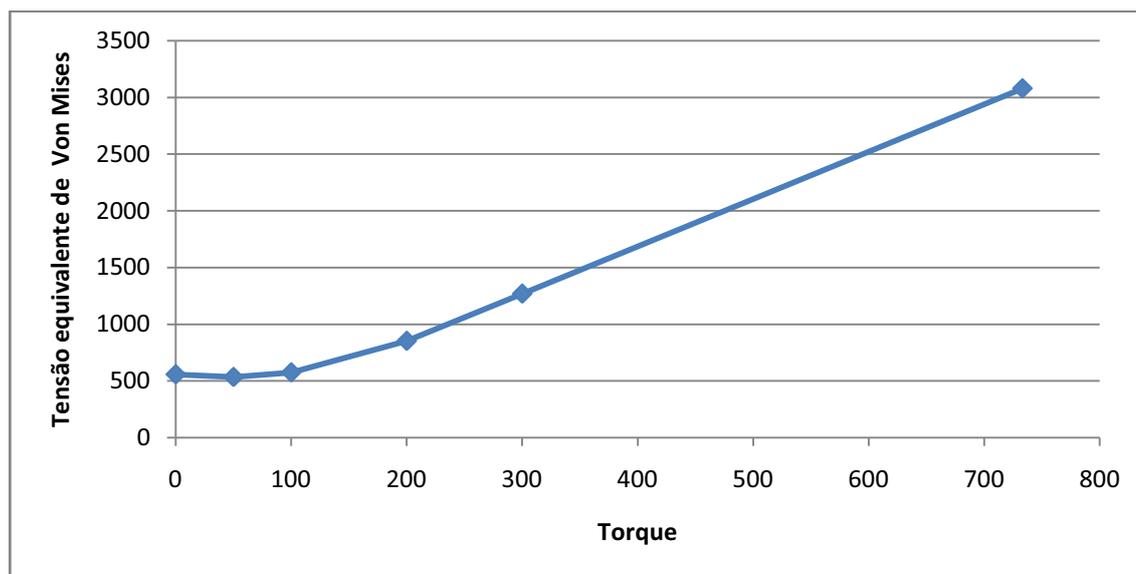


Gráfico 6.3 – Variação da tensão de Von Mises com o torque (inclinação de 60°).

Em relação à abertura, confrontando-se os gráficos 6.2 e 6.4, é possível verificar que houve uma variação significativa, existindo aumento em uma faixa de 300 a 600 N.mm para torque adequado, em comparação a inclinação de 30°, que era em torno de 100 a 200 N.mm.

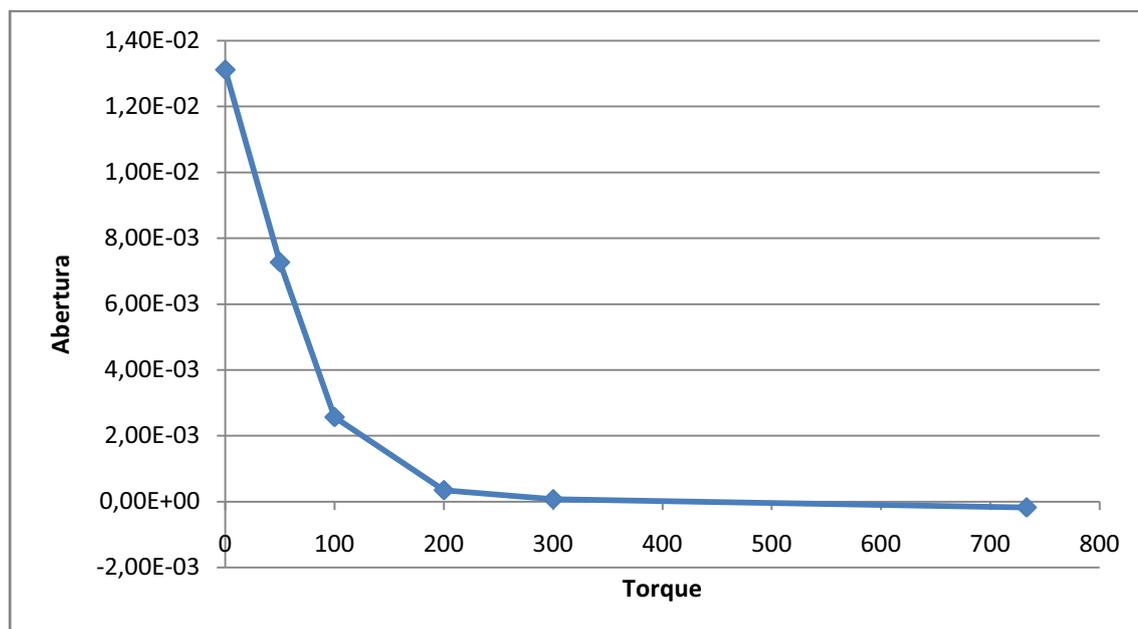


Gráfico 6.4 – Comparação dos valores da abertura pelo torque a 60°.

Portanto, conclui-se que, para esta análise referente à inclinação de 60°, o torque recomendado para estas condições seria também de 150 N.mm, entretanto com um inevitável aumento na abertura em comparação a inclinação de 30°, uma vez que não é possível utilizar torque superior a esse valor sem que as tensões geradas ultrapassem o limite de escoamento estabelecido para o material.

Capítulo 7

CONCLUSÕES

No presente trabalho, apresentou-se um modelo constitutivo de dano combinado capaz de representar o comportamento diferenciado de materiais quando solicitados à tração ou compressão.

Este modelo foi aplicado à biomecânica para representar o contato entre os componentes de próteses dentárias sendo submetido à variação na inclinação da carga de mastigação (30° e 60°) em diferentes níveis de torque (0, 50, 100, 200, 300 e 733 N.mm), em que se pode observar o comportamento do modelo nestas condições e avaliar as tensões geradas por tais torques, bem como a influência da inclinação da carga de mastigação no sistema coroa/implante/parafuso.

Foi possível constatar que o modelo proposto é capaz de descrever o efeito da inclinação da carga de mastigação no comportamento do sistema. Para a carga mais inclinada (60°), tanto as tensões quanto a abertura (coroa/implante) foram maiores.

O modelo também permitiu constatar que a abertura (coroa/implante) é reduzida ou até eliminada aumentando-se o valor do torque. Entretanto, em contrapartida, as tensões aumentam significativamente, podendo ultrapassar o limite de resistência dos materiais do implante.

Assim, a modelagem proposta parece constituir uma ferramenta apropriada para prever o valor do torque ideal, que evitaria (ou minimizaria) a abertura entre coroa e implante durante a mastigação e, ao mesmo tempo, produziria tensões abaixo dos limites de resistência dos materiais.

Portanto, conclui-se que o modelo constitutivo apresentado, juntamente com elementos finitos sólidos de elevada razão de aspecto situados na região de interface entre os diferentes componentes da prótese, constitui uma metodologia capaz de descrever os efeitos de contato nessas interfaces. O modelo permite representar a separação dos componentes, praticamente sem oferecer resistência, mas, ao mesmo tempo, impede movimentos de interpenetração no caso de solicitações compressivas no contato.

Para representar os efeitos de aperto no parafuso para a fixação dos componentes, a técnica proposta, baseada na imposição de deformações iniciais em uma região do fuste, se mostrou bastante adequada.

Assim, foi possível representar os principais aspectos do comportamento de interfaces sem a necessidade do emprego de algoritmos de contato.

A metodologia apresentada se mostrou aplicável para a análise tridimensional do comportamento mecânico de uma prótese dentária sob diferentes situações de carregamento.

Os estudos realizados revelaram pontos a serem aprofundados, os quais sugerem a análise para um torque ideal, para que este minimize ou impeça o deslocamento (abertura) da coroa com o implante, considerando agora, para esta nova análise, as tensões de escoamento reais de cada material.

Ainda é possível, em trabalhos futuros, avaliar o comportamento da estrutura para diferentes desadaptações angulares (imprecisão na região de contato coroa/implante), bem como seus efeitos sobre o comportamento mecânico do osso.

Capítulo 8

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ATMARAM, G.H.; MOHAMMED, H. Stress analysis of single-tooth implants. I. Effect of elastic parameters and geometry of implant, **Implantologist**, v. 3, p. 24-29, 1983.

BIGAJ A. AND WALRAVEN J. C. **Size effect on rotational capacity of plastic hinges in reinforced concrete beams**. CEB Bulletin d'Information 218:7-23, 1993.

BOGGAN, R. S.; Strong, J. T.; Misch, C. E.; Bidez, M. W. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants, **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.82, p.436-440, 1999.

BONO, G. F. F. **Modelos constitutivos para análise tridimensional de estruturas de concreto armado através do método dos elementos finitos**. Dissertação de Doutorado, Escola de Engenharia do Rio Grande do Sul, 2008.

BOSCO C. and DEBERNARDI P. G. Experimental investigation on the ultimate rotational capacity of R.C. beams. Report no. 36, Atti del Dipartimento, Politecnico di Torino, **Ingegneria Strutturale**, 1992.

CAPELLO SOUSA, Edson A. **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.

CARPINTERI, A.; CORRADO, M.; MANCINI, G. AND PAGGI, M. A numerical approach to modelling size effects on the flexural ductility of RC beams. **Materials and Structures**, 42:1353-1367, 2009.

CERVERA, M.; OLIVER, J. AND MANZOLI, O. A rate-dependent isotropic damage model for the seismic analysis of concrete dams. **Earthquake Engineering and Structural Dynamics**, 25(9): 987-1010, 1996.

_____; CHIUMENTI, M. AND AGELET DE SARACIBAR, C. Shear band localization via local j2 continuum damage mechanics. **Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering**, 193(9-11):849-880, 2004.

CERVENKA, J. AND PAPANIKOLAOU, V. K. Three dimensional combined fractureplastic material model for concrete. **International Journal of Plasticity**, 24(12):2192-2220, December 2008.

COOK, R. D.; MALKUS, D. S.; PLESHA, M. E.; WITT, R. J. **Concepts and Applications of Finite Elements Analysis**, 4^a ed., John Wiley & Sons, 2005.

DINER, Bozkaya; SINAN, Müftü. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. **Journal of Biomechanics**, v. 36, p. 1649-1658, 2003

ESKITASCIOGLU, G., USUMEZ, A., SEVIMAY, M., SOYKAN, E., UNSAL, E., The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study, **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 91, p. 144-150, 2004

GAMINO, A. L.; BITTENCOURT, T. N. & SOUSA, J. L. A. O. "Finite element computational modeling of externally bonded CFRP composites flexural behavior in RC beams". **Computers and Concrete**, Vol. 6, No. 3, pp. 187-202, (2009).

_____; MANZOLI, O. L.; SOUSA, J. L. A. O. & BITTENCOURT, T. N. "2D Evaluation of Crack Openings using Smeared and Embedded Crack Models". **Computers and Concrete**, Vol. 7, No. 6, pp. 483-496, (2010).

_____; MANZOLI, O. L. "Dependência Estrutural da Capacidade de Rotação Plástica em Vigas de Concreto Armado". **Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería**, Vol. 26, No. 4, (2010). (In Press).

GENNA, F., Shakedown, Self-stresses, and unilateral contact in a dental implant problem, **International Journal of Mechanics A/Solids**, v.23, p.485-498, 2004

GOMES, Érica Alves. **Efeito da ausência de passividade no sistema coroa-implante-parafuso de retenção por meio do MEF-2D**. 2006. 93 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba, 2006.

GONÇALVES, R. Análise de propagação de fissuras por fadiga em concreto pelo MEF mediante a mecânica do dano contínuo. Dissertação de Mestrado, **Departamento de Estruturas**, Escola de Engenharia de São Carlos, 2003.

GROCH, Felipe. **Biomecânica da prótese implanto-suportada**: uma revisão de conceitos. 2010. 54 f. Graduação (Trabalho de Conclusão de Curso em Odontologia) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2010.

IMPLANTES DENTÁRIOS. **Tudo sobre implantes dentários: parte 8.** Disponível em: <<http://www.implantedentario.com.br/implantes-dentarios/tudo-sobre-implantes-dentarios-parte-8/>>. Acesso em: 8 set. 2012.

ISA, Z. M.; HOBKIRK, J. A. The effects of superstructure fit and loading on individual implants units: part 1. **The effects of tightening the gold screws and placement of a Larkfield**, v. 3, n. 6, p. 247-253, Dec. 1995

JACQUES, Leticia Borges. **Análise do estresse gerado em componentes de prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros.** 2000. 71 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo, Bauru, 2000.

LEMAITRE, J; CHABOCHE, J. L. **Aspects phénoménologiques de la rupture par endommagement.** J. méc. appl. 2, 317-365, 1978.

_____; CHABOCHE, J. L. **Mechanics of solid materials.** Cambridge: University Press, 1985.

LEMAITRE, J. **A course on damage mechanics.** Springer-Verlag, 1996.

LOPES JÚNIOR et al. **Análise numérica de interfaces de próteses dentárias através da mecânica do dano.** In: Congresso Nacional de Engenharia Mecânica. 7., 2012, São Luís. **Anais...** São Luís: 2012.

MANZOLI, O. L. **Um modelo analítico y numérico para la simulación de discontinuidades fuertes em la mecânica de sólidos.** Tese de Doutorado, Escola Tècnica Superior D'Enginyers de Camins, Canals i Ports, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, 1998.

_____; SHING, P. B. A general technique to embed non-uniform discontinuities into standard solid finite elements. **Computers and Structures**, v. 84, p. 742-757, 2006.

_____. **Análise numérica de fraturamento em estruturas de concreto e alvenaria.** Tese de livre Docência, Departamento de Engenharia Civil, Faculdade de Engenharia de Bauru, 2006.

_____; GAMINO, A.L.; RODRIGUES, E.A.; CLARO, G.K.S. Modeling of interfaces in two-dimensional problems using solid finite elements with high aspect ratio. **Computer and Structures**, v. 94, p. 70-82, 2012.

OLIVELLA, Xavier O.; BOSCH, Carlos A. de S. **Mecánica de medios continuos para ingenieros.** Barcelona: Edicions UPC, 2002.

OLIVER, J. Continuum modeling of strong discontinuities in solid mechanics. Proc. IV **Int. conf. on computational plasticity**, CMNE, p. 455-479, 1995.

_____; CERVERA, M. AND MANZOLI, O. **Strong discontinuities and continuum plasticity model**: The strong. discontinuity approach. International journal of plasticity, v. 15, n. 3, p. 319-351, 1999.

_____; HUESPE, A. E. AND CANTE, J. C. An implicit/explicit integration scheme to increase computability of non-linear material and contact/friction problems. **Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering**, 197(21-24):1865-1889, 2008.

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

SIMO, J. C. AND JU, J. W. Strain- and stress-based continuum damage models – I. Formulation, **Int. j. solids struct.** V. 23, p. 821-840, 1987.