CEFET/RJ
DIRETORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO

ANÁLISE DA DIVISÃO DE CARREGAMENTOS ENTRE FÊMUR E HASTE INTRAMEDULAR

José Renato de Oliveira e Silva Neto

Dissertação de Mestrado apresentada ao programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais, do Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca, CEFET/RJ, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais.

Orientador:
Paulo Pedro Kenedi, D.Sc.

Rio de Janeiro
Dezembro/2019

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central do CEFET/RJ

S586 Silva Neto, José Renato de Oliveira e
Análise da divisão de carregamentos entre fêmur e haste intramedular / José Renato de Oliveira e Silva Neto.—2019.
83f., apêndice: il., color., grafs., tabs., enc.

Dissertação (Mestrado) Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca , 2019.
Bibliografia : f. 62-67
Orientador: Paulo Pedro Kenedi

1. Engenharia mecânica e de materiais. 2. Tecnologias de materiais. 3. Fraturas – Fixação intramedular. I. Kenedi, Paulo Pedro (Orient.). II. Título.

CDD 620.1

Elaborada pela bibliotecária Teresa Cristina Gaio Mattos – CRB/7 nº 4610

ANÁLISE DA DIVISÃO DE CARREGAMENTOS ENTRE FÊMUR E HASTE INTRAMEDULAR

Dissertação de Mestrado apresentada ao programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais, do Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca, CEFET/RJ, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais.

José Renato de Oliveira e Silva Neto

Banca Examinadora:

Presidente, Professor Paulo Pedro Kenedi (CEFET/RJ), D.Sc. (Orientador)

Professor Ricardo Alexandre Amar de Aguiar (CEFET/RJ), D.Sc.

João Antônio Matheus Guimarães (INTO), M.D.

Rio de Janeiro

Dezembro/2019

DEDICATÓRIA

“Dedico este trabalho à minha mãe,

Rosalda Monteiro de Oliveira e Silva”.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, por terem me proporcionado boas escolas e incentivado a busca pelo melhor.

Ao Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca, pelo suporte tecnológico e financeiro durante todo o curso de mestrado, tanto interno quanto nas participações e apresentações dos trabalhos publicados nos anais de congressos de engenharia e biomecânica, ao longo dos anos de 2017 a 2019.

Ao meu orientador e amigo, Prof. Paulo Pedro Kenedi, pelo acolhimento desde a minha chegada à instituição, por prover as ferramentas teóricas, apoio profissional e emocional, sempre me mantendo no caminho pela busca do novo.

Ao Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia INTO, especialmente à Diretoria de Pesquisa e Pós-Graduação, nas figuras de Dr. João Matheus e de Dr. Rodrigo Rodarte, pelo suporte científico e pela parceria de pesquisa firmada com o CEFET/RJ.

E por final, a todos os professores do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais com os quais também tive o prazer de conviver e aprender.

RESUMO

O processo mais utilizado para a estabilização de fraturas diafisárias de fêmur é a instalação de um dispositivo metálico interno à cavidade medular óssea, conhecido como haste intramedular bloqueada. A haste intramedular libera gradativamente parte do seu carregamento à medida que a rigidez do osso fraturado vai crescendo durante a sua consolidação. Mesmo após este processo, problemas no pós-implante resultantes do estímulo mecânico insuficiente podem ocorrer, tais como atraso de consolidação óssea, dismetria dos membros inferiores e osteoporose, conforme a Lei de Wolf e a Teoria Mecanostática de Frost. Para modelar a divisão de carregamentos, no pós-implante, entre um fêmur humano e uma haste intramedular bloqueada, um modelo analítico baseado na teoria de mecânica dos sólidos é proposto. A formulação analítica é apresentada e seus resultados comparados com um modelo numérico de elementos finitos, o ANSYS 16.0, usado como referência. Os resultados alcançados mostram uma boa aproximação entre os modelos na divisão dos diversos tipos de carregamentos. Quanto aos carregamentos de força no osso: a força longitudinal mostrou-se muito maior que as forças transversais. Quanto aos carregamentos de momento no osso: os momentos fletores mostram-se muito maiores que o momento de torção. Quanto aos materiais, a haste de titânio, em relação a haste de aço inox, mostrou-se uma escolha melhor, dada a sua menor rigidez. Observou-se, ainda um aumento das tensões no osso da região diafisária para a região distal, pois embora exista um aumento da área/momentos de inércia das seções transversais da região diafisária para a distal, estas não são suficientes compensar o aumento do carregamento aplicado.

Palavras-Chave: Haste intramedular; Modelo analítico; Divisão de carregamentos; Rigidez

ABSTRACT

The most commonly used process for stabilizing femoral shaft fractures is the installation of a metal device internal to the bone medullary cavity, known as a blocked intramedullary nail. The intramedullary nail gradually releases part of its loading as the stiffness of the fractured bone grows during its consolidation. Even after this process, post-implant problems resulting from insufficient mechanical stimulation may occur, such as delayed bone healing, lower limb dysmetria, and osteoporosis, according to Wolf's Law and Frost's Mechanostatic Theory. To model the post-implant loading division between a human femur and a locked intramedullary nail, an analytical model based on the theory of solid mechanics is proposed. The analytical formulation is presented, and its results compared with a finite element numerical model, ANSYS 16.0, used as a reference. The results show a good approximation between the models in the division of the various types of loads. Regarding to force loads on the bone: the longitudinal force was much higher than the transverse forces. Regarding the loading of moment on the bone: the bending moments are much larger than the torsion moment. Regarding the materials, the titanium nail, in relation to the stainless-steel nail, proved to be a better choice, due its lower rigidity. There was also an increase in bone stresses from the diaphyseal region to the distal region, although there is an increase in the area / moments of inertia of the transverse sections of the diaphyseal region to the distal region, these are not enough to compensate for the increased applied loads.

Keywords: Intramedullary nail; Analytical model; Load division; Stiffness

SUMÁRIO

Introdução 10

1 Revisão Bibliográfica 11

1.1 Conceitos Básicos da Biologia Óssea 11

1.2 Fraturas Diafisárias e a Consolidação Óssea 13

1.3 Análises Biomecânicas 19

2 Modelo Analítico 24

2.1 O Modelo Proposto 24

2.2 Caso de Carregamento 26

2.3 Propriedades Mecânicas 27

2.4 Geometria 28

2.5 Análise do Modelo Analítico 29

2.5.1 Divisão de Carregamento 29

2.5.2 Análise de Tensões 32

3 Modelo Numérico 33

3.1 Objetivos 33

3.2 Caso de Carregamento 33

3.3 Propriedades Mecânicas 34

3.4 Geometria 35

3.5 Contatos e Malha 36

3.6 Análises Numéricas 38

3.6.1 Divisão de Forças e Momentos 38

3.6.2 Tensões Normais Longitudinais 38

3.6.3 Tensões de von Mises nos Parafusos 39

3.6.4 As Deformações e as Janelas de Frost 40

4 Resultados e Discussões 41

4.1 Divisão de Carregamento 41

4.2 Análise de Tensões 50

4.3 As Deformações e as Janelas de Frost 57

5 Considerações Finais 60

Sugestões para trabalhos futuros 61

Referências Bibliográficas 62

APÊNDICE A 65

APÊNDICE B 67

APÊNDICE C 77

APÊNDICE D 79

Introdução

A cirurgia ortopédica tem como um de seus desafios a estabilização, em curto prazo, de fraturas diafisárias de ossos longos, face às diversas complicações relacionadas ao processo de cura e pós-cura. Fraturas diafisárias de fêmur são frequentemente graves, podendo acometer outros tecidos e, em sua maioria, ocorrem por impacto causado por uma força transversal de magnitude muito superior às solicitações mecânicas comumente impostas ao osso, pelas forças musculares e mesmo pelo próprio peso corporal.

A evolução dos dispositivos utilizados para a estabilização de fraturas diafisárias, ao longo das últimas décadas, sempre buscou preservar a saúde e a integridade dos indivíduos implantados, diminuindo o tempo de imobilidade do paciente.

O procedimento mais eficaz utilizado atualmente é a instalação de um dispositivo metálico, interno à cavidade medular óssea, conhecido como haste intramedular bloqueada. Após implantada, osso e haste dividem carregamento e, à medida que o osso aumenta em rigidez, restabelecendo suas propriedades mecânicas, a haste intramedular libera gradativamente parte do seu carregamento ao osso implantado, até o final da fase de remodelamento ósseo.

Problemas no pós-implante, tais como falha de consolidação óssea, dismetria dos membros inferiores e osteoporose, podem indicar uma relação direta com a divisão de estímulos mecânicos conferidos a osso e haste, fundamentada na Lei de Wolff (Julius Wolff – 1836-1902) e na Teoria Mecanostática de Frost.

Para modelar o resultado da ação das forças externas em uma seção proximal de um fêmur esquerdo humano de um indivíduo, na divisão de carregamento entre fêmur e haste intramedular bloqueada, um modelo analítico baseado na teoria da mecânica dos sólidos é proposto. Sua formulação é apresentada, e aplicada, através da utilização do software Mathcad 15. Os seus resultados são comparados aos resultados de um modelo numérico de elementos finitos bem estabelecido, como o ANSYS 16.0.

O capítulo 1 traz a revisão bibliográfica sobre biologia óssea, fraturas diafisárias de fêmur, processo de consolidação óssea e análises biomecânicas. O capítulo 2 descreve o modelo analítico desenvolvido e a sua implementação, incluindo materiais e métodos. O capítulo 3 apresenta a aplicação do modelo numérico, que é utilizado como referência ao modelo analítico apresentado no capítulo anterior. O capítulo 4 compara os resultados dos dois modelos e os comenta. E, por fim, o capítulo 5 conclui o trabalho desenvolvido.

Capítulo 1 Revisão Bibliográfica

Dentro do conceito de pesquisa translacional, onde cientistas, pesquisadores e acadêmicos trabalham com um único objetivo, de levar saúde e longevidade à população mundial, a engenharia mecânica também pode dar a sua contribuição à traumatologia ortopédica. Para tal o funcionamento físico, orgânico, mecânico e bioquímico do tecido ósseo humano pode ser acessado de forma a dar subsídios para a geração de modelos analíticos mecânicos quantitativos da divisão de carregamentos entre estruturas, como por exemplo um fêmur e uma haste intramedular bloqueada. A população mundial, em última instância, é a grande beneficiária desse conhecimento.

Em uma simples caminhada, um indivíduo experimenta uma composição de carregamentos bastante complexa, envolvendo forças musculares distintas, além de seu próprio peso comporal. Muitos pesquisadores têm desprendido esforços em pesquisas, na tentativa de modelar a divisão de carregamento entre osso e haste intramedular bloqueada, durante e na pós-estabilização das fraturas.

Este capítulo apresenta uma revisão bibliográfica compilando trabalhos desenvolvidos por diferentes métodos e as contribuições de diversos pesquisadores. Aborda conceitos básicos como da biologia tecidual, das fraturas e consolidação óssea. Vários trabalhos relativos a análises biomecânicas são também são abordados.

1.1 Conceitos Básicos da Biologia Óssea

O fêmur, mostrado na Fig. 1.1, é o osso tubular mais longo do corpo humano e está cercado por uma massa muscular robusta. Sua matriz compósita é essencialmente formada por uma parte de matéria orgânica, composta de colágeno, e outra parte inorgânica, composta por cristais de hidroxiapatita, cuja fórmula molecular é $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$. A saúde e a qualidade do osso podem ser avaliadas conforme a estrutura cristalina da parte inorgânica. Stroncek *et al*. (2019) e Rollo *et al*. (2015) concluíram que a caracterização dos cristais poderia diferenciar-se nos tipos normal, osteopênico e osteoporótico. Conforme definido pelo Instituto Nacional de Saúde, a osteoporose é uma desordem esqueletal que compromete a resistência óssea, aumentando assim o risco de fratura. Guarniero e Oliveira (2004) descrevem a osteoporose como uma doença caracterizada pelo comprometimento da resistência e da densidade mineral óssea. A osteopenia pode ser considerada como uma fase que antecede a osteoporose, evidenciando um início na diminuição na densidade mineral de parte ou do todo de uma estrutura óssea.

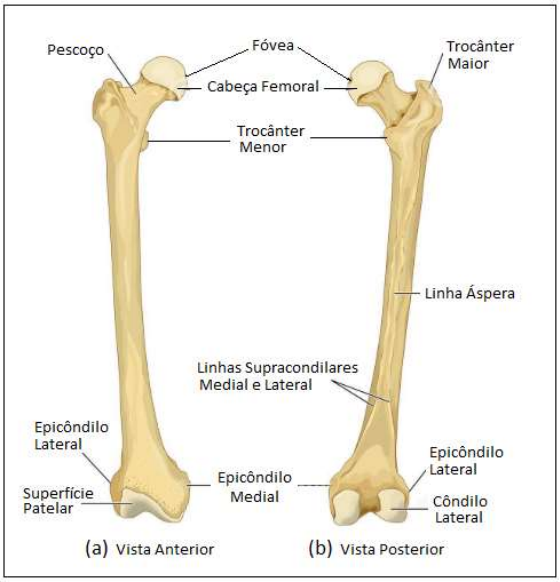


Figura 1.1 – Anatomia superficial do fêmur humano, em vistas: (a) Anterior e (b) Posterior (Adaptação ID 121326151/Legger/dreamtime.com).

Localizado na coxa, o fêmur está submetido a forças externas musculares e ao peso corporal do indivíduo. Para conferir estabilidade, ossos longos possuem uma estrutura interna com 50 a 95% de porosidade, denominada trabecular, e outra externa a essa, denominada cortical, com 5 a 10% de porosidade, mais compacta e resistente conforme mostrado na Fig. 1.2.

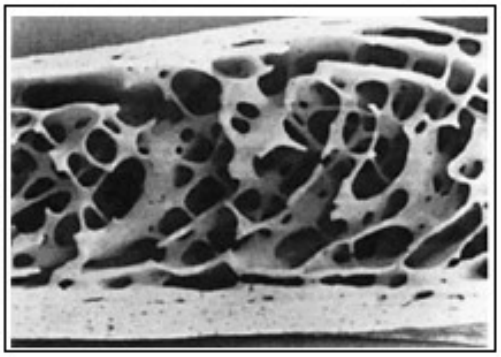


Figura 1.2 – Seção transversal de osso mostrando as regiões cortical (externa) e trabecular (interna), Doblaré *et al*. (2004).

As células que compõem a matriz orgânica dos ossos podem ser classificadas em quatro tipos distintos, conforme mostrado na Fig. 1.3. Os osteoblastos são células mesenquimais diferenciadas, responsáveis pela produção de osso novo. Os osteoclastos são responsáveis pela absorção de osso não ativo.

As células de revestimento ósseo ou osteogênicas, que são os osteoblastos inativos e que não foram depositados no osso novo. E os osteócitos, que são os osteoblastos maduros. E o processo de remodelagem não é realizado individualmente por cada um desses tipos de células, e sim pela unidade organizada, nomeada por Frost de “Unidade Multicelular Básica (BMU), operando nas superfícies cortical (Fig. 1.3.a) e trabecular (Fig. 1.3.b), substituindo osso velho por osso novo, sempre seguindo uma sequência bem definida de ativação, reabsorção e formação Doblaré *et al*. (2004).

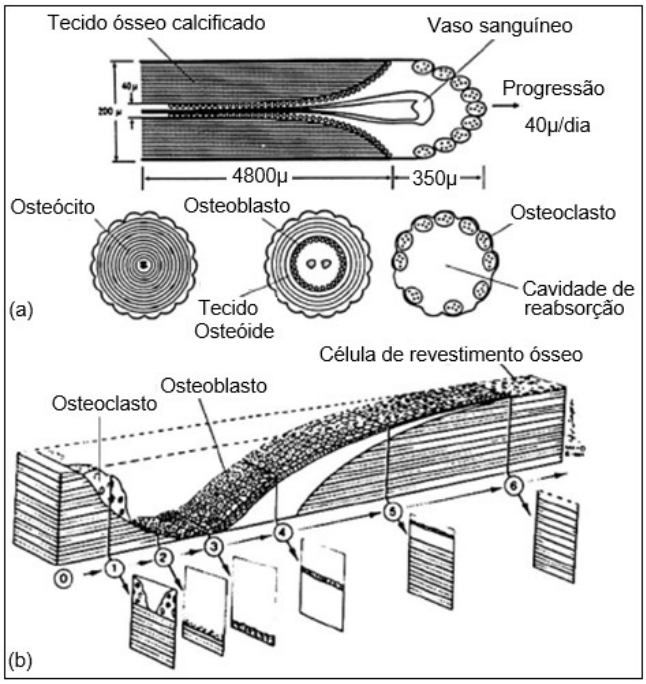


Figura 1.3 – Sequência de Ativação, Reabsorção e Formação em: (a) Osso Cortical e (b) Osso Trabecular (Adaptação Fig. 3, Doblaré, 2004).

1.2 Fraturas Diafisárias e a Consolidação Óssea

O movimento do corpo humano é um processo de grande complexidade que envolve músculos, tendões, ossos e outros tecidos. A estrutura óssea tem materiais de características particulares, propriedades mecânicas e organização tecidual que sustentam e protegem os órgãos internos. Mas quando uma força de magnitude superior às forças externas normalmente atuantes em um osso longo incide instantânea e transversalmente contra o mesmo, pode-se gerar uma ou mais fraturas.

Doblaré *et al*. (2004), ao descreverem mecanismos de fratura traumática atribuem duas causas principais, distintas, sendo uma delas por simples impacto e a outra em osso osteoporótico, por contração muscular espontânea sem trauma, conforme mostrado na Fig. 1.4.

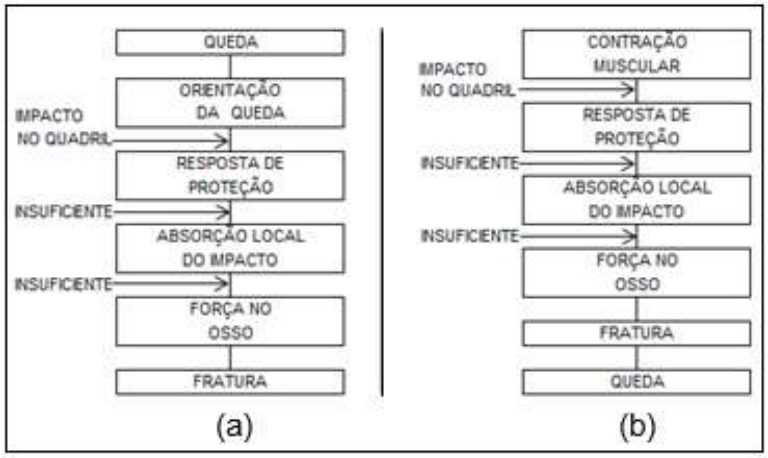


Figura 1.4 – Mecanismos comuns de fratura óssea por: (a) Impacto e (b) Contração muscular. Adaptação de Doblaré *et al.* (2004).

Já o livro *Handbook of Fractures*, de Egol *et al*. (2010), classifica os mecanismos de fratura de ossos longos em quatro tipos distintos. O primeiro deles, que tem maior incidência em indivíduos adultos, seria resultante de trauma de alta energia, tendo como exemplos acidente veicular, tiro de arma de fogo e queda de altura. O segundo tipo são as fraturas patológicas, que acometem os idosos, normalmente localizadas na junção fraca da região metadiafisária. O terceiro são as fraturas por *stress*, que podem acometer aqueles indivíduos submetidos a treinamento excessivo, principalmente os militares e os corredores de longas distâncias. E o quarto tipo, que são as fraturas de insuficiência, causadas pelo uso prolongado de medicamentos que com o tempo vão diminuindo a resistência mecânica do osso, conforme relatado por Einhorn *et al*. (2014).

Quando uma fratura não exibe fragmentos, isto é, não há perda de material ósseo, o tratamento indicado é o não operatório, dentre os quais destacam-se a imobilização (utilizando o aparelho gessado e órteses como o do tipo de Sarmiento) e a tração musculoesquelética, quando é aplicada uma carga trativa no eixo do osso, tendo como objetivos restaurar o comprimento original, evitar deformações rotacionais e angulares, minimizar dor e evitar perda sanguínea. Quando há uma fratura multifragmentária óssea, como mostrada na Fig. 1.5.d, denominada fratura complexa (ausência de contato entre os principais fragmentos), faz-se necessária a utilização de dispositivos que acelerem o processo de estabilização da fratura e consolidação óssea.

O tratamento das fraturas diafisárias do fêmur em indivíduos adultos é eminentemente cirúrgico, existindo técnicas e tipos de implantes distintos utilizados na estabilização dessas fraturas. Os dois mais comuns são o fixador externo (Fig. 1.6.a) e a haste intramedular bloqueada (Fig. 1.6.c).

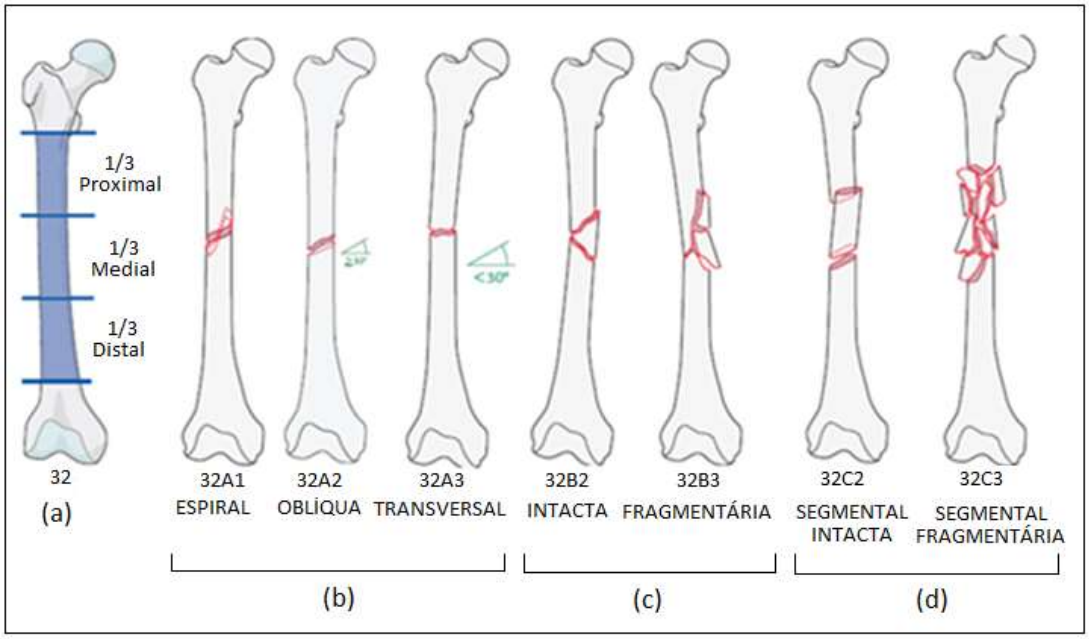


Figura 1.5 –Segmento Diafisário Femoral (a) e Classificação das Fraturas Diafisárias conforme: (b) Simples, (c) Em Cunha e (d) Multifragmentária. Adaptado do *Fracture and Dislocation Classification Compendium* (2018).

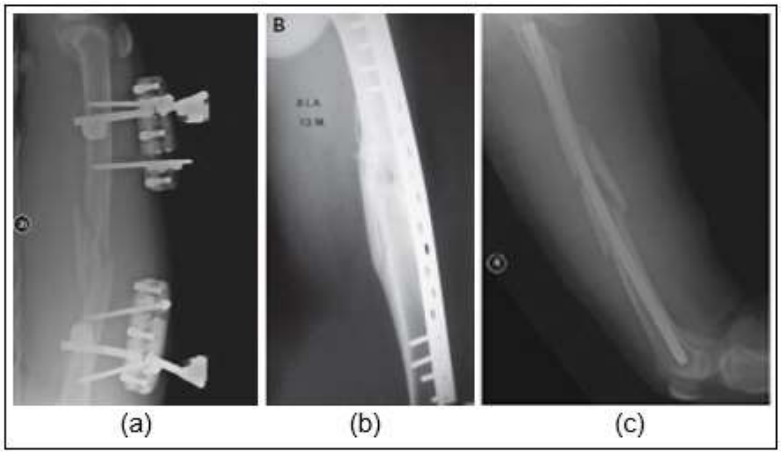


Figura 1.6 – Imagens de Raios X: (a) Fixador Externo, *Handbook of Fractures*, Egol *et al*. (2010); (b) Placa em Ponte, Fernandes *et al*. (2002) (c) Haste intramedular Bloqueada, *Handbook of Fractures*, Egol *et al*. (2010).

Haste intramedular é o dispositivo mais indicado atualmente para estabilizar fraturas em ossos longos. Reduz o tempo de recuperação de seus pacientes, através da divisão de carregamento entre osso e haste, que tem relação direta na ativação e na conclusão do processo de consolidação óssea de fraturas diafisárias.

A quantificação da divisão de carregamentos entre osso e haste intramedular bloqueada torna-se, portanto, uma variável importante a ser acessada. De fato, após poucos dias de iniciado o processo de consolidação óssea, o paciente efetivamente deve iniciar o estímulo mecânico do membro, para que a região de fratura seja estimulada a aumentar a sua rigidez e, consequentemente, ao fim do processo de modelagem óssea, restabelecer suas propriedades mecânicas originais.

Marsell e Einhorn (2011) descreveram biologicamente as três fases do processo de consolidação de uma fratura diafisária de fêmur, que se inicia na fase inflamatória. Logo após a ocorrência de uma fratura, células mesenquimais são recrutadas, e um processo inflamatório agudo forma um hematoma que coagula suas extremidades, completando-se em até 7 dias. Após 7 a 9 dias subsequentes à fratura, já na fase reparativa, há a formação de um calo primário cartilaginoso denominado calo mole. Para que haja progresso na regeneração óssea, esse calo mole necessita ser mineralizado e reabsorvido por um calo ósseo periosteal, denominado calo duro, a partir de quando o osso adquire uma certa estabilidade biomecânica que pode permitir o indivíduo caminhar em até quatro semanas. Somente na fase final, a remodelagem óssea é combinada com reabsorção do calo duro, pelos osteoclastos, e com a deposição de osso lamelar, pelos osteoblastos. Essa fase representa 70% do processo de consolidação e dura aproximadamente nove semanas de um processo de consolidação total de doze semanas, em média. A Fig. 1.7 mostra, esquematicamente, estas fases.

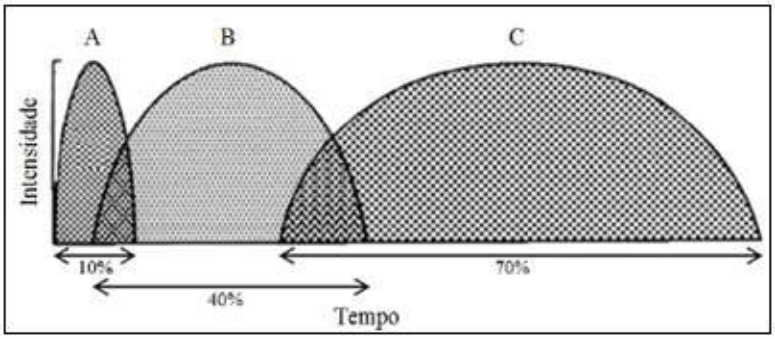


Figura 1.7 – Fases de Consolidação Óssea: (A) Inflamatória, (B) Reparação e (C) Remodelação. Fernandes (2013).

Entretanto, não se pode precisar o momento de consolidação de uma fratura, de forma a permitir que o osso retome sua atividade funcional estrutural. Essa avaliação é feita com o uso de imagens radiográficas da região, onde procura-se visualizar o calo ósseo no aspecto em ponte e o desaparecimento da linha de fratura. Sob o ponto de vista mecânico de Claes e Cunningham (2009), a consolidação de uma fratura se daria somente com o aumento suficiente da resistência e da rigidez óssea, quando seria possível a remoção ou a dinamização de uma haste intramedular, ou simplesmente dar alta ao paciente.

Nos casos de atraso de união e não-união em fraturas de fêmur e tíbia, Vaughn *et al*. (2016) conduziram um estudo que avaliou a eficácia do processo de dinamização de haste, em termos de consolidação, e concluíram que a razão ideal entre os diâmetros externos médios de calo e diáfise femoral é de 1,17:1, que prediz em 81% dos casos uma consolidação após a dinamização, sendo vista uma taxa de 93% na razão maior que 1.17:1. Naqueles indivíduos que apresentaram razão menor, a taxa de consolidação foi de 20%. Este trabalho mostra a importância entre o aumento da carga mecânica principalmente como estímulo biológico em fraturas com boa viabilidade (vascularização) local. Dessa forma, concluíram que o método pode ser bastante efetivo na consolidação de fraturas por haste intramedular em pacientes selecionados.

Para os casos das fraturas estabilizadas sem a dinamização de haste, quando esta permanece bloqueada após a consolidação óssea, a divisão de carregamento entre osso e haste permanece e requer estudos adicionais com o objetivo de se conhecer os reais impactos na saúde óssea desses indivíduos, tendo em vista a Lei de Wolff e a Teoria Mecanostática de Frost.

A Lei de Wolff, de 1892, desenvolvida pelo anatomista e cirurgião alemão Julius Wolff (1836-1902) atesta que cada mudança na forma ou na função de um osso é acompanhada por certas mudanças definidas em sua arquitetura interna, e da alteração igualmente definida em sua conformação externa, modeladas pelas leis matemáticas, Frost (1994). De forma simples e resumida, pode-se dizer que todo osso saudável humano ou de animal, quando submetido a um estado de tensões diferente, tende a se adaptar ao novo carregamento, remodelando-se. Entretanto, embora a estrutura óssea possa ser modificada, não pode dizer de que forma a síntese irá trabalhar. Um carregamento particular aplicado em um osso o torna mais resistente a este. A arquitetura interna trabecular óssea adapta-se primeiramente, seguido de mudanças na porção externa cortical, por vezes tornando-se até mais espessa. E o inverso também parece ser verdade. Se esse carregamento diminuir, o osso se tornará menos denso e menos resistente, devido à falta de estímulo mecânico requerido para continuar a remodelagem. Um exemplo é o caso da artroplastia de quadril, quando há, na maioria dos casos, uma remodelagem óssea proximal adaptativa.

Conhecido como *stress shielding* (blindagem de tensões), o efeito da reabsorção óssea proximal, com redução de espessura da porção cortical (osteopenia), culmina na soltura do dispositivo e é acompanhado de redução na densidade mineral, comprometendo ou trazendo consequências indesejadas ao paciente implantado Bosquim (2007).

Ossos longos tais como o fêmur, estejam em repouso ou não, são submetidos a carregamentos de flexão que induzem tensões trativas ou compressivas, dependendo da região cortical considerada. Por exemplo, enquanto uma cortical óssea trabalha sob compressão, a outra trabalha sob tração. E esse gradiente de tensões entre corticais, induzidas pelo momento de flexão no osso, provoca um aumento das atividades osteoclástica e osteoblástica, facilitando a migração de osteoblastos da região comprimida para a região tracionada (ver Fig. 1.8), através do fluxo sanguíneo decorrente da tensão cisalhante desenvolvida, conforme descrito por Duncan e Turner (1995). E, ao adaptarem os limites de deformações das janelas citadas pela Teoria Mecanostática de Frost (ver Fig. 1.9), descrevem a diferença entre os processos de modelagem e remodelagem óssea, que podem ser aplicáveis à etiologia dos processos de osteopenia e osteoporose.

Partindo da janela fisiológica como a condição na qual as atividades osteoclástica (reabsorção) e osteoblástica (formação) estão em equilíbrio, níveis de deformação inferiores a 50-200 μstrain (janela de desuso) induzem a um processo de remodelagem, onde a atividade osteoclástica é maior do que a osteoblástica. Níveis entre 1500-2500 μstrain (deformação mínima efetiva) e 4000-5000 μstrain (janela de sobreuso) induzem a um processo de modelagem, mudando a arquitetura óssea de forma a reduzir as deformações ao nível abaixo da deformação mínima efetiva, restaurando a condição de equilíbrio entre as atividades osteoclástica e osteoblástica. E para níveis acima dos 4000-5000 μstrain, o osso estaria experimentando uma sobrecarga patológica que induziria a formação de tecido ósseo na superfície do osso.

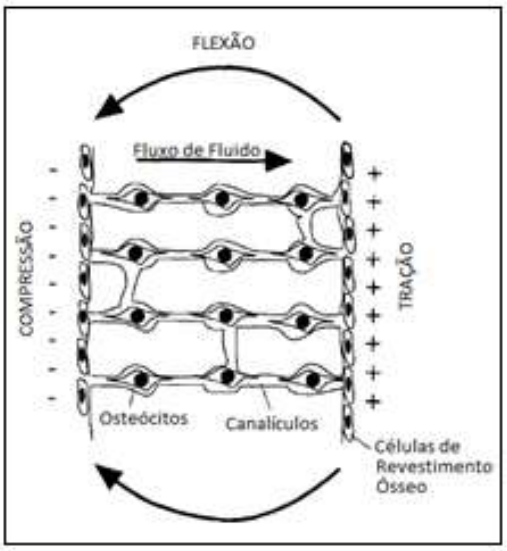


Figura 1.8 – Representação esquemática da migração de osteoblastos em um Osso Cortical ou Trabecular sob Carregamento de Flexão, Duncan e Turner (1995).

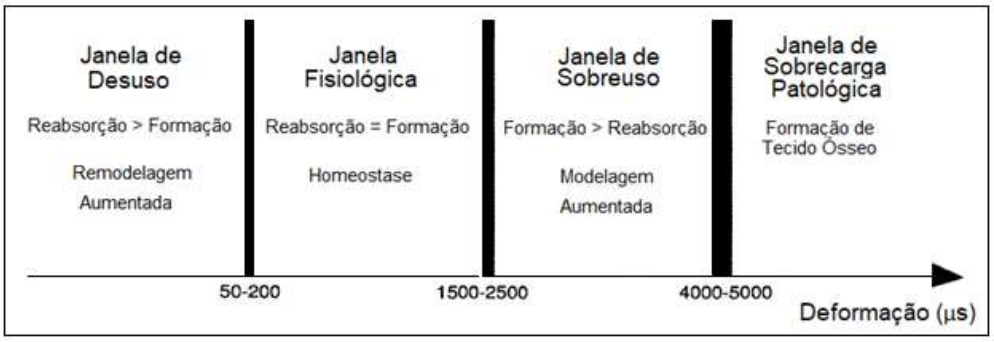


Figura 1.9 – As quatro janelas de uso mecânico definidas pela Teoria Mecanostática, adaptada por Duncan e Turner (1995).

1.3 Análises Biomecânicas

Muitos pesquisadores têm desprendido esforços para descrever aspectos de performance biomecânica do sistema musculoesquelético e entender, por exemplo, como os padrões de marcha podem afetar a distribuição de carregamento e o estado de tensões desenvolvido em uma determinada região de um fêmur humano.

Um implante metálico, ao dividir carregamento com o osso implantado, durante e após o processo de estabilização de fratura, “blinda-o” de receber parte do carregamento imposto. Para o caso de uma prótese de quadril, Huiskes *et al*. (1992), questionaram se tal efeito poderia limitar a longevidade de um implante com a sua soltura, por acelerar um processo de reabsorção óssea.

Os resultados de seu modelo numérico preditivo 3D FE de um fêmur escaneado sustentaram a hipótese de que o processo de reabsorção é um efeito da adaptação óssea ao *stress shielding*, e que essa reabsorção é função das rigidezes inicial do osso e do material da haste. Duda *et al*. (1998), com um modelo de elementos finitos de fêmur contendo vários tipos de carregamentos musculares, monitorou as deformações principais e concluiu que, mesmo considerando que o modelo representasse apenas uma aproximação do carregamento in vivo, observou valores máximos de 3000 μstrain para um caso simples de carregamento com poucos músculos e de 2000 μstrain para um caso contendo todos os carregamentos musculares e a força de reação na junta; sinalizando que o carregamento completo influencia os processos de remodelagem e modelagem óssea, baseando-se nas janelas de deformação de Frost, e adaptadas por Duncan e Turner (1995).

Behrens *et al*. (2009), com um modelo numérico de elementos finitos, para condições de contorno e três diferentes casos estáticos de carregamento, em dispositivos de artroplastia total de quadril, concluíram que a análise estática não seria suficiente para ter um bom entendimento do processo de remodelagem óssea.

Al Nazer *et al*. (2012), em uma compilação de vinte e quatro estudos com medidas de deformações em ossos *in vivo*, relacionando com o contexto da teoria mecanostática de Frost, encontraram picos de deformações da ordem de 9000 μstrain na tíbia medial de atletas de basketball, em movimento de impacto com o solo, sendo a tíbia o osso mais afetado por fraturas sob tensão na região de baixa extremidade, sendo coerente com a última janela de deformação proposta pela teoria.

Sob uma visão macroscópica, o tecido ósseo humano pode ser considerado não-homogêneo, poroso, anisotrópico e viscoelástico, Doblaré, (2004). A ortotropia de ossos longos foi abordada por diversos autores, tais como Vignoli e Kenedi (2015), que através de um modelo analítico, concluíram que a ortotropia do osso cortical exerce pouca influência nas tensões principais desenvolvidas em um fêmur com haste intramedular bloqueada, se comparado a um modelo que o osso seja considerado como isotrópico.

Observa-se que o módulo de elasticidade médio do osso cortical é bem inferior aos dos aços inoxidáveis e das ligas de Titânio, materiais esses mais comumente empregados na fabricação das hastes intramedulares. Essa diferença tem influência direta nas rigidezes das partes e, consequentemente, na divisão de carregamento e no estado de tensões desenvolvido tanto no osso quanto na haste implantada. Tal fato justifica a tendência de implantes estruturais metálicos estarem sendo substituídos por materiais com módulo de elasticidade mais próximo ao do osso cortical. Um exemplo é o caso das ligas de Titânio, cuja substituição do elemento Vanádio pelo Nióbio resulta em uma liga com módulo de elasticidade mais baixo (Ti-6Al-7Nb),

sendo aprovada em 1987 pela FDA (*Food and Drugs Administration*) para utilização em implantes cirúrgicos e normatizada em 1992 pela ASTM (*American Society for Testing and Materials*) como ASTM F1295, Goia (2013). Pode-se citar Zepon *et al*. (2012), que estudaram o estímulo ao processo de remodelagem óssea das ligas de titânio de baixo módulo de elasticidade em próteses de quadril, utilizando um modelo simplificado de carregamento, em software Solidworks, e concluíram que as ligas Ti-13Nb-13Zr e Ti-12Mo-6Zr-2Fe aumentam em 16% o estímulo mecânico à remodelagem óssea, se comparadas com a liga Ti-6Al-7Nb, diminuindo assim o fenômeno *stress shielding* (blindagem de tensões), muito comum nos casos de artroplastia de quadril.

Soni *et al*. (2008) apresentaram um modelo de elementos finitos bi-dimensional de fêmur com fratura óssea de 1mm de espaçamento, variando o material de um modelo de haste flexível, entre aço inoxidável e liga de titânio. As análises concluíram que o modelo com haste em titânio gerou uma distribuição de tensões mais uniforme, e deformações dentro das janelas fisiológicas propostas por Frost, conforme mostrado na Fig. 1.9.

Jabran *et al*. (2018), em uma compilação de 62 estudos de 1996 a 2017 utilizando modelos 3D, sintéticos e cadavéricos de fratura proximal de úmero com placas de tecnologias e técnicas diversas, submetidos a carregamentos combinados, estudaram a rigidez elástica e a resistência à fadiga e concluíram que a distribuição de tensões e deformações dos modelos de placa bloqueada tiveram influência positiva no processo de estabilização de fratura, se comparado aos modelos de placa não-bloqueada.

Steiner *et al*. (2014) utilizaram um modelo numérico calibrado e bem estabelecido para prever estabilização de fratura, sob diversas configurações de rigidezes de fixação axial e transversal, comparando os resultados com os de experimentos em ovelhas. Seus resultados sugeriram que uma rigidez axial moderada, em combinação com uma determinada rigidez transversal é essencial para uma melhora na consolidação óssea. Bergmann *et al*. (2001), com dois modelos experimentais de próteses de quadril instrumentadas, com transmissão de dados por telemetria, mediram picos de força de reação e de torque na junta do acetábulo. Os resultados mostraram valores acima do peso corporal variando entre 211% e 285% para caminhada normal, 251% em escada ascendente e 260% em escada descendente. E que o torque variou de 23% (normal) a 85% (passos largos) acima do torque medido em uma caminhada.

Edwards *et al*. (2008) estimou as forças musculares com a utilização de uma plataforma de força e dados de captura de movimentos, através de otimização estática em conjunto com um modelo musculoesquelético SIMM (*Single In-line Memory Module*) e encontrou forças da ordem de 7,5 vezes (Cortante), 11,5 vezes (axial) e 0,44 vezes (torçor) ao peso corporal.

Simões *et al*. (2000), com um modelo compósito sintético, mediram as deformações superficiais com o uso de *strain-gages* instalados nas regiões medial, lateral, anterior e posterior do fêmur proximal. O estudo testou a influência da ação muscular em uma área horizontal restrita da cabeça femoral para um osso intacto com três configurações distintas de carregamento: somente força de reação na junta, força de reação na junta com abdutores e força de reação na junta com abdutores, vasto lateral e iliopsoas. Os resultados mostraram que os músculos abdutores exercem aumento significativo nas deformações por flexão, sendo uma inconsistência se comparado ao modelo real *in vivo*, sugerindo a necessidade de aplicação de uma condição de carregamento fisiologicamente mais relevante.

Cristofolini *et al*. (1995), utilizaram um gabarito projetado para medir as deformações superficiais externas na região proximal de um fêmur humano, gerado pela simulação de cada músculo da coxa. Os resultados evidenciaram uma grande variedade de respostas em função do músculo ou de cada grupo de músculos selecionado.

Duda *et al*. (1997), utilizou um modelo de elementos finitos para mostrar a influência das forças musculares na distribuição de tensões em um fêmur humano. Mostraram que um fêmur carregado com todos os músculos principais de coxa experimenta uma distribuição de tensões mais homogênea. Duda *et al*. (1996), em um estudo experimental, determinou que a variabilidade anatômica influencia significativamente nos resultados das análises biomecânicas, particularmente o momento de flexão de alguns dos músculos de coxa, e concluiu que alguns desses momentos são muito sensíveis a condição anatômica, tais como o glúteo máximo e o reto femoral, enquanto que outros não o são, tais como o glúteo médio e o gastrocnêmio.

Diffo Kaze *et. al* (2017), através de análise dinâmica inversa, de um modelo esqueletal de corpo rígido para um modelo numérico de elementos finitos equivalente, contendo todos os grupamentos musculares atuantes na região dos membros inferiores, para cinco posições em caminhada, experimentou diferenças de 0,8% a 16% nas forças de contato na junta de joelho entre os modelos, e nas deformações máximas de 0,23% (2300 μstrain) na cortical medial da região proximal da diáfise femoral.

Marieswaram *et. al* (2018) utilizaram um modelo simulador aberto (*OpenSim*), alternativo ao modelo cadavérico, para estudar a cinética e a dinâmica dos ligamentos de joelho e quadril em combinação com as deformações diferenciais desenvolvidas em vinte e cinco conexões de feixes de tecido conectivo e cartilagem articular, com o objetivo de avaliar o potencial de dano em protocolos diversos de atividades esportivas. As simulações passivas sob flexão, rotação, adução e abdução evidenciaram combinações de deformação propensas à ruptura de determinados ligamentos, mostrando assim a importância da utilização de um modelo realístico nas análises biomecânicas.

Para estimar a divisão de carregamento entre osso e haste, o conceito de rigidez necessita ser utilizado Crandall *et al*. (1978). Ao considerar o fêmur humano e a haste intramedular como um sistema de duas molas em configuração paralela, onde cada uma delas possui sua rigidez específica, calcula-se a divisão de carregamento mecânico entre as partes, em função de suas respectivas rigidezes, com a aplicação da teoria de mecânica dos sólidos. E para atingir esse objetivo, algumas hipóteses são assumidas, tais como: magnitude e ponto de aplicação das forças atuantes na cabeça femoral proximal, geometrias aproximadas de osso e haste, propriedades mecânicas nominais e condições de contorno simplificadas.

Capítulo 2 Modelo Analítico

Neste capítulo o modelo analítico proposto é detalhado. Descreve-se as suas hipóteses e limitações, bem como todas as equações do modelo são apresentadas e comentadas. Oito variações do modelo analítico proposto são apresentadas, em função: do material da haste (haste inox ou titânio), de como são obtidas as variáveis geométricas das seções transversais e da discretização longitudinal do modelo (dois ou quatro cilindros vazados).

2.1 O Modelo Proposto

Para modelar a relação das forças externas agindo na seção proximal do fêmur humano e o carregamento interno agindo sobre o conjunto osso-haste, em uma determinada seção transversal, como por exemplo a seção diafisária, um modelo analítico desenvolvido e aperfeiçoado no CEFET/RJ é proposto, baseado na teoria de mecânica dos sólidos, com a utilização do Software Mathcad 15 para a sua implementação. Os seus resultados são comparados a um modelo numérico, de elementos finitos, que é apresentado no capítulo 3.

O modelo analítico proposto neste trabalho, cujas variações são mostradas na Tabela 2.1, objetiva calcular a divisão de carregamento entre osso e haste intramedular bloqueada e realizar análise de tensões em seções transversais, como por exemplo a seção medial diafisária femoral, após consolidação de uma fratura óssea. O mesmo modelo analítico é utilizado variando o material da haste (Titânio ou Aço Inoxidável), e na discretização longitudinal do modelo, ou seja, na quantidade de cilindros vazados existentes (dois ou quatro) e no método aplicado para a determinação das variáveis geométricas das seções transversais (teórico ou medido).

Para o método teórico (variações I, II, III e IV), os cálculos basearam-se nos respectivos raios interno e externo das partes osso e haste, extraídos dos raios médios calculados entre circunferência tangente externa e a circunferência tangente interna aos cortes de seções transversais, como mostrado na da Fig. 2.1.a para o raio externo. Para o método medido (variações V, VI, VII e VIII), uma rotina de leitura de imagens programada em Matlab, Uribe (2018), forneceu áreas e momentos de inércia. Os raios foram extraídos com medição manual a cada 45° no entorno das seções do modelo de seção transversal em escala. A Fig. 2.1.b mostra um exemplo dos raios (em amarelo), que precisaram ser medidos manualmente. As Fig. 2.1.c e 2.1.d mostram as circunferências que geraram, respectivamente, os raios r_{i_b} e r_{o_b} para as seções 3 e 5. Pode-se notar claramente que os círculos definidos para a seção 3 são bastante razoáveis, enquanto para a seção 5 são bastante discrepantes.

A variação de material da haste afeta a rigidez da haste e, por conseguinte, na divisão de carregamento e no estado de tensões desenvolvido nas partes. Já a variação na quantidade de troncos de cilindros vazados para modelar o osso objetiva uma melhor adaptação à variação da seção transversal e, portanto, afeta também o cálculo da rigidez do osso, na divisão de carregamento e no estado de tensões desenvolvido nas partes.

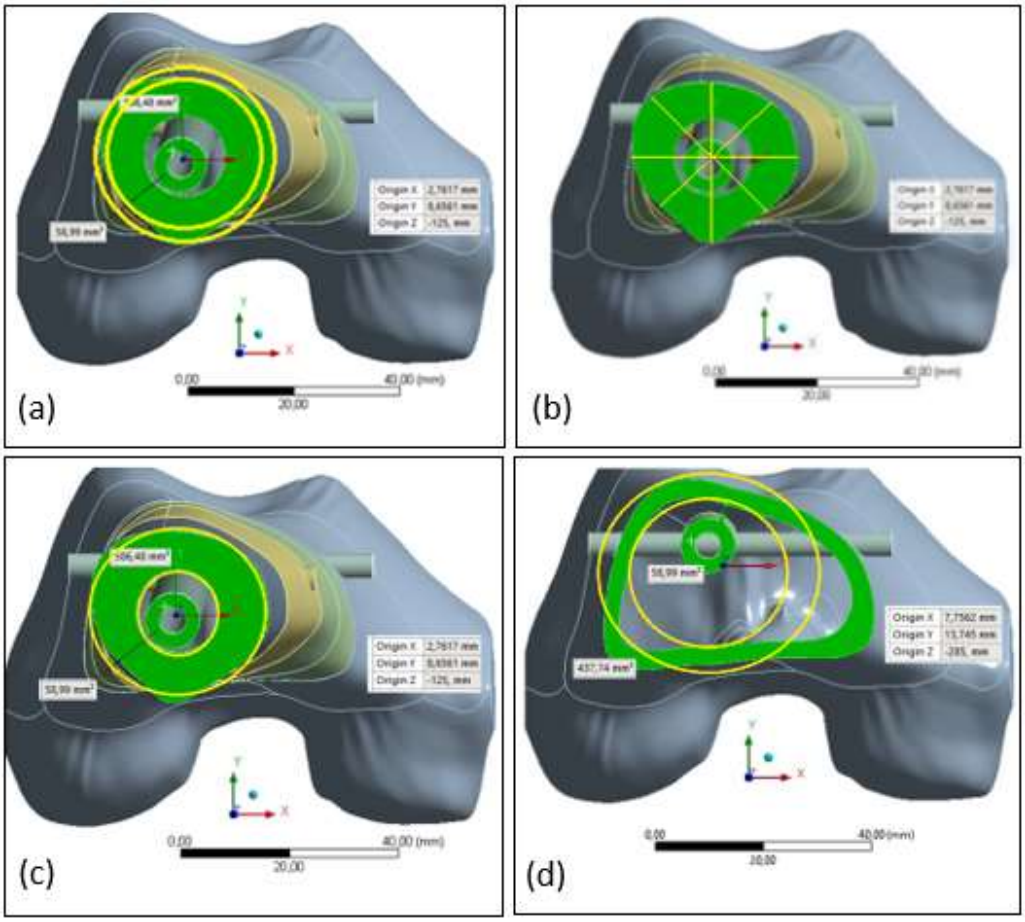


Figura 2.1 – Seção transversal 3: (a) método teórico (com círculos tangentes), (b) método medido (com raios a cada 45º). Círculos de raios r_{i_b} e r_{o_b}: (c) para a seção 3 e (d) para a seção 5.

Note que o raio externo da seção reta do osso não pode ser considerado circular, como por exemplo mostrado na Fig. 2.1.a. Por esse motivo, para estabelecer um círculo padrão representativo, traça-se círculos tangentes interno e externo à geometria do osso (de cor amarela), conforme a Fig. 2.1.a. Estabelece-se r_{o_b} como o raio entre esses dois círculos tangentes (r_{o_inner} e r_{o_outer}) calculado pela equação (1).

$$r_{o_b} = \sqrt[4]{\frac{r_{0_{inner}}^4 + r_{0_{outer}}^4}{2}} \tag{1}$$

A tabela 2.1 resume as informações das oito variações utilizadas no modelo analítico proposto, que serão explicadas, em detalhes, adiante.

Tabela 2.1 – Variações do Modelo Analítico Proposto.

Variações	Cilindros vazados	Método de Medição dos Raios	Material da Haste
I	2	teórico	Titânio
II	4		
III	2		Aço Inoxidável
IV	4		
V	2	medido	Titânio
VI	4		
VII	2		Aço Inoxidável
VIII	4		

2.2 Caso de Carregamento

A análise estática considerou uma adaptação do quarto caso de carregamento de impacto proposto por Taylor *et al*. (1996). As forças externas aplicadas, definidas na Tabela 2.2, são a Força de reação na junta da cabeça femoral (P1) e as três forças musculares: dos Abdutores (P2), Iliopsoas (P3) e Trato Ilio-Tibial (P4), conforme mostrado esquematicamente na Fig. 2.2.a. Como condição de contorno, foi considerado um bloqueio distal (Fig. 2.2.b) no plano da seção 5, próximo ao joelho, sem deslocamentos lineares ou angulares.

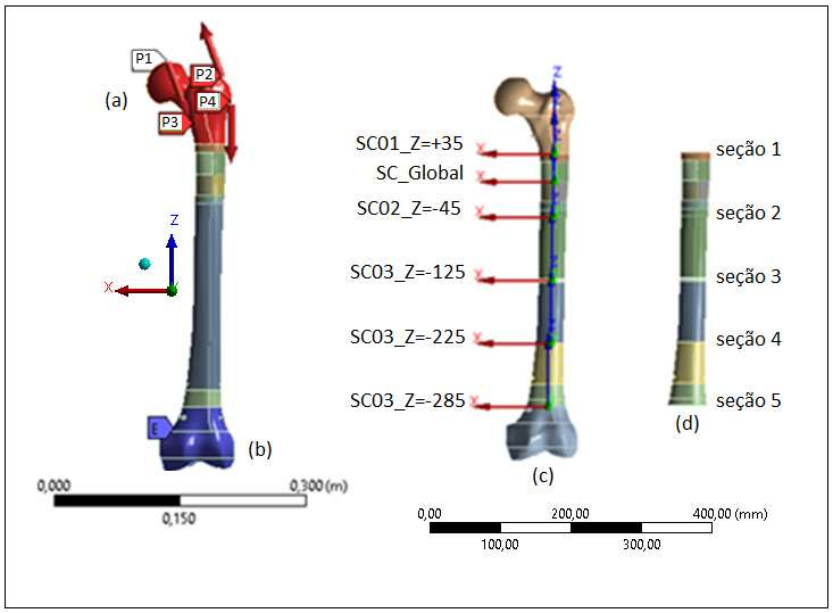


Figura 2.2 – Geometria Real de Fêmur Esquerdo: (a) Forças Aplicadas; (b) Bloqueio Distal; (c) Sistemas de Coordenadas/cotas verticais; (d) Seções transversais.

A Fig. 2.2.c mostra o modelo real de fêmur adotado como referência ao modelo analítico, onde podem ser vistos os sistemas de coordenadas adotados na análise e a Fig. 2.2.d denomina as respectivas seções transversais. As coordenadas do ponto de aplicação de cada uma das forças externas, também expressas na Tabela 2.2, estão relacionadas com o sistema de coordenadas global (*SC_global*) do modelo numérico de referência, que foi incluído junto com as coordenadas dos centroides das seções transversais utilizadas no modelo analítico mostradas na Tabela 2.3.

Tabela 2.2 – Forças Aplicadas – Componentes e Coordenadas do Ponto de Aplicação, Taylor (1996).

Forças Aplicadas		Componentes (N)			Coordenadas do Ponto de Aplicação (mm)		
		Fx	Fy	Fz	x	y	z
P1	Reação na Junta	-1062	-230	-2800	50,7	-2,7	133
P2	Abdutores	430	0	1160	-13,5	-6,5	115
P3	Iliopsoas	78	560	525	18,8	-29,3	58,7
P4	Ilio-Tibial	0	0	-1200	-24,6	-4,2	83

Tabela 2.3 – Sistemas de Coordenadas e posição dos centroides das seções transversais.

Seção	Centroide Combinado (mm)			Centroide Osso (mm)			Centroide Haste (mm)		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
SC_Global	0	0	0	-	-	-	-	-	-
SC01_Z=+35	0,11836	-3,4806	35,4	0,85462	-4,7957	35,4	-0,61791	-2,1655	35,4
SC02_Z=-45	1,0451	3,8293	-45	1,3048	4,9059	-45	0,78548	2,7528	-45
SC03_Z=-125	2,7617	8,6561	-125	3,3414	9,6657	-125	2,1819	7,6465	-125
SC04_Z=-205	4,1513	11,615	-205	4,7242	10,69	-205	3,5783	12,54	-205
SC05_Z=-285	7,7562	13,745	-285	10,538	10,056	-285	4,9747	17,434	-285

As áreas e centroides das seções transversais podem ser vistos em detalhes no Apêndice C.

2.3 Propriedades Mecânicas

As propriedades mecânicas módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, adotadas nas análises, para osso (considerado apenas a porção cortical) e para haste intramedular, são mostradas na Tabela 2.4. É suposto, tanto no modelo analítico quanto no modelo numérico, que ambos os materiais são isotrópicos e apresentam comportamento linear e elástico.

Tabela 2.4 – Propriedades Mecânicas do osso / haste intramedular.

Propriedades Mecânicas	E (GPa)	ν
Osso Cortical	15,75	0,325
Titânio (Ti6Al7Nb)	105	0,34
Aço Inoxidável (ABNT ISO 5832-1)	190	0,3

2.4 Geometria

A geometria adotada no modelo analítico do fêmur, desde uma região proximal (seção 1) até uma região distal (seção 5) é uma aproximação por cilindros vazados, como mostrado na Fig. 2.3, derivados de um modelo real de fêmur esquerdo (Fig. 2.2), o qual foi utilizado no modelo numérico.

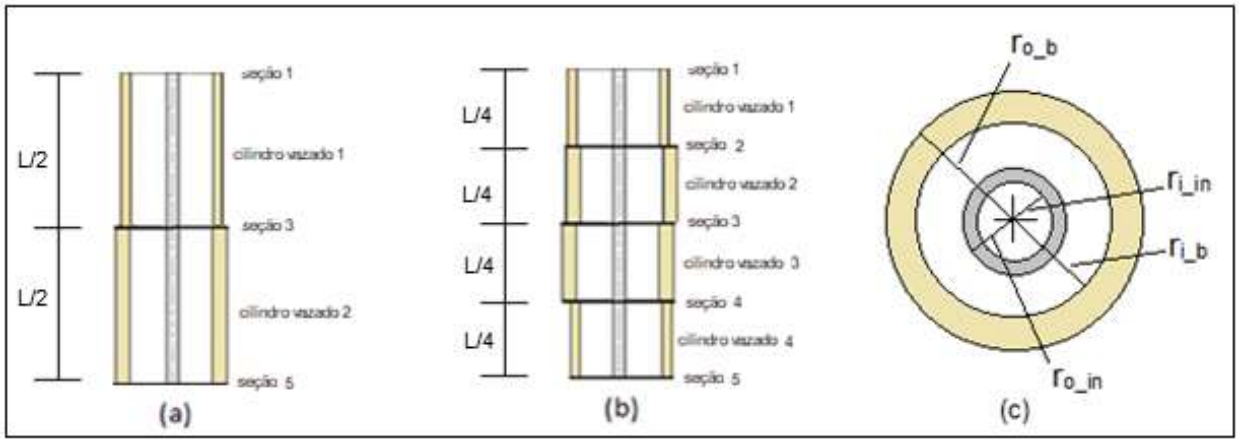


Figura 2.3 – Geometria do Modelo Analítico: (a) Discretização Longitudinal com 2 Cilindros; (b) Discretização Longitudinal com 4 Cilindros; (c) Seção Transversal.

As seções retas dos cilindros vazados do osso, pelo método teórico, são definidas pelos respectivos raios internos r_{i_b} e externos r_{o_b} em milímetros, e a seção reta uniforme da haste intramedular definida pelos respectivos raios interno r_{i_in} = 2,5 mm e externo r_{o_in} = 5,0 mm, conforme mostrado na Fig. 2.3.c. Os índices *i* e *o* significam, respectivamente, interno (*inner*, em Inglês) e externo (*outer*, em Inglês), *r* é o raio e *L* o comprimento vertical da seção 1 a seção 5.

As geometrias das seções retas de osso e haste foram modeladas, pelo método teórico, como círculos. A seção transversal da haste intramedular aplicada no modelo analítico é constante e sua geometria é baseado em um modelo real. Já as seções transversais do fêmur, obviamente, são aproximações de círculos, de raios interno e externo, que são diferentes de cilindro para cilindro. Uma consequência da simetria em relação aos eixos *x* e *y* deste modelo é a geração do mesmo valor para o momento de inércia de área em relação aos eixos *x* e *y* de cada seção reta.

2.5 Análise do Modelo Analítico

As análises se concentraram ao longo da região diafisária do fêmur, entre a seção 1 (SC01_Z=+35), proximal e a seção 5 (SC05_Z=-285), distal.

2.5.1 Divisão de Carregamento

O passo inicial do modelo analítico consiste em descrever o efeito das quatro forças externas aplicadas na cabeça femoral da Tabela 2.2 (equação 2.a) como um conjunto de forças e de momentos que agem no centroide da seção 1 (equação 5).

$$P_i = P_i^x\ \vec{\imath} + P_i^y\ \vec{\jmath} + P_i^z\ \vec{k} \qquad d_i = d_i^x\ \vec{\imath} + d_i^y\ \vec{\jmath} + d_i^z\ \vec{k} \tag{2}$$

$$\begin{bmatrix} V_i^x \\ V_i^y \\ V_i^z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_i^x \\ P_i^y \\ P_i^z \end{bmatrix} \qquad \begin{bmatrix} M_i^x \\ M_i^y \\ M_i^z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_i^y P_i^z - d_i^z P_i^y \\ d_i^z P_i^x - d_i^z P_i^x \\ d_i^x P_i^y - d_i^y P_i^x \end{bmatrix} \tag{3}$$

$$V_{x_1} = \sum_{n=1}^{4} V_i^x \qquad V_{y_1} = \sum_{n=1}^{4} V_i^y \qquad V_{z_1} = \sum_{n=1}^{4} V_i^z \tag{4.a}$$

$$M_{x_1} = \sum_{n=1}^{4} M_i^x \qquad M_{y_1} = \sum_{n=1}^{4} M_i^y \qquad M_{z_1} = \sum_{n=1}^{4} M_i^z \tag{4.b}$$

$$P_{eq_1} = V_{x_1}\ \vec{\imath} + V_{y_1}\ \vec{\jmath} + V_{z_1}\ \vec{k} \qquad M_{eq_1} = M_{x_1}\ \vec{\imath} + M_{y_1}\ \vec{\jmath} + M_{z_1}\ \vec{k} \tag{5}$$

O índice *i*, varia de 1 a 4, numera as quatro forças externas. As variáveis P_i e d_i são, respectivamente, as forças externas e distâncias entre cada ponto de aplicação de força externa ao centroide da seção 1. O somatório das forças (V_{x_1}, V_{y_1}, V_{z_1}) e o somatório dos momentos (M_{x_1}, M_{y_1}, M_{z_1}), mostrados na equação (4), agem no centroide da seção 1, conforme mostrado na Fig. 2.4, onde geram a força equivalente P_{eq_1} e o momento equivalente M_{eq_1} mostrados na equação (5). $\vec{\imath}$, $\vec{\jmath}$ e $\vec{k}$ são vetores unitários.

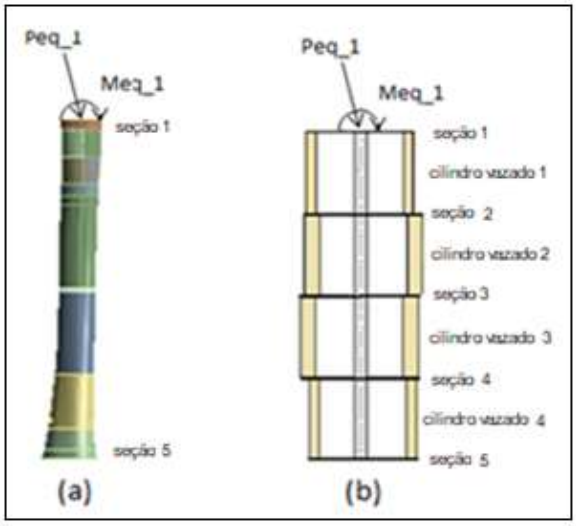


Figura 2.4 – Força e Momento equivalentes na Seção 1. Modelo: (a) Numérico; (b) Analítico.

O modelo analítico pode ser entendido como um sistema de molas em configuração em série-paralelo, conforme mostrado na Fig. 2.5. Tem-se um sistema com dois ou quatro cilindros vazados de osso em série entre si, e em paralelo com a haste. Dessa forma, os deslocamentos longitudinais e angulares tanto do osso quanto da haste devem ser os mesmos.

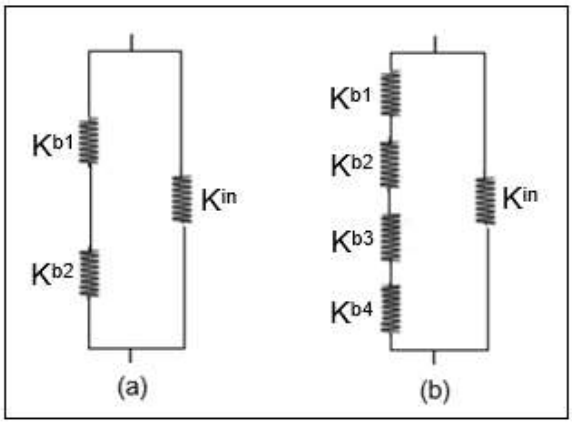


Figura 2.5 – Configurações Molas em Série-Paralelo do Modelo Analítico: (a) Caso 2 Cilindros; (b) Caso 4 Cilindros.

A descrição analítica da combinação de molas que compõem o modelo analítico é mostrada na sequência. No segundo passo, o cálculo da rigidez equivalente dos cilindros vazados de osso e de haste é estabelecido, gerando a divisão de carregamento entre as partes. A Tabela 2.5 mostra as equações da divisão de forças e de momentos entre o osso e a haste, na seção 1, das componentes da equação (5), através dos cálculos de rigidezes feitas com o auxílio do APÊNDICE A.

Tabela 2.5. Cálculo da divisão de forças e momentos entre o osso e a haste na seção 1.

componentes	osso	haste
força cortante eixo x	$V_{x_1}^{b} = \frac{k_{vx}^{b}}{k_{vx_eq}} V_{x_1}$	$V_{x_1}^{in} = \frac{k_{vx}^{in}}{k_{vx_eq}} V_{x_1}$
força cortante eixo y	$V_{y_1}^{b} = \frac{k_{vy}^{b}}{k_{vy_eq}} V_{y_1}$	$V_{y_1}^{in} = \frac{k_{vy}^{in}}{k_{vy_eq}} V_{y_1}$
força axial eixo z	$V_{z_1}^{b} = \frac{k_{a}^{b}}{k_{a_eq}} V_{z_1}$	$V_{z_1}^{in} = \frac{k_{a}^{in}}{k_{a_eq}} V_{z_1}$
momento fletor em torno do eixo x	$M_{x_1}^{b} = \frac{k_{bx}^{b}}{k_{bx_eq}} M_{x_1}$	$M_{x_1}^{in} = \frac{k_{bx}^{in}}{k_{bx_eq}} M_{x_1}$
momento fletor em torno do eixo y	$M_{y_1}^{b} = \frac{k_{by}^{b}}{k_{by_eq}} M_{y_1}$	$M_{y_1}^{in} = \frac{k_{by}^{in}}{k_{by_eq}} M_{y_1}$
torção em torno do eixo z	$M_{z_1}^{b} = \frac{k_{t}^{b}}{k_{t_eq}} M_{z_1}$	$M_{z_1}^{in} = \frac{k_{t}^{in}}{k_{t_eq}} M_{z_1}$

Veja o APÊNDICE A para acessar as expressões das várias rigidezes usadas nas expressões da Tabela 2.5. As equações da divisão de forças e momentos, entre osso e haste, de uma dada seção situada a uma distância $s = sx\ \vec{\imath} + sy\ \vec{\jmath} + sz\ \vec{k}$ entre os centroides da seção 1 e da seção considerada são mostradas na Tabela 2.6.

Tabela 2.6. Divisão de forças e momentos, entre osso e haste, em uma dada seção situada a uma distância $s = sx\ \vec{\imath} + sy\ \vec{\jmath} + sz\ \vec{k}$ entre os centroides da seção 1 e da seção considerada.

componentes	osso	haste
força cortante eixo x	$V_{x}^{b} = V_{x_1}^{b}$	$V_{x}^{in} = V_{x_1}^{in}$
força cortante eixo y	$V_{y}^{b} = V_{y_1}^{b}$	$V_{y}^{in} = V_{y_1}^{in}$
força axial eixo z	$V_{z}^{b} = V_{z_1}^{b}$	$V_{z}^{in} = V_{z_1}^{in}$
momento fletor em torno do eixo x	$M_{x}^{b} = sy \cdot V_{z_1}^{b} - sz \cdot V_{y_1}^{b} + M_{x_1}^{b}$	$M_{x}^{in} = sy \cdot V_{z_1}^{in} - sz \cdot V_{y_1}^{in} + M_{x_1}^{in}$
momento fletor em torno do eixo y	$M_{y}^{b} = sz \cdot V_{x_1}^{b} - sx \cdot V_{z_1}^{b} + M_{y_1}^{b}$	$M_{y}^{in} = sz \cdot V_{x_1}^{in} - sx \cdot V_{z_1}^{in} + M_{y_1}^{in}$
torção em torno do eixo z	$M_{z}^{b} = sx \cdot V_{y_1}^{b} - sy \cdot V_{x_1}^{b} + M_{z_1}^{b}$	$M_{z}^{in} = sx \cdot V_{y_1}^{in} - sy \cdot V_{x_1}^{in} + M_{z_1}^{in}$

Os resultados da Tabela 2.6 geram as equações (6) para o osso e (7) para a haste, onde utiliza-se os índices *b* para osso e *in* para haste intramedular, para uma seção considerada.

$$P_{eq}^{b} = V_x^b\ \vec{\imath} + V_y^b\ \vec{\jmath} + V_z^b\ \vec{k} \qquad M_{eq}^{b} = M_x^b\ \vec{\imath} + M_y^b\ \vec{\jmath} + M_z^b\ \vec{k} \tag{6}$$

$$P_{eq}^{in} = V_x^{in}\ \vec{\imath} + V_y^{in}\ \vec{\jmath} + V_z^{in}\ \vec{k} \qquad M_{eq}^{c} = M_x^{in}\ \vec{\imath} + M_y^{in}\ \vec{\jmath} + M_z^{in}\ \vec{k} \tag{7}$$

Os modelos analíticos tipo teórico (variações I, II, III e IV) utilizam os raios conforme cálculo da equação (1). Para a haste, foi considerado o módulo de elasticidade E^{in} do material aço inoxidável ou titânio. Para o osso cortical foi considerado um módulo de elasticidade E^{b}. Foram geradas oito memórias de cálculo, cujo um exemplo encontra-se no APÊNDICE B, para a variação I.

2.5.2 Análise de Tensões

A análise de tensões realizada visa estimar o estado de tensões no osso e na haste, em função da divisão de carregamento destas partes. Foram calculadas as tensões ao longo do perímetro externo das seções 3 e 5. O sentido de leitura dos modelos analítico e numérico, é anti-horário no plano XY com início (em 0°, eixo *x* positivo). Para osso cortical, foram observadas as tensões normais longitudinais e, para haste, as tensões de von Mises.

$$\sigma_{z_axial}^{b} = \frac{V_z^b}{A^b} \qquad \sigma_{z_axial}^{in} = \frac{V_z^{in}}{A^{in}} \tag{8}$$

$$\sigma_{z_{flexão}}^{b}(x,y) = \frac{M_x^b}{I_x^b}\mathrm{y} - \frac{M_y^b}{I_y^b}\mathrm{x} \qquad \sigma_{z_{flexão}}^{in}(x,y) = \frac{M_x^{in}}{I_x^{in}}\mathrm{y} - \frac{M_y^{in}}{I_y^{in}}\mathrm{x} \tag{9}$$

$$\tau_{torção}^{b}(\rho^b) = \frac{M_z^b \rho^b}{J^b} \qquad \tau_{torção}^{in}(x,y) = \frac{M_z^{in}\rho^{in}(x,y)}{J^{in}} \qquad \text{onde,} \quad \rho^{in}(x,y) = \sqrt{x^2+y^2} \tag{10}$$

$$\tau_{cis}^{b}(x) = \frac{V_x^b Q_y^b(x)}{I_y^b t_y^b(x)} \qquad \tau_{cis}^{b}(y) = \frac{V_y^b Q_x^b(y)}{I_x^b t_x^b(y)} \tag{11.a}$$

$$\tau_{cis}^{in}(x) = \frac{V_x^{in} Q_y^{in}(x)}{I_y^{in} t_y^{in}(x)} \qquad \tau_{cis}^{in}(y) = \frac{V_y^{in} Q_x^{in}(y)}{I_x^{in} t_x^{in}(y)} \tag{11.b}$$

$$\sigma_{eq}(x,y) = [(\sigma_z^{in}(x,y))^2 + 3(\tau^{in}(x,y))^2]^{1/2} \tag{12}$$

onde, $\sigma_z^{in}(x,y) = \sigma_{z_{axial}}^{in} + \sigma_{z_{flexão}}^{in}(x,y)$ e $\tau^{in}(x,y) = \rho^{in}(x,y)$

Os resultados, tanto para a divisão de carregamentos, equações (2)-(7), quanto para a distribuição de tensões, equações (8)-(12), estão disponíveis no capítulo 4. As tensões cisalhantes, equação (11) foram consideradas desprezíveis e, portanto, não entraram nos cálculos do modelo analítico.

Capítulo 3 Modelo Numérico

O modelo numérico proposto utiliza uma geometria real de um fêmur esquerdo humano com haste intramedular bloqueada. Um software de elementos finitos, ANSYS 16.0, foi utilizado como referência para validação de performance do modelo analítico, apresentado no capítulo anterior. Todos os resultados das simulações numéricas propostas nesse capítulo estão apresentados e comentados no capítulo 4.

3.1 Objetivos

As análises numéricas têm como objetivos principais entender a divisão de forças e momentos entre as partes osso e haste intramedular, as tensões normais longitudinais e deformações elásticas desenvolvidas ao longo da diáfise femoral e a importância do material da haste no processo de modelagem mecânica do osso, quando submetido a determinado tipo de carregamento. Busca-se, ainda, avaliar as tensões equivalentes de von Mises ao longo dos parafusos proximal e distal de travamento da haste.

3.2 Caso de Carregamento

O modelo proposto considera apenas as forças atuantes na porção proximal do fêmur, não incluindo na análise os demais grupamentos musculares existentes ao longo da diáfise e porção distal. As componentes utilizadas (Fig. 3.1.a) e condição de contorno (Fig. 3.2.b) são as mesmas utilizadas pelo modelo analítico, conforme já definido no item 2.2 do capítulo anterior.

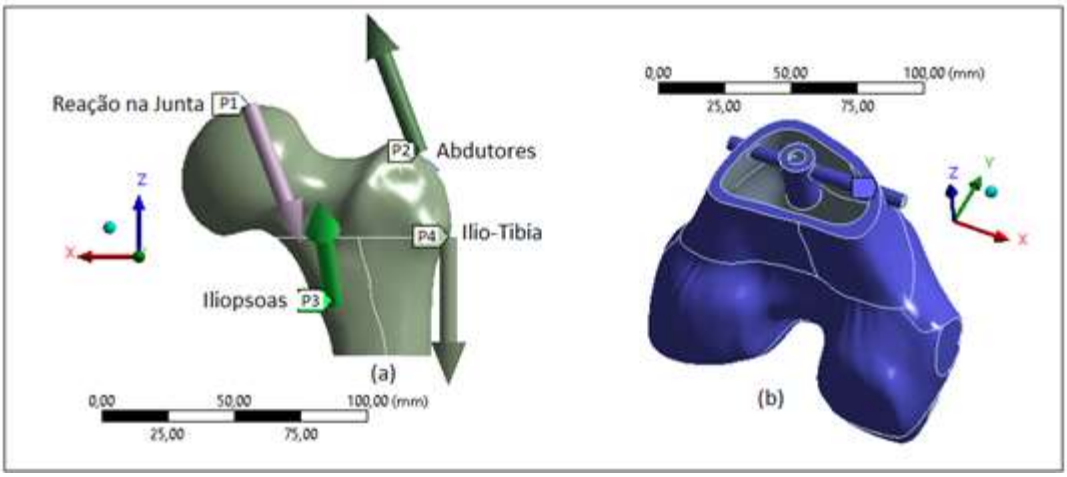


Figura 3.1 – Caso de Carregamento: (a) Forças aplicadas e (b) Bloqueio Distal.

3.3 Propriedades Mecânicas

O osso foi modelado considerando material isotrópico com comportamento linear e elástico e, com Módulo de Elasticidade E^b = 15,75 GPa, Módulo de Cisalhamento G^b = 5,94 GPa, e Coeficiente de Poisson v^b = 0,325 para a parte cortical, conforme descrito por Steiner *et al*. (2014).

Nas análises foram propostos dois modelos com dois dos materiais mais utilizados em implantes cirúrgicos de haste intramedular. O caso A assumiu a haste em liga de titânio (Ti6Al7Nb) e o caso B em aço inoxidável (ABNT ISO 5832-1). Para o caso A, a haste em liga de titânio (Ti6Al7Nb) foi modelada considerando material isotrópico com comportamento linear, elástico e, com Módulo de Elasticidade E^{in} = 105 GPa, G^{in} = 39,1 GPa, v^{in} = 0,34. Para o caso B, a haste em aço inoxidável (ABNT ISO 5832-1) também foi modelada considerando o material isotrópico, com comportamento linear e elástico e, com Módulo de Elasticidade E^{in} = 190 GPa, Módulo de Cisalhamento G^{in} = 73,07 GPa, e Coeficiente de Poisson v^{in} = 0,3. As Figuras 3.2, 3.3 e 3.4 mostram as propriedades mecânicas inseridas diretamente no módulo Workbench do ANSYS.

Properties of Outline Row 8: Osso Cortical

	A	B	C	D	E
1	Property	Value	Unit		
2	Density	1900	kg m^-3		
3	Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion				
6	Isotropic Elasticity				
7	Derive from	Young's M...			
8	Young's Modulus	1,575E+10	Pa		
9	Poisson's Ratio	0,325			
10	Bulk Modulus	1,5E+10	Pa		
11	Shear Modulus	5,9434E+09	Pa		

Figura 3.2 – Propriedades Mecânicas – Osso Cortical.

Properties of Outline Row 9: Liga Titânio Ti6Al7Nb

	A	B	C	D	E
1	Property	Value	Unit		
2	Density	4620	kg m^-3		
3	Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion				
6	Isotropic Elasticity				
7	Derive from	Young's M...			
8	Young's Modulus	1,05E+11	Pa		
9	Poisson's Ratio	0,34			
10	Bulk Modulus	1,0938E+11	Pa		
11	Shear Modulus	3,9179E+10	Pa		

Figura 3.3 – Propriedades Mecânicas – Haste e Parafusos em Liga de Titânio (Ti6Al7Nb).

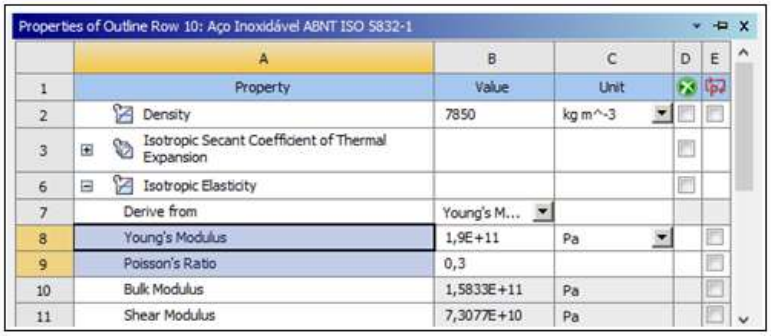


Figura 3.4 – Propriedades Mecânicas – Haste de aço inoxidável (ABNT ISO 5832-1).

Além das propriedades mecânicas mostrados nas Figuras de 3.2 a 3.4, também foram consideradas nas análises de tensões, o limite de escoamento e de resistência mecânica mostrados na Tabela 3.1. Os valores apresentados para o material em aço inoxidável são os valores mínimos exigidos pela norma ISO 5832-1, para o processo de forjamento a frio, Schmitt (2016). Os valores apresentados para a liga de Titânio foram referenciados por Zepon *et. al* (2012).

Tabela 3.1 – Propriedades Mecânicas de Materiais.

Propriedades Mecânicas	Limite de Escoamento (MPa)	Limite de Resistência (MPa)
Titânio (Ti6Al7Nb)	795	860
Aço Inox (ISO 5832-1)	690 (*)	860 (*)

(*) Valores mínimos exigidos por Norma

3.4 Geometria

O modelo numérico analisado utiliza uma geometria real (Fig. 3.5) de osso para um fêmur esquerdo de indivíduo de aproximados setenta quilos de massa corporal, utilizado por Vignoli e Kenedi (2015), com adaptação reta do modelo de haste intramedular 936.077 (Ø10 X 340), fabricante NEOORTHO, modelada diretamente no módulo Space Claim do ANSYS 16.0. Os parafusos proximal e distal também foram modelados com os respectivos diâmetros comerciais, não sendo replicadas as respectivas extremidades e roscas de fixação.

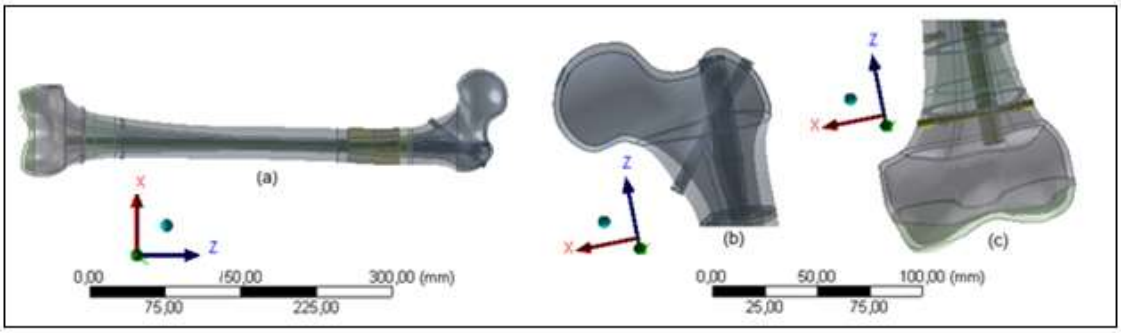


Figura 3.5– Geometria do Modelo Numérico: (a) Conjunto Osso-Haste; Travamento da haste com parafuso: (b) Proximal e (c) Distal.

Somente a porção cortical de osso foi considerada nas análises, uma vez que a porção trabecular localiza-se nas extremidades e o alvo desse estudo encontra-se predominantemente na região diafisária. Para viabilizar a utilização do modelo analítico, foram extraídas as seções mais importantes dos troncos de osso-haste. Dados de áreas e coordenadas de centroides de cinco seções transversais utilizadas no modelo analítico podem ser vistas no APÊNDICE C.

3.5 Contatos e Malha

Para simular uma situação real de osteointegração ao final do processo de estabilização da fratura óssea, todas as superfícies de contato entre as partes osso, haste e parafusos foram modeladas como *BONDED*, com formulação de Restrição Cinemática de Múltiplos Pontos (MPC), conforme mostrado na Fig. 3.6. A formulação MPC foi escolhida porque elimina os graus de liberdade nos nós da superfície de contato entre as partes CONTATO e ALVO, através das equações de restrição. O cálculo da rigidez de contato não é requerido e os graus de liberdade das deformações rotacionais e translacionais são contabilizados, Cunningham (2014).

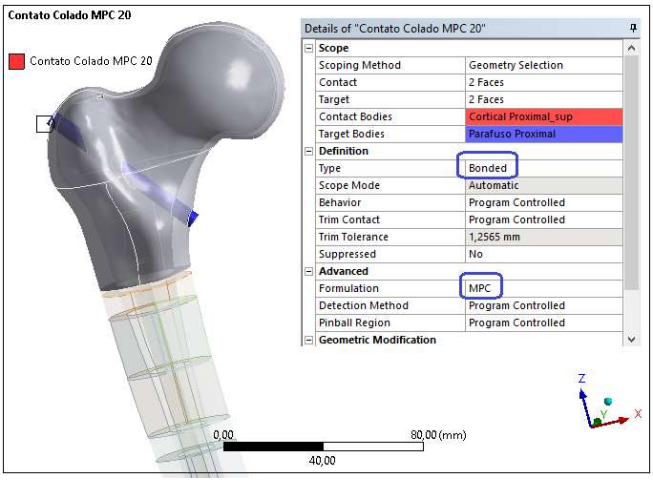


Figura 3.6 – Contato Colado MPC 20 - Cortical Proximal com Parafuso Proximal.

Foi utilizado o módulo “programa controlado”, do ANSYS 16.0, para gerar uma malha de 2,0 mm para as geometrias de osso e haste, em um total de 192109 elementos sólidos (SOLID186 e SOLID187) e de contato (CONTA174 e TARGE170), bem como 342343 nós, conforme mostrado na Fig. 3.7.

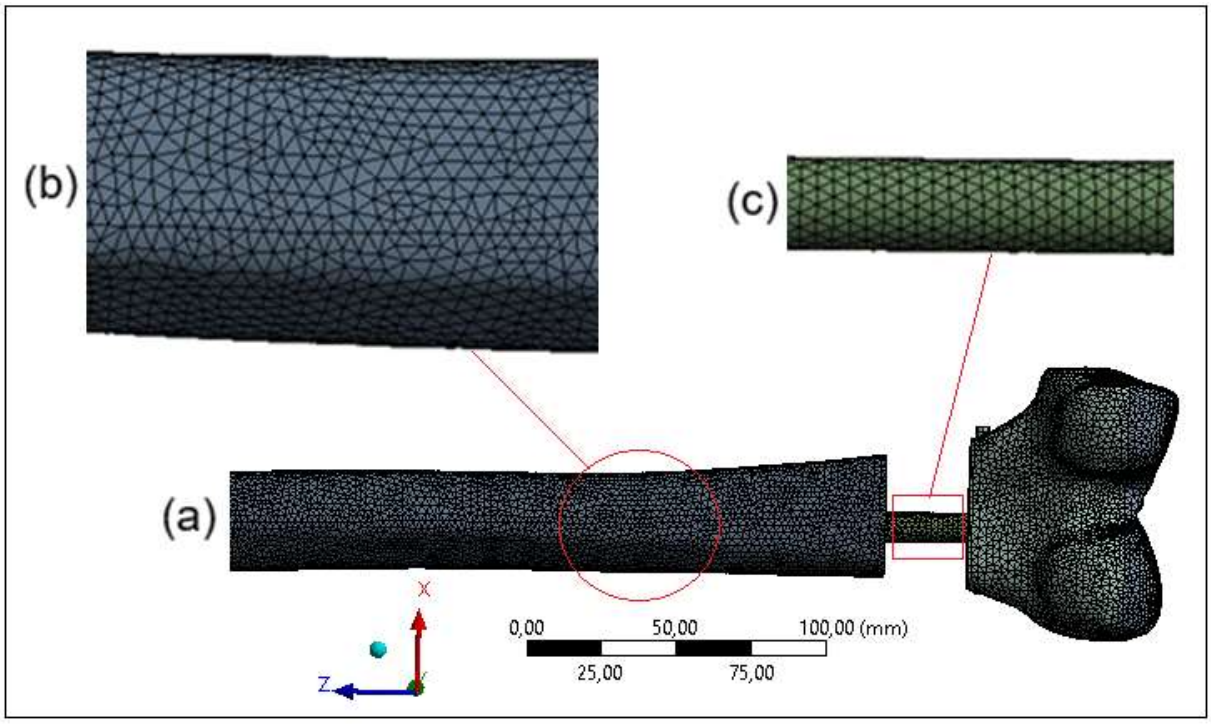


Figura 3.7– (a) Vista Cortical Posterior Femoral com Corte e Detalhe de Malha: (b) Osso e (c) Haste.

O elemento SOLID186 é um elemento sólido estrutural homogêneo de ordem superior, com 3 graus de liberdade por nó e quadrático, possuindo 20 nós distribuídos. Já o elemento SOLID187 é um elemento sólido com 10 nós e 6 graus de liberdade por nó, possuindo 10 nós distribuídos. Ambos aceitam malhas irregulares, tal qual a do osso analisado, possibilitando aplicação de forças em qualquer direção, adaptando-se à geometria do modelo.

O elemento alvo TARGE 170 é utilizado para representar várias superfícies do tipo “TARGE” para contato com os elementos de contato CONTA 173, 174, 175, 176 e 177. Aceita bem a imposição de deslocamentos translacionais e rotacionais, bem como forças e momentos aplicados no elemento alvo TARGE.

3.6 Análises Numéricas

As análises numéricas se concentraram em duas seções escolhidas do fêmur, sendo uma delas na seção medial (seção 3), por ser a seção de maior incidência de fraturas, e a outra em seção distal (seção 5), por ser a mais afastada do ponto de aplicação das forças e, consequentemente, onde concentram-se os maiores momentos de flexão. A Fig. 3.8 mostra uma vista anterior do modelo numérico, limitando a diáfise femoral entre as seções 1 e 5.

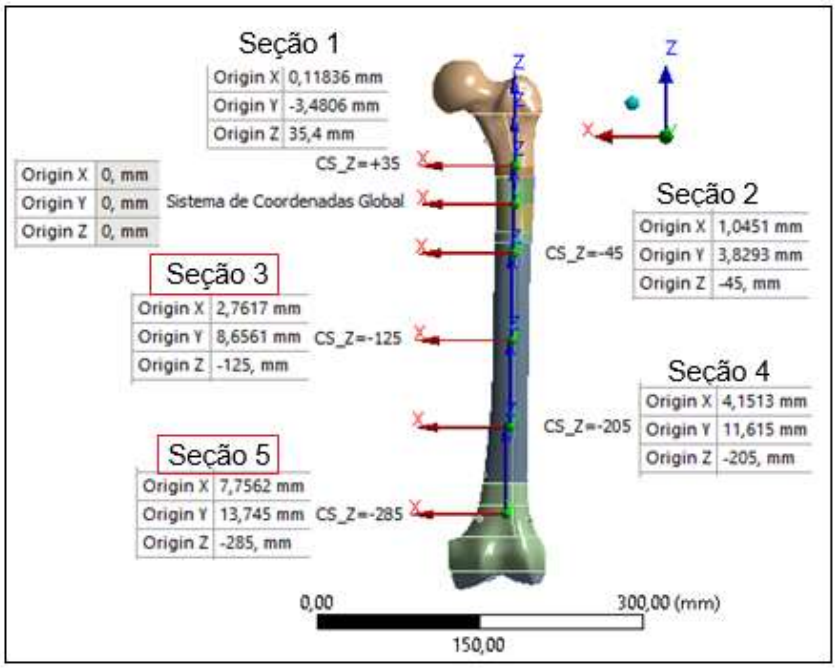


Figura 3.8 – Modelo Numérico do Fêmur e Coordenadas dos Centroides das Seções.

3.6.1 Divisão de Forças e Momentos

A divisão de carregamento visa calcular as componentes de força e de momento atuantes no centroide de cada uma das partes osso e haste, para as seções 3 e 5. Detalhes de cada uma das seções, tais como áreas e coordenadas de centroides, podem ser vistos no APÊNDICE C.

3.6.2 Tensões Normais Longitudinais

As análises das tensões normais longitudinais são realizadas nos perímetros externos das partes osso e haste, na diáfise medial (seção 3) e na porção distal (seção 5), adotado o sentido de leitura anti-horário ao longo do perímetro, com início no eixo *x* positivo, como o exemplo mostrado na Fig. 3.9.

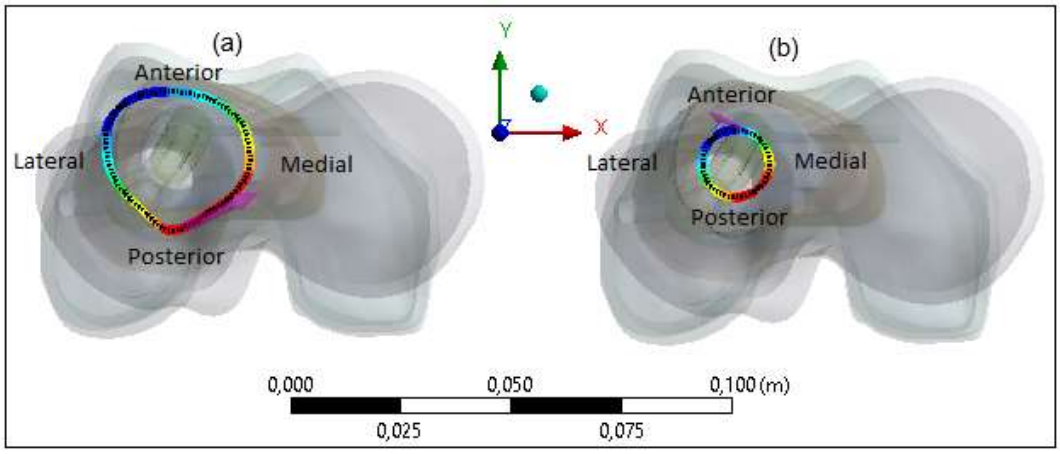


Figura 3.9 – Perímetros externos das seções: (a) Osso cortical e (b) Haste Intramedular.

Os perfis da distribuição de tensões podem ser vistos nas figuras e nos gráficos do capítulo 4.

3.6.3 Tensões de von Mises nos Parafusos

Para verificar a integridade dos parafusos de fixação, foi realizada uma verificação das tensões equivalentes de von Mises ao longo dos parafusos proximal e distal. A Fig. 3.10 facilita o entendimento das posições de inserção dos parafusos na haste. Os resultados estão disponíveis no APÊNDICE D.

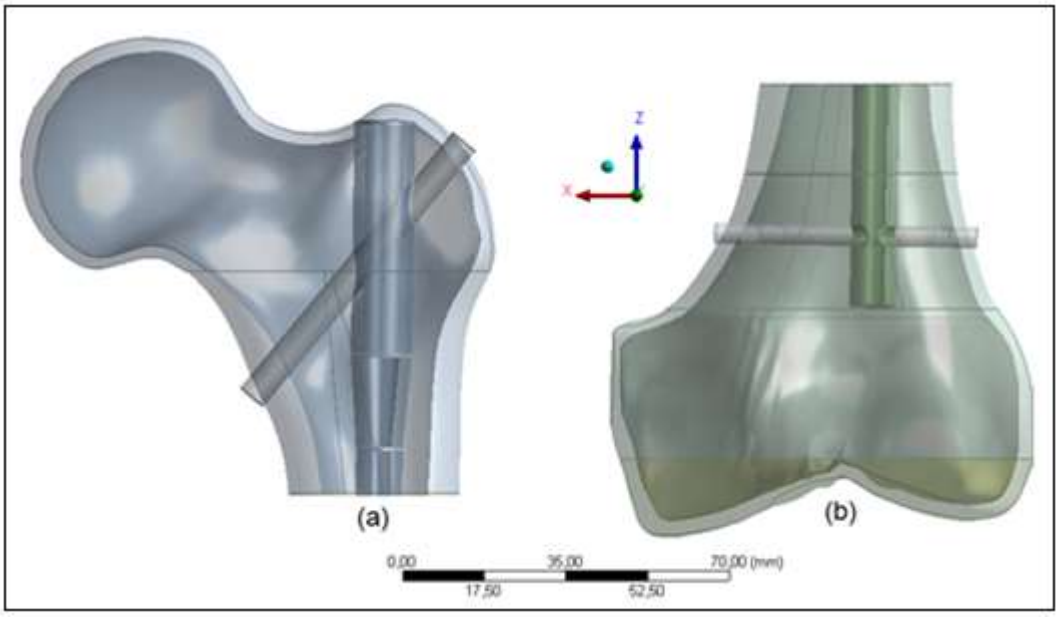


Figura 3.10 – Vista Interna Proximal Femoral com Haste e Parafusos: (a) Proximal e (b) Distal.

3.6.4 As Deformações e as Janelas de Frost

O cálculo das deformações elásticas desenvolvidas no osso objetiva o entendimento da importância das rigidezes das partes osso e haste no processo de modelagem mecânica óssea. Foi escolhida a seção mais próxima da porção distal (seção 5; Z = -285 mm) por ser a de maior carregamento (mesma forças que outras seções, mas com momentos maiores). As deformações elásticas são calculadas nos entornos dos perímetros externos das partes do osso e da haste. Utilizam-se como referência as quatro janelas de uso mecânico definidas pela Teoria Mecanostática de Frost, adaptadas por Duncan e Turner (1995), mostrada esquematicamente na Fig. 1.9.

Os resultados da análise numérica estão expostos no capítulo 4.

Capítulo 4 Resultados e Discussões

Neste capítulo, os resultados das análises analítica e numérica são apresentados, comparados e discutidos.

Tomando como passo inicial a divisão de carregamento entre as partes osso e haste, pode-se seguir pelo cálculo de alguns exemplos de distribuição de tensões e de deformações longitudinais em determinadas seções transversais do osso. Variando o material da haste (Titânio ou Aço Inox), o método de medição da geometria das seções (teórico ou medido) e, até mesmo, refinando longitudinalmente o modelo analítico desenvolvido (2 cilindros ou 4 cilindros), é possível avaliar quais das variações do modelo analítico proposto apresentam melhor performance de resultados, ao ser comparados com o modelo numérico FE.

Na sequência, uma análise das tensões normais nos perímetros das seções 3 e 5 da diáfise femoral avalia a convergência entre os modelos analítico e numérico FE.

Utiliza-se, ainda, o modelo numérico para realizar uma análise das tensões equivalentes de von Mises nos parafusos de fixação proximal e distal. A avaliação das deformações elásticas no osso é realizada, e comparada com as previsões da Teoria Mecanostática de Frost.

4.1 Divisão de Carregamento

Os resultados do modelo numérico da divisão de carregamentos entre osso e haste, para duas seções transversais (seções 3 e 5) são mostradas: nas Figuras 4.1 e 4.2, para osso e haste de titânio, respectivamente as forças e os momentos; e nas Figuras 4.3 e 4.4, para osso e haste de aço inox, respectivamente as forças e os momentos.

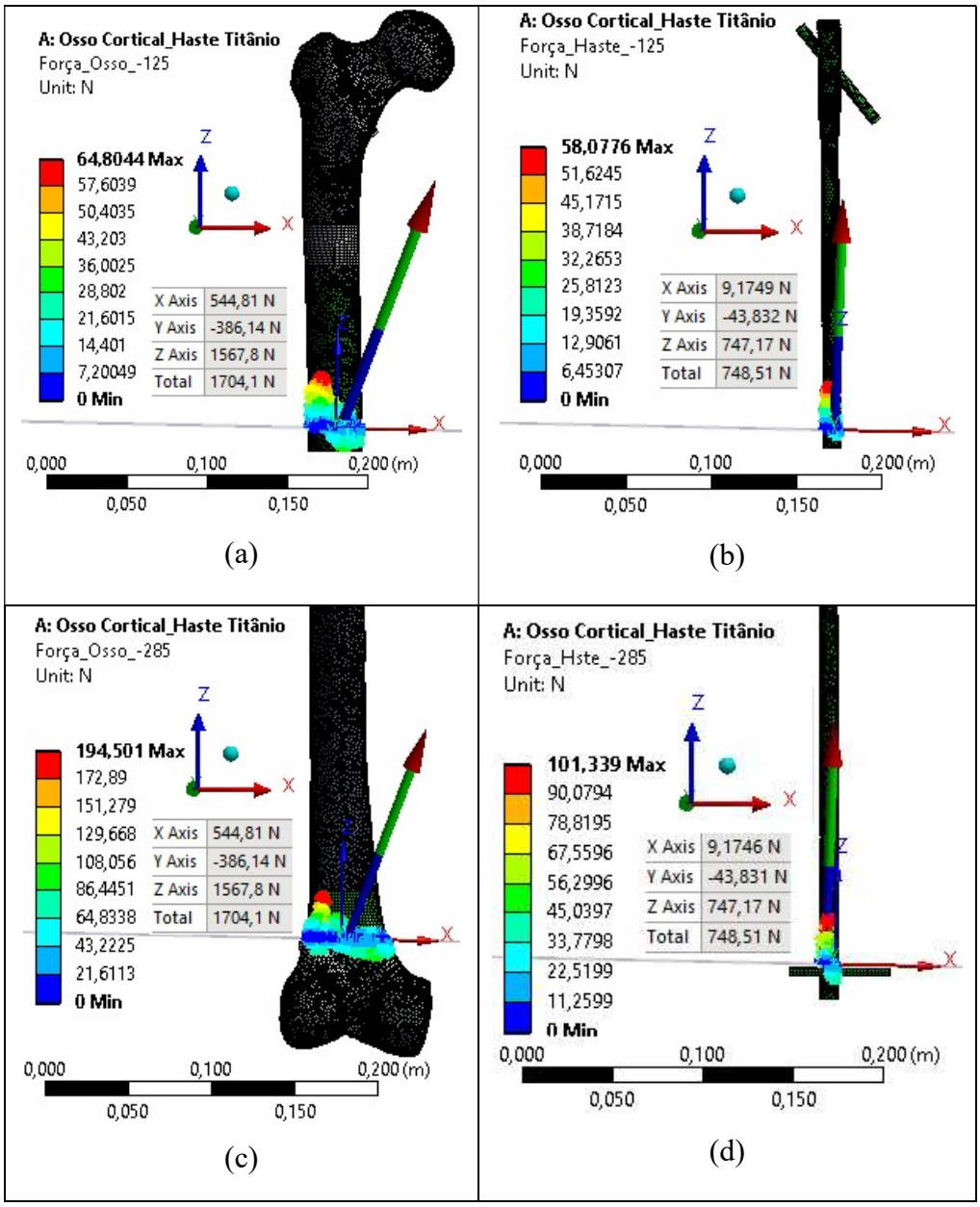


Figura 4.1 – Resultados de forças em um conjunto osso – haste de titânio. Na seção 3: (a) no osso, (b) na haste. Na seção 5: (c) no osso, (d) na haste.

Na Fig. 4.1 observa-se que, para o Caso A (Haste em Titânio), que para o carregamento vertical V_z, 68% deste foi transferido para o osso e 32% transferido para a haste. Já as componentes transversais V_x e V_y, observou-se diferenças consideráveis em torno de uma ordem de grandeza, sendo 98% para osso e 2% para haste na componente V_x e 90% para osso e 10% para haste na componente V_y. Referente à força resultante experimentada por cada uma das partes, observa-se uma divisão de 69% para osso e 31% para haste.

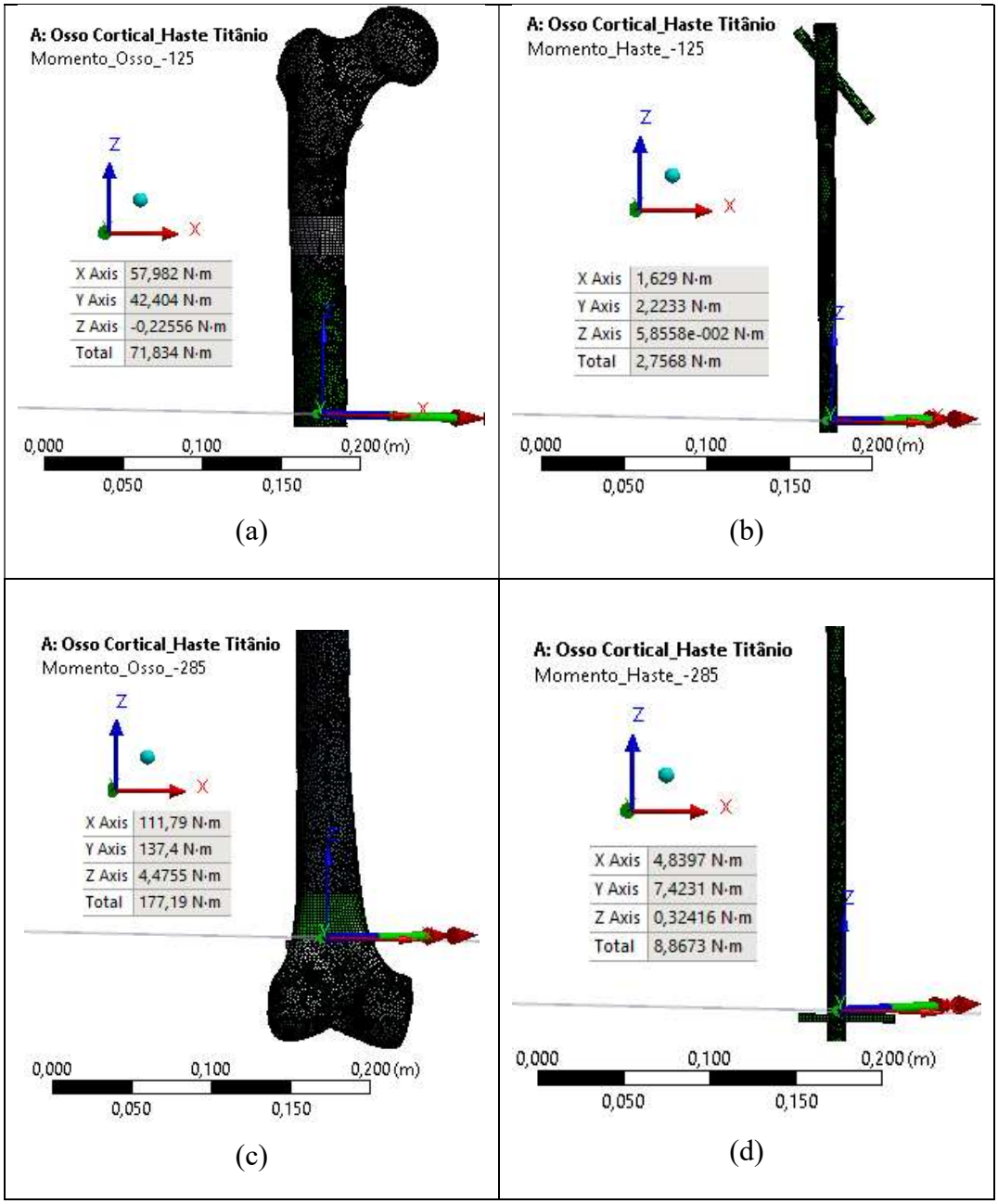


Figura 4.2 – Resultados de momentos em um conjunto osso – haste de titânio. Na seção 3: (a) no osso, (b) na haste, na seção 5: (c) no osso, (d) na haste.

Na Fig. 4.2 observa-se que a divisão dos momentos experimentados pelo osso e pela haste foi bastante desigual, para ambas as seções, e que há um aumento desses momentos, da região medial diafisária (seção 3) para a região distal (seção 5).

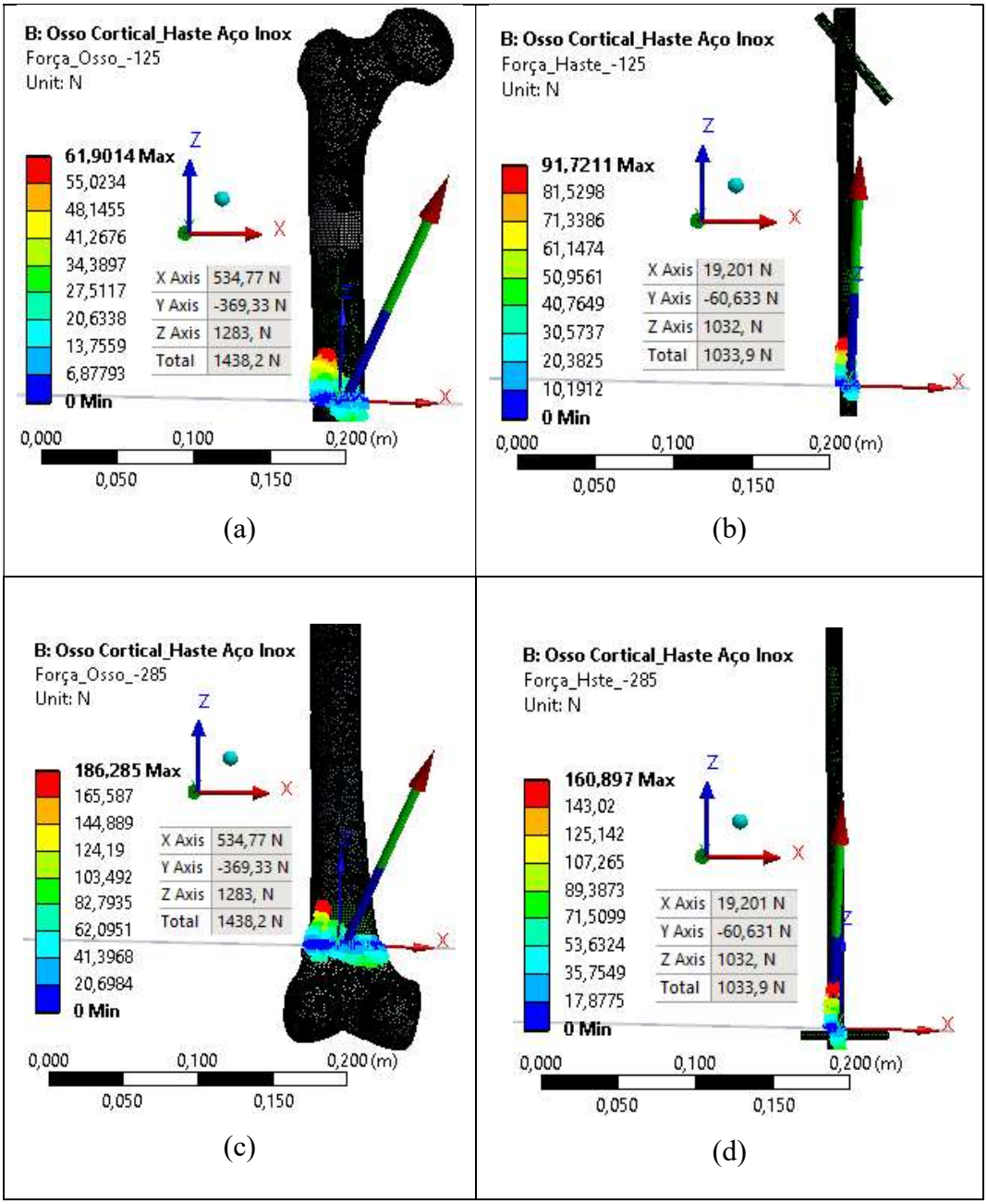


Figura 4.3 – Resultados de forças em um conjunto osso – haste de aço inox. Na seção 3: (a) no osso, (b) na haste. Na seção 5: (c) no osso, (d) na haste.

Na Fig. 4.3 observa-se que, ao substituir o material da haste, a divisão de carregamento para a componente vertical V_z do Caso B (Haste em Aço Inox) foi bastante equilibrada, sendo 55% transferido para o osso e 45% transferido para a haste. Já as componentes transversais V_x e V_y, observou-se diferença considerável em torno de uma ordem de grandeza para a componente V_x, sendo 97% para osso e 3% para haste. Para a componente V_y, a divisão foi de 86% para osso e 14% para haste. Referente à força resultante experimentada por cada uma das partes, observa-se uma divisão de 58% para osso e 42% para haste.

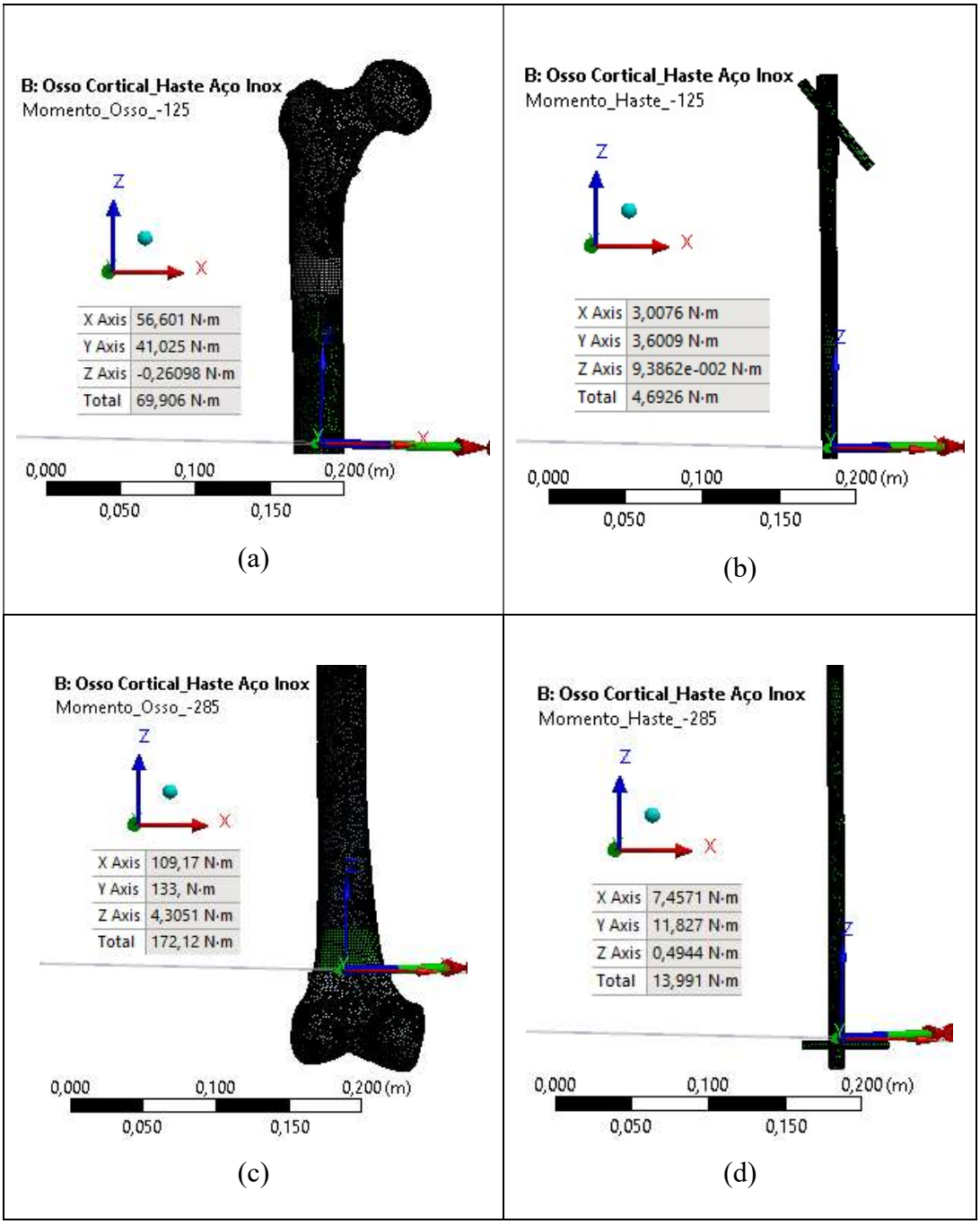


Figura 4.4 – Resultados de momentos em um conjunto osso – haste de aço inox. Na seção 3: (a) no osso, (b) na haste, na seção 5: (c) no osso, (d) na haste.

Se comparados os casos A (Haste em Titânio – Fig. 4.2) e B (Haste em Aço Inox – Fig. 4.4), observa-se que houve um sensível aumento do momento experimentado pela haste em aço inox, devido à sua maior rigidez, com consequente diminuição de momento experimentado pelo osso.

As Tabelas 4.1 e 4.2 resumem os resultados da divisão de forças e momentos calculada pelos modelos analítico e numérico. A variável REF representa a relação entre os resultados dos modelos (Analítico/Numérico), sendo o valor unitário representativo para convergência máxima. As Tabelas 4.3 e 4.4, mostram, em detalhes, a influência do material da haste na divisão de carregamento entre as partes e, as Tabelas 4.5 e 4.6 mostram, em detalhes, a relação entre os dois métodos de utilização da geometria da seção transversal (teórico ou medido) no modelo analítico.

Tabela 4.1 – Divisão de Carregamento entre osso e haste (seção 3; Z=-125 mm).

Seção 3 (Z=-125mm)			Osso Cortical						Haste Intramedular					
Modelo Analítico			Forças (N)			Momentos (N.m)			Forças (N)			Momentos (N.m)		
			Vx	Vy	Vz	Mx	My	Mz	Vx	Vy	Vz	Mx	My	Mz
teórico	I	2 cilindros - Ti	-547,7	429,39	-1470	-67,55	-44,55	-0,91	-6,29	0,61	-845,76	8,48	-0,55	0,28
		REF =	1,01	1,11	0,94	1,16	1,05	3,96	0,69	0,01	1,13	5,20	0,25	4,67
	II	4 cilindros - Ti	-543,6	-423,5	-1400	-67,41	-44,39	-0,92	-8,37	6,5	-918,1	8,19	-0,63	0,31
		REF =	1,00	1,10	0,89	1,16	1,05	4,00	0,91	0,15	1,23	5,02	0,29	5,17
	III	2 cilindros - Inox	-542,7	421,24	-1130	-70,04	-44,31	-1,09	-11,28	8,76	-1180	10,29	-0,4	0,48
		REF =	1,01	1,14	0,88	1,24	1,08	4,19	0,59	0,14	1,14	3,43	0,11	5,33
	IV	4 cilindros - Inox	-539,0	418,4	-1060,0	-70,3	-44,2	-1,1	-15,0	11,6	-1260,0	10,4	-0,8	0,6
		REF =	1,01	1,13	0,83	1,24	1,08	4,38	0,78	0,19	1,22	3,48	0,21	6,11
medido	V	2 cilindros - Ti	-546	425,26	-1300	-68,92	-43,66	-0,95	-8,02	4,74	-1020,0	9,5	-1,25	0,33
		REF =	1,00	1,10	0,83	1,19	1,03	4,13	0,87	0,11	1,37	5,83	0,57	5,50
	VI	4 cilindros - Ti	-544,5	424,11	-1330	-68,21	-43,81	-0,96	-9,55	5,89	-986,93	8,86	-1,13	0,34
		REF =	1,00	1,10	0,85	1,18	1,03	4,17	1,04	0,13	1,32	5,44	0,51	5,67
	VII	2 cilindros - Inox	-539,7	421,49	-957,7	-72,03	-43,15	-1,2	-14,35	8,51	-1360	11,92	-1,36	0,6
		REF =	1,01	1,14	0,75	1,27	1,05	4,62	0,75	0,14	1,32	3,97	0,38	6,67
	VIII	4 cilindros - Inox	-537	419,47	-987,3	-71,1	-43,32	-1,2	-17,05	10,53	-1330	11,05	-1,23	0,61
		REF =	1,00	1,14	0,77	1,26	1,06	4,62	0,89	0,17	1,29	3,68	0,34	6,78
Modelo Numérico FE			Forças (N)			Momentos (N.m)			Forças (N)			Momentos (N.m)		
			Vx	Vy	Vz	Mx	My	Mz	Vx	Vy	Vz	Mx	My	Mz
CASO A		Osso + Haste Ti	544,81	-386,1	1567,8	58	42,4	-0,23	9,17	-43,83	747,17	1,63	2,2	0,06
CASO B		Osso + Haste Inox	534,7	-369,3	1283	56,6	41	-0,26	19,2	-60,63	1032	3,0	3,6	0,09

Tabela 4.2 – Divisão de Carregamento entre osso e haste (seção 5; Z=-285 mm).

Seção 5 (Z=-285mm)			Osso Cortical						Haste Intramedular					
Modelo Analítico			Forças (N)			Momentos (N.m)			Forças (N)			Momentos (N.m)		
			Vx	Vy	Vz	Mx	My	Mz	Vx	Vy	Vz	Mx	My	Mz
teórico	I	2 cilindros - Ti	-547,7	429,39	-1470	-135,8	-142,9	-4,21	-6,29	0,61	-845,76	-0,59	-3,92	0,21
		REF =	1,01	1,11	0,94	1,21	1,04	0,94	0,69	0,01	1,13	0,12	0,53	0,66
	II	4 cilindros - Ti	-543,6	-423,5	-1400	-134,7	-141,9	-4,18	-8,37	6,5	-918,1	-0,81	-4,54	0,21
		REF =	1,00	1,10	0,89	1,20	1,03	0,93	0,91	0,15	1,23	0,17	0,61	0,66
	III	2 cilindros - Inox	-542,7	421,24	-1130	-137,1	-139,4	-4,34	-11,28	8,76	-1180	4,44	-5,51	0,35
		REF =	1,01	1,14	0,88	1,26	1,05	1,01	0,59	0,14	1,14	0,59	0,47	0,70
	IV	4 cilindros - Inox	-539,0	418,4	-1060,0	-136,9	-138,1	-4,36	-15,0	11,6	-1260,0	5,37	-6,38	0,37
		REF =	1,01	1,13	0,83	1,25	1,04	1,01	0,78	0,19	1,22	0,72	0,54	0,74
medido	V	2 cilindros - Ti	-546	425,26	-1300	-136,5	-140,5	-4,23	-8,02	4,74	-1020,0	1,88	-5,37	0,24
		REF =	1,00	1,10	0,83	1,22	1,02	0,94	0,87	0,11	1,37	0,39	0,73	0,75
	VI	4 cilindros - Ti	-544,5	424,11	-1330	-135,6	-140,6	-4,22	-9,55	5,89	-986,93	1,02	-5,42	0,23
		REF =	1,00	1,10	0,85	1,21	1,02	0,94	1,04	0,13	1,32	0,21	0,73	0,72
	VII	2 cilindros - Inox	-539,7	421,49	-957,7	-139,2	-136,5	-4,44	-14,35	8,51	-1360	8,57	-7,45	0,43
		REF =	1,01	1,14	0,75	1,27	1,03	1,03	0,75	0,14	1,32	1,14	0,63	0,86
	VIII	4 cilindros - Inox	-537	419,47	-987,3	-137,9	-136,4	-4,43	-17,05	10,53	-1330	7,51	-7,67	0,41
		REF =	1,00	1,14	0,77	1,26	1,03	1,03	0,89	0,17	1,29	1,00	0,65	0,82
Modelo Numérico FE			Forças (N)			Momentos (N.m)			Forças (N)			Momentos (N.m)		
			Vx	Vy	Vz	Mx	My	Mz	Vx	Vy	Vz	Mx	My	Mz
CASO A		Osso + Haste Ti	544,81	-386,1	1567,8	111,8	137,4	4,5	9,17	-43,83	747,17	4,8	7,4	0,32
CASO B		Osso + Haste Inox	534,7	-369,3	1283	109,2	133	4,3	19,2	-60,63	1032	7,5	11,8	0,5

Tabela 4.3 – Influência do Material da Haste (seção 3; Z=-125 mm).

Seção 3 (Z=-125mm)		Osso Cortical						Haste Intramedular					
Modelo Analítico		Influência do Material da Haste (Relação Ti / Inox)											
		Vx	Vy	Vz	Mx	My	Mz	Vx	Vy	Vz	Mx	My	Mz
teórico	2 cilindros	1,01	1,02	1,30	0,96	1,01	0,83	0,56	0,07	0,72	0,82	1,38	0,58
	4 cilindros	1,01	1,01	1,32	0,96	1,01	0,81	0,56	0,56	0,73	0,79	0,82	0,56
medido	2 cilindros	1,01	1,01	1,36	0,96	1,01	0,79	0,56	0,56	0,75	0,80	0,92	0,55
	4 cilindros	1,01	1,01	1,35	0,96	1,01	0,80	0,56	0,56	0,74	0,80	0,92	0,56

Tabela 4.4 – Influência do Material da Haste (seção 5; Z=-285 mm).

Seção 5 (Z=-285mm)		Osso Cortical						Haste Intramedular					
Modelo Analítico		Influência do Material da Haste (Relação Ti / Inox)											
		Vx	Vy	Vz	Mx	My	Mz	Vx	Vy	Vz	Mx	My	Mz
teórico	2 cilindros	1,01	1,02	1,30	0,99	1,02	0,97	0,56	0,07	0,72	0,13	0,71	0,60
	4 cilindros	1,01	1,01	1,32	0,98	1,03	0,96	0,56	0,56	0,73	0,15	0,71	0,57
medido	2 cilindros	1,01	1,01	1,36	0,98	1,03	0,95	0,56	0,56	0,75	2,81	0,72	0,56
	4 cilindros	1,01	1,01	1,35	0,98	1,03	0,95	0,56	0,56	0,74	0,14	0,71	0,56

Tabela 4.5 – Influência do Método de Medição (seção 3; Z=-125 mm).

Seção 3 (Z=-125mm)		Osso Cortical						Haste Intramedular					
Modelo Analítico		Influência do Método de Medição (Relação teórico/medido)											
		Vx	Vy	Vz	Mx	My	Mz	Vx	Vy	Vz	Mx	My	Mz
Titânio	2 cilindros	1,00	1,01	1,13	0,98	1,02	0,96	0,78	0,13	0,83	0,89	0,44	0,85
	4 cilindros	1,00	1,00	1,05	0,99	1,01	0,96	0,88	1,10	0,93	0,92	0,56	0,91
Aço Inox	2 cilindros	1,01	1,00	1,18	0,97	1,03	0,91	0,79	1,03	0,87	0,86	0,29	0,80
	4 cilindros	1,00	1,00	1,07	0,99	1,02	0,95	0,88	1,10	0,95	0,94	0,63	0,90

Tabela 4.6 – Influência do Método de Medição (seção 5; Z=-285 mm).

Seção 5 (Z=-285mm)		Osso Cortical						Haste Intramedular					
Modelo Analítico		Influência do Método de Medição (Relação teórico/medido)											
		Vx	Vy	Vz	Mx	My	Mz	Vx	Vy	Vz	Mx	My	Mz
Titânio	2 cilindros	1,00	1,01	1,13	0,99	1,02	1,00	0,78	0,13	0,83	0,31	0,73	0,88
	4 cilindros	1,00	1,00	1,05	0,99	1,01	0,99	0,88	1,10	0,93	0,79	0,84	0,91
Aço Inox	2 cilindros	1,01	1,00	1,18	0,98	1,02	0,98	0,79	1,03	0,87	0,52	0,74	0,81
	4 cilindros	1,00	1,00	1,07	0,99	1,01	0,98	0,88	1,10	0,95	0,72	0,83	0,90

Tomando como base os resultados expressos nas tabelas de 4.1 a 4.6, foi realizada uma análise. As conclusões são as seguintes:

Para a Seção 3 (z = -125 mm):

Para o osso, com relação as forças e os momentos, houve boa convergência entre os modelos analítico e numérico, exceto para a componente torcional M_z, que é em torno de duas ordens de grandeza menor que às componentes flexurais M_x e M_y. O refino do modelo analítico, de 2 cilindros para 4 cilindros, não teve significância na convergência entre os modelos analítico e numérico. O método de medição teórico obteve melhor performance apenas para a componente de força V_z. Para as demais componentes de força e momento não houve diferença significativa. A redução da rigidez da haste, ao substituir o material inox por titânio, acarretou aumento significativo da componente de força V_z em 30% a 35% e a diminuição da componente torcional M_z em 17% a 21%, no osso, sendo as demais componentes de forças e de momentos com pouca significância (de 1% a 4%).

Para a haste, apenas as componentes de força V_z dos métodos teórico (13% a 23%) e medido (29% a 37%) apresentaram boa convergência entre os modelos analítico e numérico. O refino do modelo analítico, de 2 cilindros para 4 cilindros, não teve significância na convergência entre os modelos analítico e numérico. O método de medição teórico obteve melhor performance para a componente de força V_z. Para as demais componentes de força e momento não houve diferença significativa. A redução da rigidez da haste, ao substituir o material inox por titânio, acarretou diminuição significativa das componentes (na haste) de força V_x e V_y em 44%, da componente V_z em 25% a 28%, das componentes flexurais M_x e M_y em 8% a 21% e da componente torcional M_z em 42% a 45%, não sendo expressivas as diferenças nas demais componentes de forças e de momentos.

Para a Seção 5 (z = -285mm):

Para o osso, com relação a forças e momentos, houve boa convergência entre os modelos analítico e numérico, exceto para a componente de força V_z (entre 23% e 25%) do método medido. O refino do modelo analítico, de 2 cilindros para 4 cilindros, não teve significância na convergência entre os modelos analítico e numérico. O método de medição não exerceu significância considerável nos resultados, tendo como máximas de 18% para as componentes de força V_z e 2% para demais componente de forças e de momentos. A redução da rigidez da haste, ao substituir o material inox por titânio, acarretou aumento significativo da componente de força V_z em 30% a 36% em osso, sendo as demais componentes de forças e de momentos sem significância (de 1% a 5%).

Para a haste, apenas as componentes de força V_z dos métodos teórico (13% a 23%) e medido (29% a 37%) apresentaram boa convergência entre os modelos analítico e numérico. O refino do modelo analítico, de 2 cilindros para 4 cilindros, não teve significância na convergência entre os modelos analítico e numérico. O método de medição teórico obteve melhor performance para a componente de força V_z. Para as demais componentes de força e de momento não houve diferença significativa. A redução da rigidez da haste, ao substituir o material inox por titânio, acarretou diminuição significativa das componentes (da haste) de força V_x e V_y em 44%, da componente V_z em 25% a 28%. A componente flexural M_x não mostrou um padrão de comportamento e as componentes flexural M_y e torcional M_z apresentaram redução de 28% a 29% e 40% a 44% respectivamente.

Nota-se que, quando a haste em titânio é substituída por uma de aço inoxidável, com maior módulo de elasticidade e consequentemente maior rigidez, esta passa a assumir um percentual maior de carregamento, liberando um percentual menor para o osso.

Apesar de o modelo analítico utilizado apresentar boa performance quando comparado ao modelo numérico, baseado no software comercial de elementos finitos ANSYS 16.0, há algumas áreas, como por exemplo a seção 5 (Z =-285 mm) na qual o modelo poderia apresentar um melhor desempenho ao se melhorar a descrição da geometria de seção reta do osso e aumentar a quantidade de cilindros vazados utilizados.

O modelo analítico CASO I (2 cilindros com haste em titânio) é comparado com o modelo numérico FE na divisão de carregamento entre as seções 3 (Gráfico 4.1) e 5 (Gráfico 4.2) do fêmur.

Gráfico 4.1 – Caso I - Divisão de Carregamentos entre Osso e Haste de Titânio na Seção 3: (a) Forças e (b) Momentos.

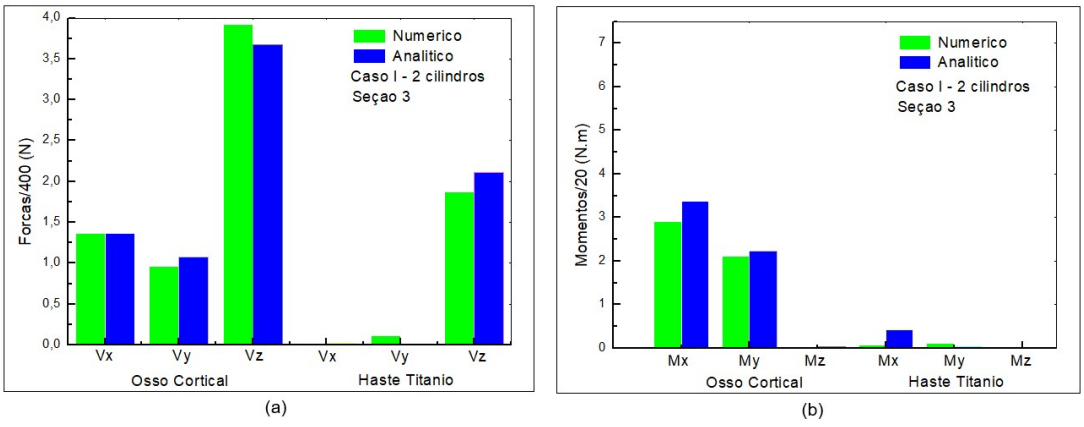
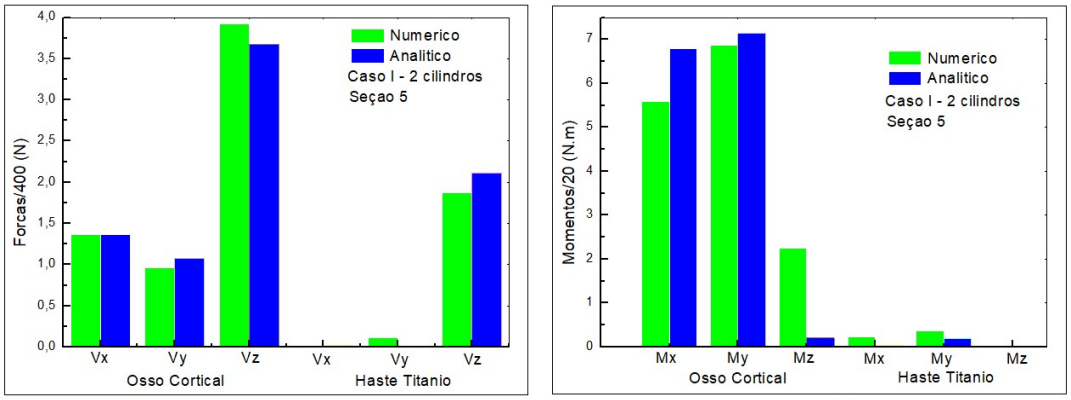


Gráfico 4.2 – Caso I - Divisão de Carregamentos entre Osso e Haste de Titânio na Seção 5: (a) Forças e (b) Momentos.



Em resumo, pode-se concluir que:

Enquanto as componentes de força mantêm-se constantes ao longo da diáfise femoral, as componentes de momento aumentam com o aumento da distância entre as forças e momentos equivalentes da seção 1 e as seções transversais analisadas. Houve boa concordância das componentes de força entre os modelos analítico e numérico, para ambas as seções (3 e 5), sendo as componentes V_x e V_y com valores em torno de 1/3 da componente V_z. Da mesma forma, houve boa performance das componentes flexurais de momento M_x e M_y para osso, exceto para a componente torcional M_z, que é em torno de duas ordens de grandeza menor que M_x ou M_y. Para a haste, com valores bem menores que os atuantes no osso, não apresentou resultados tão próximos entre os modelos analítico e numérico.

A seguir, é feita uma análise das tensões normais longitudinais desenvolvidas em função da divisão de carregamento entre as partes: osso e haste.

4.2 Análise de Tensões

Os Gráficos 4.3 e 4.4 comparam as distribuições das tensões normais longitudinais em osso, obtidas em *paths* nos perímetros das seções 3 (z = -125mm) e 5 (z = -285mm), entre o modelo analítico tipo teórico e o modelo numérico, para os materiais de haste em titânio e aço inox.

Gráfico 4.3 – Tensões Normais em Osso_ Seção 3 (z = -125 mm).

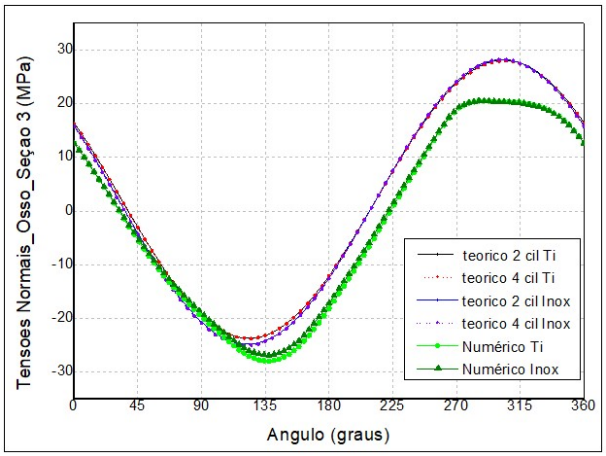
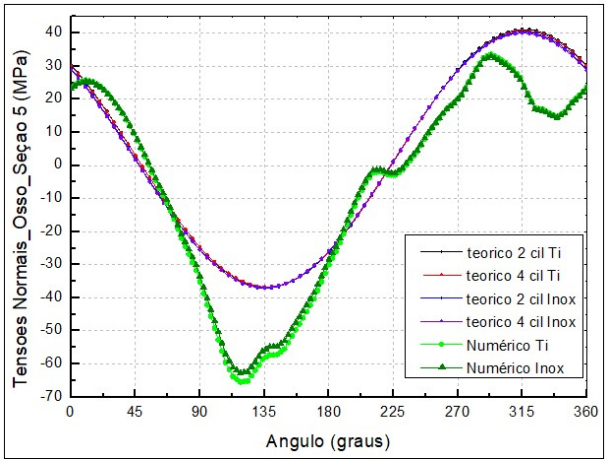


Gráfico 4.4 – Tensões Normais em Osso_ Seção 5 (z = -285 mm).



Note que na seção 3 onde a forma externa do osso não difere de forma tão acentuada de um círculo (vide, por exemplo, a Fig.2.1.c) os resultados de distribuição de tensões normais longitudinais no perímetro externo da seção transversal 3 entre os modelos analítico e numérico foram bastante similares.

Na seção 5 (vide, por exemplo, a Fig.2.1.d) a discrepância geométrica entre círculos e a forma da seção transversal é bem marcada, produzindo distribuição de tensões longitudinais bastante dissimilares, o que acarretou uma maior diferença entre os resultados dos modelos analítico e numérico.

Note o aumento das tensões, principalmente compressivas nos modelos numéricos, ao passar da seção 3 diafisária para a seção 5 distal.

As Figuras de 4.5 a 4.7 mostram os resultados obtidos pelo modelo numérico para três casos: o caso A para o conjunto osso-haste de titânio, o caso B para o conjunto osso-haste de inox e o caso C para o osso- sem haste.

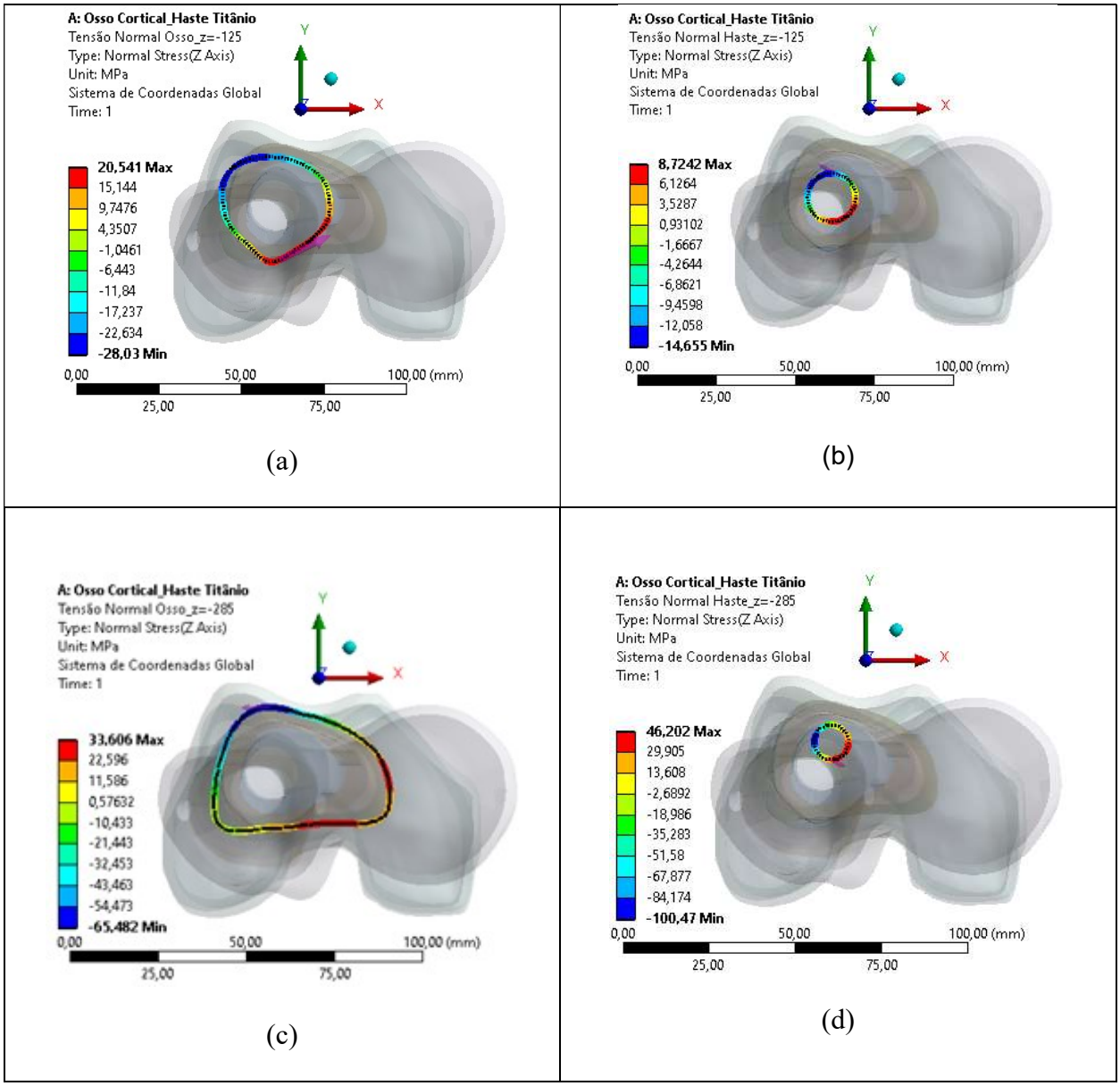


Fig. 4.5 - Distribuição das Tensões Normais em Osso e Haste (caso A – haste de titânio). Seção 3: (a) osso, (b) haste. Seção 5: (c) osso, (d) haste.

Observando a Fig. 4.5, nota-se um aumento percentual da tensão máxima trativa muito maior na haste (5,3 vezes) do que no osso (1,6 vezes), de uma seção medial (seção 3) para outra seção distal (seção 5).

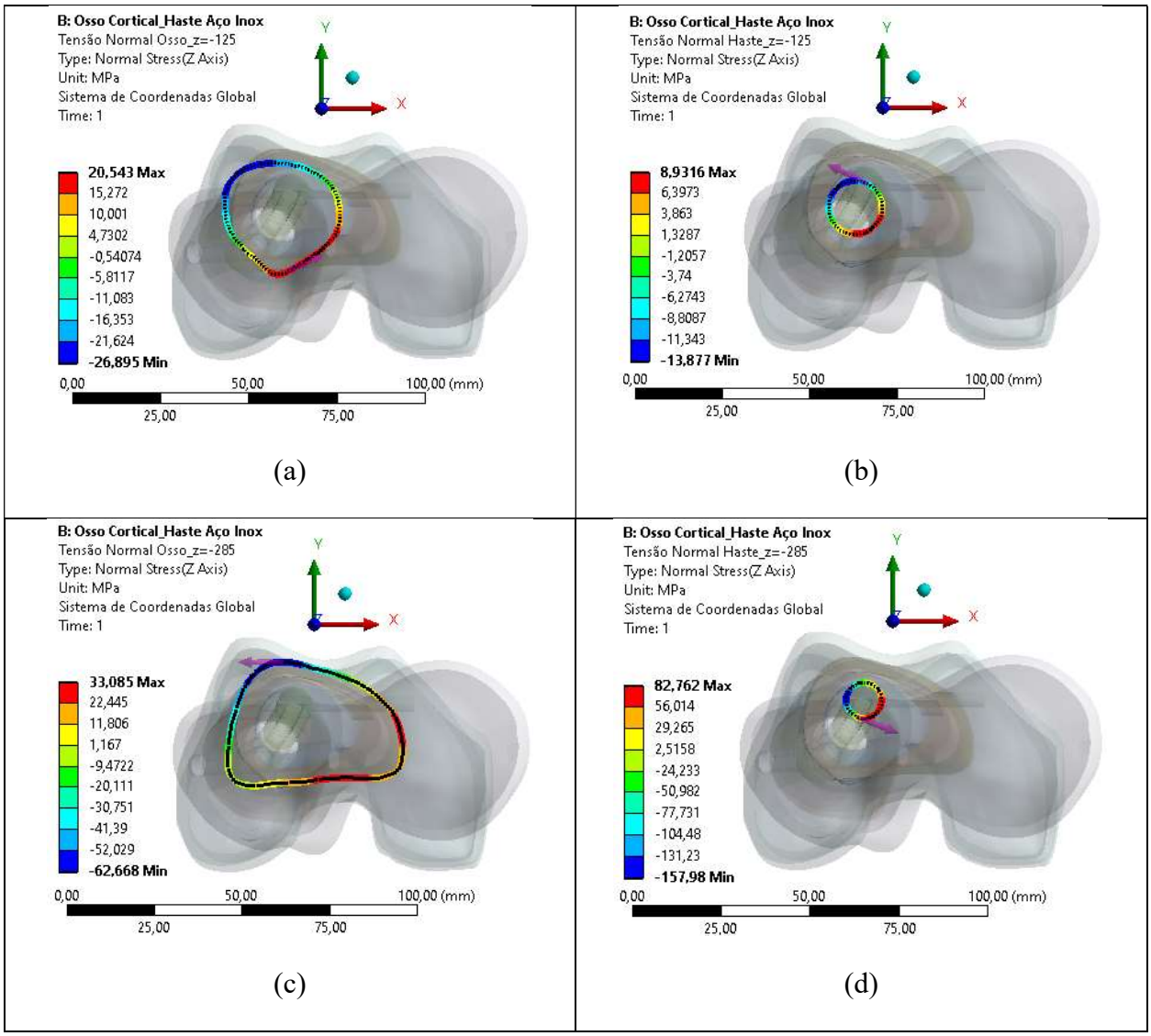


Fig. 4.6 - Distribuição das Tensões Normais em Osso e Haste (caso B – haste de inox). Seção 3: (a) osso, (b) haste. Seção 5: (c) osso, (d) haste.

Comparando-se os valores das tensões normais trativas experimentadas nos casos A (Fig. 4.5) e B (Fig. 4.6), nota-se que, na seção 5, apesar de haver um aumento considerável de tensões trativas de 79% na haste, a diminuição de tensões trativas no osso foi insignificante (1,5%). De forma análoga, pode-se dizer sobre as tensões compressivas, sendo um aumento de 57% para haste e diminuição de 4,6% no osso.

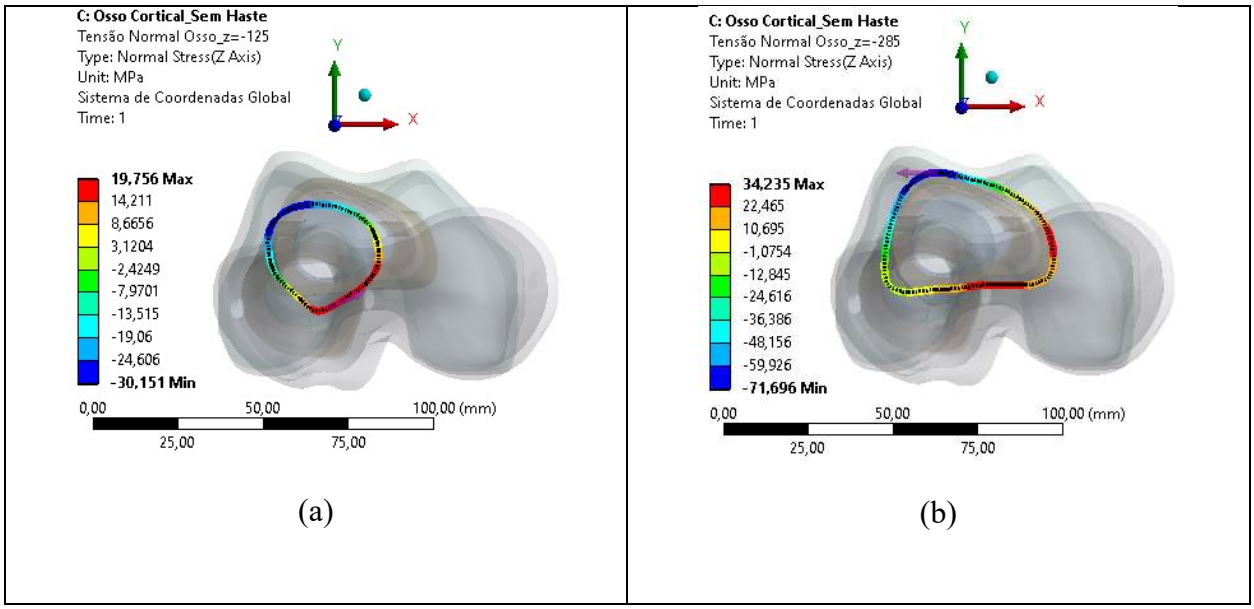


Fig. 4.7 - Distribuição das Tensões Normais em Osso e Haste (caso C - Haste removida). Seção 3: (a) osso, Seção 5: (b) osso.

Ao remover-se a haste (caso C – Fig. 4.7.b), as tensões trativas máximas quase não variaram, mas as tensões compressivas tiveram um aumento discreto em torno de 14% se comparadas ao caso B (Fig. 4.6.c).

Os Gráficos 4.5 e 4.6 mostram a distribuição das tensões normais desenvolvidas nos perímetros das seções 3 (z = -125 mm) e 5 (z = -285 mm), nos casos de haste em titânio (Caso A) e haste em aço inox (Caso B) da análise numérica.

Gráfico 4.5 – Distribuição das Tensões Normais em Osso para os casos com Haste implantada em: (A) Titânio e (B) Aço Inox.

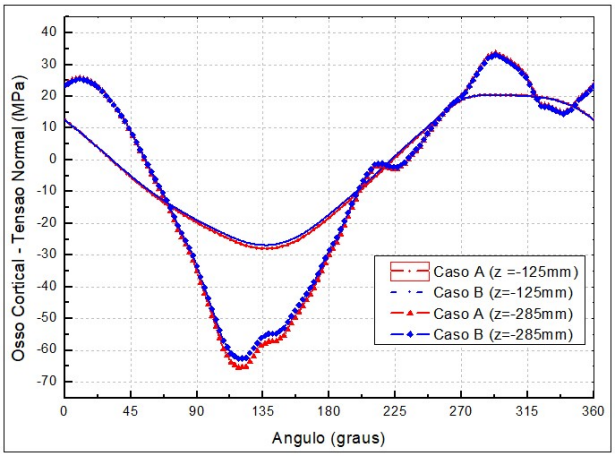
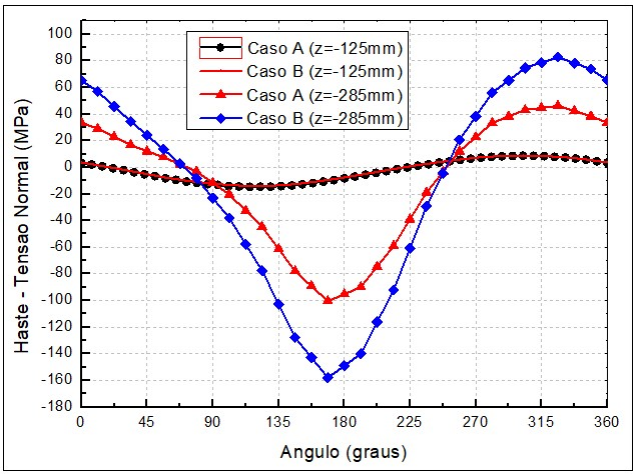


Gráfico 4.6 – Distribuição das Tensões Normais em Haste para os casos: (A) Titânio e (B) Aço Inox.



Ao longo da diáfise do osso (Gráfico 4.5), percebe-se que não há variação significativa das tensões normais quando há a mudança do material da haste, de titânio para aço inox, exceto por um pequeno incremento de tensões compressivas na região antero-lateral (seção 5, de 90° a 180°). Além disso, há uma distribuição mais uniforme de tensões normais na seção diafisária medial (seção 3) se comparada com a distribuição da seção mais distal (seção 5).

Ao longo da haste (Gráfico 4.6), essa distribuição de tensões também se mostra mais uniforme na região medial (seção 3), sem diferença para mudança de material, porém, na região distal (seção 5) há um aumento significativo das tensões trativas e compressivas, quando o material da haste é trocado de titânio para aço inox. Os gráficos 4.7 e 4.8 mostram, para as seções 3 e 5, a distribuição das tensões normais longitudinais para os três casos analisados.

Gráfico 4.7 – Distribuição das Tensões Normais Longitudinais em Osso na seção 3 (z=-125 mm) para os casos: (A) Haste Titânio, (B) Haste Aço Inox e (C) Sem Haste.

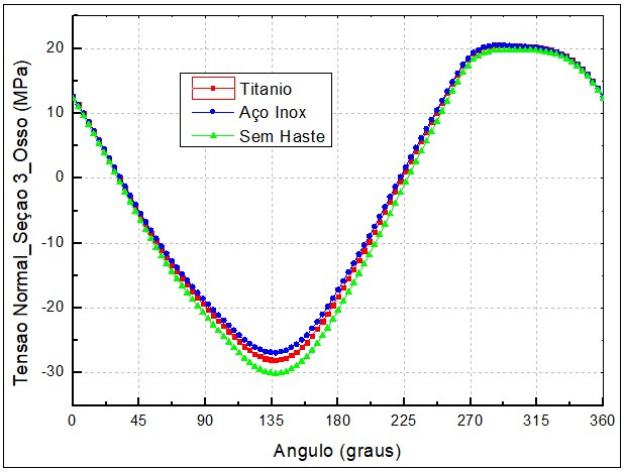
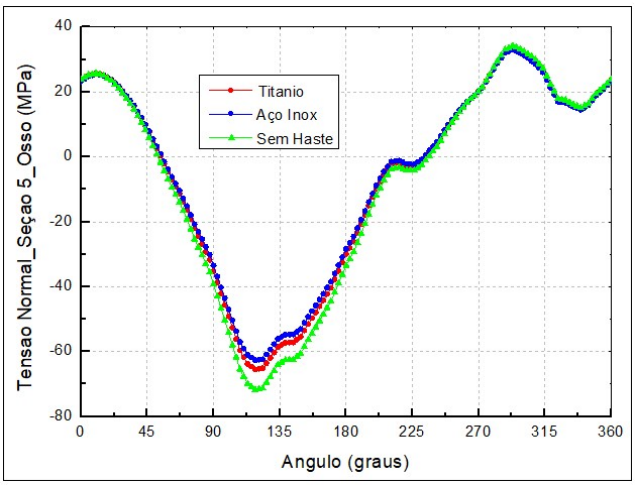


Gráfico 4.8 – Distribuição das Tensões Normais Longitudinais em Osso na seção 5 (z=-285 mm) para os casos: (A) Haste Titânio, (B) Haste Aço Inox e (C) Sem Haste.



Comparando os Gráficos 4.7 e 4.8, pode-se observar que, da seção 3 para a seção 5 do osso, o pico de tensão compressiva deslocou em 20°. Da mesma forma aconteceu com o pico de tensão trativa.

Essa avaliação das tensões normais longitudinais (eixo z), bastante influenciadas pelas tensões de flexão, desenvolvidas nos perímetros de diáfise femoral mostra quais regiões estão submetidas a um estado trativo ou compressivo, pode ajudar no entendimento de como esse osso irá se remodelar, em função da parcela de tensão de flexão, gerando o fluxo de osteócitos sempre de uma região em compressão para outra em tração, conforme descrito por Duncan e Turner (1995).

Em resumo, as posições ântero-medial (45°) e póstero-lateral (225°) são pontos de mudança entre os estados trativo e compressivo de tensões. Entre essas posições, o fêmur está submetido à compressão, enquanto nas demais regiões, as tensões são trativas. Os valores das tensões aumentam da região proximal para a região distal do osso.

A Fig. 4.8 mostra perfil de distribuição das tensões normais longitudinais ao longo do fêmur, para o caso A (haste em titânio) estudado.

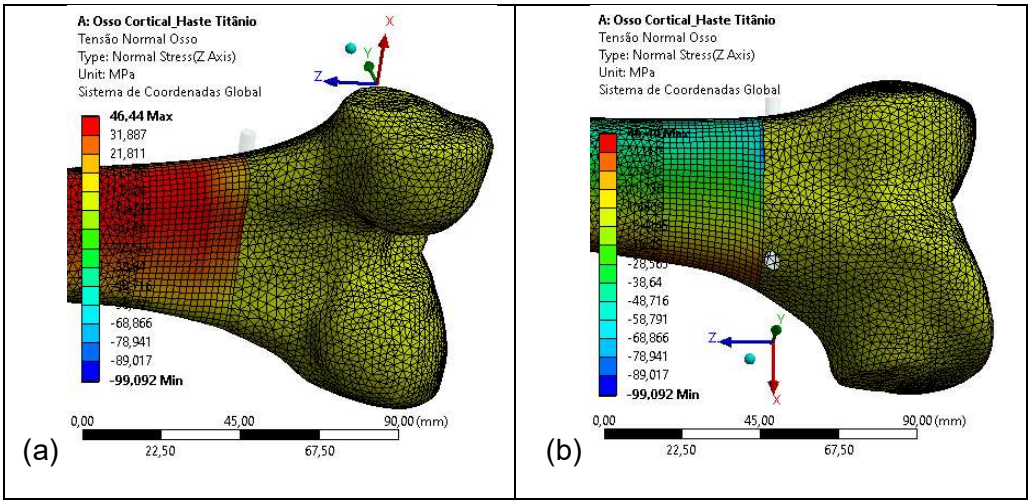


Figura 4.8 – Caso A - Distribuição das Tensões Normais na Região Distal do Osso, para as Corticais: (a) Posterior e (b) Anterior.

As tensões trativas máximas tendendo para a cortical póstero-medial como mostrado na Fig. 4.8.a (31,8 a 46,4 MPa) e as compressivas máximas na cortical ântero-lateral (Até 68,8 MPa), como mostrado na Fig. 4.8.b, confirmando o mostrado no Gráfico 4.8. As tensões compressivas acima de 68,8 MPa estão localizadas na região de bloqueio do modelo FE, podendo ser consideradas como resultantes de condições de contorno mais severas (engaste) que as reais.

Nas duas seções analisadas, 3 e 5, a distribuição de tensões segue o mesmo padrão, apresentando um pico compressivo na região ântero-lateral (entre 90° e 135°) e um pico trativo na posição póstero-medial (entre 270° e 315°). Mas quando a haste intramedular é removida, o osso experimenta um pequeno aumento das tensões compressivas na região antero-lateral (90° a 180°), para ambas as seções (Gráficos 4.7 e 4.8). O que induz a questão de quanto uma haste intramedular bloqueada pode influenciar no processo de estabilização de uma fratura ou, até mesmo, na remodelagem óssea, visto que pode "blindar" o osso de receber parte do carregamento imposto.

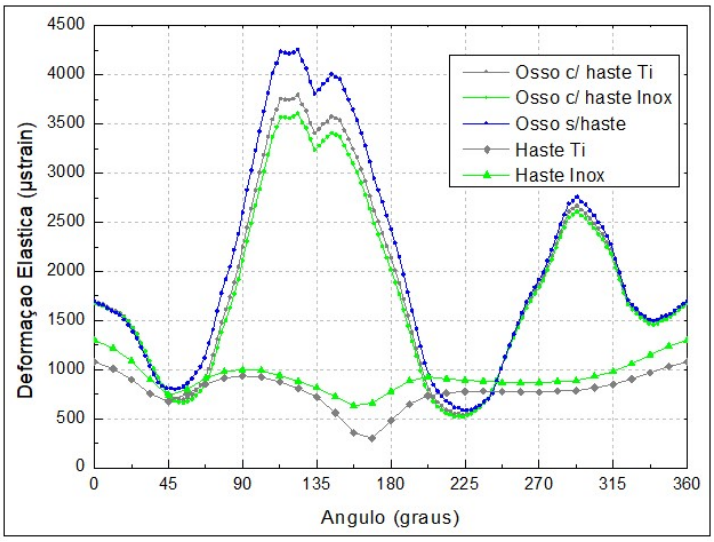
As análises das deformações elásticas desenvolvidas, no próximo item, na seção diafisária distal (seção 5), buscam aprofundar a discussão sobre este tema.

4.3 As Deformações e as Janelas de Frost

No gráfico 4.9 é possível observar que, quando uma haste de aço inoxidável (Osso - haste Inox) é substituída por outra de titânio (Osso - haste Ti), as deformações elásticas desenvolvidas ao longo do perímetro externo do osso aumentam ao longo dos cortical ântero-

lateral (90° a 180°) e póstero-medial (270° a 315°). Mas esse aumento é mais expressivo quando a haste é removida (Osso – sem haste). A remoção desse dispositivo após a estabilização de uma fratura diafisária, ou simplesmente pela dinamização de haste, aparentemente, seria producente.

Gráfico 4.9 – Deformações Elástica nos perímetros de osso e haste da seção 5 (Z=-285 mm).



Tomando como referência os valores de deformações das janelas de uso mecânico definidas pela Teoria Mecanostática de Frost (Fig. 1.9) e, considerando que o caso de carregamento aqui analisado simula uma situação de impacto, o modelo experimenta deformações máximas da ordem de 3550 µstrain para o caso de osso com haste em aço inox e 4250 µstrain para o caso de osso sem haste, portanto devendo estimular o processo de modelagem óssea (1500-2500 até 4000-5000 µstrain).

Tendo em vista que o modelo de carregamento utilizado não contempla todos os grupamentos musculares e que, conforme observado por Duda *et al*. (1998), um modelo completo (caso 1 de Duda) reduziria de um terço as deformações observadas no modelo simples (caso 5 de Duda), poderia se supor que o mesmo valeria para o presente modelo se utilizasse o caso de carregamento completo, e o fêmur experimentaria deformações máximas da ordem de 2400 µstrain para o caso de osso com haste em aço inox e 2800 µstrain para o caso de osso sem haste.

Isso sinalizaria que a remoção de uma haste colocaria o osso dentro da janela de modelagem óssea e, para o caso de um osso implantado com haste em inox, este poderia não

ser estimulado ao processo de remodelagem, permanecendo dentro da janela fisiológica (50-200 a 1500-2500 μstrain), na qual os processos de formação e reabsorção se igualam.

Os perfis de distribuição das deformações elásticas desenvolvidas ao longo dos perímetros de osso e haste, na seção 5 (Z = -285mm), podem ser vistos com mais detalhes na Fig. 4.9.

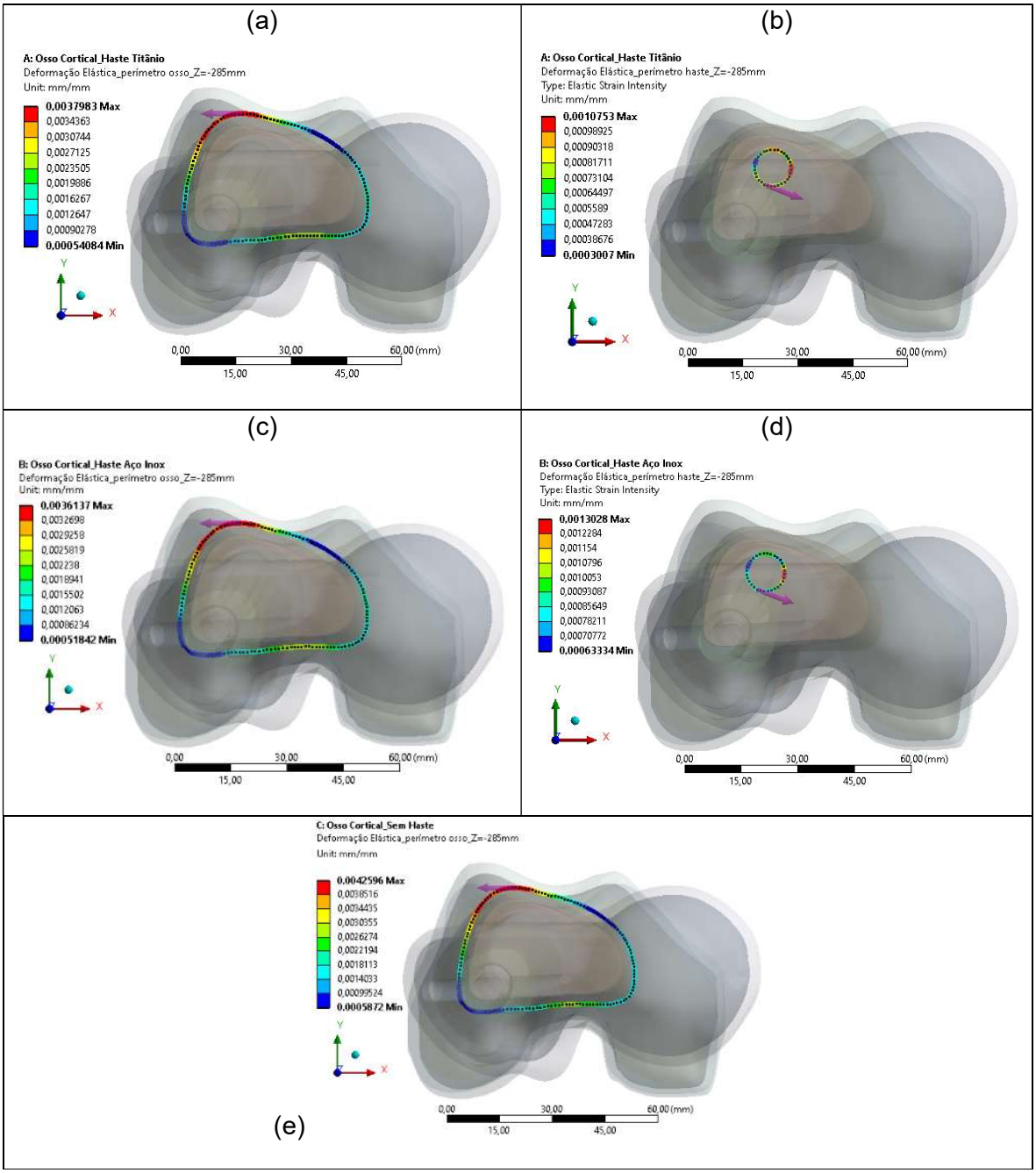


Figura 4.9 – Perfis de Deformações Elásticas Desenvolvidas na seção 5 (z = -285mm) em: (a) Osso (caso A); (b) Haste Titânio; (c) Osso (caso B); (d) Haste Inox e (e) Osso sem Haste.

Adicionalmente, o modelo numérico foi utilizado para calcular as tensões desenvolvidas nos parafusos tanto proximal quanto distal, que pode ser visto no APÊNDICE D.

Capítulo 5 Considerações Finais

As conclusões deste trabalho foram agrupadas em três partes: divisão de carregamento, distribuição de tensões e distribuição de deformações.

Quanto à divisão de carregamento entre osso e haste intramedular, mostrou uma boa aproximação entre o modelo analítico, baseado no cálculo das diversas rigidezes do sistema osso/haste, e o modelo numérico FE. Para duas seções transversais representativas do fêmur, uma diafisária e outra distal, foram calculados as forças e os momentos equivalentes em seus respectivos centroides, com bom desempenho.

Algumas variações do modelo analítico foram implementadas, como aumentar a discretização longitudinal, passando de dois para quatro cilindros, com resultados não conclusivos. Provavelmente a discretização teria que ser bem maior, como passar de dois para dez cilindros para fazer diferença perceptível. A forma de obter as características geométricas das seções transversais, seja por medição através de utilização de programa que calcule áreas e momentos de inércia de áreas, seja através da adaptação, da melhor forma, de círculos as figuras disformes das seções transversais de ossos. Neste caso, também, os resultados não foram conclusivos, mas a primeira solução teria um potencial maior de ser mais efetiva. A mudança do material da haste, titânio ou aço inoxidável, influiu perceptivelmente, como por exemplo para a componente de força longitudinal V_z que passou de 64% osso e 36% haste em titânio, para 49% osso e 51% haste em inox, sinalizando a importância da aplicação de uma haste de material com menor rigidez que os materiais que as hastes são feitas atualmente.

Com relação à divisão dos carregamentos, verificou-se que: as componentes V_z são em torno de 3 vezes maior que as componentes V_x e V_y. Que as componentes de momentos torcionais M_z são duas ordens de grandeza menores que os momentos flexionais M_x e M_y.

Quanto a distribuição de tensões normais longitudinais nos perímetros das seções 3 e 5 mostrou que, as tensões na haste e no osso aumentam da região proximal para a região distal. A mudança do material empregado na haste pouco influenciou no estado de tensões desenvolvido no osso, mas com a remoção da haste houve um acréscimo de até 15% nas tensões normais longitudinais no osso (as maiores localizadas na cortical ântero-lateral (135°)).

Quanto à distribuição de deformações, os resultados obtidos mostraram aumento das deformações encontradas em osso, na sequência dos modelos Caso B (Haste em Aço Inox), Caso A (Haste em Titânio) e Caso C (sem haste), indicando a vantagem da utilização de haste com módulo de elasticidade menor possível, ou ainda, que provavelmente, a remoção da haste na pós estabilização de fraturas, ou mesmo a sua dinamização.

Sugestões para trabalhos futuros

O aprofundamento deste tema de pesquisa aplicada à biomecânica, incentivado pela parceria existente entre as instituições Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca – CEFET/RJ e Instituto de Traumatologia e Ortopedia - INTO, e buscar o desenvolvimento de protocolos inovadores de procedimentos utilizados na estabilização das fraturas femorais.

Uma primeira linha de pesquisa objetiva criar um protocolo de dinamização de haste intramedular, para pacientes com problema de estabilização de fratura diafisária por haste intramedular bloqueada. Pelo conhecimento do estímulo mecânico e do estado de tensões/deformações desenvolvido na região de cada um dos tipos de fratura cominutiva, será possível identificar quais os casos indicados e, inclusive, o momento ideal para a dinamização da haste.

A segunda linha de pesquisa, proposta de Tese de Doutorado com início em 2020, objetiva um estudo completo das tensões e deformações experimentadas pela tíbia, com e sem haste intramedular implantada, envolvendo todos os grupamentos musculares atuantes na região, considerando diferentes protocolos de carregamento, variando material, modelo e dimensões de haste. O modelo analítico, em desenvolvimento, será capaz de, através de uma rotina de leitura de imagens, calcular raios, áreas e momentos de inércia de seções de osso e haste, tornando-se mais próximo do modelo real. E o modelo numérico FE equivalente suportará as respostas encontradas pelo modelo analítico, correlacionando cada protocolo de carregamento com as patologias e lesões distintas observadas pela ortopedia.

Referências Bibliográficas

Al Nazer, R., Lanovaz, J., Kawalilak, C., Johnston, J.D., Kontulainen, S..Direct in vivo strains measurements in human bone - a systematic literature review. J. Biomec, 2012; 45(1): 27-40. doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.08.004.

Behrens, B., Nolte, I., Wefstaedt, P., Stukenborg-Colsman, C., Bouguecha, A.. Numerical investigations on the strain-adaptive bone remodelling in the periprosthetic femur: Influence of the boundary conditions. BioMedical Engineering OnLine 2009, 8:7. doi: 10.1186/1475-925X-8-7.

Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Griachen, F., Rohlmann, A., Strauss, J. and Duda, GN. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. J.Biomech. 2001 34:859-871.

Bosquim, L.C., Alencar, P.G.C. “Stress shielding”: avaliação radiográfica após seguimento a longo prazo. Revista Brasileira de Ortopedia. 2007; vol. 42, n° 9: 290-6.

Claes, L. E., Cunningham, J. L. Monitoring the mechanical properties of healing bone. Symposium: Biomechanics of Bone Healing. 26 february 2009. Clin Orthop Relat Res. 2009 467:1964–1971. DOI 10.1007/s11999-009-0752-7.

Crandall, S.H., Dahl, N.C., Lardner, T.J. An introduction to the Mechanics of Solids. Mc Graw Hill Int. Editions, 2nd Edition with SI units; 1978.

Cristofolini, L., Viceconti, M., Toni, A., Giunti, A. Influence of Thigh Muscles on the Axial Strains in a Proximal Femur during Early Stance in Gait, Technical Note. J Biomech. 1995 28(5):617–624.

Cunningham, P..Why use MPC Based Conttact for “Bonded” Connections?. CAE Associates, February 24, 2014. <https://caeai.com/blog/why-use-mpc-based-contact-bonded-connections>.

Diffo Kaze, A., Maas, S., Arnoux, P., Wolf, C., Pape, D. A finite element model of the lower limb during stance phase of gait cycle including the muscle forces. BioMed Eng OnLine. 2017 16:138. https://doi.org/10.1186/s12938-017-0428-6.

Doblaré, M., García, J.M., Gómez, M.J. Modelling bone tissue fracture and healing: a review. Engineering Fracture Mechanics. 2004. 71, 1809–1840.

Duda, G.N., Schneider, E., Chao, E.Y.S. Internal Forces and Moments in the Femur during Walking. J. Biomech. 1997 30(9): 933-941.

Duda, G.N., Heller, M., Albinger, J., Shulz, O., Schneider, O., Claes, L. Influence of muscle forces on femoral strain distribution. Technical Note. J. Biomech. 31. 1998.841-846.

Duda, G.N., Brand, D., Freitag, S., Lierse, W., Schneider, E. Variability of femoral muscle attacments. Technical Note. J.Biomech. 1996 29(9):1185-1190.

Duncan, R.L., Turner, C.H.. Mechanotransduction and functional response of bone to mechanical strain. Biomechanics and Biomaterials Research Center and Department of Orthopaedic Surgery, Indiana University Medical Center. April, 1995.

Edwards, W.B., Gillette, J.C, Thomas, J.M., Derrick, T.R. Internal femoral forces and moments during running: implications for stress fracture development. Clin Biomech. 2008, 23:1269–1278.

Egol, K.A., Koval, K.J., Zuckerman, J.D.. Handbook of Fractures. Fourth Edition. 2010.

Einhorn TA, Bogdan Y, Tornetta P. 3rd. Bisphosphonate-associated fractures of the femur: pathophysiology and treatment. *J OrthopTrauma.* 2014; 28(7):433–438.

Fernandes, M.G.A. Análise biomecânica das fraturas do fêmur e avaliação do melhor implante. Dissertação de Mestrado em Biomecânica, Escola Superior de Tecnologia e Gestão - Instituto Politécnico de Bragança, setembro de 2013.

Fernandes, H. J. A. Reis, F.B. dos, Neto, P.F.T., Belangero, W.D. Placa em ponte e haste intramedular bloqueada: estudo comparativo no tratamento de fraturas multifragmentárias da diáfise do fêmur. Revista Brasileira de Ortopedia, vol. 37, n° 9, setembro, 2002.

Fracture and Dislocation Classification Compendium, Journal of Orthopaedic Trauma, 2018, volume 32, number 1.

Freitas, A., Ramos, L.S., Dantas, E.L., Neto, V.G., Godinho, P.F., Shimano, A.C. Biomechanical Test after Hip Cannulated Screw Removal (in vitro Analysis). Rev Bras Ortop. 2019; 54:416–421.

Frost, H. M. Wolffs Law and bones structural adaptations to mechanical usage - an overview for clinicians. The Angle Orthodontist, 1994. vol. 64, n° 3.

Goia, T. S.. Implantes porosos à base de titanio - Avaliação in vitro e in vivo. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Tese de Doutorado, 2013, São Paulo.

Guarniero, R., Oliveira, L.G. Osteoporose: Atualização no diagnóstico e princípios básicos para o tratamento. Revista Brasileira de Ortopedia. 2004. Vol. 39, n°9: 477-485.

Huiskes, R., Weinans, H., van Rietbergen, B. Stress shielding and bone resorption. Clinical Orthopaedics and Related Research. 1992; Number 274.

Jabran, A., Peach, C., Ren, L. Biomechanical analysis of plate systems for proximal humerus fractures: a systematic literature review. BioMed Eng OnLine. 2018. 17:47. <https://doi.org/10.1186/s12938-018-0479-3>.

Marieswaran, M., Sikidar, A., Goel, A., Joshi, D., Kalyanasundaram, D.. An extended OpenSim knee model for analysis of strains of connective tissues. BioMed Eng OnLine. 2018. 17:42. https://doi.org/10.1186/s12938-018-0474-8.

Marsell, R., Einhorn, T.A. The biology of fracture healing. National Institutes of Health. Injury. 2011. 42(6): 551–555. doi:10.1016/j.injury.2011.03.031.

Rollo, J.M.D.A., Boffa, Cesar, R., Schwab, D.C., Leivas, T.P. Assessment of trabecular bones microarchitectures and crystal structure of hydroxyapatite in bone osteoporosis with application of the Rietveld method. 4th International Conference on Tissue Engineering, ICTE2015. Procedia Engineering 110. 2015. 8–14.

Schmitt, Y.P., Nakamoto.Y., Santos, G.A.. Estudo das normas referentes a implantes ortopédicos acabados obtidos a partir do processo de forjamento: requisitos para materiais e processos de fabricação. Sinergia, São Paulo, v. 17, n. 3, p. 198-204, jul./set. 2016.

Simões, J.A, Vaz, M.A., Blatcher, S., Taylor, M. Influence of head constraint and muscle forces on the strain distribution within the intact femur. 2000. Med Eng Phys 22:453–459.

Soni, J.F., Santili, C., Lancellotti, C.L.P., Hecke, M.B., Almeida, F.R., Karan, L.Z. Análise comparativa em modelo computadorizado bidimensional com simulação do emprego de hastes flexíveis de aço e titânio na fratura do fêmur da criança utilizando o método dos elementos finitos. Revista Brasileira de Ortopedia, 2008; 43 (5): 183-92.

Steiner M, Claes L, Ignatius A, Simon U, Wehner T. Numerical Simulation of Callus Healing for Optimization of Fracture Fixation Stiffness. PLoS ONE. 2014. 9(7): e101370. doi:10.1371/journal.pone.0101370.

Stroncek, J. D., Shaul, J.L., Favell, D., Hill, R.S., Huber, B.M., Howe, J.G., Bouxsein, M.L. In vitro injection of osteoporotic cadaveric femurs with a triphasic calcium-based implant confers immediate biomechanical integrity. Journal Of Orthopaedic Research, 2019. DOI 10.1002/jor.24239.

Taylor, M.E., Tanner, K.E., Freeman, M.A.R. and Yettran, A.R. Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending? Med. Eng. Phis. 1996. 18(2):122-131.

Uribe, G.D.C.S, Modelagem das Propriedades Geométricas de Seções Transversais de Ossos Longos. Projeto de Graduação em Engenharia Mecânica, Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca, Rio de Janeiro – RJ, dezembro 2018.

Vaughn, J., Gotha, H., Cohen, E., Fantry, A.J., Feller, R.J., van Meter, J., Hayda, R., Born, C.T. Nail dynamization for delayed union and nonunion in femur and tibia fractures. Orthopedics. 2016; 39(6):e1117-e1123. DOI 10.3928/01477447-20160819-0

Vignoli, L. L. and Kenedi, P. P. Bone Anisotropy – Analytical and Finite Element Analysis. Latin American of Journal of Solids and Structures. 2015. http://dx.doi.org/10.1590/1679-78251814

Zepon, G., Antoniali, A.I.S., Bolfarini, C. Estudo de viabilidade de ligas de titânio de baixo módulo de elasticidade em próteses de quadril. 7° COLAOB. 2012, agosto, Natal-RN.

APÊNDICE A. Equações da Formulação Analítica

Nas Tabelas A.1, A.2 e A.3 as expressões das rigidezes, respectivamente, do osso, da haste e equivalente, utilizadas na Tab.2.5, são apresentadas.

Tabela A.1. Rigidezes do osso

carregamento	configuração de dois cilindros vazados	configuração de quatro cilindros vazados
força cortante eixo x *	$k_{vx}^{b} = 24\frac{E^{b}}{L^{3}}\left(\frac{7}{I_{x_5}^{b}} + \frac{1}{I_{x_3}^{b}}\right)^{-1}$	$k_{vx}^{b} = 192\frac{E^{b}}{L^{3}}\left(\frac{37}{I_{x_5}^{b}} + \frac{19}{I_{x_4}^{b}} + \frac{7}{I_{x_3}^{b}} + \frac{1}{I_{x_2}^{b}}\right)^{-1}$
força cortante eixo y *	$k_{vy}^{b} = 24\frac{E^{b}}{L^{3}}\left(\frac{7}{I_{y_5}^{b}} + \frac{1}{I_{y_3}^{b}}\right)^{-1}$	$k_{vy}^{b} = 192\frac{E^{b}}{L^{3}}\left(\frac{37}{I_{y_5}^{b}} + \frac{19}{I_{y_4}^{b}} + \frac{7}{I_{y_3}^{b}} + \frac{1}{I_{y_2}^{b}}\right)^{-1}$
força axial eixo z	$k_{a}^{b} = 2\frac{E^{b}}{L^{3}}\left(\frac{1}{A_{3}^{b}} + \frac{1}{A_{5}^{b}}\right)^{-1}$	$k_{a}^{b} = 4\frac{E^{b}}{L^{3}}\left(\frac{1}{A_{2}^{b}} + \frac{1}{A_{3}^{b}} + \frac{1}{A_{4}^{b}} + \frac{1}{A_{5}^{b}}\right)^{-1}$
momento fletor em torno do eixo x	$k_{bx}^{b} = 2\frac{E^{b}}{L}\left(\frac{1}{I_{x_3}^{b}} + \frac{1}{I_{x_5}^{b}}\right)^{-1}$	$k_{bx}^{b} = 4\frac{E^{b}}{L}\left(\frac{1}{I_{x_2}^{b}} + \frac{1}{I_{x_3}^{b}} + \frac{1}{I_{x_4}^{b}} + \frac{1}{I_{x_5}^{b}}\right)^{-1}$
momento fletor em torno do eixo y	$k_{by}^{b} = 2\frac{E^{b}}{L}\left(\frac{1}{I_{y_3}^{b}} + \frac{1}{I_{y_5}^{b}}\right)^{-1}$	$k_{by}^{b} = 4\frac{E^{b}}{L}\left(\frac{1}{I_{y_2}^{b}} + \frac{1}{I_{y_3}^{b}} + \frac{1}{I_{y_4}^{b}} + \frac{1}{I_{y_5}^{b}}\right)^{-1}$
torção em torno do eixo z	$k_{t}^{b} = 2\frac{G^{b}}{L}\left(\frac{1}{J_{3}^{b}} + \frac{1}{J_{5}^{b}}\right)^{-1}$	$k_{t}^{b} = 4\frac{G^{b}}{L}\left(\frac{1}{J_{2}^{b}} + \frac{1}{J_{3}^{b}} + \frac{1}{J_{4}^{b}} + \frac{1}{J_{5}^{b}}\right)^{-1}$

(*) As forças de cisalhamento V_x e V_y são resistidas apenas pela rigidez ao momento fletor.

Onde, os sobrescritos *b* e *in* estão relacionados, respectivamente, com o osso e a haste, *L* é o comprimento do osso, *I* é o momento de inércia da área, *J* é o momento polar de inércia da área, *E* é o módulo de elasticidade, *G* é o momento polar de inércia da área e *k* é a rigidez.

Tabela A.2. Rigidezes da haste

carregamento	haste
força cortante eixo x *	$k_{vx}^{in} = \frac{3E^{in}I_{x}^{in}}{(L)^{3}}$
força cortante eixo y *	$k_{vy}^{in} = \frac{3E^{in}I_{y}^{in}}{(L)^{3}}$
força axial eixo z	$k_{a}^{in} = \frac{A^{in}E^{in}}{L}$
momento fletor em torno do eixo x	$k_{bx}^{in} = \frac{E^{in}I_{x}^{in}}{L}$
momento fletor em torno do eixo y	$k_{by}^{in} = \frac{E^{in}I_{y}^{in}}{L}$
torção em torno do eixo z	$k_{t}^{in} = \frac{J^{in}G^{in}}{L}$

(*) As forças de cisalhamento V_x e V_y são resistidas apenas pela rigidez ao momento fletor.

Tabela A.3. Rigidezes equivalentes

carregamento	osso	haste	rigidez equivalente
força cortante eixo x *	k_{vx}^{b}	k_{vx}^{in}	$k_{vx_eq} = k_{vx}^{b} + k_{vx}^{in}$
força cortante eixo y *	k_{vy}^{b}	k_{vy}^{in}	$k_{vy_eq} = k_{vy}^{b} + k_{vy}^{in}$
força axial eixo z	k_{a}^{b}	k_{a}^{in}	$k_{a_eq} = k_{a}^{b} + k_{a}^{in}$
momento fletor em torno do eixo	k_{bx}^{b}	k_{bx}^{in}	$k_{bx_eq} = k_{bx}^{b} + k_{bx}^{in}$
momento fletor em torno do eixo	k_{by}^{b}	k_{by}^{in}	$k_{by_eq} = k_{by}^{b} + k_{by}^{in}$
torção em torno do eixo	k_{t}^{b}	k_{t}^{in}	$k_{t_eq} = k_{t}^{b} + k_{t}^{in}$

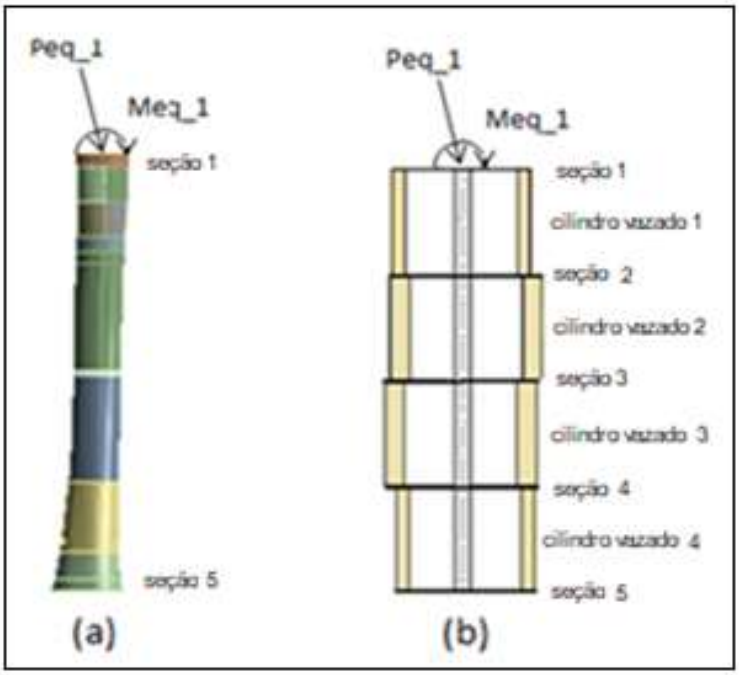
(*) As forças de cisalhamento V_x e V_y são resistidas apenas pela rigidez ao momento fletor.

Tabela A.4. Variáveis geométricas de seções transversais

variável	osso	haste
área	$A^{b} = \pi\left(r_{o_b}^{2} - r_{i_b}^{2}\right)$	$A^{in} = \pi\left(r_{o_in}^{2} - r_{i_in}^{2}\right)$
momento de inércia de área	$I_x^{b} = I_y^{b} = \frac{\pi}{4}\left(r_{o_b}^{4} - r_{i_b}^{4}\right)$	$I_x^{in} = I_y^{in} = \frac{\pi}{4}\left(r_{o_in}^{4} - r_{i_in}^{4}\right)$
momento de inércia polar de área	$J^{b} = \left(r_{o_b}^{4} - r_{i_b}^{4}\right)$	$J^{in} = \left(r_{o_in}^{4} - r_{i_in}^{4}\right)$

APÊNDICE B. Resultados Modelo Analítico Variação I – teórico - Dois Cilindros Vazados - Haste em Titânio

08_12_2019 2 cilindros titânio



1 Geometria

1.1 Comprimentos

$L_1 := 0.0804$ $L_2 := 0.080$ $L_3 := 0.080$ $L_4 := 0.080$

Osso

$L_{in} := L_1 + L_2 + L_3 + L_4$

Haste $L_{in} = 0.3204$

1.2 Propiedades geométricas da Haste

$r_{in_i} := 2.5 \cdot 10^{-3}$

$r_{in_o} := 5 \cdot 10^{-3}$

$A_{in} := \pi \cdot \left(r_{in_o}^2 - r_{in_i}^2\right)$

$A_{in} = 5.89 \times 10^{-5}$

$I_{in} := \frac{\pi}{4} \cdot \left(r_{in_o}^4 - r_{in_i}^4\right)$

$I_{in} = 4.6 \times 10^{-10}$

$J_{in} := \frac{\pi}{2} \cdot \left(r_{in_o}^4 - r_{in_i}^4\right)$

$J_{in} = 9.2 \times 10^{-10}$

1.3 Vetor Posição s (sx, sy, sz) entre as seções 1 e 3

$\theta := 0$

$\alpha := 0, \left(\frac{\pi}{36}\right) .. 2\cdot\pi$

$x1_EF := 0.118\cdot10^{-3}$ $y1_EF := -3.48\cdot10^{-3}$ Coordenadas Centróide Seção 1

$x2_EF_b := 3.3414\cdot10^{-3}$ $y2_EF_b := 9.6657\cdot10^{-3}$ Coordenadas Centróide Seção 2 - osso

$x2_EF_in := 2.1819\cdot10^{-3}$ $y2_EF_in := 7.6455\cdot10^{-3}$ Coordenadas Centróide Seção 2 - haste

$x1 := \cos(\theta)\cdot x1_EF - \sin(\theta)\cdot y1_EF$ $x1 = 1.18\times10^{-4}$

$y1 := \sin(\theta)\cdot x1_EF + \cos(\theta)\cdot y1_EF$ $y1 = -3.48\times10^{-3}$

$x2_b := \cos(\theta)\cdot x2_EF_b - \sin(\theta)\cdot y2_EF_b$ $x2_b = 3.34\times10^{-3}$

$y2_b := \sin(\theta)\cdot x2_EF_b + \cos(\theta)\cdot y2_EF_b$ $y2_b = 9.67\times10^{-3}$

$x2_in := \cos(\theta)\cdot x2_EF_in - \sin(\theta)\cdot y2_EF_in$ $x2_in = 2.18\times10^{-3}$

$y2_in := \sin(\theta)\cdot x2_EF_in + \cos(\theta)\cdot y2_EF_in$ $y2_in = 7.65\times10^{-3}$

$sx3_b := x1 - x2_b$ $sx3_b = -3.22\times10^{-3}$

$sy3_b := y1 - y2_b$ $sy3_b = -0.01315$

$sx3_in := x1 - x2_in$ $sx3_in = -2.06\times10^{-3}$

$sy3_in := y1 - y2_in$ $sy3_in = -0.01113$

$sz3 := \frac{L_in}{2}$ $sz3 = 0.16$

1.4 Vetor Posição s (sx, sy, sz) entre as seções 1 e 5

$x4_EF_b := 10.538\cdot10^{-3}$ $y4_EF_b := 10.056\cdot10^{-3}$

$x4_EF_in := 4.9747\cdot10^{-3}$ $y4_EF_in := 17.434\cdot10^{-3}$

$x4_b := \cos(\theta)\cdot x4_EF_b - \sin(\theta)\cdot y4_EF_b$ $x4_b = 0.01$

$y4_b := \sin(\theta)\cdot x4_EF_b + \cos(\theta)\cdot y4_EF_b$ $y4_b = 1.006\times10^{-2}$

$x4_in := \cos(\theta)\cdot x4_EF_in - \sin(\theta)\cdot y4_EF_in$ $x4_in = 4.97\times10^{-3}$

$y4_in := \sin(\theta)\cdot x4_EF_in + \cos(\theta)\cdot y4_EF_in$ $y4_in = 1.743\times10^{-2}$

$sx5_b := x1 - x4_b$ $sx5_b = -0.01$

$sy5_b := y1 - y4_b$ $sy5_b = -0.01354$

$sx5_in := x1 - x4_in$ $sx5_in = -4.86\times10^{-3}$

$sy5_in := y1 - y4_in$ $sy5_in = -0.02091$

$sz5 := L_in$ $sz5 = 0.32$

1.5 Raios da seção transversal de osso

$R_2_i_b := 0.008$ $R_2_o_b := 0.016$

$R_2 := R_2_o_b$

$R_3_i_b := 0.00667$ $R_3_o_b := 0.016$

$R_3 := R_3_o_b$

$R_4_i_b := 0.0113$ $R_4_o_b := 0.0167$

$R_4 := R_4_o_b$

$R_5_i_b := 0.0133$ $R_5_o_b := 0.020$

$R_5 := R_5_o_b$

1.6 Áreas

$A_2 := \pi\cdot\left[(R_2_o_b)^2 - (R_2_i_b)^2\right]$ $A_2 = 6.03\times10^{-4}$ m2

$A_3 := \pi\cdot\left[(R_3_o_b)^2 - (R_3_i_b)^2\right]$ $A_3 = 6.64\times10^{-4}$ m2

$A_4 := \pi\cdot\left[(R_4_o_b)^2 - (R_4_i_b)^2\right]$ $A_4 = 4.75\times10^{-4}$ m2

$A_5 := \pi\cdot\left[(R_5_o_b)^2 - (R_5_i_b)^2\right]$ $A_5 = 7.01\times10^{-4}$ m2

1.7 Momentos de Inércia (Flexural)

$Ix_2 := \frac{\pi}{4}\cdot\left[(R_2_o_b)^4 - (R_2_i_b)^4\right]$ $Ix_2 = 4.83 \times 10^{-8}$ m4

$Ix_3 := \frac{\pi}{4}\cdot\left[(R_3_o_b)^4 - (R_3_i_b)^4\right]$ $Ix_3 = 4.99 \times 10^{-8}$ m4

$Ix_4 := \frac{\pi}{4}\cdot\left[(R_4_o_b)^4 - (R_4_i_b)^4\right]$ $Ix_4 = 4.83 \times 10^{-8}$ m4

$Ix_5 := \frac{\pi}{4}\cdot\left[(R_5_o_b)^4 - (R_5_i_b)^4\right]$ $Ix_5 = 1.01 \times 10^{-7}$ m4

$Iy_2 := \frac{\pi}{4}\cdot\left[(R_2_o_b)^4 - (R_2_i_b)^4\right]$ $Iy_2 = 4.83 \times 10^{-8}$ m4

$Iy_3 := \frac{\pi}{4}\cdot\left[(R_3_o_b)^4 - (R_3_i_b)^4\right]$ $Iy_3 = 4.99 \times 10^{-8}$ m4

$Iy_4 := \frac{\pi}{4}\cdot\left[(R_4_o_b)^4 - (R_4_i_b)^4\right]$ $Iy_4 = 4.83 \times 10^{-8}$ m4

$Iy_5 := \frac{\pi}{4}\cdot\left[(R_5_o_b)^4 - (R_5_i_b)^4\right]$ $Iy_5 = 1.01 \times 10^{-7}$ m4

1.8 Momentos de Inércia (Torcional)

$J_2 := \frac{\pi}{2}\cdot\left[(R_2_o_b)^4 - (R_2_i_b)^4\right]$ $J_2 = 9.65 \times 10^{-8}$ m4

$J_3 := \frac{\pi}{2}\cdot\left[(R_3_o_b)^4 - (R_3_i_b)^4\right]$ $J_3 = 9.98 \times 10^{-8}$ m4

$J_4 := \frac{\pi}{2}\cdot\left[(R_4_o_b)^4 - (R_4_i_b)^4\right]$ $J_4 = 9.66 \times 10^{-8}$ m4

$J_5 := \frac{\pi}{2}\cdot\left[(R_5_o_b)^4 - (R_5_i_b)^4\right]$ $J_5 = 2.02 \times 10^{-7}$ m4

2 Propriedades Mecânicas

Osso Cortical	**Haste em titanio**
$Eb := 15.75$ GPa $\upsilon b := 0.325$	$Ein := 105$ GPa $\upsilon in := 0.34$
$Gb := \frac{Eb}{2\cdot(1+\upsilon b)}$ $Gb = 5.94$ GPa	$Gin := \frac{Ein}{2\cdot(1+\upsilon in)}$ $Gin = 39.18$ GPa
$Ec := 0.1, 0.2 .. 20$ $Gc := 0.1, 0.2 .. 8$	

2 Propriedades Mecânicas

3 Forças e Momentos

$VA_x_EF := -1062$ $VA_y_EF := -130$ $VA_z_EF := -2800$

$VB_x_EF := 430$ $VB_y_EF := 0$ $VB_z_EF := 1160$

$VC_x_EF := 78$ $VC_y_EF := 560$ $VC_z_EF := 525$

$VD_x_EF := 0$ $VD_y_EF := 0$ $VD_z_EF := -1200$

$VA_x := \cos(\theta)\cdot VA_x_EF - \sin(\theta)\cdot VA_y_EF$ $VA_x = -1.06 \times 10^{3}$

$VA_y := \sin(\theta)\cdot VA_x_EF + \cos(\theta)\cdot VA_y_EF$ $VA_y = -130$

$VA_z := VA_z_EF$ $VA_z = -2.8 \times 10^{3}$

$VB_x := \cos(\theta)\cdot VB_x_EF - \sin(\theta)\cdot VB_y_EF$ $VB_x = 430$

$VB_y := \sin(\theta)\cdot VB_x_EF + \cos(\theta)\cdot VB_y_EF$ $VB_y = 0$

$VB_z := VB_z_EF$ $VB_z = 1.16 \times 10^{3}$

$VC_x := \cos(\theta)\cdot VC_x_EF - \sin(\theta)\cdot VC_y_EF$ $VC_x = 78$

$VC_y := \sin(\theta)\cdot VC_x_EF + \cos(\theta)\cdot VC_y_EF$ $VC_y = 560$

$VC_z := VC_z_EF$ $VC_z = 525$

$VD_x := \cos(\theta)\cdot VD_x_EF - \sin(\theta)\cdot VD_y_EF$ $VD_x = 0$

$VD_y := \sin(\theta)\cdot VD_x_EF + \cos(\theta)\cdot VD_y_EF$ $VD_y = 0$

$VD_z := VD_z_EF$ $VD_z = -1.2 \times 10^{3}$

$A_x_EF := 0.0507$ $A_y_EF := -0.0027$ $A_z_EF := 0.133$

$B_x_EF := -0.0135$ $B_y_EF := -0.0065$ $B_z_EF := 0.115$

$C_x_EF := 0.0188$ $C_y_EF := -0.0293$ $C_z_EF := 0.0587$

$D_x_EF := -0.0246$ $D_y_EF := -0.0042$ $D_z_EF := 0.083$

$A_x := \cos(\theta)\cdot A_x_EF - \sin(\theta)\cdot A_y_EF$ $A_x = 0.05$

$A_y := \sin(\theta)\cdot A_x_EF + \cos(\theta)\cdot A_y_EF$ $A_y = -2.7 \times 10^{-3}$

$A_z := A_z_EF$ $A_z = 0.13$

$B_x := \cos(\theta)\cdot B_x_EF - \sin(\theta)\cdot B_y_EF$ $B_x = -0.01$

$B_y := \sin(\theta)\cdot B_x_EF + \cos(\theta)\cdot B_y_EF$ $B_y = -6.5 \times 10^{-3}$

$B_z := B_z_EF$ $B_z = 0.12$

$C_x := \cos(\theta)\cdot C_x_EF - \sin(\theta)\cdot C_y_EF$ $C_x = 0.02$

$C_y := \sin(\theta)\cdot C_x_EF + \cos(\theta)\cdot C_y_EF$ $C_y = -0.03$

$C_z := C_z_EF$ $C_z = 0.06$

$D_x := \cos(\theta)\cdot D_x_EF - \sin(\theta)\cdot D_y_EF$ $D_x = -0.02$

$D_y := \sin(\theta)\cdot D_x_EF + \cos(\theta)\cdot D_y_EF$ $D_y = -4.2 \times 10^{-3}$

$D_z := D_z_EF$ $D_z = 0.08$

$x1 = 1.18 \times 10^{-4}$ $y1 = -3.48 \times 10^{-3}$ $z1 := 3.5\cdot 10^{-2}$ coordenada z centróide Seção 1

$d_Ax_1 := (A_x - x1)$	$d_Ay_1 := (A_y - y1)$	$d_Az_1 := (A_z - z1)$	$d_Ax_1 = 0.05$	$d_Ay_1 = 7.8 \times 10^{-4}$	$d_Az_1 = 0.1$
$d_Bx_1 := (B_x - x1)$	$d_By_1 := (B_y - y1)$	$d_Bz_1 := (B_z - z1)$	$d_Bx_1 = -0.01$	$d_By_1 = -3.02 \times 10^{-3}$	$d_Bz_1 = 0.08$
$d_Cx_1 := (C_x - x1)$	$d_Cy_1 := (C_y - y1)$	$d_Cz_1 := (C_z - z1)$	$d_Cx_1 = 0.02$	$d_Cy_1 = -0.03$	$d_Cz_1 = 0.02$
$d_Dx_1 := (D_x - x1)$	$d_Dy_1 := (D_y - y1)$	$d_Dz_1 := (D_z - z1)$	$d_Dx_1 = -0.02$	$d_Dy_1 = -7.2 \times 10^{-4}$	$d_Dz_1 = 0.05$

3.1 Forças no Centróide da Seção 1

$Vx_1 := VA_x + VB_x + VC_x + VD_x$ $\quad Vx_1 = -554$ N

$Vy_1 := VA_y + VB_y + VC_y + VD_y$ $\quad Vy_1 = 430$ N

$Vz_1 := VA_z + VB_z + VC_z + VD_z$ $\quad Vz_1 = -2315$ N

$M_Ax := d_Ay_1 \cdot VA_z - d_Az_1 \cdot VA_y$ $\quad M_Ax = 10.56$

$M_Ay := d_Az_1 \cdot VA_x - d_Ax_1 \cdot VA_z$ $\quad M_Ay = 37.55$

$M_Az := d_Ax_1 \cdot VA_y - d_Ay_1 \cdot VA_x$ $\quad M_Az = -5.75$

$M_Bx := d_By_1 \cdot VB_z - d_Bz_1 \cdot VB_y$ $\quad M_Bx = -3.5$

$M_By := d_Bz_1 \cdot VB_x - d_Bx_1 \cdot VB_z$ $\quad M_By = 50.2$

$M_Bz := d_Bx_1 \cdot VB_y - d_By_1 \cdot VB_x$ $\quad M_Bz = 1.3$

$M_Cx := d_Cy_1 \cdot VC_z - d_Cz_1 \cdot VC_y$ $\quad M_Cx = -26.83$

$M_Cy := d_Cz_1 \cdot VC_x - d_Cx_1 \cdot VC_z$ $\quad M_Cy = -7.96$

$M_Cz := d_Cx_1 \cdot VC_y - d_Cy_1 \cdot VC_x$ $\quad M_Cz = 12.48$

$M_Dx := d_Dy_1 \cdot VD_z - d_Dz_1 \cdot VD_y$ $\quad M_Dx = 0.86$

$M_Dy := d_Dz_1 \cdot VD_x - d_Dx_1 \cdot VD_z$ $\quad M_Dy = -29.66$

$M_Dz := d_Dx_1 \cdot VD_y - d_Dy_1 \cdot VD_x$ $\quad M_Dz = 0$

3.2 Momentos no Centróide da Seção 1

$Mx_1 := M_Ax + M_Bx + M_Cx + M_Dx$ $\quad Mx_1 = -18.91$ Nm

$My_1 := M_Ay + M_By + M_Cy + M_Dy$ $\quad My_1 = 50.13$ Nm

$Mz_1 := M_Az + M_Bz + M_Cz + M_Dz$ $\quad Mz_1 = 8.03$ Nm

3 Forças e Momentos

4.1.a Rigidezes Axiais

$Kin_a := Ein \cdot 10^9 \cdot \frac{A_in}{L_in}$ $\quad$ Haste $\quad Kin_a = 1.93 \times 10^7$ N/m

$Kbc_a := \left(\frac{4 \cdot Eb \cdot 10^9}{L_in}\right) \cdot \left[\left(\frac{1}{A_2}\right) + \left(\frac{1}{A_3}\right) + \left(\frac{1}{A_4}\right) + \left(\frac{1}{A_5}\right)\right]^{-1}$ $\quad Kbc_a = 2.94 \times 10^7$

$K_a := Kbc_a + Kin_a$ $\quad$ Equivalente Osso-Haste

4.1.a Rigidezes Axiais

4.1.b Divisão de Cargas Axiais

$Vz_b := \left(\frac{Kbc_a}{K_a}\right) \cdot Vz_1$ $\quad$ Osso $\quad Vz_b = -1.4 \times 10^3$

$Vz_in := \left(\frac{Kin_a}{K_a}\right) \cdot Vz_1$ $\quad$ Haste $\quad Vz_in = -918.11$

4.1.b Divisão de Cargas Axiais

4.2a Rigidezes Flexurais (eixo x)

$$Kin_bx := Ein \cdot 10^9 \cdot \frac{I_in}{L_in}$$

Haste Kin_bx = 150.81 N/m

$$Kbc_bx := \left(\frac{4 \cdot Eb \cdot 10^9}{L_in}\right) \cdot \left[\left(\frac{1}{Ix_2}\right) + \left(\frac{1}{Ix_3}\right) + \left(\frac{1}{Ix_4}\right) + \left(\frac{1}{Ix_5}\right)\right]^{-1}$$

Kbc_bx = 2.76×10^3

$$K_bx := Kbc_bx + Kin_bx$$

Equivalente Osso-Haste

4.2a Rigidezes Flexurais (eixo x)

4.2b Divisão de Momentos Fletores (eixo x)

$$Mx_1_b := \left(\frac{Kbc_bx}{K_bx}\right) \cdot Mx_1$$

Mx_1_b = −17.93

$$Mx_1_in := \left(\frac{Kin_bx}{K_bx}\right) \cdot Mx_1$$

Mx_1_in = −0.98

4.2b Divisão de Momentos Fletores (eixo x)

4.3.a Rigidezes Flexurais (eixo y)

$$Kin_by := Ein \cdot 10^9 \cdot \frac{I_in}{L_in}$$

Haste Kin_by = 150.81 N/m

$$Kbc_by := \left(\frac{4 \cdot Eb \cdot 10^9}{L_in}\right) \cdot \left[\left(\frac{1}{Iy_2}\right) + \left(\frac{1}{Iy_3}\right) + \left(\frac{1}{Iy_4}\right) + \left(\frac{1}{Iy_5}\right)\right]^{-1}$$

Kbc_by = 2.76×10^3

$$K_by := Kbc_by + Kin_by$$

Equivalente Osso-Haste

4.3.a Rigidezes Flexurais (eixo y)

4.3.b Divisão de Momentos Fletores (eixo y)

$$My_1_b := \left(\frac{Kbc_by}{K_by}\right) \cdot My_1$$

My_1_b = 47.53

$$My_1_in := \left(\frac{Kin_by}{K_by}\right) \cdot My_1$$

My_1_in = 2.6

4.3.b Divisão de Momentos Fletores (eixo y)

4.4.a Rigidezes Torcionais

$$Kin_t := Gin \cdot 10^9 \cdot \frac{J_in}{L_in}$$

Haste Kin_bx = 150.81 N/m

$$Kbc_t := \left(\frac{4 \cdot Gb \cdot 10^9}{L_in}\right) \cdot \left[\left(\frac{1}{J_2}\right) + \left(\frac{1}{J_3}\right) + \left(\frac{1}{J_4}\right) + \left(\frac{1}{J_5}\right)\right]^{-1}$$

Kbc_t = 2.08×10^3

$$K_t := Kbc_t + Kin_t$$

Equivalente Osso-Haste

4.4.a Rigidezes Torcionais

4.4.b Divisão de Torques

$$Mz_1_b := \left(\frac{Kbc_t}{K_t}\right) \cdot Mz_1$$

+

Mz_1_b = 7.62

$$Mz_1_in := \left(\frac{Kin_t}{K_t}\right) \cdot Mz_1$$

Mz_1_in = 0.41

4.4.b Divisão de Torques

4.5.a Rigidezes Cisalhantes (eixo x)

$$Kin_vx := 3 \cdot Ein \cdot 10^9 \cdot \frac{I_in}{(L_in)^3}$$

Haste $Kin_vx = 4.41 \times 10^3$ N/m

$$Kbc_vx := \left(\frac{192 \cdot Eb \cdot 10^9}{L_in^3}\right) \cdot \left[\left(\frac{37}{Ix_5}\right) + \left(\frac{19}{Ix_4}\right) + \left(\frac{7}{Ix_3}\right) + \left(\frac{1}{Ix_2}\right)\right]^{-1}$$

$Kbc_vx = 9.99 \times 10^4$

$K_vx := Kbc_vx + Kin_vx$

Equivalente Osso-Haste

4.5.a Rigidezes Cisalhantes (eixo x)

4.5.b Divisão de Cortantes (eixo x)

$$Vx_b := \left(\frac{Kbc_vx}{K_vx}\right) \cdot Vx_1$$

$Vx_b = -530.59$

$$Vx_in := \left(\frac{Kin_vx}{K_vx}\right) \cdot Vx_1$$

$Vx_in = -23.41$

4.5.b Divisão de Cortantes (eixo x)

4.6.a Rigidezes Cisalhantes (eixo y)

$$Kin_vy := 3 \cdot Ein \cdot 10^9 \cdot \frac{I_in}{L_in^3}$$

Haste $Kin_vy = 4.41 \times 10^3$ N/m

$$Kbc_vy := \left(\frac{192 \cdot Eb \cdot 10^9}{L_in^3}\right) \cdot \left[\left(\frac{37}{Iy_5}\right) + \left(\frac{19}{Iy_4}\right) + \left(\frac{7}{Iy_3}\right) + \left(\frac{1}{Iy_2}\right)\right]^{-1}$$

$Kbc_vy = 9.99 \times 10^4$

$K_vy := Kbc_vy + Kin_vy$

Equivalente Osso-Haste

4.6.a Rigidezes Cisalhantes (eixo y)

4.6.b Divisão de Cortantes (eixo y)

$$Vy_b := \left(\frac{Kbc_vy}{K_vy}\right) \cdot Vy_1$$

$Vy_b = 411.83$

$$Vy_in := \left(\frac{Kin_vy}{K_vy}\right) \cdot Vy_1$$

$Vy_in = 18.17$

4.6.b Divisão de Cortantes (eixo y)

5 Resumo Divisão de Cargas - Seção 1

Osso Cortical	Haste em Inox	
$Vx_b = -530.59$	$Vx_in = -23.41$	$Vx_b + Vx_in = -554$
$Vy_b = 411.83$	$Vy_in = 18.17$	$Vy_b + Vy_in = 430$
$Vz_b = -1396.89$	$Vz_in = -918.11$	$Vz_b + Vz_in = -2.32 \times 10^3$
$Mx_1_b = -17.93$	$Mx_1_in = -0.98$	$Mx_1_b + Mx_1_in = -18.91$
$My_1_b = 47.53$	$My_1_in = 2.6$	$My_1_b + My_1_in = 50.13$
$Mz_1_b = 7.62$	$Mz_1_in = 0.41$	$Mz_1_b + Mz_1_in = 8.03$

5 Resumo Divisão de Cargas - Seção 1

6 Resumo Divisão de Cargas - Seção 3

Osso Cortical	Haste em Titanio
$V3x_b := Vx_b$	$V3x_in := Vx_in$
$V3y_b := Vy_b$	$V3y_in := Vy_in$
$V3z_b := Vz_b$	$V3z_in := Vz_in$
$M13x_b := sy3_b \cdot Vz_b - sz3 \cdot Vy_b$	$M13x_in := sy3_in \cdot Vz_in - sz3 \cdot Vy_in$
$M13y_b := sz3 \cdot Vx_b - sx3_b \cdot Vz_b$	$M13y_in := sz3 \cdot Vx_in - sx3_in \cdot Vz_in$
$M13z_b := sx3_b \cdot Vy_b - sy3_b \cdot Vx_b$	$M13z_in := sx3_in \cdot Vy_in - sy3_in \cdot Vx_in$
$M3x_b := M13x_b + Mx_1_b$	$M3x_in := M13x_in + Mx_1_in$
$M3y_b := M13y_b + My_1_b$	$M3y_in := M13y_in + My_1_in$
$M3z_b := M13z_b + Mz_1_b$	$M3z_in := M13z_in + Mz_1_in$

$M13x_b = -47.61$	$M13x_in = 7.3$
$M13y_b = -89.5$	$M13y_in = -5.65$
$M13z_b = -8.3$	$M13z_in = -0.3$
$M3x_b = -65.54$	$M3x_in = 6.32$
$M3y_b = -41.97$	$M3y_in = -3.04$
$M3z_b = -0.69$	$M3z_in = 0.11$

Osso Cortical	Haste em Titanio	
$V3x_b = -530.59$	$V3x_in = -23.41$	$V3x_b + V3x_in = -554$
$V3y_b = 411.83$	$V3y_in = 18.17$	$V3y_b + V3y_in = 430$
$V3z_b = -1.4 \times 10^3$	$V3z_in = -918.11$	$V3z_b + V3z_in = -2.32 \times 10^3$
$M3x_b = -65.54$	$M3x_in = 6.32$	
$M3y_b = -41.97$	$M3y_in = -3.04$	
$M3z_b = -0.69$	$M3z_in = 0.11$	

Resultados Modelo Numérico (EF)

Osso Cortical	Haste em Titanio
$Vx_hc_EF := 544.81$	$Vx_in_h_EF := 9.17$
$Vy_hc_EF := -386.14$	$Vy_in_h_EF := -43.83$
$Vz_hc_EF := 1567.8$	$Vz_in_h_EF := 747.17$
$Mhc_x_EF := 58$	$Min_x_h_EF := 1.63$
$Mhc_y_EF := 42.4$	$Min_y_h_EF := 2.2$
$Mhc_z_EF := -0.23$	$Min_z_h_EF := 0.06$

Relação Resultados (Modelo Analítico / Modelo Numérico)

Osso Cortical	Haste em Titanio	Osso Cortical	Haste em Titanio
$\frac{V3x_b}{-Vx_hc_EF} = 0.97$	$\frac{V3x_in}{-Vx_in_h_EF} = 2.55$	$\frac{M3x_b}{-Mhc_x_EF} = 1.13$	$\frac{M3x_in}{-Min_x_h_EF} = -3.88$
$\frac{V3y_b}{-Vy_hc_EF} = 1.07$	$\frac{V3y_in}{-Vy_in_h_EF} = 0.41$	$\frac{M3y_b}{-Mhc_y_EF} = 0.99$	$\frac{M3y_in}{-Min_y_h_EF} = 1.38$
$\frac{V3z_b}{Vz_hc_EF} = -0.89$	$\frac{V3z_in}{Vz_in_h_EF} = -1.23$	$\frac{M3z_b}{Mhc_z_EF} = 2.99$	$\frac{M3z_in}{Min_z_h_EF} = 1.9$

6 Resumo Divisão de Cargas - Seção 3

Cálculo das tensões seção 3

$$\sigma N_3_b := \frac{V3z_b}{A_3} \qquad \sigma N_3_b = -2.1 \times 10^6$$

$$\sigma N_3_in := \frac{V3z_in}{A_in} \qquad \sigma N_3_in = -1.56 \times 10^7$$

$$\sigma Bx_3_0_b(\alpha) := \frac{M3x_b \cdot R_3 \cdot \sin(\alpha)}{Ix_3}$$

$$\sigma By_3_0_b(\alpha) := \frac{M3y_b \cdot R_3 \cdot \cos(\alpha)}{Iy_3}$$

$$\sigma B_3_0_b(\alpha) := -\sigma Bx_3_0_b(\alpha) + \sigma By_3_0_b(\alpha)$$

$$\sigma Bx_3_in(\alpha) := \frac{M3x_in \cdot r_in_o \cdot \sin(\alpha)}{I_in}$$

$$\sigma By_3_in(\alpha) := \frac{M3y_in \cdot r_in_o \cdot \cos(\alpha)}{I_in}$$

$$\sigma B_3_in(\alpha) := -\sigma Bx_3_in(\alpha) + \sigma By_3_in(\alpha)$$

$$\tau Tz_3_0_b := \frac{M3z_b \cdot R_3}{J_3}$$

$$\tau Tz_3_in := \frac{M3z_b \cdot r_in_o}{J_3} \qquad \tau Tz_3_in = -3.44 \times 10^4$$

Cálculo das tensões seção 3

6 Resumo da Divisão de Cargas - Seção 5

Osso Cortical

$V5x_b := Vx_b$

$V5y_b := Vy_b$

$V5z_b := Vz_b$

$M15x_b := sy5_b \cdot Vz_b - sz5 \cdot Vy_b$

$M15y_b := sz5 \cdot Vx_b - sx5_b \cdot Vz_b$

$M15z_b := sx5_b \cdot Vy_b - sy5_b \cdot Vx_b$

$M5x_b := M15x_b + Mx_1_b$

$M5y_b := M15y_b + My_1_b$

$M5z_b := M15z_b + Mz_1_b$

Haste em Titanio

$V5x_in := Vx_in$

$V5y_in := Vy_in$

$V5z_in := Vz_in$

$M15x_in := sy5_in \cdot Vz_in - sz5 \cdot Vy_in$

$M15y_in := sz5 \cdot Vx_in - sx5_in \cdot Vz_in$

$M15z_in := sx5_in \cdot Vy_in - sy5_in \cdot Vx_in$

$M5x_in := M15x_in + Mx_1_b$

$M5y_in := M15y_in + My_1_in$

$M5z_in := M15z_in + Mz_1_in$

$M15x_b = -113.04$ $M15x_in = 13.38$

$M15y_b = -184.56$ $M15y_in = -11.96$

$M15z_b = -11.47$ $M15z_in = -0.58$

$M5x_b = -130.97$ $M5x_in = -4.55$

$M5y_b = -137.03$ $M5y_in = -9.36$

$M5z_b = -3.86$ $M5z_in = -0.17$

Osso Cortical

$V5x_b = -530.59$

$V5y_b = 411.83$

$V5z_b = -1.4 \times 10^{3}$

$M5x_b = -130.97$

$M5y_b = -137.03$

$M5z_b = -3.86$

Haste em Titanio

$V5x_in = -23.41$

$V5y_in = 18.17$

$V5z_in = -918.11$

$M5x_in = -4.55$

$M5y_in = -9.36$

$M5z_in = -0.17$

$V5x_b + V5x_in = -554$

$V5y_b + V5y_in = 430$

$V5z_b + V5z_in = -2.32 \times 10^{3}$

Resultados Modelo Numérico (EF)

Osso Cortical

$Vx5_hc_EF := 544.81$

$Vy5_hc_EF := -386.14$

$Vz5_hc_EF := 1567.8$

$Mhc5_x_EF := 111.8$

$Mhc5_y_EF := 137.4$

$Mhc5_z_EF := 4.5$

Haste em Titanio

$Vx5_in_h_EF := 9.17$

$Vy5_in_h_EF := -43.83$

$Vz5_in_h_EF := 747.17$

$Min5_x_h_EF := 4.8$

$Min5_y_h_EF := 7.4$

$Min5_z_h_EF := 0.32$

Relação Resultados (Modelo Analítico / Modelo Numérico)

Osso Cortical

$\frac{V5x_b}{-Vx5_hc_EF} = 0.97$

$\frac{V5y_b}{-Vy5_hc_EF} = 1.07$

$\frac{V5z_b}{Vz5_hc_EF} = -0.89$

Haste em Titanio

$\frac{V5x_in}{-Vx5_in_h_EF} = 2.55$

$\frac{V5y_in}{-Vy5_in_h_EF} = 0.41$

$\frac{V5z_in}{Vz5_in_h_EF} = -1.23$

Osso Cortical

$\frac{M5x_b}{-Mhc5_x_EF} = 1.17$

$\frac{M5y_b}{-Mhc5_y_EF} = 1$

$\frac{M5z_b}{Mhc5_z_EF} = -0.86$

Haste em Titanio

$\frac{M5x_in}{-Min5_x_h_EF} = 0.95$

$\frac{M5y_in}{-Min5_y_h_EF} = 1.26$

$\frac{M5z_in}{Min5_z_h_EF} = -0.52$

6 Resumo da Divisão de Cargas - Seção 5

cálculo das tensões na seção 5

$\sigma N_5_b := \frac{V5z_b}{A_5}$ $\sigma N_5_b = -1.99 \times 10^{6}$

$\sigma N_5_in := \frac{V5z_in}{A_in}$ $\sigma N_5_in = -1.56 \times 10^{7}$

$\sigma Bx_5_0_b(\alpha) := \frac{M5x_b \cdot R_5 \cdot \sin(\alpha)}{Ix_5}$

$\sigma By_5_0_b(\alpha) := \frac{M5y_b \cdot R_5 \cdot \cos(\alpha)}{Iy_5}$

$\sigma B_5_0_b(\alpha) := -\sigma Bx_5_0_b(\alpha) + \sigma By_5_0_b(\alpha)$

$\sigma Bx_5_in(\alpha) := \frac{M5x_in \cdot r_in_o \cdot \sin(\alpha)}{I_in}$

$\sigma By_5_in(\alpha) := \frac{M5y_in \cdot r_in_o \cdot \cos(\alpha)}{I_in}$

$\sigma B_5_in(\alpha) := -\sigma Bx_5_in(\alpha) + \sigma By_5_in(\alpha)$

$$\sigma Bx_5_in(\alpha) := \frac{M5x_in \cdot r_in_o \cdot \sin(\alpha)}{I_in}$$

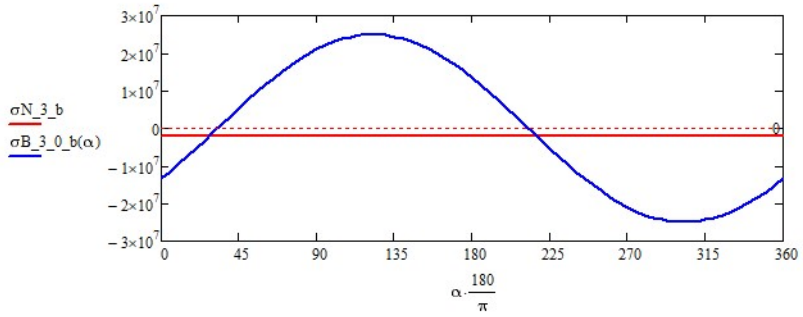
$$\sigma By_5_in(\alpha) := \frac{M5y_in \cdot r_in_o \cdot \cos(\alpha)}{I_in}$$

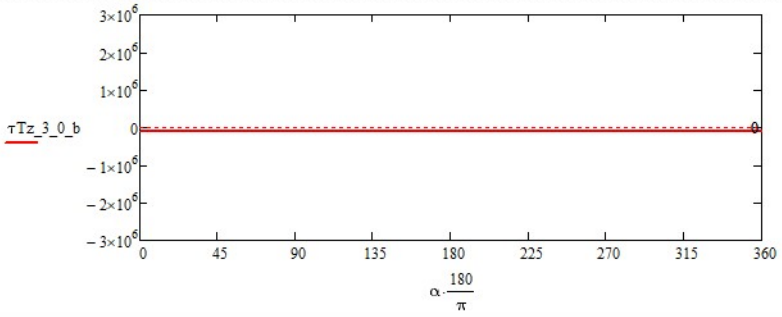
$$\sigma B_5_in(\alpha) := -\sigma Bx_5_in(\alpha) + \sigma By_5_in(\alpha)$$

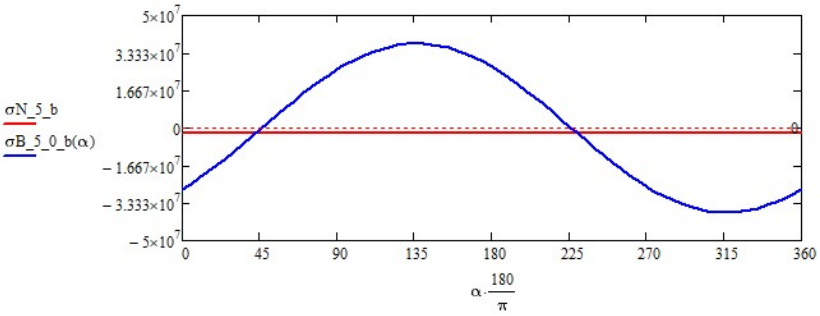
$$\tau Tz_5_0_b := \frac{M5z_b \cdot R_5}{J_5} \qquad \tau Tz_5_0_b = -3.82 \times 10^{5}$$

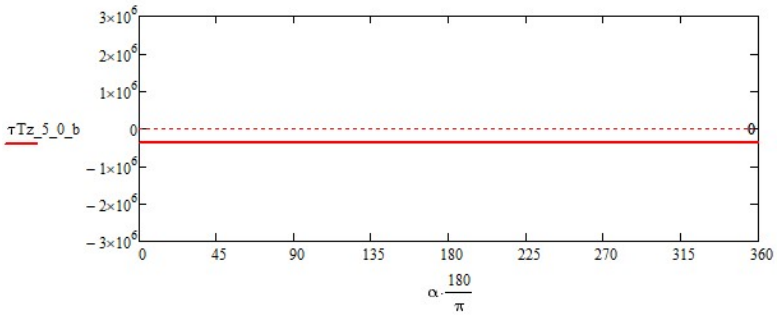
$$\tau Tz_5_in := \frac{M5z_b \cdot r_in_o}{J_5} \qquad \tau Tz_5_in = -9.54 \times 10^{4}$$

cálculo das tensões na seção 5

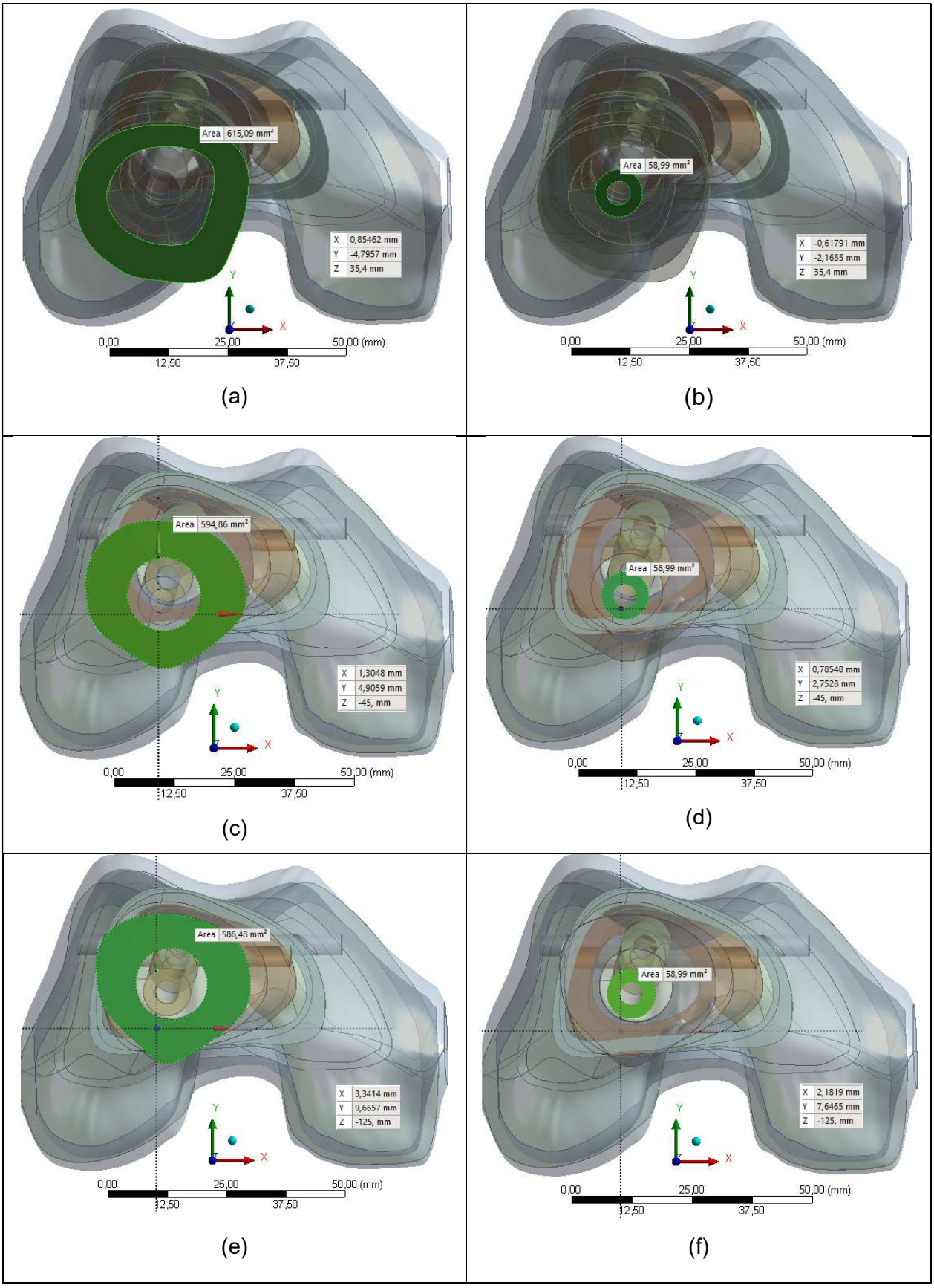








APÊNDICE C. Áreas e Centroides das seções transversais do osso e da haste



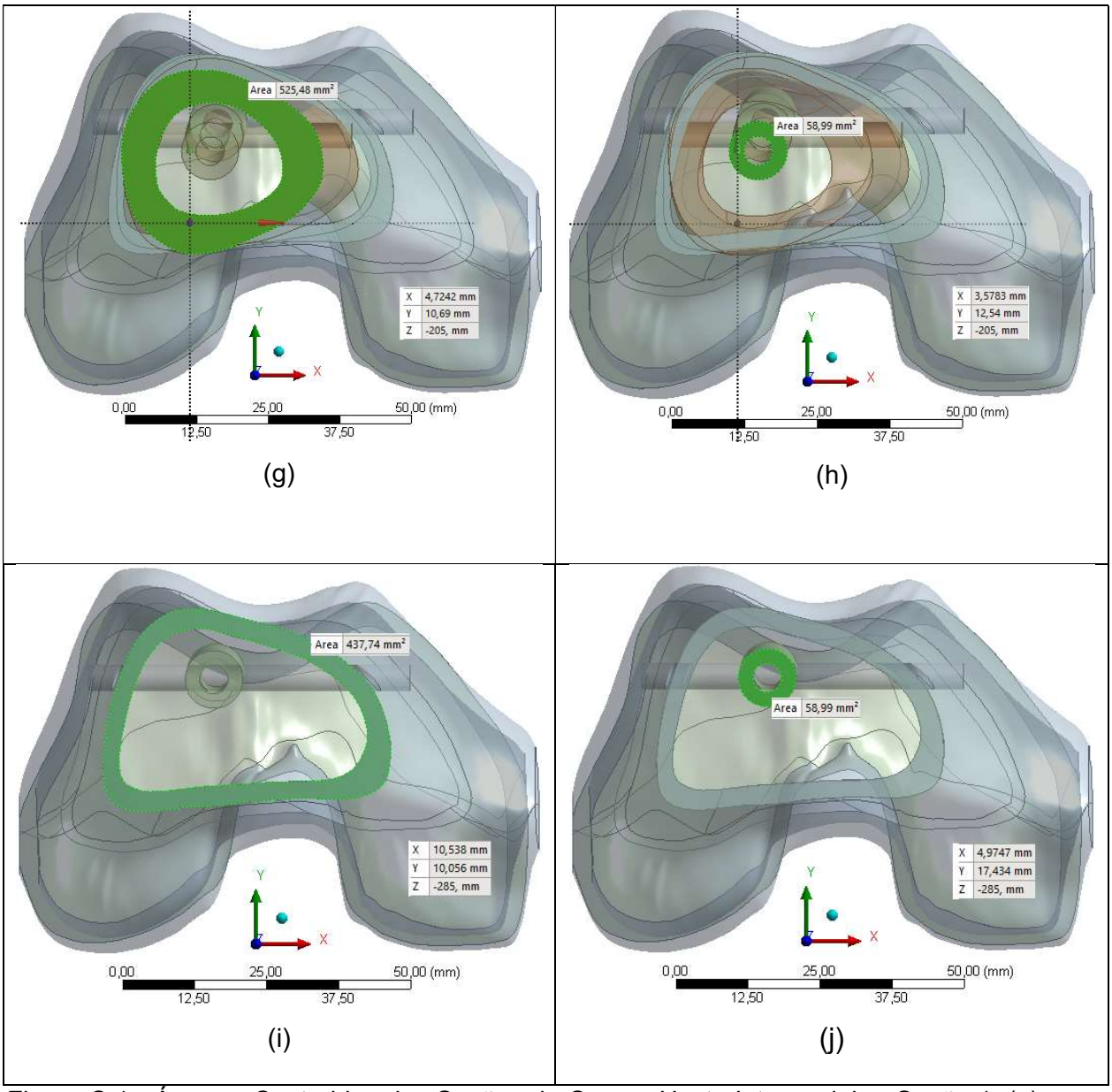


Figura C.1 - Áreas e Centroides das Seções de Osso e Haste Intramedular. Seção 1: (a) osso, (b) haste; Seção 2: (c) osso, (d) haste; Seção 3: (e) osso, (f) haste; Seção 4: (g) osso, (h) haste; Seção 5: (i) osso, (j) haste.

APÊNDICE D. Tensões Equivalentes de von Mises nos Parafusos

Foi realizada uma avaliação da distribuição das tensões nos parafusos de bloqueio proximal e distal. As Figuras D.1 e D.2 mostram, respectivamente, as propriedades mecânicas inseridas diretamente no módulo Workbench do ANSYS, para parafusos de aço inoxidável e curva tensão deformação bi-linear deste material (o mesmo foi feito para os parafusos de titânio).

Properties of Outline Row 10: Liga Inoxidável ABNT ISO 5832-1

	A	B	C	D	E
1	Property	Value	Unit		
6	Isotropic Elasticity				
7	Derive from	Young's M...			
8	Young's Modulus	1,9E+11	Pa		
9	Poisson's Ratio	0,3			
10	Bulk Modulus	1,5833E+11	Pa		
11	Shear Modulus	7,3077E+10	Pa		
12	Field Variables				
13	Temperature	Yes			
14	Shear Angle	No			
15	Degradation Factor	No			
16	Bilinear Isotropic Hardening				
17	Yield Strength	6,9E+08	Pa		
18	Tangent Modulus	5E+08	Pa		

Figura D.1 – Propriedades Mecânicas – parafusos de aço inoxidável (ABNT ISO 5832-1).

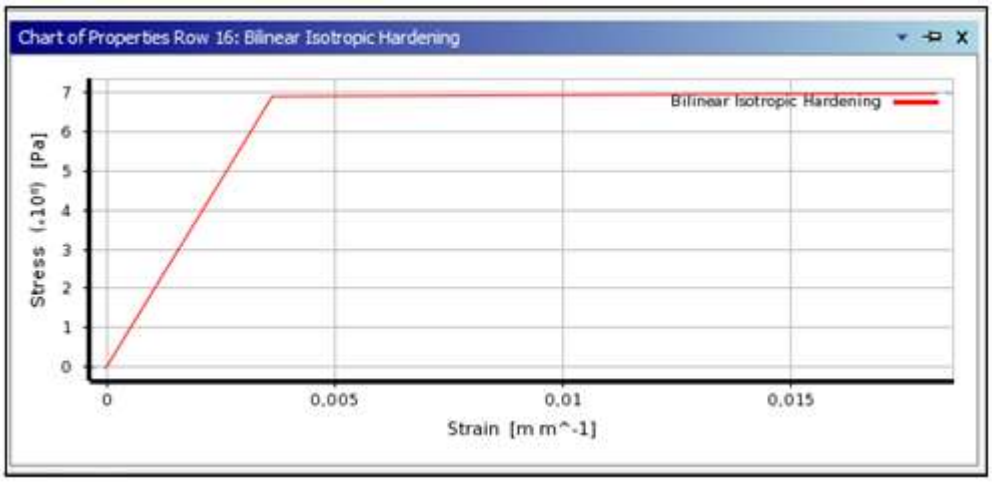


Figura D.2 – Gráfico tensão x deformação do material dos parafusos de aço inoxidável (ABNT ISO 5832-1).

Analisando o modelo Caso A (haste e parafusos em titânio), vê-se nas vistas das corticais anterior e posterior (Fig. D.3) que o parafuso proximal é submetido a tensões trativas da ordem de 77 MPa na região inferior, no contato com a haste intramedular.

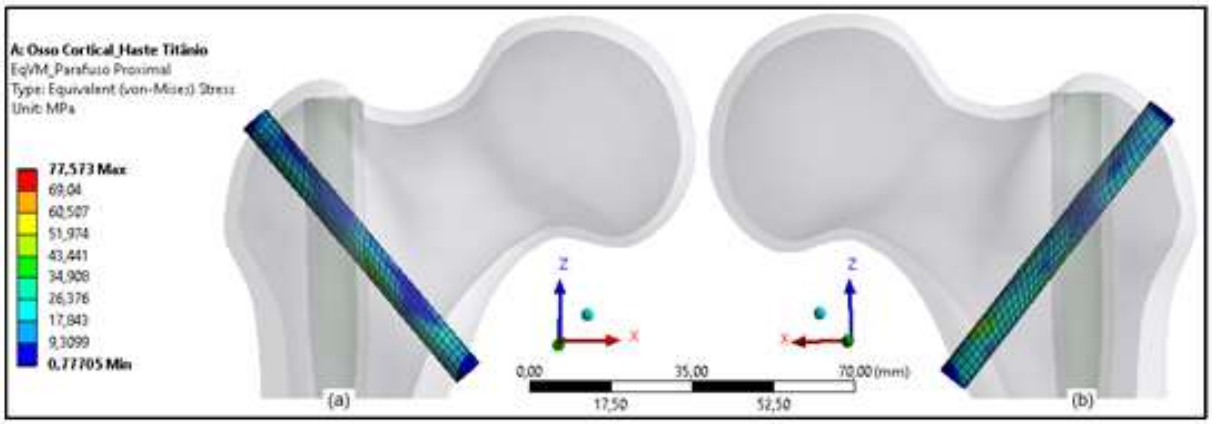


Figura D.3 – Parafuso Proximal de Titânio - Tensões Equivalentes de von Mises nas vistas das corticais (a) Posterior e (b) Anterior.

Analisando o parafuso distal, as tensões máximas alcançaram 396 MPa na superfície superior, região de contato com a haste (Fig. D.4).

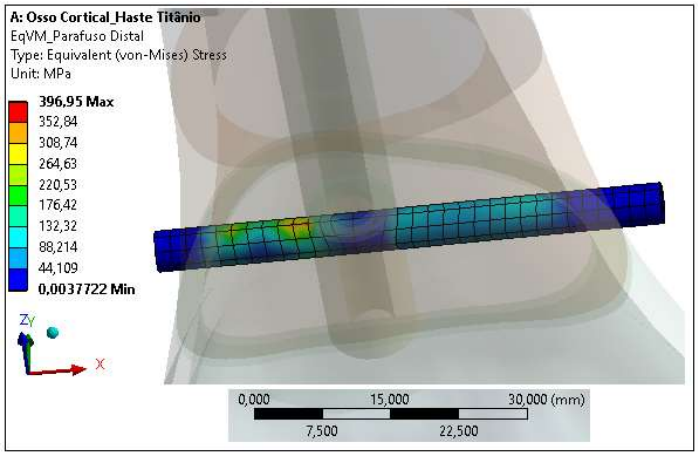


Figura D.4 – Parafuso Distal de Titânio - Tensões Equivalentes de von Mises na Vista Superior.

Ao analisar o parafuso distal do modelo Caso B (haste e parafusos em aço inoxidável), as tensões aumentaram em 64% (Fig. D.5) se comparado ao ponto de máxima tensão encontrado no Caso A. Isso se deve à diferença de rigidezes dos materiais titânio e aço inox.

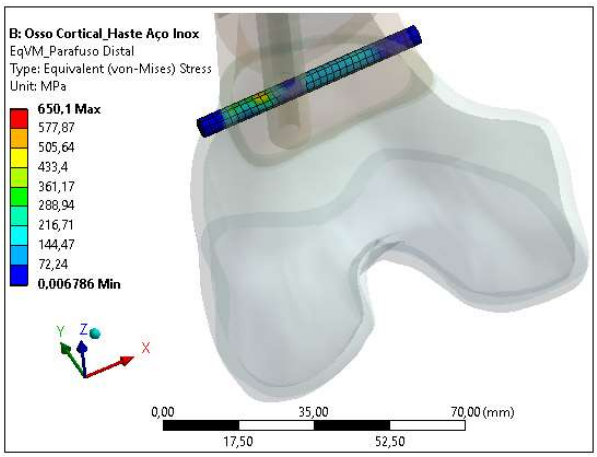


Figura D.5 – Parafuso Distal de Aço Inox - Tensões Equivalentes de von Mises.

Na realidade é mais comum o uso de dois parafusos distais, como mostrado na Fig. D.6. Neste caso a tensão de von Mises máxima desenvolvida no parafuso distal inferior (426 MPa – Fig. D.6.b) foi atenuada de 35% pela aplicação do parafuso distal superior (225,7 MPa – Fig. D.6.a).

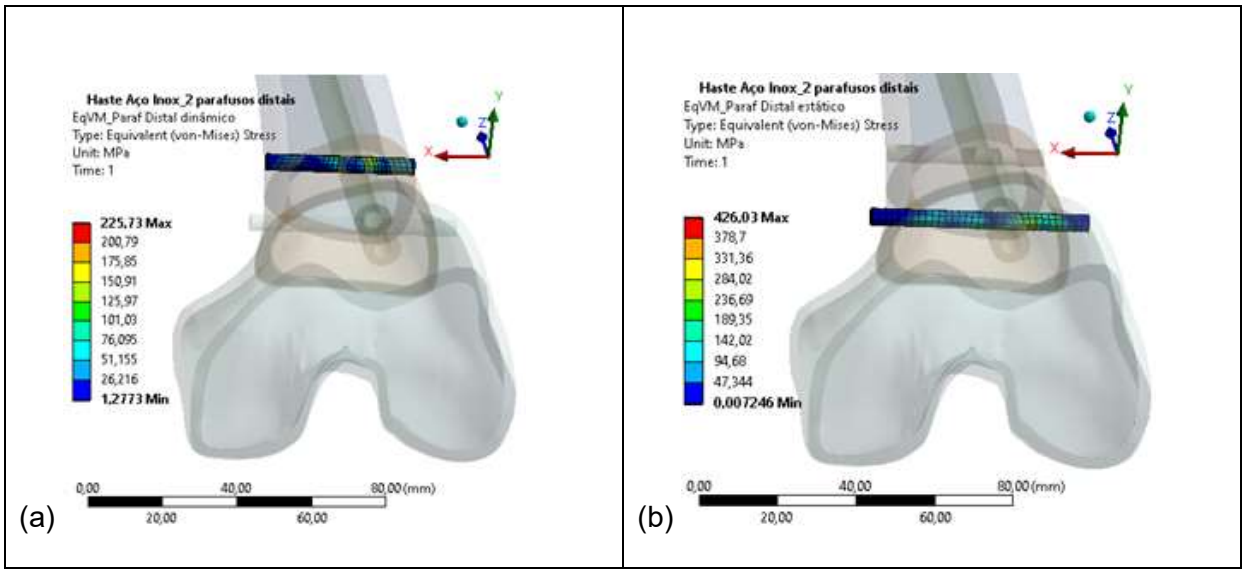


Figura D.6 – Arranjo com dois Parafusos Distais de Aço Inox - Tensões Equivalentes de von Mises nos Parafuso Distais: (a) Superior e (b) Inferior.