CEFET/RJ
DIRETORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO

HASTE INTRAMEDULAR - UMA BLINDAGEM PARCIAL DA RESPOSTA OSTEOGÊNICA NO PÓS-ESTABILIZAÇÃO DE FRATURAS FEMORAIS

José Renato de Oliveira e Silva Neto

Tese de Doutorado 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 Doutor em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais.

Orientador:
Paulo Pedro Kenedi, D.Sc.

Co-Orientador:
Lucas Lisbôa Vignoli, D.Sc.

Rio de Janeiro
Dezembro/2024

HASTE INTRAMEDULAR - UMA BLINDAGEM PARCIAL DA RESPOSTA OSTEOGÊNICA NO PÓS-ESTABILIZAÇÃO DE FRATURAS FEMORAIS

Tese de Doutorado 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 Doutor em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais.

José Renato de Oliveira e Silva Neto

Banca Examinadora:

Presidente, Professor Dr. Paulo Pedro Kenedi (CEFET/RJ) (orientador)

Professor Dr. Lucas Lisbôa Vignoli (UFRJ- Macaé) (co-orientador)

Professor Dr. Adriano Almeida Gonçalves Siqueira (USP-EESC)

Professor Dr. Luiz Carlos da Silva Nunes (UFF)

Professor Dr. Sérgio Souto Maior Tavares (UFF)

Professor Dr. Felipe do Carmo Amorim (CEFET/RJ)

Rio de Janeiro

Dezembro/2024

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central do CEFET/RJ

S586 Silva Neto, José Renato de Oliveira e
Haste intramedular: uma blindagem parcial da resposta osteogênica no pós-estabilização de fraturas femorais / José Renato de Oliveira e Silva Neto. – 2024.
69f. + apêndices : il. color. , enc.

Tese (Doutorado) Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca, 2024.
Bibliografia : f. 65-69
Orientador: Paulo Pedro Kenedi.
Coorientador: Lucas Lisbôa Vignoli.

1. Fraturas – Fixação. 2. Ossos – Efeito de implantes. 3. Fêmur – Propriedades mecânicas. 4. Haste intramedular. I. Kenedi, Paulo Pedro (Orient.). II. Vignoli, Lucas Lisbôa (Coorient.). III. Título.

CDD 617.15

Elaborada pela bibliotecário Leandro Mota de Menezes – CRB/7 nº 5281

DEDICATÓRIA

“Dedico este trabalho a todos os
indivíduos da terceira idade e àqueles que ainda chegarão lá”.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, por terem me proporcionado boas escolas.

À minha esposa Deusa, companheira há trinta e cinco anos, por ter me incentivado na busca pelo conhecimento.

Ao Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca, pelo suporte tecnológico durante todo o curso de doutorado, tanto interno quanto nas participações e apresentações dos trabalhos, publicados nos anais de congressos de engenharia e de biomecânica, ao longo dos anos de 2020 a 2024.

À Coordenadoria de Pesquisa de Ensino Superior CAPES, pelo suporte financeiro à minha pesquisa.

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.

Da mesma forma, estendo os agradecimentos ao co-orientador e amigo, Prof. Lucas Lisbôa Vignoli.

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 tecido ósseo é considerado um organismo vivo em constante transformação. Sua arquitetura é capaz de remodelar-se em função de um novo estado de deformações ao qual for submetido. A combinação da magnitude de deformação com o número de ciclos e a frequência de carregamento aciona os processos de modelação e remodelação tecidual, seja por construção, reabsorção ou reparação de danos. Fraturas femorais são bastante comuns, principalmente em idosos. O processo de estabilização é facilmente alcançado com a implantação de um dispositivo conhecido como haste intramedular. Após implantada, haste intramedular passa a compartilhar carregamento com o osso e, à medida em que o site de fratura recupera suas propriedades mecânicas, a haste devolve gradativamente parte do carregamento ao osso, mas não todo. Então, é razoável questionar que o estímulo mecânico à resposta osteogênica possa ser reduzido, devido à blindagem parcial de deformação, imposta pela haste ao osso. O software de EF ANSYS foi utilizado para estimar a distribuição de deformações na superfície periosteal e em três seções transversais médias da cortical femoral. O protocolo de carregamento avaliado foi o de caminhada diária. Um modelo de carregamento complexo foi replicado e ajustado, considerando as principais forças musculares atuantes. Uma equação foi aplicada ao modelo de EF para calcular e comparar o estímulo mecânico à resposta osteogênica entre três casos de haste implantada com materiais diferentes e um quarto caso de haste explantada. Apesar das limitações do modelo aplicado, os resultados mostraram que a utilização de materiais de baixa rigidez para a haste intramedular parece não ter sido suficiente para garantir processos de modelação e remodelação em determinadas regiões do fêmur, notadamente as proximais, para o carregamento de caminhada diária. Outros tipos de atividade física repetitiva, além da caminhada diária de distâncias razoáveis, devem ser propostos para que em conjunto possam gerar estímulos mecânicos suficientes à resposta osteogênica para manter todo o femur são.

Palavras-Chave: Haste Intramedular; Modelo Numérico; Divisão de Carregamento; Blindagem de Deformação; Resposta Osteogênica

ABSTRACT

Bone tissue is considered a living organism in constant transformation. Its architecture can remodel itself according to a new state of deformation to which it is subjected. The combination of the magnitude of strain with the number of cycles and the frequency of loading triggers the processes of tissue modeling and remodeling, whether by construction, reabsorption, or damage repair. Femoral fractures are quite common, especially in the elderly. The stabilization process is easily achieved by implanting a device known as an intramedullary nail. After implantation, the intramedullary nail begins to share the load with the bone and, as the fracture site recovers its mechanical properties, the nail gradually returns part of the load to the bone, but not all of it. Therefore, it is reasonable to question whether the mechanical stimulus to the osteogenic response may be reduced due to the partial strain shielding imposed by the nail on the bone. The ANSYS FE software was used to estimate the distribution of strains on the periosteal surface and in three average cross-sections of the femoral cortex. The loading protocol evaluated was daily walking. A complex loading model was replicated and adjusted, considering the main acting muscular forces. An equation was applied to the FE model to calculate and compare the mechanical stimulus to the osteogenic response between three cases of implanted stem with different materials and a fourth case of explanted stem. Despite the limitations of the applied model, the results showed that using low-stiffness materials for the intramedullary nail does not seem to have been sufficient to guarantee modeling and remodeling processes in certain regions of the femur, notably the proximal ones, for daily walking loading. Other types of repetitive physical activity, in addition to daily walking of reasonable distances, should be proposed to generate sufficient mechanical stimuli to the osteogenic response to maintain the entire femur healthy.

Keywords: Intramedullary Nail; Numerical Model; Load Share; Strain Shielding; Osteogenic Response

SUMÁRIO

Introdução.....16

Capítulo 1 - Revisão Bibliográfica.....19

1.1 Histologia do Tecido Ósseo.....21

1.2 Fraturas Diafisárias e a Consolidação Óssea.....23

1.3 Haste Intramedular e a Divisão de Carregamento.....27

1.4 As Janelas de Mecanotransdução.....27

1.5 Análises Biomecânicas.....29

Capítulo 2 Materiais e Métodos..... 34

2.1 Metodologia de Análise.....34

2.2 Caracterização dos Materiais.....35

2.3 Premissas Adotadas.....36

2.4 Modelos Matemáticos.....37

2.5 O Modelo Matemático Aplicado.....39

Capítulo 3 - Modelo Numérico.....41

3.1 Objetivos.....41

3.2 Casos de Carregamento.....41

3.3 Geometrias.....44

3.4 Propriedades Mecânicas.....44

3.5 Contatos e Malha.....45

3.6 Análises Numéricas.....47

3.7 Limitações do Modelo.....48

Capítulo 4 - Resultados e Discussões.....50

4.1 As Deformações Principais e as Janelas de Mecanotransdução.....50

4.2 Estímulo Mecânico à Resposta Osteogênica (EMRO).....56

Capítulo 5 - Conclusões e Sugestões para Trabalhos Futuros.....64

Referências Bibliográficas.....65

APÊNDICE A – Máximas Deformações Principais (MPES) no periósteo e nas seções transversais 70

APÊNDICE B – Estímulo Mecânico à Resposta Osteogênica (EMRO).....76

APÊNDICE C – Gráficos – EMRO vs CPD 81

APÊNDICE D – Forças Musculares nos Três Instantes de Propulsão de um Passo de Caminhada.....87

APÊNDICE E – Publicação em Congressos e Revistas.....90

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Anatomia superficial de um fêmur humano direito, em vistas: (a) Anterior e (b) Posterior 21

Figura 1.2 – Seção transversal de osso mostrando as regiões cortical (externa) e trabecular (interna).....22

Figura 1.3 – Sequência de Ativação, Reabsorção e Formação em: (a) Osso Cortical e (b) Osso Trabecular 23

Figura 1.4 – Mecanismos comuns de fratura óssea por: (a) Impacto e (b) Contração muscular.23

Figura 1.5 – Fases de Consolidação Óssea: (A) Inflamatória, (B) Reparação e (C) Remodelação.....25

Figura 1.6 – (a) Segmento Diafisário Femoral e Classificação das Fraturas Diafisárias conforme: (b) Simples, (c) Em Cunha e (d) Multifragmentária ou Cominutiva.....26

Figura 1.7 – Imagens de Raios X: (a) Fixador Externo, *Handbook of Fractures*, (Egol *et al*., 2010); (b) Placa em Ponte, (Fernandes *et al*., 2002) (c) HI Bloqueada, *Handbook of Fractures*, (Egol *et al*., 2010).....27

Figura 1.8 (a) Representação esquemática da migração de osteoblastos em um Osso Cortical ou Trabecular sob Carregamento de Flexão, Adaptado de (Duncan e Turner, 1995) e (b) Gradiente de Flexão da Cortical Femoral em Seção Transversal.....28

Figura 1.9 – As quatro janelas de uso mecânico definidas pela Teoria Mecanostática de Frost 28

Figura 1.10 – Atualização das quatro janelas de mecanotransdução por (Frost, 2003).....29

Figura 2.1 – Fluxograma Esquemático da Metodologia Aplicada.....35

Figura 2.2 – Vista Posterior do femur esquerdo: (a) Terços Femorais e (b) MPES nas Respectivas Seções Mediais Transversais da Cortical. 37

Figura 3.1 –Passo Esquerdo de Caminhada, sendo os instantes (a) 1 – Toque de Calcâneo, (b) 2 – Abdução e (c) 3 – Adução.....41

Figura 3.2 – Caso Complexo de Carregamento nas Extremidades do femur esquerdo (a) Proximal e (b) Distal.....43

Figura 3.3 – Áreas de Aplicação da Força de Reação na Cabeça Femoral para os instantes (a)1 - Toque de Calcâneo, (b) 2 - Abdução e (c) 3 - Adução.....43

Figura 3.4 – Fêmur esquerdo com HI.....44

Figura 3.5 – Contatos entre partes (a) Cortical-Trabecular, (b) Haste-Parafuso Estático, (c) Haste-Trabecular, (d) Haste-Parafuso Dinâmico Proximal e (e) Haste-Cortical.....45

Figura 3.6 – Malhas das partes: (a) Osso Cortical, (b) Osso Trabecular, (c) HI e detalhes de extremidades. Extremidades ósseas: (d) Distal Cortical e (e) Proximal Trabecular.....46

Figura 3.7 – Caso *C* – Instante 3 - Máximas Deformações Principais (MPES) em: (a) Seção Transversal Cortical z = - 245 mm e (b) Vistas Posterior e Anterior do Periósteo.....47

Figura 3.8 – EMRO, vistas Posterior e Anterior do Periósteo, no Instante 1, a 10.000 ciclos por dia, para (a) Caso *A*, (b) Caso *B*, (c) Caso *C* e (d) Caso *D*.....48

Figura 3.9 – Condição de Contorno – Bloqueio dos Côndilos Medial e Lateral.....49

Figura 4.1 – Distribuição de deformações, e respectivas MPES, nas três seções transversais, nos três instantes do passo da caminhada, para o caso *C*. Instante 1: seções (a) z=+35mm, (b) z=-105mm e (c) z=-245mm; Instante 2: seções (d) z=+35mm, (e) z=-105mm e (f) z=-245mm; Instante 3: seções (g) z=+35mm, (h) z=-105mm e (i) z=-245mm. 51

Figura 4.2 – Distribuição de deformações, e respectivas MPES, no Periósteo, para o caso *C*, nos Instantes (a) 1 - Toque de Calcâneo, (b) 2 – Abdução e (c) 3 – Adução.....51

Figura 4.3 - Distribuição de deformações, e respectivas MPES, na Seção Transversal do 3º terço femoral (z = - 245 mm), no instante 3, para os casos: (a) *A*, (b) *B*, (c) *C* e (d) *D*. 52

Figura 4.4 – Distribuição de deformações, e respectivas MPES, em vistas Posterior e Anterior do Periósteo, no instante 3, para os casos: (a) *A*, (b) *B*, (c) *C* e (d) *D*.....53

Figura 4.5 – Gráfico das $\varepsilon/\varepsilon_0$, para as três seções transversais e o periósteo, para os quatro casos estudados, nos três instantes de propulsão, (onde, ε = MPES e ε_0 = 1500 με).....55

Figura 4.6 – Gráfico do EMRO vs CPD, no instante 3, seção transversal z = - 245 mm, para os quatro casos. (Figura C.3.c do Apêndice C).....59

Figura 4.7 – Gráfico do EMRO vs CPD, no instante 3, no Periósteo, para os quatro casos. (Figura C.3.d do Apêndice C).....59

Figura 4.8 – Mínimo de CPD requerido para o EMRO de toda a superfície, em vistas Posterior e Anterior do Periósteo, no instante 3, para os casos: (a) *A*, (b) *B*, (c) *C* e (d) *D*.....61

Figura 4.9 - Gráfico das DPD/DPD_0, para os casos A, B e C em relação ao caso D, nos três instantes, onde DPD_0 = 4,5 km.....63

Figura A.1 - Distribuição de deformações e o MPES – em vistas Posterior e Anterior do Periósteo, no instante 1: (a) Caso *A*, (b) Caso *B*, (c) Caso *C* e (d) Caso *D*.....70

Figura A.2 - Distribuição de deformações e o MPES – em vistas Posterior e Anterior do Periósteo, no instante 2: (a) Caso *A*, (b) Caso *B*, (c) Caso *C* e (d) Caso *D*.....71

Figura A.3 - Distribuição de deformações e o MPES – em vistas Posterior e Anterior do Periósteo, no instante 3: (a) Caso *A*, (b) Caso *B*, (c) Caso *C* e (d) Caso *D*.....72

Figura A.4 - Distribuição de deformações e o MPES – Seções Transversais, no instante 1, no toque de calcâneo. Caso *A*: (a) z=+35mm, (b) z=-105mm, (c) z=-245mm, Caso *B*: (d) z =+35mm, (e) z=-105mm, (f) z=-245mm, Caso *C*: (g) z=+35mm), (h) z=-105mm, (i) z=-245mm, Caso *D*: (j) z =+35mm, (l) z=-105mm, (m) z=-245mm.....73

Figura A.5 - Distribuição de deformações e o MPES – Seções Transversais, no instante 2, na Abdução. Caso *A*: (a) z=+35mm, (b) z=-105mm, (c) z=-245mm, Caso *B*: (d) z =+35mm, (e) z=-105mm, (f) z=-245mm, Caso *C*: (g) z=+35mm), (h) z=-105mm, (i) z=-245mm, Caso *D*: (j) z =+35mm, (l) z=-105mm, (m) z=-245mm.....74

Figura A.6 - Distribuição de deformações e o MPES – Seções Transversais, no instante 3, na Adução. Caso *A*: (a) z=+35mm, (b) z=-105mm, (c) z=-245mm, Caso *B*: (d) z =+35mm, (e) z=-105mm, (f) z=-245mm, Caso *C*: (g) z=+35mm), (h) z=-105mm, (i) z=-245mm, Caso *D*: (j) z =+35mm, (l) z=-105mm, (m) z=-245mm.....75

Figura B.1 - Regiões em que a EMRO é maior que o valor mínimo $\Phi_0 = 1{,}875 \cdot 10^{-10}$, em vistas Posterior e Anterior do Periósteo, no instante 1. Caso *A*, em vermelho: (a) 10 CPD, (b) 100 CPD, (c) 1.000 CPD e (d) 3.000 CPD; Caso *B*, em azul: (e) 10 CPD, (f) 100 CPD, (g) 1.000 CPD e (h) 3.000 CPD; Caso *C*, em verde: (i) 10 CPD, (j) 100 CPD, (l) 1.000 CPD e (m) 3.000 CPD; Caso *D*, em magenta: (n) 10 CPD, (o) 100 CPD, (p) 1.000 CPD e (q) 3.000 CPD.....77

Figura B.2 - Regiões em que a EMRO é maior que o valor mínimo $\Phi_0 = 1{,}875 \cdot 10^{-10}$, em vistas Posterior e Anterior do Periósteo, no instante 2. Caso *A*, em vermelho: (a) 10 CPD, (b) 100 CPD, (c) 1.000 CPD e (d) 3.000 CPD; Caso *B*, em azul: (e) 10 CPD, (f) 100 CPD, (g) 1.000 CPD e (h) 3.000 CPD; Caso *C*, em verde: (i) 10 CPD, (j) 100 CPD, (l) 1.000 CPD e (m) 3.000 CPD; Caso *D*, em magenta: (n) 10 CPD, (o) 100 CPD, (p) 1.000 CPD e (q) 3.000 CPD.....78

Figura B.3 - Regiões em que a EMRO é maior que o valor mínimo $\Phi_0 = 1{,}875 \cdot 10^{-10}$, em vistas Posterior e Anterior do Periósteo, no instante 3. Caso *A*, em vermelho: (a) 10 CPD, (b) 100 CPD, (c) 1.000 CPD e (d) 3.000 CPD; Caso *B*, em azul: (e) 10 CPD, (f) 100 CPD, (g) 1.000 CPD e (h) 3.000 CPD; Caso *C*, em verde: (i) 10 CPD, (j) 100 CPD, (l) 1.000 CPD e (m) 3.000 CPD; Caso *D*, em magenta: (n) 10 CPD, (o) 100 CPD, (p) 1.000 CPD e (q) 3.000 CPD.....79

Figura B.4 - Regiões em que a EMRO é maior que o valor mínimo $\Phi_0 = 1{,}875 \cdot 10^{-10}$, em vistas Posterior e Anterior do Periósteo, a 10.000 CPD. No instante 1 para (a) Caso *A*, (b) Caso *B*, (c) Caso *C* e (d) Caso *D*. No instante 2 para (e) Caso *A*, (f) Caso *B*, (g) Caso *C* e (h) Caso *D*. No instante 3 para (i) Caso *A*, (j) Caso *B*, (l) Caso *C* e (m) Caso *D*.....80

Figura C.1 – Gráficos do EMRO vs CPD, no instante 1, toque de calcâneo, para as seções transversais da cortical: (a) z=+35 mm, (b) z=-105 mm e (c) z=-245 mm e para (d) Periósteo. Caso *A* em vermelho, Caso *B* em azul, Caso *C* em verde e Caso *D* em magenta.....82

Figura C.2 – Gráficos do EMRO em função do CPD, no instante 2, abdução, para as seções transversais da cortical: (a) z=+35mm, (b) z=-105mm e (c) z=-245mm e para (d) Periósteo. Caso *A* em vermelho, Caso *B* em azul, Caso *C* em verde e Caso *D* em magenta.....84

Figura C.3 – Gráficos do EMRO vs CPD, no instante 3, em adução, para as seções transversais da cortical: (a) z=+35 mm, (b) z=-105 mm e (c) z=-245 mm e para (d) Periósteo. Caso *A* em vermelho, Caso *B* em azul, Caso *C* em verde e Caso *D* em magenta. 86

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Casos Avaliados.....36

Tabela 2.2 – Propriedades Mecânicas Elásticas.....36

Tabela 3.1 – Forças Musculares – Face e Posição de Inserção, Instante de Máxima Força....42

Tabela 4.1 – MPES.....54

Tabela 4.2 – $\varepsilon/\varepsilon_0$.....54

Tabela 4.3 – EMRO.....57

Tabela 4.4 – CPD.....58

Tabela 4.5 – DPD.....62

Tabela 4.6 – DPD/DPD_0.....62

Tabela D.1 – Forças Musculares no instante 1.....87

Tabela D.2 – Forças Musculares no instante 2.....88

Tabela D.3 – Forças Musculares no instante 3.....89

LISTA DE SIGLAS

ASTM – American Society for Testing and Materials

BMU – Unidade multicelular básica (Bone multicelular unit)

CPD – Ciclos por dia

DMO – Densidade mineral óssea

DPD – Distância por dia

EMRO – Estímulo mecânico à resposta osteogênica

EF – Elementos finitos

FDA – Food and Drugs Administration

HI – Haste intramedular

MMO – Manutenção da massa óssea

MPC – Restrição cinemática de múltiplos pontos

MPES – Máximas Deformações Principais

NSA – Ângulo do pescoço femoral (Neck Shaft angle)

SIMM – Single in-line Memory Module

SS – Blindagem de deformações (Strain shielding)

Introdução

Essa obra inacabada de alicerce em constante transformação, os nossos ossos. Desde o nascimento, o ser humano experimenta sucessivos processos de reestruturação óssea, por modelação e remodelação. A cadência e o sucesso desses processos dependem, não somente, de que os fatores bioquímicos e mecânicos estejam relacionados, mas também da intervenção de fatores externos, tais como estilo de vida, alimentação, utilização de fármacos e dispositivos físicos implantados. A humanidade passou por três revoluções bem distintas. A cognitiva, há cerca de 70 mil anos atrás, a agrícola, há cerca de 12 mil anos, e a científica, com início há 500 anos atrás. Até o final do século XIX, a pesquisa existia apenas como um hobby da classe aristocrata. A partir de meados do século XX, ciência e tecnologia tornaram-se de livre acesso. E junto a essa condição, o ser humano vem intervindo na autonomia da natureza (Harari, 2015). Ignorar a complexidade de nossa existência pode ser um grande erro, como mostrada, cada vez mais, pela própria ciência. Como exemplos dentro desse contexto, a utilização de corticóides no tratamento de inflamações ou de atividades indesejadas do sistema imunológico podem refletir em doença óssea grave e está relacionada com o risco de fratura (Christos *et al*., 2021). Outra questão é o consumo de proteína animal. Seu teor de cálcio, que exacerba as necessidades do corpo humano, inibe a potencialização do hormônio D25-OH pelos órgãos fígado e rins, através do comando da glândula paratireóide. Sem a potencialização desse hormônio, comumente conhecida como “Vitamina D”, o transporte de cálcio sérico aos ossos fica comprometido, justificando a grande incidência de fraturas ósseas nos países cuja ingesta desse tipo de alimentação é considerada alta (Campbell *et al*., 2016). E, como se não fosse suficiente, ocorre perda de massa óssea por aqueles que enfrentam a microgravidade imposta pelos programas de viagens aeroespaciais (Genc *et al*., 2009; Cavanagh *et al*., 2010; Pennline, 2014). Então, parece ser ao menos prudente que a pequisa avance de forma integrativa, buscando não somente o conhecimento específico, como também das demais áreas correlatas, mitigando assim os efeitos colaterais à saúde humana, e por que não citar também, à natureza e ao meio ambiente.

Falando-se de tecido ósseo, esse organismo bastante complexo, formado por conjuntos de células denominadas de Unidade Multicelular Básica (BMU), é capaz de remover e substituir parte da estrutura óssea, reparando danos ou até mesmo conferindo nova arquitetura adaptativa ao estado de tensões e deformações no qual estiver sendo submetida. Olhando-se apenas para o fator mecânico, dependendo da combinação entre magnitude de deformação, número de ciclos e frequência de carregamento, um osso poderá ou não ativar esse processo.

O grande desafio da cirurgia ortopédica é a estabilização, em curto prazo, de fraturas diafisárias de ossos longos, face às diversas complicações relacionadas aos processos de cura e pós-cura. Fraturas femorais 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 pelo próprio peso corporal. Outros tipos de fraturas podem ocorrer por perda de resistência óssea localizada, devido a uma combinação de fatores externos, anteriormente citados. A evolução dos dispositivos utilizados para a estabilização de fraturas, ao longo das últimas décadas, sempre buscou preservar a saúde e a integridade dos indivíduos implantados, diminuindo o tempo de imobilidade do paciente e o risco de complicações.

O procedimento mais eficaz utilizado atualmente é a instalação de um dispositivo, interno à cavidade medular óssea, denominado haste intramedular (HI) bloqueada. Após implantada, osso e haste dividem carregamento e, à medida que o osso aumenta em rigidez, restabelecendo suas propriedades mecânicas, a haste libera gradativamente parte do seu carregamento ao osso implantado, até que a última fase de remodelação com reabsorção óssea tenha sido completada. Até aí, esse dispositivo cumpre muito bem o seu papel.

Ocorre que, após a estabilização da fratura, problemas no pós-implante, tais como falha de consolidação óssea, dismetria dos membros inferiores e osteoporose, têm sido relatados, podendo indicar uma relação direta com os baixos estimulos mecânicos conferidos ao osso, conforme abordado na Lei de Wolff (Frost, 1994) e na Teoria Mecanostática (Duncan e Turner, 1995). Apesar de alguns fabricantes desse dispositivo recomendarem a sua remoção após terminado o período de estabilização (Biomet; Baumer; Interfix; Orthofix; Sartori), que dura por volta de um ano, os fatores risco cirúrgico e alto custo parecem se sobrepor a essa recomendação.

Sob o ponto de vista mecânico, a divisão de carregamento entre osso e haste implantada é fato incontestável. Os processos de modelação e remodelação óssea iniciam-se com um sinal de estímulo mecânico à resposta osteogênica (EMRO), enviado às Unidades Multicelulares Básicas (BMU). Uma vez que esse sinal depende, primeiramente, da magnitude de deformação, o osso implantado pode ser “blindado” parcialmente desse estímulo mecânico pela existência da HI. Embora os percentuais de redução em níveis de deformação sejam relativamente pequenos, é preciso entender qual seria o reflexo no EMRO.

Dentro do conceito de pesquisa translacional, no qual cientistas, pesquisadores e acadêmicos trabalham com um único objetivo, de levar saúde e longevidade à população mundial, a engenharia mecânica também vem dando a sua parcela de contribuição.

A relação do funcionamento físico-mecânico do tecido ósseo com os respectivos fenômenos e sinais bioquímicos pode, atualmente, ser mais facilmente acessada. Através da nova geração de modelos analíticos e numéricos, os quais propõem-se quantificar respostas mecânicas, tais como níveis de tensão e de deformação, ativação de processos de modelação e remodelação, e até mesmo dano e risco de falha.

O capítulo 1 apresenta uma revisão bibliográfica sobre biologia tecidual óssea, fraturas diafisárias de fêmur, processos osteogênicos e análises biomecânicas, compilando trabalhos desenvolvidos por diversos autores, através de diferentes métodos. O capítulo 2 descreve os materiais e alguns dos métodos matemáticos utilizados na quantificação do estímulos à resposta osteogênica, além de selecionar e justificar o modelo mais adequado à pesquisa aqui apresentada. O capítulo 3 apresenta e explica a implementação do modelo numérico do conjunto fêmur-haste intramedular. O capítulo 4 comenta e compara os níveis de máximas deformações principais e estímulos à resposta osteogênica encontrados para cada um dos casos avaliados. E, por fim, o capítulo 5 conclui-se esta pesquisa e apresenta sugestões para pesquisas futuras.

Capítulo 1 - Revisão Bibliográfica

Grande progresso foi alcançado na compreensão do tecido ósseo e da sua capacidade de exercer mecanismos de modelação, remodelação e até mesmo estabilização de fraturas nas últimas duas décadas. A composição não homogênea e o comportamento mecânico ortotrópico tornam o seu entendimento ainda mais complexo. A Lei da Transformação Óssea, postulada pelo cirurgião Julius Wolf em 1892, abriu um importante caminho para a pesquisa. Conhecida como Lei de Wolf, relacionou mudanças na arquitetura óssea ao carregamento mecânico. No entanto, esse processo adaptativo não é garantido simplesmente pela aplicação de carregamentos. É preciso que haja uma combinação perfeita de reabsorção de osso antigo com formação de osso novo (Teichtahl *et al*., 2015).

Mais recentemente, no início dos anos 90, a teoria mecanostática de Frost usou a unidade multicelular básica (BMU) de remodelação óssea para definir os limites de deformação entre os processos de reabsorção, homeostase, modelação e dano (Frost, 2003). No final dos anos 90, foi proposta uma equação de regressão não linear que mantinha a massa óssea (MMO) com base na dependência entre a magnitude da deformação e o número de ciclos por dia (CPD) (Qin *et al*., 1998). Além disso, o conhecimento da modelação mecanobiológica tem sido uma ferramenta poderosa na compreensão das relações entre fatores biológicos e mecânicos durante a consolidação óssea (Ghiasi *et al*., 2017).

As fraturas diafisárias de ossos longos são bastante comuns e são facilmente estabilizadas pela HI. Gerhard Kuntscher, um conhecido cirurgião ortopédico alemão, usou o primeiro modelo de uma HI bloqueada para estabilizar fraturas da diáfise do fêmur em pilotos americanos durante a Segunda Guerra Mundial (Glatt *et al*., 2017). A rápida estabilização aliada ao baixo risco de complicações fizeram deste dispositivo o mais utilizado e bem-sucedido até o momento. No entanto, a divisão de carregamento entre o osso e a HI é uma questão claramente relacionada as respectivas rigidezes, que não deve ser negligenciada. Por exemplo, alguns efeitos relacionados ao mecanismo de blindagem de deformação, do inglês “strain shielding” (SS), causado pelo dispositivo foram relatados (Allen *et al*., 2008). Alguns deles referem-se à reabsorção óssea na região de contato entre as partes do tecido ósseo e do implante, com consequente soltura da haste intramedular (Cilla *et al*., 2017). Portanto, materiais de baixa rigidez têm sido testados em modelos de HI, visando acelerar o processo de estabilização da fratura, através de uma divisão de carregamento mais favorável entre osso e dispositivo implantado (Samiezadeh *et al*., 2015). A não retirada deste dispositivo após a estabilização da fratura pode afetar a resposta osteogênica ao processo de remodelação. Estudos com estímulos mecânicos induzidos de baixa magnitude têm sido realizados visando a compreensão do mecanismo de

aumento da densidade mineral óssea (DMO), especialmente próximo ao pescoço femoral, região conhecida como “Triângulo de Ward”, onde a incidência de fraturas é considerada alta em pessoas de idade avançada (Kiel *et al*., 2015). Observou-se que sinais mecânicos de baixa frequência (20-50 Hz), mais seguros e livres do uso de medicamentos, poderiam ser utilizados como chave regulatória para um ciclo completo de remodelação óssea (Ozcivici *et al*., 2010). Mesmo deformações ósseas de magnitude extremamente baixa, três ordens de grandeza abaixo das deformações usuais, em relativamente “altas” frequências, podem desencadear um processo osteogênico. Experimentos com animais mostraram que, após um ano em protocolo de 20 minutos de picos de 5 μƐ e frequência de 30 Hz, a densidade mineral óssea trabecular no fêmur proximal de ovelhas adultas do grupo experimental aumentou em 34,2% a mais do que no grupo controle, além do aumento de 113% em formação óssea e de 144% em mineralização na superfície (Rubin *et al*., 2001). Considerando o baixo tempo de exposição ao exercício e baixo impacto; protocolos de baixo impacto e de “alta” frequência devem ser mais bem estudados para aqueles cuja disponibilidade para atividade física seja limitada, como é o caso dos idosos.

Um estudo randomizado em ratos reforçou a hipótese de que, à medida que a magnitude da deformação aumenta, o número de ciclos de carga para iniciar a formação óssea diminui (Cullen *et al*., 2001). Outra pesquisa concluiu que 95% do processo de mecanotransdução iniciou-se com uma quantidade mínima de ciclos, apenas 20 a 40 CPD, sob aproximadamente 2.000 μƐ de magnitude em compressão (Hart *et al*., 2017). Sob altas magnitudes de deformação, o EMRO mostrou-se mais eficaz em um curto período com intervalo de descanso, em comparação a protocolos de carregamento prolongados e contínuos (Burr *et al*., 2002).

Em resumo, os pesquisadores têm buscado uma relação entre a magnitude variável da deformação, o número de ciclos de carregamento e a frequência de aplicação, com a resposta osteogênica à MMO e ao processo de remodelação. A limitação de trabalhar com um modelo humano vivo para obter um modelo confiável que melhor represente o conjunto adequado e equilibrado de forças musculares que atuam no membro inferior tem sido superada através do uso de softwares de simulação, inclusive os abertos. Por exemplo, uma otimização estática realizada no software OpenSim melhorou a caracterização do modelo de caminhada, incluindo a disponibilização dos valores das forças musculares mais importantes (Modenese *et al*., 2011). Uma combinação do método de elementos finitos (EF) com o modelo matemático isotrópico de Stanford mostrou que o uso de um maior número de músculos melhorou significativamente a caracterização do carregamento mecânico femoral (Kobiraki *et al*., 2019). Cita-se, ainda, que buscando uma solução para estimular o mecanismo de adaptação óssea em ambientes de microgravidade, pesquisadores da NASA avaliaram alguns modelos matemáticos existentes, sob diferentes cenários de exercício (Pennline e Mulugeta, 2014).

1.1 Histologia do Tecido Ósseo

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 $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$.

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 *et al*., 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 DMO de parte ou do todo da estrutura óssea.

A saúde e a qualidade do osso podem ser avaliadas conforme a estrutura cristalina da parte inorgânica. (Rollo *et al*., 2015), em uma caracterização microestrutural dos cristais de hidroxiapatita presentes em osso trabecular cadavérico, concluíram que o tamanho desses cristais está diretamente relacionado à qualidade óssea. Entretanto, apesar do baixo T-Score de DMO indicar maior probabilidade à fratura, somente esse fator não garante o evento. A evolução na interpretação clínica da DMO tem avançado, de forma a distinguir o tipo e a intensidade do tratamento em função de outros fatores, tais como etnia, faixa etária, sexo, região óssea (Miller, 2006).

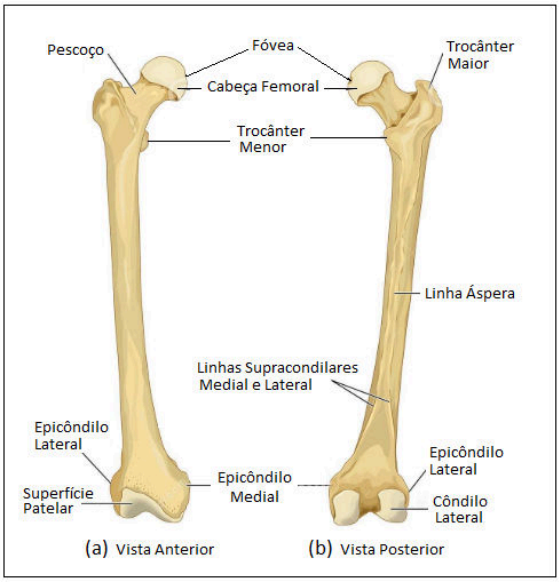


Figura 1.1 – Anatomia superficial de um fêmur humano direito, em vistas: (a) Anterior e (b) Posterior (Adaptação ID 121326151/Legger/dreamtime.com).

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

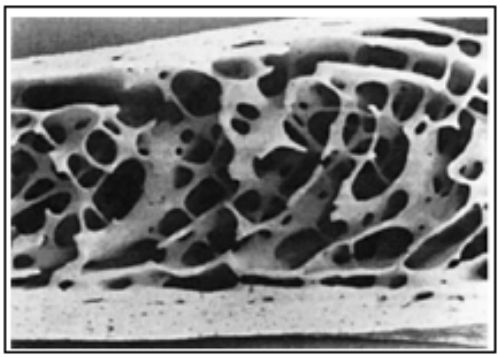


Figura 1.2 – Seção transversal de osso mostrando as regiões cortical (externa) e trabecular (interna), (Doblaré *et al*.,2004).

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, são os osteoblastos inativos e não foram depositados no osso novo. E os osteócitos, que são os osteoblastos maduros. O processo de remodelação 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).

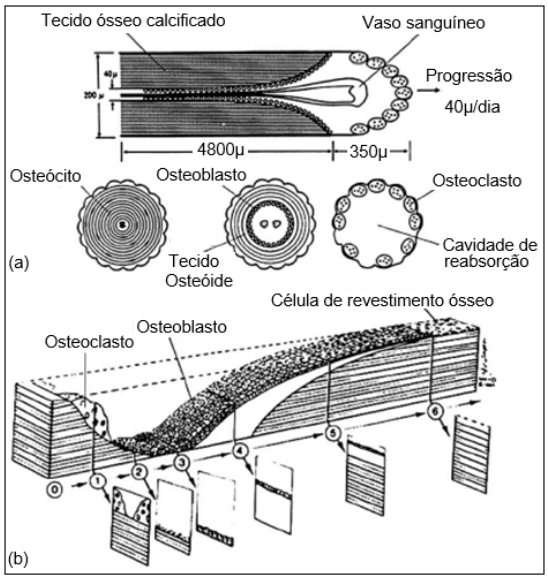


Figura 1.3 – Sequência de Ativação, Reabsorção e Formação em: (a) Osso Cortical e (b) Osso Trabecular. Adaptação de (Doblaré *et al*., 2004).

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. Entretanto, quando uma força de magnitude superior às forças externas normalmente atuantes em um osso longo incide instantânea e transversalmente contra esse, 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 por contração muscular espontânea sem trauma, conforme mostrado na Fig. 1.4.

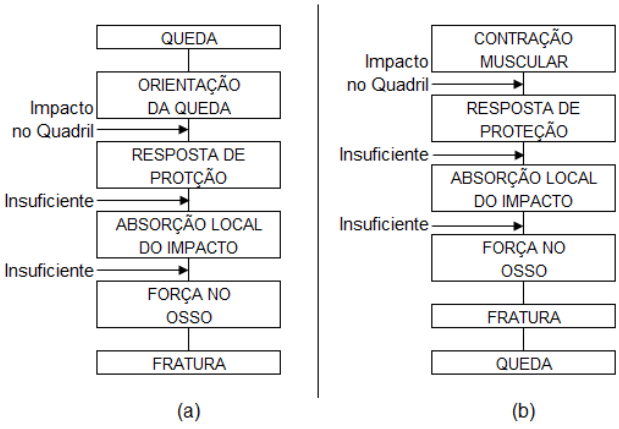


Figura 1.4 – Mecanismos comuns de fratura óssea por: (a) Impacto e (b) Contração muscular. Adaptação de (Doblaré *et al*., 2004).

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 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, sem 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 a do tipo de Sarmiento) e a tração musculoesquelética, quando é aplicada uma carga trativa no eixo ósseo, 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. 1.6.d, denominada fratura complexa ou cominutiva (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.

(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 estabilidade biomecânica mínima que permita ao indivíduo caminhar em até quatro semanas. Somente na fase final, a remodelação 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 total de doze, em média. A Fig. 1.5 mostra, esquematicamente, estas fases.

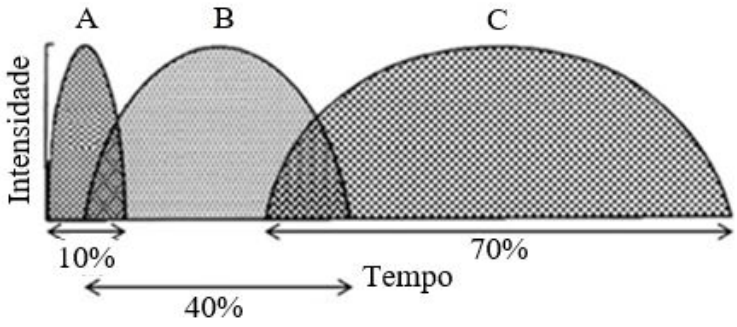


Figura 1.5 – Fases de Consolidação Óssea: (A) Inflamatória, (B) Reparação e (C) Remodelação. (Fernandes, 2013).

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), embora estudando estabilização de fraturas em tíbia com utilização de outro dispositivo (placa em ponte), a consolidação da fratura se daria somente com o aumento suficiente da resistência e da rigidez óssea.

Nos casos de atraso de união e não-união em fraturas de fêmur e de tíbia, (Vaughn *et al*., 2016), conduziram um estudo que avaliou a eficácia do processo de dinamização de HI, 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%. Esses resultados mostram que o aumento da liberação de carregamento mecânico ao tecido ósseo aumenta o estímulo biológico em fraturas com boa vascularização local. Dessa forma, concluíram que o método pode ser bastante efetivo na consolidação de fraturas por HI em pacientes selecionados.

Para os casos das fraturas estabilizadas sem a dinamização de HI, quando esta permanece bloqueada após a consolidação óssea, a divisão de carregamento entre osso e haste se faz presente e requer estudos adicionais com o objetivo de se conhecer os reais impactos na saúde óssea dos indivíduos implantados.

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 recorrentemente a um dado estado de tensões, tende a se adaptar a este novo estado de tensões, remodelando-se. Entretanto, embora a estrutura óssea possa ser modificada, não é possível dizer de que forma a síntese irá acontecer. Por um lado, um aumento de estímulo mecânico imposto ao osso resultará em uma resposta construtiva, gerando assim uma estrutura mais resistente. Por outro lado, à medida em que esse carregamento diminui, o sinal biológico também diminui e o osso se torna menos resistente, devido à falta de estímulo mecânico. Um exemplo é o caso da artroplastia de quadril, quando há, na maioria dos casos, uma remodelação óssea proximal adaptativa. Um fenômeno muito conhecido pela ortopedia de implantação de próteses de quadril é o *stress shielding*, um efeito da reabsorção óssea proximal, com redução de espessura da porção cortical, dependendo da intensidade, pode resultar na soltura da haste intramedular e vir acompanhado de redução na DMO, comprometendo ou trazendo consequências indesejadas ao paciente implantado (Bosquim *et al*., 2007).

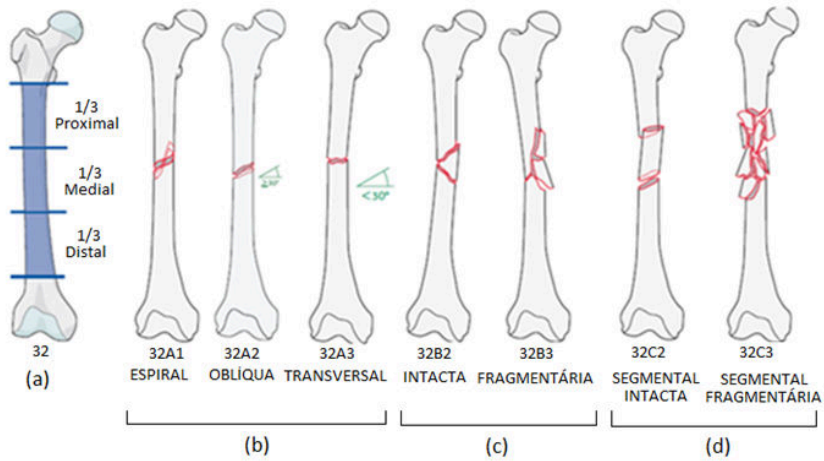


Figura 1.6 – (a) Segmento Diafisário Femoral e Classificação das Fraturas Diafisárias conforme: (b) Simples, (c) Em Cunha e (d) Multifragmentária ou Cominutiva. Adaptado de (*Fracture and Dislocation Classification Compendium*, 2018).

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. 1.7.a) e a HI bloqueada (Fig. 1.7.c).

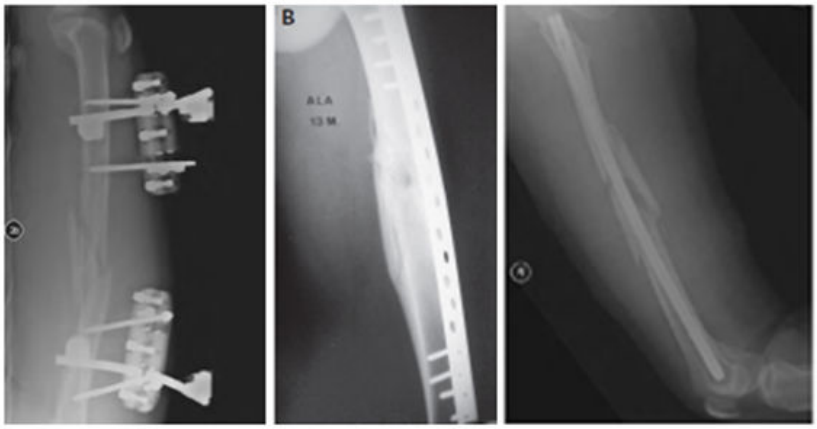


Figura 1.7 – Imagens de Raios X: (a) Fixador Externo, *Handbook of Fractures*, (Egol *et al*., 2010); (b) Placa em Ponte, (Fernandes *et al*., 2002) (c) HI Bloqueada, *Handbook of Fractures*, (Egol *et al*., 2010).

1.3 Haste Intramedular e a Divisão de Carregamento

HI 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 das fraturas diafisárias.

A divisão de carregamento entre osso e HI 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 rigidez e, consequentemente, ao fim do processo de estabilização da fratura, restabelecer suas propriedades mecânicas originais.

1.4 As Janelas de Mecanotransdução

Ossos longos tais como o fêmur, estejam em repouso ou não, são submetidos a carregamentos combinados, os quais induzem deformações trativas, compressivas e cisalhantes, dependendo da região e do plano. Por exemplo, enquanto o periósteo latero-anterior trabalha sob compressão, o seu oposto meso-posterior 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 (Fig. 1.8.a), 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 (Fig. 1.9), descrevem a diferença entre os processos de modelação e remodelação óssea.

Uma simulação no ANSYS traça o perfil de distribuição de deformação em seção transversal cortical (Fig. 1.8.b), mostrando o gradiente de flexão femoral, do extremos trativo (em vermelho) para o compressivo (em azul).

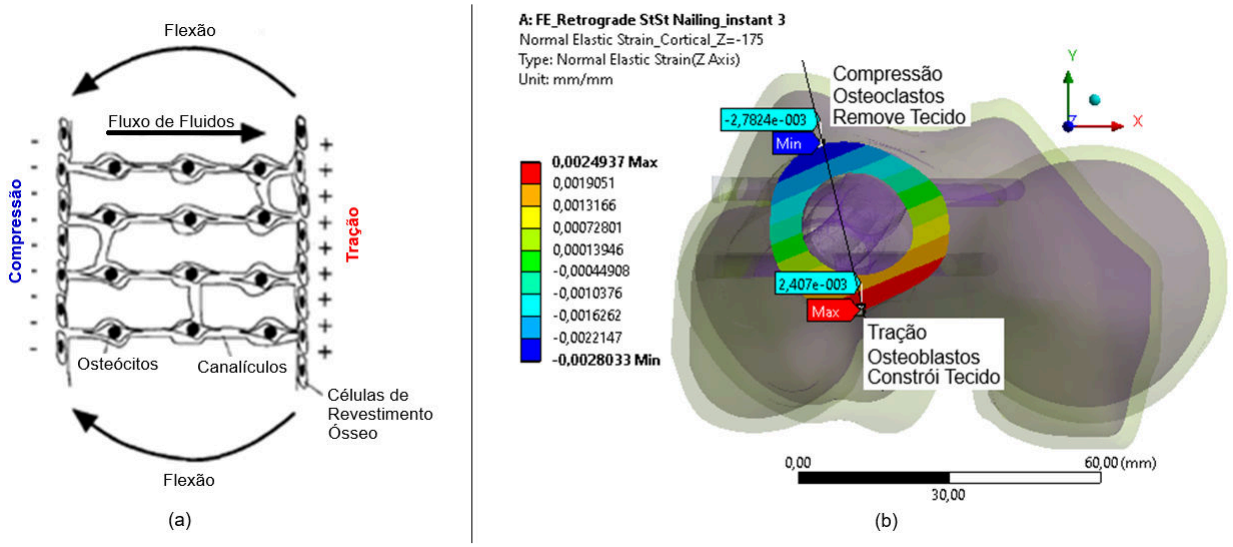


Figura 1.8 – (a) Representação esquemática da migração de osteoblastos em um Osso Cortical ou Trabecular sob Carregamento de Flexão, Adaptado de (Duncan e Turner, 1995) e (b) Gradiente de Flexão da Cortical Femoral em Seção Transversal. Fonte: Própria.

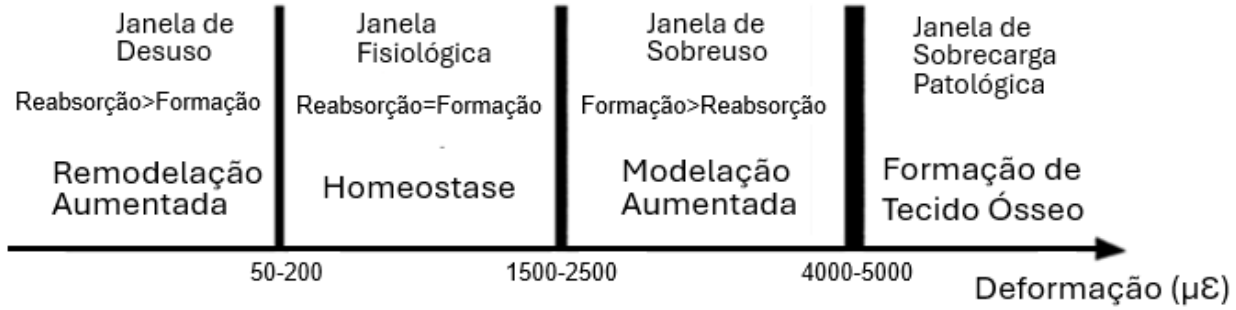


Figura 1.9 – As quatro janelas de uso mecânico definidas pela Teoria Mecanostática de Frost, adaptado de (Duncan e Turner, 1995).

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 με (janela de desuso) induzem a um processo de remodelação, onde a atividade osteoclástica é maior do que a osteoblástica. Níveis entre 1500-2500 με (deformação mínima efetiva) e 4000-5000 με (janela de sobrecarga) induzem a um processo de modelação, 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 με, o osso estaria experimentando uma sobrecarga patológica que induziria a formação de tecido ósseo na superfície periosteal.

Na sequência, (Frost, 2003), em uma nova atualização, aferiu a faixa limite de deformação mínima efetiva para cada uma das janelas, passando para 50-100 με a faixa entre as janelas de desuso e homeostase, 1000-1500 με para início de modelação e valores acima de 3000 με para a janela de sobrecarga.

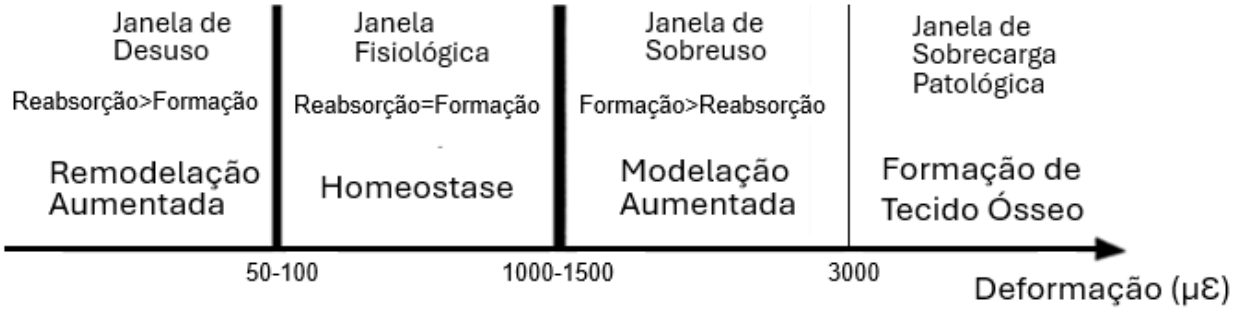


Figura 1.10 – Atualização das quatro janelas de mecanotransdução adaptado por (Frost, 2003).

1.5 Análises Biomecânicas

Muitos pesquisadores têm desprendido esforços para descrever aspectos de performance biomecânica do sistema musculoesquelético e entender como determinado protocolo de carregamento pode inferir no EMRO.

Existem algumas regras fundamentais que governam os mecanismos de resposta e adaptação. Uma delas é que um carregamento estático não é capaz, por si só, de iniciar esse mecanismo. É preciso que haja um mínimo de CPD. Então, é necessário que haja uma combinação entre o nível de carregamento e quantidade de ciclos. A outra regra é que um carregamento mecânico de curta duração é suficiente para iniciar uma resposta ao estímulo mecânico ósseo e, iniciado esse estímulo mecânico, o tecido ósseo tende a se adaptar ao novo ambiente de carregamento, tornando-se menos responsivo (Turner,1998).

Então, a manutenção e a adaptação óssea são funções de carregamento do tipo dinâmico. Experimentos utilizando animais mostraram que, para um mesmo protocolo de carregamento, o potencial osteogênico diminui e, até mesmo satura-se, à medida em que se aumenta o número de ciclos de carregamento (Rubin *et al*., 1984; Robling *et al*., 2002).

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 do 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 sustentam a hipótese de que o processo de reabsorção é um efeito da adaptação óssea, e que essa reabsorção é função das rigidezes inicial do osso e do material da haste. (Duda *et al*.,1998), com um modelo de EF de fêmur contendo vários tipos de carregamentos musculares, monitoraram as máximas deformações principais (MPES) e concluíram que, mesmo considerando que o modelo representasse apenas uma aproximação do carregamento in vivo, observou valores máximos de 3000 με para um caso simples de carregamento com poucos músculos e de 2000 με para um caso contendo todos os carregamentos musculares e a força de reação na junta.

(Behrens *et al*., 2009), com um modelo numérico de EF, 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 uma boa caracterização de um modelo real e, consequentemente, para o bom entendimento do processo de remodelação 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 με 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 quarta janela de deformação proposta pela teoria.

Sob o ponto de vista macroscópico, o tecido ósseo humano pode ser considerado não-homogêneo, poroso, anisotrópico e viscoelástico, (Doblaré *et al*., 2004). A ortotropia de ossos longos foi abordada por diversos autores, tais como (Vignoli e Kenedi, 2016), que através de um modelo analítico, concluíram que, para osso cortical, essa ortotropia exercia pouca influência nas tensões principais desenvolvidas em um fêmur com HI bloqueada, se comparado a um modelo de osso 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 pela indústria de implantes HI. Essa diferença tem influência direta nas rigidezes das partes e, consequentemente, na divisão dos carregamentos e no estado de tensões e deformações desenvolvido tanto no osso quanto na HI implantada. Tal fato justifica a tendência de simulações com materiais de módulo de elasticidade mais próximo ao do tecido ósseo, objetivando uma divisão de carregamento otimizado entre as partes. Um exemplo é o caso das ligas de Titânio, cuja substituição do elemento Vanádio pelo Nióbio resulta em uma liga com módulo de elasticidade menor (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 EMRO acionado pelas ligas de titânio de baixo módulo de elasticidade em próteses de quadril, utilizando um modelo simplificado de carregamento, através do software Solidworks, e concluíram que as ligas Ti-13Nb-13Zr e Ti-12Mo-6Zr-2Fe aumentam em 16% o estímulo mecânico, se comparadas com a liga Ti-6Al-7Nb.

(Soni *et al*., 2008) apresentaram um modelo em FE bidimensional de fêmur com fratura óssea de 1 mm de espaçamento, variando o material de um modelo de HI flexível, entre aço inoxidável e liga de titânio. As análises concluíram que o modelo com haste de titânio gerou uma distribuição de tensões mais uniforme, e deformações dentro das janelas fisiológicas propostas por Frost, conforme mostrado na Fig. 1.10.

(Steiner *et al*., 2014), utilizaram um modelo numérico calibrado 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 dada 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% (passos normais) a 85% (passos largos) acima do torque medido em uma caminhada.

(Edwards *et al*., 2008), estimaram 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) e 11,5 vezes (axial) as relativas 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 sintético 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 inconsistênte 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), utilizaram um modelo de EF 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, determinaram que a variabilidade anatômica influencia significativamente nos resultados das análises biomecânicas, particularmente o momento de flexão imposto por alguns dos músculos de coxa, e concluiu que alguns desses momentos são muito sensíveis à condição anatômica, tais como os impostos pelos músculos glúteo máximo e reto femoral, enquanto outros não o são, tais como os impostos pelo glúteo médio e pelos gastrocnêmios.

(Diffo Kaze *et al*., 2017), através de análise dinâmica inversa, de um modelo esqueletal de corpo rígido para um modelo de FE equivalente, contendo todos os grupamentos musculares atuantes na região dos membros inferiores, para cinco posições em caminhada, experimentaram 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 με) na região da diáfise femoral.

(Marieswaran *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.

(Bavil *et al*., 2024) também utilizaram um modelo simulador aberto (OpenSim) para estudar os efeitos sobre diferentes condições de contorno e ângulos de inclinação (NSA) de eixo de pescoço femoral sobre os níveis de deformação experienciados por um fêmur em protocolo de caminhada. As análises em EF mostraram que o modelo biomecânico proposto foi similar aos modelos comparativos isostático, molas de rigidez e alívio de inércia, com níveis abaixo de 1100 με. Os modelos de travamento a meio-eixo femoral e com fixação em joelho mostraram valores máximos na faixa de 3000 με.

Capítulo 2 - Materiais e Métodos

Este capítulo apresenta a metodologia proposta na tese, caracteriza as propriedades e respectivos comportamentos mecânicos aplicados às partes cortical e trabecular do fêmur, além dos relacionados a três casos de HI e descreve as premissas e limitações do modelo aplicado de EF. Em seguida, apresenta alguns modelos matemáticos previamente estudados por outros autores e, por fim, define e justifica o modelo selecionado para testar a performance de EMRO.

2.1 Metodologia de Análise

A metodologia proposta para esta tese, resumida graficamente na Fig. 2.1, busca:

a) quantificar a "blindagem" de deformação (SS – Strain Shielding) imposta pelo dispositivo HI ao fêmur hospedeiro, através da comparação do MPES de cada um dos casos de fêmur com HI, com um quarto caso de fêmur sem HI (haste explantada), com as quatro janelas de mecanotransdução adaptado por (Frost, 2003).

b) Comparar o EMRO medido em cada um dos casos de fêmur com HI, com um quarto caso de fêmur sem HI (haste explantada), para três instantes distintos de passada, com um valor mínimo do EMRO ($\Phi_0 = 1{,}875 \cdot 10^{-10}$) para que a homeostase seja garantida.

As análises numéricas foram realizadas utilizando o software de EF ANSYS Workbench 16.0 para replicar três instantes principais de propulsão de um passo de caminhada. Considera-se as principais forças musculares atuantes ao longo da superfície periosteal, previamente estudadas por (Kobiraki *et al*., 2019), que utilizaram o software de simulação biomecânica *OpenSim*, desenvolvido pela Universidade de Stanford e de utilização livre, para gerar o seu modelo muscular. As componentes das forças musculares, mostradas no **Apêndice D**, obtidas através de simulação dinâmica e o modelo musculoesquelético de (Rajagopal *et al*., 2016), são utilizadas nesta tese.

As geometrias de fêmur e HI utilizadas, foram compatibilizadas no software ANSYS, para um indivíduo de 1,82 m de altura. O modelo de HI utilizado nas análises é o Retrógrado (SP2 – 3870-11-460), 460 mm de comprimento, 11 mm de diâmetro externo e 2,5 mm de espessura de parede. As componentes de forças musculares e suas respectivas áreas de inserção óssea foram devidamente adaptadas do modelo de referência (perna direita) para o modelo aqui estudado (perna esquerda). As propriedades mecânicas das partes osso e HI foram inseridas no modelo de EF e, para cada um dos casos estudados e cada um dos três instantes de propulsão de um passo de caminhada. O modelo numéricco foi rodado para performar as Máximas Deformações Principais (MPES) e o EMRO ao longo do periósteo e nas seções transversais mediais dos terços femorais.

A SS percentual imposta pelo dispositivo HI é calculada através da comparação do MPES de cada um dos casos de fêmur com HI, com um quarto caso de fêmur sem HI (haste explantada), com as quatro janelas de mecanotransdução adaptado por (Frost, 2003). A EMRO medida em cada um dos casos de fêmur com HI, com um quarto caso de fêmur sem HI (haste explantada), para três instantes distintos de passada, com um valor mínimo do EMRO ($\Phi_0 = 1{,}875 \cdot 10^{-10}$), de forma que a homeostase seja garantida.

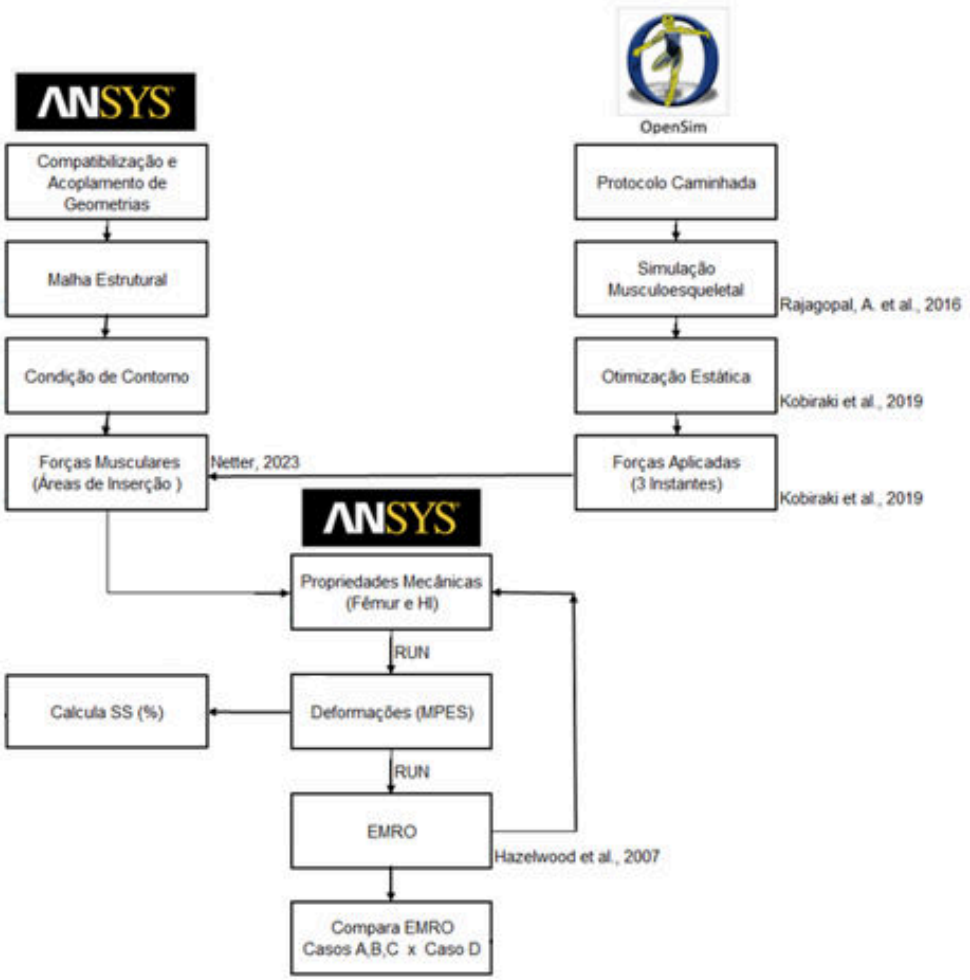


Figura 2.1 – Fluxograma Esquemático da Metodologia Aplicada. Fonte: Própria.

2.2 Caracterização dos Materiais

Os quatro casos avaliados estão expressos na Tabela 2.1 e as respectivas propriedades mecânicas na Tabela 2.2.

Tabela 2.1 – Casos Avaliados

Caso	Fêmur Hospedeiro com Haste
A	Aço Inox (ISO 5832-9)
B	Titânio (Ti6Al4V)
C	Compósito CF/Epóxi
D	Haste Explantada*
	(*) Fêmur sem Haste

Tabela 2.2 – Propriedades Mecânicas Elásticas

Material	Módulo Cisalhante G (GPa)			Módulo Young E (GPa)			Coeficiente Poisson ν		
	G_{XY}	G_{YZ}	G_{XZ}	E_1	E_2	E_3	ν_{xy}	ν_{yz}	ν_{xz}
Osso Cortical [1]	4,36	5,43	8,18	12,0	13,4	20,0	0,376	0,234	0,222
Osso Trabecular [2]	4,40	5,17	7,53	12,4	12,4	20,3	0,41	0,2	0,35
Aço Inoxidável (ISO 5832-9)	73,6			191,3			0,3		
Titânio (Ti6Al4V)	42,4			113,8			0,342		
Compósito CF/Epóxy	G_{XY}	G_{YZ}	G_{XZ}	E_x	E_y	E_z	ν_{xy}	ν_{yz}	ν_{xz}
	3,67	23,55	3,76	9,89	33,92	39,17	0,066	0,427	0,050

[1] (Vignoli e Kenedi, 2016); [2] (Isaza *et al.*, 2013).

2.3 Premissas Adotadas

- O protocolo único de carregamento escolhido é o de caminhada, o mesmo utilizado por (Kobiraki *et al.*, 2019);
- Cada ciclo de carregamento corresponde a dois passos de caminhada, equivalente a uma distância de 1,5 m;
- As MPES foram calculadas nas seções mediais dos três terços femorais (Fig. 2.2), além de toda a superfície externa do fêmur (periósteo);
- A condição de equilíbrio para osso cortical, isto é, homeostase, é garantida a partir de um valor mínimo do EMRO ($\Phi_0 = 1{,}875 \cdot 10^{-10}$), (Hazelwood *et al.*, 2001). Essa condição definirá o mínimo de CPD para o protocolo estudado.
- Regiões cujo EMRO assumir valores inferiores ao mínimo ($\Phi < \Phi_0$), são consideradas insuficientemente carregadas, induzindo resposta de remodelação (reabsorção) óssea.

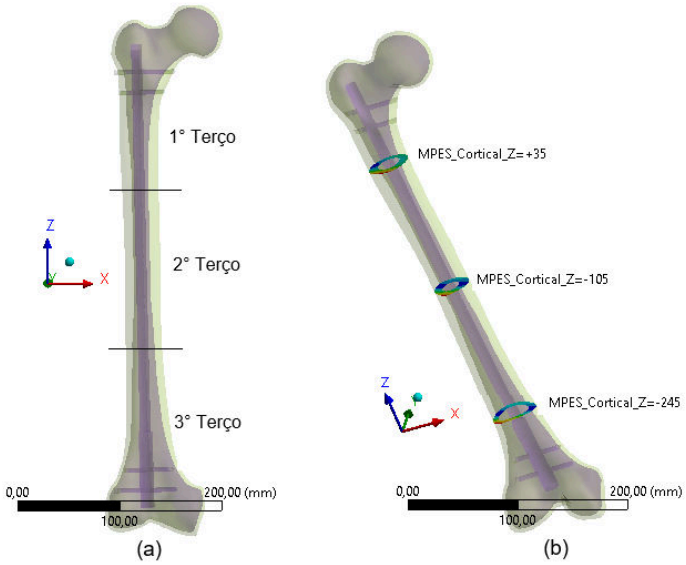


Figura 2.2 – Vista Posterior do femur esquerdo: (a) Terços Femorais e (b) MPES nas Respectivas Seções Mediais Transversais da Cortical. Fonte: Própria.

2.4 Modelos Matemáticos

Modelos matemáticos têm sido propostos e utilizados na quantificação do EMRO. A relação entre os fatores MPES e CPD estão presentes em todos os modelos mais recentemente propostos. A diversidade de formas com que os protocolos de exercício são executados pode fazer a diferença na resposta do tecido ósseo. Como exemplo, parece ser simples entender que um protocolo de corrida resultará em níveis de deformação mais elevados que um protocolo de caminhada, para um mesmo número de ciclos de carregamento. Uma caminhada longa, poderá exercer um maior efeito do que uma corrida a curta distância. Indo mais além, variando protocolos em um mesmo dia, com intervalos de descanso entre esses, pode-se aumentar o efeito recuperador das células do tecido ósseo.

Através de um compilado de experimentos com animais e humanos, o qual relacionava os níveis máximos de deformação longitudinal (MPES) e o número de CPD, uma equação de regressão não-linear (Eq. 2.1) para traçar o limite inferior da MMO foi apresentada por (Qin *et al.*, 1998). Para uma determinada quantidade de CPD, representado por *x* na equação (2.1), deve haver um valor de deformação longitudinal mínima, representado por *y* na equação (2.1), requerido para a MMO.

$$y = 10^{2,28} \cdot (5{,}6 - log_{10}x)^{1,5} \qquad (2.1)$$

Objetivando solucionar o problema da microgravidade imposta pelas viagens aeroespaciais, pesquisadores da NASA (Pennline e Mulugeta, 2014) realizaram um estudo comparativo com alguns dos modelos matemáticos de EMRO, estudados e propostos por outros autores. De uma forma muito resumida, cada um dos modelos foi testado sob cinco cenários de exercícios. Cada cenário diversificou ou não os protocolos de exercício, com ou sem paradas intermediárias para repouso, alternando os protocolos em ciclos de curta e de longa duração.

O modelo proposto por (Carter *et al.*,1987) e estudado por (Whalen *et al.*, 1988), mostrado na equação (2.2) define que há uma proporcionalidade entre a tensão última efetiva, representado por σ_{ult} e o CPD, representado por *N*, e a tensão efetiva por condição de carregamento, representado por σ, necessários à manutenção de um estado de homeostase óssea, para um somatório de múltiplas condições de exercícios por dia, *k*. A equação (2.3) relaciona a DMO, representada por ρ, com o CPD, representado por *N*, e a tensão efetiva por condição de carregamento, representado por σ

$$\sigma_{ult} \propto \left[\sum_{j=1}^{k} N_j \sigma_j^m\right]^{1/m} \tag{2.2}$$

$$\rho \propto \left[\sum_{j=1}^{k} N_j \sigma_j^m\right]^{1/2m} \tag{2.3}$$

Note-se que foi dito que para a equação (2.2) e, também, para as demais equações do trabalho de (Pennline e Mulugeta, 2014), pode-se substituir tensão por deformação nos dois lados de cada equação. Para todos os modelos, o fator de ponderação *m* = 4 foi determinado experimentalmente. As equações apresentadas por (Pennline e Mulugeta, 2014) são, à priori, para atividades físicas realizadas em um mesmo dia.

(Genc *et al.*, 2009) propuseram um modelo, mostrado na equação 2.4, de quantificação do EMRO, representado por *EDLS*, baseada no pico da força de reação do solo nos pés, representado por G_Z, para um dia inteiro de caminhada ou corrida. Os valores de G_Z foram coletados em experimentos laboratoriais e, o modelo proposto visa entender o padrão de impacto musculoesqueletal de um astronauta na terra, para que possa ser replicado o protocolo em eventual voo espacial. A equação agrega uma parcela (AL = 23) relativa ao efeito benéfico dos intervalos de espera entre cada um dos exercícios *k*.

$$EDLS = \left[\sum_{j=1}^{k} N_j \left(G_{z_j}\right)^m + AL\right]^{1/2m} \quad (2.4)$$

(Turner, 1998) propuseram um modelo do estímulo mecânico de tensão *S* como um somatório de uma função logarítmica, mostrada na equação (2.5). O estímulo mecânico *S*, na equação (2.6), substituí a tensão pela deformação. Onde E_j representa a contribuição da taxa de deformação no CPD.

$$S\,\alpha \sum_{j=1}^{k} log\left(1 + N_j\right) E_j \quad (2.5)$$

$$S\,\alpha \left[\sum_{j=1}^{k} N_j\, E_j^m\right]^{1/m} \quad (2.6)$$

Com um algoritmo integrado a um modelo bi-dimensional de EF, com força de reação na junta e mais duas forças musculares, ambas atuantes na cabeça femoral, (Hazelwood *et al*., 2007) estudaram os impactos por remodelação, micro dano e MMO através de protocolos de treinamento de atletas de maratona. O EMRO, representado por Φ, para remodelação é quantificado através da Eq. 2.7, onde o MPES é representado pelo s_i e o CPD é representado por R_L. O valor mínimo de ciclos de deformação requerido para a MMO da região cortical foi considerado de $\Phi_0 = 1{,}875 \cdot 10^{-10}$. Um fator de ponderação (m = 4) foi utilizado para melhor caracterizar o estímulo local à remodelação óssea para um modelo mecanístico integrado ao modelo EF de um fêmur.

$$\Phi = \sum_{i=1}^{n} s_i^m\, R_{L_i} \quad (2.7)$$

2.5 O Modelo Matemático Aplicado

A curva de regressão não-linear proposta por (Qin *et al*., 1998), na Equação (2.1), utiliza em experimentos com animais e humanos. Apesar da faixa de intervalo coberta por experimentos com humanos (1.000 a 10.000 CPD) cobrir a faixa principal do modelo aqui

aplicado, os níveis de deformação obtidos no protocolo de caminhada, conforme disponíveis no **Apêndice A**, refletem valores bem acima dos considerados por Qin (400 με - 850 με), não sendo, portanto, aplicável ao presente estudo.

As equações (2.2) e (2.3), propostas pelos modelos de (Carter *et al*., 1987), têm uma relação apenas de proporcionalidade com, respectivamente, às tensões e à densidade aparente óssea, não acessando diretamente um valor que possa ser comparado com um mínimo requerido para iniciar uma resposta osteogênica ou, no mínimo, um estado de homeostase. Portanto não são utilizadas neste trabalho.

A equação (2.4) proposta pelo modelo de (Genc *et al*., 2009), embora calcule o EMRO cumulativo, utiliza a variável força de reação do solo nos pés (G_Z), a qual não é acessível pelo estudo aqui apresentado. Além disso, a parcela de tempo em espera (AL=23) entre protocolos de carregamento (k > 1) não se aplica no estudo aqui apresentado (k = 1, apenas caminhada).

As equações (2.5) e (2.6) propostas por (Turner, 1998), têm uma relação apenas de proporcionalidade em relação às deformações, não acessando diretamente um valor que possa ser comparado com um mínimo requerido para iniciar uma resposta óssea ou estado de homeostase. Portanto não são utilizadas neste trabalho.

A equação proposta por (Hazelwood *et al*., 2007) acessa o valor do EMRO através da variável Φ, podendo ser comparado com o valor (Φ_0) mínimo requerido para iniciar uma resposta osteogênica ou a MMO. A contabilização das parcelas de acúmulo de dano removido (desuso – Janela 1) ou adicionado (sobrecarga – Janela 4), não foram aqui consideradas. O estudo aqui apresentado acessa níveis de deformação variando entre as janelas 2 e 3 de mecanotransdução (Fig. 1.10). Portanto, a equação (2.7) foi escolhida para a quantificação do EMRO de cada um dos casos estudados. O estímulo local (m = 4) foi replicado dos estudos de (Hazelwood *et al*., 2001).

Capítulo 3 - Modelo Numérico

O modelo numérico proposto utiliza uma geometria real de um fêmur esquerdo humano com HI bloqueada. O software de EF, ANSYS 16.0, foi utilizado como referência para comparar a performance de EMRO de três casos de HI com materiais distintos com um quarto caso de HI explantada, para três instantes do passo de caminhada. Todos os resultados das simulações numéricas estão apresentados nos gráficos, figuras e tabelas dos próximos capítulos, além de nos **Apêndices A, B, C** e **D**.

3.1 Objetivos

As análises numéricas têm como objetivo principal validar a tese de que a instalação da HI bloqueada e o aumento na rigidez do material da HI dificulta o acesso ao EMRO e à MMO, aumentando a quantidade mínima de CPD necessários. Calculadas as MPES ao longo do periósteo e em três seções mediais dos terços femorais, o EMRO nessas regiões é aqui quantificado, baseado no modelo matemático selecionado como mais adequado à validação da tese, representado pela equação (2.7), proposta por (Hazelwood *et al*., 2007).

3.2 Casos de Carregamento

O caso de carregamento aqui estudado é o protocolo de caminhada e utiliza o modelo de um indivíduo de 1,82 m e 85,0 kg, estudado por (Kobiraki *et al*., 2019). Foram avaliados três instantes de um passo esquerdo, como mostrado na Fig. 3.1. As componentes das forças musculares foram devidamente rebatidas em plano para um passo esquerdo aqui estudado e, transformadas para o sistema de eixos de referência, para cada um dos instantes de propulsão, conforme mostrado no **Apêndice D**. A Tabela 3.1 é um compilado dos três instantes e define face principal e posição de inserção, além do instante de força máxima aplicada por cada um dos músculos envolvidos no protocolo de movimento avaliado. De uma forma bastante resumida, é possível notar que há uma maior concentração de inserções na face posterior femoral, e que as máximas ativações acontecem durante o segundo (abdução) e o terceiro (adução) instantes.

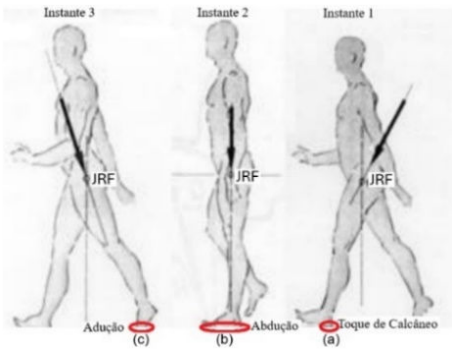


Figura 3.1 – Passo Esquerdo de Caminhada, sendo os instantes (a) 1 – Toque de Calcâneo, (b) 2 – Abdução e (c) 3 - Adução. Fonte: (Kobiraki *et al*., 2019), modificado.

Tabela 3.1 – Forças Musculares – Face e Posição de Inserção, Instante de Máxima Força.

Força Muscular		Face Principal de Inserção (*)	Posição de Inserção (**)	Instante 1 Toque de Calcâneo	Instante 2 Abdução	Instante 3 Adução
F1	Adutor Magno	P	TD	-	-	MÁX
F2	Adutor Magno Isquiático	P	ED	-	MÁX	-
F3	Adutor Curto	P	DS	-	-	MÁX
F4	Adutor Longo	P	DI	-	-	MÁX
F5	Bíceps Femoral	P	DI	MÁX	-	-
F6	Gastrocnêmio Lateral	P	ED	-	-	MÁX
F7	Gastrocnêmio Medial	P	ED	-	-	MÁX
F8	Vasto Intermédio	A / P	1T / 2T	-	MÁX	-
F9	Vasto Lateral	P	1T / 2T	-	MÁX	-
F10	Vasto Medial	P	2T / 3T	-	MÁX	-
F11	Glúteo Máximo		DS	-	MÁX	-
F12	Glúteo Médio	L	TM	-	MÁX	MÁX
F13	Glúteo Mínimo	L	TM	-	MÁX	MÁX
F14	Iliopsoas	M	Tm	MÁX	-	MÁX
F15	Piriforme	TM	EP	-	MÁX	-

(*) Face Principal de Inserção: (A) Anterior; (P) Posterior; (L) Lateral; (M) Medial; (TM) Trocânter Maior. (**) Posições de Inserção: (DS) Diáfise Superior; (DI) Diáfise Inferior; (TD) Toda a Diáfise; (1T) 1º Terço; (2T) 2º Terço; (3T) 3º Terço; (TM) Trocânter Maior; (Tm) Trocânter Menor; (EP) Extremo Proximal; (ED) Extremo Distal.

As forças musculares foram inseridas no modelo numérico, considerando as respectivas áreas de inserção no fêmur, seguindo o Atlas de Anatomia Humana (Netter, 2023). As posições de aplicação de cada uma podem ser vistas na Figura 3.2.

Quanto a nomeclatura dos casos analizados, via EF, segue a seguinte equivalência: Caso *A* – StSt, Caso *B* – Ti, Caso *C* – *Composite* e Caso *D* – *Removed*.

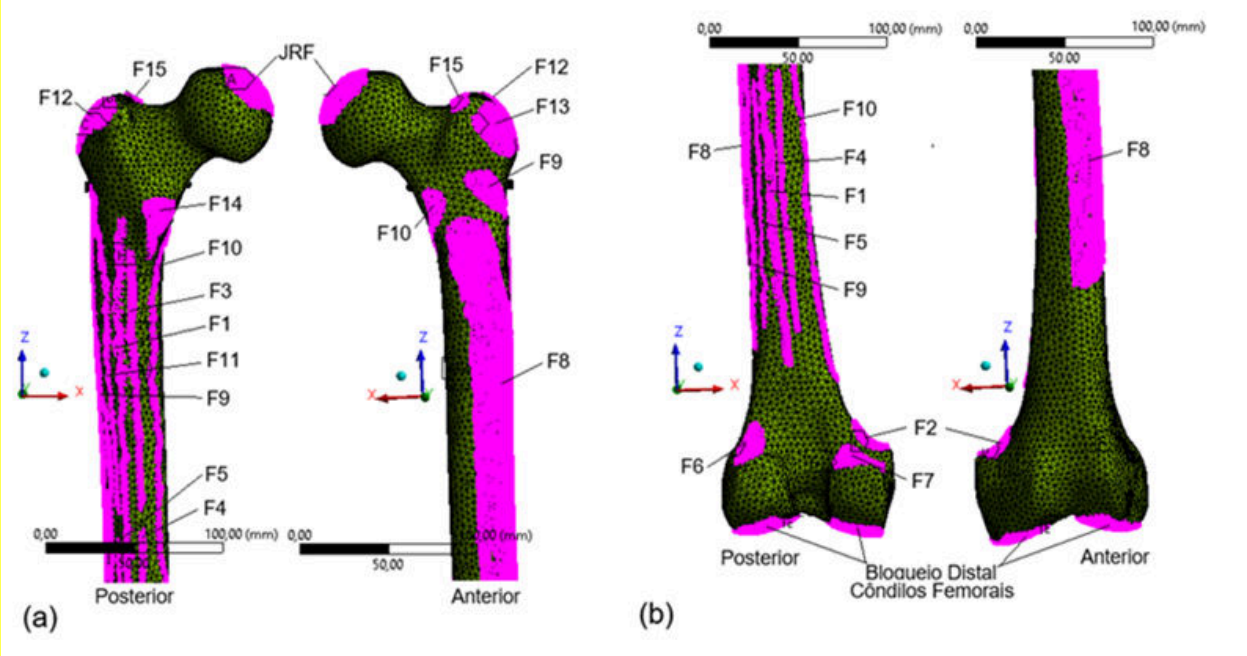


Figura 3.2 – Caso Complexo de Carregamento nas Extremidades do femur esquerdo (a) Proximal e (b) Distal. Fonte: Própria.

A Figura 3.3 mostra as áreas de aplicação da força de reação na junta da cabeça femoral, para os três instantes de propulsão.

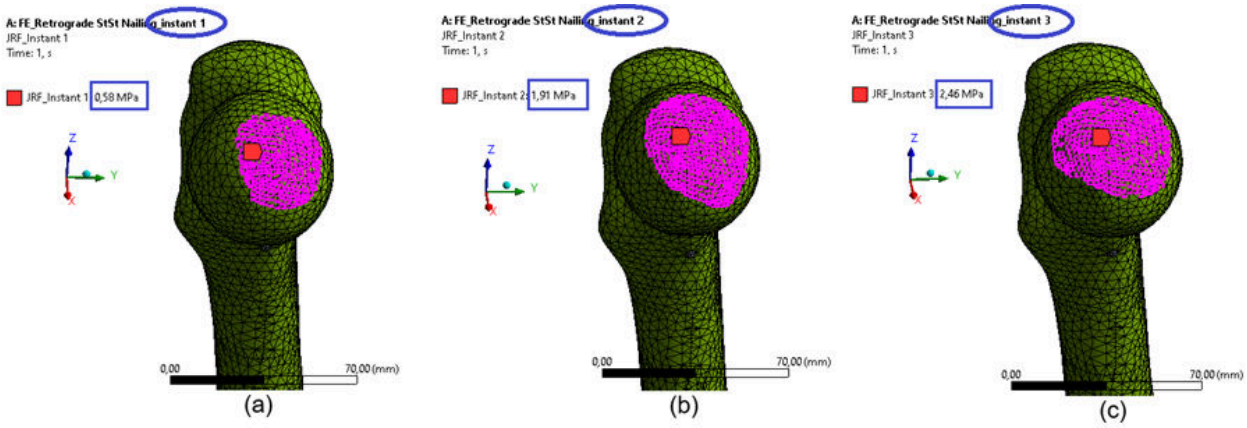


Figura 3.3 – Áreas de Aplicação da Força de Reação na Cabeça Femoral para os instantes (a) 1 - Toque de Calcâneo, (b) 2 - Abdução e (c) 3 - Adução. Fonte: Própria

3.3 Geometrias

O modelo numérico analisado utiliza uma geometria real, como mostrado na Fig. 3.4, de fêmur esquerdo, utilizado por (Vignoli e Kenedi, 2016), escalonado para um indivíduo de 1,82 m de altura. Um modelo de HI retrógrado foi modelado diretamente no módulo Geometry do ANSYS 16.0, conforme referência (SP2 – 3870-11-460), com um comprimento de 460 mm, 11 mm de diâmetro externo e 2,5 mm de espessura de parede. Os parafusos proximais e distais foram modelados de forma simplificada com 4,5 mm de diâmetro externo, como mostrado na Fig. 3.6.c, não sendo replicadas as extremidades e as roscas de fixação.

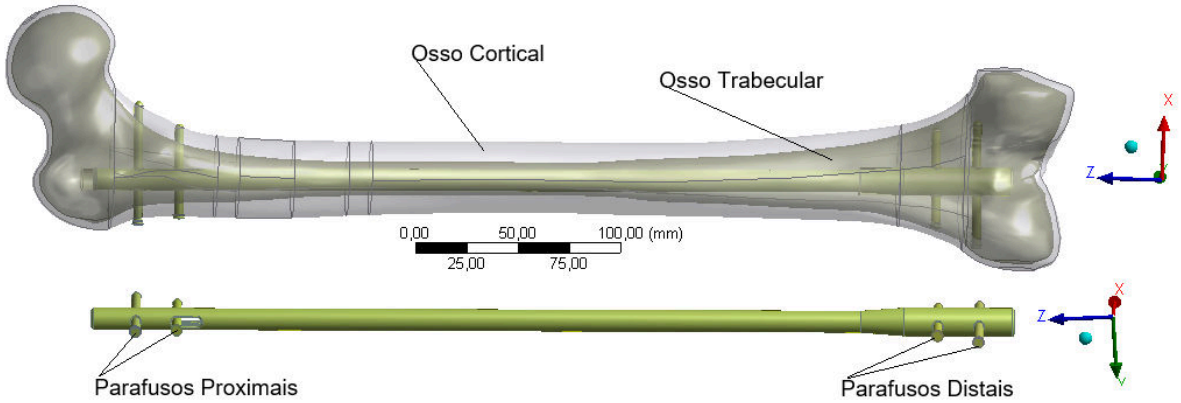


Figura 3.4 – Fêmur esquerdo com HI. Fonte: Própria.

3.4 Propriedades Mecânicas

Os Ossos cortical (Vignoli e Kenedi, 2016) e trabecular (Isaza *et al.*, 2013) foram modelados como materiais ortotrópicos de comportamento elástico.

Para os casos de osso hospedeiro (A, B e C) com HI instaladas, foram considerados dois dos materiais mais utilizados em implantes cirúrgicos de HI, sendo o caso *A* com haste em aço inoxidável (ABNT ISO 5832-9) e o caso *B* em liga de titânio (Ti6Al4V), além de um terceiro caso, o caso *C* de laminado compósito, cujas propriedades elásticas efetivas estudadas por (Samiezadeh *et al.*, 2015) foram aqui obtidas pela técnica de homogeneização assintótica. Essas propriedades, conforme mostradas na Tabela 2.2, foram inseridas no módulo Workbench do ANSYS.

3.5 Contatos e Malha

Todas as superfícies de contato entre as partes foram modeladas como “COLADO” (*BONDED)*, com formulação de Restrição Cinemática de Múltiplos Pontos (MPC), exceto para os contatos haste-parafuso dinâmico proximal, haste-cortical e haste-trabecular, os quais foram modelados como “SEM ATRITO” (FRICTIONLESS), conforme mostrado na Fig. 3.5. 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).

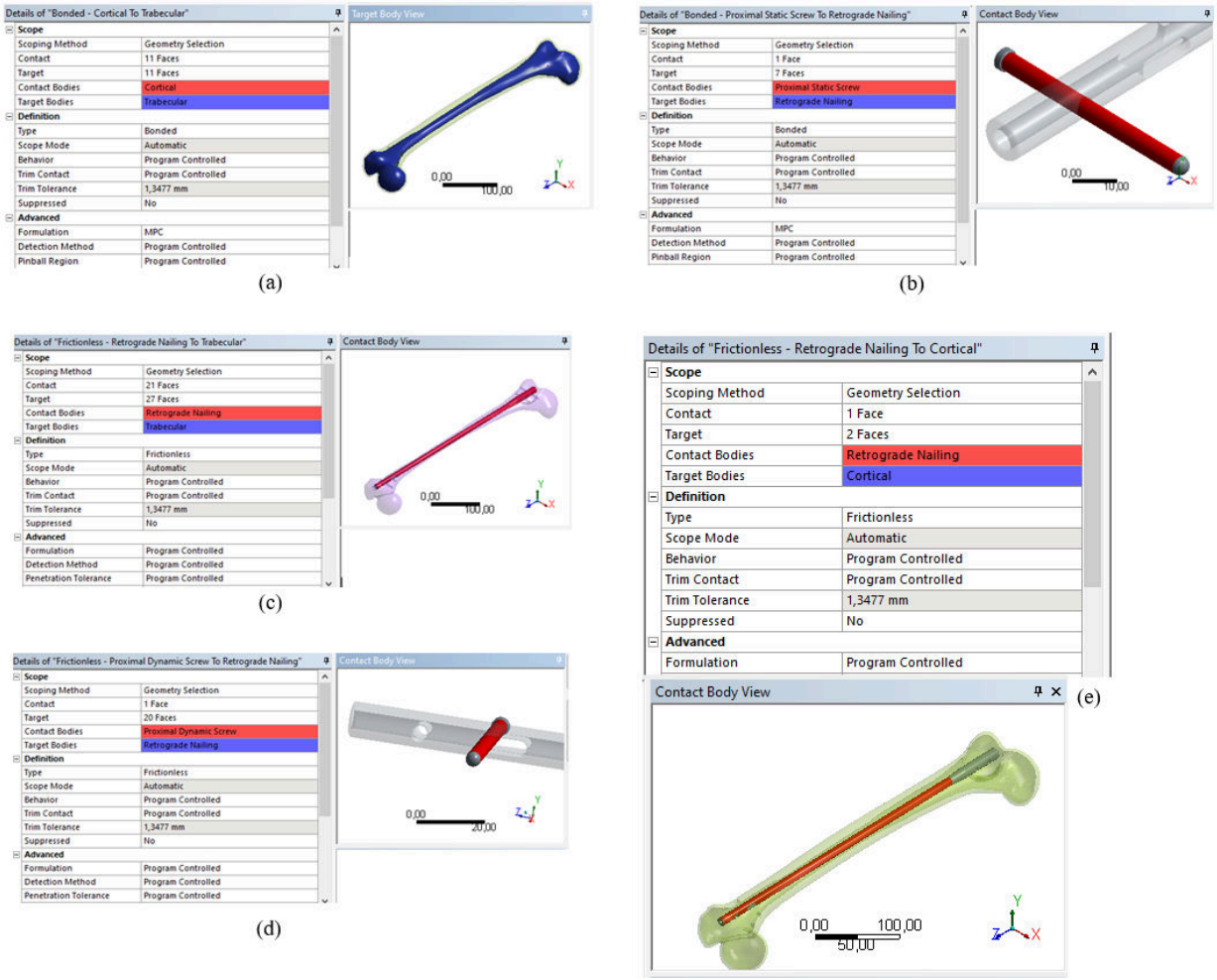


Figura 3.5 – Contatos entre partes (a) Cortical-Trabecular, (b) Haste-Parafuso Estático, (c) Haste-Trabecular, (d) Haste-Parafuso Dinâmico Proximal e (e) Haste-Cortical. Fonte: Própria.

Foi utilizado o módulo “programa controlado”, do ANSYS 16.0, para gerar uma malha de 2,0 mm para as geometrias do osso e da haste, em um total de 98.595 elementos sólidos (SOLID185, SOLID186 e SOLID187) e de contato (CONTA174 e TARGE170), bem como 166.448 nós. Os detalhes da malha podem ser vistos na Fig. 3.6.

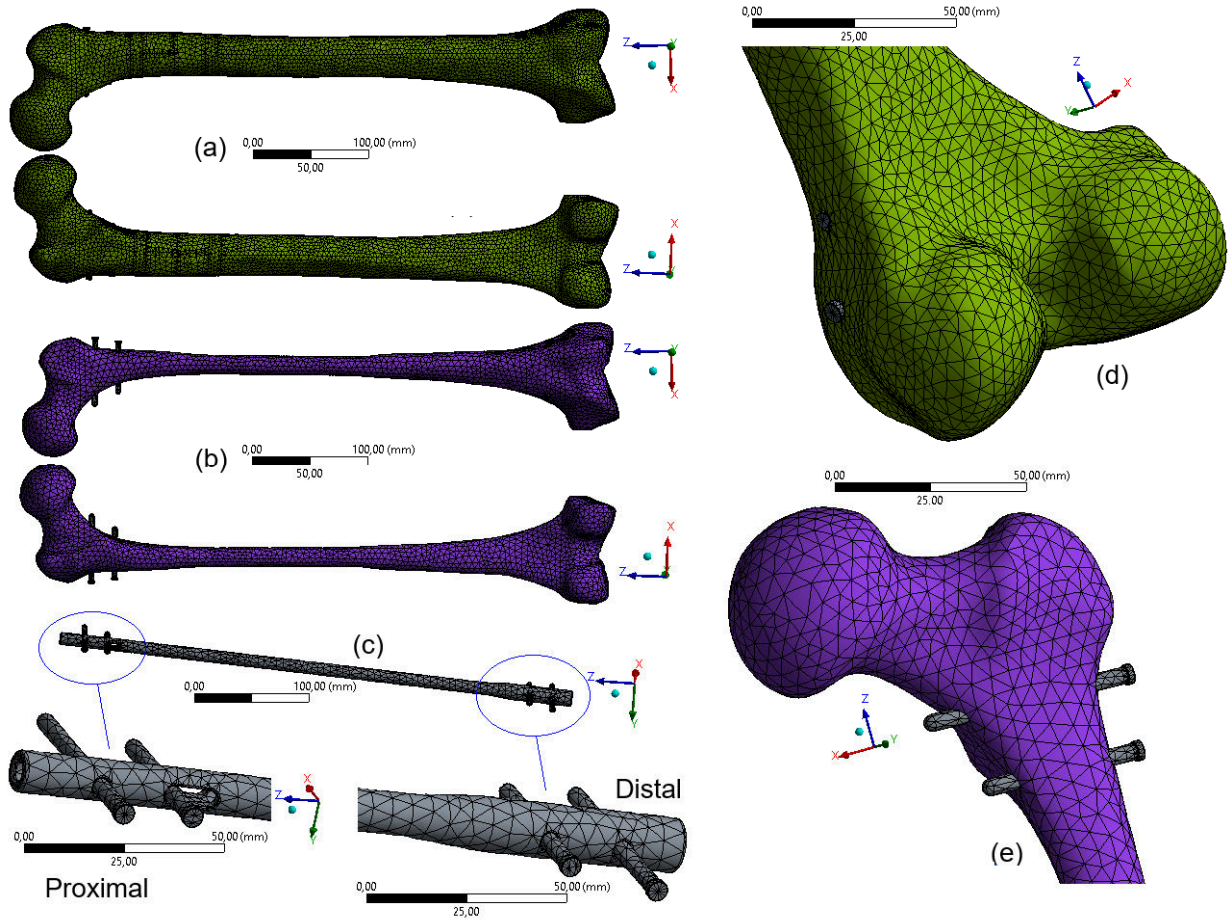


Figura 3.6 – Malhas das partes: (a) Osso Cortical, (b) Osso Trabecular, (c) HI e detalhes de extremidades. Extremidades ósseas: (d) Distal Cortical e (e) Proximal Trabecular. Fonte: Própria.

Os elementos SOLID 185, 186 e 187 são elementos sólidos estruturais homogêneos. Todos aceitam malhas irregulares, possibilitando aplicação de forças em qualquer direção, adaptável a geometrias tal qual à do modelo de fêmur aqui analisado. O elemento SOLID 185 é aplicado a estruturas sólidas tridimensionais gerais, definido por oito nós e três graus de liberdade, os quais permitem translação nas três direções, grandes deflexões, deformações e plasticidade. Além disso, seu comportamento padrão B-Bar garante travamento por cisalhamento.

O elemento SOLID186, de ordem superior e estrutura quadrática, com 3 graus de liberdade por nó, possuindo 20 nós distribuídos. O elemento SOLID187 é um elemento com 10 nós e 6 graus de liberdade por nó, possuindo 10 nós distribuídos. O TARGE 170 é um elemento alvo aplicado em superfícies de contato com elementos do tipo CONTA 173, 174, 175, 176 e 177, e absorve bem a imposição de deslocamentos translacionais e rotacionais, assim como forças e momentos aplicados no elemento alvo.

3.6 Análises Numéricas

As análises numéricas consistem em obter as MPES experimentadas pelo fêmur, nas seções mediais transversais dos terços da cortical, além de todo o periósteo. A partir dos valores de MPES, testar a performance do EMRO nessas regiões, para cada um dos casos estudados.

A distribuição das MPES no periósteo e nas seções transversais podem ser visualizadas através uma escala de cores, conforme exemplo mostrado na Fig. 3.7 e de forma mais completa no **Apêndice A**.

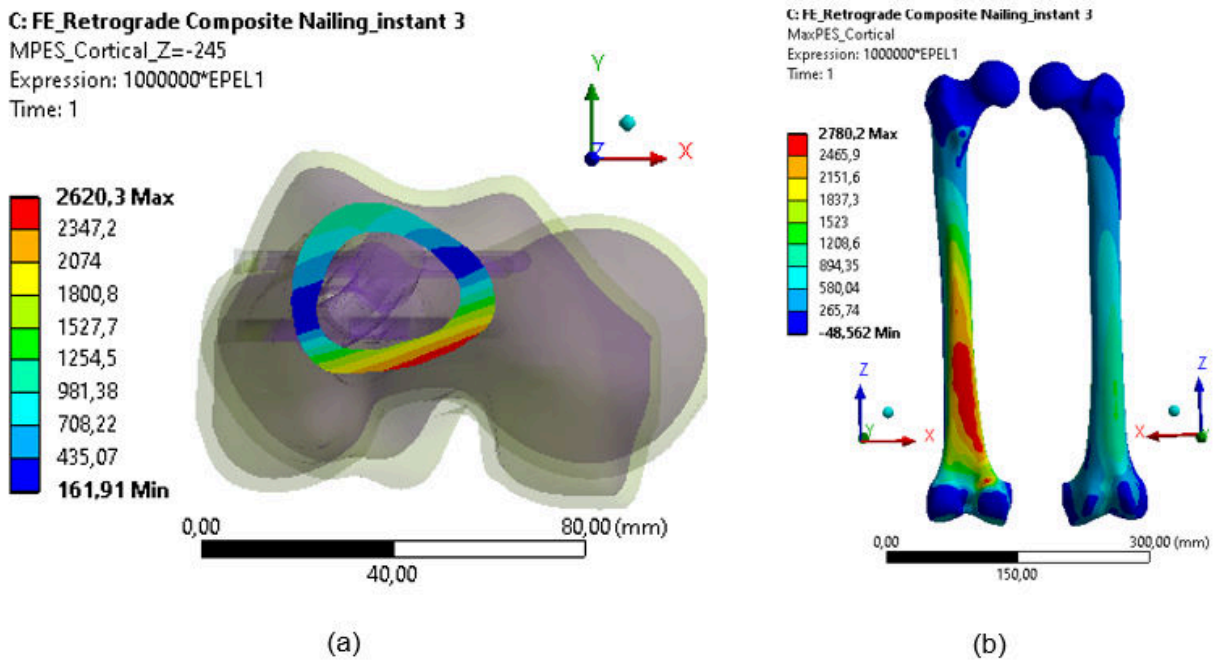


Figura 3.7 – Caso *C* – Instante 3 - Máxima Deformação Longitudinal (MPES) em: (a) Seção Transversal Cortical z = - 245 mm e (b) Vistas Posterior e Anterior do Periósteo. Fonte: Própria.

O EMRO é obtido nos quatro casos, e comparado com um valor inicial (Φ_0), considerado nas referências bibliográficas como mínimo necessário ao EMRO e à manutenção da DMO. A padronização de cores aplicada nos resultados dos modelos é definida na Fig. 3.8, sendo vermelho para o caso *A*, azul para o caso *B*, verde para o caso *C* e magenta para o caso *D*.

As respectivas escalas de cores exibem as faixas de valores encontrados que atendem suficientemente ao EMRO, desde o valor mínimo inicial (Φ_0) até o máximo encontrado, para cada um dos casos. Áreas em cinza representam as regiões cujo processo de remodelação (reabsorção) é ativado. Os resultados das análises estão disponíveis no capítulo 4, além de forma completa nos **Apêndices B e C**.

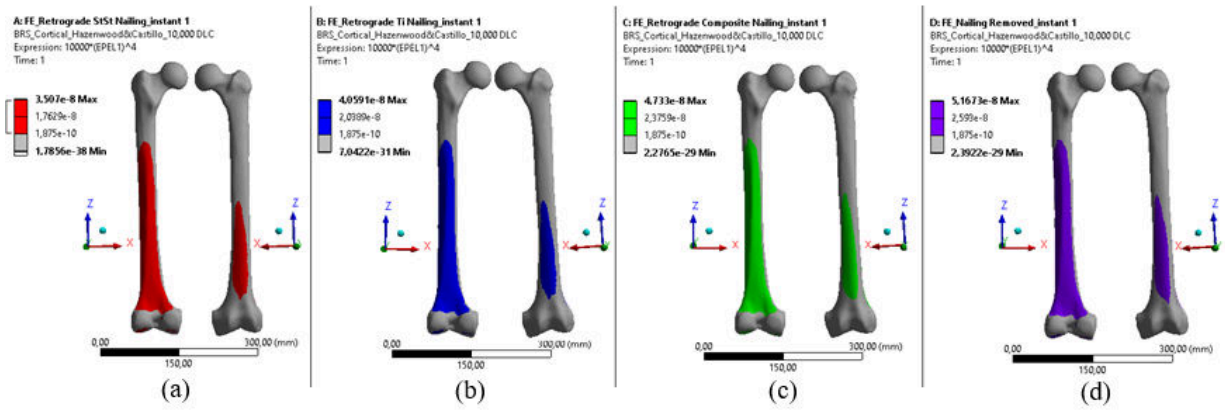


Figura 3.8 – EMRO, vistas Posterior e Anterior do Periósteo, no Instante 1, a 10.000 ciclos por dia, para (a) Caso *A*, (b) Caso *B*, (c) Caso *C* e (d) Caso *D*. Fonte: Própria.

3.7 Limitações do Modelo

Um dos maiores desafios aos estudos dinâmicos de modelos musculoesqueléticos é o de se estabelecer condições de contorno que possam traduzir o movimento de um modelo real. Para cada um dos três instantes de propulsão há uma área específica de contato entre os côndilos e as faces articulares superiores do platô tibial. Para o modelo de fêmur utilizado nesse estudo, foi aplicado um único bloqueio, como mostrado na Fig. 3.9.

Outra limitação diz respeito às propriedades mecânicas escolhidas para representar o tecido ósseo. A condição de ortotropia foi selecionada para cada um dos tecidos, cortical (Vignoli e Kenedi, 2016) e trabecular (Isaza *et al*., 2013) conforme anteriormente explicado. Os valores assumidos para o módulo de elasticidade *E* das partes ósseas foram retirados da bibliografia de referência, entretanto, é importante salientar que esses valores podem apresentar variação significativa.

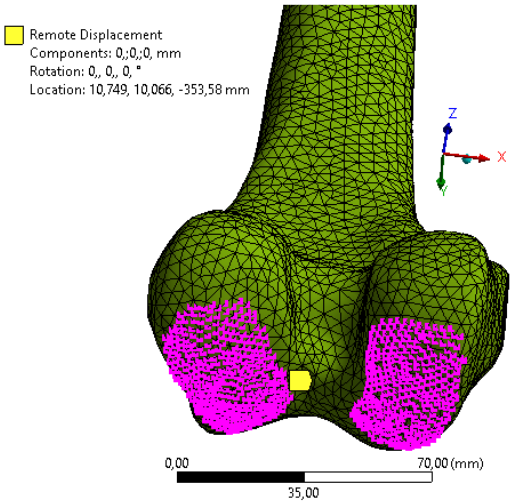


Figura 3.9 – Condição de Contorno – Bloqueio dos Côndilos Medial e Lateral**.** Fonte: Própria.

Capítulo 4 - Resultados e Discussões

Para quantificar o EMRO do modelo proposto, toma-se como base no MPES no periósteo femoral e em três seções transversais do femur igualmente distribuídas. A partir do MPES em cada uma dessas regiões, obtem-se o respectivo EMRO através do software ANSYS Workbench, para os três instantes de propulsão de um passo de caminhada, nos quatro casos estudados, fixando-se a quantidade de CPD. Avalia-se o EMRO para CPD de 10, 100, 1.000, 3.000 e 10.000 ciclos, onde cada ciclo corresponde a dois passos de caminhada, equivalente a 1,5 m. Os três instantes avaliados, como mostrado na Fig. 3.1, compreendem apenas ao passo esquerdo, considerando o segundo passo (direito) simétrico ao primeiro.

4.1 As Deformações Principais e as Janelas de Mecanotransdução

O **Apêndice A** mostra os perfis de deformação e os respectivos MPES no periósteo (Fig. A.1, A.2, A.3) e nas três seções transversais médias dos terços corticais (Fig. A.4, A.5, A.6), para os três instantes de propulsão de um passo de caminhada, para os quatro casos estudados. A divisão de carregamento entre osso e HI afeta a distribuição das deformações no osso cortical, pois nota-se que os valores máximos de deformação aumentam à medida em que o material da HI diminui a sua rigidez, do caso *A* ao caso *C* e, ainda mais, quando há a explantação desse dispositivo, no caso *D*.

Note que o valor das MPES para cada um dos instantes e casos, pode localizar-se em regiões diferentes. Pode-se verificar este fato, em três instantes, para o caso *C*, tanto na Fig. 4.1, que mostra as MPES em três seções transversais do femur, quanto na Fig. 4.2 que mostra as MPES para o periósteo.

Note-se na Fig. 4.1, a diferença perceptível das seções transversais z = + 35 mm, z = - 105 mm e z = - 245 mm, mudando tanto a forma quanto a espessura das seções. A seção transversal z = + 35 mm (mais proximal), tem a forma aproximadamente circular vazada e de maior espessura, enquanto a seção transversal z = - 245 mm (mais distal), tem a forma aproximadamente elíptica vazada e de menor espessura. Note-se, ainda, a posição das maiores deformações, representadas na escala de cores pelo vermelho, mantem-se no mesmo local para a seção transversal z = + 35 mm, para todos os instantes; enquanto para as seções transversais z = - 105 mm e z = - 245 mm, existe uma mudança perceptível da posição das maiores deformações entre o instante 1 e os instantes 2 e 3. Outro fato significativo é que as deformações, nas seções transversais analisadas, aumentam das seções proximal para a distal, bem como dos instantes 1 para o 3.

Na Fig. 4.2 mostra-se o resultado da distribuição de deformações e os respectivos MPES no periósteo, para o caso *C*, para os três instantes.

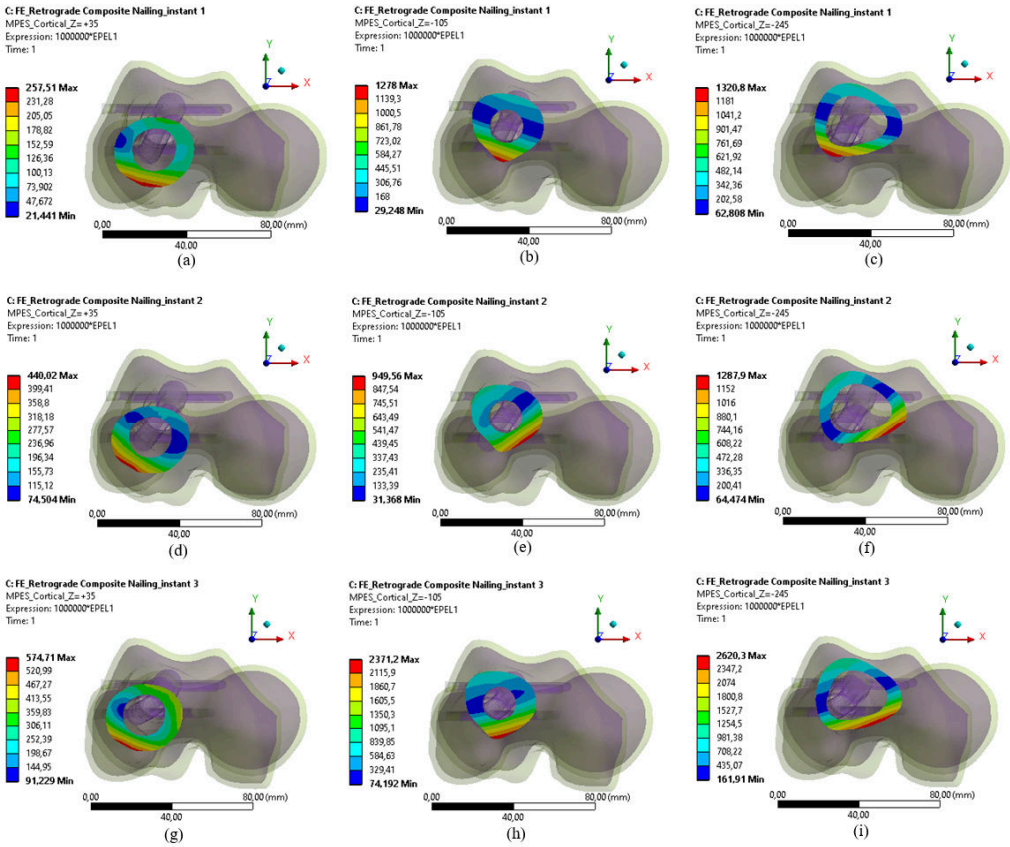


Figura 4.1 – Distribuição de deformações, e respectivas MPES, nas três seções transversais, nos três instantes do passo da caminhada, para o caso *C*. **Instante 1**: seções (a) z=+35mm, (b) z=-105mm e (c) z=-245mm; **Instante 2**: seções (d) z=+35mm, (e) z=-105mm e (f) z=-245mm; **Instante 3**: seções (g) z=+35mm, (h) z=-105mm e (i) z=-245mm. Fonte: Própria.

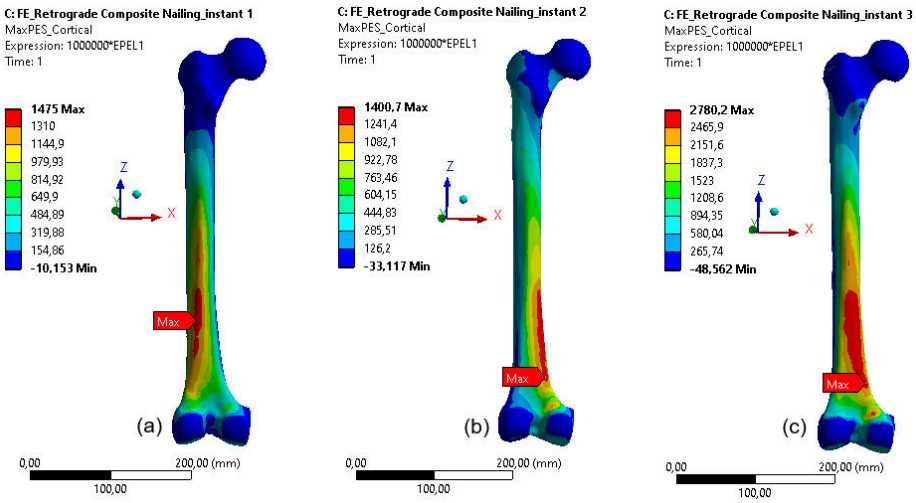


Figura 4.2 – Distribuição de deformações, e respectivas MPES, no Periósteo, para o caso *C*, nos Instantes: (a) 1 - Toque de Calcâneo, (b) 2 – Abdução e (c) 3 – Adução. Fonte: Própria.

Na Fig. 4.3, de forma diversa da Fig. 4.1 (onde foi escolhido o caso *C* e variado a posição da seção transversal analisada), fixou-se a posição da seção transversal (onde o resultado de deformações é maior) e variou-se os quatro casos. Escolheu-se à seção do 3º terço femoral (z= - 245 mm), no instante 3, para os quatro casos.

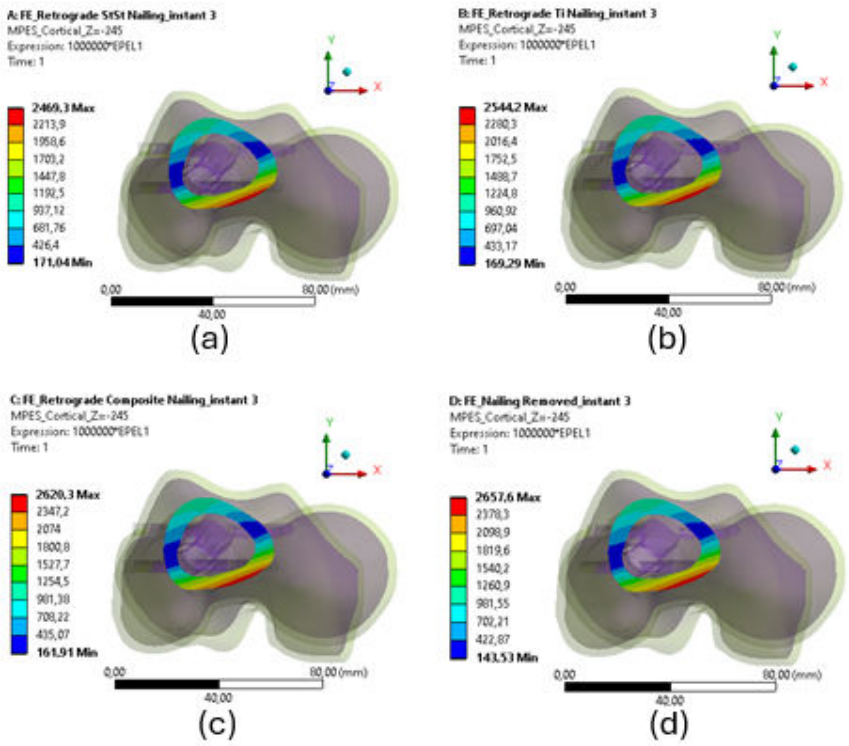


Figura 4.3 – Distribuição de deformações, e respectivas MPES, na Seção Transversal do 3º terço femoral (z = - 245 mm), no instante 3, para os casos: (a) *A*, (b) *B*, (c) *C* e (d) *D*. Fonte: Própria.

Nas MPES calculadas, via EF, da Fig. 4.3, verifica-se o efeito progressivo da SS imposta pelo material da haste à medida em que a rigidez aumenta, do mais flexível (Caso *C*) para o mais rígido (Caso *A*). O caso *C* ($\varepsilon_{máx}$ = 2620,3 μƐ) reduziu a MPES da seção cortical em 1,4% em relação ao caso *D* ($\varepsilon_{máx}$ = 2657,6 μƐ), tomado como referência. O caso *B* reduziu a MPES da seção cortical em 4,3% ($\varepsilon_{máx}$ = 2544,2 μƐ) e o caso *A* reduziu a MPES da seção cortical em 7,1% ($\varepsilon_{máx}$ = 2469,3 μƐ), ambas em relação ao caso *D* ($\varepsilon_{máx}$ = 2657,6 μƐ).

A Fig. 4.4 mostra as deformações e as respectivas MPES em vistas Posterior e Anterior do Periósteo, no instante 3, para os quatro casos analisados.

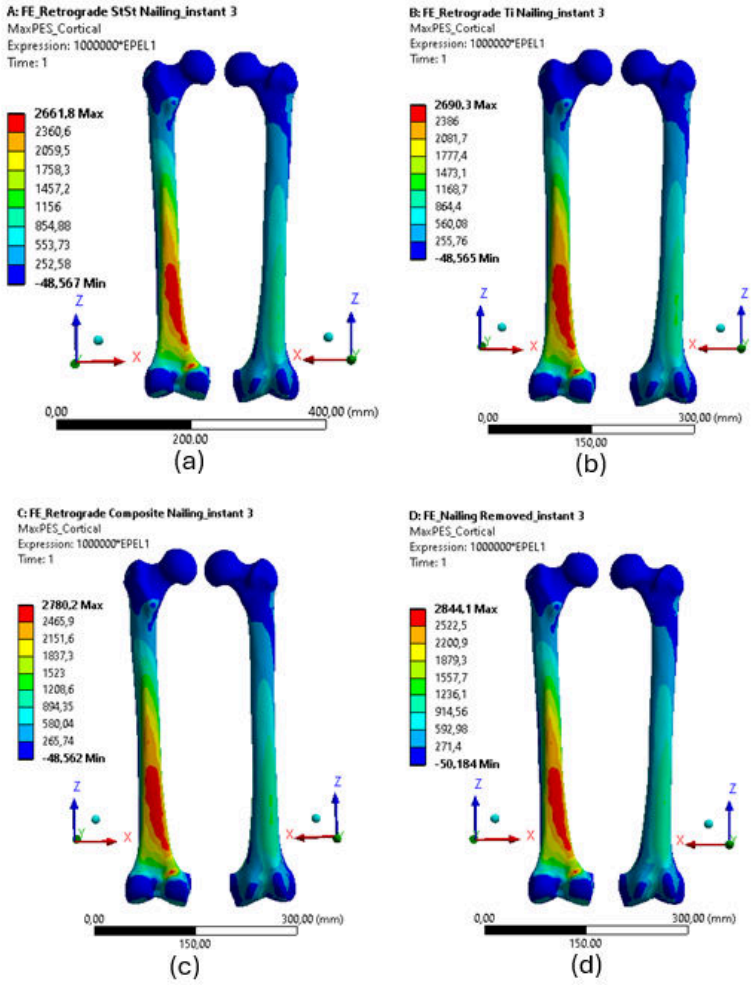


Figura 4.4 – Distribuição de deformações, e respectivas MPES, em vistas Posterior e Anterior do Periósteo, no instante 3, para os casos: (a) *A*, (b) *B*, (c) *C* e (d) *D*. Fonte: Própria.

Ao avaliar-se a Fig. 4.4, nota-se que os valores de MPES ocorrem: na região posterior femoral e no 3º terço. Analisando-se a escala de cores da Fig. 4.4, verifica-se que as deformações geradas nos 2º e 3º terços do femur atendem as janelas fisiológica ou de sobreuso, da atualização das quatro janelas de mecanotransdução adaptado por (Frost, 2003). Já no 1º terço verifica-se que as pequenas deformações geradas estão mais coerentes com a janela de desuso de Frost.

As Tabelas 4.1 e 4.2 resumem os resultados obtidos, via EF, das MPES e das $\varepsilon / \varepsilon_0$ (onde, ε = MPES e ε_0 = 1500 μƐ), para os três instantes de um passo de caminhada, para as três seções transversais e o periósteo; e para os 4 casos analisados, totalizando 48 resultados por tabela.

Tabela 4.1 – MPES

MPES (με)						
combinação	instante	posição	Caso A	Caso B	Caso C	Caso D
1	1	z = + 35 mm	229,5	242,6	257,5	266,1
2		z = - 105 mm	1164,3	1219,3	1278	1308,9
3		z = - 245 mm	1237,5	1278	1320,8	1343,6
4		periósteo	1368,5	1419,4	1475	1507,5
5	2	z = + 35 mm	422,5	432,9	440	443,2
6		z = - 105 mm	888,7	919,3	949,5	959,7
7		z = - 245 mm	1223,7	1255,6	1287,9	1300,1
8		periósteo	1325,7	1359,5	1400,7	1439,2
9	3	z = + 35 mm	530,6	551,3	574,7	584,9
10		z = - 105 mm	2186	2277,5	2371,2	2418,3
11		z = - 245 mm	2469,3	2544,2	2620,3	2657,6
12		periósteo	2661,8	2690,3	2780,2	2844,1

Tabela 4.2 – $\varepsilon/\varepsilon_0$

$\varepsilon/\varepsilon_0$						
combinação	instante	posição	Caso A	Caso B	Caso C	Caso D
1	1	z = + 35 mm	0,15	0,16	0,17	0,18
2		z = - 105 mm	0,78	0,81	0,85	0,87
3		z = - 245 mm	0,83	0,85	0,88	0,90
4		periósteo	0,91	0,95	0,98	1,00
5	2	z = + 35 mm	0,28	0,29	0,29	0,30
6		z = - 105 mm	0,59	0,61	0,63	0,64
7		z = - 245 mm	0,82	0,84	0,86	0,87
8		periósteo	0,88	0,91	0,93	0,96
9	3	z = + 35 mm	0,35	0,37	0,38	0,39
10		z = - 105 mm	1,46	1,52	1,58	1,61
11		z = - 245 mm	1,65	1,70	1,75	1,77
12		periósteo	1,77	1,79	1,85	1,90

onde, ε = MPES e ε_0 = 1500 με

A Fig. 4.5 mostra, de forma gráfica, os resultados apresentados na Tab. 4.2.

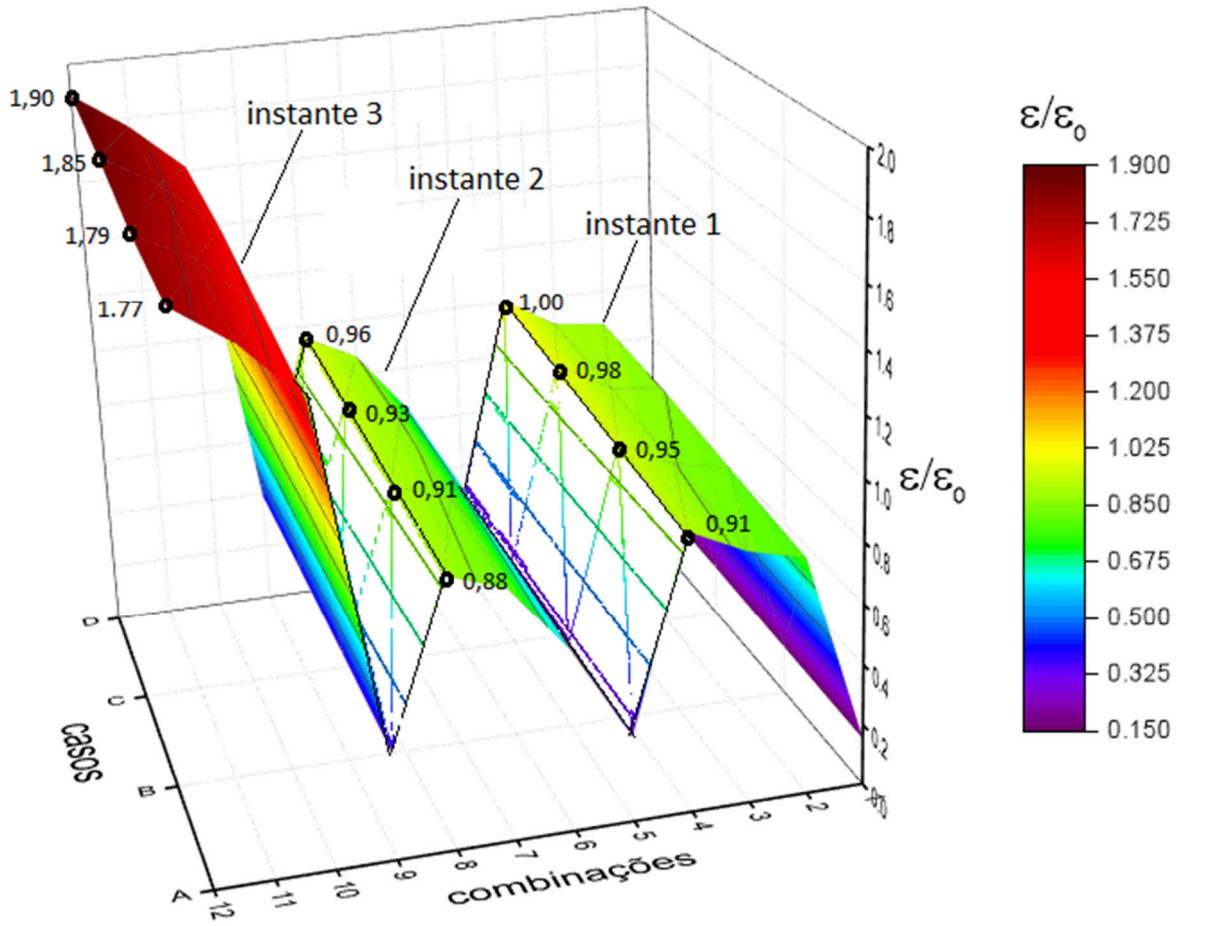


Figura 4.5 – Gráfico das $\varepsilon/\varepsilon_0$, para as três seções transversais e o periósteo, para os quatro casos estudados, nos três instantes de propulsão, (onde, ε = MPES e ε_0 = 1500 με).

O valor de deformação ε_0 = 1500 με, utilizado na Tab.4.2 e na Fig. 4.5 foi escolhido por ser intermediário entre as janelas 2 (homeostase) e 3 (modelação aumentada), proposta pela revisão de (Frost, 2003).

Analisando-se a Fig. 4.5 nota-se que no instante 3 os valores de $\varepsilon/\varepsilon_0$ são maiores que os valores de $\varepsilon/\varepsilon_0$ nos instantes 1 e 2, como também pode ser verificado nos resultados da Tab. 4.2. Nas combinações 4, 8 e 12, no periósteo, os valores de $\varepsilon/\varepsilon_0$ são explitamente apresentados na Fig. 4.5, e mostram as amplitudes de $\varepsilon/\varepsilon_0$ do instante 3, que são quase o dobro das amplitudes das $\varepsilon/\varepsilon_0$ dos instantes 1 e 2. Ainda nas combinações 4, 8 e 12, no periósteo, analisando-se os valores de $\varepsilon/\varepsilon_0$, verifica-se que: no instante 1 o SS variou entre 2% (caso *A*) e 9% (caso *C*), no instante 2 o SS variou entre 3,1% (caso *A*) e 8,3% (caso *C*) e no instante 3 o SS variou entre 2,6% (caso *A*) e 6,8% (caso *C*). Este resultado mostra um efeito relativamente pequeno da variação de rigidez das HI na geração dos MPES, e por consequencia da geração de SS, para cada instante.

Pode-se descrever, de forma simplificada, a ativação dos músculos, durante o carregamento de caminhada, como se segue. O grupamento de músculos Vasto Intermédio (F8), Vasto Lateral (F9) e Vasto Medial (F10), com inserção distal na tíbia, têm como ação principal a extensão de perna, o que caracteriza o movimento de propulsão do protocolo de caminhada aqui estudado. Entretanto, o Vasto Intermédio (F8) possui ponto fixo na face anterior femoral e magnitude de força inferior à dos demais, Vasto Lateral (F9) e Vasto Medial (F10), os quais, somados às mais altas magnitudes dos músculos Bíceps Femoral (F5) e Glúteo Médio (F12), justificam a maior parcela das máximas encontradas na diáfise femoral posterior. Ainda, a maior ativação dos músculos Gastrocnêmio Lateral (F6) e Gastrocnêmio Medial (F7) se dá a partir do instante 2 (Abdução), com a flexão plantar do pé, atingindo o seu máximo no instante 3 (Adução). Referente ao 1º terço femoral (proximal), as magnitudes das forças exercidas pelos músculos Iliopsoas (F14), Vasto Lateral (F9), Glúteo Mínimo (F13) e Glúteo Médio (F12) parecem não serem suficientes para uma maior ativação dessa região, para o protocolo de caminhada aqui estudado.

Entretanto, somente o parâmetro MPES não caracteriza o EMRO. Precisa ser considerados os fatores como o número de ciclos de carregamento diário e da frequência na qual o protocolo é aplicado.

4.2 Estímulo Mecânico à Resposta Osteogênica (EMRO)

Para um melhor entendimento sobre a influência do material da haste sobre o tecido ósseo, verifica-se a variação do EMRO de uma BMU em função do número de ciclos de carregamento diário, chamado de R_L na equação Eq. 2.7, proposta por (Hazelwood *et al*., 2007). Não se considera, nesse estudo, o efeito da frequência de ativação, formado pelas parcelas de desuso e de dano, conforme estudado por (Hazelwood *et al*., 2001). Aplica-se o valor mínimo de estímulo mecânico ($\Phi_0 = 1{,}875 \cdot 10^{-10}$) como parâmetro base para testar a performance dos casos aqui estudados, sendo esse valor considerado mínimo na MMO. Para compatibilizar a nomeclatura adotada nesta tese e a utilizada na equação (2.7) proposta por (Hazelwood *et al*., 2007), faz-se as seguintes substituições: R_{L_i} = CPD, S_i = MPES e Φ = EMRO. Note-se, ainda, que como foi adotado apenas um tipo de carregamento, o de caminhada, o índice *i* é igual a 1. Para gerar os EMRO de cada um dos quatro casos, o índice *n* é acrecentado ao MPES:

$$EMRO_n(CPD) = MPES_n^m \cdot CPD \qquad \text{onde m = 4 e n = 1, 2, 3 ou 4} \qquad (4.1)$$

A Tabela 4.3 resume os resultados de EMRO, obtidos via EF, que combina, através da utilização da equação 4.1, o MPES (disponíveis na Tab.4.1) e CPD (imposto arbitrariamente em 3000 ciclos), para os três instantes de um passo de caminhada, para as três seções transversais e o periósteo; e para os 4 casos analisados, totalizando 48 resultados por tabela.

Tabela 4.3 – EMRO

EMRO						
combinação	instante	Posição	Caso A	Caso B	Caso C	Caso D
1	1	z = + 35 mm	$8{,}32\cdot10^{-12}$	$1{,}04\cdot10^{-11}$	$1{,}32\cdot10^{-11}$	$1{,}51\cdot10^{-11}$
2		z = - 105 mm	$5{,}51\cdot10^{-9}$	$6{,}63\cdot10^{-9}$	$8{,}00\cdot10^{-9}$	$8{,}81\cdot10^{-9}$
3		z = - 245 mm	$7{,}04\cdot10^{-9}$	$8{,}00\cdot10^{-9}$	$9{,}13\cdot10^{-9}$	$9{,}78\cdot10^{-9}$
4		Periósteo	$1{,}05\cdot10^{-8}$	$1{,}22\cdot10^{-8}$	$1{,}42\cdot10^{-8}$	$1{,}55\cdot10^{-8}$
5	2	z = + 35 mm	$9{,}56\cdot10^{-11}$	$1{,}05\cdot10^{-10}$	$1{,}12\cdot10^{-10}$	$1{,}16\cdot10^{-10}$
6		z = - 105 mm	$1{,}87\cdot10^{-9}$	$2{,}14\cdot10^{-9}$	$2{,}44\cdot10^{-9}$	$2{,}55\cdot10^{-9}$
7		z = - 245 mm	$6{,}73\cdot10^{-9}$	$7{,}46\cdot10^{-9}$	$8{,}25\cdot10^{-9}$	$8{,}57\cdot10^{-9}$
8		Periósteo	$9{,}27\cdot10^{-9}$	$1{,}03\cdot10^{-8}$	$1{,}16\cdot10^{-8}$	$1{,}29\cdot10^{-8}$
9	3	z = + 35 mm	$2{,}38\cdot10^{-10}$	$2{,}77\cdot10^{-10}$	$3{,}27\cdot10^{-10}$	$3{,}51\cdot10^{-10}$
10		z = - 105 mm	$6{,}85\cdot10^{-8}$	$8{,}07\cdot10^{-8}$	$9{,}48\cdot10^{-8}$	$1{,}03\cdot10^{-7}$
11		z = - 245 mm	$1{,}11\cdot10^{-7}$	$1{,}26\cdot10^{-7}$	$1{,}41\cdot10^{-7}$	$1{,}50\cdot10^{-7}$
12		Periósteo	$1{,}51\cdot10^{-7}$	$1{,}57\cdot10^{-7}$	$1{,}79\cdot10^{-7}$	$1{,}96\cdot10^{-7}$

A Tab. 4.3 mostra que a variação de EMRO é bastante significativa, em torno de quatro ordens de grandeza entre o menor resultado (combinação 1 – caso *A*) e o maior resultado (combinação 12 – caso *D*). Note que as seções transversais analisadas, o EMRO aumentam tanto das seções proximal para a distal, quanto do instante 1 para o instante 3.

Com intuito de tornar os resultados de EMRO mais intelegíveis, utiliza-se novamente a equação (4.1) para gerar os gráficos EMRO(CPD) vs CPD, como por exemplo os das Fig. 4.6 e 4.7, atraves dos seguintes passos: a) Gera-se os pontos (CPD, EMRO (CPD)) através da utilização da equação (4.1), utilizando os quatro casos de uma das doze combinações MPES da Tab. 4.1, variando-se o CDP, ciclo a ciclo, de 100 a 10000 ciclos. No gráfico EMRO (CPD) vs CPD, com escalas logaritmicas, os pontos (CPD, EMRO (CPD)) formam quatro retas paralelas. b) Fixa-se CPD em 3000 ciclos, e utiliza-se a equação (4.1) para determinar-se $EMRO_1$, $EMRO_2$, $EMRO_3$ e $EMRO_4$. c) Fixa-se o $EMRO_4$ e aplica-se na equação (4.1), para gerar em cada um dos quatro casos os CPD correspondentes, para cada uma das doze combinações MPES da Tab. 4, conforme disponível no **Apêndice C**.

A Tab. 4.4 resume os resultados obtidos através da aplicação da equação (4.1), seguindo os passos disponíveis no paragrafo anterior, para os três instantes de um passo de caminhada, para as três seções transversais e o periósteo; e para os 4 casos analisados, totalizando 48 resultados por tabela.

Tabela 4.4 – CPD

CPD (ciclo)						
combinação	instante	posição	Caso A	Caso B	Caso C	Caso D
1	1	z = + 35 mm	5425	4344	3423	3000
2		z = - 105 mm	4792	3984	3301	3000
3		z = - 245 mm	4169	3665	3213	3000
4		periósteo	4417	3817	3273	3000
5	2	z = + 35 mm	3633	3296	3088	3000
6		z = - 105 mm	4080	3563	3131	3000
7		z = - 245 mm	3822	3448	3115	3000
8		periósteo	4167	3768	3344	3000
9	3	z = + 35 mm	4432	3803	3220	3000
10		z = - 105 mm	4493	3814	3246	3000
11		z = - 245 mm	4025	3572	3175	3000
12		periósteo	3910	3747	3285	3000

As Figuras 4.6 e 4.7 mostram exemplos da geração dos gráficos EMRO (CPD) vs CPD, que por simplicidade são chamados de EMRO vs CPD. A Fig. 4.6 utiliza os dados da combinação 11 (instante 3 e seção transversal z = - 245 mm), tanto da Tab. 4.3 quanto da Tab. 4.4, enquanto a Fig. 4.7 utiliza os dados da combinação 12 (instante 3 e periósteo), também utilizando as Tab. 4.3 e Tab. 4.4. No **Apêndice C** todos os gráficos EMRO vs CPD, referente as doze combinações propostas nas tabelas, são apresentados.

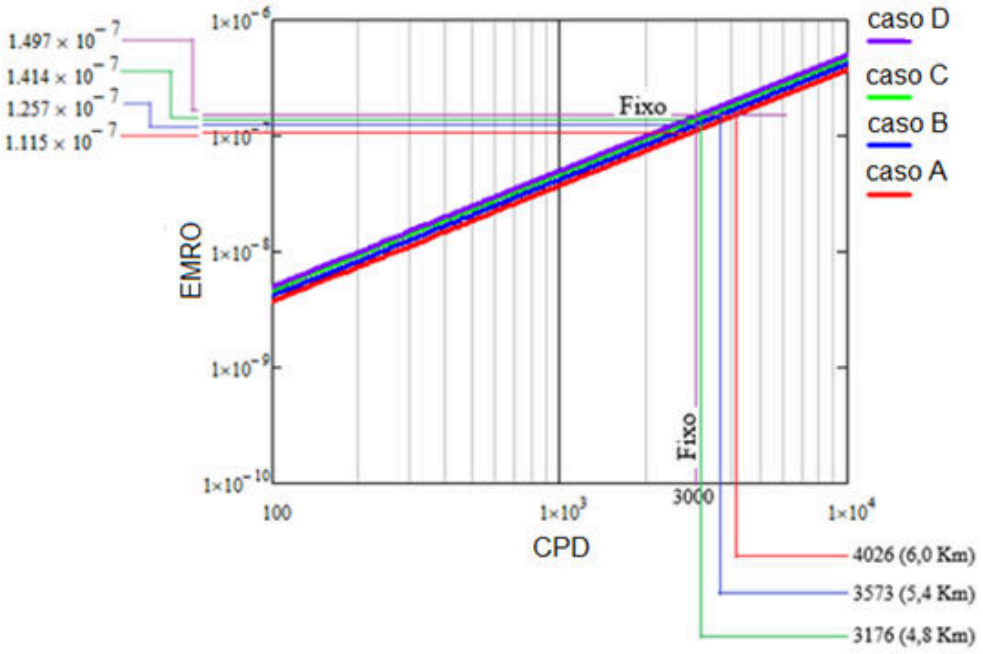


Figura 4.6 – Gráfico do EMRO vs CPD, no instante 3, seção transversal z = - 245 mm, para os quatro casos. (Figura C.3.c do **Apêndice C**). Fonte: Própria.

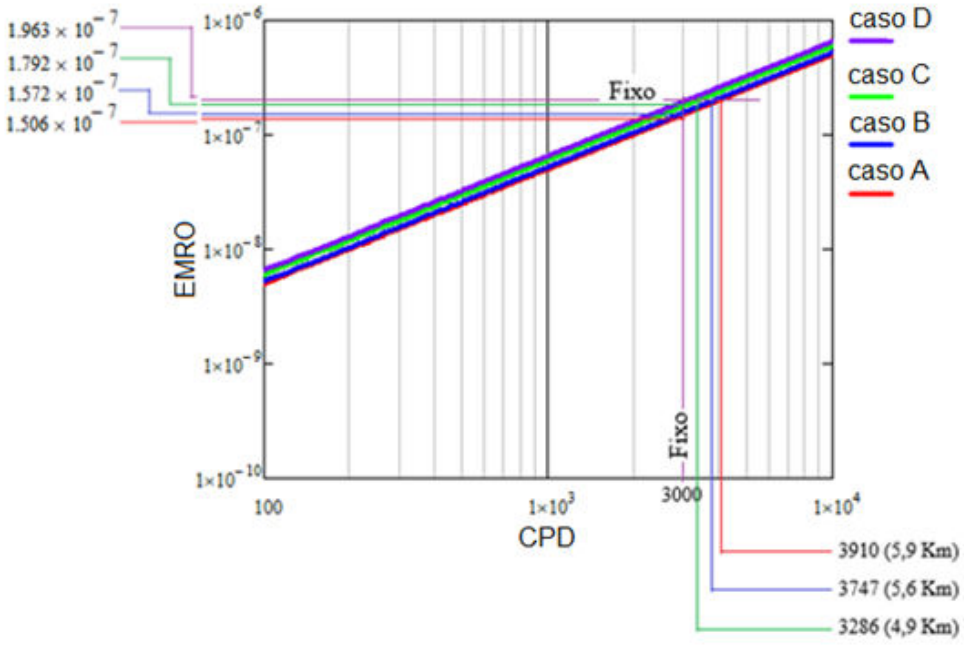


Figura 4.7 – Gráfico do EMRO vs CPD, no instante 3, no Periósteo, para os quatro casos. (Figura C.3.d do **Apêndice C**). Fonte: Própria.

Na Fig. 4.6, para z = - 245 mm e o instante 3, o EMRO máximo acessado pelo Caso *D* é reduzido em 5,50% para o caso *C*, 16,0% para o caso *B* e em 25,5% para o caso *A*. Fixando-se o EMRO máximo (Caso *D* – eixo vertical, $1{,}497 \cdot 10^{-7}$) alcançado com 3.000 CPD (caminhada de 4,5 Km), a presença da HI estaria aumentando o número mínimo de (ciclos/distância) em 5,82% (3176 / 4,8 Km) para o caso *C*, em 19,1% (3573 / 5,4 Km) para o caso *B* e em 34,2% (4026 / 6,0 Km) para o caso *A*.

Na Fig. 4.7, para o periósteo e o instante 3, o EMRO máximo acessado pelo Caso *D* é reduzido em 8,69% no caso *C*, 19,9% no caso *B* e em 23,3% no caso *A*. Fixando-se o EMRO máximo (Caso *D* – eixo vertical, $1{,}963 \cdot 10^{-7}$) alcançado com 3.000 CPD (caminhada de 4,5 Km), a presença da HI estaria aumentando o número mínimo de (ciclos/distância) em 9,52% (3286 / 4,9 Km) para o caso *C*, em 24,9% (3747 / 5,6 Km) para o caso *B* e em 34,2% (3910 / 5,9 Km) para o caso *A*.

No **Apêndice B** avalia-se as regiões do periósteo em que o EMRO é maior que o valor mínimo $\Phi_0 = 1{,}875 \cdot 10^{-10}$. Nota-se que um mínimo de 10 CPD parece estimular somente a porção posterior femoral, do 3º terço, durante o instante 3. Apesar da rigidez do material (Casos *A*, *B* e *C*) não alterar significativamente o padrão de área estimulada, o EMRO mostra-se potencializado com a diminuição da rigidez da HI e, melhor, com a explantação da HI (Caso *D*). Para 100 CPD as regiões estimuladas permanecem praticamente as mesmas de 10 CPD. À medida que o número de CPD aumenta, por exemplo para 1000 CPD e 3000 CPD a região com EMRO maior que Φ_0 aumenta atingindo o 2º terço, embora basicamente ativando a região posterior. No instante 3, além da região posterior, a região anterior também é ativada, e para maiores CPD, como 1000 e 3000, chega até a região do 1º terço, mesmo que parcialmente. A completa ativação do femur não ocorre para caminhadas de até 3000 CPD, equivalentes a 4,5 Km. A Fig. B.4 do **Apêndice B** extrapola os 3000 CPD, ao impor-se 10.000 CPD, no instante 3. Neste caso todo o periósteo é ativado, não importando qual o caso analisado.

Uma simulação da progressão da quantidade de CPD, mostrada na Fig. 4.8, foi testada para se conhecer as distâncias mínimas requeridas para uma ativação total da superfície periosteal, no instante 3, para os quatro casos.

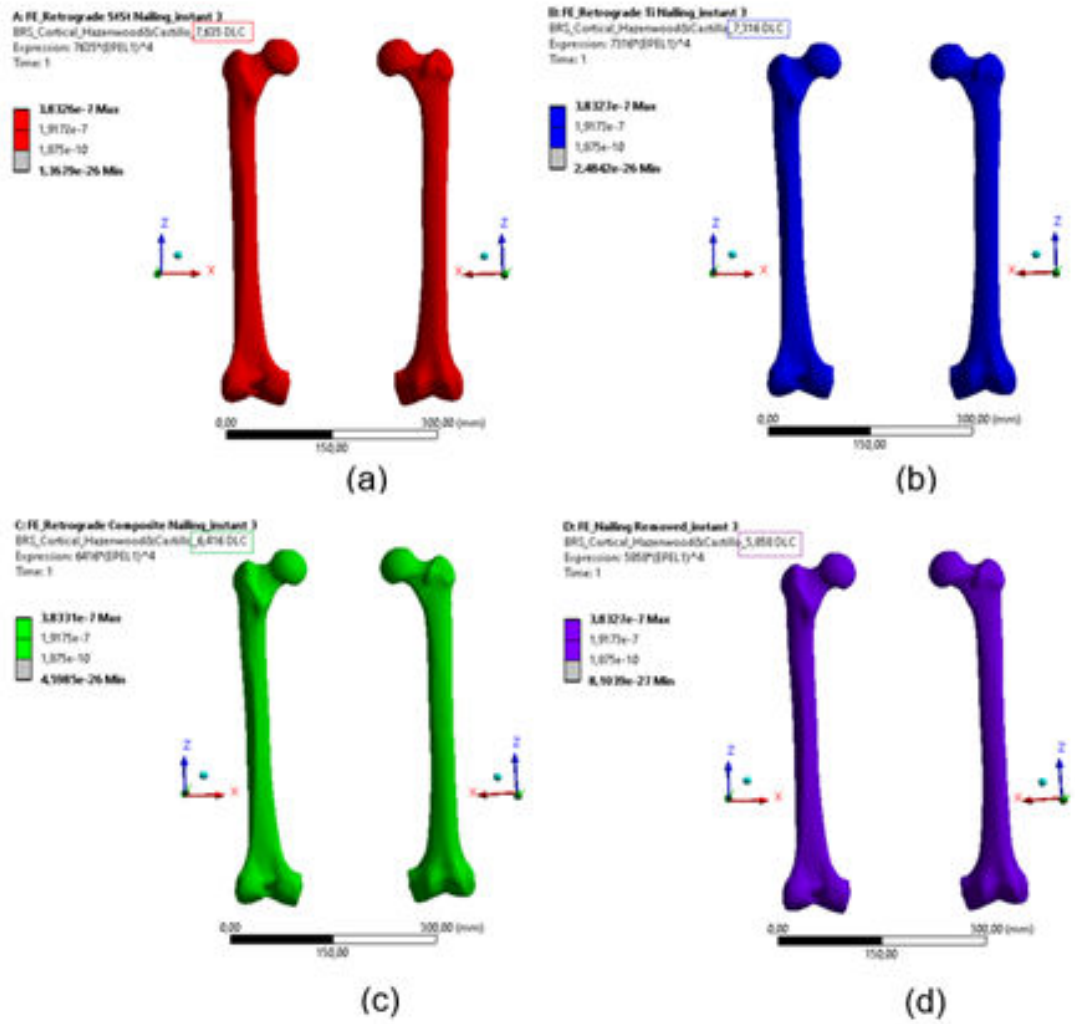


Figura 4.8 – Mínimo de CPD requerido para o EMRO de toda a superfície, em vistas Posterior e Anterior do Periósteo, no instante 3, para os casos: (a) *A*, (b) *B*, (c) *C* e (d) *D*.

Os resultados mostrados na Fig. 4.8 iniciam-se com 7635 ciclos (11,5 Km) para o caso *A*, 7316 CPD (11,0 Km) para o caso *B*, 6416 CPD (9,6 Km) para o caso *C* e 5858 CPD (8,8 Km) para o caso *D*. Entretanto, uma caminhada de 8,8 Km por dia, relativa ao caso *D* pode ser considerada longa para aqueles cuja disponibilidade às atividades físicas seja reduzida, como é o caso dos idosos. Então, a caminhada sozinha pode não ser o protocolo de exercício mais adequado para a manutenção da saúde do 1º terço femoral (cabeça femoral), onde há maior concentração de casos de fratura em idosos, devendo outros tipos de carregamentos serem abarcados além do de caminhada.

A Tab. 4.5, de DPD, é gerada multiplicando-se os resultados da Tab. 4.4, de CPD por 1,5 (converter ciclos em metros) e dividindo-se por 1000 (coverter metros em quilometros). A Tab. 4.6 parametriza os resultados da Tab. 4.5 dividindo-se todos os seus resultados por DPD_0.

Tabela 4.5 – DPD

DPD (km)						
combinação	instante	posição	Caso A	Caso B	Caso C	Caso D
1	1	z = + 35 mm	8,13	6,52	5,13	4,5
2		z = - 105 mm	7,19	5,98	4,95	4,5
3		z = - 245 mm	6,25	5,50	4,82	4,5
4		periósteo	6,63	5,73	4,91	4,5
5	2	z = + 35 mm	5,45	4,94	4,63	4,5
6		z = - 105 mm	6,12	5,35	4,70	4,5
7		z = - 245 mm	5,73	5,17	4,67	4,5
8		periósteo	6,25	5,65	5,02	4,5
9	3	z = + 35 mm	6,65	5,71	4,83	4,5
10		z = - 105 mm	6,74	5,72	4,87	4,5
11		z = - 245 mm	6,04	5,36	4,76	4,5
12		periósteo	5,87	5,62	4,93	4,5

Tabela 4.6 – DPD/DPD_0

DPD/DPD_0						
combinação	instante	posição	Caso A	Caso B	Caso C	Caso D
1	1	z = + 35 mm	1,81	1,45	1,14	1
2		z = - 105 mm	1,60	1,33	1,10	1
3		z = - 245 mm	1,39	1,22	1,07	1
4		periósteo	1,47	1,27	1,09	1
5	2	z = + 35 mm	1,21	1,10	1,03	1
6		z = - 105 mm	1,36	1,15	1,04	1
7		z = - 245 mm	1,27	1,26	1,04	1
8		periósteo	1,39	1,27	1,12	1
9	3	z = + 35 mm	1,48	1,27	1,07	1
10		z = - 105 mm	1,50	1,27	1,08	1
11		z = - 245 mm	1,34	1,19	1,06	1
12		periósteo	1,30	1,25	1,10	1

Os resultados da Tab. 4.6 são utilizados para gerar a Fig. 4.9.

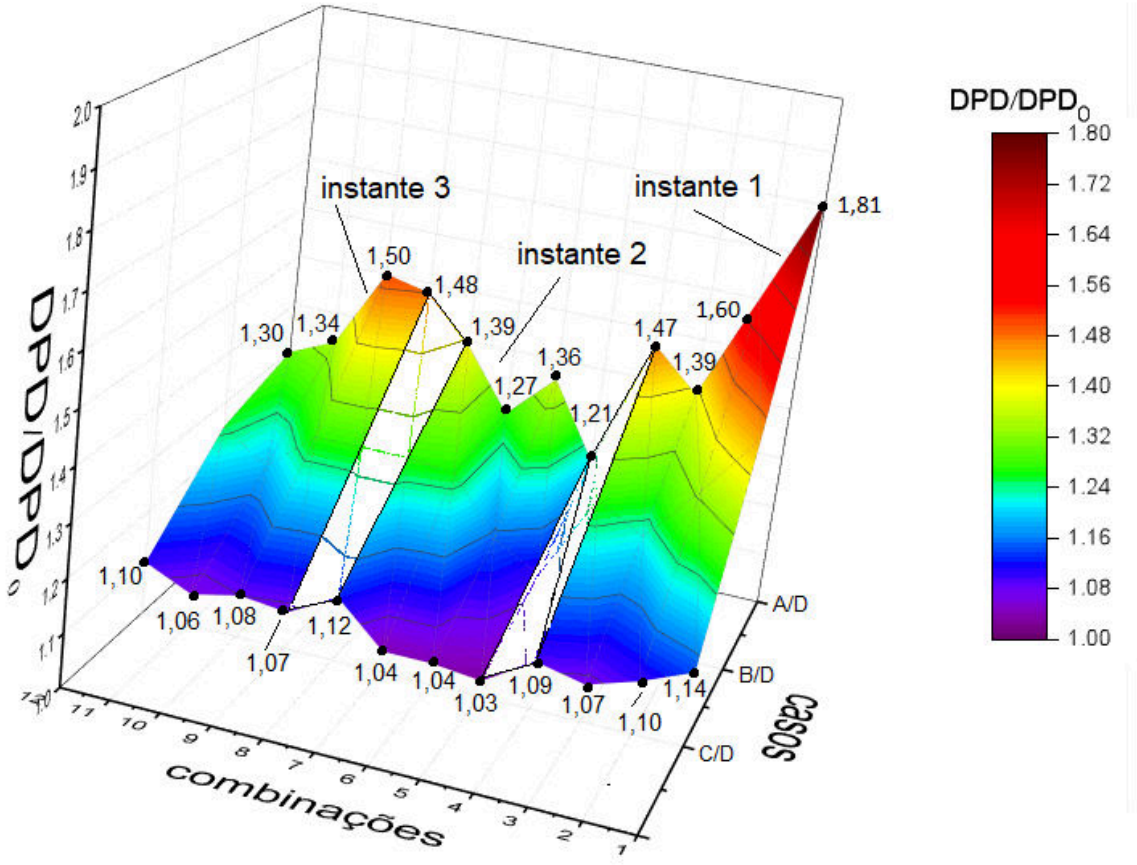


Figura 4.9 – Gráfico das DPD/DPD_0, para os casos *A*, *B* e *C* em relação ao caso *D*, nos três instantes, onde DPD_0 = 4,5 km.

A Fig. 4.9 mostra a variável DPD, que é a distância percorrida por dia parametrizada por uma distância correspondente a 3000 ciclos, DPD_0 = 4,5 km. São mostrados duas séries de valores de DPD/DPD_0. Os maiores para o caso *A* em relação ao caso *D*, com média de 1,42; e os menores para o caso *C* em relação ao caso *D*, com média de 1,08. Embora a Fig. 4.5 mostre pouca variação $\varepsilon / \varepsilon_0$, não chegando a 10% de aumento quando comparado o caso *A* com o caso *C*, depois das diversas transformações MPES -> EMRO -> CPD -> DPD, o ganho em termo de redução da distância percorrida por dia pode chegar a 25%.

Os resultados obtidos neste estudo devem ser utilizados com cuidado. Os resultados de MPES que geram o cálculo de SS são válidos apenas nas regiões em que as deformações encontram-se entre as janelas 2 (homeostase) e 3 (modelação aumentada), proposta pela revisão de (Frost, 2003). Equivalentemente para os resultados de EMRO devem estar relacionados ao CPD que foram obtidos. Por exemplo, comparando-se os resultados de EMRO obtidos para 3000 CPD, em que o 1º terço não é ativada, com os resultados da Fig. 4.8, em que todos os terços estão ativados, pode ocorrer uma diferença significativa, em torno de um fator de 2 vezes.

Capítulo 5 - Conclusões e Sugestões para Trabalhos Futuros

Um modelo numérico, de elementos finitos, de um femur esquerdo humano foi proposto. A aplicação da força de reação na cabeça femoral e a utilização de quinze músculos inseridos no femur conforme textos de anatomia, e a prescrição das forças de cada músculo nos três instantes da caminhada foram executados. Utiliza-se três casos de HI para verificar o efeito das suas rigidezes no desenvolvimento das MPES em três seções transversais e no periósteo do femur em comparação a HI explantada. Utiliza-se os MPES assim obtidos para a verificação do efeito da variação das rigidezes das HI no efeito de SS. Este efeito não ultrapassou os 10%, se comparadas com a HI explantada.

Na realidade, o estímulo mecânico, de forma isolada, não garante o sucesso de um processo de reestruturação do tecido ósseo. Utiliza-se, então, um conceito mais abrangente, o de EMRO; que além de incluir o MPES, inclue também exercícios físicos de repetição. Desta forma o cálculo da EMRO levando em conta a variação do material da HI, para uma distância razoável percorrida, chegou a uma variação de até 25%. Este fato indica a utilização de HI de materiais compósitos, que podem ser fabricados com rigidezes relativamente baixas, uma solução promissora.

Porém o recobrimento das EMRO, para as diversas combinações utilizadas de MPES e CPD, mostrou-se, de uma forma geral, insuficiente para manter o femur como um todo são. O instante 3, de adução, favoreceu um maior recobrimento pela EMRO, assim como ao se usar HI de menor rigidez e percorrer-se maiores distâncias. Muitas combinações de HI com distâncias percorridas (da ordem de 4,5 km) não foram suficientes para recobrir o 1º terço femoral, onde há maior concentração de casos de fratura em idosos, necessitando-se até dobrar as distâncias percorridas (em torno de 9 km), para o EMRO recobrir todo o femur.

Outros protocolos como com a utilização de “Plataforma Vibratória”, os quais combinam baixa magnitude de deformação com alto CPD, devem ser estudados para serem agregados a caminhada, como opção de uma solução com caminhadas diárias de menor extensão.

Referências Bibliográficas

Allen, J C, Jr., Lindsey, R W, Hipp, J A, Gugala, Z, Rianon, N, and Leblanc, A. The Effect of Retained Intramedullary Nails on Tibial Bone Mineral Density. Clin. Biomech. (Bristol, Avon) v.23(6), pp. 839–843. 2008, https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.02.003.

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, v. 45(1), pp. 27-40. 2012; https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.08.004.

Baumer, Dispositivos Ortopédicos. www.baumer.com.br.

Bavil, A.Y., Eghan-Acquah, E., Diamond, L.E., Barrett, R., Carty, C.P., Barzan, M., Nasseri, A., Lloyd, D.G., Saxby, D.J., Faih, S. Effect of different constraining boundary conditions on simulated femoral stresses and strains during gait. www.nature.scientificreports/. (2024) 14:10808. https://doi.org/10.1038/s41598-024-61305-x.

Behrens, B.A., Nolte, I., Wefstaedt, P., Stukenborg-Colsman, C., Bouguecha, A. Finite Element Analysis of Bone Remodeling after Hip Resurfacing Arthroplasty. In: 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering. IFMBE Proceedings, vol 22. Springer, Berlin, Heidelberg. 2009. https://doi.org/10.1007/978-3-540-89208-3_549.

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. vol. 34, pp. 859-871. 2001.

Biomet, Intermedic Technology Importação e Exportação LTDA. www.biomettrauma.com.

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

Burr, D B, Robling, A G, Turner, C H. Effects of Biomechanical Stress on Bones in Animals. Indiana University School of Medicine, Indianapolis, IN, USA, v.30(5), pp.781-786. 2002.

Campbell, T.C., Campbell, M.C. II. The China Study – The Most Comprehensive Study of Nutrition Ever Conducted and the Startling Implications for Diet, Weight Loss, and Long-Term Health, BenBella Books, INC. 2016.

Carter D R, Fyhrie D P, Whalen R T. Trabecular Bone Density and Loading History: Regulation of Connective Tissue Biology by Mechanical Energy. J. Biomechanics. v. 20(8), pp. 785-794.1987.

Cavanagh, P.R., Genc, K.O., Gopalakrishnan, R., Kuklis, M.M., Maender, C.C., Rice, A.J. Foot forces during typical days on the international space station. Journal of Biomechanics, v. 43, pp. 2182–2188. 2010. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.044.

Christos V. Chalitsios, Dominick E. Shaw, Tricia M. McKeever. Corticosteroids and bone health in people with asthma: A systematic review and meta-analysis. Respiratory Medicine, v. 181, pp. 106374. 2021. https://doi.org/10.1016/j.rmed.2021.106374.

Cilla, M, Checa, S and Duda, G N. Strain shielding inspired re-design of proximal femoral stems for total hip arthroplasty. Journal of Orthopaedic Research, v. 35(11), pp. 2534–2544. 2017. https://doi.org/10.1002/jor.23540.

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

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. v. 28(5), pp. 617–624.1995.

Cullen, D M, Smith, R T and Akhter, M P. Bone-loading response varies with strain magnitude and cycle number. Journal of Applied Physiology, v.91(5), pp.1971–1976. 2001. https://doi.org/10.1152/jappl.2001.91.5.1971.

Cunningham, P..Why use MPC Based contact for “Bonded” Connections? CAE Associates, February v. 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. v.16, pp.138. 2017. 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. v. 71, pp. 1809–1840. 2004.

Duda, G.N., Brand, D., Freitag, S., Lierse, W., Schneider, E. Variability of femoral muscle attachments. Technical Note. J.Biomech. v. 29(9), pp.1185-1190.1996.

Duda, G.N., Schneider, E., Chao, E.Y.S. Internal Forces and Moments in the Femur during Walking. J. Biomech. v. 30(9), pp.933-941.1997.

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. v. 31, pp. 841-846.1998.

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. v.57(5), pp.344-58.1995. https://doi.org/ 10.1007/BF00302070.

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. v. 23, pp.1269–1278. 2008.

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*, v. 28(7), pp.433-438. 2014.

Fernandes, H. J. A. Reis, F.B. dos, Neto, P.F.T., Belangero, W.D. Placa em ponte e HI bloqueada: estudo comparativo no tratamento de fraturas multifragmentárias da diáfise do fêmur. Revista Brasileira de Ortopedia, v. 37(9). 2002.

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.

Fracture and Dislocation Classification Compendium, Journal of Orthopaedic Trauma, v. 32(1). 2018.

Frost, H. M. Wolffs Law and bones structural adaptations to mechanical usage - an overview for clinicians. The Angle Orthodontist, v. 64(3), pp. 175-188.1994.

Frost, H M. Bone's Mechanostat: A Update. Anatomical Record - Part A Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology, v. 275(2), pp.1081-1101. 2003. https://doi.org/ 10.1002/ar.a.10119.

Genc KO, Humphreys BT, Cavanagh PR. Enhanced daily load stimulus to bone in spaceflight and on Earth. Aviat Space Environ Med.v.80(11), pp.919-26. 2009. https://doi.org/10.3357/asem.2380.

Ghiasi M S, Chen J, Vaziri A, Rodriguez E K and Nazarian A. Bone fracture healing in mechanobiological modeling: A review of principles and methods. Bone Reports, v.6, pp.87–100. 2017. https://doi.org/10.1016/j.bonr.2017.03.002.

Glatt, V, Evans, C H and Tetsworth, K. A concert between biology and biomechanics: The influence of the mechanical environment on bone healing. Frontiers in Physiology v.7, pp.678. 2017. https://doi.org/10.3389/fphys.2016.00678.

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. v. 39(9), pp. 477-485. 2004.

Harari, Y.N. Sapiens: uma breve história da humanidade. São Paulo. Editora Companhia das Letras, 2015.

Hart, N H, Nimphius, S, Rantalainen, T, Ireland, A, Siafarikas, A and Newton, R U. Mechanical basis of bone strength: Influence of bone material, bone structure, and muscle action. Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions, v.17(3), pp.114-139. 2017.

Hazelwood S J, Martin R B, Rachid M M, Rodrigo J J. A mechanistic model for internal bone remodeling exhibits different dynamic responses in disuse and overload. Journal of Biomechanics, v.34, pp. 299-308. 2001.

Hazelwood S J, Castillo A B. Simulated effects of marathon training on bone density, remodeling, and microdamage accumulation of the fêmur. International Journal of Fatigue, v.29, pp. 1057–1064. 2007. https://doi.org/10.1016/j.ijfatigue.2006.10.001.

Huiskes, R., Weinans, H., van Rietbergen, B. Stress shielding and bone resorption and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. Clinical Orthopaedics and Related Research. v. 274. pp. 124-34.1992.

Interfix – PFN - VINCULA. https://vincula.com.br/wp-Content/uploads/2024/09/10417940037_Instrucao-de-Uso_Versao-1.008_01.07.24.pdf

Isaza E, García L, Salazar E. Determination of Mechanic Resistance of Osseous Element through Finite Element Modeling. ResearchGate. 2013. https://www.researchgate.net/publication/274051371.

Kiel, D, Hannan, M, Barton, B *et al*. Low-Magnitude Mechanical Stimulation to Improve Bone Density in Persons of Advanced Age: A Randomized, Placebo-Controlled Trial. Journal of Bone and Mineral Research, v.30(7), pp.1319-1328. 2015. https://doi.org/ 10.1002/jbmr.2448 c 2015.

Kobiraki, L C G., Gubawa, J E, Dicati, G W O. Análise da Influência do Carregamento sobre o Processo de Remodelacao Ossea Femoral. IV Simposio de Metodos Numericos de Engenharia, UFPR, Curitiba. 2019. https://www.researchgate.net/publication/337944280.

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. https://doi.org/10.1186/s12938-018-0474-8.

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

Miller, P.D. Guidelines for the diagnosis of osteoporosis: T-scores vs fractures. Rev Endocr Metab Disord. v.7, pp.75-89. 2006. https://doi.org/10.1007/s11154-006-9006-0.

Modenese, L, Phillips, A T M, Bull, A M J. An open source lower limb model: Hip joint validation. Journal of Biomechanics. v.44(12), pp. 2185-2193. 2011. http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.06.019.

Netter F H. Netter Atlas de Anatomia Humana. Abordagem Topográfica Clássica. 8ª Edição. ISBN: 978-85-9515-988-4. 2023.

Orthofix, Classy Med, Tecnologia e Inovação em Materiais Cirúrgicos. https://www.classymed.com.br/index.php/trauma/384-centronail-haste-tibial-de-tit%C3%A2nio.

Pennline, J A, Mulugeta, L. Evaluating Daily Load Stimulus Formulas in Relating Bone Response to Exercise. National Aeronautic and Space Administration - NASA, Glenn Research Center, Cleveland, Ohio, 44135. 2014.

Ozcivici *et al*. Mechanical signals as anabolic agents in bone. Nat Rev Rheumatol, v.6(1), pp.50-59. 2010. https://doi.org/10.1038/nrrheum.2009.239.

Qin, Y X, Rubin, C T and McLeod, K J. The nonlinear dependence of loading intensity and cycle number in the maintenance of bone mass and morphology. Journal of Orthopaedic Research, v.16(4), pp.482–489.1998. https://doi.org/10.1002/jor.1100160414.

Rajagopal A, Dembia C L, De Mers M S, Delp D D, Hicks J L, Delp S L. Full body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait. IEEE Trans Biomed Eng. v. 63(10), pp. 2068–2079. 2016. https://doi.org/10.1109/TBME.2016.2586891.

Robling A G, Hinnant F M, Burr D B e Turner C H. Improved Bone Structure and Strength After Long-Term Mechanical Loading Is Greatest if Loading Is Separated into Short Bouts. Journal of Bone and Mineral Research, v.17(8). 2002.

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, v.110, pp. 8 -14. 2015.

Rubin C T, Lanion L E. Regulation of Bone Formation By Applied Dynamic Loads. The Journal of Bone and Joint Surgery, v. 66(3), pp. 397-402. 1984. https://www.researchgate.net/publication/16497388.

Rubin C, Turner AS, Bain S, Mallinckrodt C, McLeod K. Anabolism: Low mechanical signals strengthen long bones. Nature, v.412, pp. 603–604. 2001. [PubMed: 11493908].

Samiezadeh, S, Avval, P T, Fawaz, Z and Bougherara, H. An Effective Approach for Optimization of a Composite Intramedullary Nail for Treating Femoral Shaft Fractures. Journal of Biomechanical Engineering, v.137(12), pp.121001-1 - 121001-9. 2015. https://doi.org/10.1115/1.4031766.

Sartori. http://www.sartori.ind.br/instrucao_uso.

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. Med Eng Phys, v.22, pp.453-459. 2000.

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, v.43(5), pp.183-92. 2008.

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

Teichtahl, A J, Wluka, A E, Wijethilake, P., Wang, Y., Ghasem-Zadeh, A. and Cicuttini, F. M. Wolff's law in action: A mechanism for early knee osteoarthritis. Arthritis Research and Therapy, v.17(1), pp.1 - 9. 2015. https://doi.org/10.1186/s13075-015-0738-7.

Turner C H. Three Rules for Bone Adaptation to Mechanical Stimuli. *Biomechanics and Biomaterials Research Center and Indiana University School of Medicine, IUPUI, Indianapolis, IN, USA.* Bone. v. 23(5), pp.399–407.1998.

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; v. 39(6), pp. e1117- e1123. 2016. https://doi.org/10.3928/01477447-20160819-0.

Vignoli, L. L. and Kenedi, P. P. Bone Anisotropy – Analytical and Finite Element Analysis. Latin American Journal of Solids and Structures. v.13(1). pp. 51-72. 2016. https://doi.org/10.1590/1679-78251814.

Whalen, R.T., Carter, C.R., Steele, C.R. Influence of Physical Activity on the Regulation of Bone Density. Journal of Biomechanics, v.21, pp. 821-837. 1988.

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, Natal-RN. 2012.

Apêndice A. Máximas Deformações Principais (MPES) no periósteo e nas seções transversais

As Figuras de A.1 à A.3 mostram as deformações e o MPES ao longo do periósteo, nos três instantes do passo de caminhada, para os quatro casos estudados. Quanto a nomeclatura dos casos analizados, via EF, segue a seguinte equivalência: Caso *A* – StSt, Caso *B* – Ti, Caso *C* – *Composite* e Caso *D* – *Removed*.

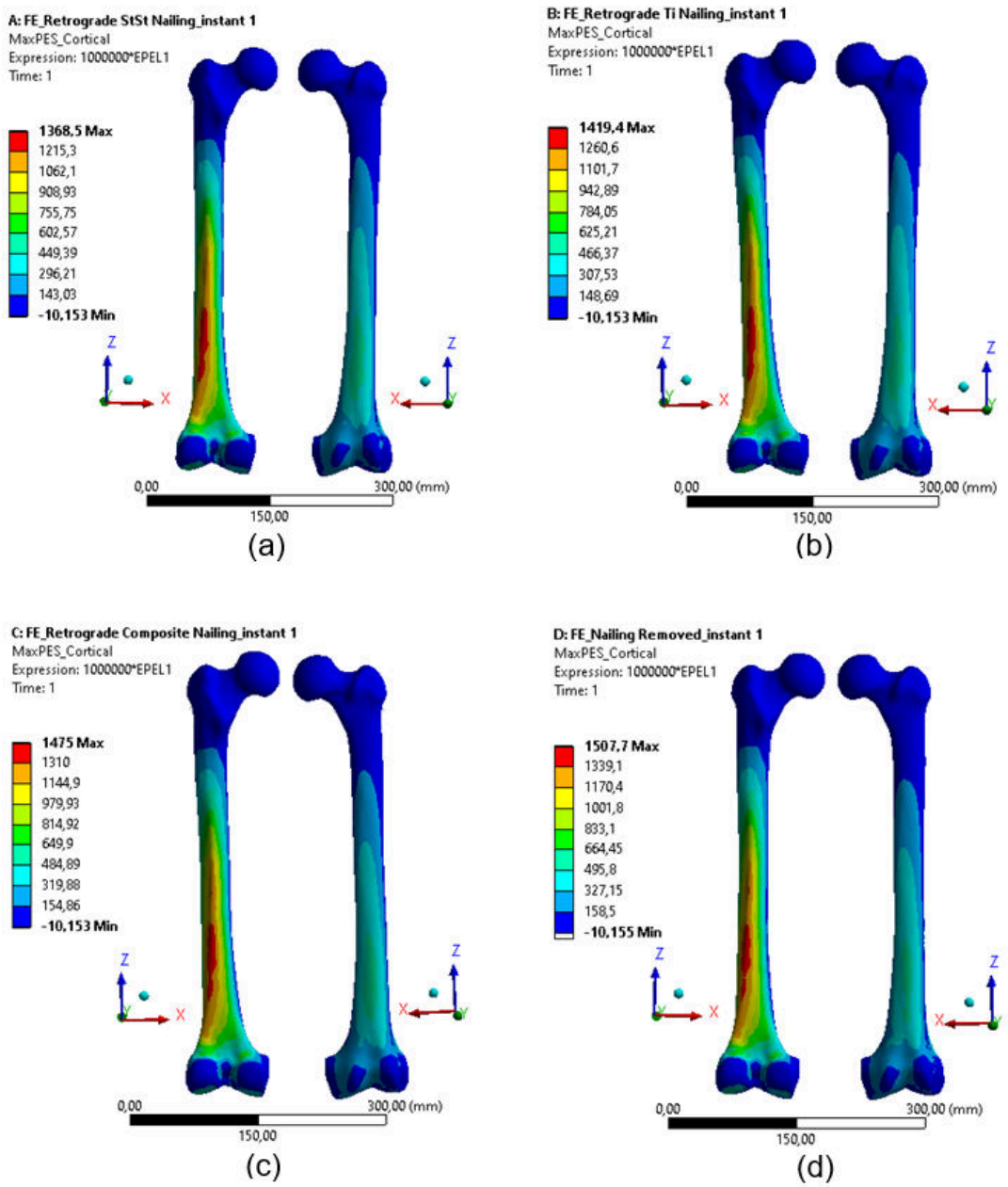


Figura A.1 – Distribuição de deformações e o MPES – em vistas Posterior e Anterior do Periósteo, no instante 1: (a) Caso *A*, (b) Caso *B*, (c) Caso *C* e (d) Caso *D*.

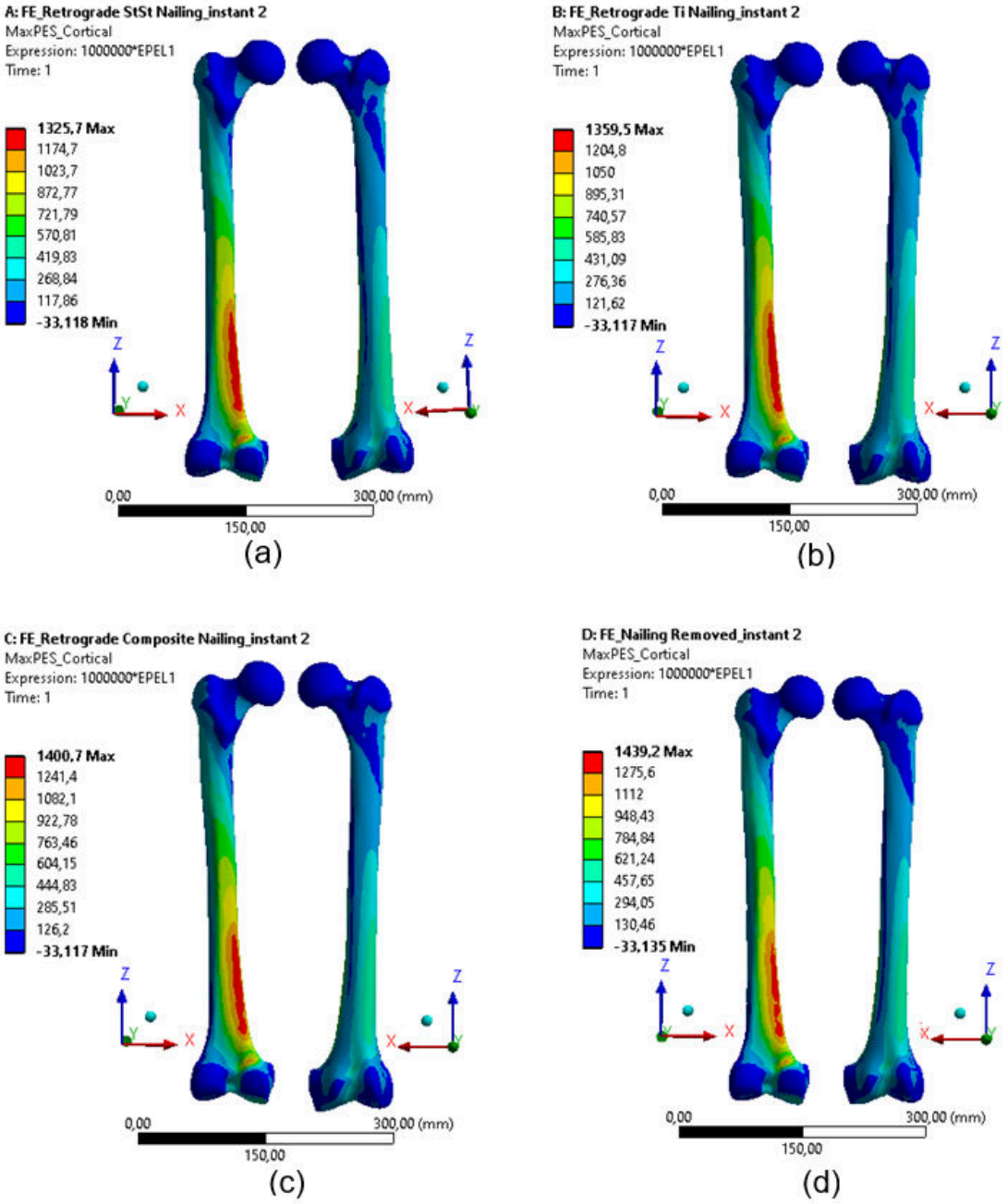


Figura A.2 - Distribuição de deformações e o MPES – em vistas Posterior e Anterior do Periósteo, no instante 2: (a) Caso *A*, (b) Caso *B*, (c) Caso *C* e (d) Caso *D*.

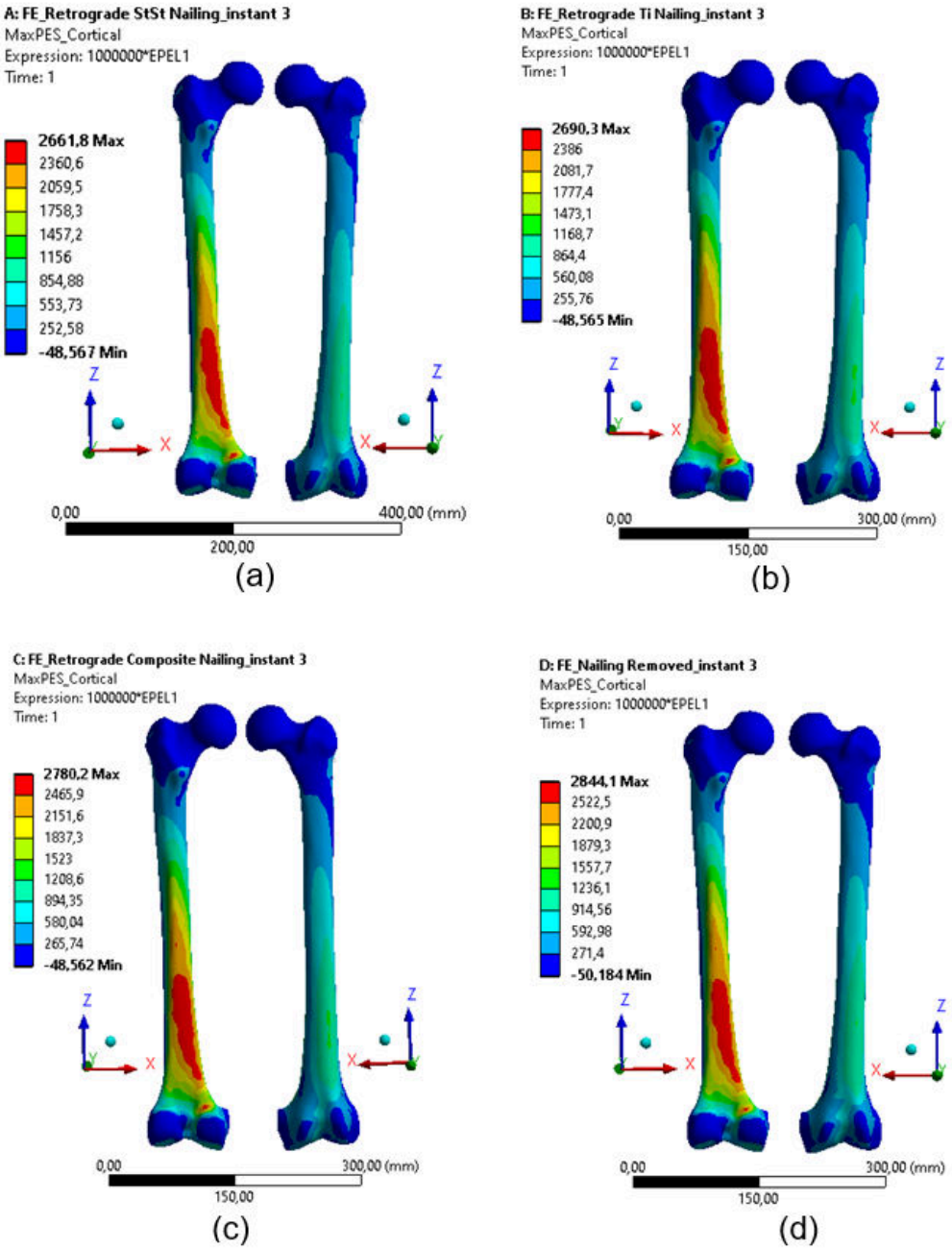


Figura A.3 - Distribuição de deformações e o MPES – em vistas Posterior e Anterior do Periósteo, no instante 3: (a) Caso *A*, (b) Caso *B*, (c) Caso *C* e (d) Caso *D*.

O modelo EF de fêmur sem haste (Fig. A3.d) aqui estudado experienciou níveis de deformação até 1236 μƐ ao longo do primeiro terço femoral, similar ao máximo (1100 μƐ) observado nos estudos de (Bavil *et al*., 2024). No 3º terço femoral, esses valores atingem a casa dos 3000 μƐ, que podem ser comparados aos modelos de travamento meio-eixo femoral e de joelho fixo propostos, também, por (Bavil *et al*., 2024).

As Figuras de A.4 à A.6 mostram as deformações, mostrando o MPES, nas três seções médias transversais da cortical, nos três instantes do passo de caminhada, para os quatro casos estudados.

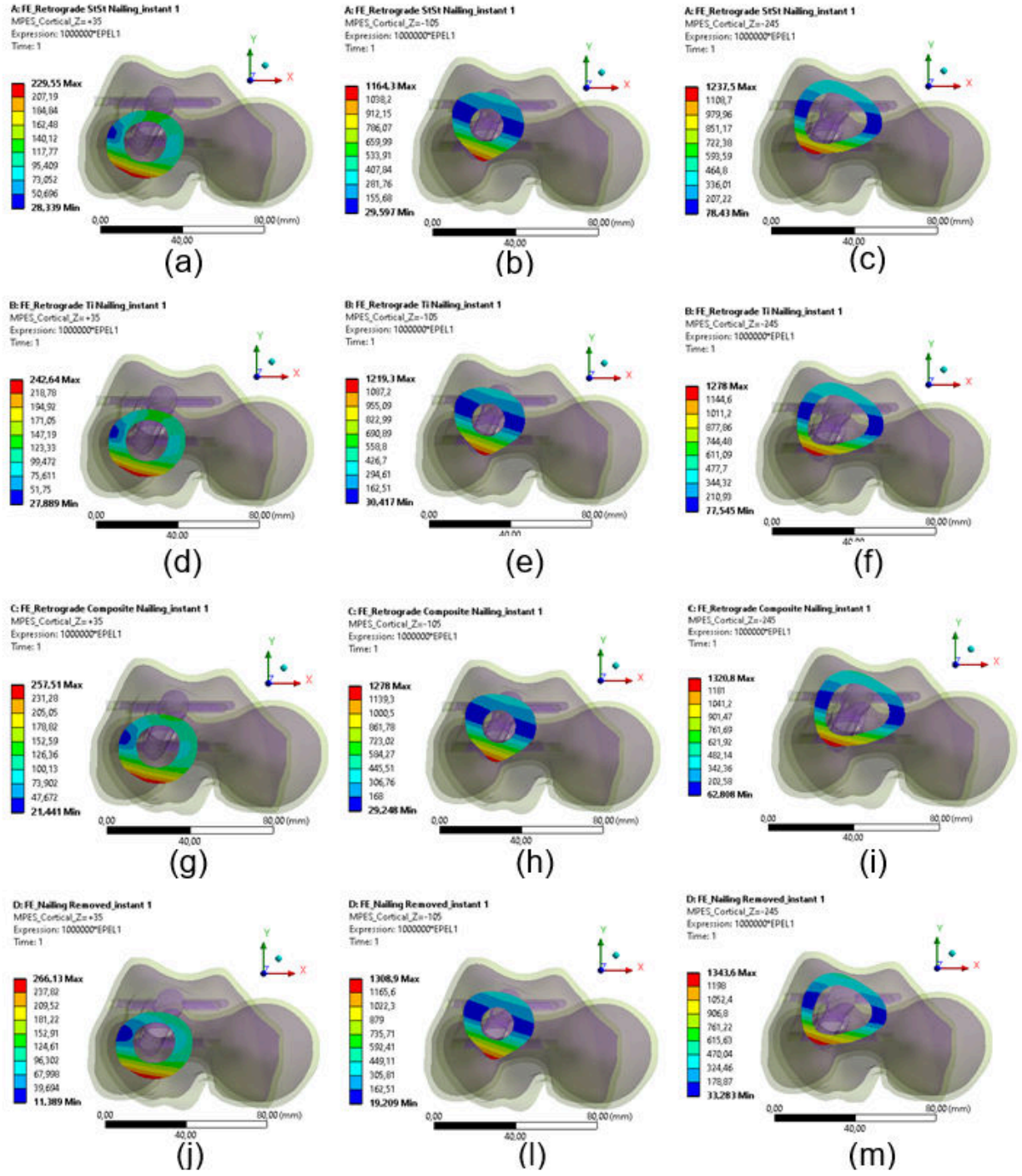


Figura A.4 - Distribuição de deformações e o MPES – Seções Transversais, no instante 1, no toque de calcâneo. Caso *A*: (a) z=+35mm, (b) z=-105mm, (c) z=-245mm, Caso *B*: (d) z =+35mm, (e) z=-105mm, (f) z=-245mm, Caso *C*: (g) z=+35mm), (h) z=-105mm, (i) z=-245mm, Caso *D*: (j) z =+35mm, (l) z=-105mm, (m) z=-245mm.

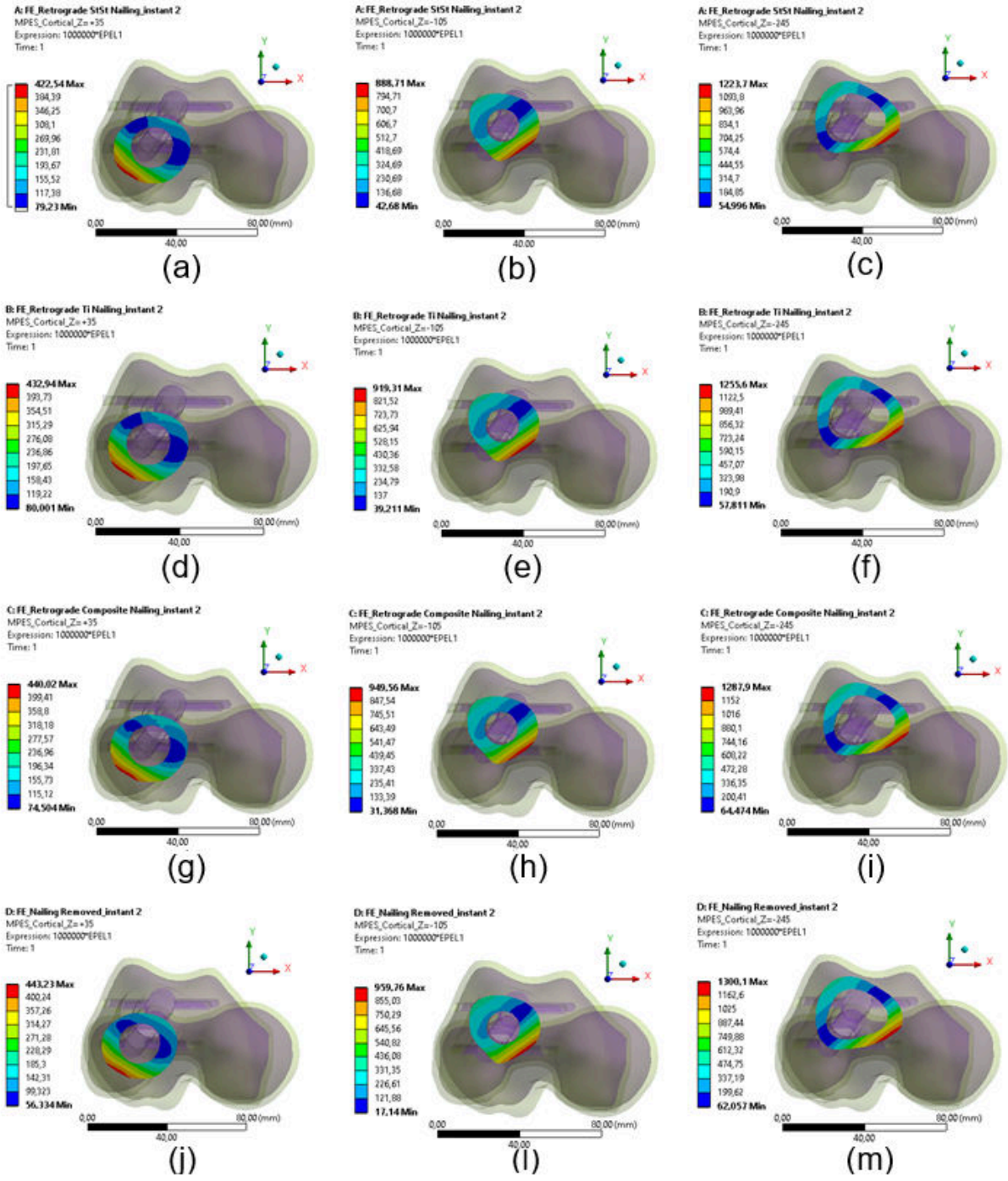


Figura A.5 - Distribuição de deformações e o MPES – Seções Transversais, no instante 2, na Abdução. Caso *A*: (a) z=+35mm, (b) z=-105mm, (c) z=-245mm, Caso *B*: (d) z =+35mm, (e) z=-105mm, (f) z=-245mm, Caso *C*: (g) z=+35mm), (h) z=-105mm, (i) z=-245mm, Caso *D*: (j) z =+35mm, (l) z=-105mm, (m) z=-245mm.

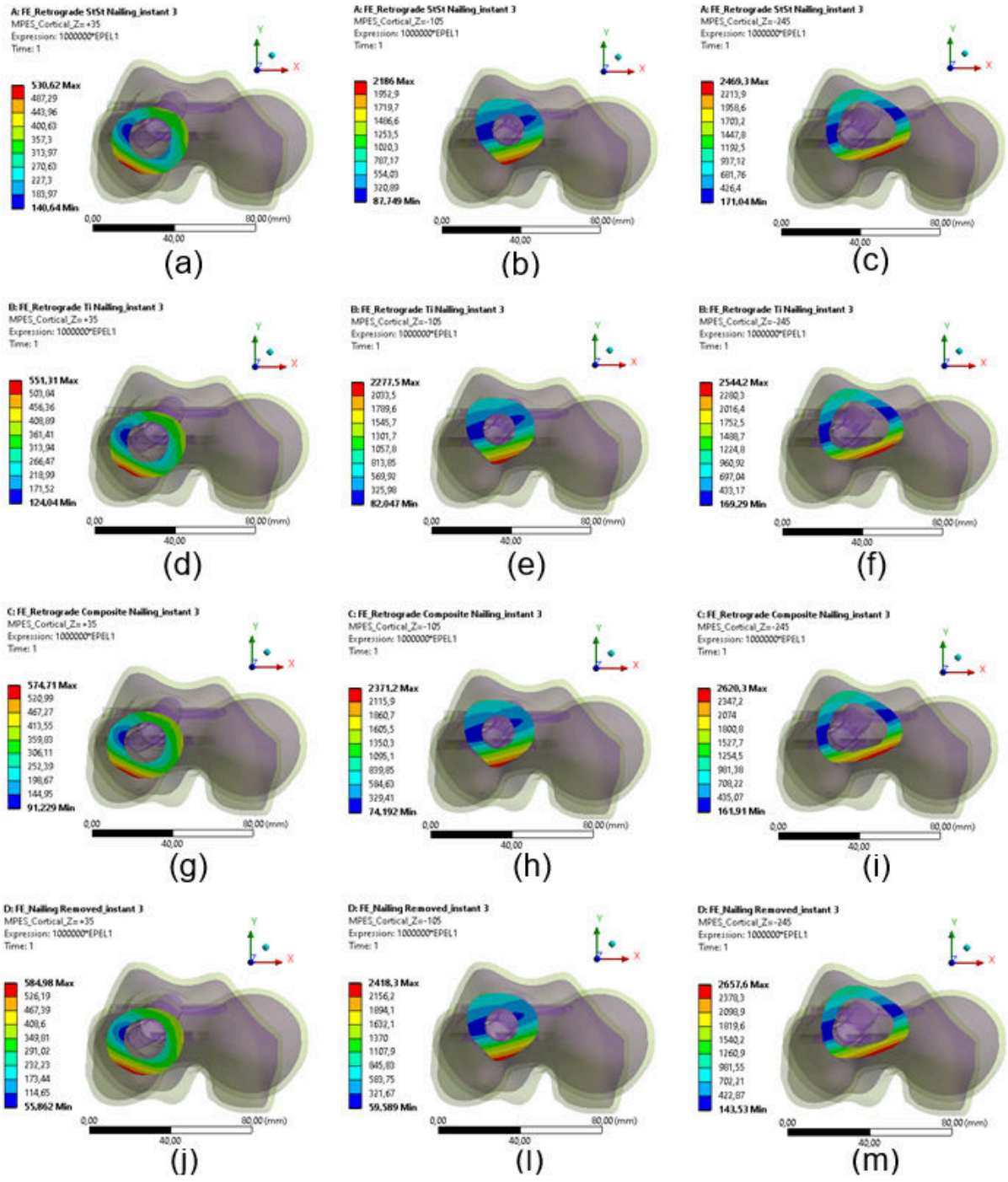


Figura A.6 - Distribuição de deformações e o MPES – Seções Transversais, no instante 3, na Adução. Caso *A*: (a) z=+35mm, (b) z=-105mm, (c) z=-245mm, Caso *B*: (d) z =+35mm, (e) z=-105mm, (f) z=-245mm, Caso *C*: (g) z=+35mm), (h) z=-105mm, (i) z=-245mm, Caso *D*: (j) z =+35mm, (l) z=-105mm, (m) z=-245mm.

Apêndice B. Estímulo Mecânico à Resposta Osteogênica (EMRO)

As Figuras de B.1 à B.3 mostram ao longo do periósteo em que o EMRO é maior que o valor mínimo $\Phi_0 = 1{,}875 \cdot 10^{-10}$, nos três instantes do passo de caminhada, para os quatro casos estudados, variando o número de ciclos de carregamento por dia (10, 100, 1.000 e 3.000 CPD). A Figura de B.4 mostra o EMRO, a partir do valor mínimo $\Phi_0 = 1{,}875 \cdot 10^{-10}$, ao longo do periósteo, nos três instantes do passo de caminhada, para os quatro casos estudados, a 10.000 CPD.

Quanto a nomeclatura dos casos analizados, via EF, segue a seguinte equivalência: Caso *A* – StSt, Caso *B* – Ti, Caso *C* – *Composite* e Caso *D* – *Removed*.

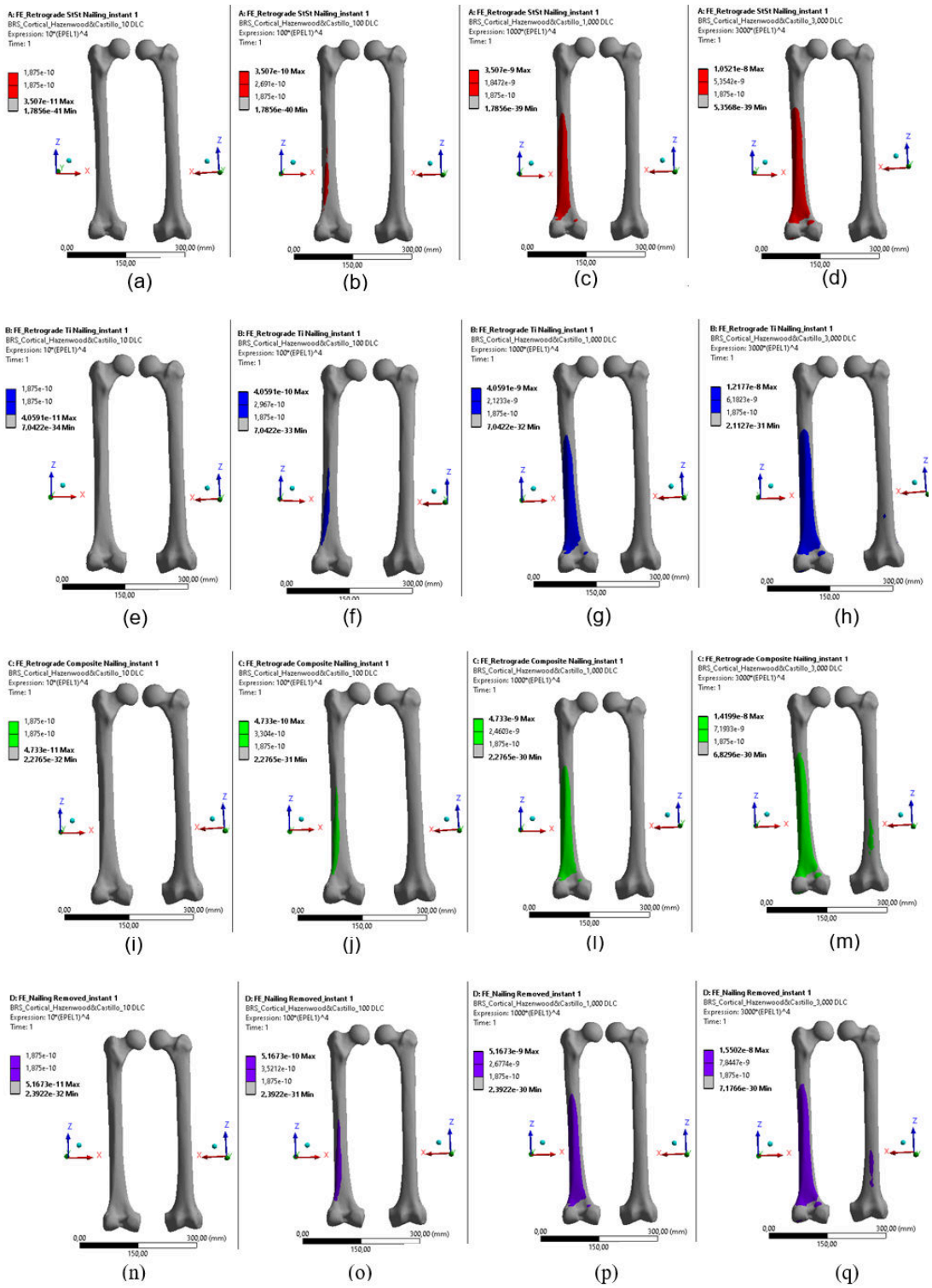


Figura B.1 – Regiões em que a EMRO é maior que o valor mínimo $\Phi_0 = 1{,}875 \cdot 10^{-10}$, em vistas Posterior e Anterior do Periósteo, no instante 1. Caso *A*, em vermelho: (a) 10 CPD, (b) 100 CPD, (c) 1.000 CPD e (d) 3.000 CPD; Caso *B*, em azul: (e) 10 CPD, (f) 100 CPD, (g) 1.000 CPD e (h) 3.000 CPD; Caso *C*, em verde: (i) 10 CPD, (j) 100 CPD, (l) 1.000 CPD e (m) 3.000 CPD; Caso *D*, em magenta: (n) 10 CPD, (o) 100 CPD, (p) 1.000 CPD e (q) 3.000 CPD.

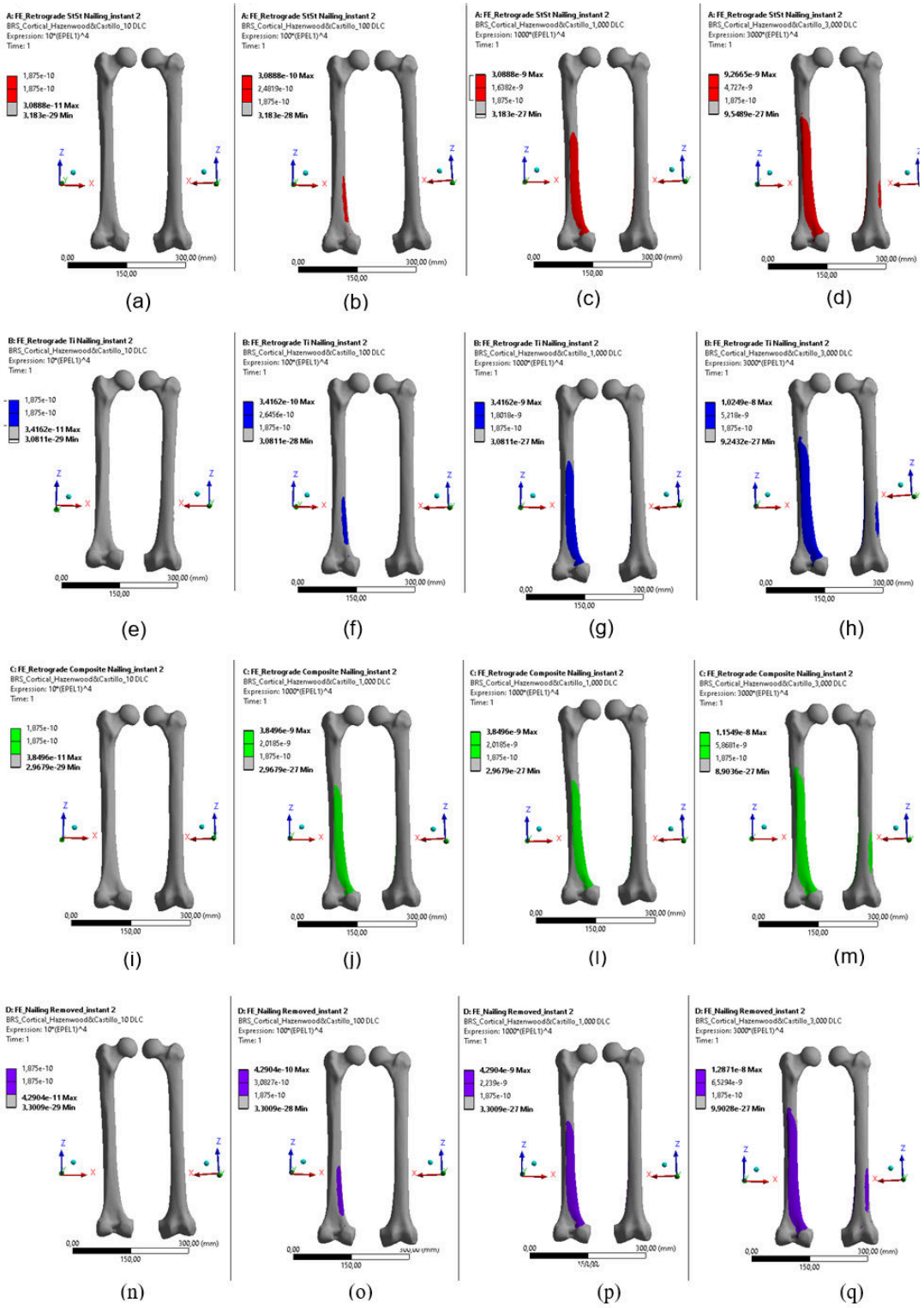


Figura B.2 - Regiões em que a EMRO é maior que o valor mínimo $\Phi_0 = 1{,}875 \cdot 10^{-10}$, em vistas Posterior e Anterior do Periósteo, no instante 2. Caso *A*, em vermelho: (a) 10 CPD, (b) 100 CPD, (c) 1.000 CPD e (d) 3.000 CPD; Caso *B*, em azul: (e) 10 CPD, (f) 100 CPD, (g) 1.000 CPD e (h) 3.000 CPD; Caso *C*, em verde: (i) 10 CPD, (j) 100 CPD, (l) 1.000 CPD e (m) 3.000 CPD; Caso *D*, em magenta: (n) 10 CPD, (o) 100 CPD, (p) 1.000 CPD e (q) 3.000 CPD.

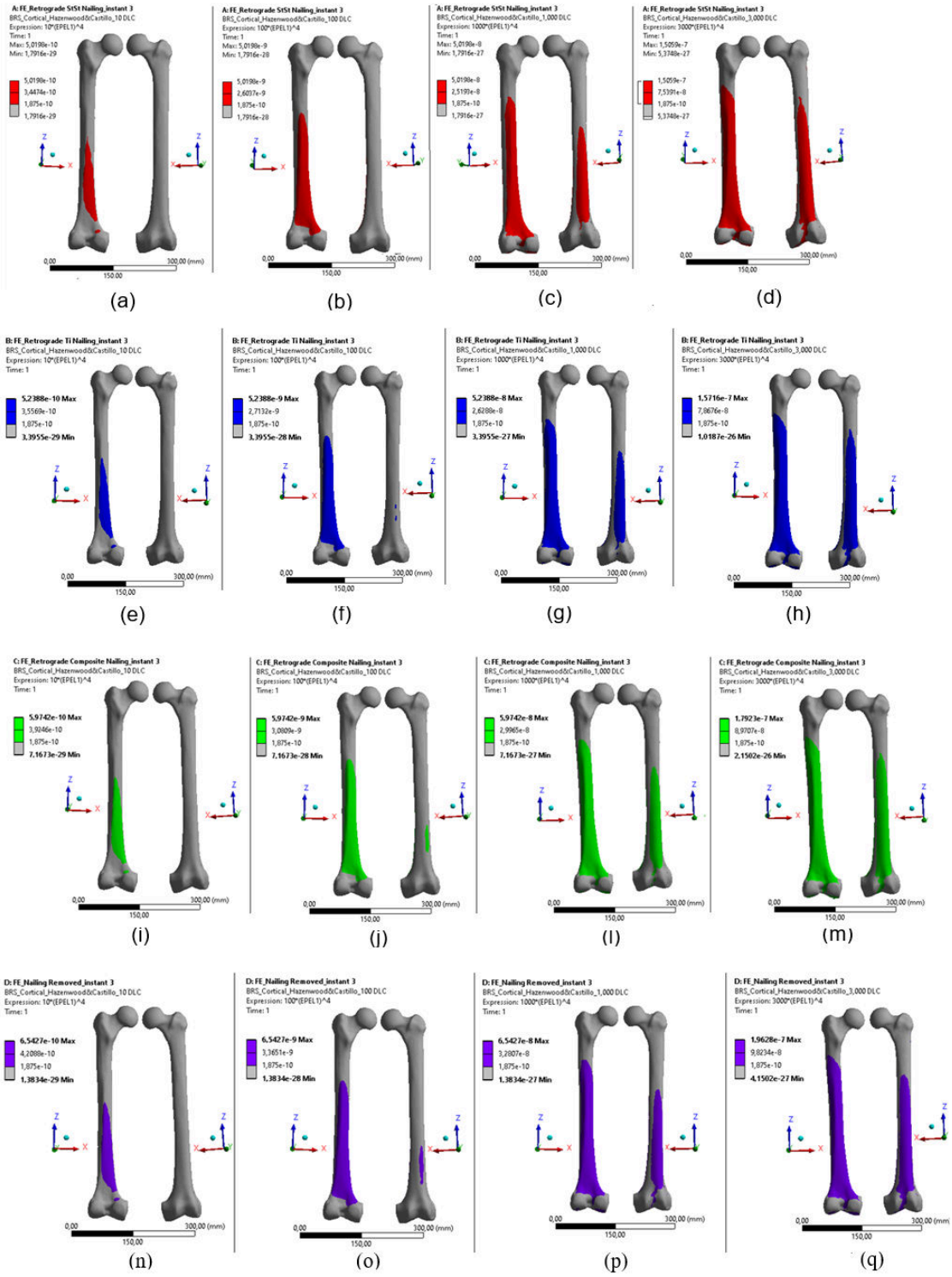


Figura B.3 - Regiões em que a EMRO é maior que o valor mínimo $\Phi_0 = 1{,}875 \cdot 10^{-10}$, em vistas Posterior e Anterior do Periósteo, no instante 3. Caso *A*, em vermelho: (a) 10 CPD, (b) 100 CPD, (c) 1.000 CPD e (d) 3.000 CPD; Caso *B*, em azul: (e) 10 CPD, (f) 100 CPD, (g) 1.000 CPD e (h) 3.000 CPD; Caso *C*, em verde: (i) 10 CPD, (j) 100 CPD, (l) 1.000 CPD e (m) 3.000 CPD; Caso *D*, em magenta: (n) 10 CPD, (o) 100 CPD, (p) 1.000 CPD e (q) 3.000 CPD.

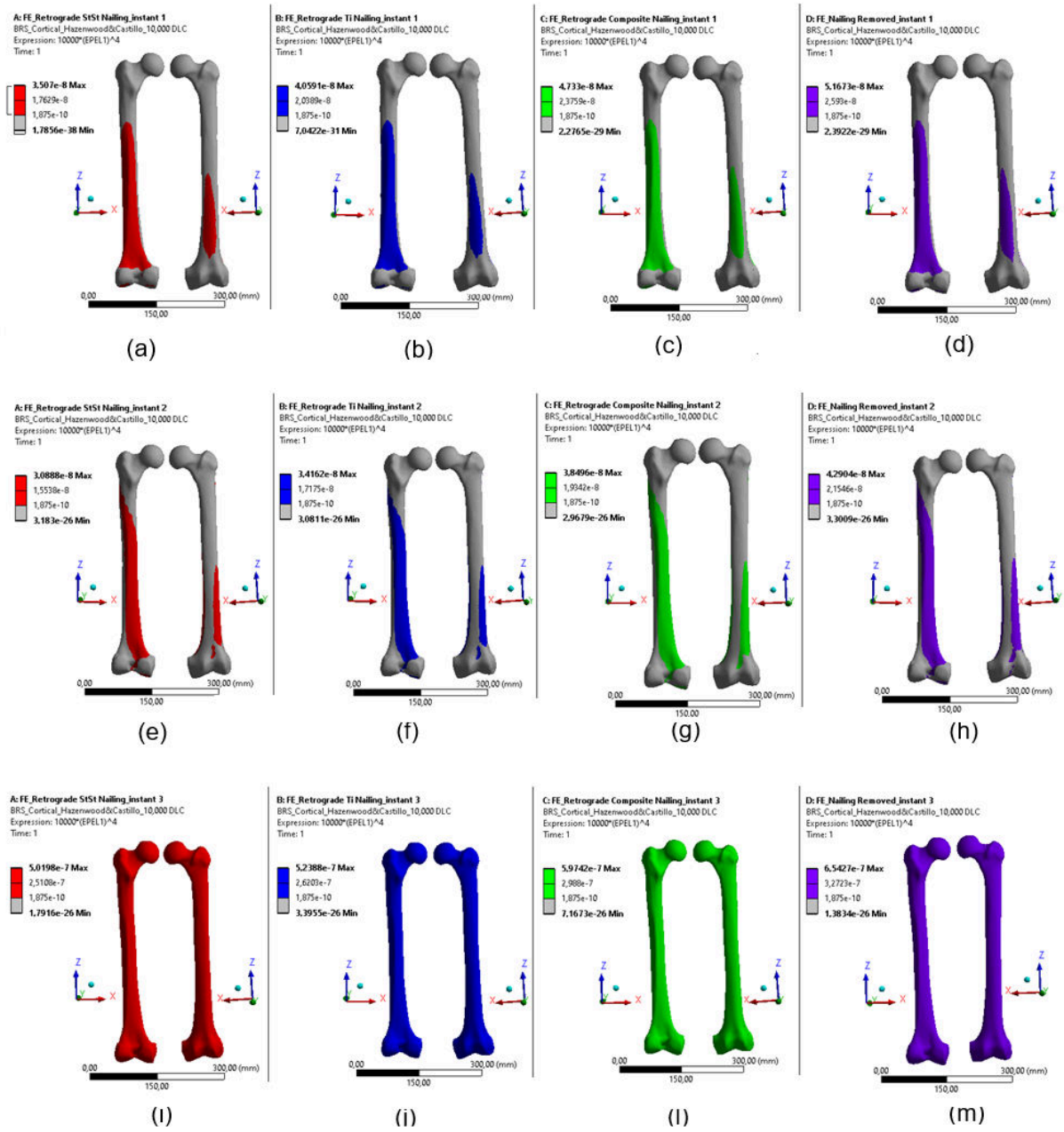
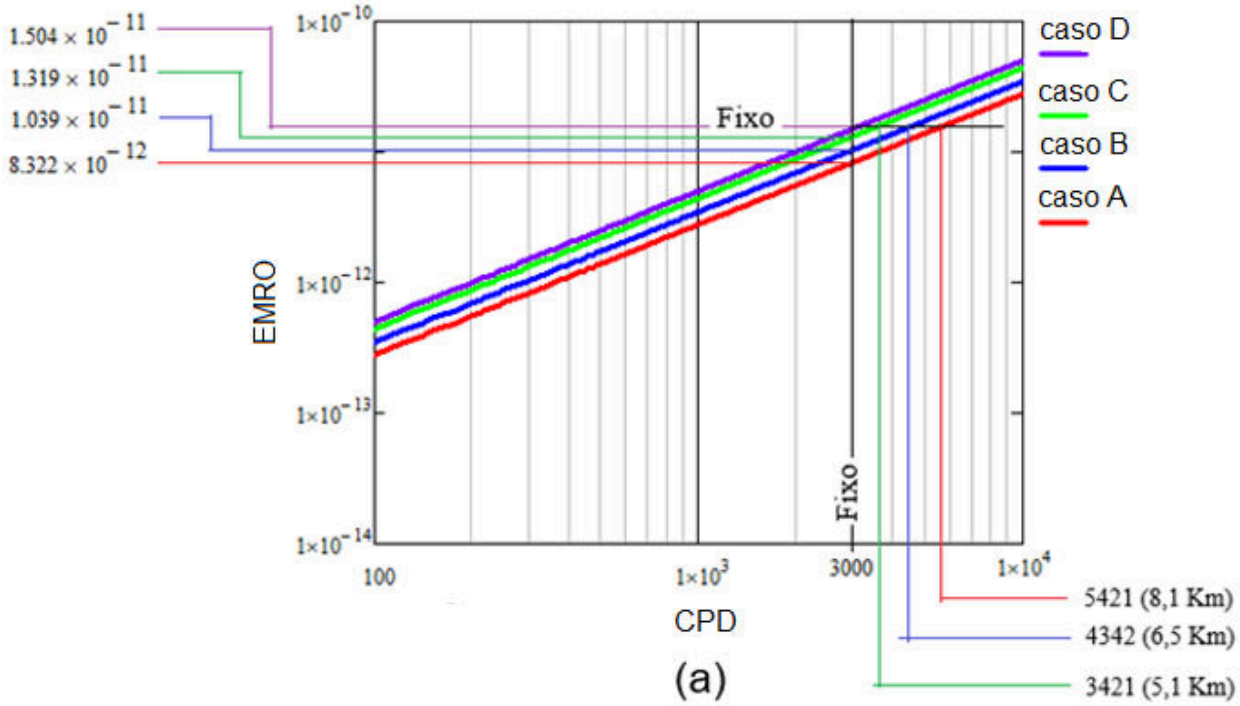
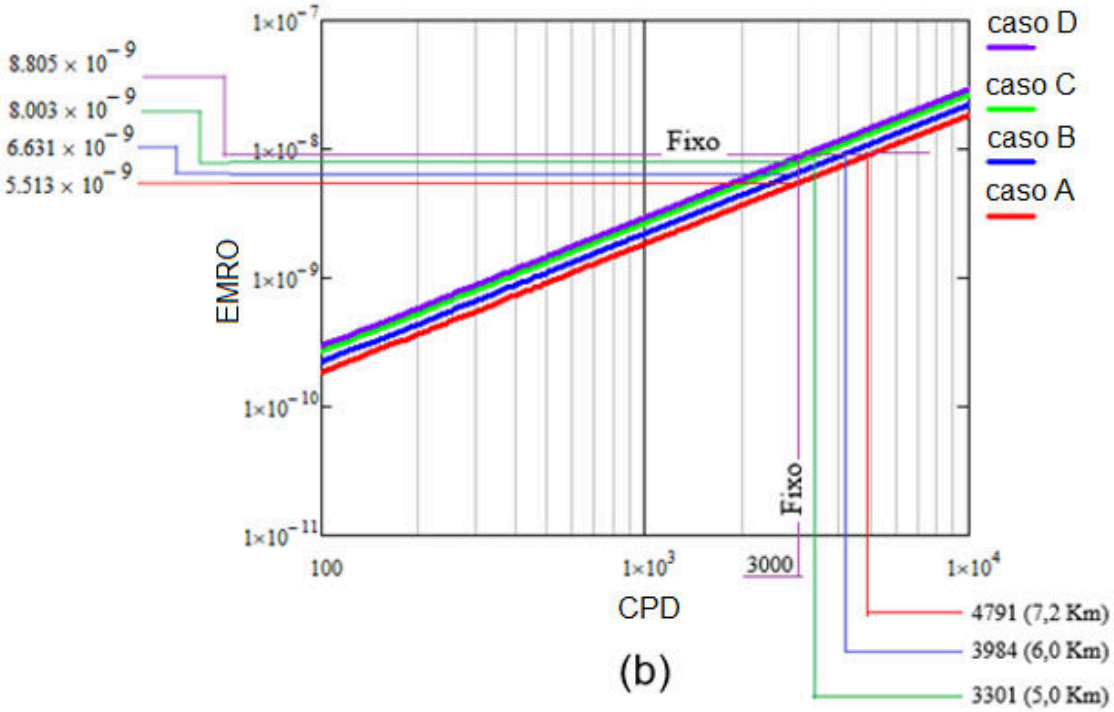


Figura B.4 - Regiões em que a EMRO é maior que o valor mínimo $\Phi_0 = 1{,}875 \cdot 10^{-10}$, em vistas Posterior e Anterior do Periósteo, a 10.000 CPD. No instante 1 para (a) Caso *A*, (b) Caso *B*, (c) Caso *C* e (d) Caso *D*. No instante 2 para (e) Caso *A*, (f) Caso *B*, (g) Caso *C* e (h) Caso *D*. No instante 3 para (i) Caso *A*, (j) Caso *B*, (l) Caso *C* e (m) Caso *D*.

Apêndice C. GRÁFICOS – EMRO vs CPD





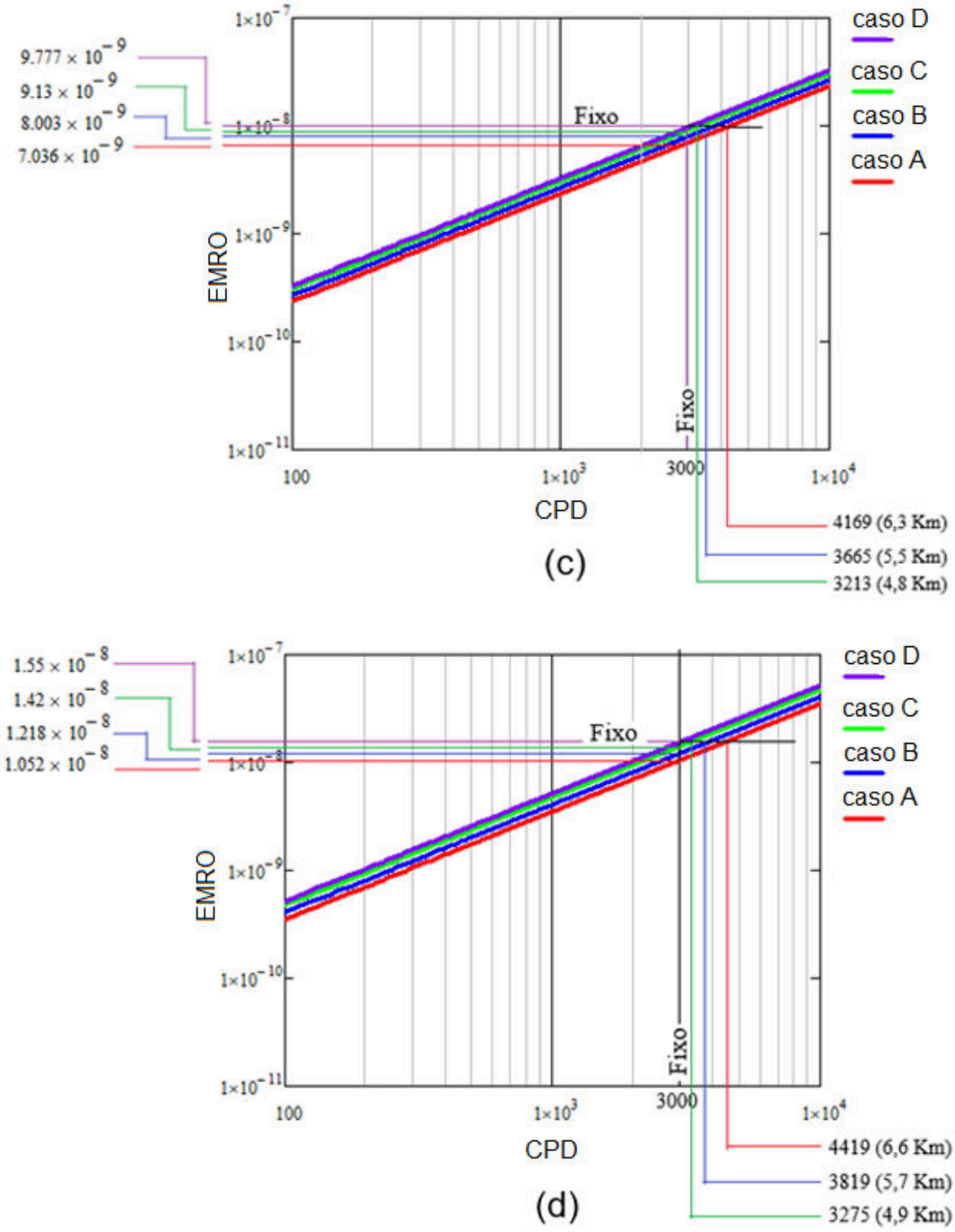
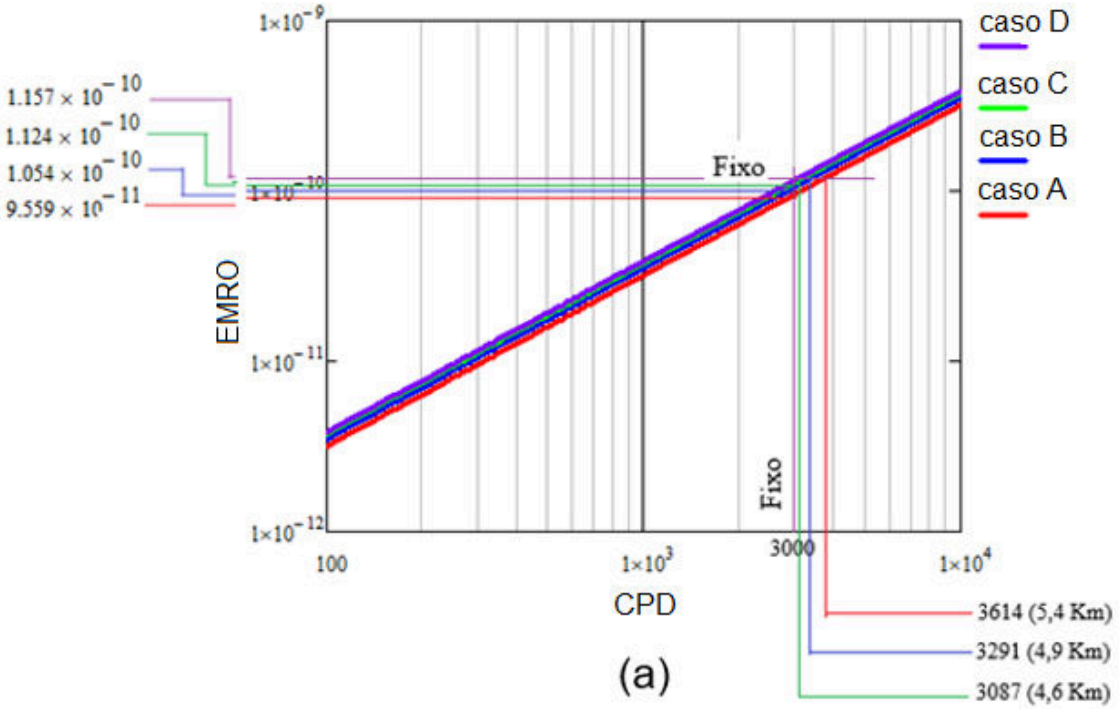
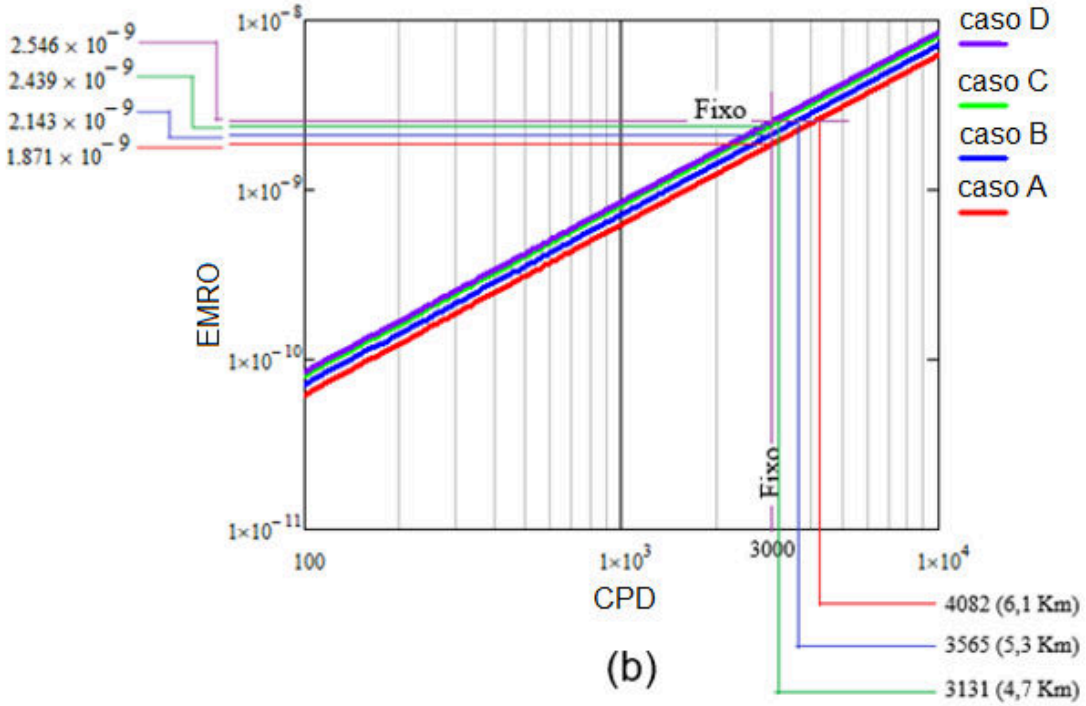


Figura C.1 – Gráficos do EMRO vs CPD, no instante 1, toque de calcâneo, para as seções transversais da cortical: (a) z=+35 mm, (b) z=-105 mm e (c) z=-245 mm e para (d) Periósteo. Caso *A* em vermelho, Caso *B* em azul, Caso *C* em verde e Caso *D* em magenta.


1×10⁻⁹
1.157 × 10⁻¹⁰
1.124 × 10⁻¹⁰
1.054 × 10⁻¹⁰
9.559 × 10⁻¹¹
1×10⁻¹⁰
1×10⁻¹¹
1×10⁻¹²
EMRO
Fixo
Fixo
caso D
caso C
caso B
caso A
100
1×10³
3000
1×10⁴
CPD
3614 (5,4 Km)
3291 (4,9 Km)
3087 (4,6 Km)
(a)


1×10⁻⁸
2.546 × 10⁻⁹
2.439 × 10⁻⁹
2.143 × 10⁻⁹
1.871 × 10⁻⁹
1×10⁻⁹
1×10⁻¹⁰
1×10⁻¹¹
EMRO
Fixo
Fixo
caso D
caso C
caso B
caso A
100
1×10³
3000
1×10⁴
CPD
4082 (6,1 Km)
3565 (5,3 Km)
3131 (4,7 Km)
(b)

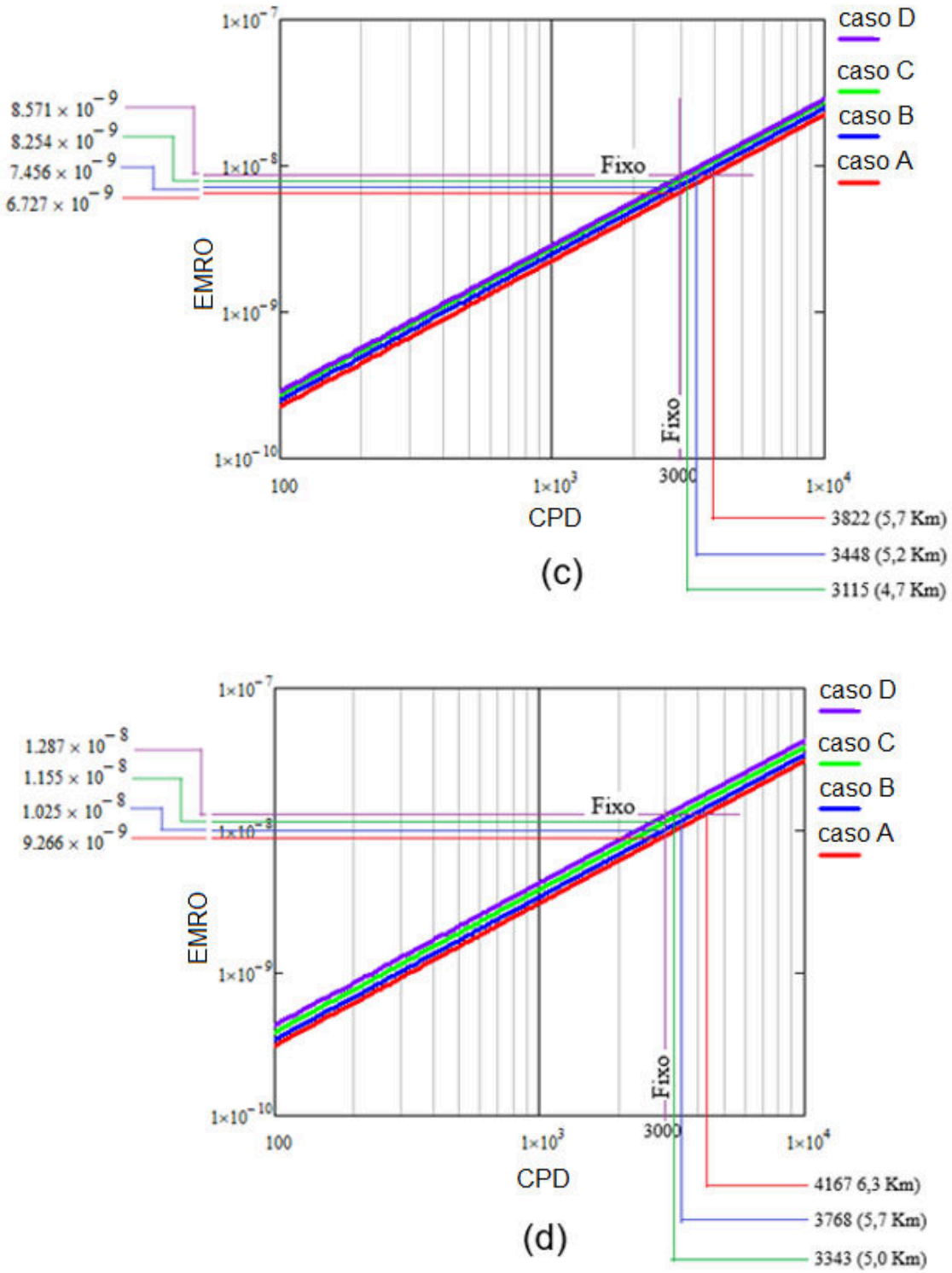
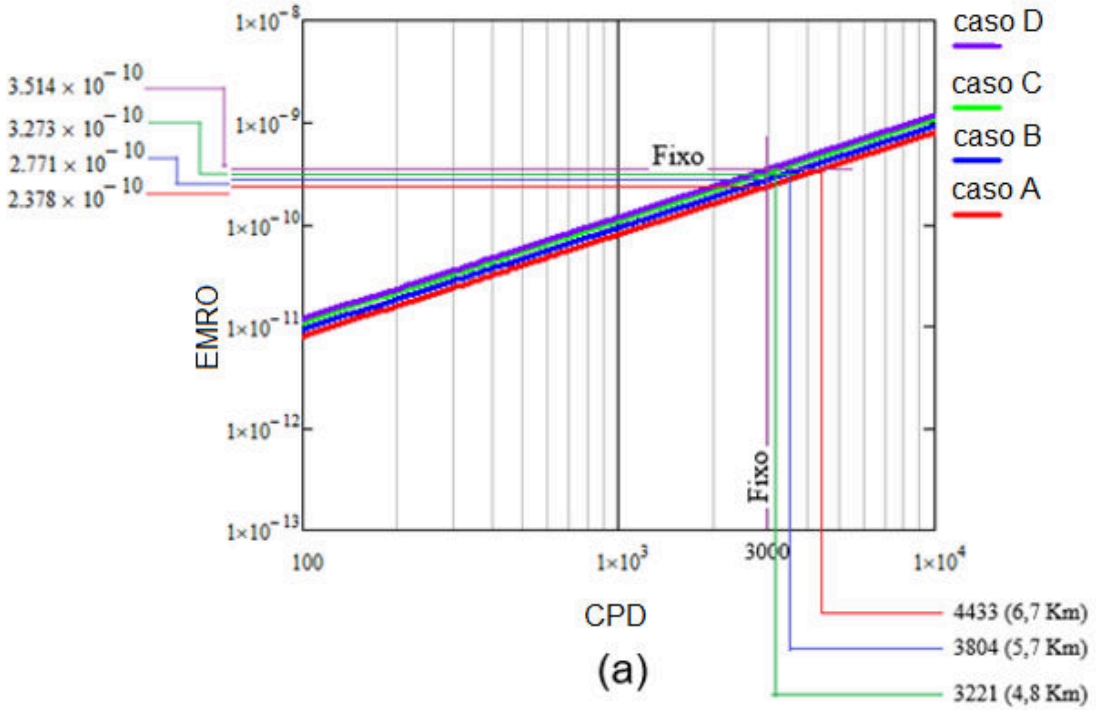
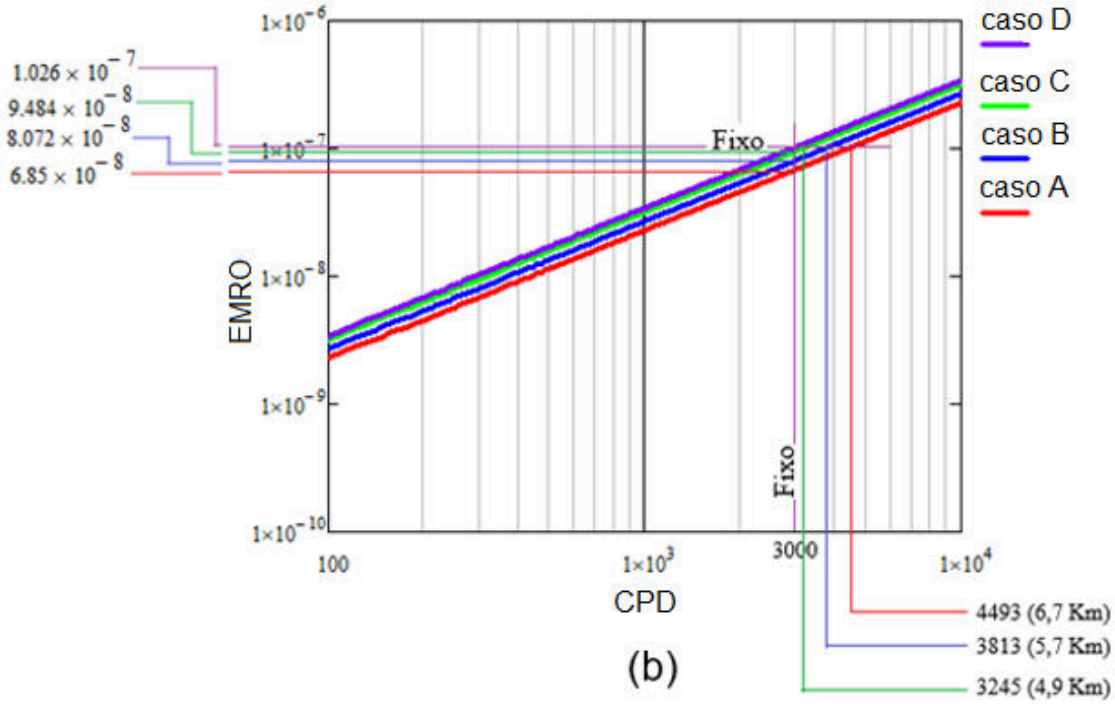


Figura C.2 – Gráficos do EMRO vs CPD, no instante 2, em abdução, para as seções transversais da cortical: (a) z=+35 mm, (b) z=-105 mm e (c) z=-245 mm e para (d) Periósteo. Caso *A* em vermelho, Caso *B* em azul, Caso *C* em verde e Caso *D* em magenta.


caso D
caso C
caso B
caso A
Fixo
Fixo
EMRO
CPD
(a)
4433 (6,7 Km)
3804 (5,7 Km)
3221 (4,8 Km)


caso D
caso C
caso B
caso A
Fixo
Fixo
EMRO
CPD
(b)
4493 (6,7 Km)
3813 (5,7 Km)
3245 (4,9 Km)

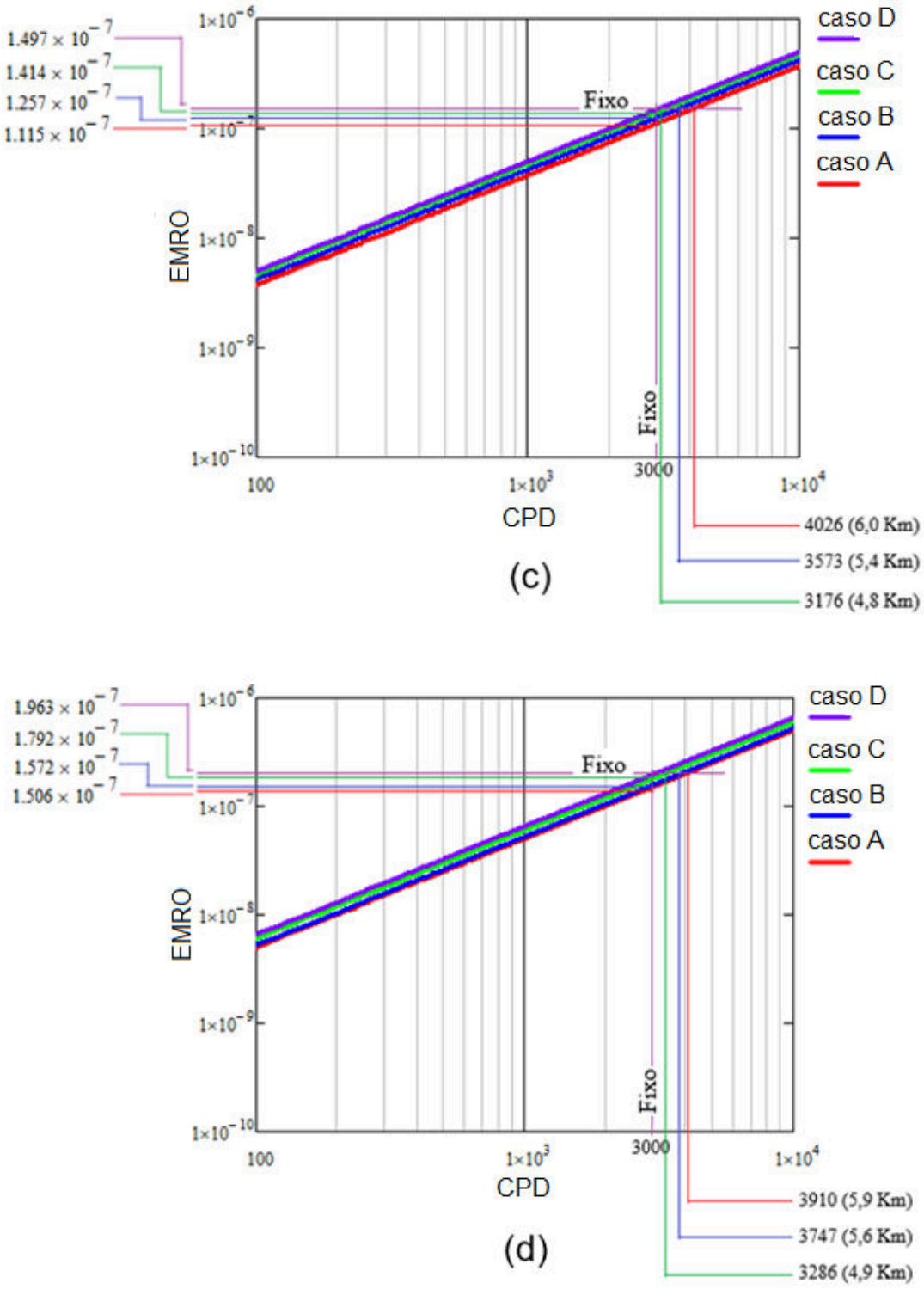


Figura C.3 – Gráficos do EMRO vs CPD, no instante 3, em adução, para as seções transversais da cortical: (a) z=+35 mm, (b) z=-105 mm e (c) z=-245 mm e para (d) Periósteo. Caso *A* em vermelho, Caso *B* em azul, Caso *C* em verde e Caso *D* em magenta.

Apêndice D. Forças Musculares nos Três Instantes de Propulsão de um Passo de Caminhada

Tabela D.1 – Forças Musculares no instante 1

(Instante 1 – Toque de Calcâneo)		F_x (N)	F_y (N)	F_z (N)
F1	Adutor Magno	19,193	-4,928	20,923
F2	Adutor Magno Isquiático	2,451	-1,668	12,282
F3	Adutor Curto	10,572	1,350	6,980
F4	Adutor Longo	16,806	-2,335	31,029
F5	Bíceps Femoral	-9,565	-35,966	-121,926
F6	Gastrocnêmio Lateral	-4,150	-57,690	-8,534
F7	Gastrocnêmio Medial	-10,596	-144,713	-3,629
F8	Vasto Intermédio	18,334	32,977	-117,144
F9	Vasto Lateral	-23,697	86,887	-290,131
F10	Vasto Medial	42,680	51,320	-159,317
F11	Glúteo Máximo	97,339	-99,317	140,666
F12	Glúteo Médio	46,749	41,227	105,767
F13	Glúteo Mínimo	26,148	27,545	54,624
F14	Iliopsoas	195,751	402,320	255,506
F15	Piriforme	35,552	-9,469	44,962

Tabela D.2 – Forças Musculares no instante 2

(Instante 2 – Abdução)		F_x (N)	F_y (N)	F_z (N)
F1	Adutor Magno	16,498	-4,010	16,978
F2	Adutor Magno Isquiático	3,855	-2,501	19,990
F3	Adutor Curto	10,675	1,373	6,980
F4	Adutor Longo	11,555	-1,647	21,636
F5	Bíceps Femoral	-1,928	-6,318	-28,922
F6	Gastrocnêmio Lateral	-7,544	-68,341	-56,182
F7	Gastrocnêmio Medial	-9,757	-166,060	-102,056
F8	Vasto Intermédio	20,287	36,489	-129,618
F9	Vasto Lateral	-71,316	261,491	-873,160
F10	Vasto Medial	70,098	84,288	-261,661
F11	Glúteo Máximo	198,287	-202,317	286,549
F12	Glúteo Médio	558,776	277,089	965,786
F13	Glúteo Mínimo	105,567	67,344	189,975
F14	Iliopsoas	38,927	80,006	50,810
F15	Piriforme	77,726	-22,842	71,772

Tabela D.3 – Forças Musculares no instante 3

(Instante 3 – Adução)		F_x (N)	F_y (N)	F_z (N)
F1	Adutor Magno	21,98	-5,56	23,05
F2	Adutor Magno Isquiático	1,51	-0,60	9,34
F3	Adutor Curto	14,51	1,436	12,02
F4	Adutor Longo	16,17	-2,65	32,88
F5	Bíceps Femoral	-4,32	-13,39	-68,27
F6	Gastrocnêmio Lateral	-26,22	-212,52	-217,09
F7	Gastrocnêmio Medial	-27,10	-768,73	-473,34
F8	Vasto Intermédio	6,04	10,87	-38,60
F9	Vasto Lateral	-9,47	34,73	-115,97
F10	Vasto Medial	14,85	17,86	-55,45
F11	Glúteo Máximo	26,87	-27,42	38,83
F12	Glúteo Médio	493,11	-199,62	833,05
F13	Glúteo Mínimo	103,64	-29,90	197,17
F14	Iliopsoas	519,91	1068,56	678,62
F15	Piriforme	67,96	-50,62	40,12

Apêndice E. Publicação em Congressos e Revistas

1. Research on Biomedical Engineering 2024

Research on Biomedical Engineering
https://doi.org/10.1007/s42600-024-00344-9

ORIGINAL ARTICLE

Evaluating the bone load share of a femur-nail set—an analytical stiffness model

Paulo Pedro Kenedi[1,2] · José Renato de Oliveira e Silva Neto[1]

Received: 7 June 2023 / Accepted: 3 February 2024
© The Author(s), under exclusive licence to The Brazilian Society of Biomedical Engineering 2024

Abstract

Purpose The level of mechanical load that is been effectively shared between the nail and bone is an important consideration to be accessed to perform a good bone remodeling phase.

Methods An analytical model based on the mechanics of solids, estimating the various encompassed stiffnesses, is presented. The cross-section modeling and the detailed load distribution between the bone and nail, through the different bone cross-sections, are provided. The results of the sharing load, and the consequent stress generation, were compared with the Finite Element (FE) model output.

Results The results show that the vertical force bone component is almost three times the transversal force. Also, the bone receives almost the double vertical load if compared to the nail. The bone bending moment components are, at least, one order of magnitude most significant than the torsional moment, and the bone shear stresses were, at least, one order of magnitude less significant than the bone normal stresses.

Conclusions Medical decisions can be improved with the aid of the quantitative results generated by the proposed analytical model, based on mechanical engineering. It can improve, for instance, the selection of the appropriate nail in the function of the patient-specific femur stiffnesses. Also, it can contribute to the post-healing decisions, as to implement or not the nail dynamization.

Keywords Femur-nailing set · Sharing load · Stiffnesses · Analytical model

2. CBEB 2024

Intramedullary Nail - Impact of Material Stiffness on Bone Osteogenic Response

J.R.O.S. Neto[1], P.P. Kenedi[1,2] and L.L. Vignoli[3]

[1]PPEMM - Graduate Program in Mechanical Engineering and Materials Technology – CEFET/RJ, Rio de Janeiro, Brazil
[2]CCGMEC – Mechanical Engineering Department - CEFET/RJ, Rio de Janeiro, Brazil
[3]Center of Technology and Application of Composite Materials, Federal University of Rio de Janeiro, Macaé, RJ, Brazil

Abstract: **Femoral shaft fractures are quite common, especially in the elderly. They are easily stabilized using an intramedullary nailing device. Bone tissue is a living material and adapts its architecture depending on the volume of strain imposed on it. From a mechanical point of view, bone and nailing share the load, so bone remodeling stimulation can be partially compromised for those who didn't have removed the nailing device after bone stabilization. The finite element software ANSYS was utilized to verify the strain distributions in a human femur with nailing. A walking step was replicated, using an expanded loading model, with the main muscular forces acting along the femur. An algorithm was used to measure the osteogenic response to the remodeling process. Despite the limitation of the applied model, the comparative analysis of the results, of three nailing materials, showed that the use of low-stiffness material increased the osteogenic stimulus over the bone. This study highlights the need to study not only the different loading protocols but also the geometries and materials applied to the implanted devices, aiming to minimize the amount of physical activity necessary for the osteogenic response.**

Keywords— **Intramedullary Nailing, FE Analysis, Load Share, Bone Remodeling Stimulation.**

nonlinear regression equation proposed bone mass maintenance (BMM) based on the dependence between the magnitude of strain and the number of daily loading cycles [3]. Moreover, the knowledge of mechanobiological modeling has been a powerful tool in understanding the relations between biological and mechanical factors during bone healing [4].

Long bone shaft fractures are quite common and are easily stabilized using a device known as an intramedullary nail (IN). Gerhard Kuntscher, a well-known German orthopedic surgeon, used the first model of a locked *IN* to stabilize femoral shaft fractures in American pilots during the Second World War [5]. The rapid stabilization combined with the low risk of complications made this device the most used and successful to date. However, the load share between bone and *IN* is a mechanical issue that should not be neglected. For instance, some effects related to the strain shielding mechanism caused by the device have been reported [6]. Some of them relate to bone resorption in the contact region, with consequent device loosening [7]. Therefore, low-stiffness materials have been tested in *IN* models, aiming to accelerate the fracture stabilization process [8]. Not removing this device

3. COBEM 2023





COB-2023-0889
ACTIVATION OF BONE MASS MAINTENANCE THROUGH INTRAMEDULLARY NAIL DYNAMIZATION

José Renato de Oliveira e Silva Neto[1]
Paulo Pedro Kenedi[1,2]
[1]PPEMM - Post-Graduate Program in Mechanical Engineering and Materials Technology – CEFET/RJ, Av. Maracanã, 229, RJ,
[2]CCGMEC – Mechanical Engineering Department - CEFET/RJ, Av. Maracanã, 229, RJ, Brazil
jose.neto@aluno.cefet-rj.br
paulo.kenedi@cefet-rj.br

Rodrigo Ribeiro Pinho Rodarte
National Institute of Traumatology and Orthopedics - INTO, Av. Brazil, 500, RJ, Brazil
rrodarte@into.saude.gov.br

Lucas Lisbôa Vignoli
Center of Technology and Application of Composite Materials, Federal University of Rio de Janeiro, Macaé, RJ, Brazil
lucas.lvig@gmail.com

Abstract. *Diaphyseal fractures are very common in the elderly and may be related to low bone mineral density. Mechanical factors such as the magnitude of bone strain induced by load, and the number of daily load cycles are important in modeling and maintaining bone mass. However, the action of these mechanisms may slow down in elderly adults, if it is considered factors such as physical limitations or lack of ability to physical activity. Although the intramedullary nail is quite effective in stabilizing fractures, blocking this device can lead to an increase in difficulty in maintaining bone mass. The ANSYS finite element software was used to verify the levels of strain experienced by the diaphyseal cortex of a post-healing human femur bone through the actuation of a simple loading case. Three different materials of locked intramedullary nails were tested, dynamized or not. A linear regression curve proposed by Qin was used to combine strain peaks and the number of daily load cycles, comparatively, to estimate the combinations that could maintain bone mass. It was shown that the dynamization of a low-stiffness nail has the potential to reduce to half the number of daily load cycles necessary to maintain bone mass. These results may help in the decision to maintain, dynamize or even remove the nail after fracture stabilization.*

Keywords: *intramedullary nail, FE Analysis, strain shielding, bone modeling, bone mass maintenance.*

4. CBEB 2020

Callus Stiffness Evolution during the Healing Process - A mechanical approach

J.R.O.S. Neto[1], R.R.P. Rodarte[1,2] and P.P. Kenedi[1]

[1] Post-Graduate Program in Mechanical Engineering and Materials Technology (PPEMM) – CEFET/RJ, Av. Maracanã, 229, RJ, Brazil
[2] National Institute of Traumatology and Orthopedics - INTO, Av. Brasil, 500, Rio de Janeiro, Brazil

Abstract— **Intramedullary nailing has been used to support long fractured bones, as femur, during the healing process. The load shared between bone/callus and intramedullary nailing is a function of the callus stiffness, that in turn varies during the healing process. Thus, the available mechanical load at callus region during the healing process can define the healing effectiveness. Therefore, the shared load between intramedullary nailing and bone/callus must be accessed. To reach this objective, an analytical model, based in mechanics of solids, is presented to describe the evolution of the load share between bone/callus and intramedullary nailing, at callus region, during the healing process.**

Keywords— **callus, stiffness, analytical model.**

bone. Also, the bone surface strains were measured by Simões et al.[5], who studied the influence of muscle action and a horizontally constrained femoral head on the strain distribution, for three loading configurations.

Numerical methods were utilized by researchers as Duda et al. [6] that used F.E. model to show the influence of muscle forces in human femur strain distribution. They demonstrate the importance of an ensemble of muscle forces to reproduce a physiological strain distribution in the femur. Gdoutos et al. [7] besides using numerical methods, as Finite Elements, to review of stress analysis of human femurs, included analytical methods, with the use of the beam theory and experimental methods that incorporate for instance, strain gauges.

Analytical approaches were proposed by Raftopoulos and