

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

Ana Luísa Evaristo Rocha Petrini

**ANÁLISE NUMÉRICA DE DIFERENTES TÉCNICAS DE
CIMENTAÇÃO UTILIZADAS NA FIXAÇÃO DE
PRÓTESES DE QUADRIL**

Florianópolis

2017

Ana Luísa Evaristo Rocha Petrini

**ANÁLISE NUMÉRICA DE DIFERENTES TÉCNICAS DE
CIMENTAÇÃO UTILIZADAS NA FIXAÇÃO DE
PRÓTESES DE QUADRIL**

Dissertação submetida ao Programa
de Pós-Graduação em Engenharia Me-
cânica para a obtenção do Grau de
Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Eduardo Alberto Fancello,
Dsc. Eng.

Coorientador: Carlos Rodrigo de Mello
Roesler, Dr. Eng.

Florianópolis

2017

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Petrini, Ana Luísa Evaristo Rocha

Análise numérica de diferentes tipos de técnicas de cimentação utilizadas na fixação de próteses de quadril / Ana Luísa Evaristo Rocha Petrini ; orientador, Eduardo Alberto Fancello, coorientador, Carlos Rodrigo de Mello Roesler, 2017. 107 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico, Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica, Florianópolis, 2017.

Inclui referências.

1. Engenharia Mecânica. 2. Artroplastia de quadril. 3. Técnica de cimentação. 4. Paradoxo francês. I. Alberto Fancello, Eduardo . II. de Mello Roesler, Carlos Rodrigo. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

Ana Luísa Evaristo Rocha Petrini

**ANÁLISE NUMÉRICA DE DIFERENTES TÉCNICAS DE
CIMENTAÇÃO UTILIZADAS NA FIXAÇÃO DE
PRÓTESES DE QUADRIL**

Esta Dissertação foi julgada aprovada para a obtenção do Título de “Mestre em Engenharia Mecânica”, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Florianópolis, 25 de Julho 2017.

Jonny Carlos da Silva, Dr. Eng.
Coordenador

Eduardo Alberto Fancello, Dsc. Eng.
Orientador

Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Dr. Eng.
Coorientador

Banca Examinadora:

Lauro Cesar Nicolazzi, Dr. Eng.
Presidente

Júlio Apolinário Cordioli, Dr. Eng.

Ari Digiacomo Ocampo Moré, Dr. Med.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador, prof. Eduardo Fancello, e coorientador prof. Rodrigo Roesler por todo o apoio e paciência. Aos meus colegas do GRANTE, em especial Guilherme, Tiago, Paulo e Lucas pela companhia e grande ajuda. Ao dr. Rodrigo Monari, pelo apoio e contribuição na área médica. Aos professores membros da banca e aos professores com quem tive aula e que com certeza contribuíram com a minha formação. Às funcionárias da Secretaria de Pós-graduação pela atenção e ao CNPq pelo apoio financeiro que possibilitou a realização deste trabalho.

Finalmente agradeço, à minha mãe, pela compreensão e carinho. Ao meu pai pelos conselhos e auxílio. Ao Eduardo por toda ajuda, paciência e cuidado. E aos queridos Tay, Bi, Dan e Gui por terem sido minha família aqui.

RESUMO

Diversos fatores podem influenciar no sucesso de uma artroplastia de quadril. Para artroplastias cimentadas, o melhor conceito de cimentação a ser empregado ainda permanece sob debate. Tradicionalmente, é sugerida a utilização de uma camada de cimento uniforme e maior que 2 mm. Porém, um outro conceito, iniciado na França, conhecido por utilizar próteses mais robustas e mantas de cimento não uniformes com espessuras menores que 1 mm em alguns pontos, atingiu grandes taxas de sucesso, dando origem ao termo "paradoxo francês". Apesar de ambas as técnicas conduzirem a bons resultados clínicos, variações no tamanho do implante e tipo de suporte ósseo da manta de cimento são apontados como fatores que podem influenciar a estabilidade da prótese e o aparecimento de trincas no cimento. Dentro desse contexto, o presente trabalho teve como objetivo avaliar a influência dessas duas técnicas de cimentação na resposta mecânica da camada de cimento ósseo. A avaliação proposta foi realizada por meio de análises numéricas do sistema prótese-cimento-tecido ósseo empregando-se o método dos elementos finitos. Foram utilizados dois tamanhos de um mesmo tipo de prótese para produzir três modelos tridimensionais, sendo um representativo da técnica francesa, outro da tradicional e um terceiro modelo utilizando a menor prótese, porém, considerando a manta sendo suportada em sua maior parte por osso cortical. Para aproximar a demanda mecânica do sistema, foi aplicado um carregamento estático referente à solicitação máxima durante a marcha humana. Com base no uso da tensão máxima principal para calcular o acúmulo de dano na manta de cimento, os resultados indicam que os locais mais propensos à formação de trincas são as regiões lateral, distal em torno da extremidade da prótese e a região proximal-medial. A região proximal, onde puderam ser observadas trincas em estudos clínicos, mostrou-se mais crítica para a técnica tradicional. Na região distal, o pior cenário encontrado foi para o modelo francês. Uma espessura fina da manta de cimento na região lateral não pareceu influenciar os valores de tensão no local. Em conjunto, os resultados indicam que não há diferenças significativas decorrentes do tipo de suporte ósseo da manta.

Palavras-chave: Artroplastia de quadril. Paradoxo francês. Técnica de cimentação.

ABSTRACT

The long-term success of a hip arthroplasty depends on many factors. For cemented hip arthroplasties, two contradictory cementing concepts have been object of discussion. Traditionally, it has been suggested that the cement mantles should be complete and have a minimal thickness of 2 mm. However, another concept, introduced in France, which employs a canal-filling stem associated with a non-uniform cement mantle, thinner than 1 mm, resulted in excellent survival rates. This phenomenon has been referred to as the "French paradox". Although both techniques seem to lead to good clinical results, variations in the implant size and the type of bone surrounding the cement mantle seem to cause differences in the implant stability and crack growth in the cement. In this context, the aim of this study is to evaluate the consequences of these two different cementing techniques on the mechanical response of the bone cement mantle. The proposed evaluation was performed using numerical analysis of the prosthesis-cement-bone system using the finite element method. Two different sizes of the same prosthesis were used to generate three three-dimensional models, one to represent the French technique, another for the standard technique and a third model using the smaller stem considering the cement mantle being supported mostly by cortical bone. To approximate the mechanical demand of the system, the models were subjected to a static load equivalent to the peak load during normal walking activity. Based on the use of the maximum principal stresses to calculate the accumulation of damage in the cement mantle, the results have indicated that the lateral and distal regions around the prosthesis and the proximal-medial region are more susceptible to the crack formation. The proximal region, where cracks were observed by clinical studies, was more critical for the standard technique. In the distal region, the worst-case scenario was found for the French technique. A thin cement mantle in the lateral region does not appear to influence the local stress values. The results also indicate that there are no significant differences due to the type of bone support of the cement mantle.

Keywords: 1.Hip arthroplasty 2. French paradox 3. Cementing technique

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Planos e direções usados em anatomia. Figura adaptada de: http://body-disease.com/anatomical-terminology	25
Figura 2	Zonas de Gruen definidas nos planos frontal e lateral. . .	26
Figura 3	Articulação do quadril. Figura adaptada de: https://anatomyclass123.com/anatomy-of-the-femur-and-hip	27
Figura 4	Características anatômicas do fêmur. Figura adaptada de: https://basicmedicalkey.com/structure-and-function-of-the-musculoskeletal-system/	28
Figura 5	Músculos do quadril. Figura adaptada de (COSTA, 2007).	32
Figura 6	Representação esquemática da Artroplastia Total de Quadril (STOLK <i>et al.</i> , 2004).....	33
Figura 7	Forças geradas por próteses do tipo <i>force-closed</i> . A: sem carregamento. B: sob carregamento, indução de força radiais. C: após subsidência, aumento da área ocupada pela prótese na seção transversal e aparecimento de tensões circunferenciais.	35
Figura 8	Ilustração da geometria das próteses: a) reta, b) dupla cunha e c) tripla cunha.	35
Figura 9	Exemplos de diferentes tipos de próteses para ATQ cimentada. a) Charnley b) Exeter c) Lubinus SPII d) Müller straight stem.	38
Figura 10	Etapas do procedimento cirúrgico de uma artroplastia de quadril. 1: Ressecção da cabeça femoral. 2: Preparação do leito ósseo e colocação de cada componente protético. 3: Encaixe da articulação artificial. 4: Resultado final. Figura adaptada de: http://www.quadrilcirurgia.com.br	40
Figura 11	Diagrama mostrando as diferenças na espessura da manta	

de cimento para diferentes próteses e técnicas de cimentação na região intermediária. As seções transversais b), e e) correspondem ao resultado obtido pela técnica de cimentação francesa. Figura adaptada de: Scheerlinck e Casteleyn (2006)..... 42

Figura 12 Medidas características do fêmur proximal. 52

Figura 13 Representação das dimensões utilizadas para construir o canal medular. Figura adaptada (NOBLE *et al.*, 1998)..... 54

Figura 14 Próteses dupla cunha polidas com *offset* de 44 mm, tamanhos n°1 e n°4. 57

Figura 15 Geometria final modelo Francês: a) Montagem final (vista em corte). b) Parte óssea (cortical em cinza e trabecular em vermelho). c) Manta de cimento..... 59

Figura 16 Geometria final modelo Misto: a) Montagem final (vista em corte). b) Parte óssea (cortical em cinza e trabecular em vermelho). c) Manta de cimento..... 59

Figura 17 Geometria final modelo Tradicional: a) Montagem final (vista em corte). b) Parte óssea (cortical em cinza e trabecular em vermelho). c) Manta de cimento..... 60

Figura 18 Pontos de aplicação das forças e locais de inserção dos músculos presentes nos agrupamentos aplicados nos pontos P1 e P2. 64

Figura 19 Malhas utilizadas para o teste de convergência. Malha 1: 87.141 nós, Malha 2: 141.985 nós, Malha 3: 201.166 nós, Malha 4: 486.397 nós..... 68

Figura 20 Tensão de von Mises no exterior da manta de cimento com indicação de pontos de concentração de tensão (vista medial). a)Malha 1. b)Malha 2. c) Malha 3, d) Malha 4. 70

Figura 21 Tensão de von Mises no interior da manta de cimento para as Malhas 1 (a) e 2 (b) (vista superior)..... 71

Figura 22 Tensão de von Mises no interior da manta de cimento

para as Malhas 3 (a) e 4 (b) (vista superior).....	72
Figura 23 Vista superior de região no interior da manta em que a qualidade da malha interferiu no resultado de tensão de von Mises para as malhas de 1 a 4 (da esquerda para direita).....	73
Figura 24 Resultado de tensão de von Mises nas próteses: a) Francês, b) Misto, c) Tradicional.....	76
Figura 25 Tensão máxima principal no osso cortical: a) Francês, b) Misto, c) Tradicional.....	77
Figura 26 Tensão mínima principal no osso cortical: a) Francês, b) Misto, c) Tradicional.....	78
Figura 27 Tensão de von Mises no exterior da manta de cimento (vista medial). a) Francês, b) Misto, c) Tradicional.....	80
Figura 28 Tensão máxima principal na manta de cimento para o modelo Francês. Vista medial, vista lateral e imagem de seções transversais ao longo da manta.....	82
Figura 29 Tensão máxima principal na manta de cimento para o modelo Misto. Vista medial, vista lateral e imagem de seções transversais ao longo da manta.....	83
Figura 30 Tensão máxima principal na manta de cimento para o modelo Tradicional. Vista medial, vista lateral e imagem de seções transversais ao longo da manta.....	84
Figura 31 Vista superior para visualização da tensão máxima principal no interior da manta: a) Francês, b) Misto, c) Tradicional... ..	86
Figura 32 Tensão máxima principal na superfície interna da manta ao longo da região em contato com a aresta medial-posterior da prótese.....	88
Figura 33 Pressão de contato na interface prótese/cimento: a) Francês, b) Misto, c) Tradicional.....	89
Figura 34 Vista superior do interior da manta de cimento para o re-	

sultado de tensão principal sob carregamento de torção: a) Francês, b) Misto, c) Tradicional.	91
Figura 35 Vista medial e em cortes do resultado de tensão principal para carregamento de torção para modelo Francês.	92
Figura 36 Vista medial e em cortes do resultado de tensão principal para carregamento de torção para modelo Misto.	93
Figura 37 Vista medial e em cortes do resultado de tensão principal para carregamento de torção para modelo Tradicional.	94

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Propriedades dos tecidos ósseos utilizadas em simulações.	30
Tabela 2	Comparação da medidas características, em milímetros, do fêmur proximal.	53
Tabela 3	Comparação do comprimento e do diâmetro externo, em milímetros, no meio do eixo femoral.	53
Tabela 4	Medidas, em milímetros, utilizadas para construir a geometria do canal medular.	55
Tabela 5	Propriedades de material utilizadas.	61
Tabela 6	Forças aplicadas, em Newtons, referentes ao carregamento máximo em uma caminhada.	63
Tabela 7	Tamanhos de elemento, em milímetros, utilizados no teste de convergência de malha.	68
Tabela 8	Resultado de descolamento máximo.	69
Tabela 9	Valores de deslocamentos no centro da cabeça da prótese [mm].	90

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	21
1.1 OBJETIVOS	23
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	25
2.1 O QUADRIL	25
2.1.1 Referências anatômicas	25
2.1.2 Anatomia do Quadril	26
2.2 ARTROPLASTIA DO QUADRIL	32
2.2.1 Hastes femorais	34
2.2.2 Fixação cimentada	39
2.3 FALHA EM ARTROPLASTIAS CIMENTADAS	43
2.4 USO DE ANÁLISE NUMÉRICA NA AVALIAÇÃO DE AR- TROPLASTIAS DE QUADRIL CIMENTADAS	46
3 MODELAGEM NUMÉRICA	51
3.1 MODELO GEOMÉTRICO	51
3.1.1 Femur	51
3.1.2 Implantação da prótese	56
3.2 MODELO FEM	60
3.2.1 Propriedades dos materiais	60
3.2.2 Discretização	61
3.2.3 Condições de contorno	61
3.2.4 Condições de Contato	65
4 RESULTADOS	67
4.1 CONVERGÊNCIA DE MALHA	67
4.2 RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES NUMÉRICAS	74
5 CONCLUSÃO	95
6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	97
REFERÊNCIAS	99

1 INTRODUÇÃO

A Artroplastia Total de Quadril (ATQ) é um procedimento cirúrgico que visa recuperar a funcionalidade do quadril por meio da substituição de ambos os lados da articulação. Esse tratamento é indicado para pacientes com doenças degenerativas da articulação, com dores excessivas ou com fratura no colo femoral. A operação visa o alívio das dores e aumento ou restituição da liberdade de movimento da articulação, oferecendo uma melhora na qualidade de vida dos pacientes. No Brasil, em 2016 foram registradas 3864 internações para a realização do procedimento de artroplastia total de quadril cimentada pelo SUS. Esse número tende a crescer ainda mais devido ao aumento da expectativa de vida e aumento da população.

A maior parte das ATQs é realizada em pessoas idosas, porém, ao longo dos anos, o número de cirurgias em pacientes abaixo de 55 anos, tem crescido (SOUZA, 2011). Para esse grupo, segundo o relatório do Registro sueco de artroplastia de quadril, as taxas de revisão são maiores, sendo em média de 13% após 10 anos. Além disso, as artroplastias revisadas possuem taxa de falha ainda maior, aproximadamente 20% (STOLK, 2002). Dessa forma, torna-se importante a realização de estudos para o melhoramento de próteses e técnicas cirúrgicas que levem a uma maior durabilidade da artroplastia, principalmente sob esforços mais intensos que representam as atividades de pessoas mais jovens.

A soltura asséptica do implante ("*aseptic loosening*") é a causa mais frequente de falha de artroplastias de quadril cimentadas (CAWLEY *et al.*, 2013; FRANKLIN *et al.*, 2003; STOLK, 2002). Fenômenos envolvendo o cimento, tais como fratura e fluência, foram considerados causas desse tipo de falha (LEE; SKINNER; KEYAK, 1993).

Tal fato tem estimulado pesquisas em torno das características do cimento e da técnica de cimentação. Um grande número de estudos clínicos, experimentais e numéricos foram realizados com o objetivo de

melhorar os resultados obtidos com a artroplastia cimentada por meio do entendimento da relação entre fatores geométricos e técnicas cirúrgicas e os tipos de falhas.

Em relação à espessura ideal da manta de cimento a ser empregada em torno da haste femoral ainda existem controvérsias (JORDÃO *et al.*, 2014). A utilização de uma fina camada, menor que 2 mm, tem sido, associada com a falha da manta e consequentemente com a soltura do implante (LANGLAIS *et al.*, 2003; CRISTOFOLINI *et al.*, 2007). Dessa forma, convencionalmente recomenda-se uma manta com valores de espessura na faixa de 2 a 4 mm em todos os pontos em torno da haste femoral (RAMANIRAKA; RAKOTOMANANA; LEYVRAZ, 2000; LANGLAIS *et al.*, 2003).

Porém, no início dos anos 70, um outro conceito foi introduzido. Próteses com hastes mais espessas ("*canal-filling stems*"), que ocupam grande parte do canal medular, começaram a ser utilizadas. Nessa técnica, a maior parte do osso trabecular é retirado e a região entre a prótese e o osso cortical remanescente é preenchida por uma camada de cimento não uniforme, com espessura menor que 1 mm ou até mesmo inexistente em alguns pontos. Tal procedimento de cimentação também tem levado a ótimos resultados e foi utilizado inicialmente com dois modelos de prótese franceses, Charnley-Kerboull e Ceraver Osteal, dando origem ao termo "paradoxo Francês" (LANGLAIS *et al.*, 2003; El Masri *et al.*, 2010). Na busca por explicar esse fato, algumas pesquisas têm indicado que o tipo de tecido ósseo, trabecular ou cortical, que serve de suporte para o cimento, pode afetar o desempenho da fixação da prótese (JANSSEN *et al.*, 2009; AYERS; MANN, 2003; LEE, 2005).

A modelagem e posterior simulação computacional da articulação do quadril após ATQ apresentam-se como uma ferramenta de apoio para o projeto e a análise de próteses de quadril, bem como para a avaliação do desempenho de diferentes técnicas cirúrgicas. O seu potencial como ferramenta de análise comparativa fica evidente quando observada a dificuldade de se realizar testes comparativos nas condições *in vivo* ou *in vitro*. Particularmente, simulações numéricas são de grande utili-

dade para investigar os efeitos de diferentes camadas de cimento ósseo na tentativa de melhorar a técnica de cimentação e, assim, aumentar a durabilidade da artroplastia e consequentemente, a qualidade de vida dos pacientes e a redução de gastos com cirurgias de revisão.

1.1 OBJETIVOS

Dada a importância do conceito de cimentação no desempenho da prótese e na durabilidade da artroplastia, este trabalho teve como objetivo comparar qualitativamente a resposta mecânica da camada de cimento resultante da implantação de um mesmo modelo de prótese por conceitos de cimentação diferentes. A influência da espessura e do tipo de tecido ósseo de sustentação da manta foi investigada.

Para a avaliação do comportamento mecânico das mantas de cimento foi realizada análise de tensões. Ao par dos resultados numéricos, foi investigada a sua correlação com dados de estudos experimentais ou de acompanhamento clínico presentes na literatura.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 O QUADRIL

2.1.1 Referências anatômicas

Neste trabalho foram utilizados alguns termos para indicar direções e localizações anatômicas. Esses termos têm como referência a posição de descrição anatômica e os planos indicados na Figura 1. O termo anterior se refere à frente ou vista frontal. Posterior indica para as costas ou no dorso do corpo. Antero-posterior, da frente para trás. Medial e lateral indicam respectivamente mais próximo ou mais afastado da linha sagital (plano mediano), assim como, proximal ou distal indicam localizações próximas ou afastadas da raiz de implantação do membro, que no caso do fêmur é a cabeça femoral.

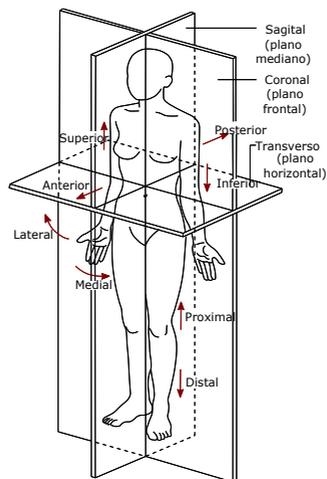


Figura 1: Planos e direções usados em anatomia. Figura adaptada de: <http://body-disease.com/anatomical-terminology>.

Após a artroplastia de quadril, a divisão da região no entorno da prótese em zonas de Gruen é frequentemente utilizada como referência para avaliação da integridade, tanto da manta de cimento como do tecido ósseo e para descrever, por exemplo, complicações, incluindo a soltura (afrouxamento) do componente femoral. Os controles pós-operatórios são rotineiramente realizados por radiografia projetada em vistas antero-posterior e lateral. Além dessa classificação em zonas, a região da artroplastia é também dividida em três regiões: proximal, intermediária e distal como mostrado na Figura 2.

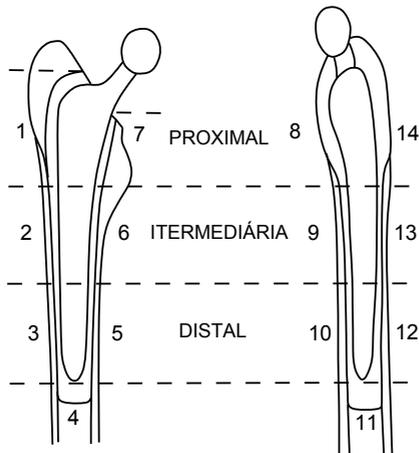


Figura 2: Zonas de Gruen definidas nos planos frontal e lateral.

2.1.2 Anatomia do Quadril

O quadril, ou articulação coxo-femoral conecta o tronco aos membros inferiores e é formado pelo encaixe da cabeça do fêmur na cavidade do acetábulo como indicado na Figura 3. Tanto a cabeça do fêmur quanto o acetábulo possuem revestimentos de cartilagem, um tecido liso, resistente que auxilia na absorção de impactos e redução de atrito. Espessos ligamentos compõem a cápsula articular, que mantém o conjunto fir-

memente unido e estável, circundando a articulação e conectando um osso ao outro. Logo abaixo da cápsula articular localiza-se a membrana sinovial que produz um líquido transparente que preenche a articulação e cria uma fina camada de filme lubrificante.

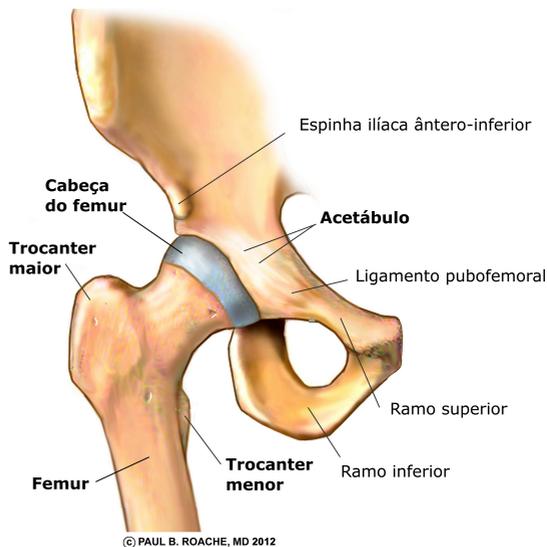


Figura 3: Articulação do quadril. Figura adaptada de: [https:// anatomyclass123.com/ anatomy-of-the-femur-and-hip](https://anatomyclass123.com/anatomy-of-the-femur-and-hip).

O fêmur é classificado como um osso longo e pode ser dividido em três partes, epífise proximal, diáfise (corpo) e epífise distal conforme mostrado na Figura 4. Na região proximal estão situados o trocanter maior, o trocanter menor, o colo e a cabeça do fêmur (Figura 3). Na diáfise, há basicamente tecido ósseo cortical e a cavidade medular, que é preenchida com medula amarela formada principalmente por gordura. A região de transição entre a epífise e a diáfise é chamada metáfise e é demarcada por uma mudança morfológica de osso cortical na diáfise para trabecular na epífise (COSTA, 2007). Dessa forma, como

podemos observar na Figura 4, o osso trabecular pode ser encontrado predominantemente preenchendo toda a cabeça femoral até a altura do trocânter menor (JONES, 2011). O osso cortical na região da epífise proximal é encontrado na forma de uma fina camada externa que reveste o osso trabecular.

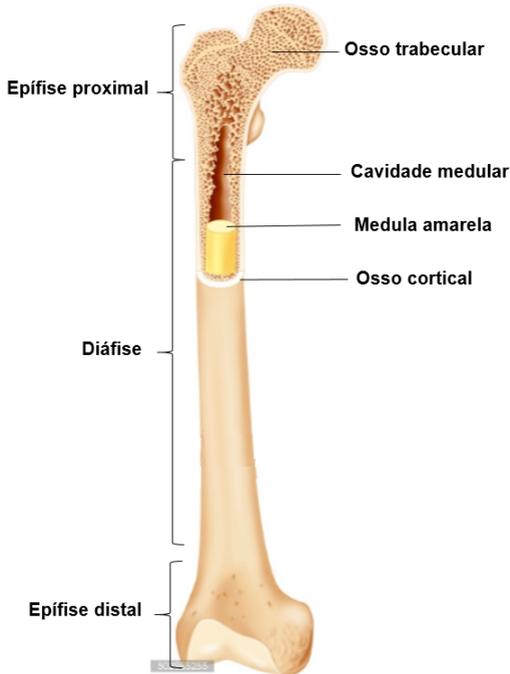


Figura 4: Características anômicas do fêmur. Figura adaptada de: [https:// basicmedicalkey.com/structure-and-function-of-the-musculoskeletal-system/](https://basicmedicalkey.com/structure-and-function-of-the-musculoskeletal-system/).

Os tecidos ósseos trabecular (esponjoso/cancelar) e cortical (compacto) se diferenciam macroscopicamente principalmente pela densidade, que pode variar também de acordo com a idade, sexo, condição física e alimentação (DICATI, 2015). O osso cortical é mais denso, com baixa porosidade, entre 5 e 30% (PODSHIVALOV; FISCHER; BAR-YOSEPH, 2014). A

parte trabecular tem porosidade elevada que varia de 30 a 90% e as regiões não mineralizadas são preenchidas com tutano vermelho, nervos, canais sanguíneos e outros tipos de células (PODSHIVALOV; FISCHER; BAR-YOSEPH, 2014; ROESLER, 2006).

As propriedades mecânicas do tecido ósseo também variam em função da idade e sexo do paciente, além de depender da posição anatômica e tamanho da amostra, do grau de hidratação do tecido, da temperatura e da densidade aparente, que é a massa do tecido ósseo mineralizado dividida pelo volume unitário total (RAFTOPOULOS *et al.*, 1993 apud COSTA, 2007). Além disso, por tecidos biológicos apresentarem diferentes estruturas e composições em diferentes níveis de observação, os ensaios para determinar o seu comportamento mecânico podem ser realizados em diferentes escalas, produzindo assim, diferentes resultados. Na escala tecidual (<1 mm) são realizados, por exemplo, ensaios de nanoindentação, microtensão e ultrassom. Na escala aparente (>5 mm, <40 mm) tem sido utilizado além de ensaios mecânicos convencionais como tração e compressão, também outros métodos como ultrassom ou combinação de dados experimentais e análises por elementos finitos para determinar a resposta do material sob carregamentos arbitrários. Dessa forma, são encontradas muitas variações entre os valores das propriedades de tecido ósseo na literatura (VERDONSCHOT; HUISKES, 1997; MOULGADA *et al.*, 2014; AYERS; MANN, 2003; JANSSEN *et al.*, 2005, 2009; WEBB; SPENCER, 2007; BAYRAKTAR *et al.*, 2004; SENALP; KAYABASI; KURTARAN, 2007; CUPPONE *et al.*, 2004; JONES, 2011).

Segundo Jones (2011), o módulo de elasticidade para o osso trabecular tem sido estimado entre 0,08 e 13 GPa, sendo que estudos utilizando ensaio de compressão de amostras retiradas de fêmur humano em escala aparente obtiveram valores entre 0,08 e 0,4 GPa. Para o osso cortical, nessa mesma escala, os valores obtidos por ensaio de tração variaram entre 14 e 20 GPa, para a escala tecidual ensaios utilizando ultrassom, nanoindentação e microtensão com amostras também retiradas de fêmur humano indicaram módulos de elasticidade na faixa de 3,8 a 23,4 GPa.

Valores dessas propriedades para esses materiais também foram buscados em estudos de simulação de prótese quadril. Tecidos ósseos têm sido a maior parte das vezes modelados como materiais isotrópicos elásticos lineares (TAYLOR; PRENDERGAST, 2015). Alguns valores de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson encontrados estão resumidos na Tabela 1. Outros trabalhos, além dos citados, utilizam dados obtidos por tomografias computadorizadas para determinar elemento por elemento o valor do módulo de elasticidade em função da densidade (AYERS; MANN, 2003). Há também os que consideram o osso cortical como material ortotrópico (JANSSEN *et al.*, 2005), e outros que utilizam propriedades de ossos sintéticos para comparar as simulações com ensaios experimentais (JEFFERS *et al.*, 2007; HIGA *et al.*, 2015).

Tabela 1: Propriedades dos tecidos ósseos utilizadas em simulações.

	Trabecular		Cortical	
	E [GPa]	Poisson	E [GPa]	Poisson
(MOULGADA <i>et al.</i> , 2014)	0,389	0,3	15,5	0,28
(JANSSEN <i>et al.</i> , 2005)	0,4	0,3	ortotrópico	0,3
(JANSSEN <i>et al.</i> , 2009)	1	0,3	7	0,4
(WEBB; SPENCER, 2007)	0,5-1	0,3	15-20	0,3

O quadril pode realizar seis tipos de movimento, flexão, extensão, adução, abdução, rotação (interna e externa) e circundação que é a combinação dos movimentos elementares (COSTA, 2007). Para a realização desses movimentos são acionados músculos tanto do sistema muscular do quadril como da coxa.

A flexão é o movimento que leva o membro inferior à frente, com ou sem o joelho flexionado, fazendo com que a coxa vá ao encontro do tronco. Os músculos ligados ao fêmur que atuam durante a flexão são: íliaco, psoas maior e pectíneo, além desses, atuam também o sartório e tensor da fáscia lata que possuem inserção na pelve. A extensão é o movimento oposto e leva o membro inferior para trás do plano frontal.

Os principais músculos que realizam a extensão são: glúteo máximo e o grupo dos músculos isquiotibiais.

A abdução leva o membro inferior para a lateral do corpo afastando-o do plano sagital. Os músculos que participam desse movimento são: tensor da fáscia lata, sartório, glúteo médio, glúteo mínimo, glúteo máximo e piriforme. A adução é o movimento do membro inferior da lateral para a direção medial. Os principais adutores do quadril são os músculos adutores longo, curto e magno, que possuem inserção no fêmur, e o músculo grácil.

As rotações interna e externa são o movimento em torno do eixo longitudinal aproximando ou afastando o segmento da linha média. Para a realização da rotação lateral os principais músculos são o piriforme, gêmeo superior e gêmeo inferior, obturador interno e externo e quadrado femoral. O principal rotador interno é o glúteo mínimo, com a ajuda do tensor fáscia lata, semitendinoso, semimembranoso e do glúteo médio. Esses grupos musculares e seus pontos de inserção podem ser observados na Figura 5.

Uma combinação desses movimentos possibilita ao indivíduo realizar diversas atividades, como por exemplo caminhar. Ao longo de suas fases, na marcha humana são realizadas a extensão e flexão do quadril e também a rotação e inclinação pélvica lateral que requerem a ativação dos músculos responsáveis pelas abdução/adução e rotação interna/externa do quadril.

Além do sistema muscular do quadril, um importante músculo da coxa ligado ao fêmur é o quadríceps femoral. Composto pelo vasto lateral, medial, intermédio e reto femoral ele participa na flexão do quadril bem como na extensão do joelho durante a execução da marcha.

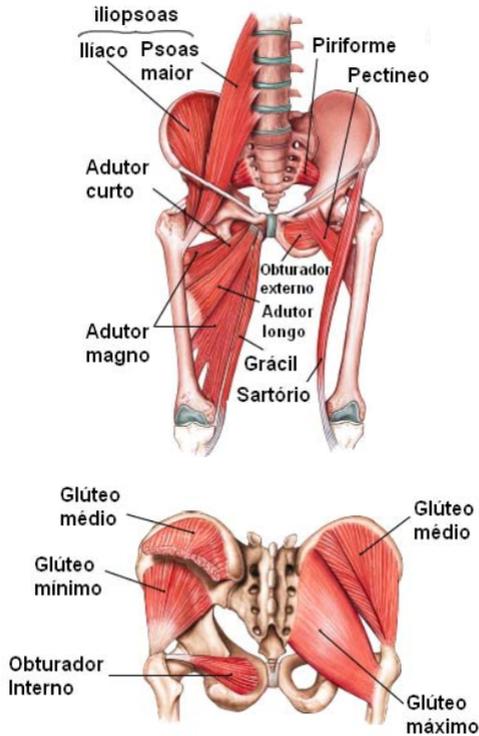


Figura 5: Músculos do quadril. Figura adaptada de (COSTA, 2007).

2.2 ARTROPLASTIA DO QUADRIL

Devido a doenças degenerativas ou traumas, pode ocorrer um desgaste da cartilagem da articulação fazendo com que as superfícies ósseas fiquem expostas, causando dores e limitações nos movimentos da articulação. Quando esse dano se torna irreversível, podendo limitar inclusive o desempenho de atividades diárias básicas, uma artroplastia, total ou parcial (hemiartroplastia) é o tratamento mais indicado.

A Artroplastia Total de Quadril (ATQ) é um procedimento cirúrgico que visa recuperar a perda de funcionalidade da articulação do quadril pela substituição da cabeça do fêmur e da cartilagem do acetábulo por

próteses. O procedimento cirúrgico envolve a remoção da cabeça do fêmur por meio de um corte na altura do colo, preparação e limpeza do canal femoral e inserção de uma prótese metálica composta por haste e esfera (cabeça femoral) que se articula no componente acetabular que é fixado na cavidade da pelve como ilustrado na Figura 6. A preparação do canal femoral é feita utilizando-se uma ferramenta no formato da prótese a ser implantada.

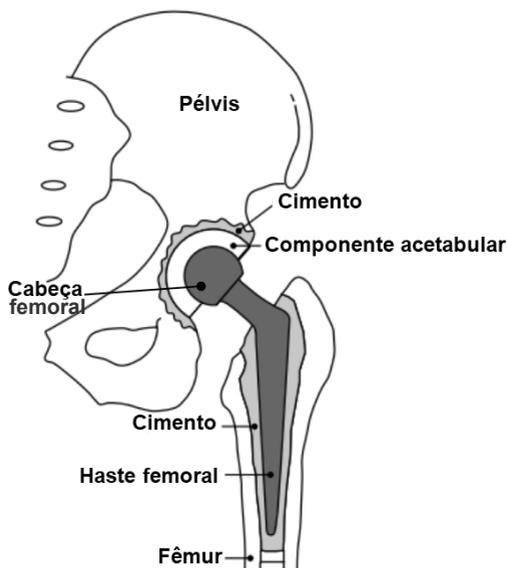


Figura 6: Representação esquemática da Artroplastia Total de Quadril (STOLK *et al.*, 2004).

Existem muitas variações entre os implantes utilizados atualmente. Em especial, o componente femoral, que compõe o sistema analisado neste trabalho, pode ser fabricado com diferentes geometrias, tamanhos, materiais e acabamentos. Em relação aos tipos de fixação, existem próteses cimentadas e existem próteses não cimentadas. A escolha da prótese, do tamanho e técnica de cimentação são determinantes no desempenho da artroplastia.

2.2.1 Hastes femorais

As hastes femorais que utilizam o conceito de fixação com cimento ósseo são geralmente fabricadas de aço inoxidável ou ligas de cromo-cobalto e o seu acabamento superficial pode ser polido ($Ra < 1.0\mu m$), fosco ($1.0\mu m < Ra < 2.0\mu m$) ou rugoso ($Ra > 2.0\mu m$).

Para a fabricação da cabeça femoral são empregados tanto metais como cerâmicas.

Desde o surgimento da fixação cimentada na década de 60, a forma dos implantes sofreu grandes modificações. Novas geometrias foram desenvolvidas na busca de encontrar uma haste ideal que fosse capaz de transmitir torção e carregamento axial para o cimento e para o osso sem criar picos de tensão e sem apresentar excessivos micromovimentos. Outra característica desejável é que a haste permaneça mecanicamente estável a longo prazo.

Basicamente, duas filosofias de projeto foram desenvolvidas para atingir os objetivos de fixação e transmissão de carga: *force-closed* (ou *load-taper*) e *composite-beam* (ou *shaped-closed*).

As hastes do tipo *force-closed* possuem geometria afilada em dois ou três planos e quando implantadas são efetivamente alojadas como uma cunha durante o carregamento axial. Esse tipo de implante tem sub-sidência de alguns milímetros durante o primeiro e segundo ano pós-operatório devido à fluência do cimento (SCHEERLINCK; CASTELEYN, 2006). Após se acomodar na posição final, devido a sua geometria cônica, forças compressivas radiais tanto na região proximal, como distal são criadas no cimento (BREUSCH; MALCHAU, 2010). Uma ilustração esquemática das forças geradas na manta de cimento pode ser vista na Figura 7. Essas forças são transferidas para o osso na forma de tensão circunferencial (SCHEERLINCK; CASTELEYN, 2006; CARLI; JERABEK, 2015).

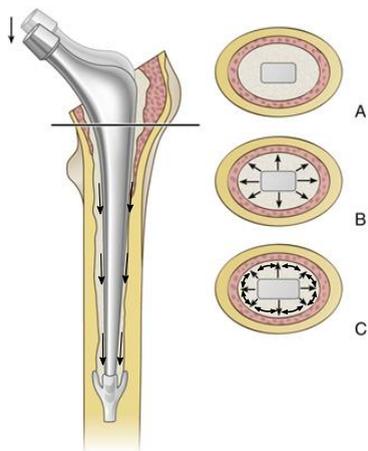


Figura 7: Forças geradas por próteses do tipo *force-closed*. A: sem carregamento. B: sob carregamento, indução de força radiais. C: após subsidência, aumento da área ocupada pela prótese na seção transversal e aparecimento de tensões circunferenciais.

As próteses do tipo *force-closed* são classificadas como dupla-cunha ou tripla cunha. A dupla cunha tem afilamento em dois planos, frontal e lateral, já a tripla cunha possui também angulação no plano transversal (NORMAN *et al.*, 2013 apud GRIZA *et al.*, 2015) como ilustrado na Figura 8.

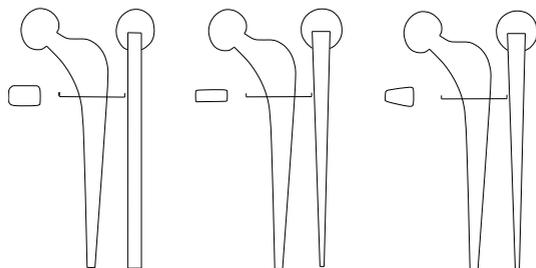


Figura 8: Ilustração da geometria das próteses: a) reta, b) dupla cunha e c) tripla cunha.

As próteses do tipo *composite-beam* ou *shape-closed* são assim chamadas devido a sua geometria complexa que faz com que o cimento se adeque a sua forma, agindo como um compósito, compartilhando carregamento e tensão (CARLI; JERABEK, 2015). Para esse conceito de prótese, a haste necessita permanecer rigidamente solidária ao cimento e não é permitida qualquer subsidência para evitar dano e degeneração do cimento e ou formação de partículas metálicas que podem causar falha do procedimento. Esse princípio de funcionamento faz com que seu comportamento seja diferente das próteses do tipo *force-closed* em termos de migração ao longo do tempo. As hastes *composite-beam* são consideradas mais estáveis, porém estudos indicam que também podem apresentar migração na interface prótese/cimento. Apesar de terem sido originalmente fabricadas com acabamento rugoso para aumentar sua aderência ao cimento, atualmente esse tipo de prótese tem sido encontrado também com acabamento polido (CARLI; JERABEK, 2015). Seguindo os princípios de um ou outro conceito de projeto, diferentes características geométricas foram desenvolvidas ao longo do tempo, como o formato da prótese em relação ao canal (simétrico ou anatômico), diferentes seções transversais (oval ou quadrada), a presença de colar, o comprimento da haste e até mesmo o ângulo de arredondamento das arestas.

As hastes anatômicas foram criadas para se adequarem ao formato do canal medular no plano sagital funcionando como *composite-beam*, uma vez que sua forma limita a subsidência requerida para atingir uma posição estável por hastes do tipo *force-closed*. Seu formato, permite uma melhor centralização da haste, evitando o contato na região proximal anterior e distal posterior, resultando na obtenção de uma espessura da manta de cimento maior que 2 mm. Ainda não é muito claro se essas características realmente são vantajosas, uma vez que próteses simétricas também apresentam resultados igualmente bons (BREUSCH; MALCHAU, 2010).

Em relação à seção transversal da haste, seu formato pode influenciar a distribuição de cimento dentro do canal, a estabilidade sob rotação

do implante e a distribuição de tensão na manta. Hastes com seção transversal na forma retangular tem maior estabilidade rotacional que as ovais. No entanto, arestas proeminentes, criam picos de tensão no cimento o que pode levar a microfaturas (SCHEERLINCK; CASTELEYN, 2006). Hastes ovais, tem melhor adequação à forma do canal e conseguem ocupar uma maior parte da cavidade deixando menos espaço para o cimento e osso trabecular. Como contraste, hastes na forma retangular, como a Exeter e Kerboul CK I são limitadas em tamanho caso se deseje evitar o contato com a parede interna do canal medular. O resultado é um espaço adicional para pressurização do cimento no tecido trabecular. No entanto, se o cimento não for totalmente pressurizado, tecido trabecular com propriedades mecanicamente inferiores permanecerá entre o cimento e o osso cortical, podendo favorecer o descolamento da manta de cimento. De acordo com Scheerlinck e Casteleyn (2006), para evitar que isso aconteça, uma quantidade mínima de tecido trabecular de boa qualidade deve ser deixada anexada ao cortical para permitir a interdigitação apropriada do cimento. Com a utilização de técnicas modernas de pressurização uma espessura de 3 mm de trabecular é considerada suficiente. Uma outra opção é a remoção de todo o osso trabecular com uma cureta antes da cimentação. Essa opção pode ser bastante útil quando uma boa pressurização não pode ser garantida.

Outra modificação implementada foi a adição de um colar na região proximal da haste femoral. Essa mudança teve como objetivos principais, promover transferência direta de carregamento do implante para a manta de cimento e ou para o colo femoral, reduzir a tensão de tração na haste e reduzir a migração. No entanto, para próteses do tipo *force-closed*, o colar impede que a haste se acomode durante carregamento cíclico, mas não impede micromovimentos e conseqüentemente pode ocorrer a produção de partículas de desgaste na interface com o cimento. Outra função do colar é controlar a inserção, especialmente quando a haste femoral é menor que a ferramenta utilizada para preparar o canal medular ("*undersized stem*"). Dessa forma, o colar só deve

ser considerado como uma opção para hastes do tipo *composite-beam undersized* (SCHEERLINCK; CASTELEYN, 2006).

Além dessas características, as próteses são fabricadas em diferentes tamanhos e *offsets*, que é a distância entre o centro de rotação da cabeça femoral e uma linha traçada perpendicularmente pelo centro da diáfise femoral. Alguns exemplos de próteses cimentadas que se destacaram podem ser vistos na Figura 9.

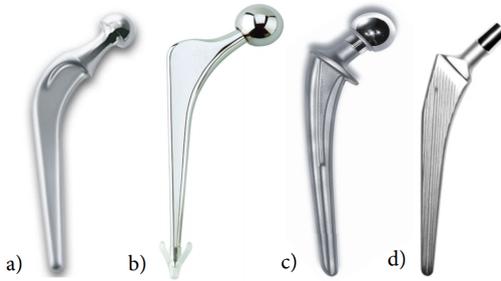


Figura 9: Exemplos de diferentes tipos de próteses para ATQ cimentada. a) Charnley b) Exeter c) Lubinus SPII d) Müller straight stem.

A prótese Charnley Elite (DePuy JeJ) é fabricada em liga de cromo-cobalto, possui um mini colar e seu acabamento é fosco. A Exeter (Stryker) é de aço inoxidável, simétrica com seção transversal retangular, sem colar, polida e dupla-cunha, permitindo, dessa forma, que ocorra subsidência. A Lubinus SPII (Waldemar-Link) é uma haste anatômica de Cromo-cobalto, com colar e acabamento fosco. A haste Muller (Zimmer) é simétrica com um pequeno colar, seção transversal retangular, e de acordo com o fabricante, pode haver contato haste/osso cortical nas regiões medial e lateral, produzindo uma manta não uniforme (BREUSCH; MALCHAU, 2010).

2.2.2 Fixação cimentada

Existem dois tipos de fixação da prótese femoral no canal medular. Fixação biológica, ou não cimentada, que utiliza o potencial de crescimento ósseo na superfície da haste, e a fixação cimentada, que utiliza um material polimérico de preenchimento, o polimetilmetacrilato (PMMA), também chamado de cimento ósseo.

A cimentação da prótese consiste em, após a preparação do leito ósseo, misturar os componentes do cimento manualmente em um recipiente, com auxílio de espátula, ou num sistema fechado sob vácuo, e aplicá-lo de forma retrógrada no canal femoral até o preenchimento total da cavidade. Após a pressurização, deve-se aguardar até que o cimento tenha uma viscosidade suficientemente alta para resistir à penetração sanguínea e suficientemente baixa para que a prótese entre sem esforço e não se criem poros. A haste é então introduzida e a articulação artificial é colocada no lugar para que testes finais de movimentação do quadril sejam realizados. Algumas das etapas presentes no procedimento cirúrgico de uma artroplastia de quadril estão presentes na Figura 10.

Como resultado, entre a prótese e o osso é criada uma camada de PMMA também denominada manta de cimento que dependendo do tamanho e geometria da prótese, pode ser mais fina ou mais espessa. Tal característica tem sido associada na literatura à classificação das técnicas de cimentação como Tradicional ou Francesa.

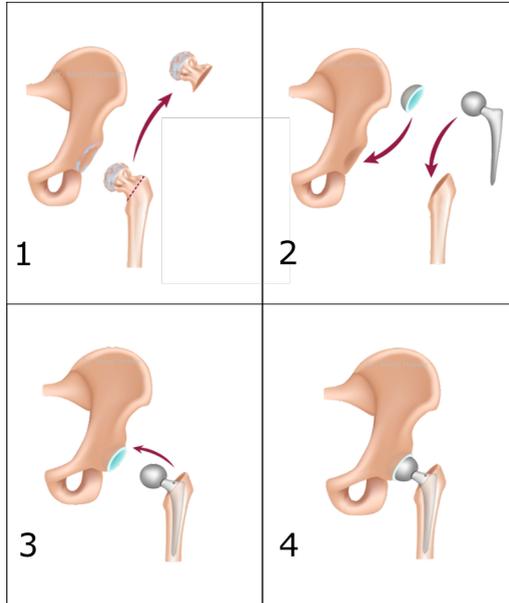


Figura 10: Etapas do procedimento cirúrgico de uma artroplastia de quadril. 1: Ressecção da cabeça femoral. 2: Preparação do leito ósseo e colocação de cada componente protético. 3: Encaixe da articulação artificial. 4: Resultado final. Figura adaptada de: <http://www.quadrilcirurgia.com.br>.

Basicamente, o conceito da técnica tradicional, inclui a preservação de o máximo de osso trabecular possível, por meio da escolha de uma prótese que não preencha totalmente o canal femoral. A preparação do canal é feita utilizando uma ferramenta maior que a prótese, de forma a produzir uma manta mais uniforme e completa (CAMERON, 2008). Nessa técnica é esperado que a alta pressão force a penetração do cimento no tecido trabecular promovendo a interdigitação. De acordo com Breusch e Malchau (2010) e El Masri *et al.* (2010), uma manta totalmente completa, com espessura maior ou igual a 2 mm tem sido recomendada. Contudo, há controvérsias em relação a essa recomendação e a espessura mínima ideal da manta de cimento ósseo permanece sob debate. Esse questionamento é atribuído primeiramente a Marcell

Kerboull que após 2 anos de experiência implantando a haste Charnley original, em 1970 observou uma maior taxa de sucesso em pacientes com displasia no quadril¹, nos quais o canal femoral era mais estreito e só era possível empregar uma fina camada de cimento em alguns pontos. Para os demais pacientes, no mesmo período, foi obtida uma alta taxa de descolamento de 24% associada à fratura na região proximal-medial do cimento. A partir dessa observação, foi criado então um novo implante, o Charnley Kerboull, com uma parte proximal mais robusta, polido, dupla cunha e com ângulo de pescoço de 130°. A técnica empregada para sua implantação envolvia a retirada do tecido esponjoso na região da metáfise com a cureta e do canal diafisário por escavação. Logo após, ferramentas no formato da prótese cada vez maiores eram utilizadas, porém alcançando profundidades cada vez menores, proporcionando um alojamento muito ajustado da prótese teste, que era "encravada" antes de qualquer adição de cimento. Foram fabricados vários tamanhos de implante que se ajustassem a diferentes diâmetros de canal e restabelecessem a arquitetura do quadril (BREUSCH; MALCHAU, 2010).

Estudos mostraram excelentes resultados dessa técnica para os implantes polidos CKI e CKIII, 2% de soltura asséptica em 10 anos e 0% em 10 anos respectivamente. Breusch e Malchau (2010) comentam que o sucesso da abordagem de Kerboull se deve principalmente a três fatores, a compactação considerável do cimento gerada pela utilização de um implante bem ajustado ao canal produzindo um intertravamento com o fêmur, o acabamento polido que, no caso de movimento relativo entre as interfaces, não produz detritos parciais e, finalmente, à geometria cônica que continua a exercer forças compressivas sob carga.

A partir de então, uma nova técnica de cimentação denominada técnica Francesa, foi introduzida e ainda vigora na França. Nessa técnica, todo o osso trabecular é retirado e são utilizadas hastes mais espessas, ("*canal-filling stems*"), que ocupam quase todo o canal medular. A região entre a prótese e o osso é preenchida por uma fina camada de

¹luxação congênita de quadril

cimento suportada em sua maior parte por tecido ósseo cortical. Outro tipo de prótese que foi desenvolvida seguindo esse conceito, foi a Ceraver-Osteal para a qual, segundo Langlais *et al.* (2003), não é necessário que a manta de cimento fique completa em todos os pontos.

A Figura 11 traz uma ilustração representativa da seção transversal obtida na região intermediária utilizando-se diferentes tipos de implante e técnicas de cimentação. A seções transversais "b)" e "e)" correspondem ao conceito de cimentação francês por indicarem a presença de pequenas espessuras de manta de cimento, principalmente nas arestas da prótese retangular e por não indicarem a presença de tecido ósseo trabecular.

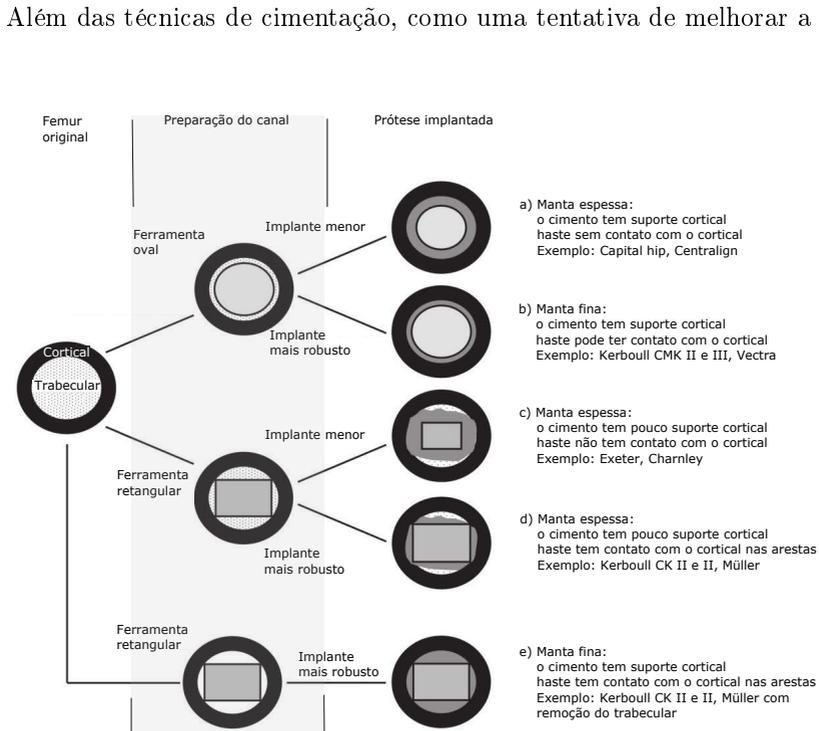


Figura 11: Diagrama mostrando as diferenças na espessura da manta de cimento para diferentes próteses e técnicas de cimentação na região intermediária. As seções transversais b), e) correspondem ao resultado obtido pela técnica de cimentação francesa. Figura adaptada de: Scheerlinck e Casteleyn (2006)

qualidade do cimento ósseo, modificações no procedimento de cimentação foram implementadas. Atualmente, no Brasil, em artroplastias realizadas pelo Sistema Único de Saúde (SUS), é utilizada a terceira geração de cimentação, que além da limpeza do canal medular com solução salina pressurizada, inclui também a utilização de um restritor do canal distal para evitar o retorno do fluxo sanguíneo e demasiada "penetração" do cimento no canal. A mistura dos componentes do cimento é feita manualmente, e a sua colocação no canal femoral é retrógrada, porém manual, sem utilização de pistola.

2.3 FALHA EM ARTROPLASTIAS CIMENTADAS

As taxas de revisão para artroplastia de quadril variam tipicamente entre 5% e 10% em 10 anos após a cirurgia (Australian Orthopaedic Association, 2013; National Joint Registry for England and Wales, 2013). A falha do implante pode ocorrer por diversos fatores, relacionados ao paciente, ao próprio implante ou à técnica cirúrgica (CRISTOFOLINI *et al.*, 2010). Dentre os tipos de falhas estão a soltura asséptica, fratura do fêmur ou da própria haste, e infecção.

Em especial, a soltura asséptica é a maior causa de revisão de próteses de quadril. Esse tipo de falha é caracterizado pela migração e rotação excessiva e instabilidade da prótese. A falha é clinicamente detectada pela queixa de dor pelo paciente com subsequente confirmação por meio de exames radiográficos em que seja visível uma migração da haste maior que 5 mm, ou a fratura do cimento, ou uma zona de radioluminescência maior que 2 mm em torno da prótese, ou a indicação de osteólise ¹ suficiente para resultar em erosão endosteal em mais de 50% de pelo menos uma zona de Gruen.

A soltura do implante é um fenômeno multifatorial com causas mecâni-

¹reabsorção de parte do tecido ósseo. Radiograficamente caracteriza-se por imagens radiolúcidas ou hipodensas na tomografia.

cas e biológicas (LEWIS, 1997). Como causa biológica pode ser citado o remodelamento ósseo que faz com que seja perdido o suporte da manta e conseqüentemente da prótese. As causas mecânicas estão associadas à deformação excessiva, principalmente por fluência, e formação de trinca e fratura na manta de cimento (STOLK *et al.*, 2003; MCCORMACK; PRENDERGAST, 1999). Outro fenômeno também associado à soltura asséptica é a fratura da região de interdigitação do cimento no tecido ósseo. Alguns estudos se dedicaram especificamente à compreensão e modelagem desse tipo de falha (GUEDES; NABAIS; SIMÕES, 2012; WAANDERS *et al.*, 2012; CHIANG; HUNG, 2010; JANSSEN; MANN; VERDONSCHOT, 2008).

Algumas teorias propõe que a falha se inicia com microtrincas já existentes no momento da implantação da prótese, outras associam à formação de trincas a partir de vazios, ou poros, presentes no cimento e outras que se iniciam na interface cimento/prótese. Os carregamentos cíclicos experimentados pela prótese em uso causam a propagação dessas trincas e quando elas se tornam passantes, ligando uma interface à outra, a manta passa a não suportar mais as tensões circunferenciais levando a migração e micromovimentação do implante. Outro ponto levantado por Hertzler, Miller e Mann (2002) é que essas trincas que se estendem de uma interface a outra permitem que partículas de debris se transportem desde a superfície da haste até o osso, resultando em osteólise e possível afrouxamento do manto. Estudos associaram a osteólise do osso a partículas de PMMA na vizinhança de regiões de pequena espessura de manta (GRIZA *et al.*, 2015).

Trabalhos experimentais e numéricos encontraram elevadas tensões concentradas na manta de cimento na região da metáfise e próximo da extremidade distal do implante (SCHEERLINCK; CASTELEYN, 2006). Essas regiões são consideradas críticas e podem ser danificadas durante o carregamento inicial. Quando trincas no cimento se estendem dessas regiões e caminham por toda o comprimento do implante, a falha da artroplastia é iminente.

Segundo El Masri *et al.* (2010), a avaliação das primeiras gerações

dos implantes Charnley, indicou que o primeiro evento a ocorrer é o aparecimento de trincas longitudinais na região proximal-medial como resultado de tensões elevadas transmitidas por uma haste fina, excessivamente curvada com um longo *offset* e relativamente pequeno ângulo colodifisiário (125°).

Dessa forma, a integridade da manta é de grande importância para garantir a sobrevida do implante. Para tanto, é necessário que o PMMA, um material viscoelástico tenha um bom desempenho sob fluência e sob fadiga (GRIZA *et al.*, 2015).

O cimento ósseo é um material frágil e suas propriedades mecânicas podem variar de acordo com a formulação e o método utilizado para a mistura dos componentes. Em geral, de acordo com estudos, cimentos misturados manualmente possuem propriedades inferiores, e sistemas utilizando vácuo ou centrifugação podem levar, por exemplo, a um aumento de até 44% no limite de resistência à tração (LEE, 2005; LEWIS, 1997). Lewis (1997) apresentou uma revisão das propriedades do cimento ósseo de diferentes fabricantes. As marcas testadas foram Simplex P, Zimmer, Palacos e CMW. Para mistura manual o valor da tensão de ruptura a tração variou de 24 a 49 MPa e a compressão de 80 a 100 MPa. De acordo com Lee (2005), os valores médios para essas mesmas propriedades foram 35,5 MPa e 93,0 MPa, respectivamente. Sob carregamento estático de nível fisiológico (10 - 14 MPa) foi observado que a fluência do cimento misturado a vácuo é baixa (1% ou menos após 1000 h solicitada a 12 MPa). Segundo Lee (2005), sempre que um carregamento é aplicado, movimentos microscópicos entre a prótese e o cimento ocorrem. Esses movimentos podem ser detectados em radiografias apenas após muitas semanas de atividades (0,7 mm na quarta semana do pós operatório).

Para o cimento CMW-1 misturado a vácuo, o limite de resistência a fadiga foi de 6,7 MPa. Segundo Murphy e Prendergast (2000), apesar de haverem estudos que consideram que o cimento não possui um limite de resistência à fadiga, Krause, Mathis e Grimes (1988) encontraram valores de 13,43 MPa para o modelo Zimmer LVC e 11,72 MPa para

Zimmer Regular como um limite de resistência à fadiga. De acordo com os resultados obtidos por Murphy e Prendergast (2000), a resistência à fadiga para 10 milhões de ciclos é 14,1 MPa.

2.4 USO DE ANÁLISE NUMÉRICA NA AVALIAÇÃO DE ARTROPLASTIAS DE QUADRIL CIMENTADAS

O método dos elementos finitos tem sido utilizado por várias décadas na avaliação do comportamento mecânico de artroplastias (TAYLOR; PRENDERGAST, 2015). Em essência, as análises buscam identificar a influência da geometria, do material da prótese e da técnica operatória no comportamento mecânico do sistema osso-cimento-implante. Dessa forma, esforços foram despendidos para criar modelos representativos, com propriedades e carregamentos apropriados (YOSIBASH; KATZ; MILGROM, 2013; STOLK *et al.*, 2002; SLANE *et al.*, 2014; LEE, 2005; STOLK *et al.*, 2003; Hazrati Marangalou *et al.*, 2013; TAYLOR *et al.*, 2002). Além disso, técnicas de modelagem do comportamento mecânico dos componentes e processos biológicos de readaptação dependentes do tempo foram desenvolvidas para entender o sistema pós-operação (LEWIS, 2011) e a longo prazo (HAMBLI *et al.*, 2013; LENNON *et al.*, 2007; JEFFERS *et al.*, 2007; RAMOS; TALAIA; Queirós de Melo, 2016). Existem também estudos sobre certas geometrias específicas de próteses disponíveis no mercado e outros que tiveram como foco a análise do efeito de diferentes técnicas de cimentação.

Moulgada *et al.* (2014), realizaram um estudo da distribuição de tensão gerada em uma artroplastia de quadril cimentada utilizando a prótese Ceraver-Osteal. Todos os materiais foram assumidos com propriedades elásticas lineares. Além da força de contato na articulação, foi incluído um carregamento simplificado referente aos grupos musculares mais importantes segundo Heller *et al.* (2005). Foi utilizada a geometria completa do fêmur com condição de contorno aplicada na região distal, onde há a conexão com o joelho. As interfaces cimento/osso

e cimento/haste foram consideradas rigidamente unidas. A malha foi construída com elementos tetraédricos lineares. Como resultado, foi observado que, na manta de cimento, os maiores valores de tensão ($\max = 18 \text{ MPa}$) são encontrados na região proximal, concentrada na região antero-medial em contato com a aresta da prótese (zona 7 de Gruen), e também na região distal próximo à extremidade da prótese (10 MPa) (zonas 4 e 11).

Janssen *et al.* (2009) analisaram a influência da espessura da manta de cimento e do tipo de tecido ósseo que a suporta. Foram utilizados 12 modelos bidimensionais em elementos finitos da seção transversal, na altura do trocanter menor, de um fêmur implantado com a prótese Charnley-Kerboull. As diferentes espessuras da manta de cimento foram obtidas considerando quatro tamanhos de haste e três tipos de suporte ósseo diferentes, apenas cortical, apenas trabecular e misto. Para analisar o comportamento do cimento sob fadiga, os modelos foram submetidos a 2×10^6 ciclos de um carregamento alternante entre torque e força transversal. Não foram considerados os efeitos de carregamento axial, que levam à subsidência e tensões tangenciais na manta. Foi implementado um algoritmo para simular o aparecimento de trincas e fluência no cimento e foi analisada a estabilidade rotacional do implante. Tal algoritmo consiste em associar uma análise linear elástica feita por meio de um *software* de elementos finitos comercial com uma rotina externa que calcula o dano e a deformação devido à fluência para cada incremento no número de ciclos e modifica a matriz de rigidez do material para cada ponto de integração. O dano no material é descrito por um tensor e é permitido acumular anisotropicamente nas direções das tensões principais que são assumidas como as únicas causadoras de dano. A rigidez do material só é afetada quando o valor do dano se torna completo (igual a 1) em alguma das direções principais. Na simulação, as trincas são formadas no plano perpendicular à direção principal do dano. Nesse caso, a rigidez é afetada de tal maneira que o material não transmite cisalhamento na direção do plano da trinca e nem carregamento na direção normal a ele. Os resultados obtidos indi-

caram que próteses mais robustas e cimentos cercados por osso cortical produzem menos trincas e menor rotação.

Estudos *in vitro* ou acompanhamentos clínicos também foram realizados em busca de entender a relação entre a espessura do cimento e a falha de artroplastia. Ramos e Simões (2009) estudaram a formação de trincas em uma artroplastia utilizando as próteses Lubinus SPII e Charnley implantadas em fêmures sintéticos submetidos a um carregamento referente à atividade de subir escadas durante 1 milhão de ciclos a 2 Hz. Após os ensaios, cada fêmur foi seccionado e analisado. Não foi objetivo deste trabalho realizar um estudo de diferentes conceitos de cimentação, mas uma análise da relação entre a quantidade de trincas e a espessuras do cimento em diferentes regiões ao longo da manta foi realizada. Foi observado um acúmulo de trincas na região proximal, principalmente para a haste Lubinus SPII. Para essa prótese, as trincas se iniciaram na interface da haste com o cimento e a densidade de trincas tendeu a aumentar em locais onde a espessura da manta é menor. Para a haste Charnley, a espessura não foi considerada determinante na quantidade de trincas por área e a interface cimento/osso foi a mais crítica.

Cristofolini *et al.* (2007) realizou um estudo *in vitro* comparando um modelo implantado com a prótese Exeter seguindo o conceito de cimentação tradicional com uma manta completa de espessura média de 2,79 mm e um modelo considerando a associação de uma prótese menor com uma manta de cimento menos espessa, de em média 1,92 mm, obtida pela utilização de uma ferramenta menor para preparação do canal e sem remoção do material sintético representativo do tecido ósseo trabecular. Foi aplicado carregamento simulando 24 anos de atividades de um paciente. Como resultado para o modelo tradicional, foi observado que a migração foi maior na direção axial (maior que 108 μm) do que o deslocamento máximo resultante do movimento de rotação em torno do eixo da prótese (20-30 μm). Valores bem menores que os de estudos clínicos citados por Norman *et al.* (2013) de 560 μm a 1 mm para acompanhamentos de 5 a 10 anos. Em relação à fadiga da

manta, a formação de trinca foi visível na face medial, originada na região proximal caminhando em direção à extremidade distal. Algumas microtrincas também foram visíveis próximo da região distal do implante. Os resultados comparativos mostraram que o modelo com prótese sub-dimensionada e manta mais fina apresentaram maior micromovimentos e falharam primeiro devido a trincas macroscópicas na região proximal.

Alguns resultados clínicos também podem ser encontrados na literatura. El Masri *et al.* (2010) avaliou a migração *in vivo* de 164 artroplastias primárias com a prótese Charnley-Kerboull (MKIII) utilizando o conceito de cimentação francês e observou que fraturas transversais na manta de cimento foram frequentes (36%) em paciente com um canal medular com diâmetro maior e uma espessa camada de cimento, mas foi rara (6%) quando a haste era implantada em canais relativamente estreitos com uma fina camada de cimento, e extremamente raras quanto próteses simétricas eram implantadas em fêmures displásicos.

3 MODELAGEM NUMÉRICA

3.1 MODELO GEOMÉTRICO

3.1.1 Femur

A geometria tridimensional correspondente a um fêmur direito humano utilizada neste estudo foi adquirida da empresa Zygote (<https://www.zygote.com/>). Para verificar os aspectos anatômicos dessa geometria, alguns comprimentos característicos foram comparados com dados retirados da literatura. Na região proximal, foram analisadas as medidas ilustradas na Figura 12 e descritas a seguir:

Offset - distância entre o centro de rotação do quadril e uma linha traçada perpendicularmente pelo centro da diáfise femoral (Fig. 12a).

LCF (largura do colo do fêmur) - distância, no ponto médio do colo femoral, perpendicular ao seu eixo (Fig. 12b).

CEF (comprimento do eixo femoral) - distância em linha reta que une os pontos extremos do trocânter maior e da cabeça femoral, no plano frontal (Fig. 12b).

CCF (comprimento do colo do fêmur) - distância entre a região inferior da cabeça do fêmur e a base do trocânter maior (Fig. 12b).

ACD (ângulo colodiafisário) - ângulo entre o colo e a diáfise, medido no plano frontal por meio do goniômetro (Fig. 12c).

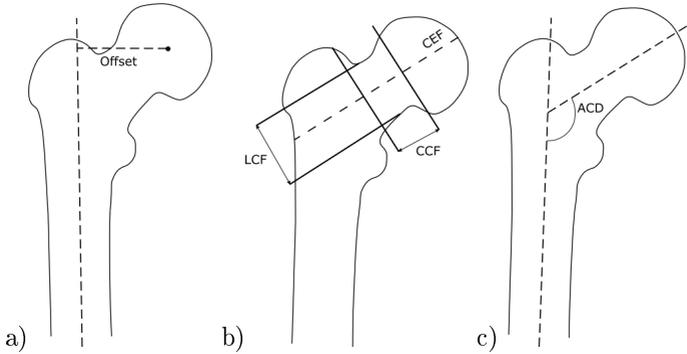


Figura 12: Medidas características do fêmur proximal.

As dimensões corporais podem variar muito para cada indivíduo, de acordo com o sexo, nacionalidade, idade, lado corporal (direito ou esquerdo), entre outros fatores. Dessa forma, mesmo considerando valores médios, foi observada uma grande variação entre os valores presentes na literatura para todas as medidas analisadas (De Farias *et al.*, 2015; MOURÃO; VASCONCELLOS, 2001; ZIYLAN; MURSHID, 2002; NOBLE *et al.*, 1998). Para a região proximal, as dimensões que mais se aproximaram às do fêmur virtual utilizado no presente estudo foram as apresentadas por De Farias *et al.* (2015), que verificaram a geometria proximal do fêmur da população brasileira por meio de estudo radiográfico correlacionando os valores quanto ao sexo e ao lado corporal (direito/esquerdo). De acordo com os dados de De Farias *et al.* (2015), o fêmur virtual possui dimensões próximas a de um fêmur feminino direito, como pode ser observado na comparação presente na Tabela 2.

Tabela 2: Comparação da medidas características, em milímetros, do fêmur proximal.

	Fêmur virtual	Fêmur feminino direito
<i>Offset</i>	41,53	41,53
LCF	35,37	34,81
CEF	101,57	102,48
CCF	37,91	34,68
ACD	126,73	129,54

O comprimento total do fêmur e o diâmetro externo do eixo femoral medido na metade do seu comprimento total também foram comparados com valores presentes na literatura. Segundo os dados obtidos por Mourão e Vasconcellos (2001), o comprimento do fêmur utilizado neste estudo é cerca de 30 mm maior que a média encontrada na análise das dimensões de fêmures brasileiros. Comparando com os valores obtidos no estudo de Huang *et al.* (2012), Ziylan e Murshid (2002), tanto o comprimento, como o diâmetro do eixo do fêmur virtual, encontram-se dentro da faixa de valores obtida na literatura, como pode ser observado na Tabela 3.

Tabela 3: Comparação do comprimento e do diâmetro externo, em milímetros, no meio do eixo femoral.

	Femur virtual	Huang	Mourão (esquerdo)	Noble	Ziylan
Comprimento	468,4	480,0	441,7	436,8	428,4
Diâmetro no Istmo ¹	29,0	28,4	-	27,0	26,8

¹ Menor diâmetro do canal medular.

Como a geometria do fêmur virtual é originalmente maciça, modificações foram necessárias para distinguir a camada externa de osso cortical do restante do fêmur. A construção dessa camada foi feita no *software*

Solidworks e foi baseada no extensivo estudo antropométrico da geometria do canal medular do fêmur para servir de base para o projeto e a seleção de componentes de próteses femorais realizado por Noble *et al.* (1998). A razão entre o comprimento do fêmur utilizado no presente estudo e o comprimento médio dos fêmures analisados por Noble *et al.* (1998) é 1,072 e a razão entre os diâmetros na metade do comprimento total é 1,074. Valores próximos dessas razões (Tabela 4) foram utilizados para dimensionar a espessura final do canal medular nas regiões assinaladas na Figura 13.

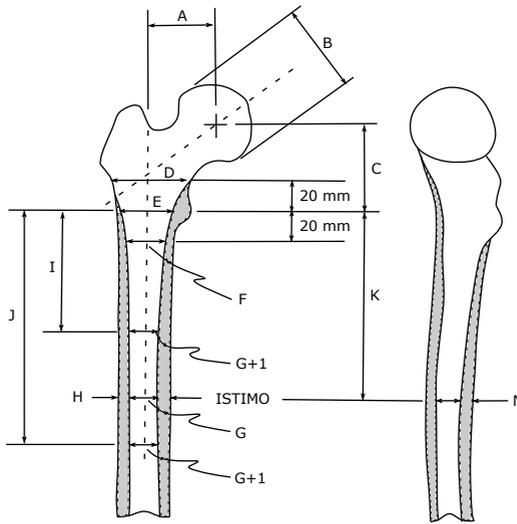


Figura 13: Representação das dimensões utilizadas para construir o canal medular. Figura adaptada (NOBLE *et al.*, 1998).

Adicionalmente, procurou-se seguir a tendência das espessuras da camada cortical nas regiões medial, lateral, posterior e anterior relatadas por Croker, Reed e Donlon (2016).

Tabela 4: Medidas, em milímetros, utilizadas para construir a geometria do canal medular.

	Femur virtual	(NOBLE <i>et al.</i> , 1998)	Razão ¹
A - <i>offset</i>	41,53	43,0	-
B - diâmetro da cabeça	51,13	46,1	-
C - posição da cabeça	57,30	51,6	-
D - espessura canal na altura do peq.trocanter + 20mm	48,81	45,4	1,075
E - espessura canal na altura do peq. trocanter	31,52	29,4	1,072
F - espessura canal na altura do peq. trocanter - 20mm	22,40	20,9	1,072
G - espessura canal no istmo	13,33	12,3	1,080
H - Diâmetro externo no istmo	29,00	27,0	1,074
I - distância proximal	92,30	86,1	1,072
K - posição do istimo	150,09	113,4	-
N - espessura canal anteroposterior	18,12	16,9	1,072
ângulo do pescoço	126,73°	124,7°	-
comprimento do femur	468,4	436,8	1,072
comprimento do pescoço	37,91	35,5	-

¹ Razão entre o valor da medida do femur virtual e a mesma medida encontrada em (NOBLE *et al.*, 1998).

3.1.2 Implantação da prótese

Com o objetivo de avaliar isoladamente a influência da técnica de cimentação, optou-se por implantar dois tamanhos diferentes de um mesmo modelo de prótese. A geometria da prótese escolhida é do tipo *force-closed* polida dupla cunha e se assemelha à prótese internacional Exeter, uma haste amplamente utilizada no mundo todo, implantada pela técnica de cimentação tradicional com elevadas taxa de sucesso (CRISTOFOLINI *et al.*, 2010; BREUSCH; MALCHAU, 2010). No Brasil, esse tipo de prótese também é utilizado em cirurgias realizadas pelo SUS.

Para a boa caracterização da técnica francesa foi escolhida a prótese mais robusta disponível, neste caso, a prótese tamanho n° 4 com *offset* de 44 mm (Figura 14 b). O modelo resultante da implantação virtual dessa prótese será referido neste trabalho como Francês. Para amplificar a diferença de espessura da manta de cimento, foi implantada utilizando a técnica tradicional a prótese n°1 com o mesmo *offset*, (Figura 14 a), resultando no modelo Tradicional. Adicionalmente, para verificar a influência do tipo de tecido ósseo que suporta a manta de cimento, foi criado o modelo hipotético em que a prótese menos robusta (n°1) é implantada após a retirada do tecido trabecular, resultando em um suporte em sua maior parte cortical e maior volume de cimento ósseo. A esse modelo foi dado o nome Misto. As geometrias das próteses foram cedidas pelo próprio fabricante no formato CAD.

Todas as próteses foram posicionadas sob a orientação de um cirurgião ortopedista, procurando-se manter a centralização da haste no canal medular respeitando o alinhamento da cabeça da prótese com o centro da cabeça femoral original. O resultado final foi validado pelo mesmo médico ortopedista, experiente especialista em cirurgia de quadril.

Na construção dos modelos Misto e Francês, as próteses n°1 e n°4 foram posicionadas simultaneamente. Por terem o mesmo comprimento, as faces do cone e as extremidades de ambas as hastes ficaram na mesma posição. Na técnica tradicional, para garantir a espessura mínima de

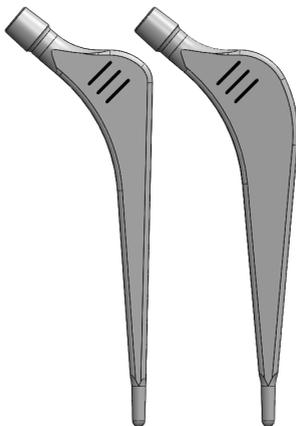


Figura 14: Próteses dupla cunha polidas com *offset* de 44 mm, tamanhos n°1 e n°4.

2,5 mm da manta de cimento com suporte trabecular, a prótese teve que ser deslocada cerca de 1,9 mm na direção médio-lateral.

Na técnica tradicional, o cimento foi construído no mesmo formato da prótese, resultando em uma manta uniforme com espessura mínima de 2,5 mm até a altura do trocanter menor, onde a presença mais significativa de tecido trabecular é observada. Abaixo dessa região, o formato externo do cimento segue a geometria do canal medular, uma vez que, mesmo que *in vivo* possa haver uma pequena quantidade de osso trabecular nessa região, foi considerado que ele seria interdigitado, passando a possuir propriedades semelhantes às do cimento. Essa simplificação também foi realizada por Janssen *et al.* (2009).

Como descrito no capítulo de revisão bibliográfica, na técnica francesa a maior parte do osso trabecular da região proximal é retirada. Neste trabalho foi considerada a situação em que todo osso trabecular da região anterior, posterior e medial é retirado, restando apenas uma porção de osso trabecular na região lateral (Figuras 15, 16 e 17). O cimento na região lateral em contato com o osso trabecular tem o mesmo formato da ferramenta utilizada para preparar o canal, que por sua vez é

semelhante à prótese.

Para todos os modelos, o cimento ósseo preenche o canal medular até uma profundidade de 20 mm após a extremidade da prótese, a partir desse ponto, a cavidade foi considerada vazia, uma vez que o conteúdo da medula não apresenta rigidez. O retentor de cimento e o centralizador da prótese não foram considerados na simulação. As geometrias finais podem ser observadas nas Figuras 15, 16 e 17. Como resultado, a menor espessura da camada de cimento ósseo, 0,98 mm, foi obtida com a técnica francesa, na região da diáfise medial. O maior volume de cimento é encontrado no modelo Misto, 58558,19 mm³, seguido pela técnica francesa com a prótese n°4, 53161,19 mm³ e por último a técnica tradicional com 29216,15 mm³. É importante ressaltar que a fina espessura característica do conceito de cimentação francês é observada apenas no entorno da região medial da prótese, sendo que na região proximal a espessura e o volume de cimento são maiores se comparados aos obtidos com a técnica tradicional.

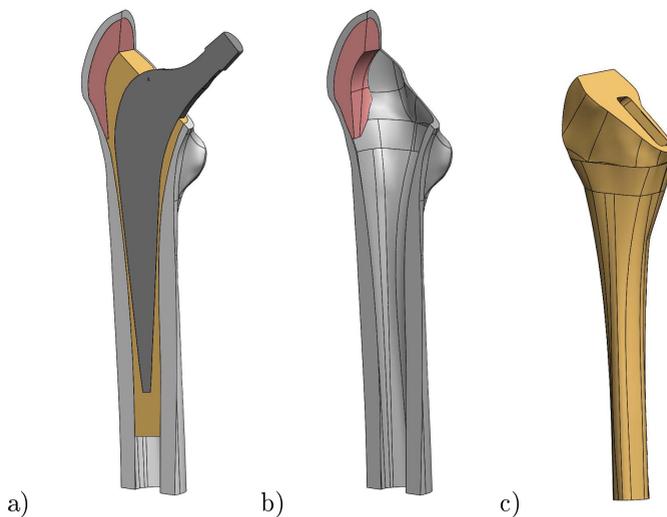


Figura 15: Geometria final modelo Francês: a) Montagem final (vista em corte). b) Parte óssea (cortical em cinza e trabecular em vermelho). c) Manta de cimento.

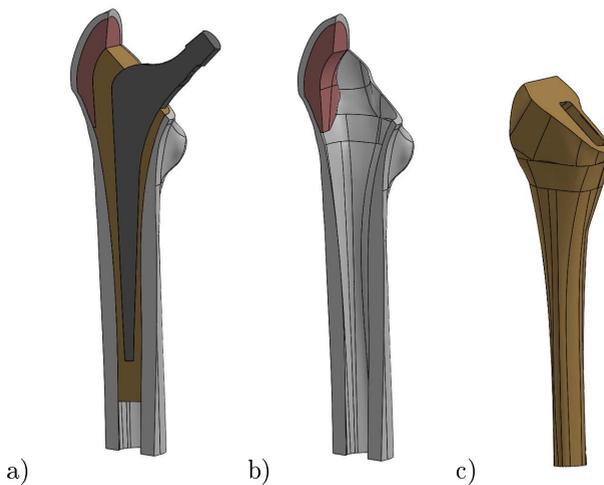


Figura 16: Geometria final modelo Misto: a) Montagem final (vista em corte). b) Parte óssea (cortical em cinza e trabecular em vermelho). c) Manta de cimento.

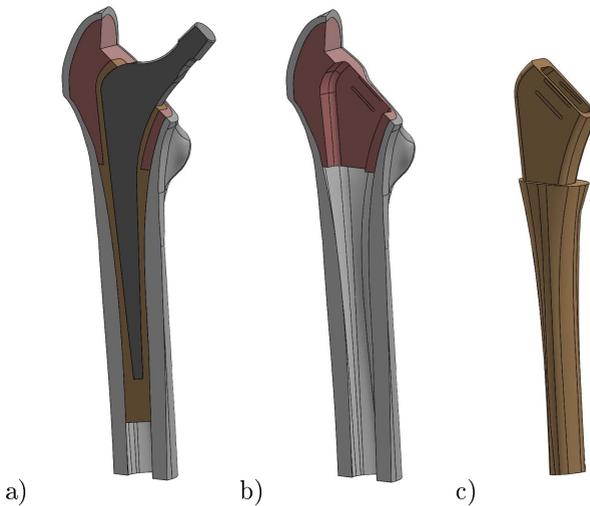


Figura 17: Geometria final modelo Tradicional: a) Montagem final (vista em corte). b) Parte óssea (cortical em cinza e trabecular em vermelho). c) Manta de cimento.

3.2 MODELO FEM

3.2.1 Propriedades dos materiais

Para os tecidos ósseos optou-se por utilizar os mesmos valores de propriedades utilizados no estudo numérico realizado por Moulgada *et al.* (2014). Tais valores encontram-se dentro da faixa de resultados de propriedades obtida por ensaios experimentais em escala tecidual. Para o PMMA foram encontrados valores de módulo de elasticidade (E) iguais a 2,2 (AYERS; MANN, 2003; LEWIS, 1997; HIGA *et al.*, 2015), 2,4 (JANSSEN *et al.*, 2009; WEBB; SPENCER, 2007; STOLK *et al.*, 2007) e 2,7 GPa (MOULGADA *et al.*, 2014). Para o presente trabalho, foram adotados $E = 2,4$ GPa e coeficiente de Poisson $\nu = 0,3$. Para a prótese foram utilizadas as propriedades do aço inoxidável. Todos os valores adotados

estão listados na Tabela 5.

Tabela 5: Propriedades de material utilizadas.

	E (GPa)	Poisson
Trabecular (MOULGADA <i>et al.</i> , 2014)	0,4	0,3
Cortical (MOULGADA <i>et al.</i> , 2014)	15,5	0,28
Cimento (JANSSEN <i>et al.</i> , 2009)	2,2	0,3
Aço inoxidável (JANSSEN <i>et al.</i> , 2009)	210	0,3

3.2.2 Discretização

Simplificações na geometria e a construção da malha do modelo de elementos finitos foram feitas no *software* Hypermesh. As definições de contato e condições de contorno, bem como a análise final foram realizadas no ambiente Abaqus/CAE. Devido à geometria complexa, foram utilizados elementos tetraédricos de primeira ordem. Um teste de convergência de malha foi realizado para o modelo Francês. Após determinar o tamanho de elemento a ser utilizado, foram construídas as malhas dos demais modelos. A malha do osso cortical foi mantida idêntica e para as outras regiões foi seguido o mesmo procedimento para a geração da malha, priorizando a qualidade dos elementos no cimento ósseo. O número total de nós por modelo foi 203.380 para o Francês, 189.117 para o Misto e 197.295 para o Tradicional.

3.2.3 Condições de contorno

Vários estudos foram realizados com o objetivo de identificar um carregamento característico a qual o quadril está submetido durante a realização de diversas atividades, como, por exemplo, caminhar e subir escadas. Foram encontradas várias fontes na literatura que apresen-

tam carregamentos realísticos tanto para simulação computacional pré-operatórias de atroplastia de quadril tanto para testes experimentais e numéricos de implantes (BERGMANN *et al.*, 2001, 2010, 2016; STOLK; VERDONSCHOT; HUISKES, 2001; HELLER *et al.*, 2001, 2005; WAGNER *et al.*, 2010). Alguns desses artigos trazem valores para serem aplicados apenas na cabeça femoral e outros incluem forças musculares. No presente trabalho optou-se inicialmente por utilizar o carregamento máximo da fase de apoio obtido do estudo da marcha humana, incluindo as forças resultantes realizadas pelos músculos. Para tanto, foi tomado como base o modelo de carregamento simplificado desenvolvido por Heller *et al.* (2005), em que os músculos atuantes no movimento da articulação do quadril foram agrupados em quatro segmentos, cujas forças são aplicadas em dois locais diferentes, P1 e P2 indicados na Figura 6. Além das forças musculares foi considerada a força resultante interseguimental, aplicada no ponto P0 (Figura 6), que corresponde ao carregamento devido ao peso de todos os seguimentos a cima da articulação e suas forças de inércia associadas. Esse mesmo agrupamento está presente nos trabalhos de Moulgada *et al.* (2014) e Stolk *et al.* (2007).

A localização geométrica dos pontos de aplicação das forças foi determinada com base nas imagens presentes no artigo, uma vez que as coordenadas fornecidas não puderam ser utilizadas devido a diferença de tamanho dos fêmures.

O ponto de aplicação P0 equivale ao centro da cabeça femoral, que para os modelos do presente estudo corresponde ao centro da face superior do cone da haste femoral (Figura 18). O ponto P1 está localizado no centro da face do trocanter maior, entre os locais de inserção de dois músculos presentes no grupo de músculos abdutores (glúteo mínimo e médio). A força aplicada em P2 é referente ao músculo vasto lateral e seu local de aplicação foi definido abaixo do trocanter maior na região lateral. Vale ressaltar que, o ponto de inserção do músculo vasto lateral se estende desde a região anterior abaixo do trocanter maior seguindo uma linha na região lateral até a região distal como mostrado na Figura

18. Mas, uma vez que a escolha dos pontos de aplicação é resultante de uma simplificação para representar a ação de vários músculos, esta simplificação é julgada admissível para os propósitos do presente trabalho.

Para dimensionamento do carregamento, foi considerado o peso corporal de 700 N, como utilizado também por Nacional, Guimar e Biom (2010) e Moulgada *et al.* (2014). A tabela 6, mostrada a seguir, traz as componentes das forças aplicadas. O sistema de coordenadas utilizado tem como referência o fêmur direito. O eixo x aponta para região medial, o z para a anterior e y para cima como indicado na Figura 18.

Tabela 6: Forças aplicadas, em Newtons, referentes ao carregamento máximo em uma caminhada.

	x	y	z	Ponto de aplicação
Resultante intersegmental	-8,1	-12,8	-78,2	P0
Abdutor	58,0	4,3	86,5	
Tensor fascia latae, parte proximal	7,2	11,6	13,2	P1
Tensor fascia latae, parte distal	-0,5	-0,7	-19,0	
Vastus lateralis	-0,9	18,5	-92,9	P2

Um importante fator para a fixação do implante é o momento torcional no plano xz (BERGMANN; GRAICHEN; ROHLMANN, 1995 apud BERGMANN *et al.*, 2010). No entanto, valores de torção não foram encontrados em artigos que incluíssem as forças musculares, estando presente apenas em trabalhos que definiram condições de carregamento realísticas destinadas a ensaios de componentes femorais de próteses de quadril. Dessa forma, além das forças apresentadas a cima, uma segunda configuração de carregamento foi analisada.

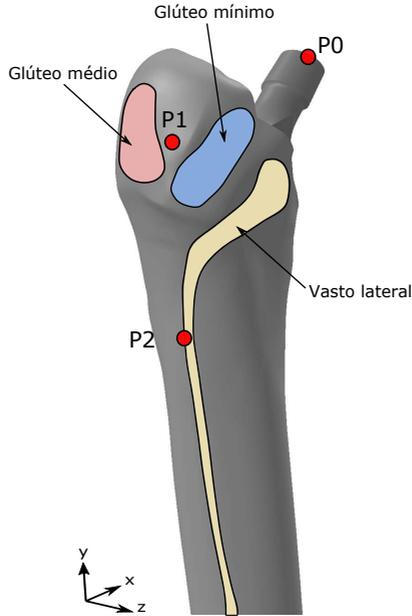


Figura 18: Pontos de aplicação das forças e locais de inserção dos músculos presentes nos agrupamentos aplicados nos pontos P1 e P2.

Foram aplicadas forças e momento em torno do eixo y referente ao esforço máximo de uma caminhada no centro da cabeça femoral ($F_x = -53,7 \text{ N}$, $F_y = -231,5 \text{ N}$, $F_z = -33,2 \text{ N}$, $M_y = 10,73 \text{ Nm}$) (BERGMANN *et al.*, 2010). Esses valores foram adaptados para um fêmur direito e peso corporal de 700 N.

As cargas aplicadas devem ser equilibradas pelas forças de reação na articulação do joelho. Como foi utilizado apenas a metade proximal do fêmur, como condição de contorno foi aplicada a restrição de todos os graus de liberdade dos nós da face da extremidade inferior do modelo.

3.2.4 Condições de Contato

A integridade das interfaces entre os materiais é muito importante para o sucesso da artroplastia. Entre o cimento e a haste femoral, a falha pode ocorrer como resultado do movimento relativo entre eles, degradando a manta, ou a superfície da haste. Outra falha possível é na interface cimento/osso por causa da ruptura da região de interdigitação. Alguns estudos se dedicaram a modelar a fratura nessa região. Mas, apesar da importância desses tipos de falhas, a maioria dos estudos tem focado em uma interface totalmente colada entre o cimento e a parte óssea e com contato friccional entre o cimento e a haste femoral (RAMANIRAKA; RAKOTOMANANA; LEYVRAZ, 2000; TAYLOR; PRENDERGAST, 2015).

No presente estudo foi considerado uma condição de contato com atrito utilizando-se um coeficiente de 0,25 entre a prótese e o cimento (JANSSEN *et al.*, 2009; JEFFERS *et al.*, 2007). Optou-se por utilizar contato do tipo superfície-superfície. Essa formulação considera uma região média centralizada em um nó escravo, mas também inclui a influência de nós adjacentes. Em geral, esse tipo de discretização proporciona um resultado de tensão e pressão de contato mais precisa que a formulação nó-superfície (ABAQUS, 2006). Foram selecionadas apenas as superfícies laterais, tanto da prótese como do interior da manta de cimento. Dessa forma, a face inferior da extremidade distal da haste femoral foi considerada livre, sem contato com o cimento. Tal escolha foi feita com base na geometria dupla cunha da prótese que prevê sua fixação por forças radiais na manta de cimento e não por apoio na região inferior. Esta aproximação também foi usada por Norman *et al.* (2013).

As demais interfaces, cimento/osso e osso trabecular/osso cortical, foram consideradas totalmente aderidas pela construção de uma malha contínua com propriedades diferentes para cada material.

4 RESULTADOS

4.1 CONVERGÊNCIA DE MALHA

Um problema conhecido em análises pelo método dos elementos finitos é a presença de singularidades em alguns pontos que fazem com que a tensão máxima calculada seja dependente do nível de refinamento da malha (MOULGADA *et al.*, 2014). Dessa forma, os resultados obtidos dependem significativamente da qualidade da malha, principalmente no caso de modelos com descontinuidades geométricas e não linearidades. Em geral, a medida em que é feito um refinamento na malha, os resultados tendem a melhorar até se estabilizarem, indicando assim, sua convergência. Apesar de uma análise quantitativa dos valores de tensões não ser o objetivo deste trabalho, o teste de convergência foi realizado na busca de obter confiabilidade na comparação qualitativa entre os modelos.

O teste foi realizado para o modelo implantado de acordo com o conceito de cimentação francês. Com o objetivo de obter uma melhor qualidade da malha na região de contato, foi determinado o tamanho dos elementos na superfície da prótese e do cimento de acordo com a Tabela 7. Para todos os modelos utilizados no teste de convergência, as malhas dos ossos cortical e trabecular foram idênticas como pode ser visto na Figura 19. Após escolhida a malha a ser utilizada, os demais modelos a serem analisados, Misto e Tradicional, foram discretizados procurando seguir o mesmo padrão.

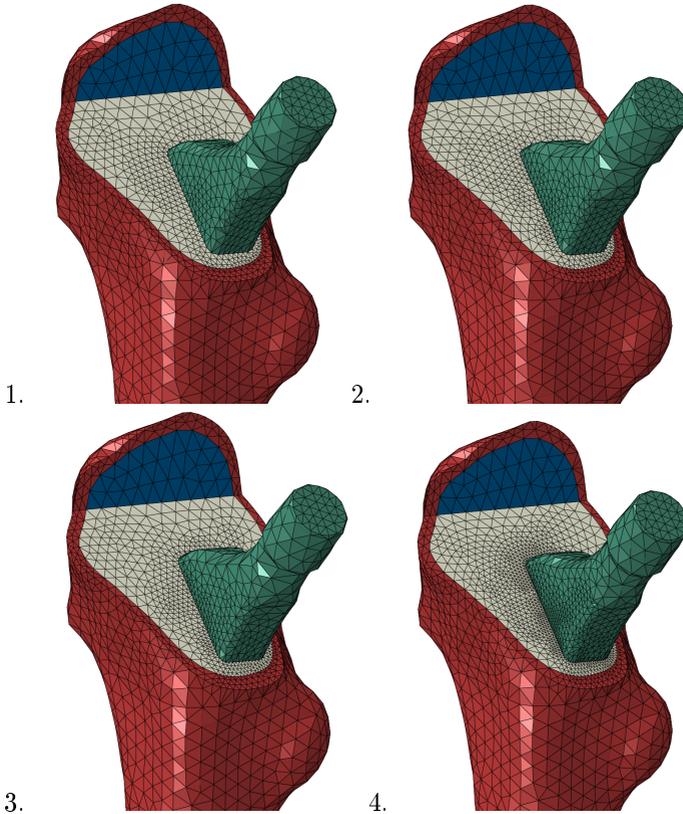


Figura 19: Malhas utilizadas para o teste de convergência. Malha 1: 87.141 nós, Malha 2: 141.985 nós, Malha 3: 201.166 nós, Malha 4: 486.397 nós.

Tabela 7: Tamanhos de elemento, em milímetros, utilizados no teste de convergência de malha.

	Malha 1	Malha 2	Malha 3	Malha 4
Cortical	4	4	4	4
Trabecular	4	4	4	4
Cimento (interior)	1,3	1	1	1
Cimento (superfície)	1,3	1	0,8	0,5
Prótese (interior)	4	4	3	3
Prótese (superfície)	1,3	1	0,8	0,5

Para avaliação da convergência da malha foram analisados os valores de deslocamentos no centro da face superior do cone da haste femoral e o perfil de distribuição de tensão na manta de cimento.

Em relação ao deslocamento, pode ser observado na Tabela 8 que o seu valor tende a estabilizar em torno de 5,2324 mm a partir da análise realizada com a malha 2.

Tabela 8: Resultado de descolamento máximo.

	Malhas			
	1	2	3	4
Deslocamento máximo	5,1982	5,24095	5,21737	5,23911

O resultado para tensão de von Mises no exterior da manta de cimento pode ser observado na Figura 20.

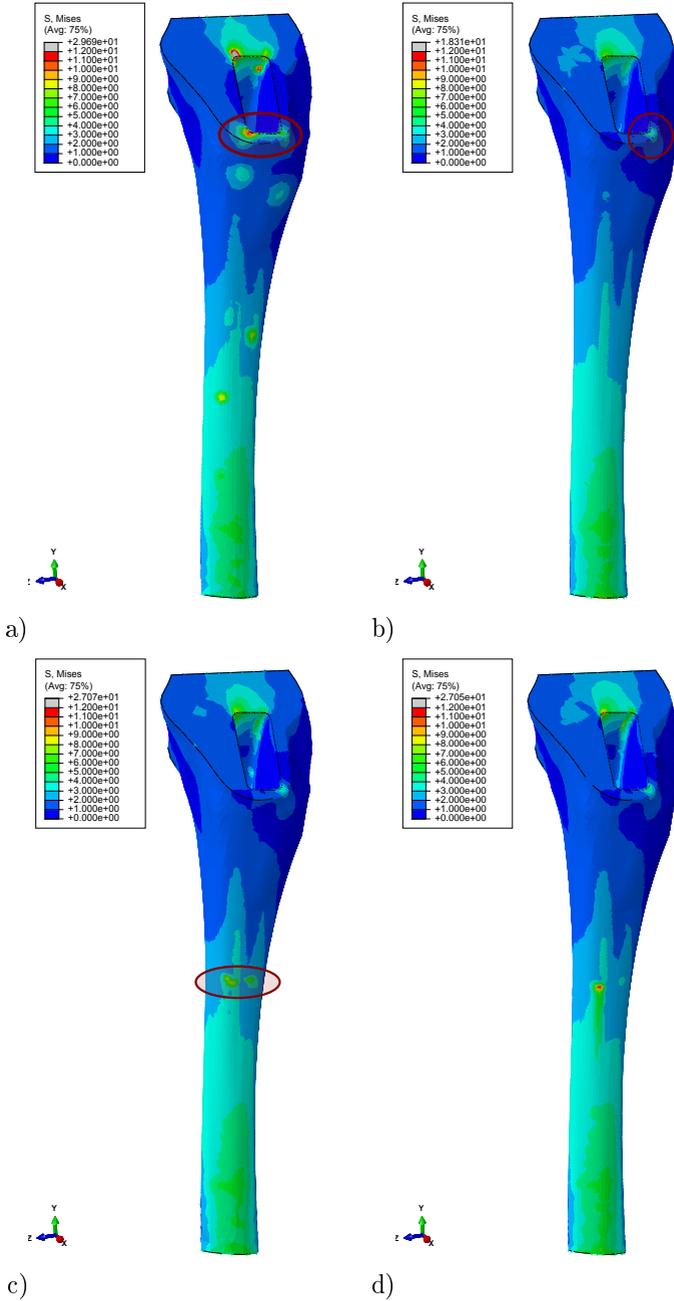


Figura 20: Tensão de von Mises no exterior da manta de cimento com indicação de pontos de concentração de tensão (vista medial). a) Malha 1. b) Malha 2. c) Malha 3, d) Malha 4.

Utilizando a mesma escala para visualização dos resultados, é possível observar que, em geral, as quatro malhas geradas resultaram em uma distribuição de tensão similar. A maior diferença entre elas está em certos pontos de concentração de tensão que são visíveis principalmente na região proximal e no interior da manta como observado na Figura 20 e nas Figuras 21 e 22 a seguir.

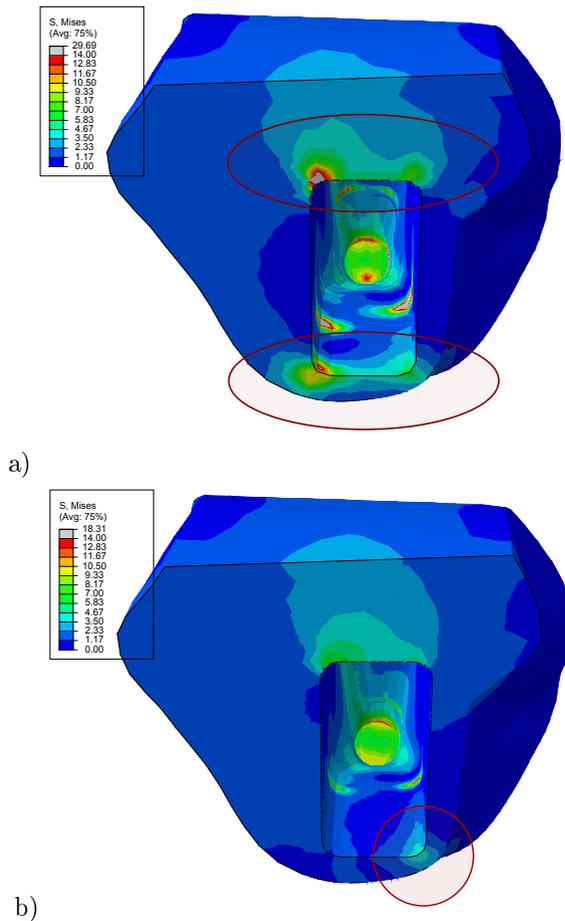


Figura 21: Tensão de von Mises no interior da manta de cimento para as Malhas 1 (a) e 2 (b) (vista superior).

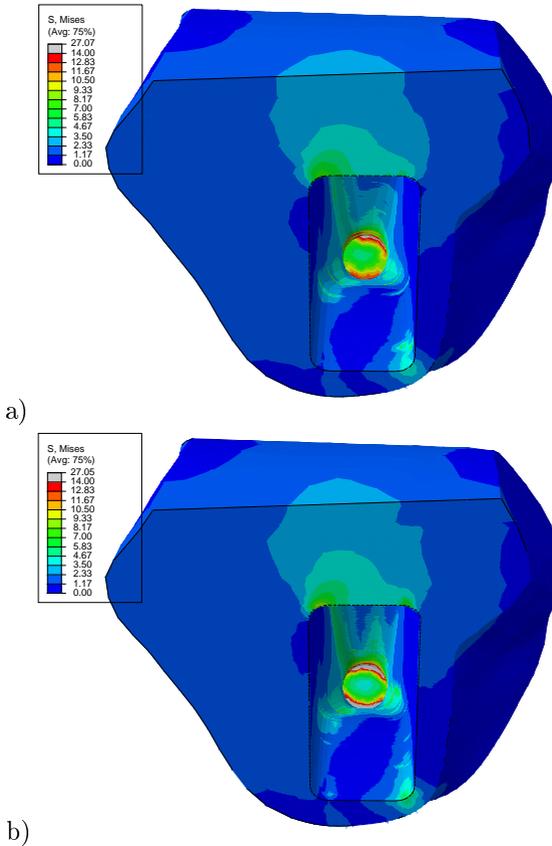


Figura 22: Tensão de von Mises no interior da manta de cimento para as Malhas 3 (a) e 4 (b) (vista superior).

Para as malhas 1 e 2 as concentrações de tensão se encontram na região de mudança de angulação da geometria da prótese, devido provavelmente a descontinuidades da malha na superfície de contato. Foi observado que apesar da malha da prótese acompanhar exatamente a malha do cimento, devido a curvatura da geometria, alguns elementos encontram-se fora da superfície, podendo influenciar o cálculo do contato e conseqüentemente no resultado de tensão. Esse efeito é diminuído ao se utilizar elementos menores na superfície de contato, como é o caso das malhas 3 e 4, como visto na Figura 23.

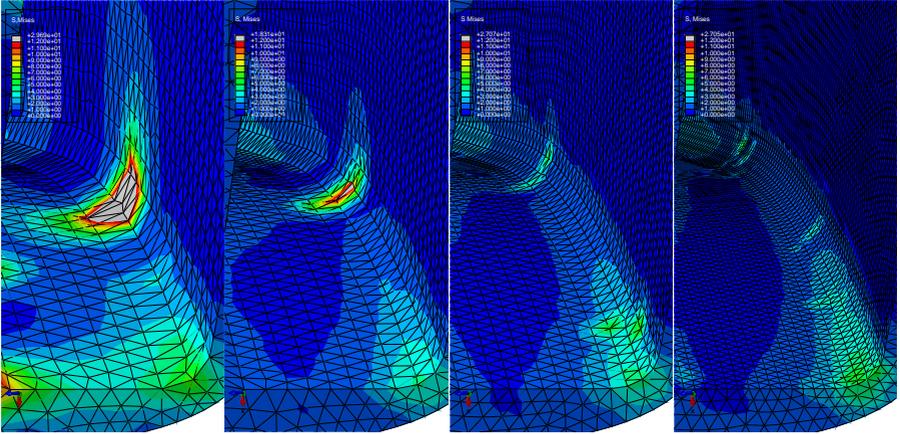


Figura 23: Vista superior de região no interior da manta em que a qualidade da malha interferiu no resultado de tensão de von Mises para as malhas de 1 a 4 (da esquerda para direita).

Contudo, devido ao formato complexo da geometria, mesmo com uma maior quantidade de elementos não foi possível excluir totalmente esse problema, como é o caso dos pontos na região assinalada na Figura 20 c). Para o modelo que possui uma malha mais suave nessa região (Malha 2), essa concentração não é observada.

Outro fenômeno relacionado ao grau de refinamento da malha, é o aparecimento de tensões elevadas na região distal interna da manta. Isso ocorre devido a uma singularidade causada pela presença do ângulo agudo na geometria ("quina viva"), que por uma característica do método dos elementos finitos, quanto mais refinada a malha, maior o valor de tensão calculado nessa região, como observado para as malhas 3 e 4 na Figura 22. Para evitar esse efeito, na seleção das superfícies de contato, foram excluídos os elemento mais próximos à extremidade.

Na região proximal da manta, onde há contato com as arestas da prótese, região circulada na Figura 21 a), podem ser observadas concentrações de tensão principalmente para o modelo discretizado com a

malha 1. Com o refinamento da malha, a concentração na região anteromedial se manteve (região destacada na Figura 21 b), levando a concluir que sua presença não está ligada a qualidade da malha.

Dessa forma, devido ao seu tempo de processamento (1 hora e 15 minutos) e resultados consistentes, foi escolhida a malha 3 para ser utilizada na análise comparativa com os outros dois modelos representativos do conceito de cimentação tradicional e misto, tendo em mente que certos pontos de concentração de tensão são na verdade causados por singularidades na malha que não puderam ser eliminadas.

4.2 RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES NUMÉRICAS

Nessa seção são apresentados os resultados das análises realizadas seguindo o método anteriormente descrito. Cabe ressaltar mais uma vez que estes resultados incorporam uma série de simplificações do fenômeno estudado e portanto são aproximações dos resultados encontrados *in vivo*. Entretanto, são relevantes para a comparação entre os diferentes modelos analisados.

A distribuição de tensões de von Mises para as próteses pode ser vista na Figura 24. Nesta comparação o modelo Francês apresentou o maior valor de tensão, chegando a 190 MPa, sendo que o limite de escoamento do aço inoxidável é 210 MPa.

As Figuras 25 e 26 apresentam, respectivamente, a distribuição de máxima e mínima tensão principal no osso cortical. Em todos os modelos, os maiores valores de tensão no osso cortical se encontram na região distal se estendendo até a região medial (zonas 5 e 6 de Gruen). Nota-se que, como esperado, devido ao fenômeno de flexão, os maiores valores de tensão máxima principal ocorreram na região lateral e os maiores valores de tensão mínima principal na região medial. Os valores presentes, porém, estão bem abaixo do limite de falha sob tração (124 MPa) e sob compressão (107 MPa) estimados para o material (PAL, 2014).

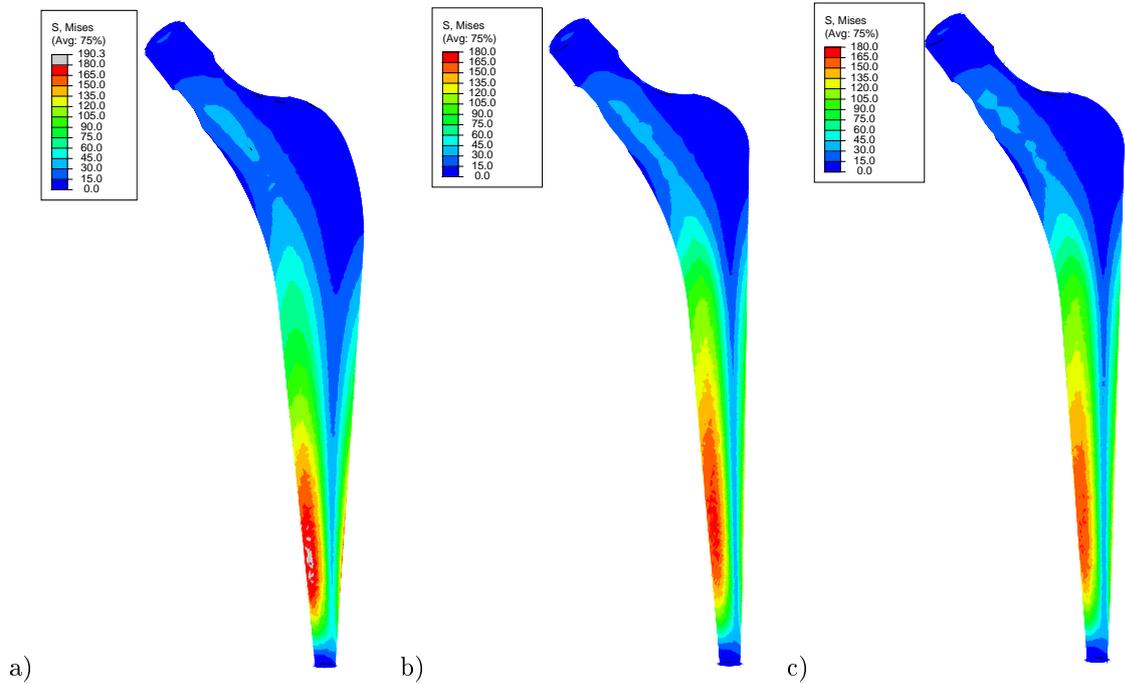
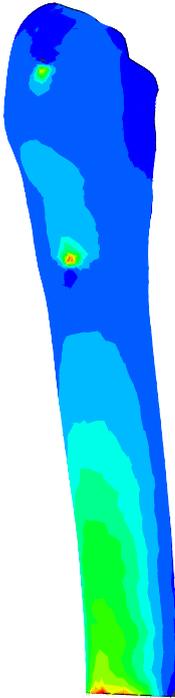
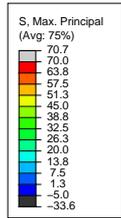
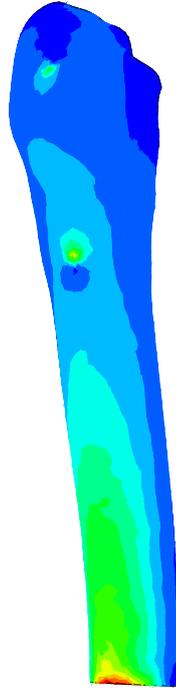
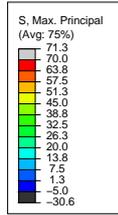


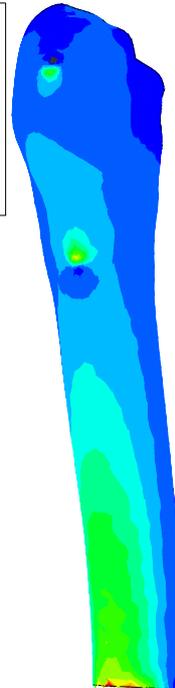
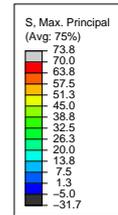
Figura 24: Resultado de tensão de von Mises nas próteses: a) Francês, b) Misto, c) Tradicional



a)



b)



c)

Figura 25: Tensão máxima principal no osso cortical: a) Francês, b) Misto, c) Tradicional

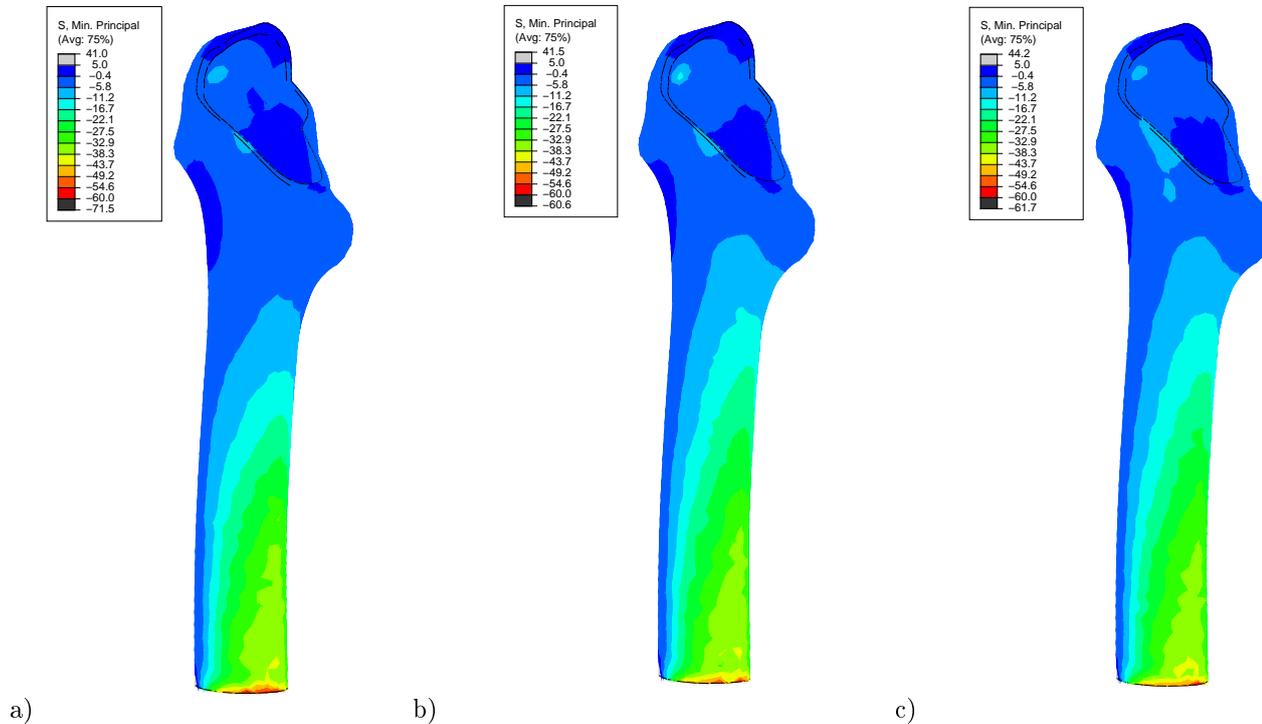


Figura 26: Tensão mínima principal no osso cortical: a) Francês, b) Misto, c) Tradicional

O foco deste trabalho, entretanto, reside na avaliação de esforços na manta de cimento.

A Figura 27, apresenta a distribuição de tensões de von Mises na manta de cimento para todos os três modelos. Pode-se observar que, esta segue um mesmo padrão de distribuição, principalmente na região distal. Na região medial (zona 6 de Gruen), no modelo Francês, surgem pontos de concentração de tensão da ordem de 9 MPa localizados onde a espessura da manta atinge valor aproximado de 1 mm. Como citado anteriormente, esses pontos parecem ser causados por perturbações na malha, não apresentando diferenças significativas em relação aos outros casos. Na região proximal pode ser observada a maior diferença entre os modelos. Devido ao fenômeno de flexão produzido pelo carregamento, a prótese se apoia na manta de cimento, produzindo regiões de concentração de tensão que se tornam mais pronunciadas nos modelos Misto e Tradicional atingindo valores da ordem de 12 MPa e 13 MPa respectivamente. Como citado na revisão de literatura, nessa região foram reportadas trincas em estudos clínicos e experimentais para o mesmo tipo de prótese utilizado no presente trabalho, implantada pela técnica tradicional. Para o modelo Francês, nessa mesma região tanto a área de concentração, quanto a magnitude de tensão foram menores, na ordem de 4,5 MPa.

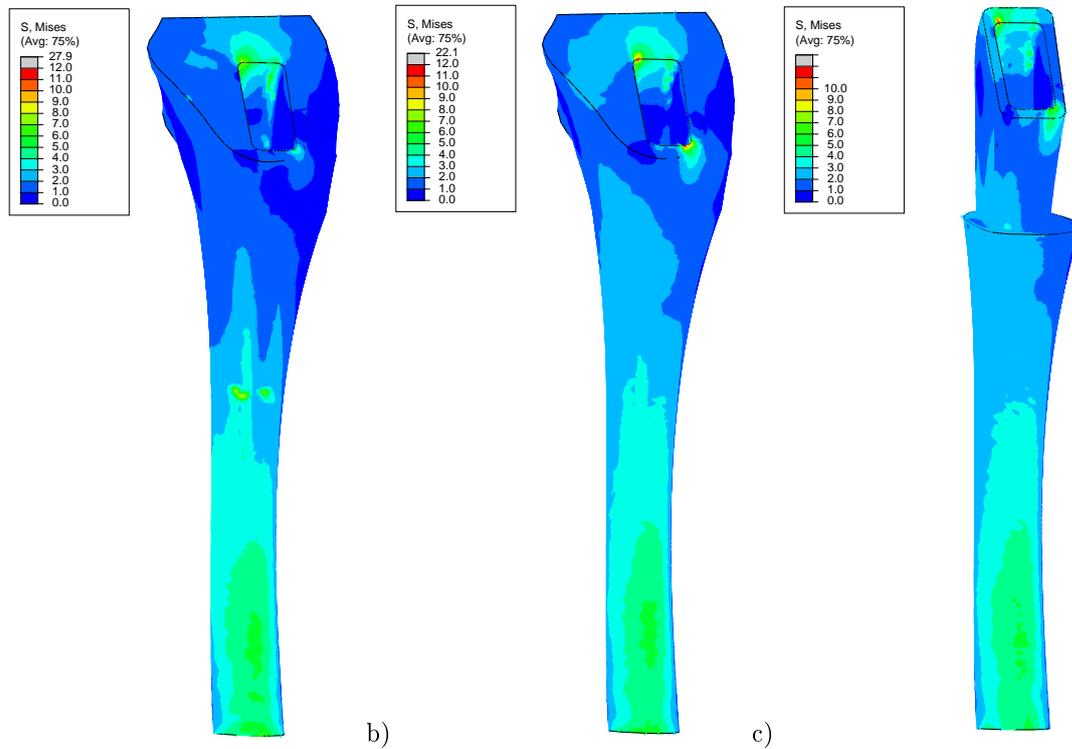


Figura 27: Tensão de von Mises no exterior da manta de cimento (vista medial). a) Francês, b) Misto, c) Tradicional.

Um dos mecanismos de falha do cimento ósseo é a formação de trincas devido ao carregamento repetitivo ao qual ele está submetido diariamente. Stolk *et al.* (2004) descreve em seu artigo um método para simular fluência e acúmulo de dano sob um carregamento cíclico. O dano é calculado levando em consideração, além do número de ciclos, a tensão máxima principal em cada ponto de integração. Somente valores positivos são considerados como causadores de dano. Essa abordagem é consistente com as características aparentemente frágeis do material. Assim, são apresentados os resultados de tensão principal máxima, com objetivo de avaliar as regiões mais propensas a acúmulo de dano. Nas Figuras 28, 29 e 30 mostra-se a distribuição de máxima tensão principal, vistas medial e lateral de cada modelo. Também foram incluídas as imagens de algumas seções transversais ao longo da manta para avaliar a distribuição de tensão em seu interior.

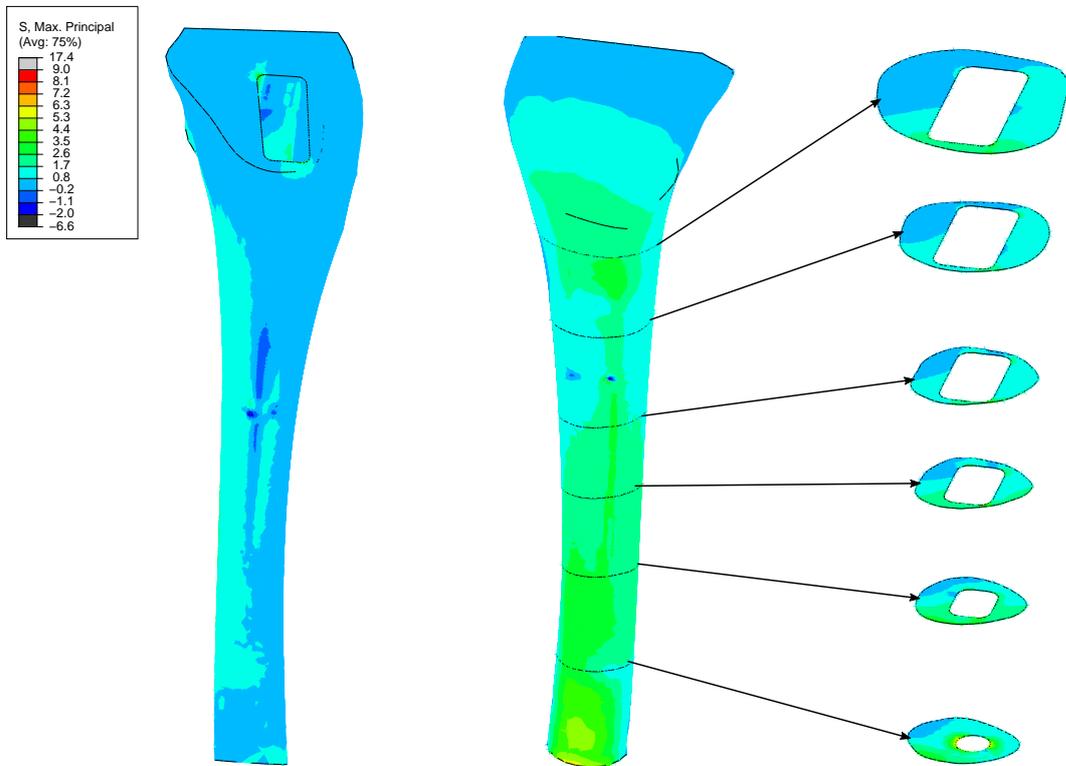


Figura 28: Tensão máxima principal na manta de cimento para o modelo Francês. Vista medial, vista lateral e imagem de seções transversais ao longo da manta.

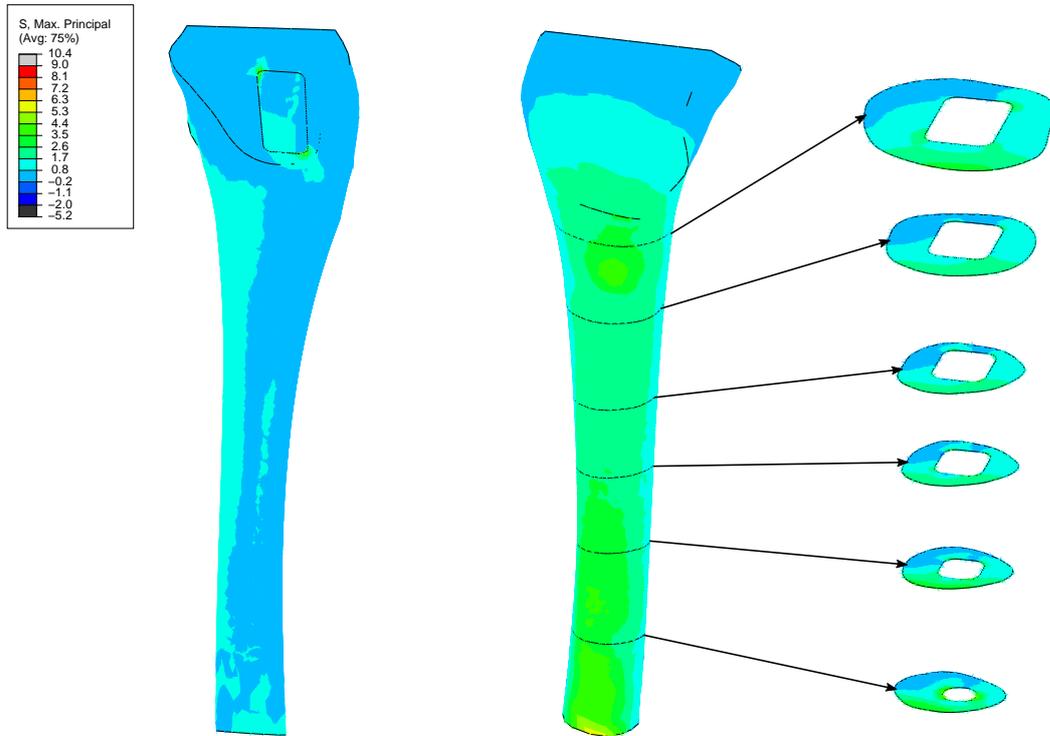


Figura 29: Tensão máxima principal na manta de cimento para o modelo Misto. Vista medial, vista lateral e imagem de seções transversais ao longo da manta.

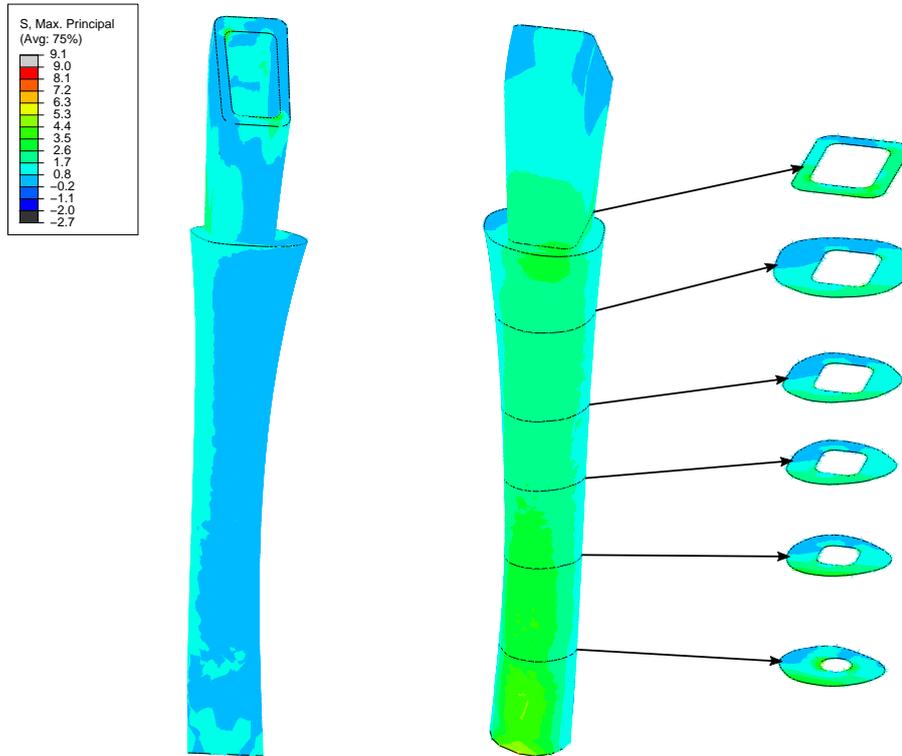


Figura 30: Tensão máxima principal na manta de cimento para o modelo Tradicional. Vista medial, vista lateral e imagem de seções transversais ao longo da manta.

Pode-se observar que a região lateral está submetida a esforços trativos e a medial sob compressão.

Por meio das imagens das seções transversais foi possível visualizar que as maiores tensões principais ocorrem na região lateral e há uma tendência de se localizarem na região de contato com as arestas da prótese. Para o modelo Francês, nessas regiões, as tensões atingem valores de 6 MPa, inclusive onde a espessura da manta é menor que 1 mm. Em geral, na região da diáfise, os modelos Misto e Tradicional apresentaram tensões menores e menos concentradas nas arestas. Na região proximal, em que para a técnica tradicional a manta de cimento possui o mesmo formato da prótese e espessura uniforme de 2,5 milímetros, puderam ser observadas tensões de 7 MPa ao longo de toda a seção transversal da manta. Contudo, não se observam tensões elevadas no interior da manta na região medial, local relatado na literatura como possível caminho para trincas iniciadas na região proximal. Na região distal, o modelo Francês apresentou-se como mais crítico tanto em relação à magnitude das tensões como em área solicitada.

Na Figura 31 são mostradas as tensões máximas principais na superfície interna da manta.

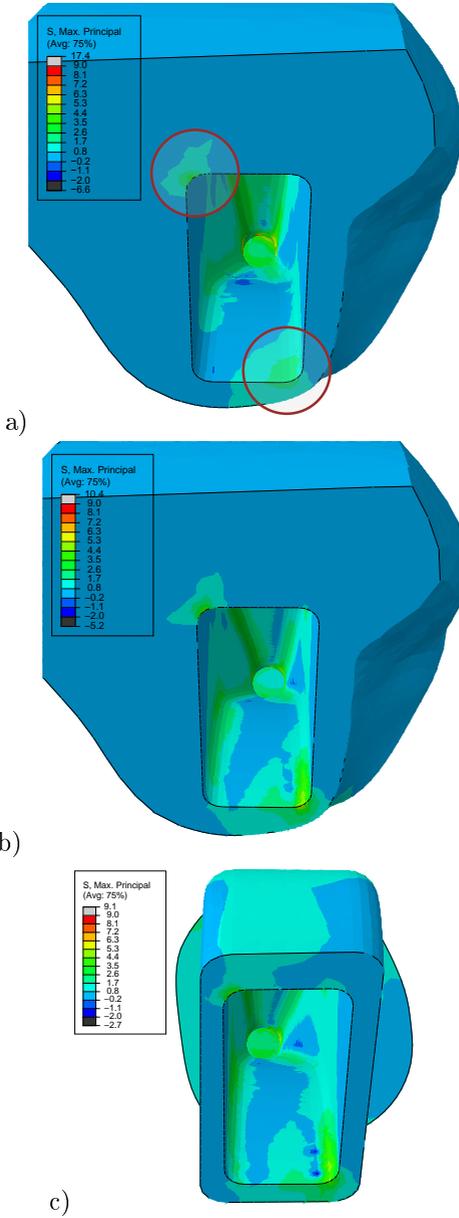


Figura 31: Vista superior para visualização da tensão máxima principal no interior da manta: a) Francês, b) Misto, c) Tradicional.

Os modelos Misto e Tradicional apresentaram um campo de tensões bem similar na superfície interna da manta. A região lateral proximal (zona de Gruen 1) do modelo Tradicional, se destacou em relação aos demais, pelo aparecimento de uma região de tensões maiores que os outros modelos, porém as amplitudes são baixas, em torno de 1 MPa. Na região distal, no entorno da extremidade da prótese (zonas 3 e 5 de Gruen), todos os modelos apresentaram tensões elevadas, sendo os maiores valores alcançados pelo modelo Francês. Estudos experimentais realizados com outro tipo de prótese relataram a presença de trincas nessa região para a técnica de cimentação tradicional (CRISTOFOLINI *et al.*, 2007).

Um aspecto relevante da distribuição de tensão máxima principal no interior da manta é que elas alcançam os maiores valores nas arestas destacadas na Figura 31 a) em todos os modelos. Este tipo de comportamento é esperado pois a pressão produzida pela prótese tende a abrir o canal, sendo que nas arestas encontra-se a maior rigidez assim como uma forte acentuação na curvatura do canal. Nessas regiões, os modelos Misto e Tradicional apresentaram valores de tensão maiores que aquelas do modelo Francês, máximas de 6 MPa. O gráfico da Figura 32 apresenta a tensão máxima principal dos nós da superfície ao longo de toda o caminho mostrado na figura, iniciando na região proximal até a extremidade distal, como exemplo para o modelo tradicional. Trincas iniciadas na região proximal-medial caminhando ao longo da região analisada no gráfico foram apontadas por El Masri *et al.* (2010) como o primeiro evento a ocorrer na avaliação de outro tipo de prótese, primeira geração dos implantes Chanrley, implantado pela técnica tradicional.

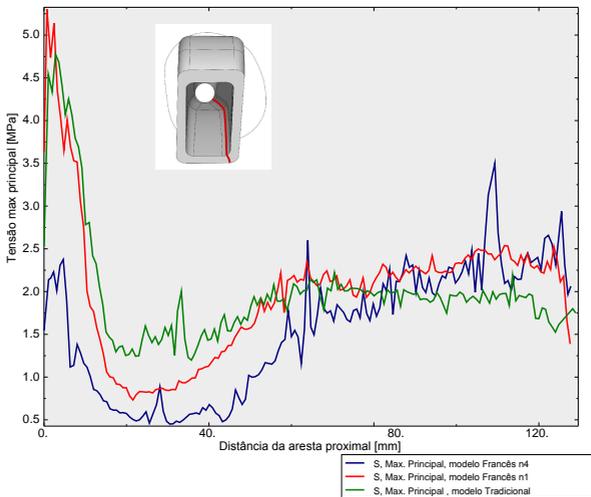


Figura 32: Tensão máxima principal na superfície interna da manta ao longo da região em contato com a aresta medial-posterior da prótese.

Este Gráfico mostra que a tensão nesta região é mais crítica na região proximal (onde se inicia o caminho) para os modelos Misto e Tradicional. Para as demais localizações o comportamento é semelhante para os três modelos com valores de baixa magnitude. As oscilações observadas nesta região devem-se a efeitos numéricos do contato com a prótese, evidenciando que melhorias podem ainda ser feitas em relação à malha.

A Figura 33 apresenta a pressão de contato na interface prótese/cimento. É possível notar que a maior parte do contato está nas arestas, por onde, conseqüentemente é transmitido o carregamento. Para os modelos Misto e Tradicional o maior contato ocorreu na região proximal destacada na Figura 33 b) e c).

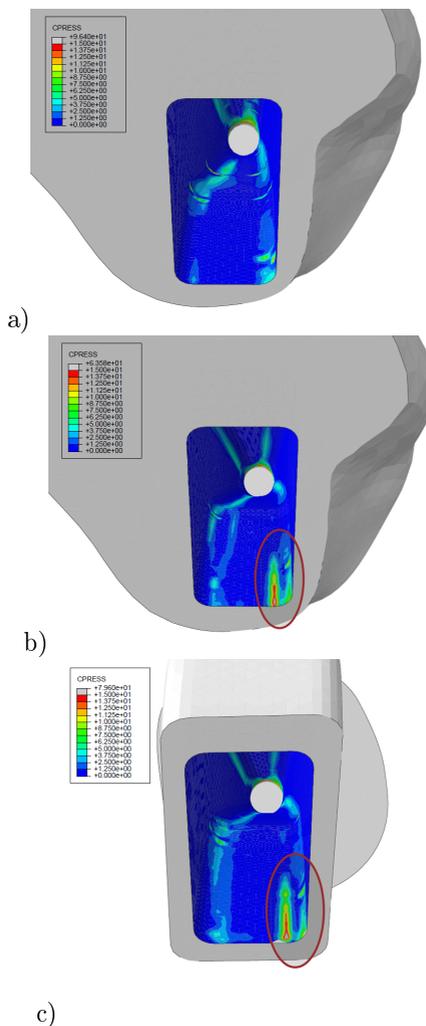


Figura 33: Pressão de contato na interface prótese/cimento: a) Francês, b) Misto, c) Tradicional.

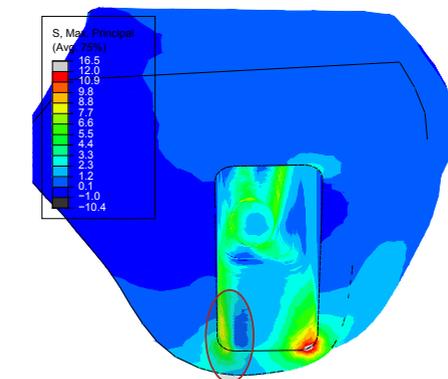
Foi avaliado também o valor do deslocamento na cabeça da prótese no plano frontal (XY). Pelos valores da Tabela 9 é possível concluir que o modelo Francês apresentou maior movimentação do centro da cabeça femoral.

Tabela 9: Valores de deslocamentos no centro da cabeça da prótese [mm].

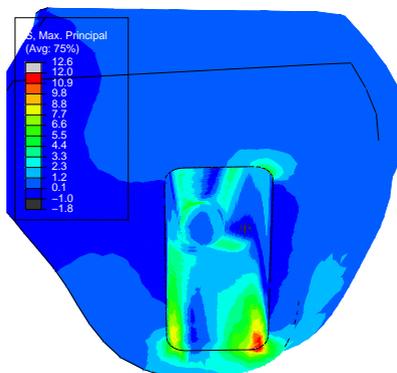
	Deslocamento em X [mm]	Deslocamento em Y [mm]	Magnitude [mm]
Francês	-1,154	5,443	5,564
Misto	-0,905	5,119	5,199
Tradicional	-0,965	5,394	5,480

Para o segundo carregamento analisado, que inclui momento torsional e as forças intersegmentais na cabeça da prótese foram extraídos os resultados de tensão máxima principal presentes nas Figuras 34 a 37. Para esse caso, o modelo Francês apresentou maior valor máximo de tensão na região proximal na aresta medial-posterior. Além dessa concentração de tensão que também estava presente para o carregamento anteriormente estudado, também pode ser observada uma concentração com valores de até 9 MPa na aresta medial-anterior, destacada na Figura 34 a) para todos os modelos. Nessa mesma Figura foi possível identificar que o modelo Francês, se comparado aos outros modelos, também apresenta maior área submetida a tensões entre 4 e 8 MPa na superfície interna da manta, inclusive na região distal.

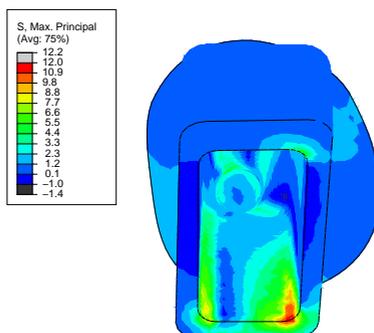
A partir das imagens das seções transversais presentes nas Figuras 35, 36 e 37, é possível notar que as tensões tendem a se concentrar nas regiões de contato com as arestas da prótese, principalmente para o modelo Francês. Em geral não foram encontradas tensões elevadas nas regiões onde a espessura da manta do modelo Francês é mínima e o modelo Tradicional está submetido a tensões menores no interior da manta.



a)



b)



c)

Figura 34: Vista superior do interior da manta de cimento para o resultado de tensão principal sob carregamento de torção: a) Francês, b) Misto, c) Tradicional.

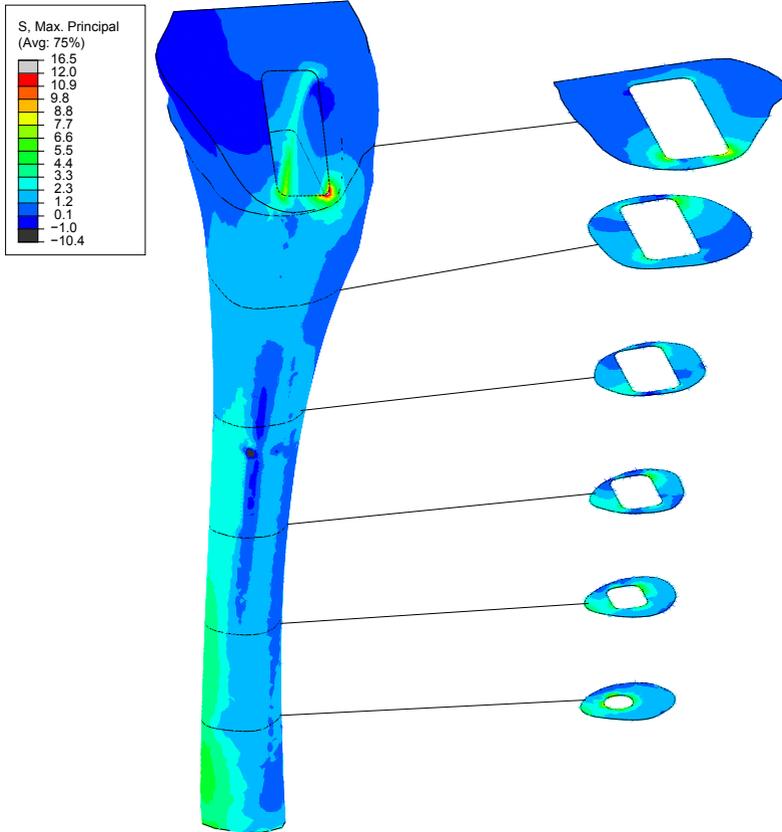


Figura 35: Vista medial e em cortes do resultado de tensão principal para carregamento de torção para modelo Francês.

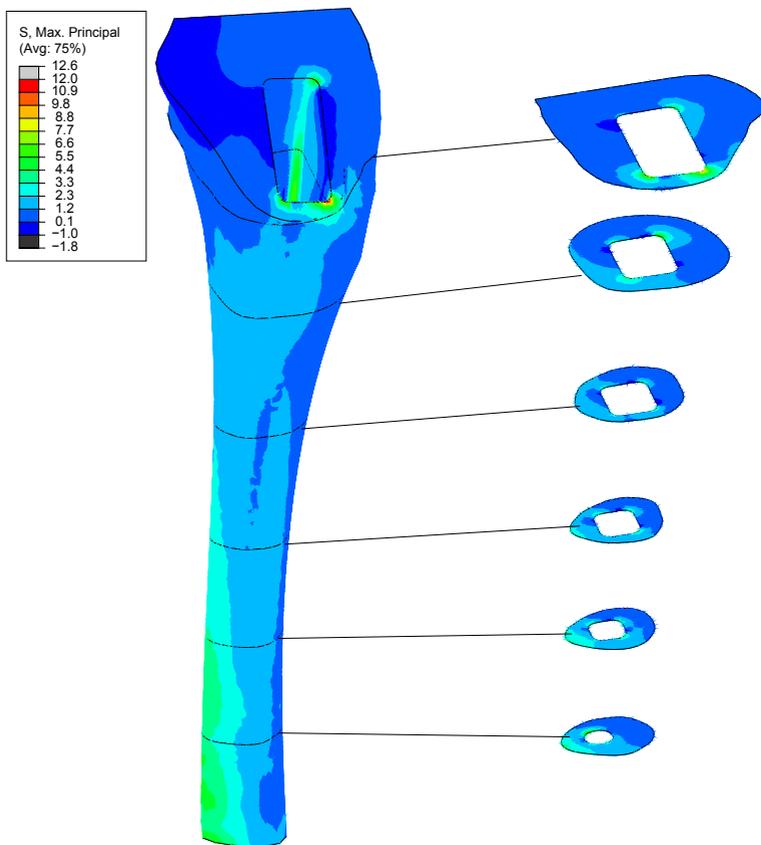


Figura 36: Vista medial e em cortes do resultado de tensão principal para carregamento de torção para modelo Misto.

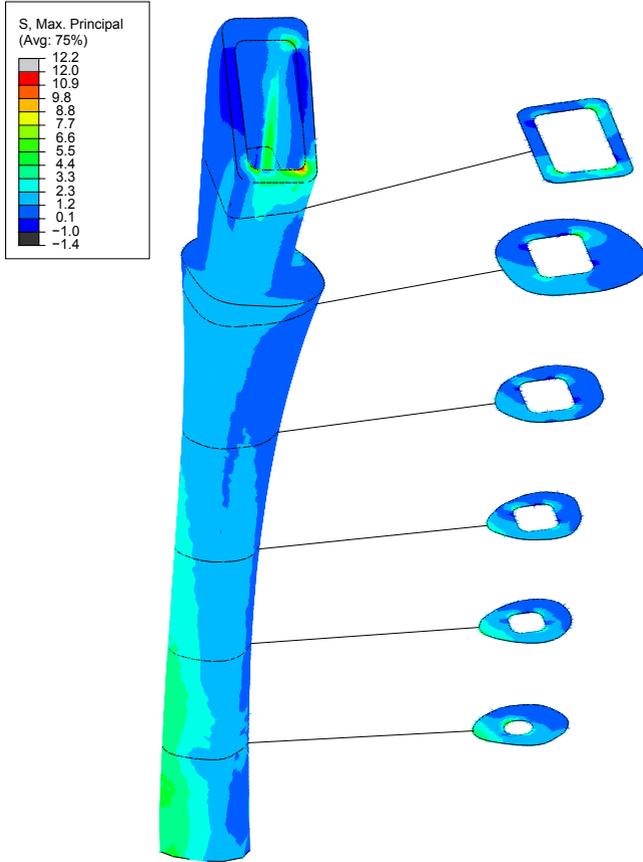


Figura 37: Vista medial e em cortes do resultado de tensão principal para carregamento de torção para modelo Tradicional.

5 CONCLUSÃO

Este trabalho teve como objetivo comparar qualitativamente a resposta mecânica da camada de cimento ósseo resultante da implantação de um mesmo modelo de prótese por conceitos de cimentação diferentes. Os resultados obtidos estão de acordo com estudos clínicos que apontaram a região proximal-medial e distal como mais críticas. Considerando um critério que utiliza a tensão máxima principal para calcular o acúmulo de dano na manta de cimento, essas duas regiões juntamente com a lateral da manta se mostraram mais propensas a acúmulo de dano para o carregamento equivalente a uma caminhada. Dentre todos os modelos, a técnica francesa (modelo Francês) apresentou menor concentração de tensão na região proximal, porém foi o mais solicitado na região distal. Nas regiões que a manta de cimento possui espessura muito fina são encontradas tensões mais concentradas. Em geral, são observadas tensões com amplitude superior aos demais modelos no interior da manta na região da diáfise. É importante comentar que, caso ocorra trinca nessa região ela poderá atingir a interface cimento/osso em um tempo menor, considerando uma mesma velocidade de propagação. Tal cenário pode contribuir para a osteólise a partir do transporte de partículas ao longo da trinca como verificado em estudos experimentais em regiões com pequena espessura de manta.

A técnica tradicional apresentou tensões mais elevadas na região proximal onde sua espessura é menor em relação ao conceito de cimentação francês podendo assim levar à formação de trinca desde a interface cimento/prótese até o osso trabecular. O modelo implantado com a prótese menor, seguindo o procedimento de retirada do osso trabecular de acordo com a técnica francesa (modelo Misto) apresentou comportamento mecânico muito próximo do modelo tradicional indicando que para um mesmo tamanho de prótese, o tipo de tecido ósseo ao redor da manta não teve, neste estudo, grande influência. Essa conclusão

contradiz os resultados obtidos por Janssen *et al.* (2009) que indicaram que o tipo de suporte influencia no carregamento a qual a manta está submetida.

As análise de distribuição de tensão na prótese e osso cortical indicaram que a prótese mais robusta apresenta maiores tensões para o mesmo carregamento.

Também foi verificado que um carregamento que incluiu torção aplicada no centro da cabeça da prótese produz maiores tensões se comparado ao carregamento simplificado que inclui a ação dos músculos atuantes durante a marcha humana. Nessa situação, o modelo Francês apresentou tensões maiores na superfície interna do cimento ósseo e na região proximal.

Em resumo, a técnica de cimentação francesa, para ambos os carregamentos aplicados, levou ao aparecimento de tensões mais elevadas na região distal. Para o caso de torção, essa técnica também apresentou um pior desempenho se observadas as tensões na superfície interna da manta e na região proximal. Para o carregamento que inclui a ação dos músculos e não considera torção na cabeça da prótese, a técnica tradicional se mostrou mais propensa à formação de trincas na região proximal da manta de cimento ósseo, onde sua espessura é menor em relação àquela obtida pela técnica francesa.

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Tendo em vista a aplicação dos resultados obtidos na avaliação da técnica de cimentação, uma sugestão para trabalhos futuros é relacionar melhor esses resultados com estudos clínicos, agregando opiniões e experiências de especialista da área médica para a condução à conclusões mais claras e auxiliar mais objetivamente na determinação de qual a melhor técnica de cimentação. Além disso, devido à dificuldade de entendimento das técnicas de cimentação, principalmente para os engenheiros, e à dificuldade de encontrar informações claras na literatura, torna-se útil a confecção de um documento descrevendo cada uma das técnicas e a maneira mais representativa para modelá-las.

Em relação à construção dos modelos numéricos apresenta-se como uma ferramenta para obtenção de resultados mais próximos à realidade, a implementação de melhorias na malha e a inclusão de um algoritmo de dano e fluência para ser usado em análises tridimensionais, que permitiria a avaliação do sistema prótese-cimento-osso a longo prazo. Por fim, a realização de um estudo paramétrico e a inclusão de carregamentos simulando outras atividades também contribuiria para aproximar melhor a ampla variabilidade de casos encontrados *in vivo*.

REFERÊNCIAS

ABAQUS. Users's Manual. Dassault Systèmes Simulia Corp, RI, USA, 2006.

AYERS, D.; MANN, K. The importance of proximal cement filling of the calcar region: A biomechanical justification. *Journal of Arthroplasty*, v. 18, n. 7 SUPPL. 1, p. 103–109, 2003. ISSN 08835403.

BAYRAKTAR, H. H.; MORGAN, E. F.; NIEBUR, G. L.; MORRIS, G. E.; WONG, E. K.; KEAVENY, T. M. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *Journal of Biomechanics*, v. 37, n. 1, p. 27–35, 2004. ISSN 00219290.

BERGMANN, G.; BENDER, A.; DYMKE, J.; DUDA, G.; DAMM, P. Standardized Loads Acting at Hip Implants. *PlosOne*, p. 1–23, 2016. ISSN 1932-6203.

BERGMANN, G.; DEURETZBACHER, G.; HELLER, M.; GRAICHEN, F.; ROHLMANN, A.; STRAUSS, J.; DUDA, G. N. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, v. 34, p. 859–871, 2001.

BERGMANN, G.; GRAICHEN, F.; ROHLMANN, A. Is staircase walking a risk for the fixation of hip implants? *Journal of Biomechanics*, v. 28, p. 535–553, 1995.

BERGMANN, G.; GRAICHEN, F.; ROHLMANN, A.; BENDER, A.; HEINLEIN, B.; DUDA, G. N.; HELLER, M. O.; MORLOCK, M. M. Realistic loads for testing hip implants. *Bio-Medical Materials and Engineering*, v. 20, n. 2, p. 65–75, 2010. ISSN 09592989.

BREUSCH, S.; MALCHAU, H. *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty: Theory and Practice*. [S.l.: s.n.], 2010. 389 p. ISBN 3-540-24197-3.

CAMERON, H. U. Cemented Femoral Fixation: Thin Mantles, The French Paradox. *Seminars in Arthroplasty*, v. 19, n. 1, p. 144–147, 2008. ISSN 10454527.

CARLI, A.; JERABEK, S. Principles of design and fixation. *Seminars in Musculoskeletal Radiology*, v. 19, n. 1, p. 3–11, 2015. ISSN 1098898X.

CAWLEY, D. T.; KELLY, N.; MCGARRY, J. P.; SHANNON, F. J. Cementing techniques for the tibial component in primary total knee replacement. *Bone & Joint Journal*, v. 95-B, n. 3, p. 295–300, feb 2013.

CHIANG, F. T.; HUNG, J. P. Investigation of the fracture characteristics of the interfacial bond between bone and cement: Experimental and finite element approaches. *Journal of Mechanical Science and Technology*, v. 24, n. 6, p. 1235–1244, 2010. ISSN 1738494X.

COSTA, D. D. Simulação Tridimensional da Remodelação Óssea em torno de Próteses de Quadril. 2007.

CRISTOFOLINI, L.; ERANI, P.; BIALOBLOCKA-JUSZCZYK, E.; OHASHI, H.; IIDA, S.; MINATO, I.; VICECONTI, M. Effect of undersizing on the long-term stability of the Exeter hip stem: A comparative in vitro study. *Clinical Biomechanics*, Elsevier Ltd, v. 25, n. 9, p. 899–908, 2010. ISSN 02680033.

CRISTOFOLINI, L.; ERANI, P.; SAVIGNI, P.; GRUPP, T.; THIES, O.; VICECONTI, M. Increased long-term failure risk associated with excessively thin cement mantle in cemented hip arthroplasty: A comparative in vitro study. *Clinical Biomechanics*, v. 22, n. 4, p. 410–421, 2007. ISSN 02680033.

CROKER, S. L.; REED, W.; DONLON, D. Comparative cortical bone thickness between the long bones of humans and five common non-human mammal taxa. *Forensic Science International*, v. 260, p. 104.e1–104.e17, 2016. ISSN 18726283.

CUPPONE, M.; SEEDHOM, B. B.; BERRY, E.; OSTELL, A. E. The Longitudinal Young's Modulus of Cortical Bone in the Midshaft of Human Femur and its Correlation with CT Scanning Data. *Calcified Tissue International*, v. 74, n. 3, p. 302–309, 2004. ISSN 0171967X.

De Farias, T. H. S.; BORGES, V. Q.; De Souza, E. S.; MIKI, N.; ABDALA, F. Estudo radiográfico dos aspectos anatômicos do fêmur proximal dos adultos brasileiros. *Revista Brasileira de Ortopedia*, Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia, v. 50, n. 1, p. 16–21, 2015. ISSN 19824378.

DICATI, G. W. O. D. *ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE OS MODELOS DE STANFORD ISOTRÓPICO E ANISOTRÓPICO PARA REMODELAÇÃO ÓSSEA UTILIZANDO O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS 2D E 3D*. Tese (Doutorado), 2015.

El Masri, F.; KERBOULL, L.; KERBOULL, M.; COURPIED, J. P.; HAMADOUCHE, M. Is the so-called 'French paradox' a reality?: LONG-TERM SURVIVAL AND MIGRATION OF THE CHARNLEY-KERBOULL STEM CEMENTED LINE-TO-LINE. *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*, v. 92-B, n. 3, p. 342–348, 2010. ISSN 0301-620X.

FRANKLIN, J.; ROBERTSSON, O.; GESTSSON, J.; LOHMANDER, L. S.; INGVARSSON, T. Revision and complication rates in 654 exeter total hip replacements, with a maximum follow up of 20 years. v. 5, p. 1–5, 2003.

GRIZA, S.; GOMES, L. S. M.; CERVIERI, A.; STROHAECKER, T. R. Migração e deformações induzidas por diferentes hastes do tipo force closed para ATQ. *Revista Brasileira de Ortopedia*, v. 50, n. 6, p. 686–693, 2015. ISSN 01023616.

GUEDES, R. M.; NABAIS, C.; SIMÕES, J. A. Damage Initiation and Propagation Until Failure of Cement Bone Interface By the Element Failure Method. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, v. 12, n. 03, p. 1250042, 2012. ISSN 0219-5194.

HAMBLI, R.; BENHAMOU, C.-L.; JENNANE, R.; LESPESSAILLES, E.; SKALLI, W.; LAPORTE, S.; LAREDO, J.-D.; BOUSSON, V.; ZARKA, J. Combined finite element model of human proximal femur behaviour considering remodeling and fracture. *IRBM*, v. 34, n. 2, p. 191–195, apr 2013. ISSN 19590318.

Hazrati Marangalou, J.; ITO, K.; CATALDI, M.; TADDEI, F.; RIETBERGEN, B. van. A novel approach to estimate trabecular bone anisotropy using a database approach. *Journal of biomechanics*, Elsevier, v. 46, n. 14, p. 2356–62, sep 2013. ISSN 1873-2380.

HELLER, M. O.; BERGMANN, G.; DEURETZBACHER, G.; DÜRSELEN, L.; POHL, M.; CLAES, L.; HAAS, N. P.; DUDA, G. N. Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *Journal of Biomechanics*, v. 34, n. 7, p. 883–893, 2001. ISSN 00219290.

HELLER, M. O.; BERGMANN, G.; KASSI, J. P.; CLAES, L.; HAAS, N. P.; DUDA, G. N. Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing. *Journal of Biomechanics*, v. 38, n. 5, p. 1155–1163, 2005. ISSN 00219290.

HERTZLER, J.; MILLER, M. A.; MANN, K. A. Fatigue crack growth rate does not depend on mantle thickness: An idealized cemented stem construct under torsional loading. *Journal of Orthopaedic Research*, v. 20, n. 4, p. 676–682, 2002. ISSN 07360266.

HIGA, M.; TANINO, H.; NISHIMURA, I.; MITAMURA, Y.; MATSUNO, T.; ITO, H. Three-dimensional shape optimization of a cemented hip stem and experimental validations. *Journal of artificial organs : the official journal of the Japanese Society for Artificial Organs*, Springer-Verlag Tokyo, v. 18, n. 1, p. 79–85, mar 2015. ISSN 1619-0904.

HUANG, B. W.; CHANG, C. H.; WANG, F. S.; LIN, A. D.; TSAI, Y. C.; HUANG, M. Y.; TSENG, J. G. Dynamic characteristics of a hollow femur. *Life Science Journal*, v. 9, n. 1, p. 723–726, 2012. ISSN 10978135.

JANSSEN, D.; AKEN, J. V.; SCHEERLINCK, T.; VERDONSCHOT, N. Finite element analysis of the effect of cementing concepts on implant stability and cement fatigue failure. v. 80, n. 3, p. 319–324, 2009.

JANSSEN, D.; AQUARIUS, R.; STOLK, J.; VERDONSCHOT, N. Finite-element analysis of failure of the Capital Hip designs. *J Bone Joint Surg Br*, v. 87, n. 11, p. 1561–1567, 2005. ISSN 0301-620X.

JANSSEN, D.; MANN, K. A.; VERDONSCHOT, N. Micro-mechanical modeling of the cement-bone interface: the effect of friction, morphology and material properties on the micromechanical response. *Journal of biomechanics*, v. 41, n. 15, p. 3158–63, nov 2008. ISSN 0021-9290.

JEFFERS, J. R. T.; BROWNE, M.; LENNON, A. B.; PRENDERGAST, P. J.; TAYLOR, M. Cement mantle fatigue failure in total hip replacement: experimental and computational testing. *Journal of biomechanics*, Elsevier, v. 40, n. 7, p. 1525–33, jan 2007. ISSN 0021-9290.

JONES, a. C. Elastic Properties of the Human Proximal Femur. p. 91–164, 2011.

JORDÃO, P.; BAHUTE, A.; FONTOURA, U.; MARQUES, P. Técnicas de cimentação femoral. v. 21, n. 4, p. 473–478, 2014.

KRAUSE, W.; MATHIS, R. S.; GRIMES, L. W. Fatigue properties of acrylic bone cement: SN, P-N and P-S-N data. *Biomed Mater*, v. 44, p. 22–221, 1988.

LANGLAIS, F.; KERBOULL, M.; SEDEL, L.; LING, R. S. M. The 'French paradox'. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 85, n. 1, p. 17–20, 2003. ISSN 00000000.

LEE, A. J. C. Properties of Bone Cement : The Mechanical Properties of PMMA Bone Cement. *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty*, p. 60–6, 2005.

LEE, I. Y.; SKINNER, H. B.; KEYAK, J. H. Effects of variation of cement thickness on bone and cement stress at the tip of a femoral implant. *The Iowa orthopaedic journal*, v. 13, p. 155–159, 1993. ISSN 1541-5457.

LENNON, A. B.; BRITTON, J. R.; MACNIOCAILL, R. F.; BYRNE, D. P.; KENNY, P. J.; PRENDERGAST, P. J. Predicting revision risk for aseptic loosening of femoral components in total hip arthroplasty in individual patients—a finite element study. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, v. 25, n. 6, p. 779–88, jun 2007. ISSN 0736-0266.

LEWIS, G. Properties of acrylic bone cement: state of the art review. *Journal of biomedical materials research*, v. 38, n. 2, p. 155–82, 1997. ISSN 0021-9304.

LEWIS, G. Viscoelastic properties of injectable bone cements for orthopaedic applications: state-of-the-art review. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, v. 98, n. 1, p. 171–91, jul 2011. ISSN 1552-4981.

MCCORMACK, B. A. O.; PRENDERGAST, P. J. Microdamage accumulation in the cement layer of hip replacements under flexural loading. *Journal of Biomechanics*, v. 32, n. 5, p. 467–475, 1999. ISSN 00219290.

MOULGADA, A.; BOUZIANE, M.; Bachir Bouiadjra, B.; BENBAREK, S. *Finite element simulation of stress distribution in the different components of ceraver-osteal hip prosthesis: static and dynamic analysis*. 2014.

- MOURÃO, A.; VASCONCELLOS, H. Geometria do fêmur proximal em ossos de brasileiros. *Acta fisiátrica*, p. 1–7, 2001.
- MURPHY, B. P.; PRENDERGAST, P. J. On the magnitude and variability of the fatigue strength of acrylic bone cement. *International Journal of Fatigue*, v. 22, n. 10, p. 855–864, 2000. ISSN 01421123.
- NACIONAL, C.; GUIMAR, E.; BIOM, E. Estudo comparativo da influência de diferentes materiais em prótese num fêmur humano. p. 21–23, 2010.
- NOBLE, P. C.; ALEXANDER, J. W.; LINDAHL, L. J.; YEW, D. T.; GRANBERRY, W. M.; TULLOD, H. S. *The anatomical basis of femoral component design.pdf*. 1998.
- NORMAN, T. L.; SHULTZ, T.; NOBLE, G.; GRUEN, T. A.; BLAHA, J. D. Bone creep and short and long term subsidence after cemented stem total hip arthroplasty (THA). *Journal of Biomechanics*, Elsevier, v. 46, n. 5, p. 949–955, 2013. ISSN 00219290.
- PAL, S. Design of artificial human joints & organs. *Design of Artificial Human Joints & Organs*, v. 9781461462552, p. 1–419, 2014. ISSN 9781461462552.
- PODSHIVALOV, L.; FISCHER, A.; BAR-YOSEPH, P. Z. *On the Road to Personalized Medicine: Multiscale Computational Modeling of Bone Tissue*. [s.n.], 2014. 399–479 p. ISSN 1134-3060. ISBN 1183101491201.
- RAFTOPOULOS, D.; KATSAMANIS, E.; SAUL, F.; LIU, W.; SADDEMI, S. An intermediate loading rate technique for the determination of mechanical properties of human femoral cortical bone. *Journal of Biomedical Engineering*, v. 15, p. 60–66, 1993.
- RAMANIRAKA, N. a.; RAKOTOMANANA, L. R.; LEYVRAZ, P. F. The fixation of the cemented femoral component. Effects of stem stiffness, cement thickness and roughness of the cement-bone surface. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, v. 82, n. 2, p. 297–303, 2000. ISSN 0301-620X.
- RAMOS, A.; SIMÕES, J. A. The influence of cement mantle thickness and stem geometry on fatigue damage in two different cemented hip femoral prostheses. *Journal of Biomechanics*, v. 42, n. 15, p. 2602–2610, 2009. ISSN 00219290.

RAMOS, A.; TALAIA, P.; Queirós de Melo, F. J. Pseudo-dynamic analysis of a cemented hip arthroplasty using a force method based on the Newmark algorithm. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, Taylor and Francis Ltd., v. 19, n. 1, p. 49–59, jan 2016. ISSN 1476-8259.

ROESLER, C. R. M. Universidade Federal De Santa Catarina Programa De Pós-Graduação Em Engenharia Mecânica Universidade Federal De Santa Catarina Programa De Pós-Graduação Em Banca Examinadora :. 2006.

SCHEERLINCK, T.; CASTELEYN, P.-P. The design features of cemented femoral hip implants. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, v. 88, n. 11, p. 1409–18, 2006. ISSN 0301-620X.

SENALP, A. Z.; KAYABASI, O.; KURTARAN, H. Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis. *Materials and Design*, v. 28, n. 5, p. 1577–1583, 2007. ISSN 18734197.

SLANE, J.; VIVANCO, J.; EBENSTEIN, D.; SQUIRE, M.; PLOEG, H.-L. Multiscale characterization of acrylic bone cement modified with functionalized mesoporous silica nanoparticles. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 37, p. 141–152, 2014. ISSN 1751-6161.

SOUZA, M. M. de. Estudo Da Forma E Da Rugosidade Em Próteses Ortopédicas De Quadril. v. 1, 2011. ISSN 1098-6596.

STOLK, J. *A Computerized Pre-Clinical Test for Cemented Hip Prostheses Based on Finite Element Techniques*. [S.l.: s.n.], 2002. ISBN 9090162216.

STOLK, J.; JANSSEN, D.; HUISKES, R.; VERDONSCHOT, N. Finite element-based preclinical testing of cemented total hip implants. *Clinical orthopaedics and related research*, v. 456, n. 456, p. 138–47, mar 2007. ISSN 0009-921X.

STOLK, J.; MAHER, S. a.; VERDONSCHOT, N.; PRENDERGAST, P. J.; HUISKES, R. Can Finite Element Models Detect Clinically Inferior Cemented Hip Implants? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v. 409, n. 409, p. 138–150, apr 2003. ISSN 0009-921X.

STOLK, J.; VERDONSCHOT, N.; CRISTOFOLINI, L.; TONI, A.; HUISKES, R. Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains

in pre-clinical tests. *Journal of Biomechanics*, Elsevier, v. 35, n. 4, p. 499–510, apr 2002. ISSN 00219290.

STOLK, J.; VERDONSCHOT, N.; HUISKES, R. Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction. *Journal of Biomechanics*, v. 34, n. 7, p. 917–926, 2001. ISSN 00219290.

STOLK, J.; VERDONSCHOT, N.; MANN, K.; HUISKES, R. Prevention of mesh-dependent damage growth in finite element simulations of crack formation in acrylic bone cement. *Journal of Biomechanics*, v. 36, n. 6, p. 861–871, jun 2003. ISSN 00219290.

STOLK, J.; VERDONSCHOT, N.; MURPHY, B. P.; PRENDERGAST, P. J.; HUISKES, R. Finite element simulation of anisotropic damage accumulation and creep in acrylic bone cement. v. 71, p. 513–528, 2004.

TAYLOR, M.; PRENDERGAST, P. J. Four decades of finite element analysis of orthopaedic devices: where are we now and what are the opportunities? *Journal of biomechanics*, Elsevier Ltd, v. 48, n. 5, p. 767–78, mar 2015. ISSN 1873-2380.

TAYLOR, W.; ROLAND, E.; PLOEG, H.; HERTIG, D.; KLABUNDE, R.; WARNER, M.; HOBATHO, M.; RAKOTOMANANA, L.; CLIFT, S. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. *Journal of Biomechanics*, Elsevier, v. 35, n. 6, p. 767–773, jun 2002. ISSN 00219290.

VERDONSCHOT, N.; HUISKES, R. The effects of cement-stem debonding in THA on the long-term failure probability of cement. *Journal of Biomechanics*, v. 30, n. 8, p. 795–802, 1997. ISSN 00219290.

WAANDERS, D.; JANSSEN, D.; BERAHMANI, S.; MILLER, M. A.; MANN, K. A.; VERDONSCHOT, N. Interface micromechanics of transverse sections from retrieved cemented hip reconstructions: an experimental and finite element comparison. *Journal of materials science. Materials in medicine*, v. 23, n. 8, p. 2023–35, aug 2012. ISSN 1573-4838.

WAGNER, D. W.; DIVRINGI, K.; OZCAN, C.; GRUJICIC, M.; PANDURANGAN, B.; GRUJICIC, A. Combined musculoskeletal dynamics/structural finite element analysis of femur physiological loads during walking. *Multidiscipline Modeling in Materials and Structures*, v. 6, n. 4, p. 417–437, 2010. ISSN 1573-6105.

WEBB, J. C. J.; SPENCER, R. F. The role of polymethylmethacrylate bone cement in modern orthopaedic surgery. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, v. 89, n. 7, p. 851–7, 2007. ISSN 0301-620X.

YOSIBASH, Z.; KATZ, A.; MILGROM, C. Toward verified and validated FE simulations of a femur with a cemented hip prosthesis. *Medical Engineering and Physics*, Institute of Physics and Engineering in Medicine, v. 35, n. 7, p. 978–987, 2013. ISSN 13504533.

ZIYLAN, T.; MURSHID, K. A. An analysis of Anatolian human femur anthropometry. *Turkish Journal of Medical Sciences*, v. 32, n. 3, p. 231–235, 2002. ISSN 13000144.