



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CAMPUS TRINDADE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Vinícius Vieira Zanardi

**Avaliação biomecânica de diferentes técnicas de fixação de fratura vertical do  
colo do fêmur**

Florianópolis  
2021

Vinícius Vieira Zanardi

**Avaliação biomecânica de diferentes técnicas de fixação de fratura vertical do colo do fêmur**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do título de "Mestre em Engenharia Mecânica".

Orientador: Prof. Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Dr. Eng.

Coorientador: Prof. João Antônio Matheus Guimarães, Dr. Med.

Florianópolis

2021

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

Zanardi, Vinícius

Avaliação biomecânica de diferentes técnicas de fixação de fratura vertical do colo do fêmur / Vinícius Zanardi ; orientador, Carlos Rodrigo de Mello Roesler, coorientador, João Antônio Matheus Guimarães, 2021.  
125 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Florianópolis, 2021.

Inclui referências.

1. Engenharia Mecânica. 2. Micromovimento. 3. Foco de fratura. 4. Elementos Finitos . 5. Teste biomecânico. I. de Mello Roesler, Carlos Rodrigo . II. Matheus Guimarães, João Antônio . III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

Vinícius Vieira Zanardi

**Avaliação biomecânica de diferentes técnicas de fixação de fratura vertical do colo do fêmur**

O presente trabalho em nível de mestrado foi avaliado e aprovado por banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Edison da Rosa, Dr. Eng.  
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Ari Digiácomo Ocampo Moré, Dr. Med.  
Universidade Federal de Santa Catarina

Profa. Daniela Águida Bento Dallacosta, Dra. Eng.  
Instituto Federal de Santa Catarina

Certificamos que esta é a **versão original e final** do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de "Mestre em Engenharia Mecânica".

---

Coordenação do Programa de  
Pós-Graduação

---

Prof. Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Dr.  
Eng.  
Orientador

Florianópolis, 2021.

Este trabalho é dedicado aos meus colegas e professores do curso de mestrado em engenharia mecânica da UFSC, e aos meus queridos pais.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu orientador, Carlos Rodrigo de Mello Roesler, pela oportunidade de realizar este trabalho e por transmitir seus conhecimentos de forma compreensiva e esclarecedora, contribuindo substancialmente na minha formação acadêmica e profissional.

À Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC e ao Laboratório de Engenharia Biomecânica - LEBm, pela excelente estrutura e equipe de profissionais.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Santa Catarina - FAPESC, por fornecer subsídio à continuidade da minha capacitação profissional.

Ao médico ortopedista João Moller, responsável pela realização das osteossínteses e sempre disposto a sanar minhas dúvidas clínicas do projeto.

Ao meu co-orientador, João Antônio Matheus Guimarães, pelas considerações aportadas ao projeto.

Ao Eng. Felipe Machado, da empresa Hexagon, pela doação do material dos implantes.

Aos meus colegas do curso de mestrado e, em especial, ao meu grande amigo Allan Assad, quem me auxiliou na etapa de modelagem numérica e pela parceria de inúmeras noites em claro realizando projetos e estudando para as provas do mestrado.

Aos funcionários, professores e demais colegas do departamento de Pós Graduação em Engenharia Mecânica - POSMEC, que me proporcionaram um excelente ambiente de respeito e aprendizagem.

Ao meu irmão Érico, futuro engenheiro eletricitista, espero lhe inspirar de alguma maneira com este meu trabalho.

Finalmente, agradeço aos meus pais, Volney e Helionorma, pelo constante incentivo, paciência, compreensão e apoio incondicional neste meu período de realização do mestrado.

## RESUMO

Fraturas verticais do colo do fêmur em jovens adultos são geralmente decorrentes de traumas de alta energia e podem ser classificadas de acordo com o seu grau de verticalização, em que as fraturas de maior angulação são as que possuem uma orientação mais vertical, de acordo com a classificação de Pauwels. Essas fraturas são de difícil estabilização, uma vez que são submetidas a grandes esforços cisalhantes, envolvendo riscos de falha na fixação do implante, pseudoartrose e necrose avascular da cabeça femoral. O presente estudo visa avaliar, através de ensaios experimentais *in vitro* e análises numéricas computacionais *in silico*, a estabilidade proporcionada por três diferentes métodos de fixação de fraturas verticais do colo do fêmur: (i) parafuso deslizante de quadril com parafuso antirrotatório (PDQ + PA), (ii) parafusos canulados com placa medial bloqueada (PCPMB) e (iii) parafusos canulados com placa medial não bloqueada (PCPMNB). Para os ensaios experimentais, a fratura foi reproduzida em ossos sintéticos e reduzida com as referidas técnicas, para posterior verificação do comportamento mecânico sob carregamento cíclico e carga até a falha. Para as análises numéricas foi realizado o modelamento do sistema biomecânico e reproduzidas as condições do experimento. A rigidez do sistema, para cada técnica, cirúrgica foi determinada antes e após o carregamento cíclico. Nenhuma técnica de osteossíntese apresentou valores de amplitude vertical de deslocamento na cabeça femoral que fossem maiores que 5 mm durante o carregamento cíclico, indicando que as três técnicas estudadas são adequadas para o tratamento de fraturas verticais do colo do fêmur. Os resultados estatísticos da amplitude de deslocamento do foco de fratura também indicaram as três técnicas como sendo adequadas para o tratamento de fraturas verticais do colo do fêmur. Os modelos numéricos foram validados comparando-se os resultados simulados e os resultados experimentais medidos. A distribuição das tensões de von Mises foi determinada para todos os implantes analisados.

**Palavras-chave:** Micromovimento. Foco de fratura. Fratura vertical do colo do fêmur. Elementos finitos. Teste biomecânico.

## ABSTRACT

Vertical femoral neck fractures in young adults are usually caused by a high-energy trauma, leading to typically vertical shear fractures. Femoral neck fractures can be classified based on the degree of verticality using the Pauwels classification, with the higher grade fracture having a more vertical orientation. These injuries are difficult to stabilize due to significant shear forces acting on the fracture site. Their treatment is challenging and has increased risks of complications, such as fixation failure, malunion, nonunion, and avascular necrosis of the femoral head. This study aims to evaluate, by comparing experimental and Finite Element Analysis (FEA), the biomechanical stability provided by three different fixation methods: (i) dynamic hip screw with derotational screw (DHS + DS), (ii) cannulated screws with blocked medial plate (CSBMP) and (iii) cannulated screws with non blocked medial plate (CSNBMP). Sawbone 4th-generation synthetic composite femurs were used to create a highly repeatable injury model, with a vertical osteotomy performed to represent Pauwels III femoral neck fracture. Axial cyclic loading and destructive axial loading tests were conducted on all specimens. FEA were carried out to model the biomechanical system and reproduce experimental conditions. The mechanical stiffness of each fixation method was determined before and after the cyclic loading. All fixation methods had vertical femoral head displacement lower than 5 mm during cyclic loading (either FEA and experimental results), suggesting that all techniques are suitable to treat vertical femoral neck fractures. The statistical results of the fracture displacement also indicated the three techniques as being suitable for the treatment of vertical femoral neck fractures. The numerical models were validated by comparing the FEA results and the experimental results. The von Mises stress distribution was determined for all analyzed techniques.

**Keywords:** Micromovement. Fracture site. Vertical femoral neck fracture. Finite Element Analysis. Biomechanical test.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Regiões extra e intracapsular do fêmur proximal. . . . .	20
Figura 2 – (A) Fratura vertical do colo do fêmur. (B) Fratura vertical do colo do fêmur com traço de corte a 70°. . . . .	21
Figura 3 – (A) Articulação do quadril. (B) Regiões lateral e medial. . . . .	23
Figura 4 – (A) Ângulo centro-borda. (B) Ângulo de anteversão acetabular. . . .	24
Figura 5 – Ângulo colo-diafisário. . . . .	25
Figura 6 – Ângulo de torção. . . . .	26
Figura 7 – Planos de referência do corpo humano. . . . .	26
Figura 8 – Movimentos da articulação do quadril: (A) flexão, (B) extensão, (C) abdução, (D) adução, (E) rotação externa e (F) rotação interna. . . .	27
Figura 9 – Ciclo de marcha. . . . .	28
Figura 10 – Diagrama de corpo livre da articulação do quadril. . . . .	29
Figura 11 – (A) Resultante dos esforços atuantes no fêmur. (B) Momentos fletores e torçores gerados pelas componentes. . . . .	29
Figura 12 – Forças atuantes na articulação do quadril durante a marcha lenta para um peso corporal de 100 kg . . . . .	30
Figura 13 – Classificação de Pauwels, de acordo com angulação do traço de corte $\alpha$ . . . . .	31
Figura 14 – Consolidação primária e secundária: A) Fratura da fíbula (seta em azul). B) Consolidação primária da fíbula, juntamente com fixação interna rígida (estabilidade absoluta). C) Fratura da tíbia e fíbula. D) Consolidação secundária da tíbia e fíbula, com formação de calo ósseo (estabilidade relativa). . . . .	32
Figura 15 – Parafuso superior posicionado à 90° em relação à linha de fratura e parafuso inferior posicionado em uma angulação não perpendicular. . . . .	33
Figura 16 – (A) Parafusos canulados em configuração triangular invertido e (B) parafusos canulados com configuração em tirante. . . . .	35
Figura 17 – Imagem radiográfica do parafuso deslizante com parafuso antirrotatório. . . . .	36
Figura 18 – Placa medial para tratamento das fraturas verticais do colo do fêmur. . . . .	37
Figura 19 – (A) Placa posicionada no paciente. (B) Radiografia referente a três meses de pós-operatório. . . . .	37
Figura 20 – Fratura vertical do colo do fêmur tipo III, de acordo com a classificação de Pauwels. . . . .	38

Figura 21 – Modelos CAD do fêmur com implante: (A) Modelo com parafusos canulados em "F" e placa medial (B) Modelo com parafusos canulados em "F" (C) Modelo com parafusos canulados em configuração triangular invertida e placa medial (D) Modelo com parafusos canulados em configuração triangular invertida. . . . .	39
Figura 22 – Configuração da força de reação da articulação do quadril e força muscular. . . . .	40
Figura 23 – Modelos CAD do fêmur com implante: A) Parafusos canulados em configuração triangular invertida B) Parafuso deslizante com parafuso antirrotatório C) PFLP. . . . .	41
Figura 24 – Aplicação de força no modelo em EF. . . . .	42
Figura 25 – Sistema local de coordenada do foco de fratura, indicando as direções de deslocamento tangencial ( <i>cslip1<sub>ave</sub></i> , <i>cslip2<sub>ave</sub></i> ) e normal ( <i>copen<sub>ave</sub></i> ). . . . .	42
Figura 26 – Parafusos canulados com configuração triangular invertida: (A) modelo convencional (B) envoltos por fio de cerclagem. . . . .	44
Figura 27 – Dispositivo de fixação para teste biomecânico. . . . .	44
Figura 28 – Falha do corpo de prova devido à aplicação de força vertical. . . . .	45
Figura 29 – Fêmures cadavéricos fraturados fixados com (A) PFLP, (B) PDQ + PA e (C) parafusos canulados em configuração triangular invertida. . . . .	46
Figura 30 – Configuração do teste e marcadores posicionados no lado (I) anterior e (II) posterior. . . . .	46
Figura 31 – Osso sintético, da empresa Sawbone, utilizado nos ensaios deste estudo. . . . .	48
Figura 32 – Exemplos de materiais fornecidos pela empresa Hexagon: (A) Parafuso canulado. (B) Placa medial 1/3 tubular, não bloqueada. . . . .	49
Figura 33 – Máquina Bionix/MTS. . . . .	49
Figura 34 – Sistema de captura de imagem: (A) Vista frontal do sistema de rastreamento Optitrack. (B) Optitrack posicionado em frente à máquina de teste biomecânico Bionix/MTS. . . . .	50
Figura 35 – Fêmur pintado de preto com <i>trakers</i> posicionados na sua região (1) distal e (2) proximal. Parte da máquina está recoberta de preto a fim de evitar outras reflexões, além da proporcionada pelos <i>trakers</i> . . . . .	51
Figura 36 – (A) Grupo 1: PDQ + PA. (B) Grupo 2: PCPMB. (C) Grupo 3: PCPMNB. . . . .	52
Figura 37 – Angulações da osteotomia realizada com auxílio de um goniômetro: (A) 70° de inclinação no plano coronal, a partir de um eixo perpendicular à diáfise do fêmur. (B) 90° de inclinação a partir do eixo do colo do fêmur. . . . .	53
Figura 38 – Gabarito para osteotomia. . . . .	54

Figura 39 – Arquivo 3D do fêmur com janelamento de 230 HU. . . . .	55
Figura 40 – Gabarito para posicionamento e introdução dos parafusos canulados: (A) Fotografia frontal do osso sintético com o guia. (B) Fotografia oblíqua do osso sintético com o guia. . . . .	55
Figura 41 – Placa medial posicionada sobre a cortical medial do fêmur. . . . .	56
Figura 42 – Imagens radiográficas para avaliação das montagens nos corpos de prova: (A) Radiografia da vista anteroposterior dos três Cps com parafusos canulados e placa medial. (B) Radiografia da vista em perfil dos três Cps com parafusos canulados e placa medial. . . . .	57
Figura 43 – Modelo físico utilizado para ensaios biomecânicos: (A) Eixo mecâ- nico do fêmur posicionado à 25° em valgo com relação à base. (B) Sistemas de trackers posicionados na região distal (1) e proximal (2). . . . .	58
Figura 44 – Ponto de referência adotado pelo sistema Optitrack. . . . .	59
Figura 45 – Deslocamento absoluto do Cp 2, referente ao grupo 1, nas direções x, y e z, em coordenadas globais. . . . .	60
Figura 46 – Deslocamento relativo em função do tempo do Cp 2, referente ao grupo de implantes de PCPMB, durante a fase cíclica, na direção y, em coordenada global: (A) Ampliação na direção y e início da fase cíclica. (B) Ampliação na direção y e final da fase cíclica. . . . .	61
Figura 47 – Sistemas de coordenadas utilizados no projeto: (A) Sistema de coor- denada global (Sistema de coordenada global (SCG)). (B) Sistema de coordenada local (Sistema de coordenada local (SCL)). . . . .	62
Figura 48 – Geometria aplicada para descobrir angulação a ser utilizada na ma- triz de rotação para obtenção das coordenadas na região do foco de fratura (SCL). . . . .	63
Figura 49 – Regiões trabecular e cortical da região proximal do fêmur: (A) Corte do colo femoral mostrando a região cortical e trabecular. (B) Vista da região cortical (externa) e trabecular (interna). . . . .	65
Figura 50 – Placa medial construída no <i>SolidWorks</i> 2016. . . . .	66
Figura 51 – Osteotomia do fêmur: (A) Gabarito para osteotomia e plano de corte. (B) Fêmur com plano de corte inclinado à 70°. . . . .	66
Figura 52 – Posicionamento do PDQ + PA: (A) Parafuso deslizante e antirrotató- rio passando pelo centro do colo femoral. (B) Implante posicionado na linha de centro da diáfise femoral. . . . .	67
Figura 53 – Implante de parafusos canulados e placa medial: (A) Fêmur com gabarito para posicionamento dos parafusos canulados. (B) Fêmur com parafusos canulados posicionados. (C) Vista interna do posicio- namento dos parafusos. . . . .	67

Figura 54 – Elementos hexaédricos de oito nós utilizados na modelagem dos parafusos canulados e parafusos de fixação: (A) Parafusos canulados. (B) Parafuso cortical. . . . .	69
Figura 55 – Elementos tetraédricos de cinco nós utilizados na modelagem do fêmur e placa medial: (A) Fêmur proximal. (B) Placa medial. . . . .	69
Figura 56 – Aplicação do carregamento compressivo: (A) Força aplicada na região mais alta da cabeça femoral. (B) Área de aplicação do carregamento. . . . .	70
Figura 57 – Região distal do fêmur fixa. . . . .	71
Figura 58 – Carregamento experimental aplicado na simulação numérica. . . . .	72
Figura 59 – Sistema de análise <i>Transient Structural</i> . . . . .	72
Figura 60 – Fêmur inclinado à 25° em relação à base. . . . .	73
Figura 61 – Sistema de coordenada local do modelo, ajustado com o plano do foco de fratura. . . . .	74
Figura 62 – Guia para aplicação do método V&V . . . . .	75
Figura 63 – Modelo físico a ser ensaiado, representado pela montagem do conjunto osso-implante no dispositivo de fixação. . . . .	76
Figura 64 – Etapas da metodologia experimental (curva de ensaio do Cp1 do grupo 2). . . . .	78
Figura 65 – Rigidez inicial de cada corpo de prova para os três grupos. . . . .	79
Figura 66 – Rigidez inicial média para cada grupo. . . . .	79
Figura 67 – Amplitude de deslocamento vertical em y no SCG para: (A) Grupo 1. (B) Grupo 2. (C) Grupo 3. . . . .	81
Figura 68 – Amplitude de deslocamento cisalhante em y no SCL para: (A) Grupo 1. (B) Grupo 2. (C) Grupo 3. . . . .	82
Figura 69 – Amplitude de deslocamento axial em x no SCL para: (A) Grupo 1. (B) Grupo 2. (C) Grupo 3. . . . .	83
Figura 70 – Amplitude de deslocamento cisalhante em z no SCL para: (A) Grupo 1. (B) Grupo 2. (C) Grupo 3. . . . .	84
Figura 71 – Amplitude de deslocamento médio no foco de fratura, no SCL, para: (A) Grupo 1. (B) Grupo 2. (C) Grupo 3. . . . .	85
Figura 72 – Amplitude de deslocamento no foco de fratura (SCL) de cada corpo de prova para os três grupos. . . . .	89
Figura 73 – Amplitude de deslocamento cisalhante em y (SCL) de cada corpo de prova para os três grupos. . . . .	90
Figura 74 – Resistência de cada corpo de prova para os três grupos. . . . .	91
Figura 75 – Resistência média para cada grupo. . . . .	91
Figura 76 – Rigidez, na etapa destrutiva, de cada corpo de prova para os três grupos. . . . .	93

Figura 77 – Rigidez média, na etapa destrutiva, para cada grupo. . . . .	93
Figura 78 – Rigidez, nas etapas de carregamento quasi-estático inicial e destrutivo, de cada corpo de prova para os três grupos. . . . .	94
Figura 79 – Rigidez média, nas etapas de carregamento quasi-estático inicial e destrutivo, para cada grupo. . . . .	95
Figura 80 – Rigidez inicial para cada grupo. . . . .	96
Figura 81 – Amplitude de deslocamento vertical em y para cada grupo no SCG.	97
Figura 82 – Amplitude de deslocamento no foco de fratura para cada grupo no SCL. . . . .	97
Figura 83 – Amplitude de deslocamento médio no foco de fratura para cada grupo no SCL. . . . .	98
Figura 84 – Deslocamento vertical em y de cada grupo (SCG) para a carga aplicada de 3052 N. . . . .	99
Figura 85 – Rigidez, na etapa destrutiva, para cada grupo. . . . .	100
Figura 86 – Rigidez, nas etapas quasi-estático inicial e destrutivo, para cada grupo.	100
Figura 87 – Distribuição de tensões do conjunto osso-implante com PDQ + PA. .	101
Figura 88 – Distribuição de tensões nos parafusos de fixação da placa do parafuso deslizante. . . . .	102
Figura 89 – Distribuição de tensões no parafuso antirrotatório e parafuso deslizante. . . . .	102
Figura 90 – Distribuição de tensões na placa do parafuso deslizante. . . . .	103
Figura 91 – Distribuição de tensões do conjunto osso-implante com PCPMB. . .	104
Figura 92 – Tensão gerada na cavidade da cabeça femoral. . . . .	104
Figura 93 – Distribuição de tensões nos parafusos canulados. . . . .	105
Figura 94 – Distribuição de tensões na placa meidal do implante de PCPMB. . .	105
Figura 95 – Distribuição de tensões do conjunto osso-implante com PCPMNB. .	106
Figura 96 – Distribuição de tensões nos parafusos canulados. . . . .	106
Figura 97 – Distribuição de tensões do conjunto osso-implante com PCPMNB. .	107
Figura 98 – Rigidez inicial para cada grupo. . . . .	108
Figura 99 – Amplitude de deslocamento vertical em y para cada grupo no SCG.	109
Figura 100–Amplitude de deslocamento cisalhante y para cada grupo no SCL. .	110
Figura 101–Amplitude de deslocamento axial em x para cada grupo no SCL.	111
Figura 102–Amplitude de deslocamento cisalhante em z para cada grupo no SCL. . . . .	112
Figura 103–Amplitude de deslocamento médio no foco de fratura para cada grupo no SCL. . . . .	113
Figura 104–Deslocamento máximo em y no SCG para cada grupo à carga limite de 3052 N. . . . .	114
Figura 105–Rigidez, na etapa destrutiva, para cada grupo. . . . .	115

Figura 106–Raio-x dos conjuntos osso-implante do grupo 1: (A) Raio-x dos Cps após o ensaio destrutivo e indicação do posicionamento do parafuso antirrotatório em relação ao parafuso deslizante no Cp3. (B) Raio-x do Cp3 antes da realização do ensaio biomecânico. . . . .	119
Figura 107–Avaliação da acomodação do osso sintético junto ao implante. . . . .	120

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson. . . . .	39
Tabela 2 – Divisão dos grupos de amostras para ensaios biomecânicos . . . .	52
Tabela 3 – Propriedades materiais. . . . .	68
Tabela 4 – Valores de rigidez inicial de cada corpo de prova para os três grupos.	79
Tabela 5 – Valores de rigidez inicial média para cada grupo <sup>2</sup> . . . . .	80
Tabela 6 – Valores de amplitude de deslocamento vertical em y (SCG). . . . .	86
Tabela 7 – Valores de amplitude de deslocamento cisalhante em y (SCL). . . .	87
Tabela 8 – Valores de amplitude de deslocamento axial em x (SCL). . . . .	87
Tabela 9 – Valores de amplitude de deslocamento cisalhante em z (SCG e SCL).	88
Tabela 10 – Valores de amplitude de deslocamento médio no foco de fratura (SCL).	88
Tabela 11 – Valores de amplitude de deslocamento no foco de fratura (SCL) de cada corpo de prova para os três grupos <sup>2</sup> . . . . .	89
Tabela 12 – Valores médios de amplitude de deslocamento no foco de fratura (SCL) para cada grupo <sup>2</sup> . . . . .	89
Tabela 13 – Valores de amplitude de deslocamento cisalhante em y (SCL) de cada corpo de prova para os três grupos <sup>2</sup> . . . . .	90
Tabela 14 – Valores médios de amplitude de deslocamento cisalhante em y (SCL) para cada grupo <sup>2</sup> . . . . .	90
Tabela 15 – Valores de resistência de cada corpo de prova para os três grupos.	92
Tabela 16 – Valores de resistência média para cada grupo <sup>2</sup> . . . . .	92
Tabela 17 – Valores de rigidez, na etapa destrutiva, de cada corpo de prova para os três grupos. . . . .	93
Tabela 18 – Valores de rigidez média, na etapa destrutiva, para cada grupo <sup>2</sup> . . .	94
Tabela 19 – Valores de rigidez média, nas etapas de carregamento quasi-estático inicial e destrutivo, para cada grupo. . . . .	95
Tabela 20 – Valores de rigidez inicial para os três grupos na análise <i>in silico</i> . . .	96
Tabela 21 – Valores de amplitude de deslocamento vertical em y para os três grupos na análise <i>in silico</i> (SCG). . . . .	98
Tabela 22 – Valores de amplitude de deslocamento no foco de fratura, em cada eixo, para os três grupos na análise <i>in silico</i> (SCL). . . . .	98
Tabela 23 – Valores de amplitude de deslocamento médio no foco de fratura para os três grupos na análise <i>in silico</i> (SCL). . . . .	98
Tabela 24 – Valores de deslocamento vertical em y dos três grupos, na análise <i>in silico</i> (SCG), para a carga aplicada de 3052 N. . . . .	99
Tabela 25 – Valores de rigidez, na etapa destrutiva, para os três grupos na aná- lise <i>in silico</i> . . . . .	100

Tabela 26 – Valores de rigidez, nas etapas quasi-estático inicial e destrutivo, para os três grupos na análise <i>in silico</i> . . . . .	100
Tabela 27 – Valores de rigidez inicial para cada grupo <sup>2</sup> . . . . .	108
Tabela 28 – Valores de amplitude de deslocamento vertical em <i>y</i> para os três grupos <sup>2</sup> (SCG). . . . .	109
Tabela 29 – Valores de amplitude de deslocamento cisalhante <i>y</i> para os três grupos <sup>2</sup> (SCL). . . . .	110
Tabela 30 – Valores de amplitude de deslocamento axial em <i>x</i> para os três grupos <sup>2</sup> (SCL). . . . .	111
Tabela 31 – Valores de amplitude de deslocamento cisalhante em <i>z</i> para os três grupos <sup>2</sup> (SCL). . . . .	112
Tabela 32 – Valores de amplitude de deslocamento médio no foco de fratura para os três grupos no SCL. . . . .	113
Tabela 33 – Valores de deslocamento máximo em <i>y</i> no SCG, para os três grupos <sup>2</sup> , à carga limite de 3052 N. . . . .	114
Tabela 34 – Valores de rigidez, na etapa destrutiva, para os três grupos <sup>2</sup> . . . . .	115



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DHS	<i>Dynamic Hip Screw</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
EF	Elementos finitos
FVCF	Fratura vertical do colo do fêmur
HU	<i>Hounsfield units</i>
PCPMB	Parafusos canulados com placa medial bloqueada
PCPMNB	Parafusos canulados com placa medial não bloqueada
PDQ + PA	Parafuso deslizante de quadril com parafuso antirrotatório
PFLP	<i>Proximal femoral locking plate</i>
SCG	Sistema de coordenada global
SCL	Sistema de coordenada local
TC	Tomografia Computadorizada

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\alpha$	Angulação do traço de corte
$F_a$	Força do músculo abdutor
$F_R$	Força de reação
$P$	Força peso
$F$	Força resultante
$F_x$	Força na direção medial
$F_y$	Força vertical para cima
$F_z$	Força na direção anterior
$m/s$	Metros por segundo
$3D$	Tridimensional
$x_g$	Deslocamento na direção medial do fêmur
$y_g$	Deslocamento vertical para cima
$z_g$	Deslocamento na direção anterior do fêmur
$M$	Deslocamento médio
$x_l$	Deslocamento axial na direção do colo do fêmur
$y_l$	Deslocamento cisalhante na direção do traço de fratura
$z_l$	Deslocamento cisalhante na direção anterior do fêmur
$\theta$	Ângulo de rotação do sistema de coordenada
$x$	Deslocamento no plano transversal
$y$	Deslocamento no plano frontal
$z$	Deslocamento no plano sagital
$E$	Módulo de elasticidade
$\nu$	Coefficiente de poisson
$GPa$	Giga Pascal
$N/mm$	Newton por milímetro

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>20</b>
1.1	MOTIVAÇÃO	20
1.2	OBJETIVOS	22
1.3	ESTRUTURA DO PROJETO	22
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>23</b>
2.1	BIOMECÂNICA DO QUADRIL	23
<b>2.1.1</b>	<b>Considerações anatômicas e fisiológicas</b>	<b>23</b>
<b>2.1.2</b>	<b>Cinemática</b>	<b>26</b>
<b>2.1.3</b>	<b>Cinética</b>	<b>28</b>
2.2	CLASSIFICAÇÃO DE FRATURAS VERTICAIS DO COLO DO FÊMUR	31
<b>2.2.1</b>	<b>Fratura estável e instável</b>	<b>31</b>
<b>2.2.2</b>	<b>Classificação de Pauwels</b>	<b>31</b>
2.3	TÉCNICAS DE OSTEOSSÍNTESE	32
<b>2.3.1</b>	<b>Ambiente mecânico no foco de fratura</b>	<b>32</b>
<b>2.3.2</b>	<b>Parafusos canulados</b>	<b>35</b>
<b>2.3.3</b>	<b>Parafuso deslizante de quadril com parafuso antirrotatório</b>	<b>35</b>
<b>2.3.4</b>	<b>Placa medial</b>	<b>36</b>
2.4	ESTUDOS DE SISTEMAS BIOMECÂNICOS DE FRATURAS VERTICAIS DO COLO DO FÊMUR	38
<b>2.4.1</b>	<b>Análises <i>in silico</i>: modelamento numérico computacional</b>	<b>38</b>
<b>2.4.2</b>	<b>Ensaio <i>in vitro</i>: avaliação biomecânica experimental</b>	<b>43</b>
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA</b>	<b>48</b>
3.1	ENSAIO <i>IN VITRO</i>	48
<b>3.1.1</b>	<b>Osso sintético e implantes</b>	<b>48</b>
<b>3.1.2</b>	<b>Equipamentos</b>	<b>49</b>
<b>3.1.3</b>	<b>Procedimento de ensaio</b>	<b>51</b>
3.1.3.1	Padronização da osteotomia e fixação dos parafusos da osteossíntese	53
3.1.3.2	Aplicação do carregamento	57
<b>3.1.4</b>	<b>Crterios de avaliação</b>	<b>62</b>
<b>3.1.5</b>	<b>Análise estatística</b>	<b>64</b>
3.2	ANÁLISES <i>IN SÍLICO</i>	65
<b>3.2.1</b>	<b>Modelamento geométrico</b>	<b>65</b>
<b>3.2.2</b>	<b>Propriedade dos materiais</b>	<b>68</b>
<b>3.2.3</b>	<b>Discretização e condições de contorno</b>	<b>68</b>
<b>3.2.4</b>	<b>Crterios de avaliação</b>	<b>73</b>
<b>3.2.5</b>	<b>Análise estatística</b>	<b>74</b>
3.3	VERIFICAÇÃO E VALIDAÇÃO	74

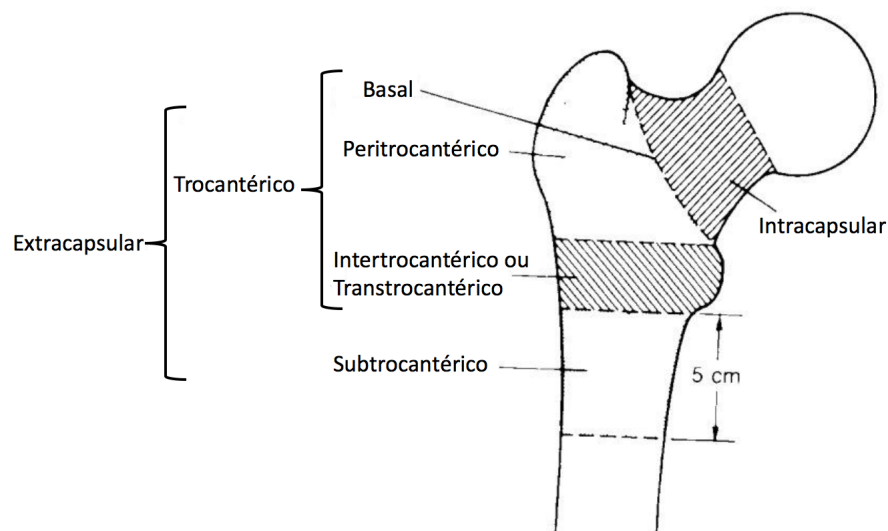
<b>4</b>	<b>RESULTADOS</b> . . . . .	<b>78</b>
4.1	ENSAIO <i>IN VITRO</i> . . . . .	78
4.2	SIMULAÇÃO NUMÉRICA EM ELEMENTOS FINITOS . . . . .	95
4.3	VERIFICAÇÃO E VALIDAÇÃO (V&V) . . . . .	107
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO</b> . . . . .	<b>116</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS</b> . . . . .	<b>124</b>

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 MOTIVAÇÃO

As fraturas de quadril são uma importante questão de saúde pública, estando associadas a uma alta taxa de mortalidade e perda de funcionalidade (HARTMANN *et al.*, 2015). As fraturas de quadril estão diretamente associadas à fatores de risco, como osteoporose, idade avançada, sexo feminino, uso de benzodiazepínicos, além de fatores ambientais e pessoais (AMARANTE *et al.*, 2011). O principal mecanismo de trauma em pacientes jovens são os acidentes de veículos automotores e quedas de altura, enquanto que em pacientes idosos a causa mais comum é a queda da própria altura, principalmente durante a noite (DANI *et al.*, 2018). Dentre as fraturas femorais, destacam-se aquelas da extremidade proximal do fêmur, divididas em intracapsulares (envolvendo o colo do fêmur) e extracapsulares (trocantericas), conforme visto na Figura 1.

Figura 1 – Regiões extra e intracapsular do fêmur proximal.



Fonte – Modificado de: *Hip fracture classification. University at Buffalo*. Disponível em: <https://br.pinterest.com/pin/487444359646879329/>. Acesso em: 17 de abril de 2020.

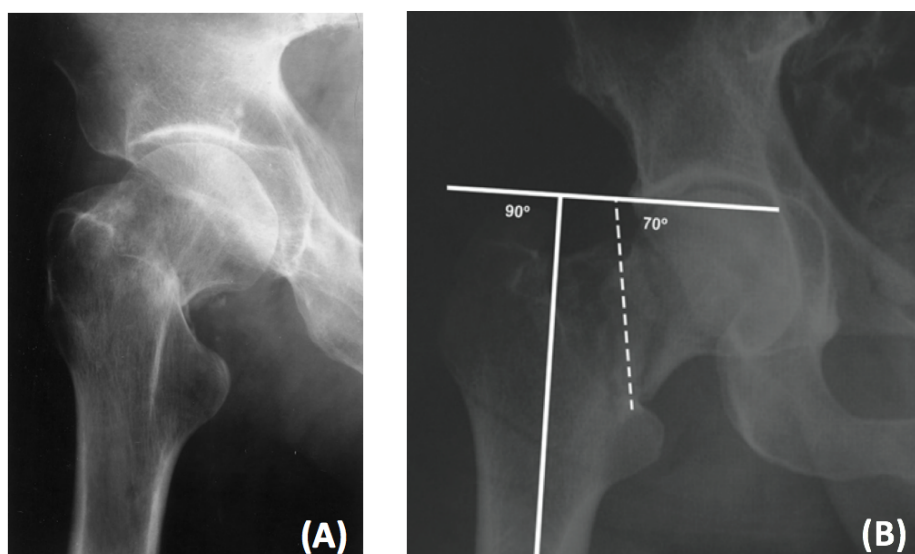
Os tipos de fraturas de quadril mais comuns em idosos são as transtrocanterianas e as de colo do fêmur, responsáveis por aproximadamente 90% do total das fraturas (CUNHA *et al.*, 2008). Destaca-se a fratura vertical do colo do fêmur como uma lesão ortopédica que apresenta alta incidência de falha da osteossíntese decorrente de forças de cisalhamento que atuam no foco de fratura (GIORDANO *et al.*, 2019; SAMSAMI *et al.*, 2015). A fratura do colo do fêmur em pacientes jovens (até 60 anos) é relativamente rara, mas potencialmente devastadora (GARDNER *et al.*, 2015), sendo, em geral, consequência de trauma de alta energia e que apresenta diversas compli-

cações pós-operatórias (STOCKTON *et al.*, 2015). O tratamento em pacientes jovens, em sua maioria, consiste na utilização de implantes de fixação interna, como os parafusos deslizantes ou parafusos canulados. Em pacientes idosos a recomendação é a realização de artroplastia total do quadril (GUIMARÃES *et al.*, 2014; GARDNER *et al.*, 2015; GUIMARÃES *et al.*, 2017).

Osteossínteses de fraturas verticais do colo do fêmur estão associadas a altas taxas de complicações, estando presentes em 46% dos casos (FILIPOV *et al.*, 2017). As principais complicações nesse tratamento envolvem a perda de fixação do implante, pseudoartrose e necrose avascular da cabeça femoral (GARDNER *et al.*, 2015). Enquanto a necrose avascular da cabeça femoral depende de vários fatores biológicos e cirúrgicos, as outras complicações mencionadas podem ser reduzidas através da melhora na estabilidade de fixação da fratura (FILIPOV *et al.*, 2017). As fraturas verticais do colo do fêmur em que ocorre uma orientação da fratura maior que  $70^\circ$ , classificadas como Pauwels tipo III (Figura 13), tendem a experimentar maiores forças cisalhantes e consequente aumento nos casos de pseudoartrose e perda de fixação do implante (LY *et al.*, 2008), sendo preditor de complicações pós-operatórias (CHA *et al.*, 2019).

Ainda há controvérsias a respeito do método de fixação ideal para este tipo de fratura (YANG *et al.*, 2013; GUIMARÃES *et al.*, 2014; GUIMARÃES *et al.*, 2017; BISACCIA *et al.*, 2018; CHA *et al.*, 2019), o que reflete a importância de estudos que desenvolvam modelos experimentais e/ou computacionais para análise dos melhores métodos de fixação de fraturas verticais do colo do fêmur. A Figura 2 apresenta duas radiografias deste tipo de fratura.

Figura 2 – (A) Fratura vertical do colo do fêmur. (B) Fratura vertical do colo do fêmur com traço de corte a  $70^\circ$ .



Fonte – (A) Thomsen *et al.* (1996). (B) Guimarães *et al.* (2017).

## 1.2 OBJETIVOS

O objetivo principal deste estudo é avaliar, através de ensaios experimentais (*in vitro*) e análises numéricas computacionais (*in silico*), a estabilidade e a resistência mecânica proporcionadas por três diferentes métodos de fixação de fraturas verticais do colo do fêmur durante a aplicação de ciclos de carregamento de compressão. Por meio dos resultados obtidos, busca-se ainda validar os modelos numéricos. Os métodos a serem avaliados são:

- i) Parafuso deslizante de quadril com parafuso antirrotatório (PDQ + PA);
- ii) Parafusos canulados com placa medial bloqueada (PCPMB);
- iii) Parafusos canulados com placa medial não bloqueada (PCPMNB).

## 1.3 ESTRUTURA DO PROJETO

As diversas etapas e abordagens realizadas, durante o projeto, encontram-se aqui descritas e estruturadas. No capítulo Introdução, apresenta-se a motivação de estudo, visando mostrar a relevância deste estudo e seu impacto na sociedade, o qual pode contribuir significativamente para a melhoria da saúde pública. No segundo capítulo, denominado Revisão Bibliográfica, é apresentado, primeiramente, um estudo da biomecânica do quadril, abordando aspectos relacionados à anatomia, cinemática e à cinética do quadril. Em seguida, apresenta-se a classificação de fraturas utilizada neste projeto, e os conceitos de estabilidade e instabilidade de fratura. A seguir, são abordadas as três técnicas de osteossíntese, bastante utilizadas para o tratamento de fraturas verticais do colo do fêmur, incluindo-se uma revisão sobre estudos numéricos em elementos finitos e estudos biomecânicos experimentais. No terceiro capítulo, são apresentados os materiais e equipamentos utilizados para o desenvolvimento do projeto, e a metodologia para elaboração do estudo numérico e experimental. O quarto capítulo engloba os resultados quantitativos, obtidos na etapa numérica e experimental, sendo feita também uma comparação entre estes resultados e discutido seus aspectos qualitativos. Por fim, é apresentada a conclusão sobre o desenvolvimento deste projeto e seus resultados, bem como propostas para trabalhos futuros.

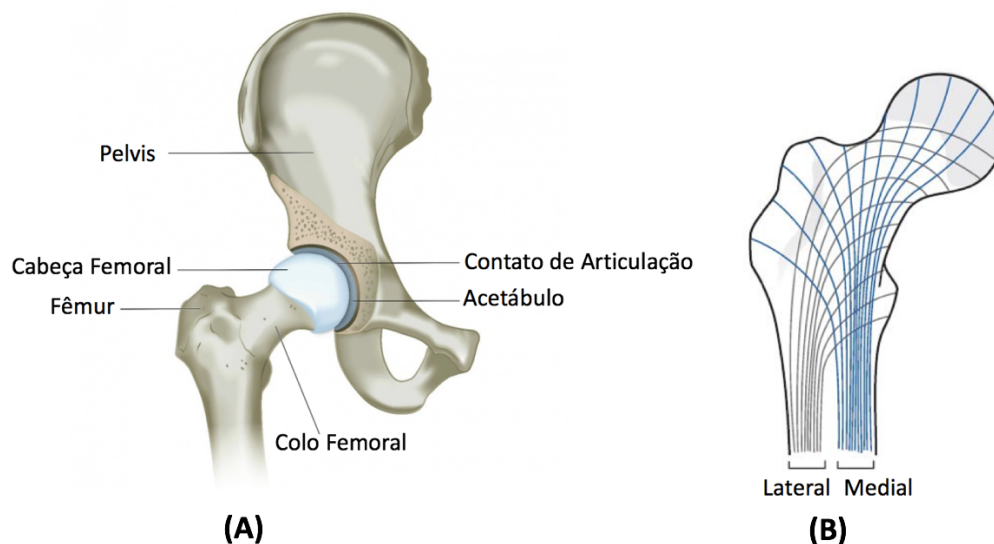
## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 BIOMECÂNICA DO QUADRIL

#### 2.1.1 Considerações anatômicas e fisiológicas

A principal função da articulação do quadril é suportar o peso da cabeça, dos braços e do tronco, durante as atividades diárias, tais como caminhar, correr e subir escadas. A sua capacidade de transmitir forças entre o tronco e os membros inferiores é vital para o funcionamento normal do corpo humano (NORDIN *et al.*, 2012). A articulação do quadril, também chamada de articulação coxo-femoral, é composta pelo acetábulo pélvico, pela cabeça do fêmur e pelo colo do fêmur, conforme visto na Figura 3. Ressalta-se que o interior da cabeça e do colo do fêmur é formado de osso trabecular, com trabéculas organizadas nos sistemas trabeculares medial e lateral.

Figura 3 – (A) Articulação do quadril. (B) Regiões lateral e medial.



Fonte – (A) Modificado de: *The hip. International Cartilage Repair Society*. Disponível em: <https://cartilage.org/patient/about-cartilage/welcome-to-our-joint/the-hip/>. Acesso em: 17 de abril de 2020. (B) Modificado de Nordin *et al.* (2012).

Essa configuração, em bola e soquete, confere-lhe estabilidade inerente, juntamente com uma mobilidade substancial. Dessa forma, além de sustentar a estrutura corporal e distribuir suas cargas, o quadril também deve facilitar o movimento do corpo através do espaço, de forma indolor e com movimentos controlados entre a coxa e o tronco (DALLACOSTA, 2011).

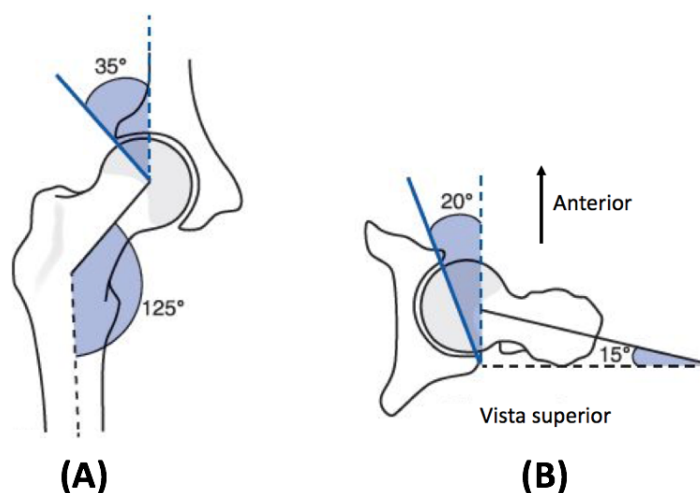
#### ● ACETÁBULO

O acetábulo é a porção côncava da estrutura em bola e soquete da articulação do quadril, em que sua cavidade é voltada obliquamente para frente, para fora e para



baixo. Um mau alinhamento do acetábulo acaba por não recobrir adequadamente a cabeça do fêmur, muitas vezes causando luxação crônica e osteoartrite (NORDIN *et al.*, 2012). O ângulo centro-borda (ângulo de Wiberg) e o ângulo de anteversão acetabular são os ângulos que descrevem a quantidade de cobertura que o acetábulo fornece à cabeça do fêmur (Figura 4).

Figura 4 – (A) Ângulo centro-borda. (B) Ângulo de anteversão acetabular.



Fonte – Modificado de Nordin *et al.* (2012).

O ângulo centro-borda indica a extensão que o acetábulo recobre a cabeça do fêmur no plano frontal. Seu valor é altamente variável, medindo entre 35° a 40°, em média, nas radiografias de adultos. Um ângulo centro-borda normal fornece uma região de proteção sobre a cabeça do fêmur, enquanto uma configuração mais vertical (um ângulo menor) apresenta menor contenção da cabeça do fêmur, aumentando o risco de luxação (NORDIN *et al.*, 2012).

O ângulo de anteversão acetabular descreve o quanto o acetábulo envolve a cabeça do fêmur no plano horizontal. O valor médio é de aproximadamente 20°. Elevações patológicas no ângulo de anteversão acetabular estão associadas a diminuição da estabilidade articular e a maior probabilidade de luxação anterior da cabeça do fêmur (BARRACK, 2003).

## • CABEÇA DO FÊMUR

A cabeça do fêmur, componente convexo da configuração em bola e soquete da articulação do quadril, forma dois terços de uma esfera. As variações de espessura da cartilagem articular que recobre a cabeça do fêmur resultam em diferenças de resistência e rigidez nas várias regiões da cabeça do fêmur (NORDIN *et al.*, 2012). Essa cartilagem, na articulação do quadril, é viscoelástica, e apresenta diferentes

comportamentos conforme a magnitude e velocidade da carga aplicada na cabeça. A área de descarga de peso está concentrada na periferia da superfície semilunar da cabeça do fêmur, em caso de cargas menores, mas desloca-se para o centro da superfície semilunar e para os cornos anterior e posterior com o aumento da carga (EISENHART-ROTHER *et al.*, 1997).

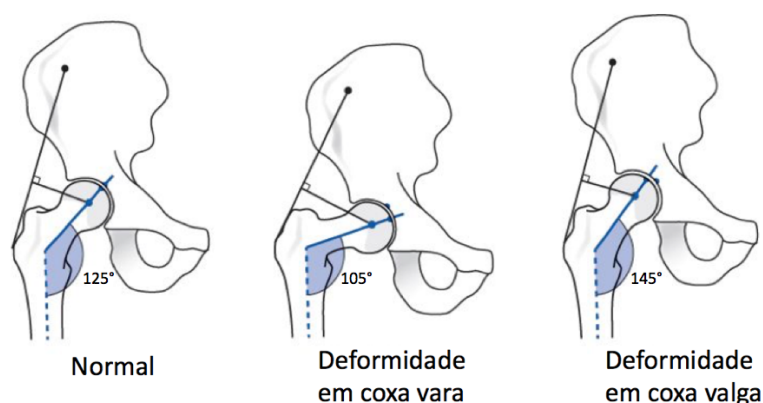
Estudos feitos por Bergman *et al.*, 1995, utilizando uma cabeça protética instrumentada, demonstram que as superfícies semilunares anterior e medial são responsáveis por transmitir a maior parte da carga durante as atividades diárias, embora medições diretas como estas sejam extremamente difíceis de realizar devido às várias limitações e considerações.

### • COLO DO FÊMUR

A estrutura do colo do fêmur também atua no funcionamento da articulação do quadril, notadamente nas relações angulares com a diáfise femoral. Os dois ângulos mais relevantes são o ângulo colo-diafisário, conhecido como ângulo de inclinação, e o ângulo de torção (NORDIN *et al.*, 2012).

O ângulo de inclinação, em adultos, apresenta uma variação de  $90^{\circ}$  a  $135^{\circ}$  na idade adulta (OGUS, 1996). Um ângulo superior a  $125^{\circ}$  produz uma condição conhecida como coxa valga, enquanto um ângulo menor que  $125^{\circ}$  é conhecido como coxa vara (Figura 5). Estes ângulos anormais alteram o alinhamento entre o acetábulo e a cabeça do fêmur, mudando os momentos do quadril e alterando o braço de alavanca e o impacto das forças aplicadas às articulações da parte superior do corpo.

Figura 5 – Ângulo colo-diafisário.

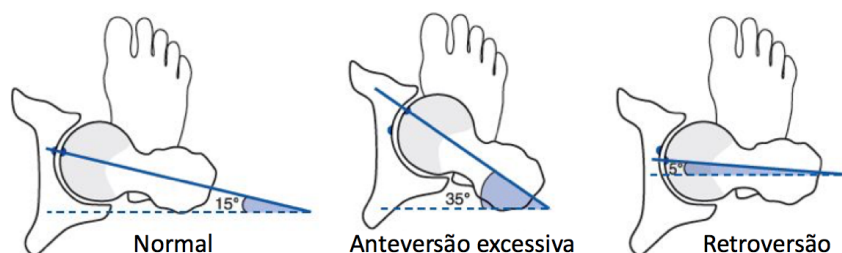


Fonte – Modificado de Nordin *et al.* (2012).

Um ângulo de torção entre  $10^{\circ}$  e  $20^{\circ}$  é considerado normal (NORDIN *et al.*, 2012). Ângulos superiores a  $12^{\circ}$ , conhecidos como anteversão, fazem com que uma porção da cabeça do fêmur fique descoberta e criam uma tendência para a rotação

interna da perna durante a marcha (caminhada) para manter a cabeça do fêmur no interior da cavidade acetabular. A retroversão, um ângulo inferior a  $12^\circ$ , cria uma tendência à rotação externa da perna durante a marcha. Estas situações podem ser verificadas com auxílio da Figura 6.

Figura 6 – Ângulo de torção.

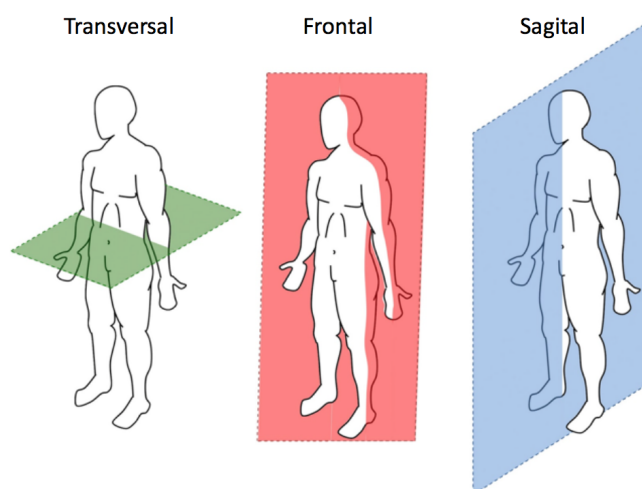


Fonte – Modificado de Nordin *et al.* (2012).

### 2.1.2 Cinemática

Os movimentos efetuados pela articulação do quadril são realizados em três planos de referência: plano sagital (responsável pelos movimentos de flexão e extensão), plano frontal (movimentos de abdução e adução) e plano transversal (movimentos de rotação). Estes planos são representados espacialmente na Figura 7.

Figura 7 – Planos de referência do corpo humano.

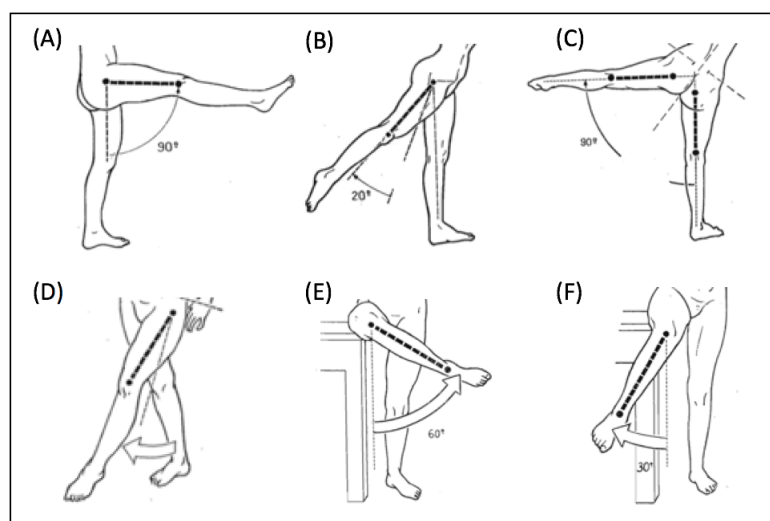


Fonte – Modificado de: *Anatomical planes. Medicine* 107, 2014. Disponível em: <<https://medicine107.wordpress.com/2014/12/24/anatomical-planes/>>. Acesso em: 17 de abril de 2020.

Os movimentos executados nos planos referenciais são mostrados na Figura 8 e explicados a seguir, de acordo com os estudos de Dallacosta (2011) e Nordin *et al.* (2012):

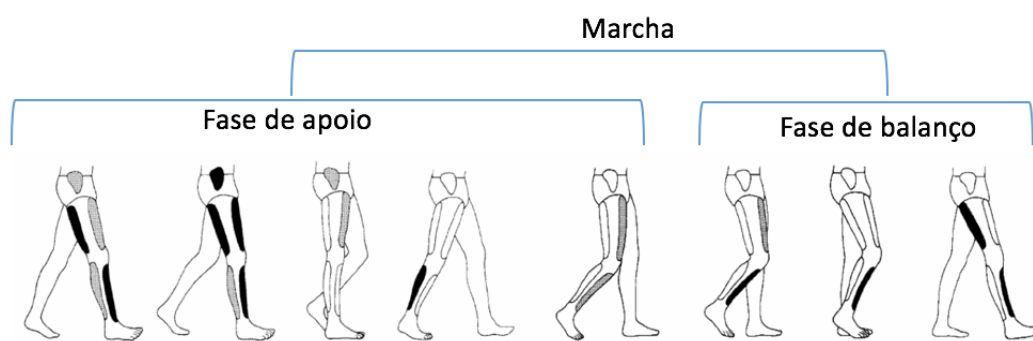
- Flexão: ocorre no plano sagital, pois o movimento é paralelo ao plano, e movimenta a face anterior da coxa na direção do tronco. A amplitude de flexão varia geralmente entre  $0^{\circ}$  e  $140^{\circ}$ .
- Extensão: é o movimento oposto à flexão, em que a extensão leva o membro inferior para atrás do plano frontal. A amplitude de extensão é muito menor quando comparada a amplitude de flexão, variando entre  $0^{\circ}$  e  $15^{\circ}$ .
- Abdução: ocorre no plano frontal e esse movimento dirige o membro inferior diretamente para fora, afastando este do plano de simetria do corpo (sagital). A amplitude de abdução normalmente varia entre  $0^{\circ}$  e  $30^{\circ}$ .
- Adução: movimento oposto à abdução, levando o membro inferior para dentro e aproximando-o do plano de simetria do corpo. A amplitude de adução normalmente varia entre  $0^{\circ}$  e  $25^{\circ}$ .
- Rotação externa: ocorre paralelamente ao plano transversal e é o movimento que leva a ponta do pé para dentro, cuja amplitude máxima é de  $70^{\circ}$ .
- Rotação interna: movimento que leva a ponta do pé para fora, com amplitude máxima de  $90^{\circ}$ .

Figura 8 – Movimentos da articulação do quadril: (A) flexão, (B) extensão, (C) abdução, (D) adução, (E) rotação externa e (F) rotação interna.



Outro aspecto relevante ao estudo cinemático do quadril é em relação à sua amplitude de movimento durante a caminhada (ciclo de marcha), sendo executado principalmente os movimentos de flexão e extensão da articulação do quadril. A Figura 9 ilustra o ciclo de marcha, em que é possível observar um movimento de flexão do quadril no primeiro deslocamento da fase de apoio e, ao final deste mesmo ciclo, um movimento de extensão. A amplitude destes movimentos pode variar de acordo com o sexo, idade e peso da pessoa. O ciclo da marcha, também chamado de passada, é a atividade ocorrida entre o momento em que um pé toca o solo e o instante em que ele retorna ao solo. A fase de apoio é a atividade que ocorre quando o pé está em contato com o solo, enquanto a fase de balanço é a atividade que ocorre quando o pé não está em contato com o solo.

Figura 9 – Ciclo de marcha.



Fonte – Modificado de PINTO, Susana. A marcha humana em análise. 09 de novembro de 2007. Unidade de Neuromusculares, IMM - Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa.

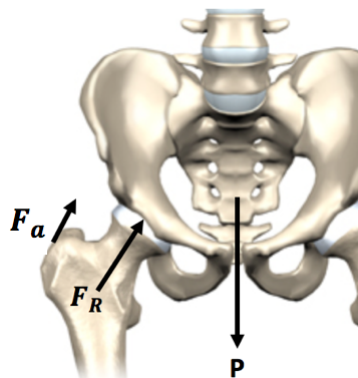
### 2.1.3 Cinética

O estudo cinético se baseia na determinação das forças substanciais que atuam sobre a articulação do quadril durante atividades simples (inclinar, agachar, subir escada, etc.). O ambiente mecânico a que está sujeito o fêmur proximal durante as atividades de vida diária resulta de solicitações quase estáticas e cíclicas, oriundas do carregamento produzido pela contração muscular e suporte de carga, cuja magnitude pode variar entre 4 a 8 vezes o peso corporal (NORDIN *et al.*, 2012). A Figura 10 mostra um diagrama de corpo livre simplificado dos esforços atuantes no quadril, em que  $F_a$  corresponde a força causada pelo músculo abdutor, a qual atua somente em tração (SIMPSON *et al.*, 2010),  $F_R$  é a força de reação resultante do quadril e  $P$  é a força peso do corpo.

A resultante originada no quadril, inclinada em aproximadamente  $159^\circ$  em relação ao eixo vertical, é a tradução dos esforços axiais, flexurais (momento) ou rotacionais (torque) que são dependentes não só da intensidade da força, como também da

geometria e da posição espacial do fêmur proximal em relação às estruturas ósseas, musculares e ligamentares adjacentes (BERGMANN *et al.*, 2016).

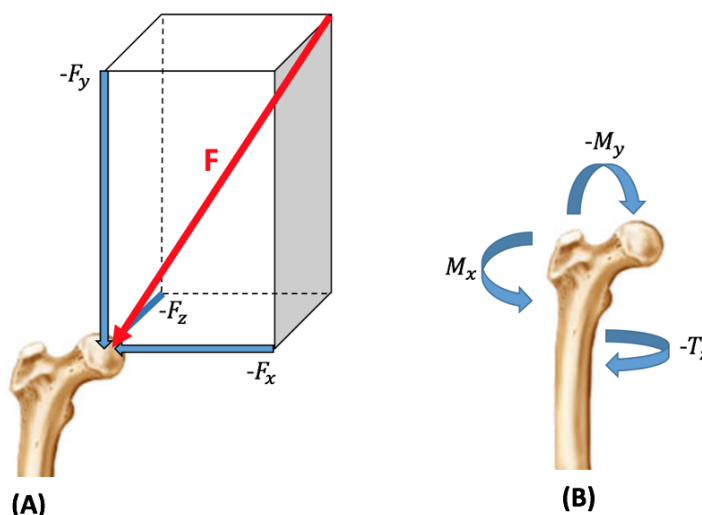
Figura 10 – Diagrama de corpo livre da articulação do quadril.



Fonte – Modificado de: *Mid west bone & joint institute. A Patient's Guide to Hip Anatomy*. Disponível em: <<https://midwestbonejoint.com/hip/hip-anatomy/>>. Acesso em: 17 de abril de 2020.

Considerando-se a resultante  $F$  dos esforços atuantes na articulação do quadril, é possível decompô-la em três eixos:  $x$ ,  $y$  e  $z$ . Assim, pode-se representar  $F$  em função de suas componentes  $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$  (Figura 11). As coordenadas adotadas seguem a orientação: eixo  $x$  apontando para a região medial do fêmur, eixo  $y$  verticalmente para cima, e eixo  $z$  apontando para a região anterior.

Figura 11 – (A) Resultante dos esforços atuantes no fêmur. (B) Momentos fletores e torçores gerados pelas componentes.



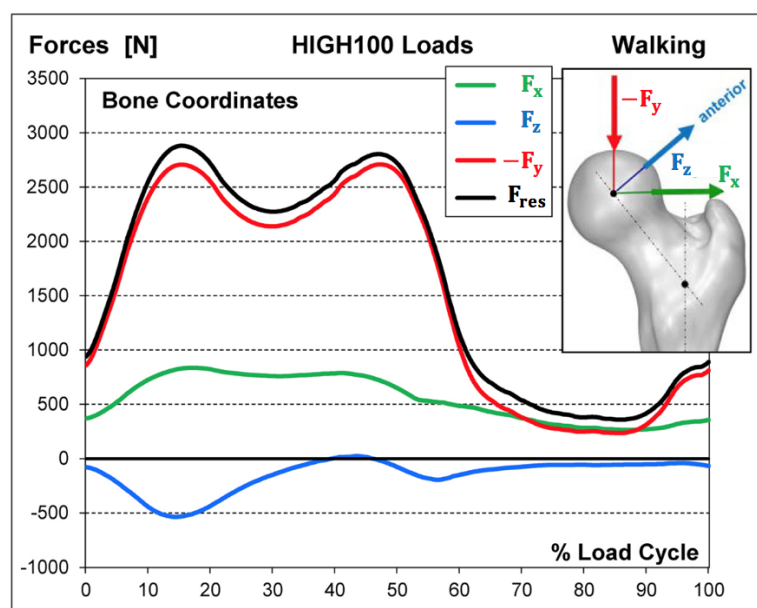
Fonte – Modificado de: JCuriosidades. As maiores partes do corpo humano. Disponível em: <<http://jcuriosidades.comunidades.net/as-maiores-partes-do-corpo-humano>>. Acesso em: 18 de abril de 2020.

Analisando a Figura 11, observa-se que as forças axiais longitudinais ( $F_y$ ) promovem, no plano frontal, a compressão da estrutura óssea nesse eixo, assim como

um momento flexural que tende a produzir a deformação em varo do fêmur proximal. No plano sagital, a tendência ao antecurvato da região proximal relaciona-se com a ocorrência de forças trativas anteriormente, e compressivas posteriormente. As forças torcionais ( $F_z$ ) geram um momento torçor anterior, manifestado pela tendência à anteversão da região proximal do fêmur. A força atuante no eixo x gera um momento que tende a produzir a deformação valga do fêmur proximal. Entretanto,  $F_x$  possui magnitude menor que  $F_y$  (BERGMANN et al., 2010).

As forças que atuam na articulação do quadril podem ser determinadas por meio de estudos biomecânicos que utilizam sensores colocados em implantes femorais. Estudos que avaliaram a marcha com velocidade de 1,1 m/s encontraram cargas aplicadas à articulação do quadril de até 2,8 vezes o peso corporal (BERGMANN et al., 2016), conforme visto na Figura 12.

Figura 12 – Forças atuantes na articulação do quadril durante a marcha lenta para um peso corporal de 100 kg



Fonte – Modificado de Bergmann et al. (2016)

Observa-se na Figura 12 que a força resultante, aplicada ao quadril (curva em preto), apresenta valor próximo à força aplicada no eixo Y (curva em vermelho), a qual corresponde à força atuante no sentido súpero-inferior. Assim, conclui-se que a força atuante neste sentido é a maior e mais representativa aplicada ao quadril no momento do apoio monopodal (BERGMANN et al., 2016).

## 2.2 CLASSIFICAÇÃO DE FRATURAS VERTICAIS DO COLO DO FÊMUR

### 2.2.1 Fratura estável e instável

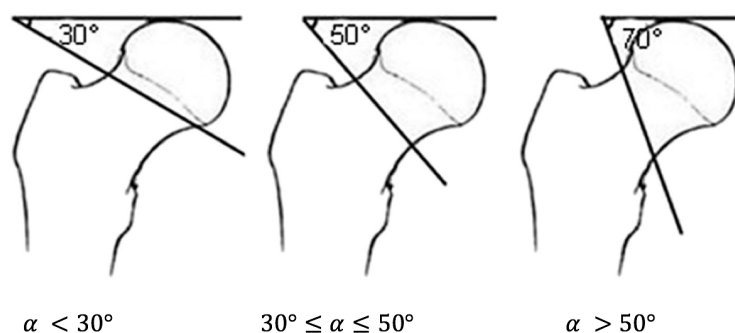
Há duas classificações gerais quanto à estabilidade de fraturas: fraturas estáveis e instáveis, havendo maiores complicações biomecânicas em fraturas instáveis (KIM *et al.*, 2001). Em geral, a instabilidade é determinada pela presença de zona de cominuição (fragmentação) do córtex medial e instabilidade posterolateral (SCHIPPER *et al.*, 2003). Collinge *et al.* (2014) avaliaram as fraturas verticais do colo do fêmur em 136 pacientes adultos com menos de 50 anos e verificaram que mais de 90% das fraturas verticais possuíam cominuição. Existem diferentes classificações para a análise de Fratura vertical do colo do fêmur (FVCF) em ossos humanos. A classificação de Pauwels, primeira classificação biomecânica para FVCF, será adotada no presente trabalho.

### 2.2.2 Classificação de Pauwels

Em 1935, Pauwels descreveu uma classificação para as fraturas do colo do fêmur, em que a angulação do traço fraturário determina sua classificação (SHEN *et al.*, 2016). A angulação é calculada a partir de uma linha perpendicular à diáfise do fêmur, conforme mostra a Figura 13, sendo as fraturas classificadas em 3 tipos:

- a) tipo I: angulação menor que  $30^\circ$ ;
- b) tipo II: angulação entre  $30^\circ$  e  $50^\circ$ ;
- c) tipo III: angulação maior que  $50^\circ$ .

Figura 13 – Classificação de Pauwels, de acordo com angulação do traço de corte  $\alpha$ .



Fonte – Modificado de Shen *et al.* (2016)

A angulação do traço indica o grau de instabilidade e força de cisalhamento que atuam sobre a fratura, permitindo o estabelecimento de critérios definidores das



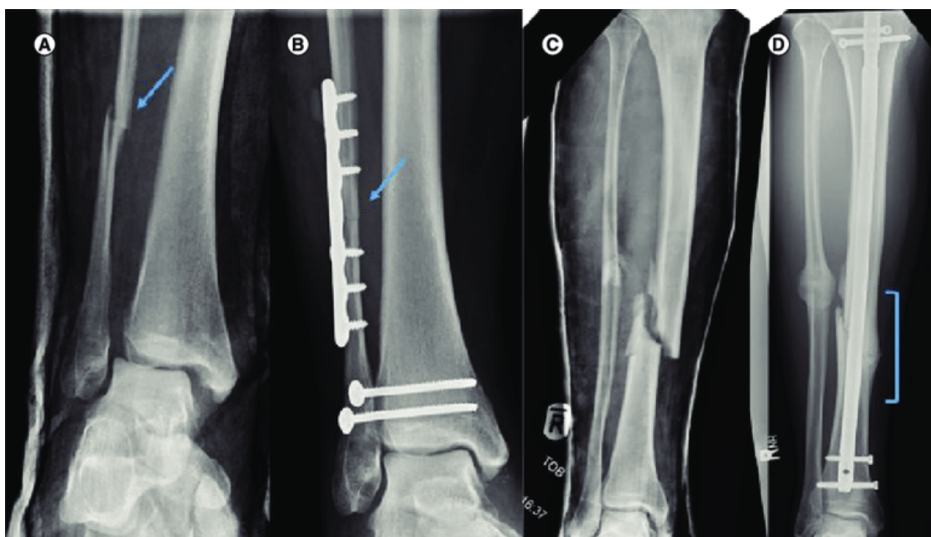
características do implante a ser utilizado na redução da fratura. De I ao III, com a verticalização progressiva do traço de fratura, ocorre o aumento da força de cisalhamento presente no foco de fratura (SHEN *et al.*, 2016).

## 2.3 TÉCNICAS DE OSTEOSSÍNTESE

### 2.3.1 Ambiente mecânico no foco de fratura

Quando fraturas ósseas ocorrem, forças externas produzem movimentação interfragmentária contínua, e um método de estabilização se faz necessário (MACEDO *et al.*, 2017). A consolidação óssea pode ser subdividida em duas categorias principais: primária e secundária (LIEBERMAN *et al.*, 2005). A presença ou não de movimento no foco de fratura é o que determina a via de consolidação óssea, em que a consolidação secundária caracteriza-se pela movimentação interfragmentária no foco de fratura e, conseqüentemente, formação de calo ósseo (BETTS *et al.*, 2014). A consolidação primária não apresenta formação de calo ósseo e requer estabilidade absoluta no foco de fratura (MACEDO *et al.*, 2017). A Figura 14 ilustra uma consolidação primária e secundária.

Figura 14 – Consolidação primária e secundária: A) Fratura da fíbula (seta em azul). B) Consolidação primária da fíbula, juntamente com fixação interna rígida (estabilidade absoluta). C) Fratura da tíbia e fíbula. D) Consolidação secundária da tíbia e fíbula, com formação de calo ósseo (estabilidade relativa).

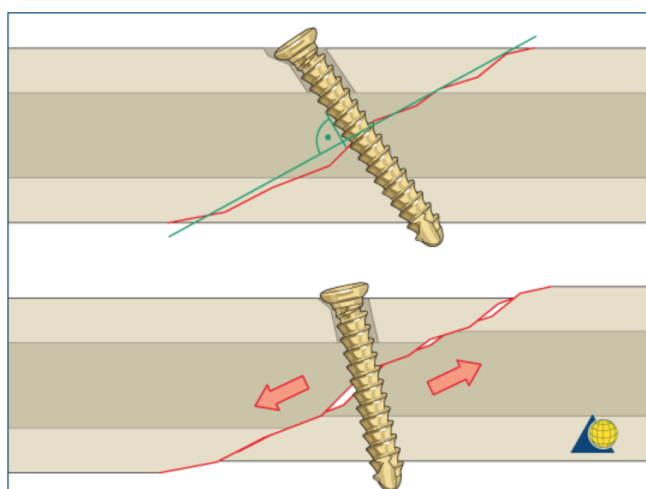


Fonte – Mcewan *et al.* (2018)

Osteossíntese é o procedimento cirúrgico no qual busca-se a estabilização e união das extremidades dos ossos fraturados por meio de dispositivos mecânicos (RADU *et al.*, 2009). Exemplos destes dispositivos envolvem, de modo geral, a utilização de parafusos/pinos em conjunto com placas de metal, hastes ou fios. Trata-se de

métodos de fixação interna, em que usualmente os parafusos devem aplicar uma compressão interfragmentária a fim de minimizar a mobilidade no foco de fratura e acelerar o processo de consolidação óssea (AUGAT *et al.*, 2019). Uma vez que ocorre esta compressão no foco de fratura, deve-se posicionar o parafuso perpendicularmente à linha de fratura. Caso contrário, haverá um deslocamento da fratura quando o parafuso for apertado, conforme é visto na Figura 15.

Figura 15 – Parafuso superior posicionado à 90° em relação à linha de fratura e parafuso inferior posicionado em uma angulação não perpendicular.



Fonte – *Lag screw technique. AO Surgery Reference*. Disponível em: <<https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/proximal-tibia/basic-technique/lag-screw-technique>>. Acesso em: 18 de abril de 2020.

Nas fraturas intracapsulares, busca-se uma consolidação primária, isto é, sem a formação de calo ósseo (ROERDINK *et al.*, 2008). Dessa maneira, uma vez que o colo do fêmur está na região intracapsular, a consolidação deve acontecer de maneira primária, por meio da estabilidade absoluta no foco de fratura (MACEDO *et al.*, 2017). Essa estabilidade deve ser resultado da compressão interfragmentária no foco de fratura, associada a uma síntese rígida e à redução anatômica<sup>1</sup> (KALSBECK *et al.*, 2018).

A compressão interfragmentária pode ser obtida no momento da cirurgia e/ou no período pós-operatório. As técnicas que permitem o deslizamento da cabeça femoral ao longo do eixo do colo femoral possibilitam uma compressão adicional no período pós-operatório (PANTELI *et al.*, 2015). Estudos apontam que micromovimentos axiais são benéfico à consolidação óssea. Entretanto, há um limite ainda desconhecido no qual essa micromovimentação passa a ser prejudicial à consolidação (KENWRIGHT *et*

<sup>1</sup> Reposicionamento dos fragmentos ósseos à posição original (*Reduction Technique. AO Trauma*. Disponível em: <[https://aotrauma.aofoundation.org/-/media/project/aocmf/aotrauma/documents/education\\_pdf/orp\\_handout\\_english\\_reduction-techniques.pdf?la=en&hash=66C885695A03362E2D9F937E4B57277A0221FE15](https://aotrauma.aofoundation.org/-/media/project/aocmf/aotrauma/documents/education_pdf/orp_handout_english_reduction-techniques.pdf?la=en&hash=66C885695A03362E2D9F937E4B57277A0221FE15)>. Acesso em: 27 de abril de 2020.)

*al.*, 1989; CHAO *et al.*, 1989; KABATA *et al.*, 2005; LENARZ *et al.*, 2008). Em estudos envolvendo animais, movimentos axiais de 1 mm foram associados ao aumento da velocidade de consolidação óssea (GOODSHIP *et al.*, 1995).

A presença de tensão cisalhante excessiva, gerando movimentação cisalhante no foco de fratura, tende a ser prejudicial à consolidação de fraturas (GESSMAN *et al.*, 2011). A rigidez excessiva, proporcionada pelo implante, também pode retardar ou mesmo inibir a consolidação óssea, uma vez que deve permitir a transferência de carga axial suficiente através do osso para estimular a consolidação (GESSMAN *et al.*, 2011). No entanto, de forma simultânea, essa rigidez deve ser suficiente para prevenir um movimento interfragmentário inicial excessivo entre os fragmentos ósseos.

Apesar de não haver consenso na literatura em relação à mensuração do movimento interfragmentário que venha a ser prejudicial à consolidação óssea, Alho *et al.* (1999) mencionam em seu estudo que uma alteração de 10 mm na posição da fratura, após três meses de pós-operatório, está associada a complicações locais e à necessidade de uma futura reoperação.

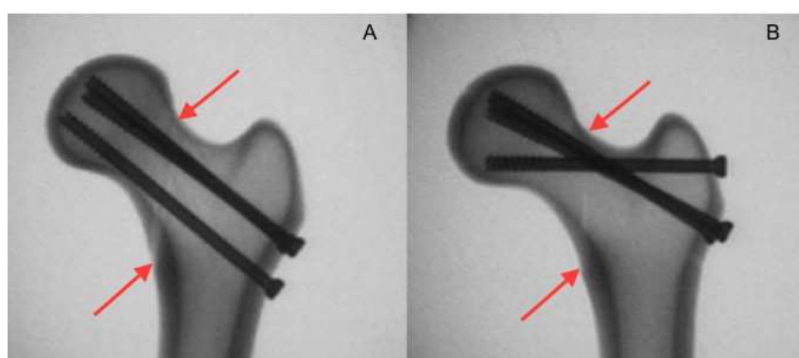
Técnicas como o *Dynamic Hip Screw* (DHS), também conhecido como parafuso deslizante, e os parafusos canulados meia rosca são muito utilizadas em fraturas verticais do colo do fêmur, pois permitem a compressão interfragmentária no pós-operatório. A parte rosqueada do parafuso deve ultrapassar completamente a linha de fratura, permitindo o deslizamento da cabeça femoral, juntamente com o parafuso, ao longo do eixo do colo femoral. Entretanto, essas técnicas também podem resultar em uma compressão não controlada ao longo do eixo cervico-diafisário, o que, em conjunto com a cominuição da fratura<sup>2</sup>, frequentemente observada em fraturas verticais, torna a compressão não controlada motivo de preocupação (PANTELI *et al.*, 2015). A compressão exagerada, decorrente da impacção do foco de fratura, pode ocasionar encurtamento do colo femoral (RAMALLO *et al.*, 2017), repercutindo negativamente na biomecânica da marcha do paciente. O dispositivo ideal para tratamento de fraturas verticais do colo femoral permanece como uma questão em aberto (YANG *et al.*, 2013; GUIMARÃES *et al.*, 2014; GUIMARÃES *et al.*, 2017; CHA *et al.*, 2019).

<sup>2</sup> Fratura multifragmentária (BAUMAERTNER *et al.*, 1999)

### 2.3.2 Parafusos canulados

Com características de excelente estabilidade e relativamente baixa intervenção no suprimento sanguíneo da cabeça femoral, os pacientes tratados com três parafusos canulados exibem bom prognóstico clínico para a fixação das fraturas do colo do fêmur (GUO *et al.*, 2019). Em termos de posicionamento dos parafusos, há um nítido consenso de que a configuração triangular invertida dos parafusos canulados ajuda a evitar complicações como pseudoartrose e refratura (GUO *et al.*, 2019). Montagens em tirante ou triângulo invertido fazem parte das diferentes possibilidades recentes para tratamento da fratura vertical do colo, apesar da baixa quantidade de dados referentes a esta forma de construção (GUIMARAES *et al.*, 2017; JOHNSON *et al.*, 2017). A Figura 16 apresenta a configuração triangular invertida e montagem em tirante dos parafusos canulados.

Figura 16 – (A) Parafusos canulados em configuração triangular invertido e (B) parafusos canulados com configuração em tirante.



Fonte – Johnson *et al.* (2017)

Parker (2009) relatou que os parafusos canulados possuem uma baixa capacidade de fixação em comparação a outros dispositivos de fixação internos, o que pode levar ao encurtamento do colo femoral e comprometer a função do quadril, notadamente em pacientes com osteoporose.

### 2.3.3 Parafuso deslizante de quadril com parafuso antirrotatório

O parafuso deslizante de quadril (DHS, do inglês *Dynamic Hip Screw*), quando utilizado em fraturas verticais do colo femoral, normalmente vem acompanhado de um segundo parafuso posicionado superiormente, conhecido como parafuso antirrotatório (GIORDANO *et al.* (2019), como visto na Figura 17.

Figura 17 – Imagem radiográfica do parafuso deslizante com parafuso antirrotatório.



Fonte – Kulambi *et al.* (2019)

Estudos biomecânicos têm demonstrado que a utilização do DHS com parafuso antirrotatório apresenta superioridade em relação aos parafusos canulados (SAMSAMI *et al.*, 2015; NOWOTARSKI *et al.*, 2012). Entretanto, ao considermos o tempo de consolidação óssea e o resultado funcional no pós-operatório, bem como as complicações clínicas relacionadas à pseudoartrose e à necrose avascular da cabeça femoral, há uma quantidade limitada de evidências que sugerem superioridade de um implante em relação ao outro (BISACCIA *et al.*, 2018; GARDNER *et al.*, 2015).

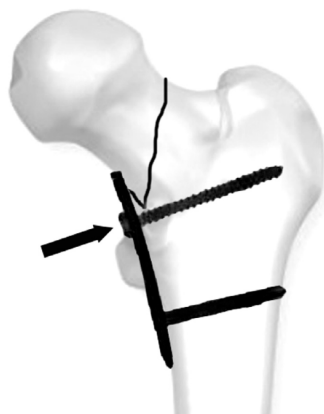
#### 2.3.4 Placa medial

Recentemente, alguns autores têm proposto a utilização de pequenas placas na região da face medial do colo femoral (Figura 18), também conhecida como região do "calcar", o qual vem apresentando resultados biomecânicos iniciais satisfatórios (MIR *et al.*, 2015; YE *et al.*, 2017). Teoricamente, a adição de uma placa nesta região, a fim de contrapor as forças de cisalhamento presentes, resultaria na transformação das forças de cisalhamento em forças compressivas (GIORDANO *et al.*, 2019), auxiliando no processo de consolidação óssea.

Ye *et al.* (2017), publicaram um trabalho sobre a primeira série de casos com parafusos canulados associados à placa terço tubular medial. Nesse estudo, foram incluídos 28 pacientes com fraturas verticais do colo do fêmur, operados utilizando uma combinação de três parafusos canulados e placa medial. Como resultado, 89% dos pacientes obtiveram a consolidação sem encurtamento do colo femoral, além da ausência de casos de necrose avascular. Os pacientes foram acompanhados por um período de 12 meses, e os resultados demonstraram que a utilização de placa medial em conjunto com os parafusos canulados apresentou melhores resultados de

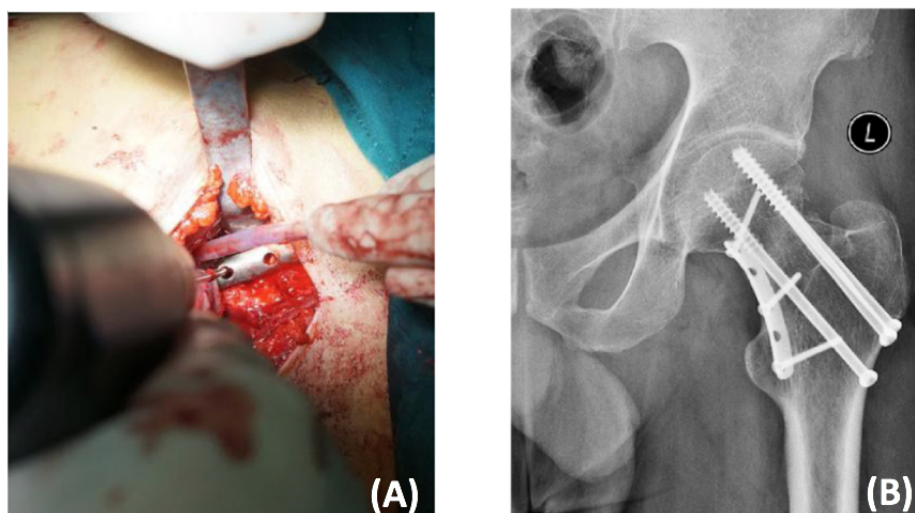
redução óssea, em comparação à utilização de parafusos canulados sem placa (YE *et al.*, 2017). Nesse estudo, Ye *et al.* (2017) informam também a metodologia utilizada para o posicionamento da placa no fêmur dos pacientes durante a cirurgia. A Figura 19 ilustra a placa posicionada no paciente, assim como uma radiografia referente a três meses de pós-operatório.

Figura 18 – Placa medial para tratamento das fraturas verticais do colo do fêmur.



Fonte – Mir *et al.* (2015)

Figura 19 – (A) Placa posicionada no paciente. (B) Radiografia referente a três meses de pós-operatório.



Fonte – Ye *et al.* (2017)

## 2.4 ESTUDOS DE SISTEMAS BIOMECÂNICOS DE FRATURAS VERTICAIS DO COLO DO FÊMUR

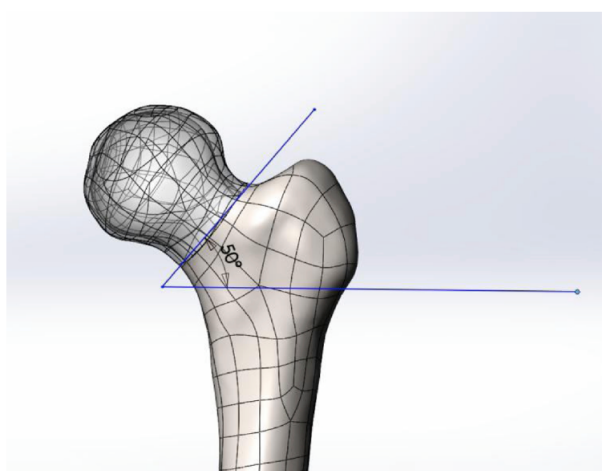
### 2.4.1 Análises *in silico*: modelamento numérico computacional

Modelos empregando o Método dos Elementos finitos (EF) podem ser usados para avaliar o desempenho mecânico da fixação de fraturas. O uso de modelos de EF, em oposição à realização de experimentos, tem a vantagem de avaliar novos implantes antes da fabricação. Além disso, permitem a avaliação de tensões e deformações geradas no osso, inclusive em interfaces de osso e componentes de implante que são difíceis, se não impossíveis, de medir experimentalmente (TRABELSI *et al.*, 2011). Dessa maneira, a utilização do método de EF pode fornecer algumas previsões sobre o desempenho clínico dos implantes (LANGTON *et al.*, 2009).

Entretanto, o nível de confiança nas previsões via EF depende fortemente da precisão dos modelos simulados, a qual é influenciada pela exatidão geométrica, propriedades físicas atribuídas ao material (como regime de elasticidade), tipos e quantidade de elementos utilizados na discretização do modelo (GRAY *et al.*, 2008), e condições de contorno estabelecidas.

Tianye *et al.* (2019) realizaram uma análise, em elementos finitos, comparando as vantagens e desvantagens biomecânicas para diferentes métodos de fixação interna no tratamento de fraturas verticais do colo do fêmur tipo III, de acordo com a classificação de Pauwels. Utilizando um modelo ósseo da região proximal do fêmur, foi modelada uma osteotomia conforme a linha de fratura de Pauwels com inclinação de  $50^\circ$ , como pode ser visto na Figura 20.

Figura 20 – Fratura vertical do colo do fêmur tipo III, de acordo com a classificação de Pauwels.

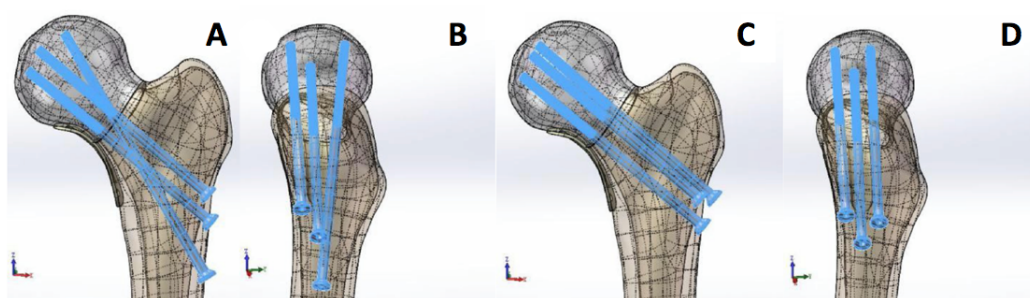


Fonte – Tianye *et al.* (2019)

Foram considerados quatro modelos de fixação interna, conforme vistos na

Figura 21. Os detalhes das roscas dos parafusos foram desconsiderados para as análises, uma vez que o foco do estudo não relacionava-se à utilização de rosca. A placa medial e os parafusos canulados foram construídos no *software SolidWorks*. Posteriormente, esses modelos foram incorporados ao *software Abaqus*, para geração e análise da malha em elementos finitos (TIANYE *et al.*, 2019).

Figura 21 – Modelos CAD do fêmur com implante: (A) Modelo com parafusos canulados em "F" e placa medial (B) Modelo com parafusos canulados em "F" (C) Modelo com parafusos canulados em configuração triangular invertida e placa medial (D) Modelo com parafusos canulados em configuração triangular invertida.



Fonte – Modificado de Tyanye *et al.* (2019)

No que se refere às condições de contorno utilizadas, o contato entre os fragmentos da região fraturada e entre o fêmur e os parafusos canulados, foi definido com um coeficiente de atrito de 0,2. Os materiais presentes no modelo foram assumidos como tendo um comportamento homogêneo, isotrópico e linear elástico. O módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson considerados foram os mesmos utilizados por Mei *et al.* (2014) (Tabela 1).

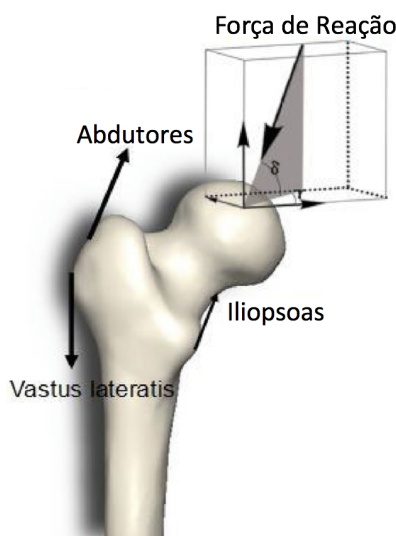
Tabela 1 – Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson.

Item	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coeficiente de Poisson
Ossos cortical do fêmur	16800	0,3
Ossos Trabecular fêmur	840	0,2
Parafuso canulado	206000	0,3
Placa medial	206000	0,3

O fêmur teve sua movimentação totalmente restringida na região distal. Apesar de não ser uma situação muito realística, essa condição é útil para comparação do comportamento biomecânico dos diferentes tipos de fixação. Foram considerados quatro tipos de carregamentos, conforme mostra a Figura 22. Para a distribuição de forças, foi considerando um apoio monopodal à 15° (CHEN *et al.*, 2015) e uma força de 3,3 vezes o peso corporal (VAN HOUCKE *et al.*, 2017).



Figura 22 – Configuração da força de reação da articulação do quadril e força muscular.



Fonte – Modificado de Tyanye *et al.* (2019)

No que concerne aos critérios de avaliação, primeiramente foi mensurado o deslocamento máximo do foco de fratura. Para isto, foi medida a variação da distância relativa entre dois pontos na região do foco de fratura, sendo esta variação considerada como um índice de avaliação da estabilidade biomecânica da fixação interna. Posteriormente, foram observadas as tensões máximas de Von Mises e sua distribuição na fixação interna e região do calcar femoral para os quatro modelos (TIANYE *et al.*, 2019).

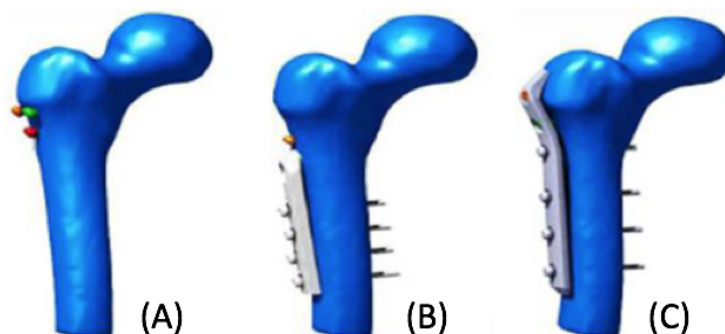
Tianye *et al.* (2019) concluíram que o suporte da placa medial pode efetivamente resistir às forças de cisalhamento em fraturas verticais do colo do fêmur do tipo III, de acordo com a classificação de Pauwels. Entretanto, recomendam a utilização do modelo de parafusos canulados em "F", juntamente com a placa medial.

Samsami *et al.* (2019) realizaram um estudo, em elementos finitos, analisando a influência de fatores mecânicos na estabilidade de fraturas verticais do colo do fêmur, para três métodos de fixação: parafusos canulados, parafusos deslizantes com parafuso antirrotatório e o *Proximal femoral locking plate* (PFLP), conforme vistos na Figura 23.

Em comparação com o estudo realizado por Samsami *et al.*, (2015), no qual foram comparados os mesmos três métodos de fixação de fraturas verticais do colo do fêmur, a novidade desse trabalho publicado em 2019 foi a distribuição de massa óssea não homogênea no modelo de EF proximal do fêmur, a fim de fornecer uma avaliação mais realista do comportamento mecânico da construção osso-implante durante o processo de consolidação óssea.

Utilizando o *software Catia* (V5.R21), foi realizada uma osteotomia nos modelos

Figura 23 – Modelos CAD do fêmur com implante: A) Parafusos canulados em configuração triangular invertida B) Parafuso deslizante com parafuso antirrotatório C) PFLP.



Fonte – Modificado de Samsami *et al.* (2019)

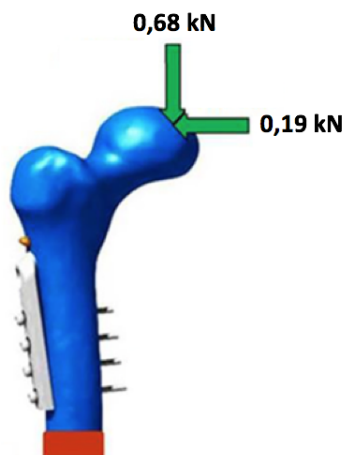
CAD, representativa de uma fratura vertical no colo do fêmur do tipo III, de acordo com a classificação de Pauwels. A osteotomia foi realizada via plano de corte na região transcervical do fêmur, à  $70^\circ$  do plano horizontal. Os implantes foram fixados no fêmur com a utilização do *software SolidWorks 2011*, sendo a rosca dos parafusos substituída por uma superfície suave/lisa, cujo tamanho correspondia ao diâmetro médio da rosca. A fim de comparar a estabilidade mecânica durante diferentes fases do processo de consolidação óssea, foi simulado um aumento progressivo dos coeficientes de atrito entre os fragmentos de fratura (SAMSAMI *et al.*, 2019).

O principal constituinte do material dos três implantes, aço inoxidável, foi modelado como um material homogêneo, isotrópico e linear elástico, com um módulo de elasticidade 200 GPa e coeficiente de Poisson de 0,3. Em todos os modelos, o fêmur proximal foi modelado como um material elástico, isotrópico e não homogêneo. Os modelos foram carregados por componentes de força de contato horizontal e vertical na cabeça femoral, replicando uma carga parcial ou total do peso corporal na configuração monopodal, inclinado a  $25^\circ$  em relação ao eixo diafisário (SAMSAMI *et al.*, 2019). Aplicou-se uma força horizontal de 0,19 kN e uma força vertical de 0,68 kN (Figura 24).

Para análise em EF do conjunto osso-implante, o mesmo foi importado para o *software Abaqus*, onde elementos tetraédricos de 10 nós foram utilizados para discretização do modelo. A Figura 25 mostra o sistema de coordenada utilizado no foco de fratura.

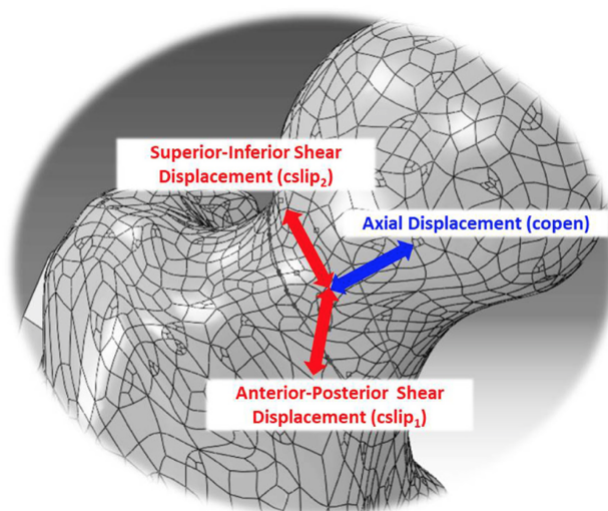
Para avaliar o movimento interfragmentário, foi utilizada a Equação (1) para calcular o valor médio do movimento relativo, entre os fragmentos da fratura ( $CD_{ave}$ ), no foco de fratura. Os termos  $copen_{ave}$ ,  $cslip1_{ave}$  e  $cslip2_{ave}$  representam a separação média na direção normal da fratura dos fragmentos e o deslizamento relativo da cabeça femoral nas direções tangenciais, respectivamente (SAMSAMI *et al.*, 2015; SAMSAMI *et al.*, 2019).

Figura 24 – Aplicação de força no modelo em EF.



Fonte – Modificado de Samsami *et al.* (2019)

Figura 25 – Sistema local de coordenada do foco de fratura, indicando as direções de deslocamento tangencial ( $cslip1_{ave}$ ,  $cslip2_{ave}$ ) e normal ( $copen_{ave}$ ).



Fonte – Modificado de Samsami *et al.* (2019)

$$CD_{ave} = \sqrt{copen_{ave}^2 + cslip1_{ave}^2 + cslip2_{ave}^2} \quad (1)$$

Samsami *et al.* (2019) concluíram que o implante de parafusos deslizantes com parafuso antirrotatório é a melhor escolha quando se leva em consideração o movimento interfragmentário no foco de fratura, haja vista que oferece condições mecânicas adequadas para a consolidação primária, e um menor período de recuperação.

### 2.4.2 Ensaios *in vitro*: avaliação biomecânica experimental

Biomecânica é a mecânica aplicada aos sistemas biológicos (SCHWARZ, 1996), em que são obtidas informações que proporcionam uma melhor compreensão das influências mecânicas sobre os processos de reparação óssea (SCHMAEDECKE, 2007). O entendimento básico da biomecânica, das propriedades estruturais e materiais do osso, assim como das atuações e efeitos das forças atuantes, permite ao cirurgião ortopédico tomar decisões mais racionais na escolha do método mais adequado para fixação das fraturas (RADASCH, 1999). Por meio de ensaios biomecânicos, são realizadas pesquisas para avaliação e/ou comparação de diferentes técnicas de fixação de fratura, as quais podem utilizar ossos de cadáveres ou ossos sintéticos (DALMOLIN *et al.*, 2013).

Existe uma certa dificuldade na avaliação dos experimentos biomecânicos por conta da variedade de configurações experimentais utilizadas (BASSO *et al.*, 2012). As mesmas técnicas de osteossíntese quando aplicadas sob diferentes metodologias apresentam disparidades nos resultados, o que enfatiza a importância de uma padronização nos procedimentos de montagem do ensaio para que seja possível inferir, de forma assertiva, sobre o desempenho biomecânico das diferentes técnicas cirúrgicas (PANTELI *et al.*, 2015).

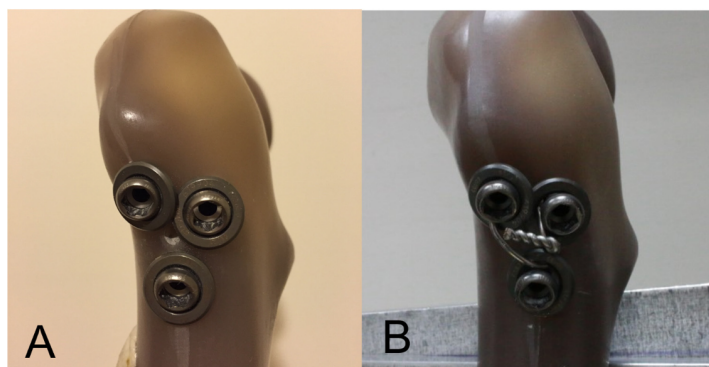
Tratando-se da fratura vertical do colo do fêmur, devido à dominância de forças cisalhantes no foco de fratura, o comportamento biomecânico do conjunto osso-implante é decisivo para os resultados clínicos (GIANNOUDIS *et al.*, 2018; NORRIS *et al.*, 2018). Uma das maneiras de avaliar a estabilidade do foco da fratura é por meio da quantificação dos movimentos que ocorrem na região do foco de fratura durante a aplicação de cargas cíclicas, que buscam reproduzir a condição de carga-descarga do apoio durante a marcha humana (BASSO *et al.*, 2014; ZHANG *et al.*, 2018).

Kuan *et al.* (2016) realizaram ensaios biomecânicos *in vitro* a fim de analisar o nível de estabilidade oferecido pelo incremento de um fio de cerclagem em parafusos canulados, com configuração triangular invertida (Figura 26). Todos os corpos de prova foram pré perfurados antes da osteotomia, a fim de facilitar a redução anatômica.

Para obter uma padronização da orientação dos parafusos entre as amostras, foi projetado e fabricado um gabarito de pré-perfuração, moldado de acordo com o contorno lateral do osso sintético, tornando possível que os parafusos fossem posicionados da mesma maneira em cada amostra.

Para realização dos ensaios biomecânicos, foi utilizada uma máquina capaz de aplicar carregamentos máximos de 5000 N (AG-X; Shimadzu Corp., Tokyo, Japan). Cada corpo de prova foi colocado no dispositivo de fixação cilíndrico apresentado na Figura 27, sendo inclinado a uma angulação de 7° (bipodal) ou 25° (monopodal, em valgo). O carregamento foi aplicado verticalmente por um dispositivo cilíndrico de aço inoxidável, com 6 cm de diâmetro, centralizado acima da cabeça femoral. Como

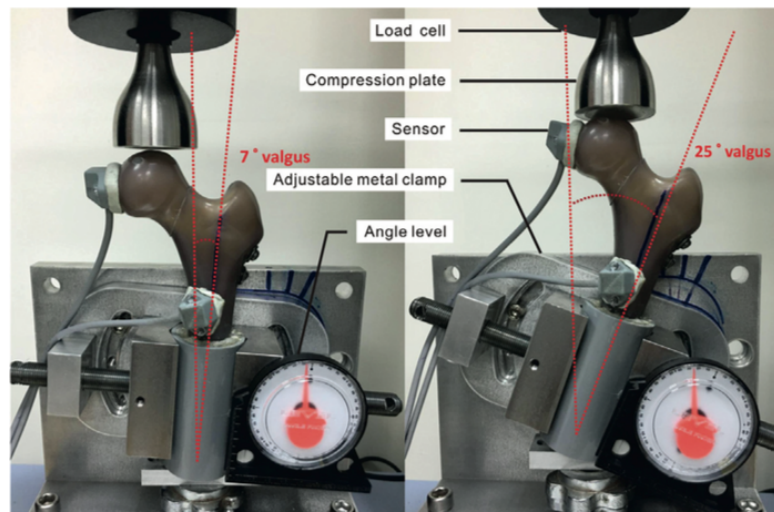
Figura 26 – Parafusos canulados com configuração triangular invertida: (A) modelo convencional (B) envoltos por fio de cerclagem.



Fonte – Kuan *et al.* (2016)

material substituto ósseo foi utilizado o osso sintético 4<sup>a</sup> geração da marca Sawbone, tamanho médio. Os sensores de movimento foram posicionados na cabeça e diáfise femoral, captando os movimentos através de um sistema de rastreamento magnético (KUAN *et al.*, 2016).

Figura 27 – Dispositivo de fixação para teste biomecânico.

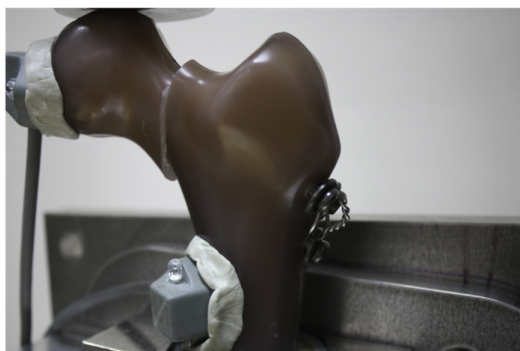


Fonte – Kuan *et al.* (2016)

Inicialmente, todos os corpos de prova passaram por uma compressão axial não destrutiva, em que cada amostra foi pré-carregada à 200 N, com um controle de deslocamento de 2 mm/min. Posteriormente, o carregamento foi aumentado até 800 N. A região elástica da curva gerada pela relação força-deslocamento foi utilizada para o cálculo da rigidez do sistema. Posteriormente, foi aplicado carregamento cíclico de 1000 ciclos a uma frequência de 1 Hz, com uma variação de carregamento da forma vale/pico de 100/1000 N (FILIPOV *et al.*, 2015). Os sensores de deslocamento foram

utilizados para detectar o movimento interfragmentário entre a cabeça e a diáfise femoral, durante o carregamento cíclico. Por fim, todos os corpos de prova foram submetidos a um carregamento compressivo destrutivo (Figura 28), a uma taxa de 5 mm/min, até a falha do material. O carregamento máximo, mensurado durante esta fase, representou o colapso estrutural do método de fixação e foi referenciado como valor de carregamento para falha na fixação (KUAN *et al.*, 2016).

Figura 28 – Falha do corpo de prova devido à aplicação de força vertical.



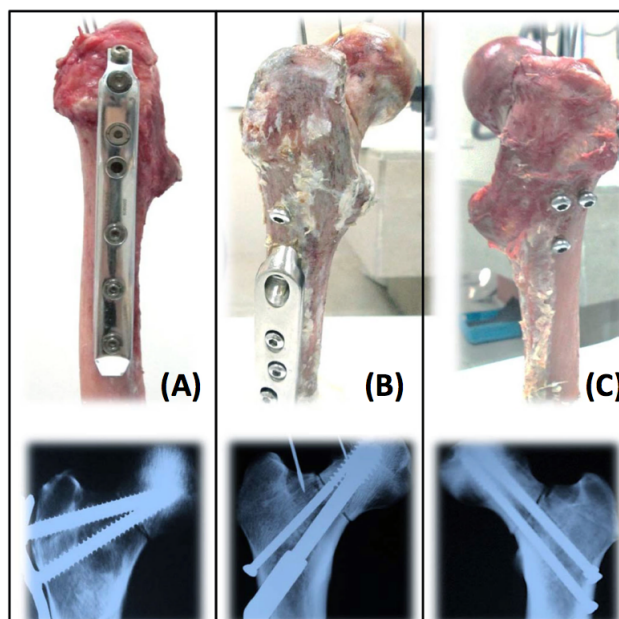
Fonte – Kuan *et al.* (2016)

O estudo demonstrou que os parafusos canulados com configuração triangular invertida, envoltos por um fio de cerclagem, apresentam melhora substancial no desempenho mecânico da fixação de fraturas verticais do colo do fêmur, quando comparados à construção convencional do método de fixação (KUAN *et al.*, 2016).

Samsami *et al.* (2015) realizaram um estudo experimental em fêmures cada-  
véricos visando analisar qual método de fixação era mais estável para o tratamento de fraturas verticais do colo do fêmur. Para a realização do estudo, foram comparados três métodos de fixação: parafusos canulados na configuração triangular invertida, parafuso deslizantes de quadril com parafuso antirrotatório (PDQ + PA) e o *Proximal Femoral Locking Plate* (PFLP), conforme vistos na Figura 29. O ensaio biomecânico ocorreu em três fases de carregamento:

- i) Carregamento incremental: cada corpo de prova foi carregado a uma carga máxima de 700 N a uma taxa de 1 mm/min;
- ii) Carregamento cíclico: cada amostra foi submetida a uma curva senoidal de carregamento cíclico, com uma variação vale/pico de 100/700 N, sendo esta força aplicada a uma frequência de 3 Hz durante 10.000 ciclos;
- iii) Carregamento de falha: os corpos de prova remanescentes (deslocamento da cabeça femoral menor ou igual a 5 mm) foram carregados a uma taxa de 1 mm/min até atingirem o critério de falha adotado (YANG *et al.*, 2013).

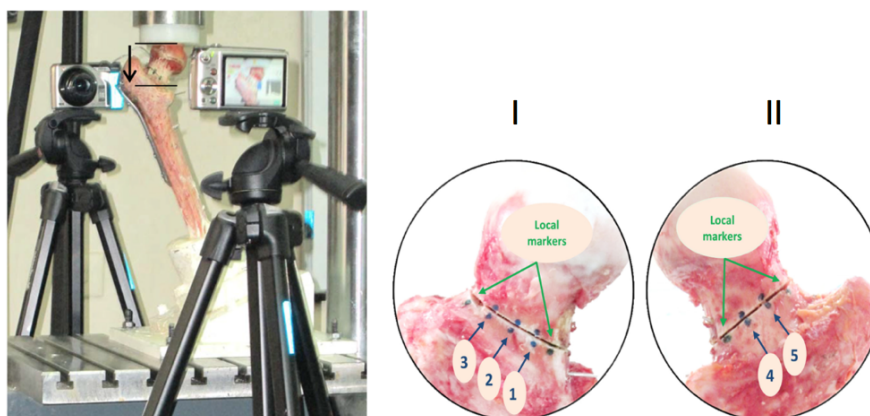
Figura 29 – Fêmures cadavéricos fraturados fixados com (A) PFLP, (B) PDQ + PA e (C) parafusos canulados em configuração triangular invertida.



Fonte – Modificado de Samsami *et al.* (2015)

Para mensurar o deslocamento interfragmentário, cinco pares de marcadores (três na superfície anterior e dois na superfície do lado posterior) foram colocados em volta da osteotomia, a uma distância de 10 mm entre eles (Figura 30). Esses marcadores serviram apenas para indicar o posicionamento relativo entre a cabeça e a diáfise femoral. Durante as fases de carregamento, o movimento relativo de cada par de marcadores foi capturado através de duas câmeras digitais Casio EX-FH100 10.1 megapixel.

Figura 30 – Configuração do teste e marcadores posicionados no lado (I) anterior e (II) posterior.



Fonte – Modificado de Samsami *et al.* (2015)

Os resultados experimentais referentes aos aspectos - rigidez do sistema osso-implante; média de deslocamento da cabeça femoral; carregamento de falha; energia de falha; e posicionamento relativo entre os fragmentos fraturados, indicaram que o PDQ + PA oferece uma estrutura mais rígida para estabilização da fratura vertical do colo do fêmur.

Entretanto, apesar de o teste biomecânico de SAMSAMI *et al.* (2015) ter apresentado melhores resultados para a técnica de PDQ + PA, clinicamente vários pacientes apresentam falha dessa osteossíntese, notadamente em relação ao colapso em varo (MIR *et al.*, 2015), corroborando com a tese de que ainda há controvérsias a respeito do método de fixação ideal para esse tipo de fratura (YANG *et al.*, 2013; GUIMARÃES *et al.*, 2014; GUIMARÃES *et al.*, 2017; BISACCIA *et al.*, 2018; CHA *et al.*, 2019). Isto posto, ratifica-se a importância deste nosso estudo no aporte de contribuições, por meio do desenvolvimento de um modelo, experimental e computacional, para análise e identificação dos melhores métodos de fixação de fraturas verticais do colo do fêmur.



### 3 METODOLOGIA

#### 3.1 ENSAIO *IN VITRO*

##### 3.1.1 Osso sintético e implantes

Para este estudo, utilizou-se como material substituto ósseo, foi utilizado o osso sintético de tamanho médio da 4<sup>a</sup> geração, da marca Sawbone, com núcleo de espuma celular de 17 PCF. A angulação cervicodifisária do modelo é de 120° (Figura 31).

Figura 31 – Osso sintético, da empresa Sawbone, utilizado nos ensaios deste estudo.



Fonte – Modificado de: Sawbones. *Femur, 4th Gen., Composite, 17 PCF Solid Foam Core, Large.* Disponível em: <<https://www.sawbones.com/femur-large-left-4th-generation-composite-3406.html>>. Acesso em: 18 de abril de 2020.

Os implantes foram doados pela empresa Hexagon Indústria e Comércio de Implantes Ortopédicos (Itapira, São Paulo - Brasil). Os parafusos utilizados são do tipo canulados e possuem 7,0 mm de diâmetro com rosca de 19 mm. O modelo das placas empregadas no estudo é o medial 1/3 tubulares de 3,5 mm, bloqueadas (com rosca nos furos) e não bloqueadas (sem rosca). Os parafusos inseridos através da placa foram os corticais de 3,5 mm bloqueados e convencionais. Quanto aos parafusos antirrotatórios, utilizou-se os esponjosos de 6,5 mm e 16 mm de rosca. O parafuso deslizante possui 12,5 mm de diâmetro com 28 mm de rosca e a placa do PDQ possui angulação fixa de 135° e três furos. Todos os implantes são fabricados em aço inoxidável ASTM F138 (Figura 32).

Figura 32 – Exemplos de materiais fornecidos pela empresa Hexagon: (A) Parafuso canulado. (B) Placa medial 1/3 tubular, não bloqueada.



(A)

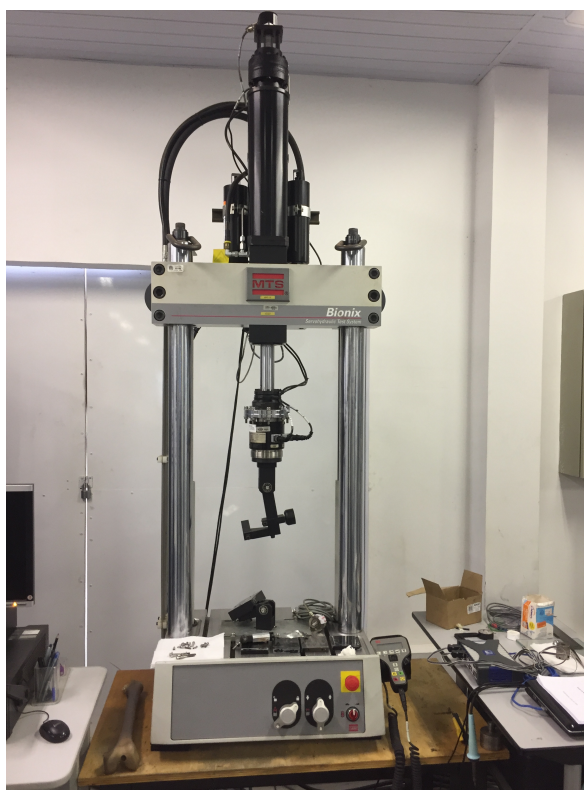
(B)

Fonte – LEBm/UFSC (2019)

### 3.1.2 Equipamentos

Para a realização dos testes biomecânicos, foi utilizada a máquina MTS Bionix modelo 370.02 (Figura 33). Trata-se de uma máquina de ensaios universal, do tipo servo-hidráulica biaxial, com 15 kN de capacidade máxima de carregamento axial. A força aplicada é medida por uma célula de carga com capacidade de 15 kN.

Figura 33 – Máquina Bionix/MTS.

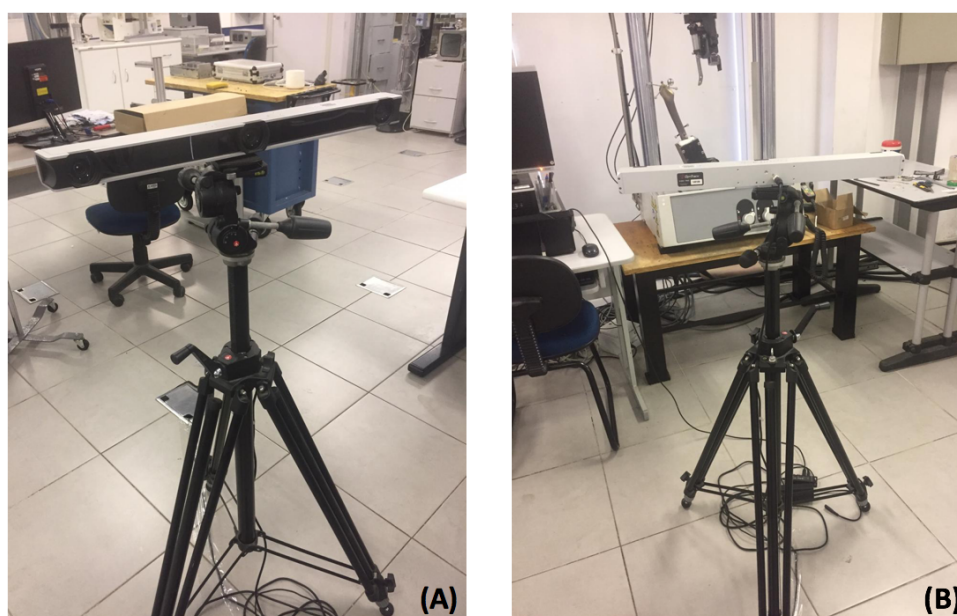


Fonte – LEBm/UFSC (2020).

O micromovimento que ocorre no foco de fratura, durante a aplicação de carga cíclica no sistema osso-implante, foi avaliado por meio do sistema de captura de mo-

vimento Optitrack, modelo V120:Trio (Figura 34). Esse sistema permite a medição de deslocamentos e angulações de corpo rígido a partir do processamento estereoscópico de imagens. O aparelho é composto por um sistema óptico com três câmeras, as quais estão posicionadas em distâncias e angulações conhecidas entre elas, e um *software* de captura *plug and play*, chamado de *Tracking Tools of Object* (Ferramenta de acompanhamento de objeto).

Figura 34 – Sistema de captura de imagem: (A) Vista frontal do sistema de rastreamento Optitrack. (B) Optitrack posicionado em frente à máquina de teste biomecânico Bionix/MTS.



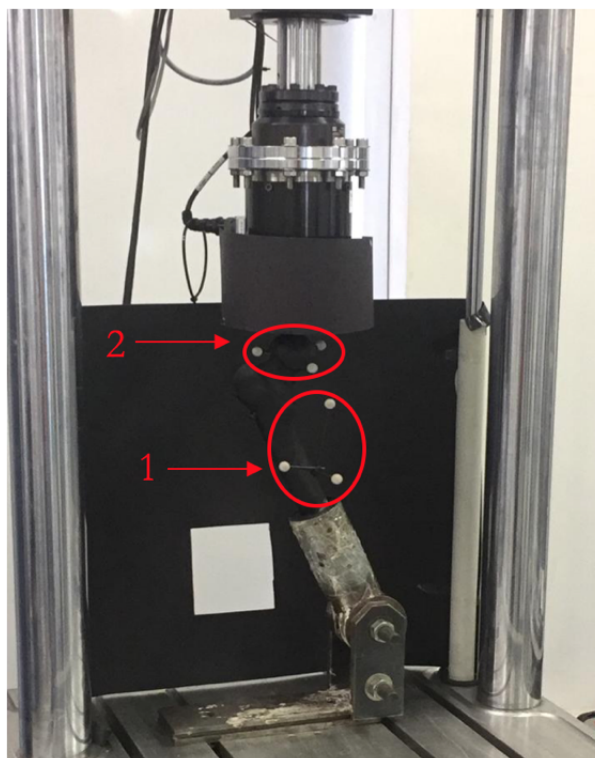
Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Para a captura dos movimentos, marcadores (*trackers*) devem ser dispostos no corpo em análise, de maneira que permitam a observação do movimento a ser estudado no sistema biomecânico. Um *tracker* é composto de três ou mais refletores, que formam um polígono, com os mesmos representando os vértices. Os refletores são esferas recobertas com uma pintura especial, na qual um dos compostos é o alumínio em forma de pó, ou fitas de alta refletividade. O *software* considera o centro geométrico (ou centroide) do polígono, formado pelos refletores, como a origem do marcador, e são as informações espaciais desse ponto que serão transmitidas e posteriormente analisadas (SANTOS, 2019).

Neste estudo, fixou-se um *tracker*, com três refletores, na metáfise do osso sintético, e outro na cabeça femoral, com vistas a monitorar a movimentação relativa entre essas duas regiões (Figura 35). Para otimizar a captura dos marcadores, recomenda-se pintar o fêmur de preto fosco, bem como recobrir de preto toda parte reflexiva da máquina de teste, para evitar interferências de eventuais pontos reflexivos no sistema

osso-implante.

Figura 35 – Fêmur pintado de preto com *trackers* posicionados na sua região (1) distal e (2) proximal. Parte da máquina está recoberta de preto a fim de evitar outras reflexões, além da proporcionada pelos *trackers*.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Cada marcador é captado pelo sistema através da reflexão da luz infravermelha monocromática emitida pelos LED's dispostos no tripé. O *software* analisa as imagens e calcula a distância dos marcadores em relação às câmeras, tornando possível capturar os movimentos relativos entre os corpos rígidos. Dessa maneira, estabelecendo pontos de referência no fragmento distal e proximal, torna-se possível avaliar o movimento entre eles durante as fases de aplicação de carregamento cíclico. Ressalta-se que o sistema de rastreamento necessita de um ponto de referência para que as coordenadas dos *trackers* sejam determinadas.

### 3.1.3 Procedimento de ensaio

Foi realizado um estudo *in vitro*, com ossos sintéticos, para a avaliação da estabilidade do foco fraturário de fraturas verticais do colo do fêmur. Para isso, a metodologia de processamento dos corpos de prova e a avaliação biomecânica foram padronizados. As seguintes etapas foram estabelecidas e padronizadas:

- i) Realização da fratura vertical do colo do fêmur (osteotomia);

- ii) Fixação das fraturas/osteotomias;
- iii) Configuração de carregamento aplicado;
- iv) Quantificação das variáveis estudadas.

Os testes biomecânicos foram realizados em três grupos de métodos de fixação:

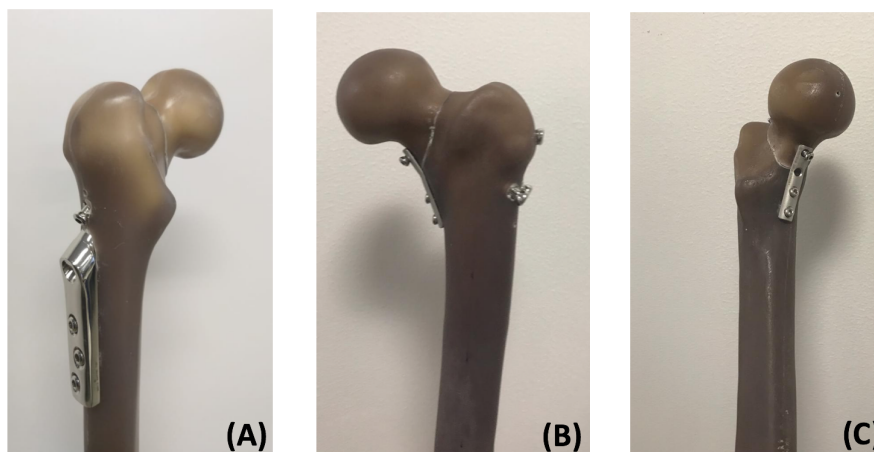
- Parafuso deslizante de quadril com parafuso antirrotatório (PDQ + PA);
- Parafusos canulados com placa medial bloqueada (PCPMB);
- Parafusos canulados com placa medial não bloqueada (PCPMNB).

Para cada grupo, três corpos de prova foram ensaiados ( $n = 3$ ). Os grupos são apresentados na Tabela 2 e Figura 36.

Tabela 2 – Divisão dos grupos de amostras para ensaios biomecânicos

Grupo	Método de fixação	Quantidade
1	PDQ + PA	3
2	PCPMNB	3
3	PCPMB	3

Figura 36 – (A) Grupo 1: PDQ + PA. (B) Grupo 2: PCPMB. (C) Grupo 3: PCPMNB.



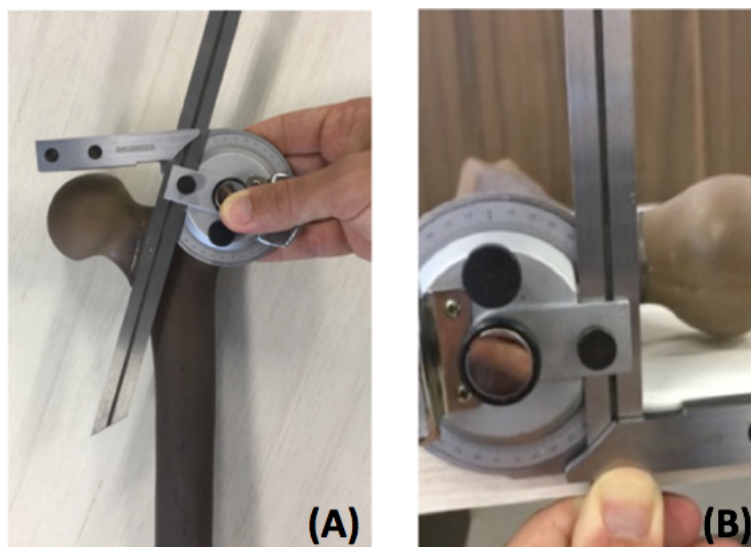
Fonte – LEBm/UFSC (2019).

Ressalta-se que a montagem dos grupos de implantes de PCPMB e PCPMNB é exatamente a mesma, em que a única diferença reside no fato de o primeiro grupo possuir rosca nos furos da placa e na cabeça dos respectivos parafusos de fixação da placa, e o segundo não.

### 3.1.3.1 Padronização da osteotomia e fixação dos parafusos da osteossíntese

A osteotomia foi realizada à  $70^\circ$  no plano coronal, de acordo com a classificação de Pauwels (SHEN *et al.*, 2016). No plano transversal, a osteotomia foi realizada perpendicularmente ao eixo do colo do fêmur (Figura 37).

Figura 37 – Angulações da osteotomia realizada com auxílio de um goniômetro: (A)  $70^\circ$  de inclinação no plano coronal, a partir de um eixo perpendicular à diáfise do fêmur. (B)  $90^\circ$  de inclinação a partir do eixo do colo do fêmur.



Fonte – LEBm/UFSC (2019).

Visando padronizar a fratura vertical do colo fêmur, após a definição da angulação e do local da fratura, foi projetado e fabricado um gabarito para o corte/osteotomia do osso sintético (Figura 38). A geometria do gabarito derivou de uma imagem tomográfica do osso sintético selecionado, de forma a ajustar-se perfeitamente na superfície externa do referido osso. O arquivo do modelo sólido do gabarito foi utilizado em uma máquina de impressão 3D, para a fabricação do gabarito via manufatura aditiva.

Para gerar o arquivo sólido do gabarito, fez-se necessário analisar os dados da imagem da Tomografia Computadorizada (TC), isolar a anatomia de interesse (conhecida como janelamento), e então converter a TC em um formato de arquivo legível por softwares CAD e de impressão 3D. As imagens tomográficas são do formato *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM), o qual é um padrão para manipulação, armazenamento, impressão e transmissão de informações em imagens médicas. Inclui uma definição de formato de arquivo e um protocolo de comunicação de rede.

As imagens de TC são geradas usando feixes de raios-X. A quantidade de raios-X absorvida pelos tecidos, em cada local do corpo, é mapeada para um sistema de unidade chamado de *Hounsfield units* (HU). Quanto mais denso o tecido, mais atenuados os raios X, e maior o número de HU. O exame obtido possui um “*slice*

*thickness*” (espessura da fatia, referente à resolução da digitalização) de 0,625 mm. Essas “fatias” igualmente espaçadas são utilizadas para gerar um arquivo 3D com um janelamento de 230 HU. Esse arquivo é exportado no formato STL. Através de *softwares* de manipulação de malha, o arquivo STL é editado para remoção de ruídos e para posterior conversão da malha (típica de arquivos nesse formato) em sólido.

Para o procedimento da osteotomia, o gabarito fabricado foi posicionado no trocânter maior do fêmur, e realizado o corte com uma serra oscilatória, com o auxílio de cirurgião ortopedista experiente. Para posicionamento no dispositivo de fixação, os corpos de prova foram, ainda, osteotomizados na região diafisária do fêmur, em uma região distal há 190 mm da ponta do grande trocânter (KUAN *et al.*, 2016).

Figura 38 – Gabarito para osteotomia.



Fonte – LEBm/UFSC (2019).

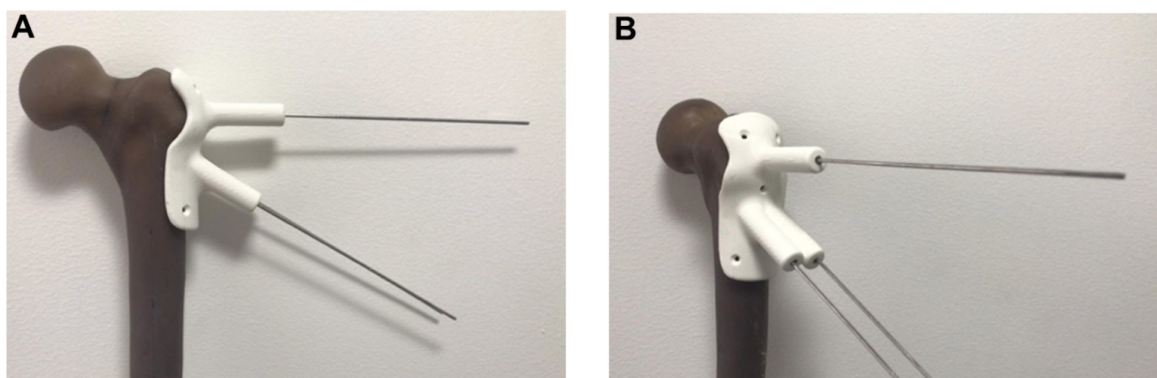
Para as técnicas com emprego de parafusos canulados, fabricou-se um guia cuja finalidade foi a de garantir que os parafusos canulados fossem introduzidos na mesma posição, em todos os modelos. A fabricação desse guia foi baseada no modelo descrito por Zhang *et al.* (2018). Para isso, iniciou-se a passagem dos fios guias sob radioscopia e, a seguir, foi realizada uma tomografia computadorizada de um primeiro modelo (Figura 39). De posse das imagens tomográficas, foi possível a impressão 3D de um guia específico para posicionar os parafusos canulados (Figura 40).

Figura 39 – Arquivo 3D do fêmur com janelamento de 230 HU.



Fonte – LEBm/UFSC (2019)

Figura 40 – Gabarito para posicionamento e introdução dos parafusos canulados: (A) Fotografia frontal do osso sintético com o guia. (B) Fotografia oblíqua do osso sintético com o guia.



Fonte – LEBm/UFSC (2019).

Após a confecção dos guias, foram realizadas as montagens para osteossíntese da FVCF, com o auxílio de cirurgião ortopedista, conforme segue:

- **Parafuso deslizante de quadril com parafuso antirrotatório (PDQ + PA)**

Foi utilizado um parafuso deslizante de 12,5 mm de diâmetro e 28 mm de rosca, e um parafuso antirrotatório de 6,5 mm e 16 mm de rosca. O parafuso deslizante foi posicionado no osso sintético junto à placa do PDQ, de três furos, a qual foi posicionada na linha de centro da diáfise femoral. Esta técnica não utilizou guia, uma vez que a placa do PDQ possui uma angulação fixa de 135°. Seu correto posicionamento foi verificado através das radiografias.



- **Parafusos canulados com placa medial bloqueada (PCPMB)**

Foram utilizados três parafusos canulados de 7,0 mm e três parafusos corticais de 3,5 mm (com rosca na cabeça). Um dos parafusos corticais foi fixado na região proximal da fratura e os outros dois na região distal. A placa medial, com rosca nos furos, foi fixada sobre a cortical medial do fêmur, diretamente sobre o vértice inferior da osteotomia (Figura 41). Na colocação da placa e parafusos mediais não foram utilizados guias específicos.

- **Parafusos canulados com placa medial não bloqueada (PCPMNB)**

Foram utilizados três parafusos canulados de 7,0 mm e três parafusos corticais de 3,5 mm (sem rosca na cabeça). Um dos parafusos corticais foi fixado na região proximal da fratura e os outros dois na região distal. Fixou-se a placa medial, sem rosca nos furos, sobre a cortical medial do fêmur, diretamente sobre o vértice inferior da osteotomia. Na colocação da placa e parafusos mediais não foram utilizados guias específicos.

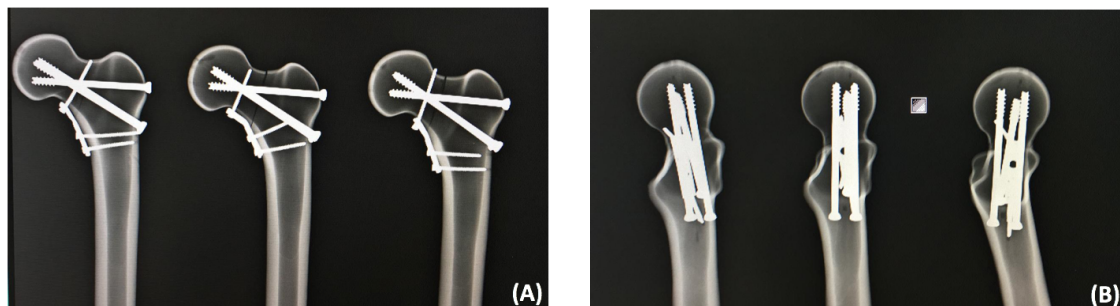
Figura 41 – Placa medial posicionada sobre a cortical medial do fêmur.



Fonte – LEBm/UFSC (2019)

A verificação do correto posicionamentos dos parafusos e da placa medial foi realizada a partir da avaliação de radiografias dos corpos de prova (Figura 42), com o auxílio de cirurgião ortopedista experiente.

Figura 42 – Imagens radiográficas para avaliação das montagens nos corpos de prova: (A) Radiografia da vista anteroposterior dos três Cps com parafusos canulados e placa medial. (B) Radiografia da vista em perfil dos três Cps com parafusos canulados e placa medial.

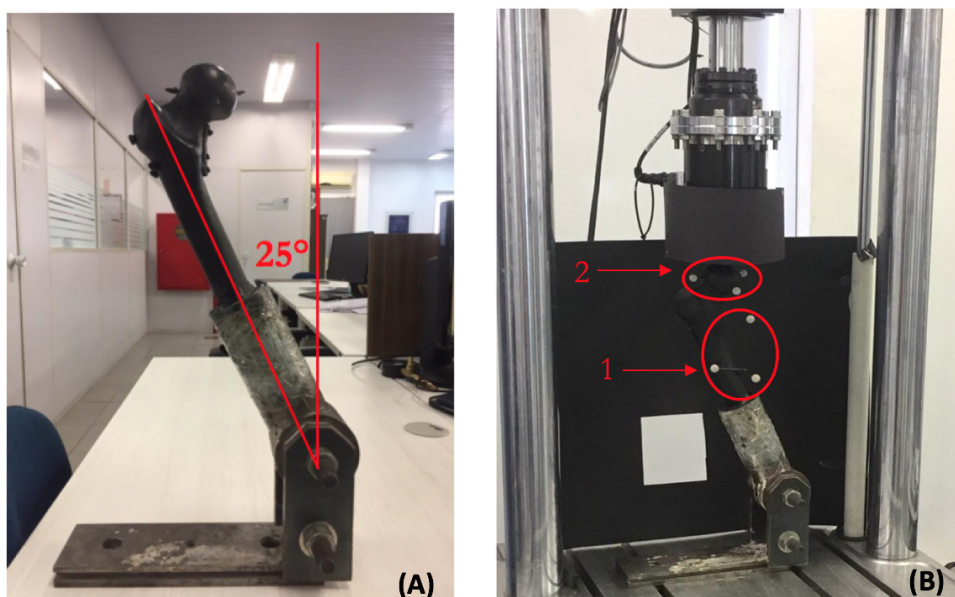


Fonte – LEBm/UFSC (2019).

### 3.1.3.2 Aplicação do carregamento

Para a aplicação do carregamento, os corpos de prova (osso sintético + implantes) foram, individualmente, cimentados em um dispositivo metálico na forma de copo, e este dispositivo foi fixado na base da máquina de ensaio. O posicionamento do dispositivo foi tal que o eixo mecânico do fêmur foi alinhado em um ângulo de  $25^\circ$  em valgo com relação a base (Figura 43A). Esta configuração reproduz a fase de apoio monopodal (CHA et al., 2019). Os *trackers* utilizados para acompanhamento do movimento relativo do foco de fratura foram posicionados na região proximal (cabeça femoral) e distal (diáfise femoral). O rastreamento ocorre por meio da identificação do baricentro de cada conjunto de três refletores, posicionados de forma triangular (Figura 43B). Os refletores foram acoplados a pequenas hastes de madeira com diâmetro de 3,5 mm. Para posicionar as hastes no osso sintético, foram abertos orifícios no osso, com a utilização de uma furadeira. Após esta etapa, as hastes foram inseridas nestes orifícios.

Figura 43 – Modelo físico utilizado para ensaios biomecânicos: (A) Eixo mecânico do fêmur posicionado à 25° em valgo com relação à base. (B) Sistemas de trackers posicionados na região distal (1) e proximal (2).



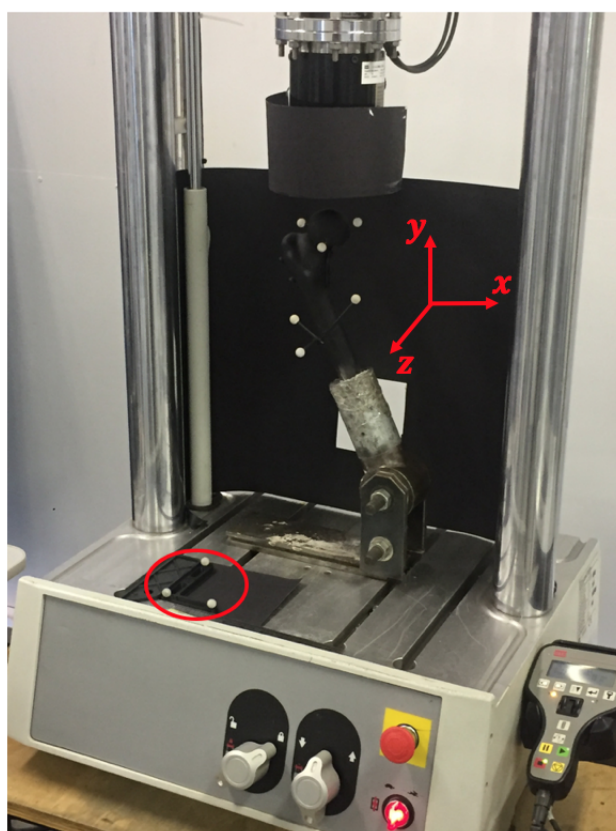
Fonte – LEBm/UFSC (2019).

A carga compressiva foi aplicada pelo atuador da máquina, empregando-se um dispositivo com face plana, que permite a translação livre da cabeça femoral durante a fase de compressão do sistema osso-implante. O modo de carregamento cíclico definido consiste na variação de um nível de compressão de 100 N até 1000 N, de forma senoidal (KUAN et al., 2016). Dessa forma, para a realização do ensaio biomecânico, foram propostas três etapas de procedimento do ensaio. A primeira etapa consiste na pré-carga do sistema seguida de carregamento cíclico, para mensurar o nível de micromovimentação no foco de fratura (variável principal). Os parâmetros de ensaio empregados são apresentados abaixo:

- i) Pré-carregamento compressivo de 200 N com controle de força, taxa de 5 N/s, até atingir a compressão de 550 N.;
- ii) Aplicação de carregamento cíclico senoidal por 1000 ciclos, com amplitude de força igual a 450 N (variação de 100N a 1000N, e carga média igual a 550 N). A frequência aplicada é de 1Hz, correspondente à frequência média na marcha humana (ISO 14242-1);
- iii) Carregamento quase-estático compressivo até a falha do sistema (*ultimate load*), empregando-se controle de deslocamento com taxa de 5 mm/min. O critério de parada adotado para a máquina durante o carregamento destrutivo foi uma queda de 75% do valor da força aplicada.

A rigidez inicial do sistema osso-implante foi calculada com os dados obtidos da curva força-deslocamento da etapa (i). Para o cálculo dos valores de amplitude de deslocamento durante a fase cíclica, os dados fornecidos pelo sistema de rastreamento Optitrack foram interpretados via código, desenvolvido no software Matlab, que permite a geração de gráficos temporais de deslocamento relativo no foco de fratura (entre a cabeça e diáfise femoral), para cada direção. O sistema de rastreamento necessita de um ponto de referência para que as coordenadas dos *trackers* 1 e 2 sejam determinadas. O ponto de referência adotado pelo sistema Optitrack está apresentado na Figura 44.

Figura 44 – Ponto de referência adotado pelo sistema Optitrack.

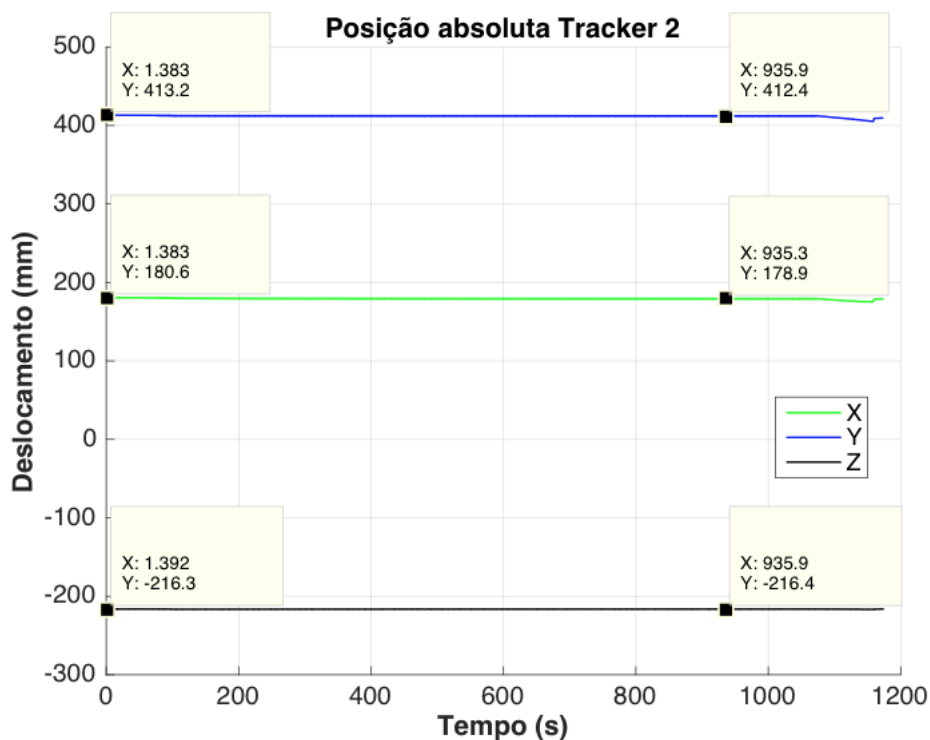


Fonte – LEBm/UFSC (2019)

Para verificar em qual sentido estava ocorrendo o deslocamento dos micromovimentos, em cada eixo, analisou-se a posição absoluta do *tracker* 2 (Figura 43) no início e final do ensaio. A Figura 45 apresenta um exemplo dessa verificação. As linhas em cor verde, azul e preto correspondem aos deslocamentos nos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$ , respectivamente. Os termos  $X$  e  $Y$ , mostrados nas caixas de descrição, são referentes às variáveis "tempo" e "deslocamento", respectivamente. O valor inicial da posição determinada para o tracker, mostrado no eixo vertical da referida figura, decorre do ponto de referência adotado pelo sistema Optitrack, o qual estava fora do conjunto

osso-implante, conforme previamente apresentado na Figura 44.

Figura 45 – Deslocamento absoluto do Cp 2, referente ao grupo 1, nas direções x, y e z, em coordenadas globais.

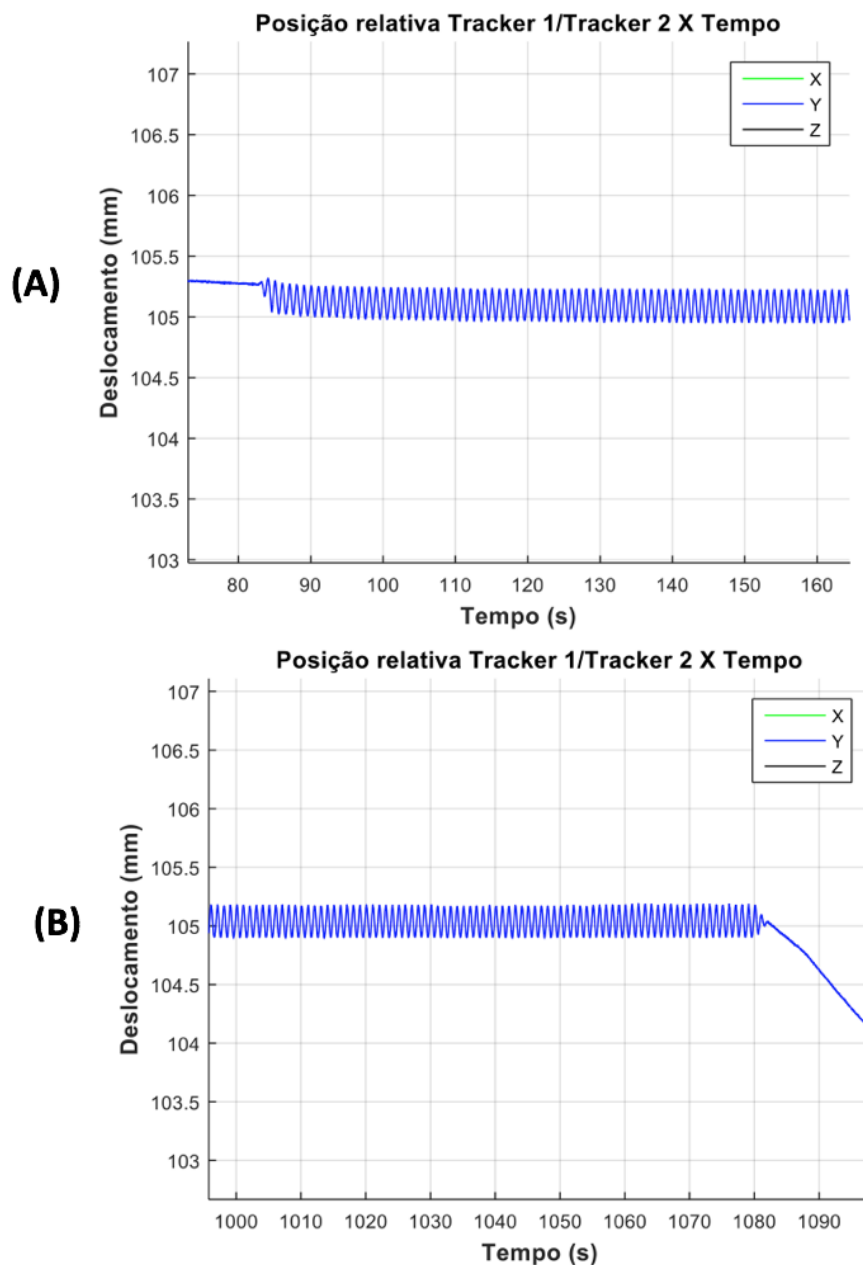


Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Para análise das amplitudes de deslocamento, captou-se a totalidade do movimento relativo do sistema (diferença entre as posições absolutas dos *trackers* 2 e 1), desde o carregamento quasi-estático inicial, passando pelo carregamento cíclico, até o carregamento quasi-estático destrutivo.

Para verificar a amplitude em cada direção, faz-se necessário ampliar o eixo a ser analisado (Figura 46) e calcular a diferença entre os valores de pico e vale da curva senoidal. Nessa figura, é possível observar o fim do carregamento quasi-estático inicial e o início do carregamento cíclico, bem como o fim do carregamento cíclico e o início do carregamento quasi-estático destrutivo.

Figura 46 – Deslocamento relativo em função do tempo do Cp 2, referente ao grupo de implantes de PCPMB, durante a fase cíclica, na direção y, em coordenada global: (A) Ampliação na direção y e início da fase cíclica. (B) Ampliação na direção y e final da fase cíclica.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Finalizada a etapa de carregamentos cíclicos, realizou-se o ensaio quasi-estático para verificação da rigidez do sistema após os ciclos de carregamento, e a resistência mecânica máxima (variáveis secundárias). Essa etapa envolveu a aplicação de carga compressiva monotônica até a falha do sistema, via controle de deslocamento com taxa de 5 mm/min. O critério de parada adotado para a máquina, durante o carregamento destrutivo, foi uma queda de 75% do valor da força aplicada.

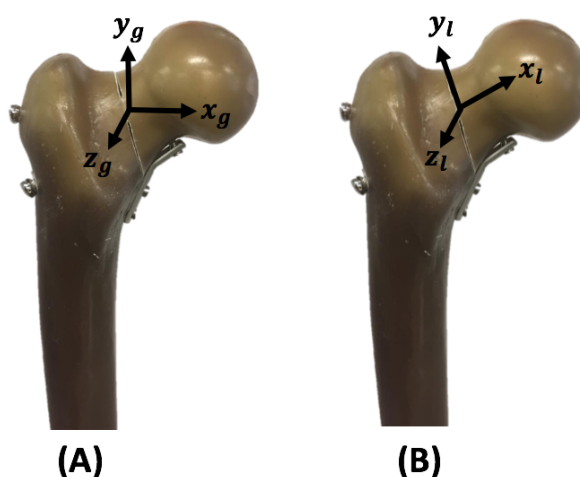
### 3.1.4 Critérios de avaliação

As variáveis mensuradas para a avaliação são listadas abaixo:

- i) Amplitude de deslocamento no foco de fratura;
- ii) Rigidez inicial do sistema osso-implante;
- iii) Rigidez do sistema após os ciclos de carregamento;
- iv) Resistência máxima do conjunto após a aplicação do carregamento cíclico.

As análises, ajustes e a geração de dados foram realizadas com auxílio dos softwares *Matlab* e *Excel*. O critério de falha, para a amplitude de deslocamento durante o carregamento cíclico, foi definido como um deslocamento vertical da cabeça femoral de valor maior ou igual a 5 mm (SAMSAMI *et al*, 2015), que corresponde ao deslocamento vertical no eixo  $y$  no sistema de coordenada global (SCG), Figura 47. Os pesquisadores Alho *et al.* (1999), registraram que uma alteração de 10 mm na posição da fratura, após três meses de pós-operatório, estava associada a complicações locais e necessidade de uma futura reoperação.

Figura 47 – Sistemas de coordenadas utilizados no projeto: (A) Sistema de coordenada global (SCG). (B) Sistema de coordenada local (SCL).

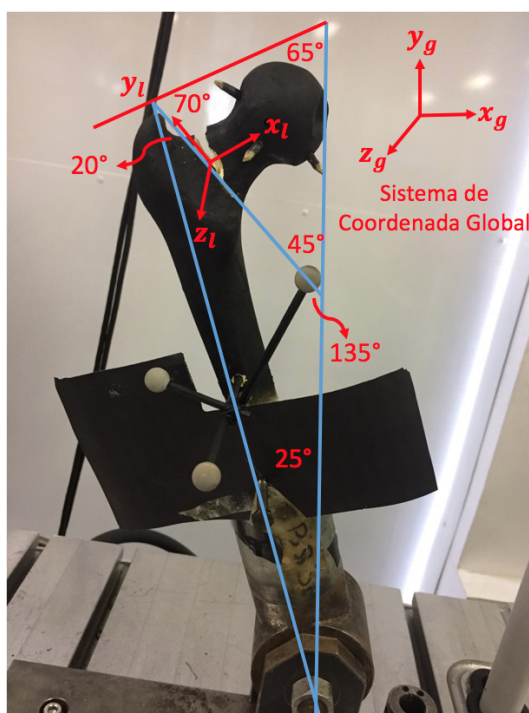


Fonte – LEBm/UFSC (2019).

Para comparar os valores de amplitude relativa durante o carregamento cíclico, foram escolhidos quatro instantes cíclicos diferentes: ciclo 70, ciclo 420, ciclo 670 e ciclo 920. Estes instantes abrangem o início, meio e o final do carregamento cíclico. Os deslocamentos nas direções globais ( $x_g$ ,  $y_g$  e  $z_g$ ) foram mensurados nesses instantes. Ressalta-se que, uma vez que o sistema Optitrack de rastreamento fornece os deslocamentos no sistema global de coordenadas, faz-se necessária a aplicação de uma matriz de rotação para obter os deslocamentos no sistema local, isto é, na linha

de fratura (SAMSAMI *et al*, 2015). Com base na geometria apresentada na Figura 48, observa-se que a matriz de rotação deve ser aplicada à  $45^\circ$ , no sentido anti-horário, em torno do eixo  $z_g$ .

Figura 48 – Geometria aplicada para descobrir angulação a ser utilizada na matriz de rotação para obtenção das coordenadas na região do foco de fratura (SCL).



Fonte – LEBm/UFSC (2019)

Para avaliar o movimento interfragmentário, a partir das movimentações tangenciais e axiais no traço de fratura, utilizou-se a Equação 2 para calcular deslocamento médio ( $M$ ) entre os fragmentos da fratura, no foco de fratura. Os termos  $x_l$ ,  $y_l$  e  $z_l$ , referentes ao SCL, representam o deslocamento médio na direção normal da fratura dos fragmentos e o deslizamento relativo da cabeça femoral nas direções tangenciais, respectivamente.

$$M = \sqrt{x_l^2 + y_l^2 + z_l^2} \quad (2)$$

Esse cálculo do deslocamento médio representa módulo de um vetor em três dimensões, indicando a resultante do movimento interfragmentário nas três direções (SAMSAMI *et al*, 2015).

Levando-se em consideração que apenas as componentes  $x$  e  $y$  variam na transformação da coordenada global para a local, os valores de deslocamento do sistema local podem ser obtidos aplicando-se a matriz de rotação em duas dimensões,



representada pela Equação (3), aos valores de deslocamento fornecidos pelo sistema Optitrack de rastreamento (sistema global).

$$R = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta) \\ \sin(\theta) & \cos(\theta) \end{bmatrix} \quad (3)$$

Sendo  $x_g$  e  $y_g$  os deslocamentos nas direções  $x$  e  $y$  da coordenada global, a aplicação da matriz de rotação à estes valores resulta no seguinte equacionamento, para os deslocamentos locais ( $x_l$  e  $y_l$ ):

$$\begin{aligned} x_l &= x_g \cos(\theta) - y_g \sin(\theta) \\ y_l &= x_g \sin(\theta) + y_g \cos(\theta) \end{aligned} \quad (4)$$

Destaca-se que, no SCG, a direção  $x$  corresponde a uma movimentação no plano transversal; a direção  $y$ , a um movimento no plano frontal; e  $z$ , a um deslocamento no plano sagital (anteroposterior). Por sua vez, no SCL, o plano  $x$  corresponde a um movimento no sentido do colo femoral; o plano  $y$ , a um movimento cisalhante no sentido do traço de fratura; e o plano  $z$  corresponde a um movimento cisalhante no sentido anteroposterior.

Para calcular os valores de rigidez durante os carregamentos quasi-estático inicial (pré-carga) e destrutivo (após ciclos de carga), gerou-se uma reta a partir da regressão linear sobre a parte inicial da curva força-deslocamento, aplicando-se um *offset* de 0,2%, com vistas a obter uma aproximação da divisão entre as regiões elástica e plástica do comportamento do sistema (SIDDIQUI *et al.*, 2012; CHOI *et al.*, 2015). A resultante da regressão linear dos dados iniciais da curva, na região elástica, permite obter a rigidez do sistema (LORD *et al.*, 2005). A inclinação da reta, obtida pela regressão linear, foi utilizada para determinação do valor de rigidez do sistema (SIDDIQUI *et al.*, 2012). Ressalta-se que o valor de rigidez está associado à força vertical aplicada pela máquina e ao deslocamento vertical do pistão de aplicação da força (eixo  $y$  em coordenadas globais).

A resistência do sistema osso-implante foi avaliada com base no critério de parada adotado para a máquina (queda de 75% do valor da força aplicada). Quanto maior a força aplicada para que fosse atingido esse critério, maior a resistência do sistema.

### 3.1.5 Análise estatística

Para detectar diferenças estatísticas entre os três grupos, no tocante aos valores de rigidez, amplitude de deslocamento e resistência, utilizou-se o método de análise de variância (ANOVA), com um nível de confiança  $P < 0,05$ . A análise estatística dos

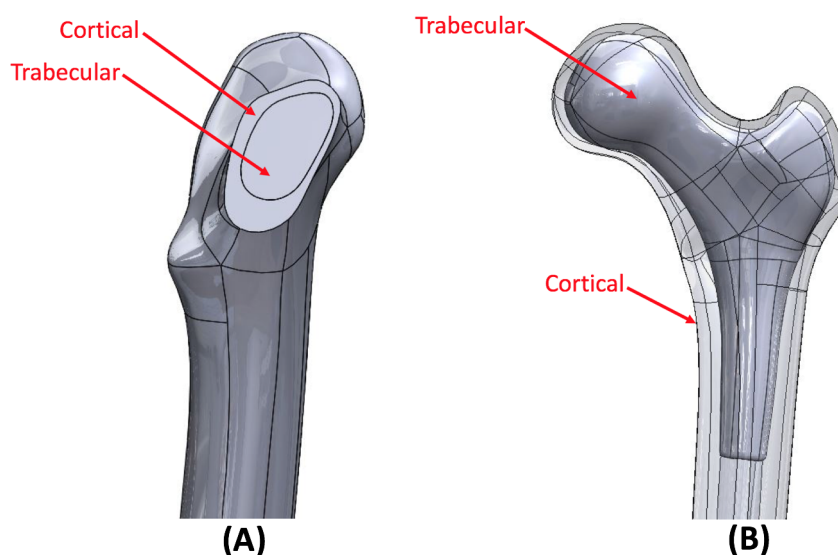
valores de rigidez, antes e após o carregamento cíclico, foi realizada com o teste *t* de *Student*, com um nível de confiança também de  $P < 0,05$ .

## 3.2 ANÁLISES IN SÍLICO

### 3.2.1 Modelamento geométrico

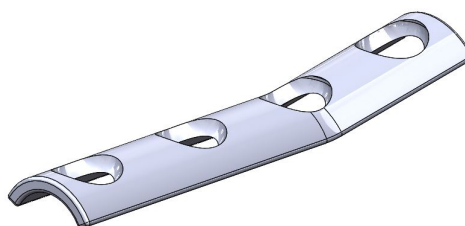
Os modelos geométricos dos implantes, com exceção da placa medial, bem como o modelo geométrico do fêmur, foram fornecidos pela empresa Hexagon Indústria e Comércio de Implantes Ortopédicos (Itapira, São Paulo, Brasil). As dimensões do modelo geométrico do osso são compatíveis com as dimensões do modelo físico de osso sintético utilizado, e a estrutura interna apresenta regiões corticais e trabeculares distintas (Figura 49). A placa medial foi construída no *SolidWorks*, com base na geometria de um placa medial não curvada, fornecida pela Hexagon (Figura 50).

Figura 49 – Regiões trabecular e cortical da região proximal do fêmur: (A) Corte do colo femoral mostrando a região cortical e trabecular. (B) Vista da região cortical (externa) e trabecular (interna).



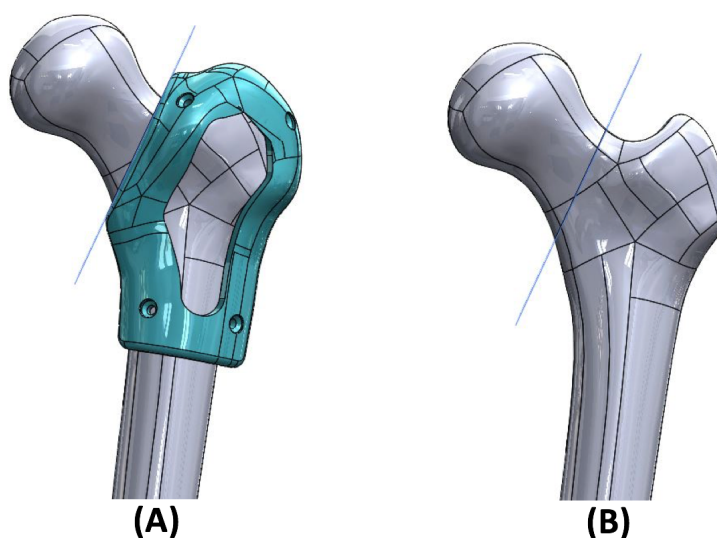
Fonte – LEBm/UFSC (2020).

As dimensões dos parafusos e placas foram as mesmas dos materiais descritos no capítulo 3 (*Materiais e Métodos*). Para a montagem do sistema osso-implante, de posse das geometrias, as mesmas foram incorporadas ao *software SolidWorks 2016*, no qual realizou-se uma osteotomia virtual do fêmur, com uma angulação de Pauwels de  $70^\circ$ . O corte foi realizado com base na geometria do guia utilizado na osteotomia real (Figura 51). Considerou-se um *gap* de fratura de 0,15 mm, conforme mensurações realizadas na montagem dos corpos de prova físicos.

Figura 50 – Placa medial construída no *SolidWorks* 2016.

Fonte – LEBm/UFSC (2020)

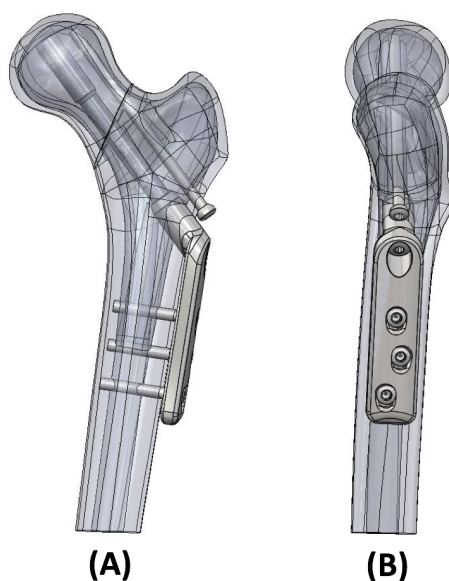
Figura 51 – Osteotomia do fêmur: (A) Gabarito para osteotomia e plano de corte. (B) Fêmur com plano de corte inclinado à 70°.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

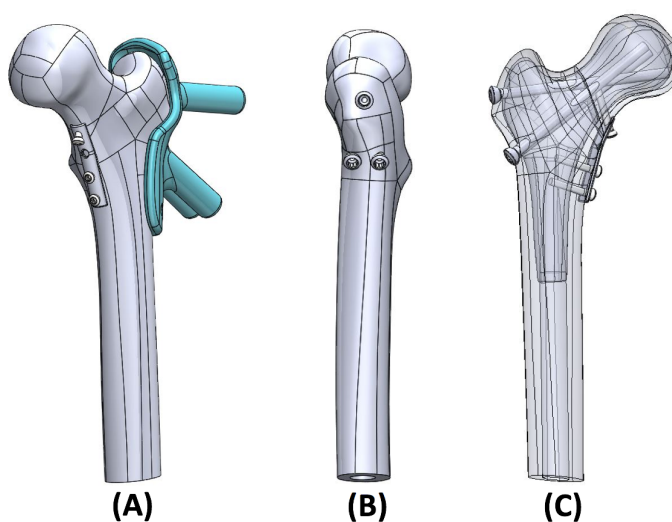
Em termos de posicionamento dos implantes no fêmur, para o parafuso deslizando e parafuso antirrotatório, buscou-se posicioná-los na região mais central possível do colo femoral (HORAK *et al.*, 2011), Figura 52. Para os implantes com parafusos canulados e placa medial, utilizou-se a geometria do gabarito para seu correto posicionamento (Figura 53). Uma vez que o foco desse estudo não está relacionado com a rosca do parafuso, e a fim de simplificar o modelo, os detalhes da rosca foram ignorados e sua função de fixação garantida na definição da condição de contorno daquela região.

Figura 52 – Posicionamento do PDQ + PA: (A) Parafuso deslizante e antirrotatório passando pelo centro do colo femoral. (B) Implante posicionado na linha de centro da diáfise femoral.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Figura 53 – Implante de parafusos canulados e placa medial: (A) Fêmur com gabarito para posicionamento dos parafusos canulados. (B) Fêmur com parafusos canulados posicionados. (C) Vista interna do posicionamento dos parafusos.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

### 3.2.2 Propriedade dos materiais

O módulo de elasticidade ( $E$ ) e coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) dos materiais utilizados para montagem do conjunto osso-implante estão indicados na Tabela 3. Os valores utilizados como módulo de elasticidade para a modelagem do osso cortical e trabecular foram retirados do catálogo biomecânico encontrado no site da Sawbone, (*biomechanical catalog*). Disponível em: <[https://www.sawbones.com/media/assets/product/documents/biomechanical\\_catalog.pdf](https://www.sawbones.com/media/assets/product/documents/biomechanical_catalog.pdf)>. Acesso em: 18 de abril de 2020.

Tabela 3 – Propriedades materiais.

Item	$E$ (GPa)	$\nu$	Fonte
Osso Cortical	16,7	0,3	Sawbone/TIANYE <i>et al.</i> , (2019)
Osso Trabecular	0,16	0,2	Sawbone/TIANYE <i>et al.</i> , (2019)
Aço Inoxidável	193	0,3	SGS Brasil/TIANYE <i>et al.</i> , (2019)

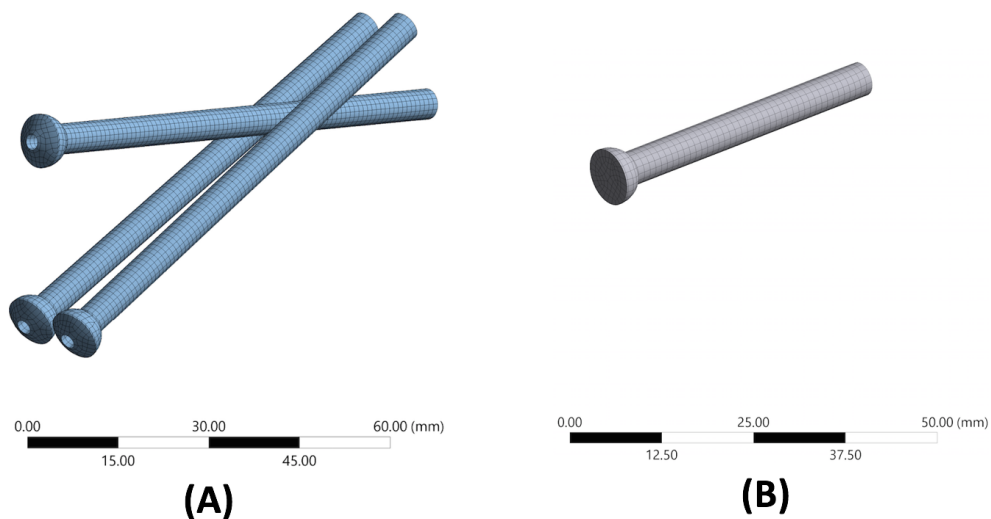
O comportamento dos diversos materiais (osso, placa, parafusos) foram assumidos como de um material isotrópico e homogêneo (SAMSAMI *et al.*, 2015; LI *et al.*, 2018; TIANYE *et al.*, 2019). Considerou-se um regime de deformação linear elástico para o osso (SAMSAMI *et al.*, 2015; LI *et al.*, 2018; TIANYE *et al.*, 2019) e elastoplástico bi-linear para os materiais do implante (módulo tangente de 0.67 GPa).

### 3.2.3 Discretização e condições de contorno

Após realizada a montagem de cada sistema osso-implante no *SolidWorks*, os arquivos foram importados à plataforma do *ANSYS* para a geração da malha em elementos finitos e a aplicação das condições de contorno do material.

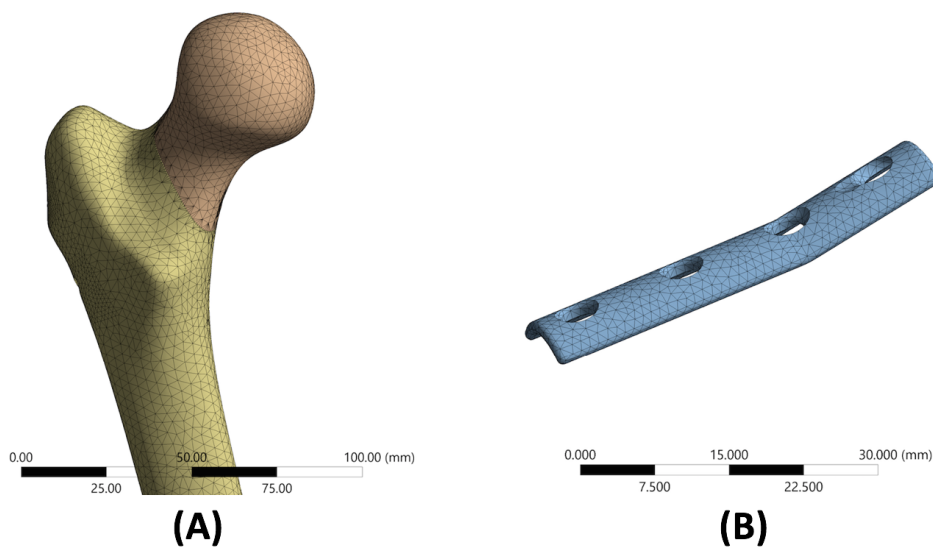
Em relação à simulação com o implante de parafusos canulados, elementos hexaédricos de oito nós foram utilizados para modelar os parafusos (Figura 54), enquanto elementos tetraédricos de cinco nós foram utilizados para modelar as demais partes do sistema (Figura 55).

Figura 54 – Elementos hexaédricos de oito nós utilizados na modelagem dos parafusos canulados e parafusos de fixação: (A) Parafusos canulados. (B) Parafuso cortical.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Figura 55 – Elementos tetraédricos de cinco nós utilizados na modelagem do fêmur e placa medial: (A) Fêmur proximal. (B) Placa medial.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

No que se refere às condições de contato, os estudos encontrados na literatura indicam, em sua maioria, a utilização de duas formas principais para a simulação do conjunto osso-implante: contato com atrito (*friction*) e contato fixo (*bonded*).

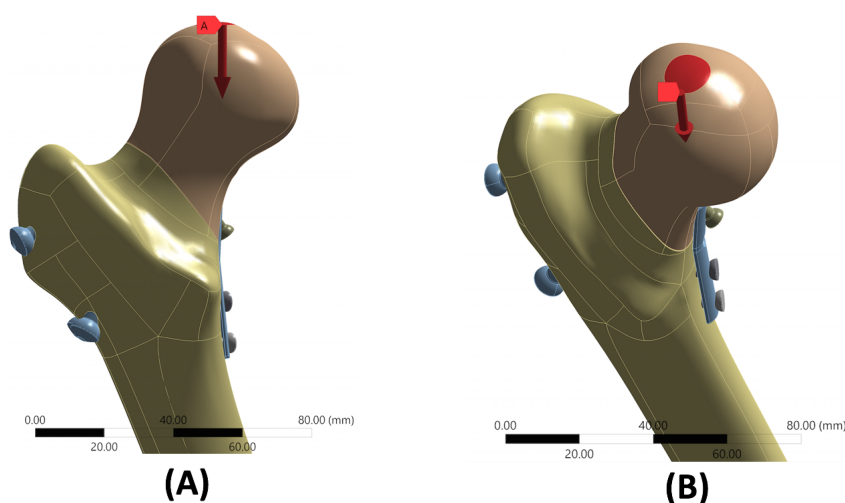
Para o implante de PDQ + PA, todos os contatos do implante com o osso, exceto na região da rosca dos parafusos e na placa do parafuso deslizante, foram definidos com condição de contato com atrito (*friction*) e coeficiente de atrito de 0,2 (TIANYE et al., 2019). Na região da rosca do parafuso, foi definida uma condição de contato do tipo *bonded* (LI et al., 2019), assim como no contato entre a placa do parafuso deslizante e o osso. A condição de contato entre os implantes, sem influência de rosqueamento, foi definida como uma condição de contato com atrito e coeficiente de atrito de 0,23 (LI et al., 2019).

No implante de parafusos canulados, com placa medial não bloqueada, todos os contatos foram considerados como *frictionless*.

Com relação aos parafusos canulados com placa medial bloqueada, para modelar o sistema de bloqueio entre a rosca da placa e a rosca da cabeça do parafuso de fixação, foi utilizada uma condição de contato do tipo *bonded*, como se o mesmo estivesse engastado na estrutura da placa.

A força vertical foi aplicada em uma pequena região (315 mm<sup>2</sup>) na extremidade mais alta da cabeça femoral (Figura 56), buscando replicar a região de aplicação do carregamento realizado no ensaio experimental. A extremidade distal do fêmur foi toda restringida (Figura 57), simulando a fixação do fêmur no cimento ósseo, em que seus seis graus de liberdade foram restringidos nessa região (SAMSAMI et al., 2015; TIANYE et al, 2019; SAMSAMI et al., 2019).

Figura 56 – Aplicação do carregamento compressivo: (A) Força aplicada na região mais alta da cabeça femoral. (B) Área de aplicação do carregamento.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Figura 57 – Região distal do fêmur fixa.



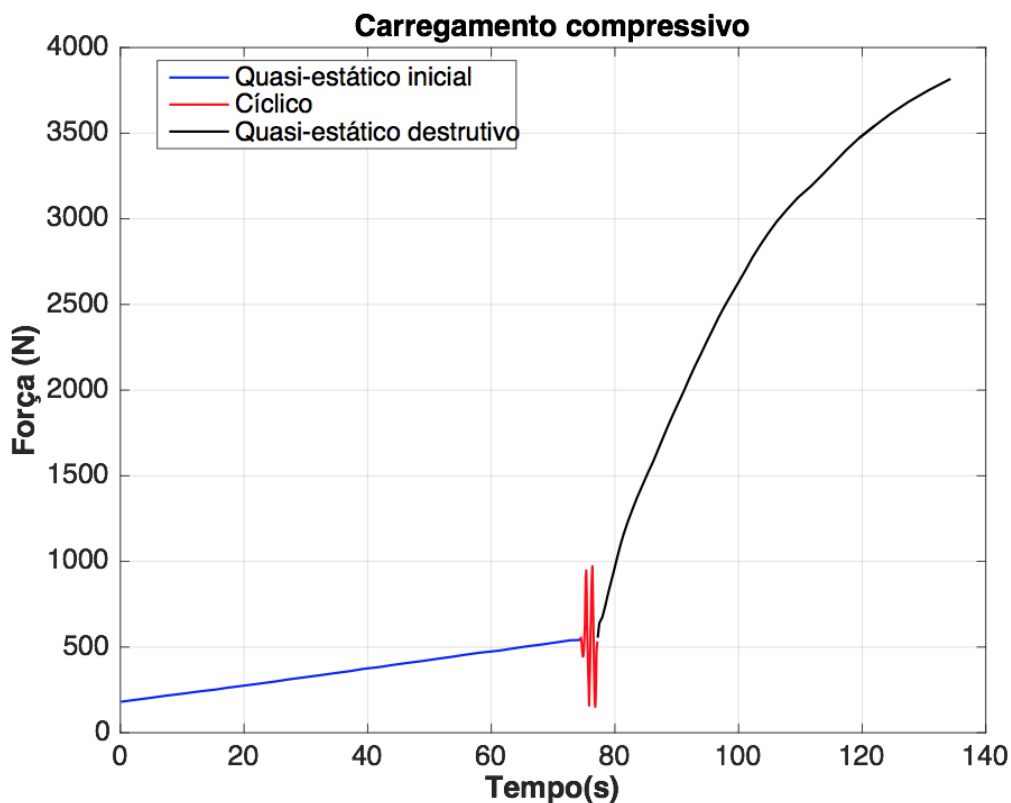
Fonte – LEBm/UFSC (2020)

A fim de reproduzir fielmente o ensaio experimental, utilizou-se o carregamento apresentado na Figura 58, o qual possui valores de força e tempo obtidos diretamente do ensaio experimental. Os deslocamentos resultantes da aplicação desse histórico de carregamento foram calculados numericamente. Não foram utilizados todos os valores de força e tempo obtidos do ensaio por conta do custo computacional. Para a simulação da etapa de carregamento cíclico, foram simulados 2 ciclos de carga representativos do ensaio experimental. Para que o *software* aplicasse a força no tempo real do ensaio, utilizou-se o sistema de análise em regime transiente (*Transient Structural*), Figura 59, ao invés do modo de análise quase-estática *Static Structural*. O modo transiente considera as forças inerciais atuantes no sistema, porém, para as velocidades consideradas no ensaio, as mesmas são desprezíveis.

Uma vez que as simulações numéricas possuem condição de contato com atrito, a simulação é considerada não linear (WRIGGERS *et al.*, 2004). Foram utilizados os controladores não lineares padrões do *software*, os quais incluem o critério de convergência de Newton-Raphson e um fator de tolerância de 0,5% para a convergência da força. A convergência de força é normalmente utilizada para situações de análises não lineares (GOK *et al.*, 2015). Ademais, utilizou-se a técnica do Lagrangeano aumentado para resolver o problema não-linear de contato.

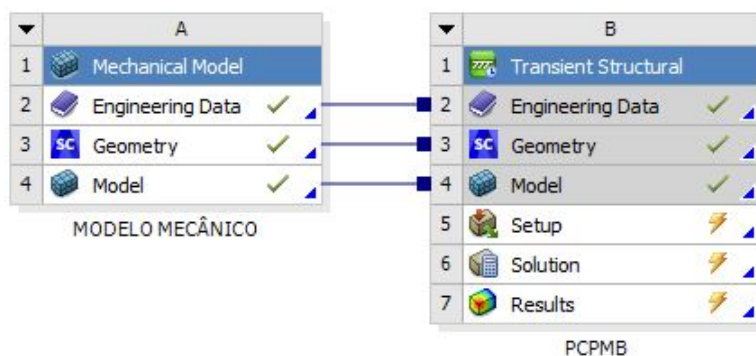


Figura 58 – Carregamento experimental aplicado na simulação numérica.



Fonte – LEBm/UFSC (2020)

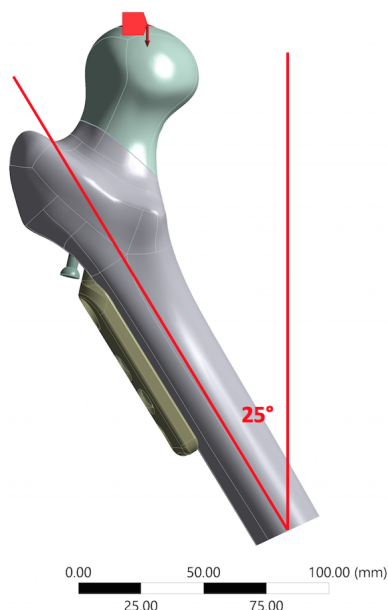
Figura 59 – Sistema de análise *Transient Structural*.



Fonte – LEBm/UFSC (2020)

Todos os corpos de prova foram posicionados com o eixo mecânico do fêmur fixado a um ângulo de 25° em valgo com relação à base (Figura 60). Essa configuração reproduz a fase de apoio monopodal (KUAN *et al.*, 2016).

Figura 60 – Fêmur inclinado à 25° em relação à base.



Fonte – LEBm/UFSC (2020)

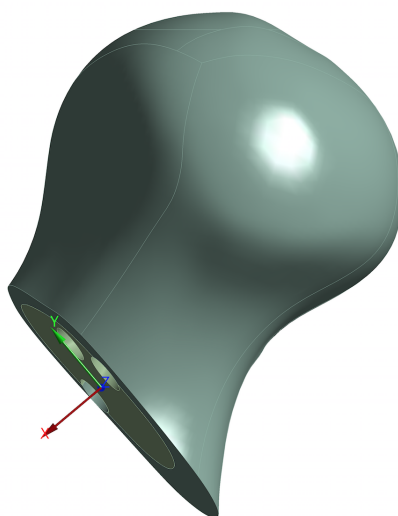
### 3.2.4 Critérios de avaliação

O critério de falha durante o carregamento cíclico foi definido como um deslocamento vertical da cabeça femoral de valor maior ou igual a 5 mm (SAMSAMI *et al*, 2015), representado pelo deslocamento vertical no eixo *y* do sistema de coordenada global. Os valores de micromovimentação interfragmentária foram obtidos através da observação dos instantes de tempo em que o carregamento de pico e vale (durante o carregamento cíclico) eram aplicados, para, então, obter a diferença entre os valores de deslocamento nesses pontos.

Para comparação com o resultado experimental, o micromovimento no foco de fratura foi analisado utilizando um sistema de coordenada local no modelo, ajustado com o plano do foco de fratura (Figura 61), em que a movimentação relativa em cada eixo foi obtida pela diferença entre o deslocamento da cabeça e da diáfise femoral, conforme realizado experimentalmente. O ANSYS fornece três resultados de deslocamento: máximo, mínimo e médio (média aritmética entre máximo e mínimo). O valor médio de deslocamento foi empregado. A resultante do deslocamento interfragmentário nos três eixos foi determinada com uso da Equação (2).

Devido à utilização do carregamento real no modelo numérico, a carga máxima aplicada na etapa de simulação do regime quasi-estático, após os ciclos de carregamento, foi de aproximadamente 3800 N, mantendo-se o critério de falha de 5 mm adotado por Samsami *et al.* (2015). O cálculo do valor de rigidez seguiu a mesma metodologia experimental, sendo construída uma reta *offset* e realizada uma regressão linear com os pontos iniciais da curva na região elástica.

Figura 61 – Sistema de coordenada local do modelo, ajustado com o plano do foco de fratura.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

### 3.2.5 Análise estatística

Para detectar diferenças estatísticas, entre os três grupos, referente aos valores de rigidez, amplitude de deslocamento e resistência, utilizou-se o método de análise de variância (ANOVA), com um nível de confiança  $P < 0,05$ . A análise estatística dos valores de rigidez, antes e após o carregamento cíclico, foi realizada com o teste  $t$  de Student, e mesmo nível de confiança, de  $P < 0,05$ .

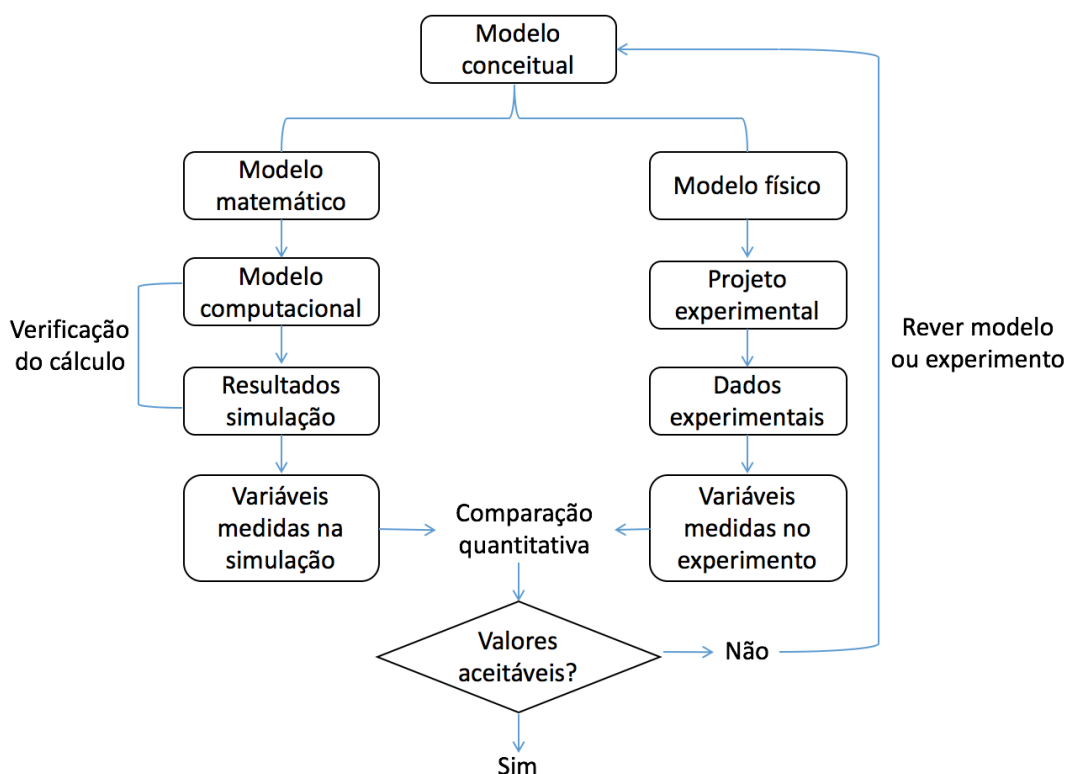
## 3.3 VERIFICAÇÃO E VALIDAÇÃO

O método V&V de Verificação e Validação (do inglês *Verification and Validation*), serve como guia para validação de modelos numéricos por meio de uma comparação quantitativa entre resultados numéricos e experimentais (ASME V&V 10-2006). Dessa forma, a partir dos modelos em Elementos Finitos desenvolvidos neste estudo, procedeu-se à comparação dos resultados da simulação, com os resultados experimentais, para posterior validação do modelo numérico. A Figura 62 apresenta uma abordagem recomendada para utilização deste método.

Traduzindo as informações da Figura 62 para este projeto, podemos assumir o modelo conceitual, definido como uma representação idealizada do comportamento sólido mecânico da realidade de interesse, como sendo a própria análise biomecânica de fraturas verticais do colo do fêmur, a qual será tratada a partir de uma abordagem experimental e de uma abordagem numérica.

Partindo do estudo numérico, temos que o modelo matemático corresponde às descrições matemáticas utilizadas para representar o modelo conceitual. Princípios

Figura 62 – Guia para aplicação do método V&amp;V



Fonte – modificado de ASME V&V 10-2006.

de mecânica, comportamento de materiais, propriedades de interface, carregamentos e condições de contorno são incorporados às expressões matemáticas (ASME V&V 10-2006).

O modelo computacional corresponde à implementação numérica do modelo matemático, o qual será solucionado, via *software* específico, a fim de obter previsões computacionais sobre a resposta do sistema (resultados da simulação). O modelo computacional, no presente estudo, envolve o tipo e grau de discretização espacial da geometria, assim como o critério de convergência para o método iterativo utilizado nas soluções numéricas.

Os resultados computacionais representam as previsões sobre a resposta do sistema. Importante ressaltar que entre as etapas de "modelo computacional" e "resultados da simulação", caso não ocorra convergência da solução, é necessária a verificação dos cálculos realizados pelo *software*, a fim de corrigir os erros e obter a correta convergência.

Após a obtenção dos resultados das simulações, deve-se considerar as incertezas associadas à resposta do sistema, incluindo as simplificações utilizadas no modelo (considerações de material homogêneo, isotrópico, linear elástico), a fim de realizar uma correta análise das respostas obtidas.

Com relação à abordagem experimental, inicialmente tem-se o modelo físico a ser ensaiado, o qual corresponde à própria montagem do conjunto osso-implante no dispositivo de fixação (Figura 63). Em seguida, partindo para o projeto experimental, é elaborada e executada toda a metodologia do ensaio, a qual envolve a aplicação dos carregamentos estático e cíclico, bem como a captura dos deslocamentos interfragmentários no foco de fratura. As etapas devem ser realizadas em equipamentos e sensores previamente calibrados, para os quais esteja garantida a confiabilidade metrológica das medidas obtidas.

Figura 63 – Modelo físico a ser ensaiado, representado pela montagem do conjunto osso-implante no dispositivo de fixação.



Fonte – LEBm/UFSC (2020)

Após obtidos os resultados experimentais, deve-se considerar as incertezas associadas à resposta do ensaio. No presente estudo, fontes de incerteza incluem provável folga na fixação dos parafusos do dispositivo de fixação e desvios na inclinação do sistema à  $25^\circ$  em relação à base, entre outros fatores. As variáveis medidas serão confrontadas com as variáveis calculadas na simulação numérica. Caso os valores estejam próximos, levando-se em consideração todas as limitações do projeto, o modelo numérico será considerado como validado. Caso contrário, o modelo numérico e/ou o experimento deverão ser revistos, a fim de encontrar as inconsistências, corrigi-las e validar o modelo.

Ressalta-se que a verificação e validação do modelo numérico permite assegurar a coerência entre o experimento e o modelamento. Contudo, para que a análise

do sistema real seja satisfatória, é ainda necessário analisar se os resultados dos modelos numéricos e experimentais respondem ao problema real, uma vez que em ambas as aproximações são empregadas hipóteses simplificadores da realidade.

Uma vez que são utilizados três corpos de prova, em cada grupo, para realização do ensaio *in vitro*, foi calculada a média aritmética da amplitude de deslocamento (diferença entre vale e pico), para cada grupo, no ciclo 70 - ou seja, no início do carregamento. Essa amplitude foi, posteriormente, comparada com a amplitude de deslocamento obtida no segundo ciclo do ensaio numérico. Esclarecemos que a utilização do ciclo 70, para comparação, deve-se ao fato de o ensaio numérico possuir apenas dois ciclos de carregamento para análise da micromovimentação, sem muita alteração entre os valores de deslocamento a cada ciclo, possibilitando uma analogia aos ciclos iniciais do carregamento cíclico experimental.

Para comparação dos valores de rigidez, antes e após os ciclos de carregamento, foi calculada a média aritmética dos valores de rigidez, de cada grupo, e comparadas aos de rigidez numérica.

Para análise da resistência, fez-se necessário estabelecer um valor de carga compressiva para o qual a comparação experimental-numérica fosse avaliada. Comparando-se os valores obtidos experimentalmente com os valores utilizados na sequência de carregamento numérico, a carga de 3052 N foi selecionada como ponto de interesse para a referida comparação. Portanto, foi calculada a média aritmética dos valores de deslocamento relativo em  $y$ , no SCG, de cada grupo na carga limite de 3052 N. Em seguida, estes valores foram comparados ao deslocamento numérico, de cada grupo, obtido para o mesmo valor de carga aplicado.

Todas as comparações numérico-experimental foram realizadas com base nas análises estatísticas de comparação de médias via teste  $t$  de *Student*, com um nível de confiança de  $P < 0,05$ . Esta forma de análise indica se houve, ou não, diferença significativa entre os resultados numéricos e experimentais.

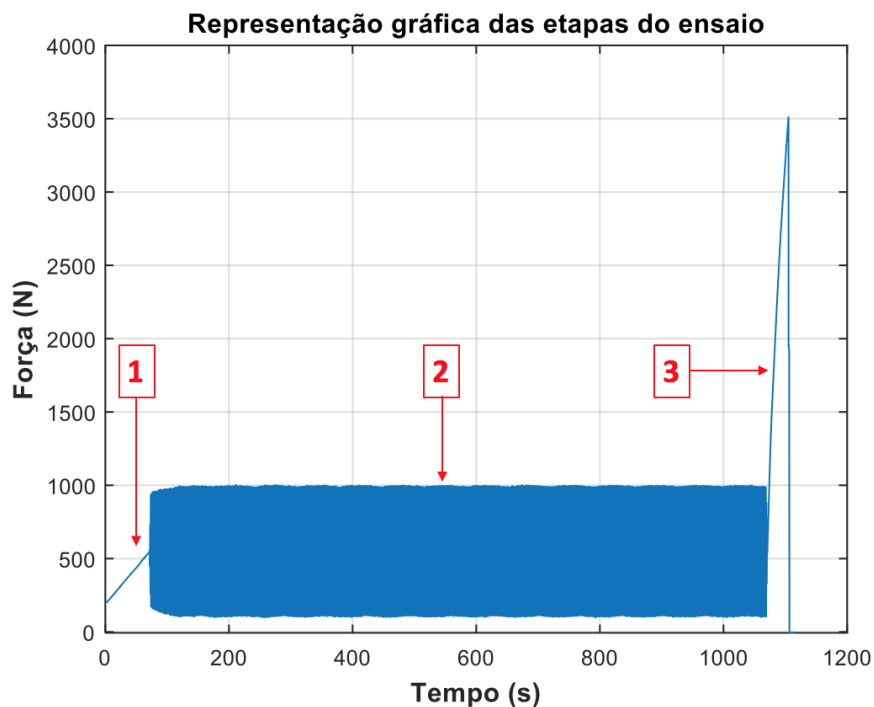
## 4 RESULTADOS

A principal variável estudada foi o movimento interfragmentário no foco de fratura durante a fase cíclica do ensaio. As variáveis secundárias analisadas incluíram a rigidez inicial (antes da fase cíclica de carregamento) e a rigidez final (após os ciclos de carregamento) dos sistemas osso-implantes, e a carga máxima suportada pelos sistemas osso-implantes.

### 4.1 ENSAIO *IN VITRO*

A representação gráfica das etapas do ensaio experimental é apresentada na Figura 64, incluindo carregamento quasi-estático inicial (etapa 1), carregamento cíclico (etapa 2) e carregamento quasi-estático destrutivo (etapa 3).

Figura 64 – Etapas da metodologia experimental (curva de ensaio do Cp1 do grupo 2).

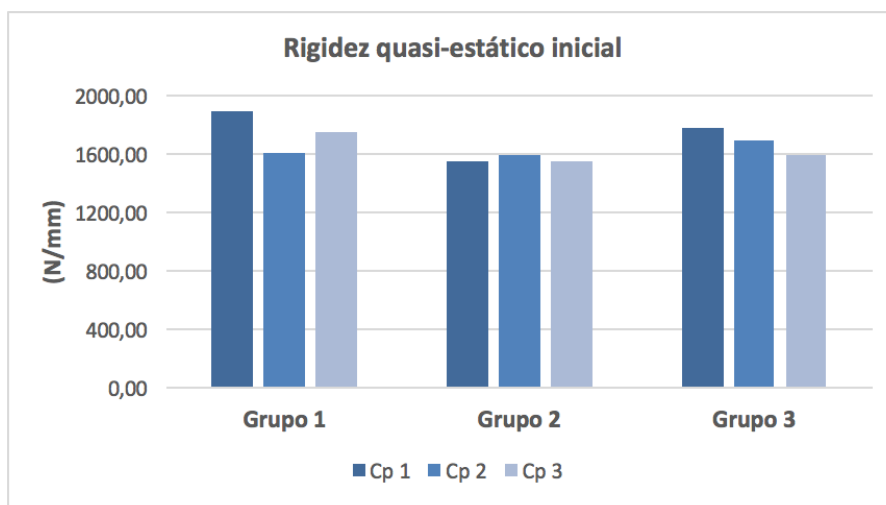


Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Os valores de rigidez inicial<sup>1</sup> do sistema, para cada corpo prova, assim como a média destes valores, são apresentados nas figuras 65 e 66, e tabelas 4 e 5.

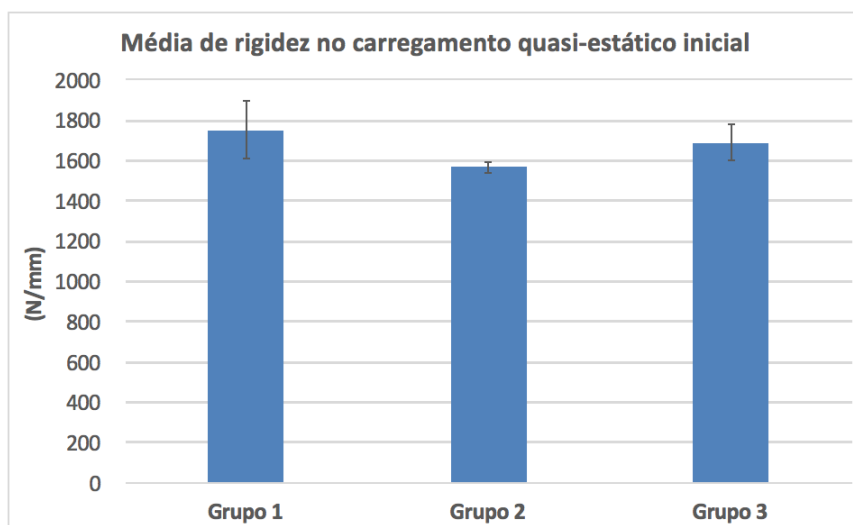
<sup>1</sup> 1ª etapa de carregamento (200 N a 500 N)

Figura 65 – Rigidez inicial de cada corpo de prova para os três grupos.



Fonte – Lebm/UFSC (2020).

Figura 66 – Rigidez inicial média para cada grupo.



Fonte – Lebm/UFSC (2020).

Tabela 4 – Valores de rigidez inicial de cada corpo de prova para os três grupos.

Grupo	Cp1 (N/mm)	Cp2 (N/mm)	Cp3 (N/mm)
1	1894,37	1611,05	1744,33
2	1552,94	1599,28	1545,86
3	1776,77	1688,88	1596,42



Tabela 5 – Valores de rigidez inicial média para cada grupo<sup>2</sup>.

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	P-valor
Média (N/mm)	1749,92 (141,74)	1566,03 (29,01)	1687,36 (90,18)	0,145

O grupo 1 teve o corpo de prova que apresentou a maior rigidez dentre todos os corpos de prova ensaiados (Cp1), bem como o maior valor de rigidez em média, seguido pelo grupo 3. A diferença da média de rigidez não é estatisticamente significativa entre os grupos ( $P > 0,05$ ).

Após atingir os 550 N, durante o carregamento quasi-estático, iniciou-se o carregamento cíclico (variação vale/pico de 100/1000 N). Nessa etapa, obtiveram-se os resultados de micromovimentação no SCG (Sistema de Coordenadas Global) e no SCL (Sistema de Coordenadas Local), este último posicionado no foco de fratura.

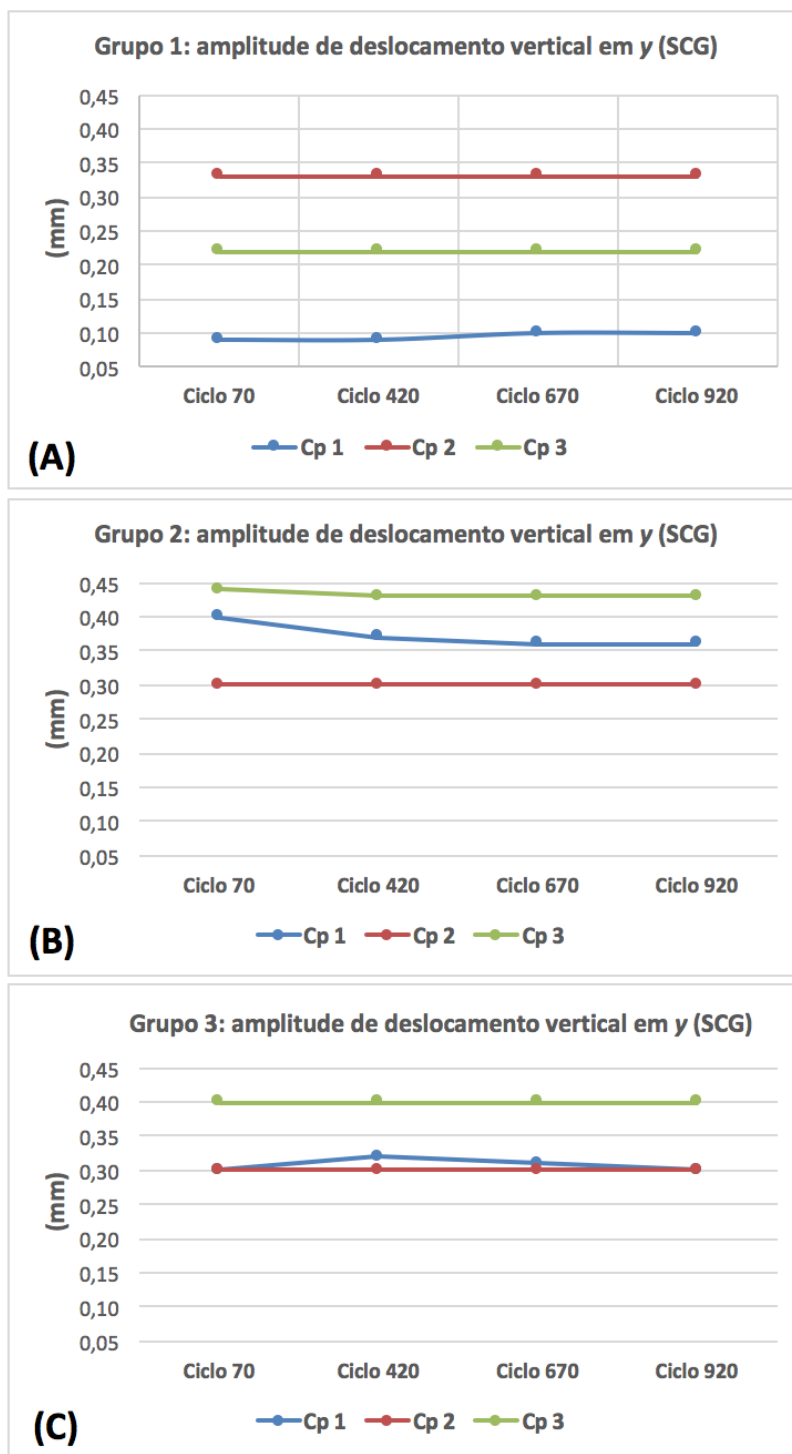
Para todos os corpos de prova, os valores de deslocamento absoluto, em coordenadas globais, nos eixos  $x$  e  $y$  diminuíram com a aplicação progressiva do carregamento cíclico (Figura 45)<sup>1</sup>, resultando em um deslocamento vertical descendente em  $y$  e uma compressão do colo femoral em  $x$ . Esses movimentos são coerentes com a direção da carga compressiva aplicada. A direção de deslocamento no eixo  $z$  apresentou dispersão, com a maior parte dos corpos de prova apresentando movimentação no sentido anterior do fêmur (sentido do eixo), salvo o Cp1 do grupo 1, e dos Cp1 e Cp3, ambos do grupo 2, que apresentaram deslocamentos no sentido posterior do fêmur.

As figuras 67 à 71 e tabelas 6 à 10 apresentam as amplitudes de deslocamento encontradas para cada técnica cirúrgica, e respectivos corpos de prova, nos quatro instantes de tempo (ciclos) selecionados, envolvendo o início, meio e final do carregamento cíclico. Os valores de amplitude de deslocamento apresentados no eixo vertical dos gráficos referem-se ao movimento relativo entre a cabeça e diáfise femoral (diferença entre seus deslocamentos absolutos). A Figura 71 mostra a amplitude de deslocamento médio no foco de fratura, calculada através da Equação (2).

<sup>1</sup> A movimentação ocorre em sentido contrário ao sentido dos eixos adotados (ver Figura 47)

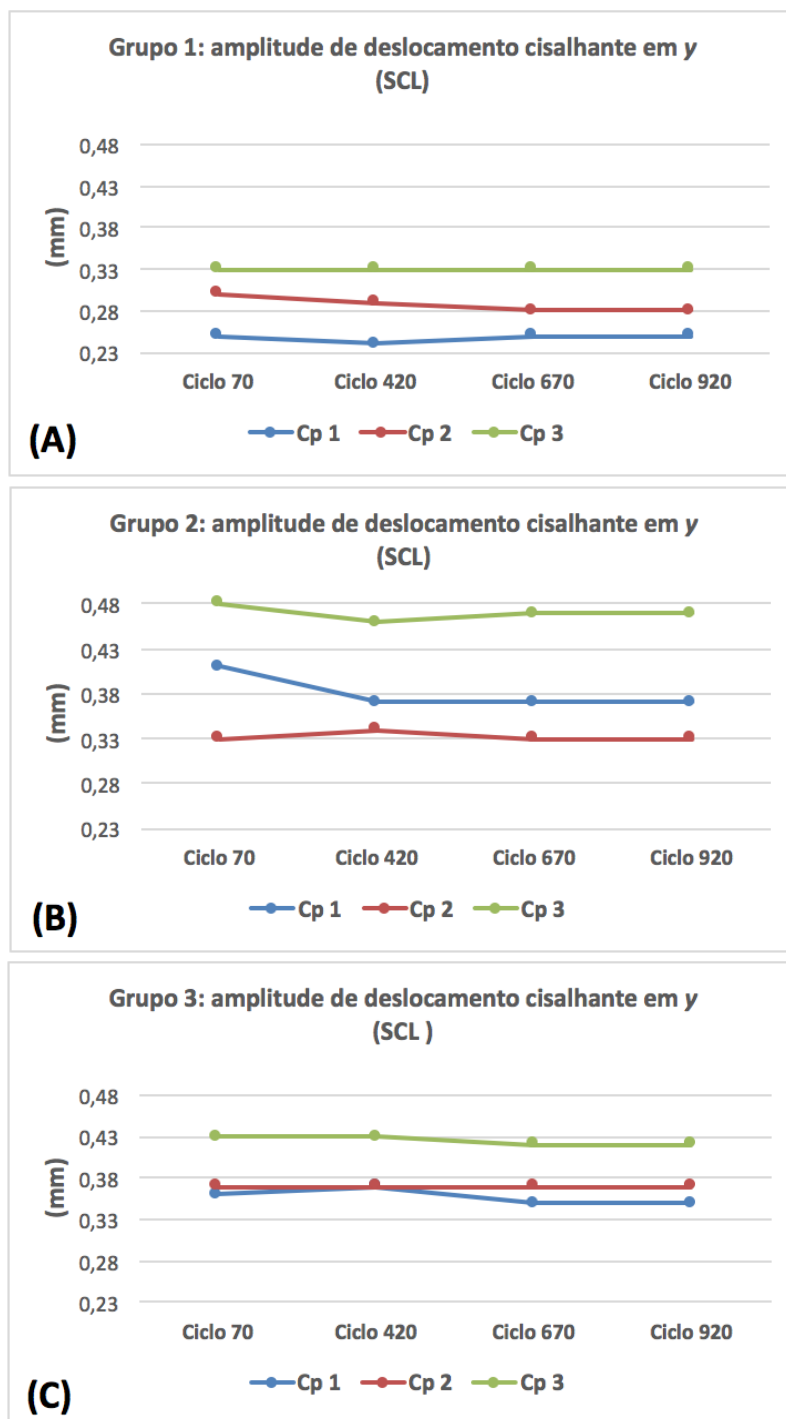
<sup>2</sup> Desvio padrão apresentado entre parênteses, junto com a média de cada grupo.

Figura 67 – Amplitude de deslocamento vertical em y no SCG para: (A) Grupo 1. (B) Grupo 2. (C) Grupo 3.



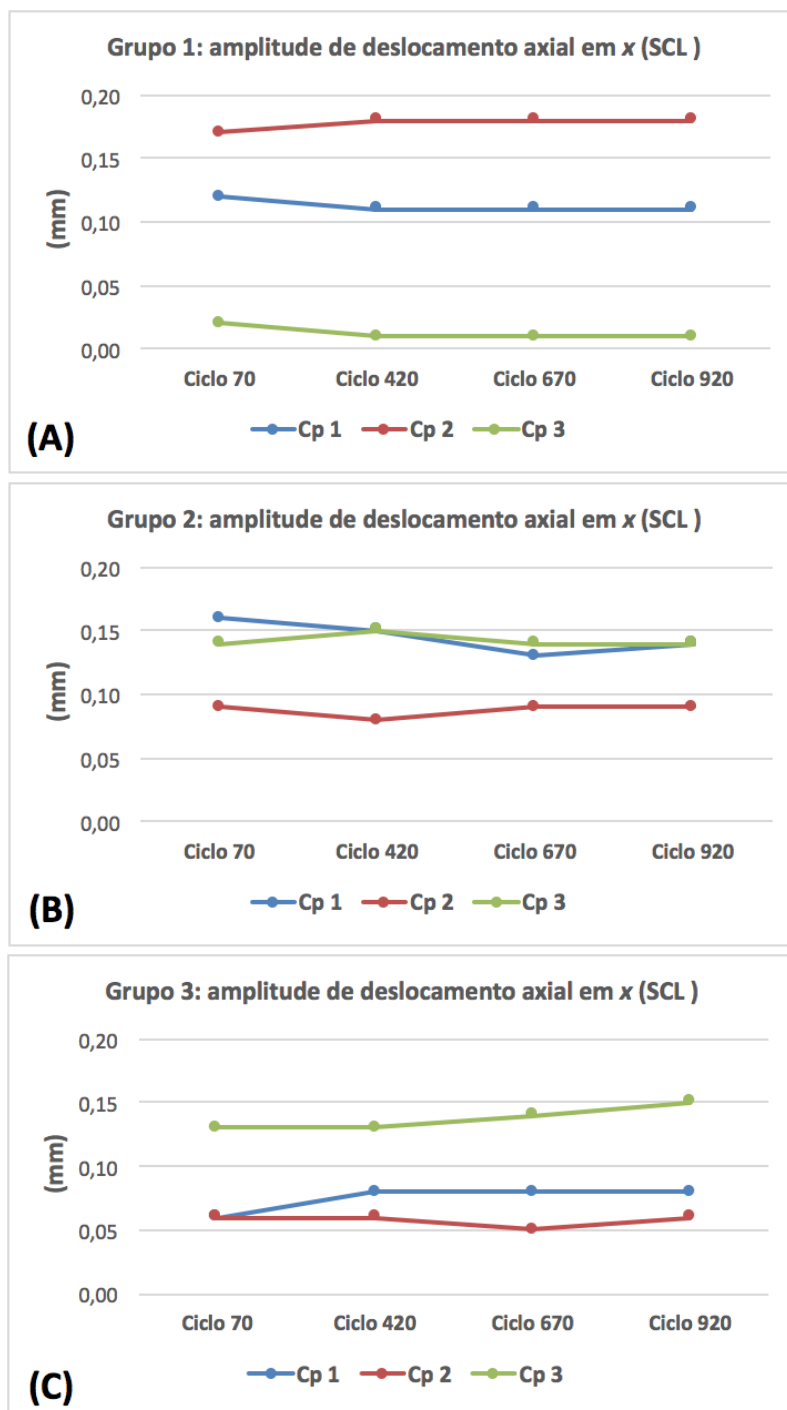
Fonte – LEBm/UFSC.

Figura 68 – Amplitude de deslocamento cisalhante em y no SCL para: (A) Grupo 1. (B) Grupo 2. (C) Grupo 3.



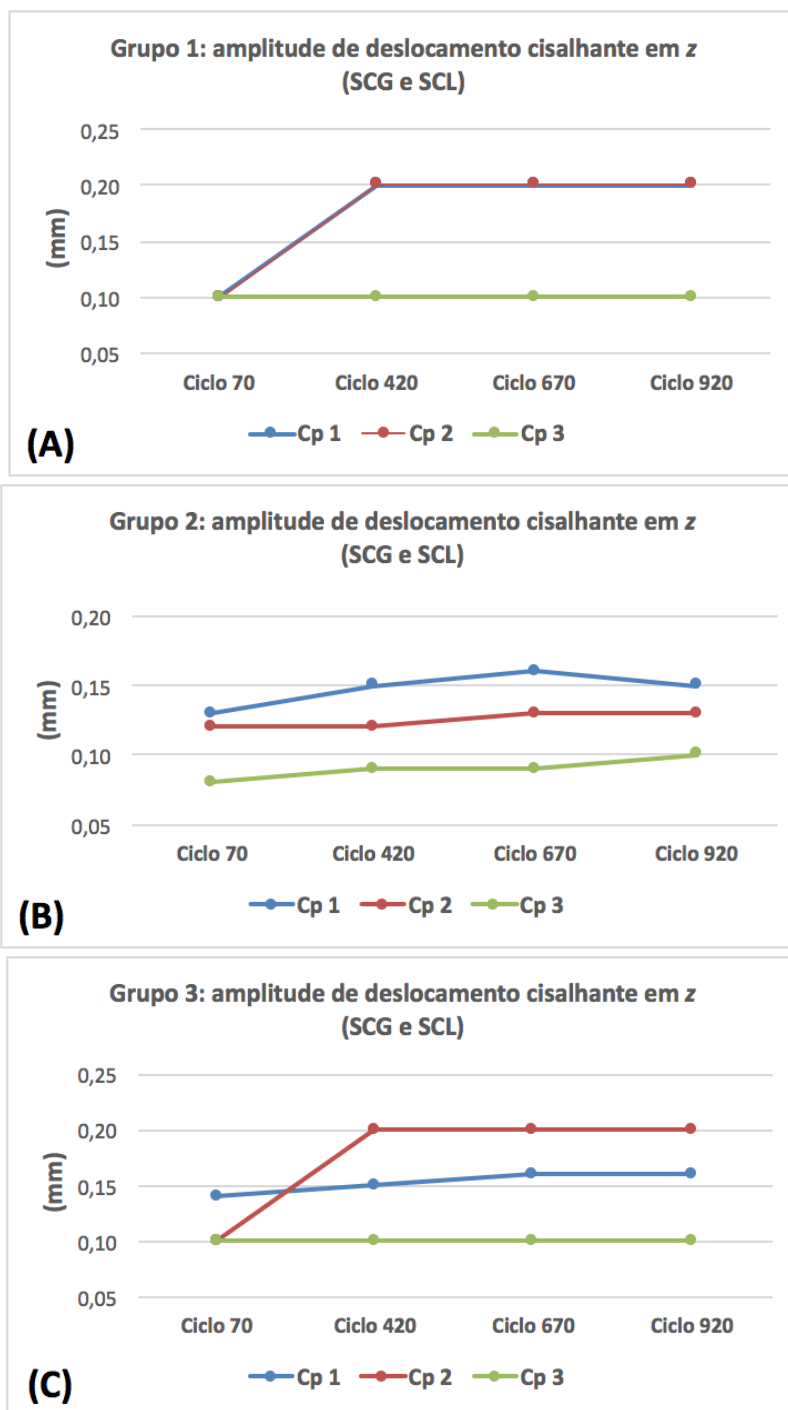
Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Figura 69 – Amplitude de deslocamento axial em x no SCL para: (A) Grupo 1. (B) Grupo 2. (C) Grupo 3.



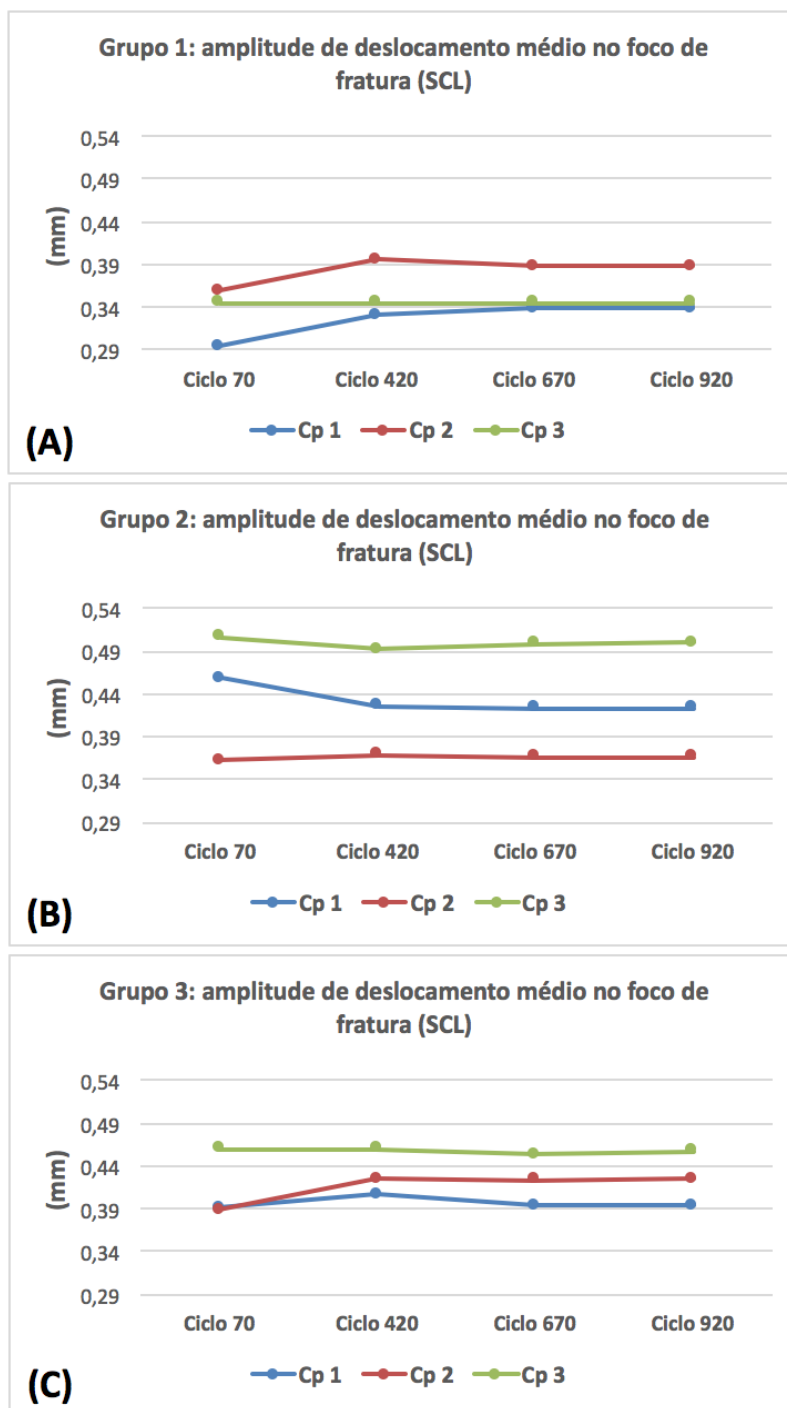
Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Figura 70 – Amplitude de deslocamento cisalhante em z no SCL para: (A) Grupo 1. (B) Grupo 2. (C) Grupo 3.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Figura 71 – Amplitude de deslocamento médio no foco de fratura, no SCL, para: (A) Grupo 1. (B) Grupo 2. (C) Grupo 3.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Observa-se que, de maneira geral, o valor de amplitude do deslocamento vertical em y (SCG) manteve-se igual ou menor quando comparados o início e o final do carregamento cíclico, à exceção do Cp1 para o grupo 1, que apresentou leve aumento. O mesmo vale para a amplitude de deslocamento cisalhante em y (SCL), sendo maior a quantidade de corpos de prova que apresentaram uma diminuição do valor da ampli-

tude de deslocamento ao longo do carregamento cíclico. A amplitude de deslocamento no sentido axial em  $x$  (SCL) apresentou resultados dispersos entre os grupos, haja vista que o grupo 1 teve uma tendência de diminuição no valor de amplitude; o grupo 2 apresentou tendência de estabilidade do valor inicial; e o grupo 3, tendência de aumento.

A amplitude de deslocamento cisalhante em  $z$  (SCL) apresentou aumentos com o decorrer dos ciclos de carregamento. Apenas o Cp3, do grupo 1, e o Cp3, do grupo 3, mantiveram o mesmo valor de amplitude do início ao final dos ciclos de carregamento. O módulo do deslocamento vetorial, considerando-se os três eixos de movimentação (deslocamento médio) no foco de fratura, tendeu a aumentar durante o carregamento cíclico (ressalta-se a forte influência do aumento no deslocamento cisalhante em  $z$ ). Nos nove corpos de prova ensaiados, não houve deslocamento vertical da cabeça femoral que fosse igual ou superior a 5 mm, valor este adotado como critério de falha do implante durante o carregamento cíclico.

Tabela 6 – Valores de amplitude de deslocamento vertical em  $y$  (SCG).

Grupo1	Ciclo 70 (mm)	Ciclo 420 (mm)	Ciclo 670 (mm)	Ciclo 920 (mm)
Cp1	0,09	0,09	0,10	0,10
Cp2	0,33	0,33	0,33	0,33
Cp3	0,22	0,22	0,22	0,22
Grupo2	Ciclo 70 (mm)	Ciclo 420 (mm)	Ciclo 670 (mm)	Ciclo 920 (mm)
Cp1	0,40	0,37	0,36	0,36
Cp2	0,30	0,30	0,30	0,30
Cp3	0,44	0,43	0,43	0,43
Grupo3	Ciclo 70 (mm)	Ciclo 420 (mm)	Ciclo 670 (mm)	Ciclo 920 (mm)
Cp1	0,30	0,32	0,31	0,30
Cp2	0,30	0,30	0,30	0,30
Cp3	0,40	0,40	0,40	0,40

Tabela 7 – Valores de amplitude de deslocamento cisalhante em y (SCL).

Grupo1	Ciclo 70 (mm)	Ciclo 420 (mm)	Ciclo 670 (mm)	Ciclo 920 (mm)
Cp1	0,25	0,24	0,25	0,25
Cp2	0,30	0,29	0,28	0,28
Cp3	0,33	0,33	0,33	0,33
Grupo2	Ciclo 70 (mm)	Ciclo 420 (mm)	Ciclo 670 (mm)	Ciclo 920 (mm)
Cp1	0,41	0,37	0,37	0,37
Cp2	0,33	0,34	0,33	0,33
Cp3	0,48	0,46	0,47	0,47
Grupo3	Ciclo 70 (mm)	Ciclo 420 (mm)	Ciclo 670 (mm)	Ciclo 920 (mm)
Cp1	0,36	0,37	0,35	0,35
Cp2	0,37	0,37	0,37	0,37
Cp3	0,43	0,43	0,42	0,42

Tabela 8 – Valores de amplitude de deslocamento axial em x (SCL).

Grupo1	Ciclo 70 (mm)	Ciclo 420 (mm)	Ciclo 670 (mm)	Ciclo 920 (mm)
Cp1	0,12	0,11	0,11	0,11
Cp2	0,17	0,18	0,18	0,18
Cp3	0,02	0,01	0,01	0,01
Grupo2	Ciclo 70 (mm)	Ciclo 420 (mm)	Ciclo 670 (mm)	Ciclo 920 (mm)
Cp1	0,16	0,15	0,13	0,14
Cp2	0,09	0,08	0,09	0,09
Cp3	0,14	0,15	0,14	0,14
Grupo3	Ciclo 70 (mm)	Ciclo 420 (mm)	Ciclo 670 (mm)	Ciclo 920 (mm)
Cp1	0,06	0,08	0,08	0,08
Cp2	0,06	0,06	0,05	0,06
Cp3	0,13	0,13	0,14	0,15



Tabela 9 – Valores de amplitude de deslocamento cisalhante em z (SCG e SCL).

Grupo1	Ciclo 70 (mm)	Ciclo 420 (mm)	Ciclo 670 (mm)	Ciclo 920 (mm)
Cp1	0,10	0,20	0,20	0,20
Cp2	0,10	0,20	0,20	0,20
Cp3	0,10	0,10	0,10	0,10
Grupo2	Ciclo 70 (mm)	Ciclo 420 (mm)	Ciclo 670 (mm)	Ciclo 920 (mm)
Cp1	0,13	0,15	0,16	0,15
Cp2	0,12	0,12	0,13	0,13
Cp3	0,08	0,09	0,09	0,10
Grupo3	Ciclo 70 (mm)	Ciclo 420 (mm)	Ciclo 670 (mm)	Ciclo 920 (mm)
Cp1	0,14	0,15	0,16	0,16
Cp2	0,10	0,20	0,20	0,20
Cp3	0,10	0,10	0,10	0,10

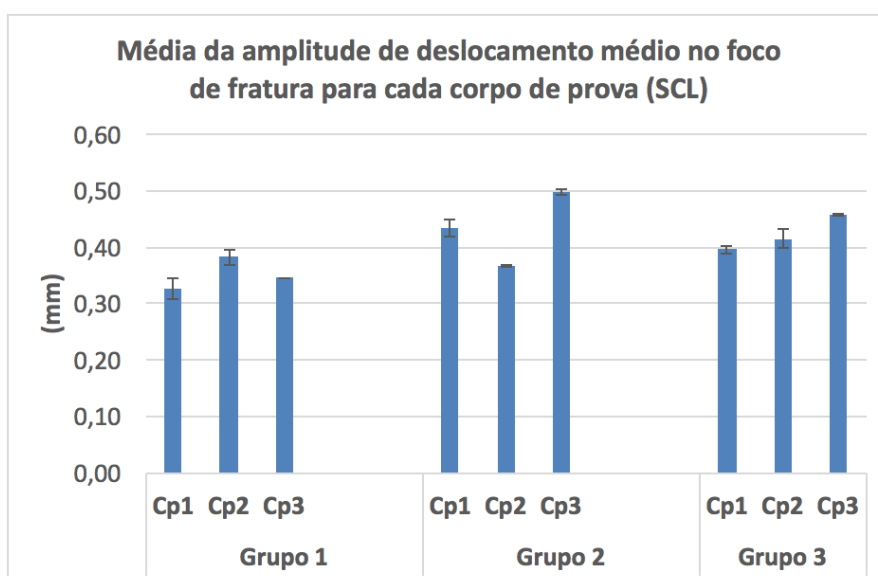
Tabela 10 – Valores de amplitude de deslocamento médio no foco de fratura (SCL).

Grupo1	Ciclo 70 (mm)	Ciclo 420 (mm)	Ciclo 670 (mm)	Ciclo 920 (mm)
Cp1	0,10	0,20	0,20	0,20
Cp2	0,10	0,20	0,20	0,20
Cp3	0,10	0,10	0,10	0,10
Grupo2	Ciclo 70 (mm)	Ciclo 420 (mm)	Ciclo 670 (mm)	Ciclo 920 (mm)
Cp1	0,13	0,15	0,16	0,15
Cp2	0,12	0,12	0,13	0,13
Cp3	0,08	0,09	0,09	0,10
Grupo3	Ciclo 70 (mm)	Ciclo 420 (mm)	Ciclo 670 (mm)	Ciclo 920 (mm)
Cp1	0,14	0,15	0,16	0,16
Cp2	0,10	0,20	0,20	0,20
Cp3	0,10	0,10	0,10	0,10

A fim de visualizarmos, mais facilmente, qual técnica cirúrgica apresentou a menor amplitude de deslocamento médio no foco de fratura (SCL) ao longo do carregamento cíclico, calculou-se a média aritmética dessa amplitude para cada grupo e corpo de prova, envolvendo os quatro instantes de tempo (ciclos) analisados. A Figura 72 e tabelas 11 e 12 ilustram os resultados, nos quais o grupo 1 apresentou, de maneira geral, os menores valores de amplitude de deslocamento no foco de fratura, seguido pelo grupo 3. Ressalta-se que a Tabela 11 faz referência à média aritmética dos quatro deslocamentos ao longo do carregamento cíclico (apresentados no ciclo 70,

ciclo 420, ciclo 670 e ciclo 920), para cada corpo de prova. A Tabela 12 faz referência à média aritmética desses deslocamentos, obtidos na Tabela 11, para cada grupo. A partir destes últimos resultados verifica-se que a diferença da média de deslocamento não é estatisticamente significativa entre os grupos ( $P > 0,05$ ).

Figura 72 – Amplitude de deslocamento no foco de fratura (SCL) de cada corpo de prova para os três grupos.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Tabela 11 – Valores de amplitude de deslocamento no foco de fratura (SCL) de cada corpo de prova para os três grupos<sup>2</sup>.

	Cp1	Cp2	Cp3
Média grupo 1 (mm)	0,33 (0,02)	0,38 (0,01)	0,35 (0,00)
Média grupo 2 (mm)	0,43 (0,02)	0,37 (0,00)	0,50 (0,01)
Média grupo 3 (mm)	0,40 (0,01)	0,42 (0,02)	0,46 (0,00)

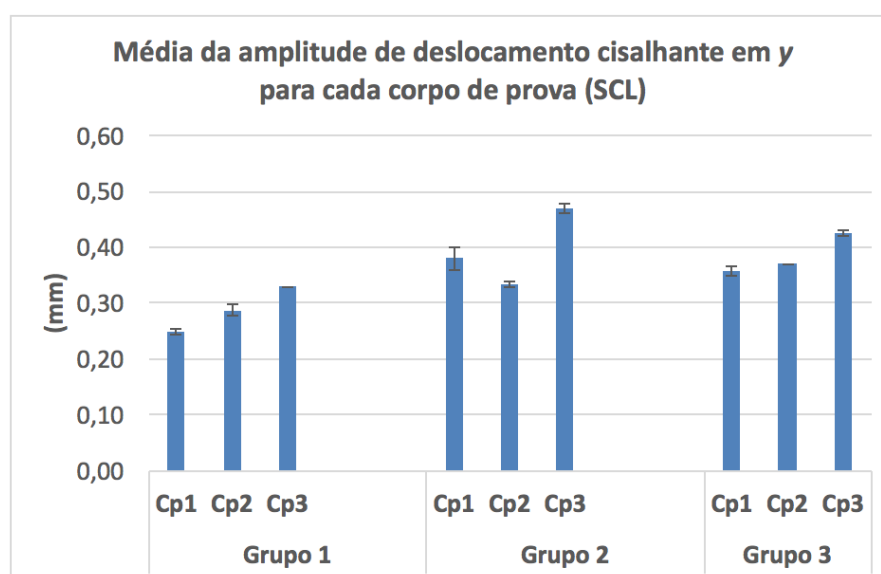
Tabela 12 – Valores médios de amplitude de deslocamento no foco de fratura (SCL) para cada grupo<sup>2</sup>.

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	P-valor
Média (mm)	0,35 (0,03)	0,43 (0,07)	0,43 (0,03)	0,121

<sup>2</sup> Desvio padrão apresentado entre parênteses, junto com a média de rigidez de cada grupo.

A Figura 73 e tabelas 13 e 14 apresentam a média aritmética das amplitudes de deslocamento cisalhante em  $y$  (SCL), considerado como principal causador de complicações pós-operatórias no tratamento de fraturas verticais do colo do fêmur (CHA *et al.*, 2019; LIPORACE *et al.*, 2008). A diferença da média de deslocamento não é estatisticamente significativa entre os grupos ( $P > 0,05$ ).

Figura 73 – Amplitude de deslocamento cisalhante em  $y$  (SCL) de cada corpo de prova para os três grupos.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Tabela 13 – Valores de amplitude de deslocamento cisalhante em  $y$  (SCL) de cada corpo de prova para os três grupos<sup>2</sup>.

	Cp1	Cp2	Cp3
Média grupo 1 (mm)	0,25 (0,01)	0,29 (0,01)	0,33 (0,00)
Média grupo 2 (mm)	0,38 (0,02)	0,33 (0,01)	0,47 (0,01)
Média grupo 3 (mm)	0,36 (0,01)	0,37 (0,00)	0,43 (0,01)

Tabela 14 – Valores médios de amplitude de deslocamento cisalhante em  $y$  (SCL) para cada grupo<sup>2</sup>.

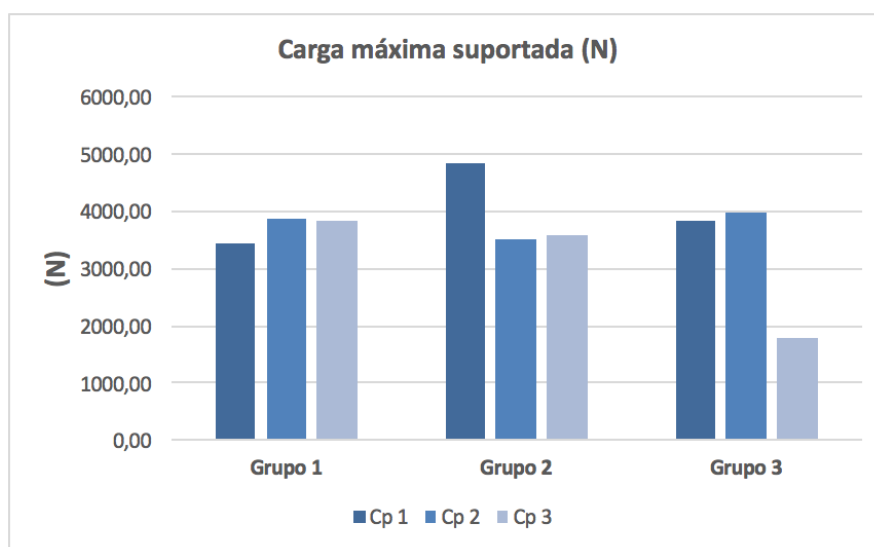
Deslocamento	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	P-valor
Média (mm)	0,29 (0,04)	0,39 (0,07)	0,39 (0,04)	0,089

<sup>2</sup> Desvio padrão apresentado entre parênteses, junto com a média cada grupo.

Após a etapa de carregamento cíclico, os corpos de prova foram submetidos à etapa de carregamento destrutivo, sob compressão à taxa de 5 mm/min (controle de deslocamento) até que houvesse uma diminuição de 75% no valor máximo da carga aplicada.

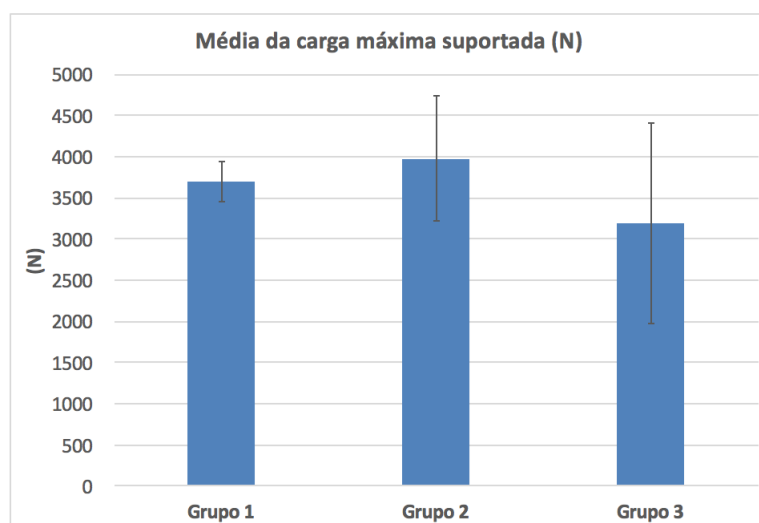
Os valores de resistência (carga máxima suportada) para cada conjunto osso-implante, assim como a média aritmética desses valores, estão representados nas figuras 74 e 75, e tabelas 15 e 16.

Figura 74 – Resistência de cada corpo de prova para os três grupos.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Figura 75 – Resistência média para cada grupo.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Tabela 15 – Valores de resistência de cada corpo de prova para os três grupos.

Grupo	Cp1 (N)	Cp2 (N)	Cp3 (N)
1	3421,89	3850,89	3818,35
2	4847,64	3514,53	3571,35
3	3816,87	3971,30	1784,94

Tabela 16 – Valores de resistência média para cada grupo<sup>2</sup>.

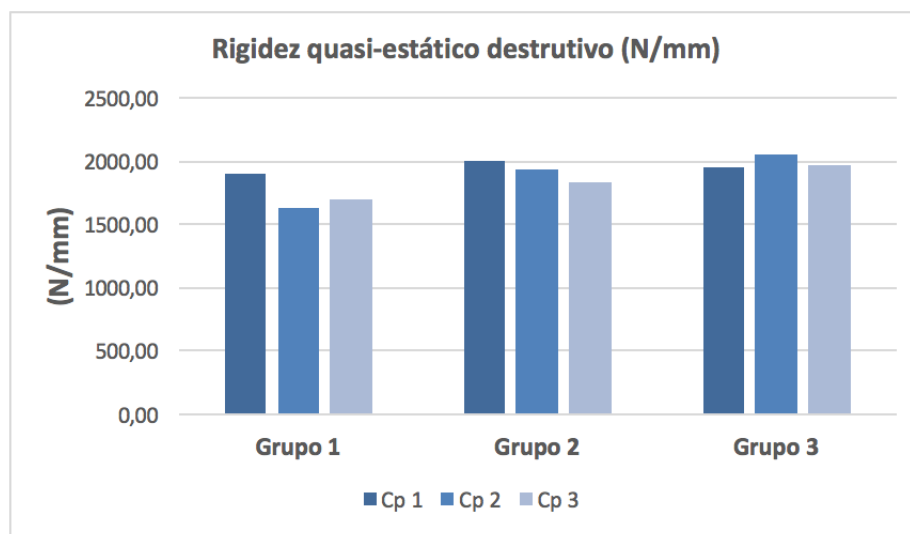
	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	P-valor
Média (N/mm)	3697,04 (238,84)	3977,84 (753,80)	3191,04 (1220,16)	0,543

Observa-se que, em média, o grupo 2 apresentou a maior resistência, certamente influenciado pelo Cp1, para o qual verifica-se um valor de resistência muito superior aos demais do mesmo grupo, bem como pelo baixo valor de resistência registrado para o Cp3, do grupo 3. Interessante observar que, excluindo-se esses dois corpos de prova, o grupo 3 ficaria com a maior média, seguido pelo grupo 1 e depois pelo grupo 2. A diferença da média de resistência não é estatisticamente significativa entre os grupos ( $P > 0,05$ ).

Os valores de rigidez obtidos para cada corpo de prova e técnica cirúrgica, assim como a média aritmética destes valores, são apresentados nas figuras 76 e 77, e tabelas 17 e 18. Todos os implantes apresentaram um certo aumento em seus valores de rigidez com a aplicação do carregamento cíclico, à exceção do Cp3, para o grupo 1 (Figura 78). Estatisticamente, a diferença da média de rigidez não é significativa entre os grupos ( $P > 0,05$ ).

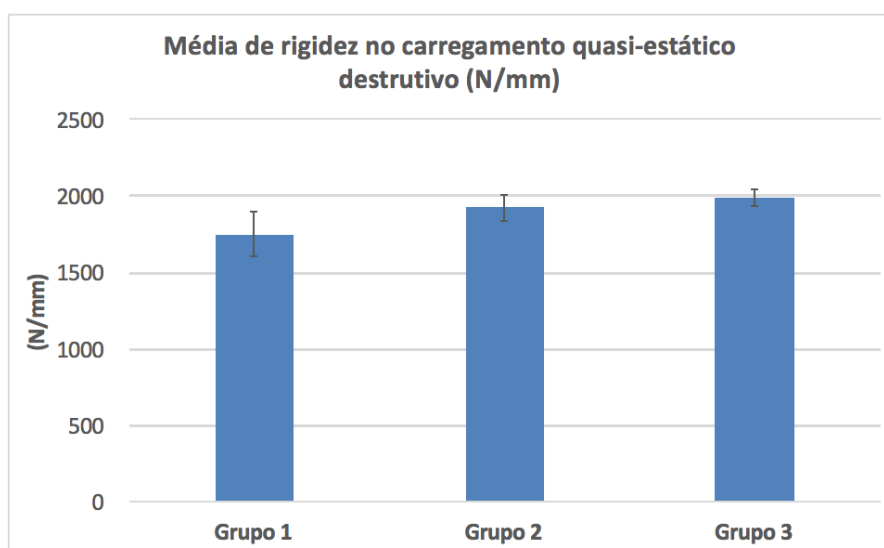
<sup>2</sup> Desvio padrão apresentado entre parênteses, junto com a média de cada grupo.

Figura 76 – Rigidez, na etapa destrutiva, de cada corpo de prova para os três grupos.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Figura 77 – Rigidez média, na etapa destrutiva, para cada grupo.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

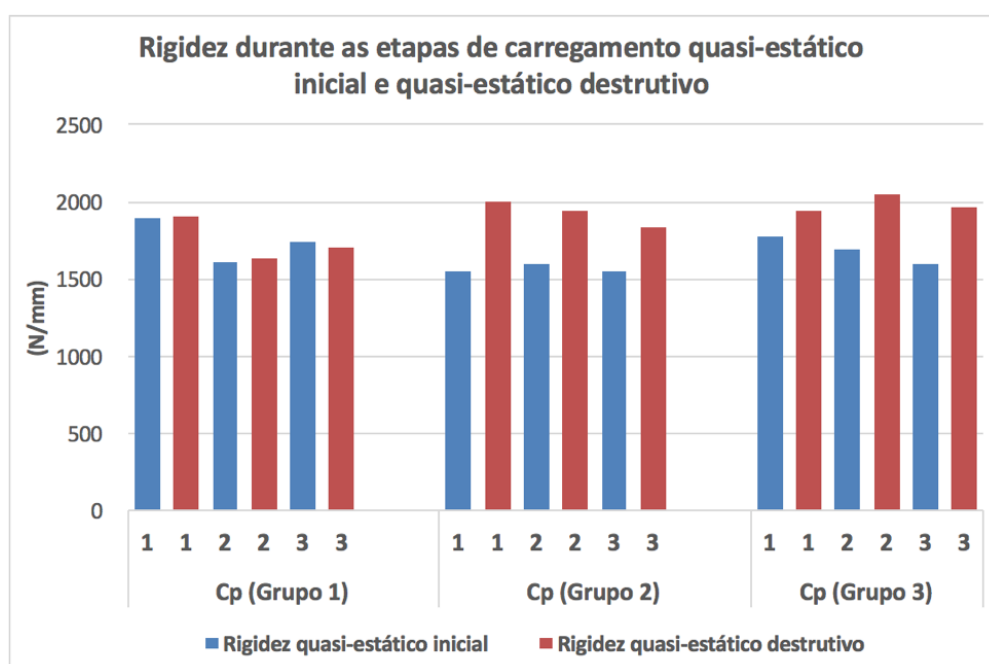
Tabela 17 – Valores de rigidez, na etapa destrutiva, de cada corpo de prova para os três grupos.

Grupo	Cp1 (N/mm)	Cp2 (N/mm)	Cp3 (N/mm)
1	1906,53	1629,51	1706,23
2	1996,21	1936,42	1832,05
3	1944,21	2052,00	1964,40

Tabela 18 – Valores de rigidez média, na etapa destrutiva, para cada grupo<sup>2</sup>.

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	P-valor
Média (N/mm)	1747,42 (143,03)	1921,56 (83,08)	1986,87 (57,30)	0,064

Figura 78 – Rigidez, nas etapas de carregamento quasi-estático inicial e destrutivo, de cada corpo de prova para os três grupos.

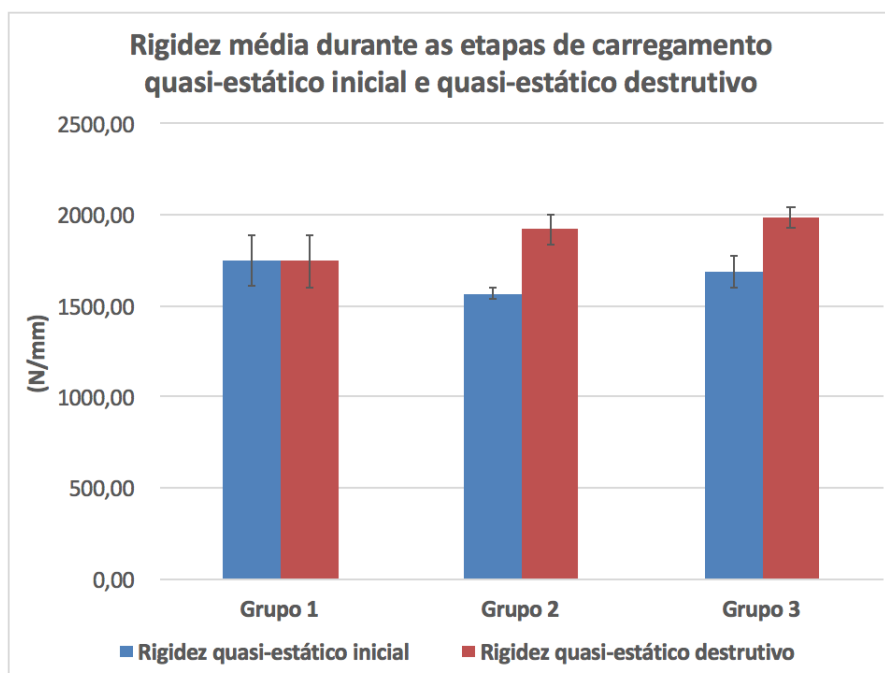


Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Os corpos de prova do grupo 2 e grupo 3 apresentaram um aumento de rigidez mais significativo do que os corpos de prova do grupo 1, em que, apesar do pequeno aumento de rigidez do Cp1 e Cp2 do grupo 1, a queda no valor de rigidez do Cp3 fez com que a média do carregamento quasi-estático destrutivo ficasse cerca de 2 *N/mm* abaixo do valor de rigidez calculado antes da fase cíclica. A Figura 79 e Tabela 19 ilustram a comparação entre as médias dos valores de rigidez quasi-estático inicial e destrutivo. A análise estatística do grupo 2 e grupo 3 indica que a diferença da média entre as etapas quasi-estático inicial e destrutivo, desses grupos, é estatisticamente significativa ( $P < 0,05$ ).

<sup>2</sup> Desvio padrão apresentado entre parênteses, junto com a média de cada grupo.

Figura 79 – Rigidez média, nas etapas de carregamento quasi-estático inicial e destrutivo, para cada grupo.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Tabela 19 – Valores de rigidez média, nas etapas de carregamento quasi-estático inicial e destrutivo, para cada grupo.

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Média no carregamento inicial (N/mm)	1749,92	1566,03	1687,36
Média no carregamento destrutivo (N/mm)	1747,42	1921,56	1986,87
P-valor	0,902	0,017	0,045

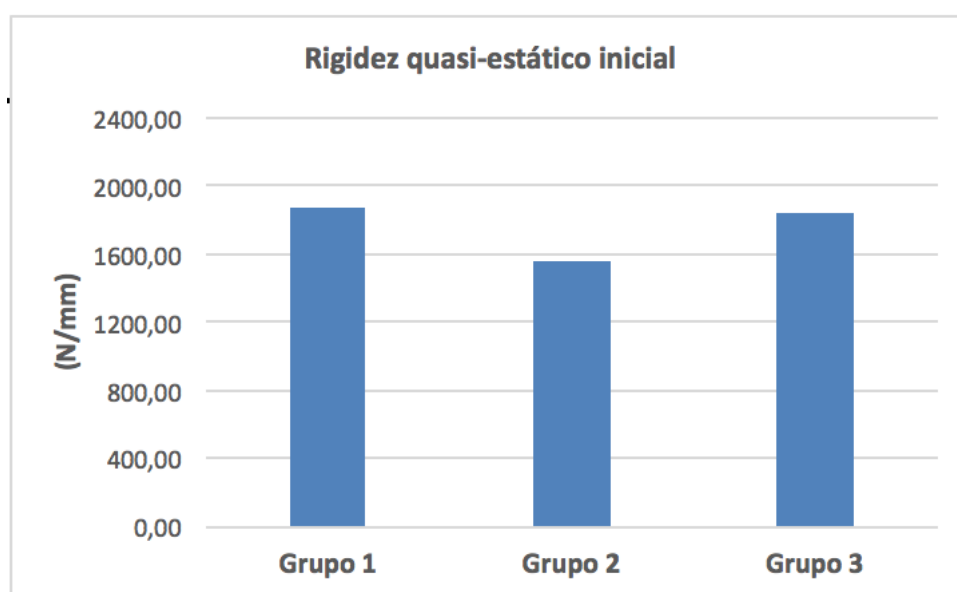
## 4.2 SIMULAÇÃO NUMÉRICA EM ELEMENTOS FINITOS

Os valores de rigidez inicial<sup>2</sup> do sistema para cada grupo, obtidos pelo modelamento numérico, são apresentados na Figura 80 e na Tabela 20. O grupo 1 apresentou a maior rigidez dentre todos os corpos de prova ensaiados, seguido pelo grupo 3.

<sup>2</sup> 1ª etapa de carregamento (200 N a 500 N)



Figura 80 – Rigidez inicial para cada grupo.



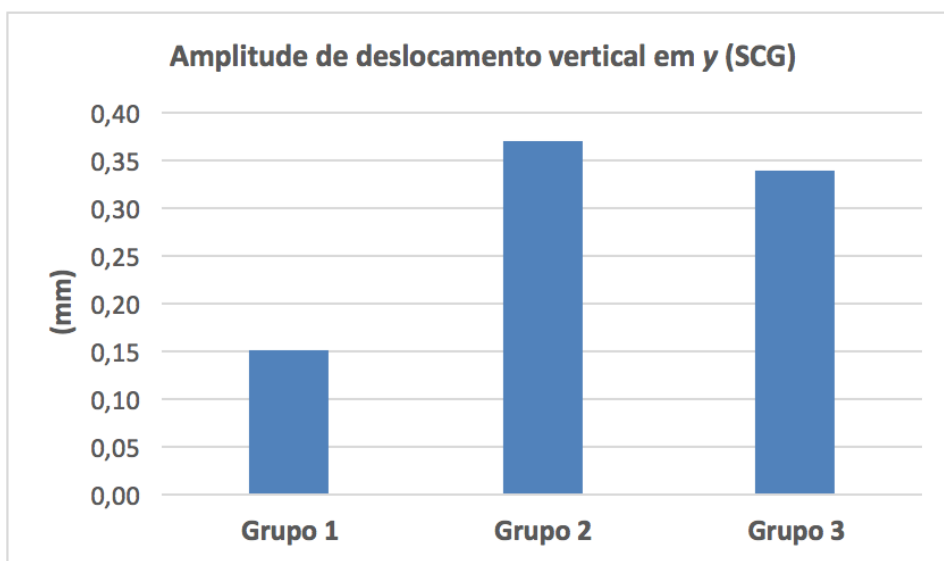
Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Tabela 20 – Valores de rigidez inicial para os três grupos na análise *in silico*.

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Rigidez (N/mm)	1863,40	1560,80	1842,66

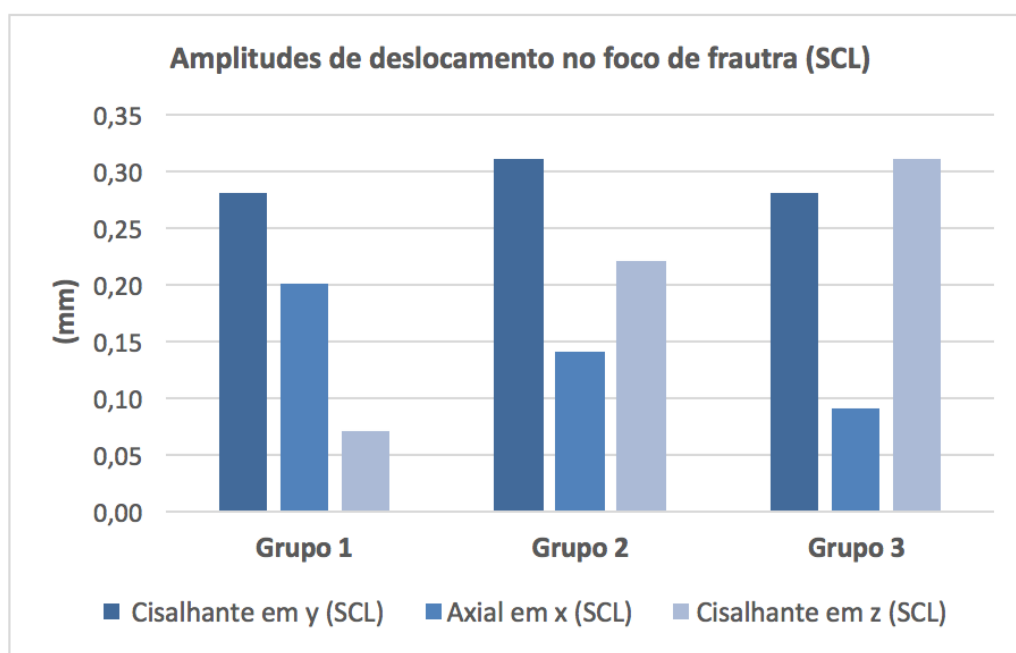
Após atingir os 550 N, durante o carregamento quasi-estático, iniciou-se o carregamento cíclico (composto por dois ciclos com variação vale/pico de 100/1000 N). A Figura 81 e a Tabela 21 apresentam a amplitude de deslocamento vertical da cabeça femoral, obtida para cada grupo. A Figura 82 e a Tabela 22 mostram todos os valores de amplitude obtidos no foco de fratura (SCL). Conforme também visto experimentalmente, o grupo 1 apresentou a menor amplitude de deslocamento vertical e a menor movimentação no foco de fratura. A Figura 83 e a Tabela 23 apresentam os valores de deslocamento médio no foco de fratura, determinados através da Equação (2). Ressalta-se que nenhum grupo apresentou deslocamento vertical da cabeça femoral maior que 5 mm, durante o carregamento cíclico.

Figura 81 – Amplitude de deslocamento vertical em y para cada grupo no SCG.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Figura 82 – Amplitude de deslocamento no foco de fratura para cada grupo no SCL.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

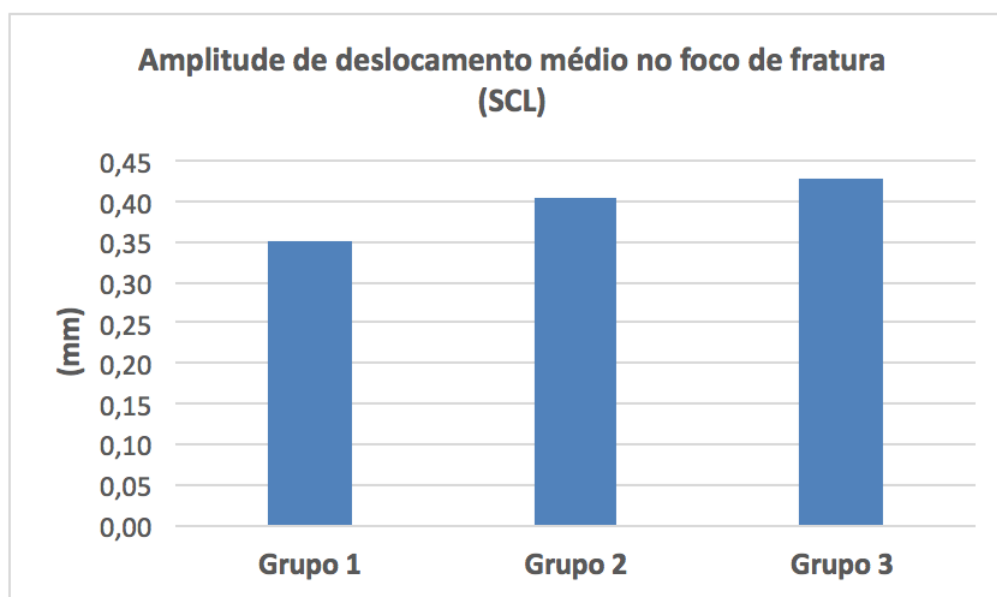
Tabela 21 – Valores de amplitude de deslocamento vertical em y para os três grupos na análise *in silico* (SCG).

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Vertical em y (mm)	0,15	0,37	0,34

Tabela 22 – Valores de amplitude de deslocamento no foco de fratura, em cada eixo, para os três grupos na análise *in silico* (SCL).

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Cisalhante em y (mm)	0,28	0,31	0,28
Axial em x (mm)	0,20	0,14	0,09
Cisalhante em z (mm)	0,07	0,22	0,31

Figura 83 – Amplitude de deslocamento médio no foco de fratura para cada grupo no SCL.



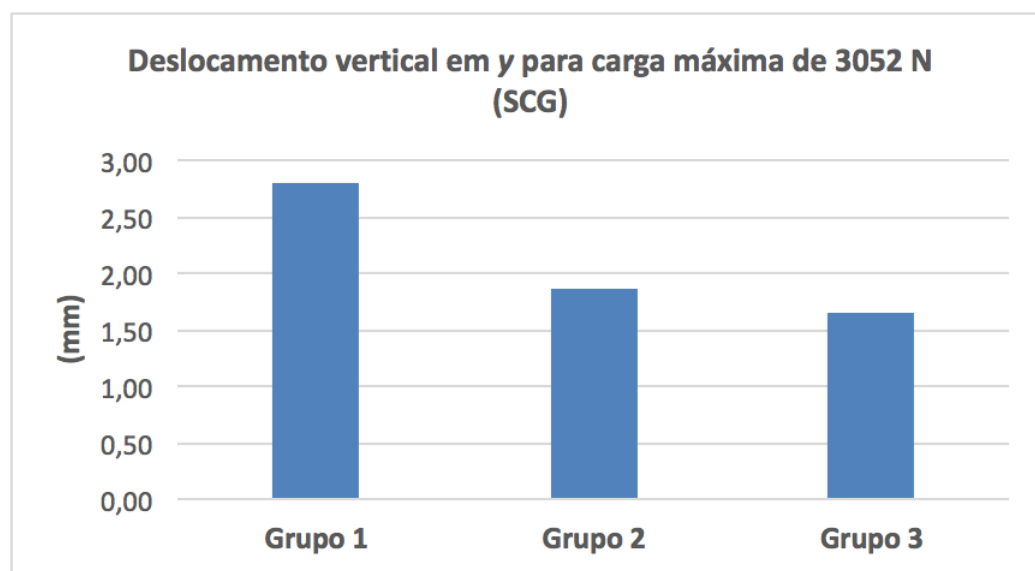
Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Tabela 23 – Valores de amplitude de deslocamento médio no foco de fratura para os três grupos na análise *in silico* (SCL).

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Deslocamento médio (mm)	0,35	0,41	0,43

Após a etapa de carregamento cíclico, cada modelo foi submetido à etapa de carregamento destrutivo. Os deslocamentos máximos para a carga aplicada de 3052 N são apresentados na Figura 84 e Tabela 24. O grupo 1 apresentou o maior deslocamento vertical em  $y$  (SCG) quando submetido à respectiva carga.

Figura 84 – Deslocamento vertical em  $y$  de cada grupo (SCG) para a carga aplicada de 3052 N.



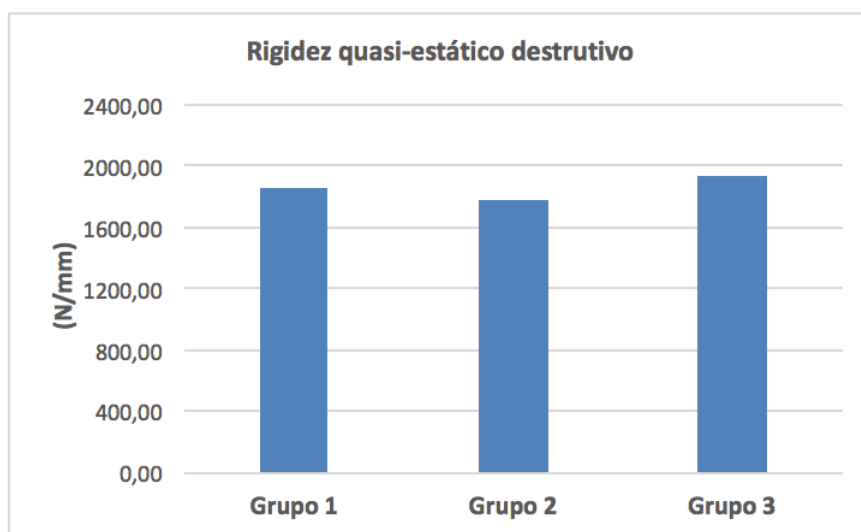
Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Tabela 24 – Valores de deslocamento vertical em  $y$  dos três grupos, na análise *in silico* (SCG), para a carga aplicada de 3052 N.

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Deslocamento médio (mm)	2,80	1,87	1,66

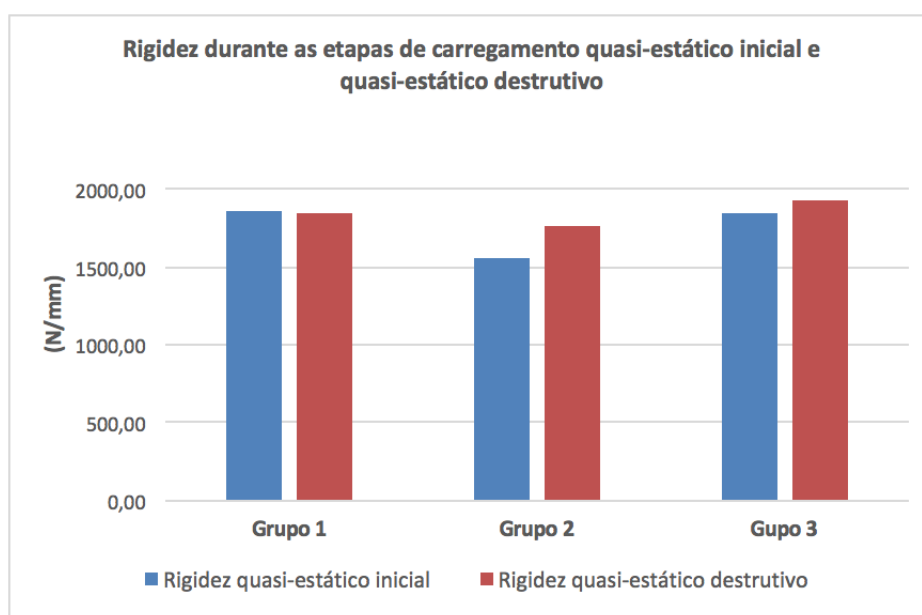
Os valores de rigidez obtidos na etapa de carregamento quasi-estático destrutivo, para cada grupo, são apresentados na Figura 85 e Tabela 25. Similar ao que foi visto experimentalmente, os grupos 2 e 3 apresentaram um aumento em seus valores de rigidez, enquanto o grupo 1 permaneceu com um valor de rigidez próximo ao calculado na etapa quasi-estática inicial. Os resultados comparativos de rigidez são apresentados na Figura 86 e Tabela 26.

Figura 85 – Rigidez, na etapa destrutiva, para cada grupo.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Figura 86 – Rigidez, nas etapas quasi-estático inicial e destrutivo, para cada grupo.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Tabela 25 – Valores de rigidez, na etapa destrutiva, para os três grupos na análise *in silico*.

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Rigidez na etapa destrutiva (N/mm)	1850,30	1770,00	1936,10

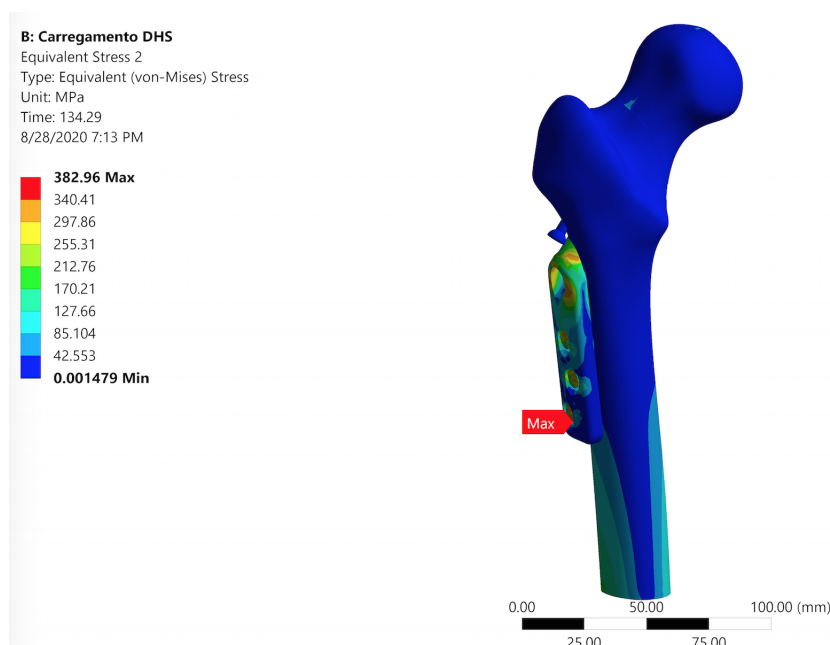
Tabela 26 – Valores de rigidez, nas etapas quasi-estático inicial e destrutivo, para os três grupos na análise *in silico*.

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Rigidez quasi-estático inicial (N/mm)	1863,40	1560,80	1842,66
Rigidez quasi-estático destrutivo (N/mm)	1850,30	1770,00	1936,10

A distribuição de tensões nos implantes utilizados, em cada técnica cirúrgica avaliada, foi determinada na fase de carregamento destrutivo, para a força compressiva de 3052 N. O limite de escoamento do material utilizado nos implantes (aço inoxidável ASTM F138) está compreendido entre 190 - 690 MPa, de acordo com os requisitos da norma técnica ASTM F138.

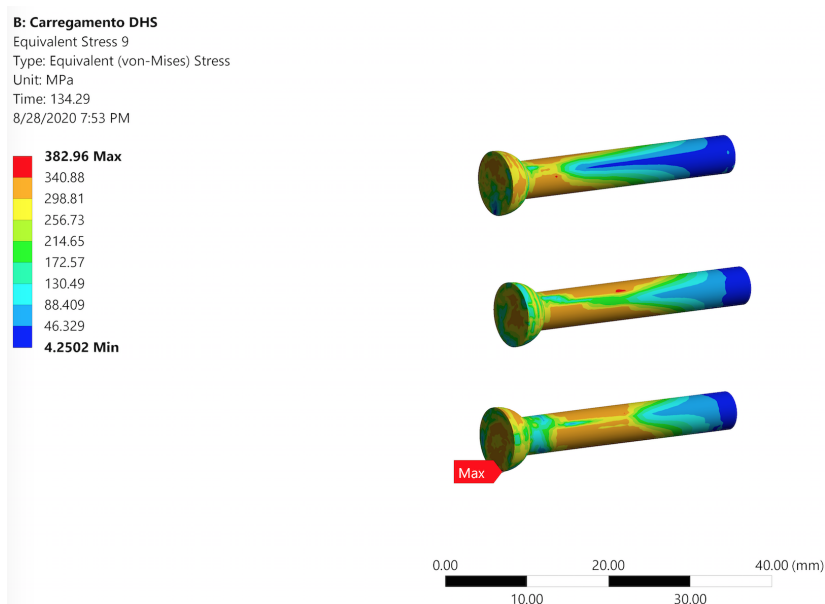
A Figura 87 mostra a distribuição de tensões do conjunto osso-implante com PDQ + PA. A tensão máxima observada de 382,96 MPa ocorreu no parafuso de fixação mais distal da placa (Figura 88). A Figura 89 mostra a distribuição de tensões no parafuso deslizante e parafuso antirrotatório, com um valor máximo de 376,73 MPa. A Figura 90 apresenta a distribuição de tensões na placa de fixação do parafuso deslizante, com um valor máximo de 356,13 MPa.

Figura 87 – Distribuição de tensões do conjunto osso-implante com PDQ + PA.



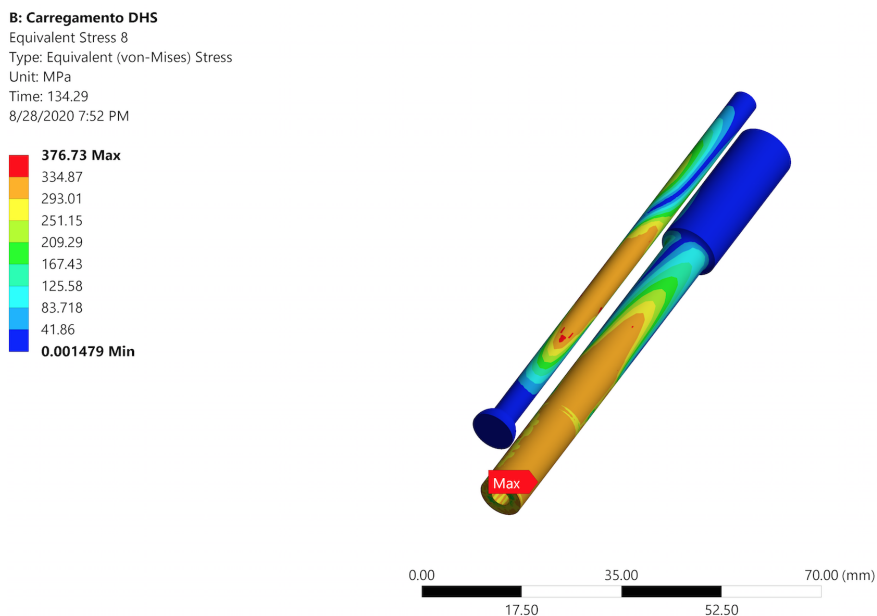
Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Figura 88 – Distribuição de tensões nos parafusos de fixação da placa do parafuso deslizante.



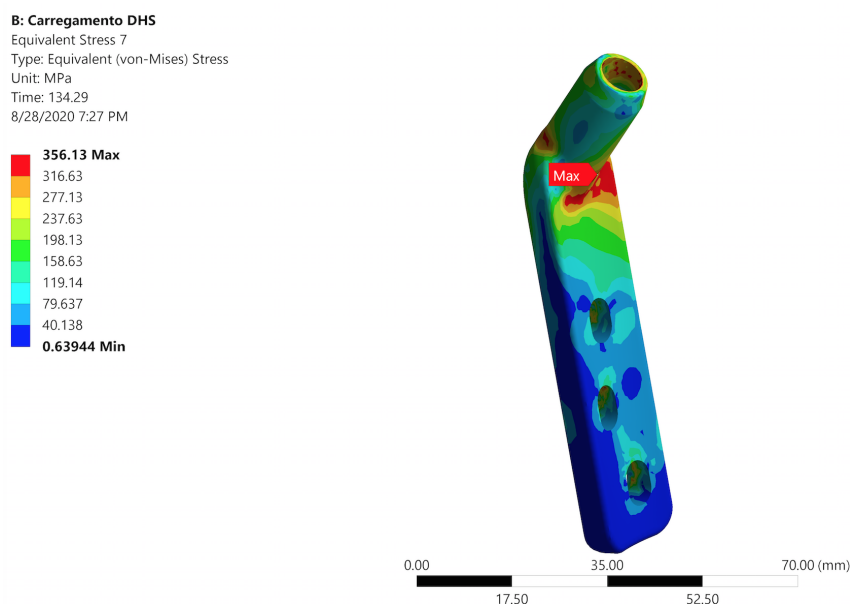
Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Figura 89 – Distribuição de tensões no parafuso antirrotatório e parafuso deslizante.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Figura 90 – Distribuição de tensões na placa do parafuso deslizante.

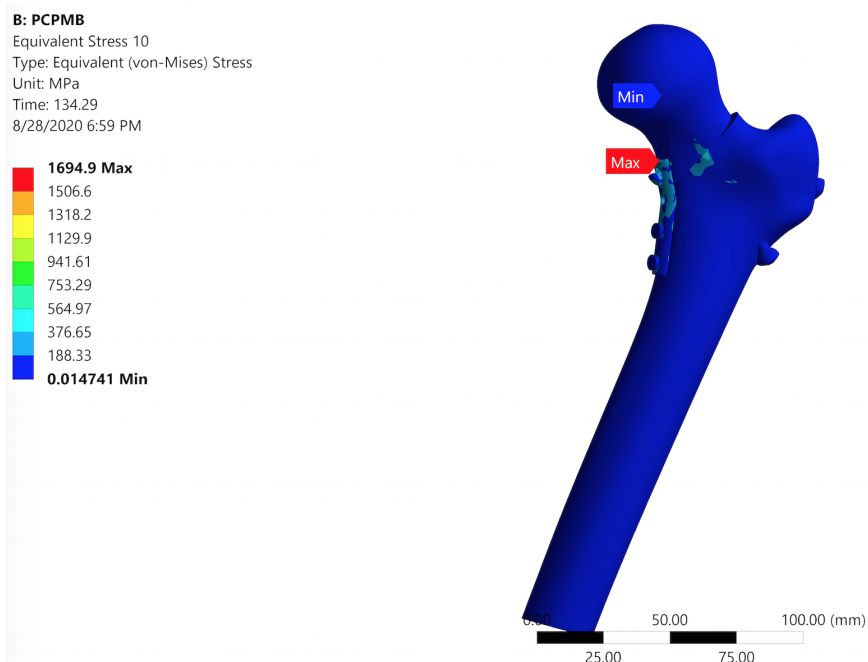


Fonte – LEBm/UFSC (2020).

A Figura 91 mostra a distribuição de tensões do conjunto osso-implante utilizando o método de PCPMB, com um valor máximo de 1694,9 MPa, associado a um ponto de singularidade do modelo, com contato pontual entre a placa e a estrutura óssea. Esse valor deve ser desconsiderado da análise de tensões por não representar o modelo físico real, pois está associado ao contato pontual da cavidade formada pela placa medial no osso (Figura 92). Os parafusos canulados apresentaram maiores tensões na região do traço de fratura, conforme visto na Figura 93, com um valor máximo de 428,13 MPa. A Figura 94 ilustra a distribuição de tensões na placa medial, a qual apresentou uma pequena região, no topo da placa, com tensão máxima de 766,11 MPa. Este valor também está associado à singularidade geométrica, naquela posição do modelo.

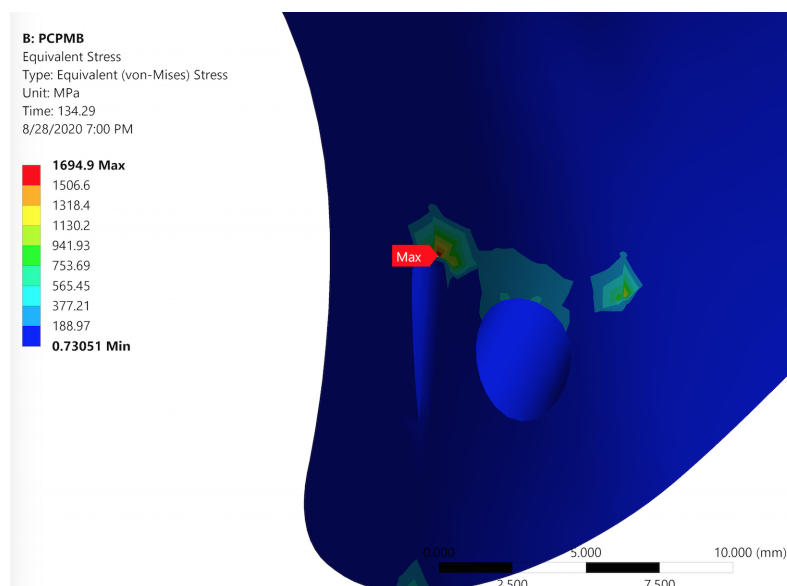


Figura 91 – Distribuição de tensões do conjunto osso-implante com PCPMB.



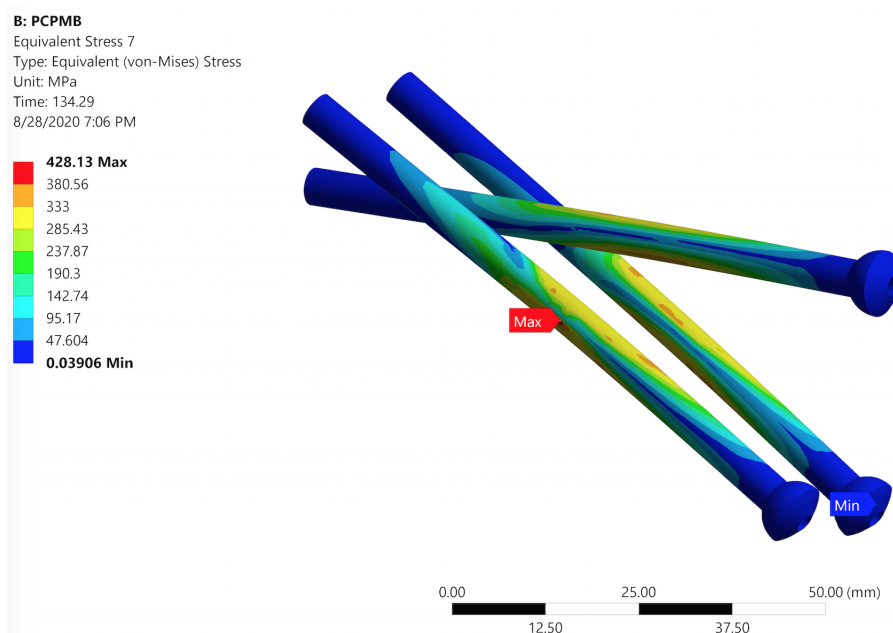
Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Figura 92 – Tensão gerada na cavidade da cabeça femoral.



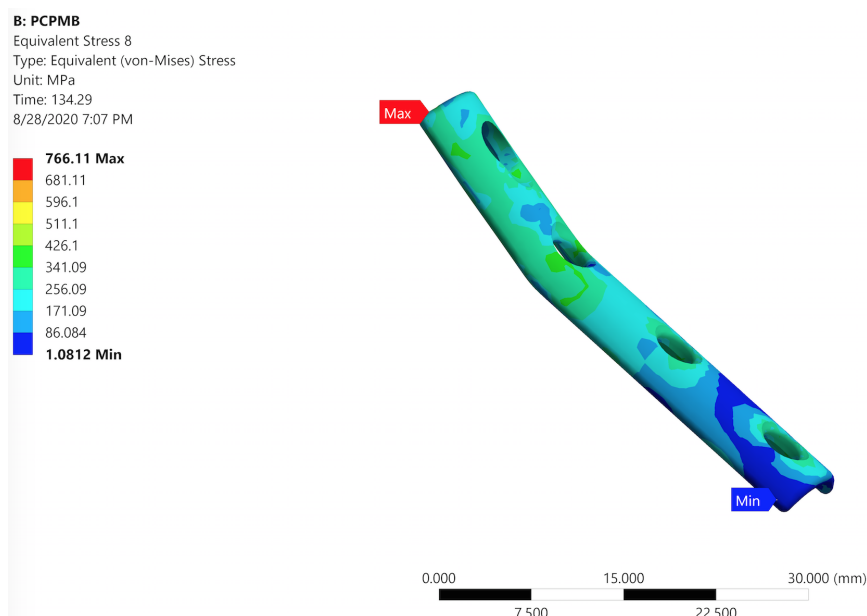
Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Figura 93 – Distribuição de tensões nos parafusos canulados.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Figura 94 – Distribuição de tensões na placa meidal do implante de PCPMB.

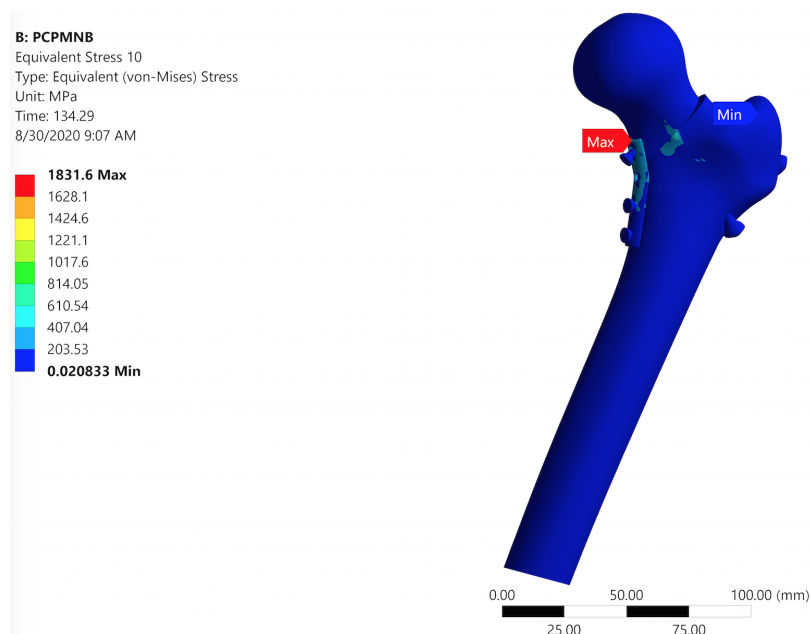


Fonte – LEBm/UFSC (2020).

A Figura 95 mostra a distribuição de tensões do conjunto osso-implante, utilizando-se o método de PCPMNB, com valor máximo de 1831,6 MPa, associado a um ponto de singularidade do modelo, com contato pontual entre a placa e a estrutura óssea. Esse valor deve ser desconsiderado da análise de tensões por não representar o modelo físico real, haja vista estar associado ao contato pontual da cavidade formada

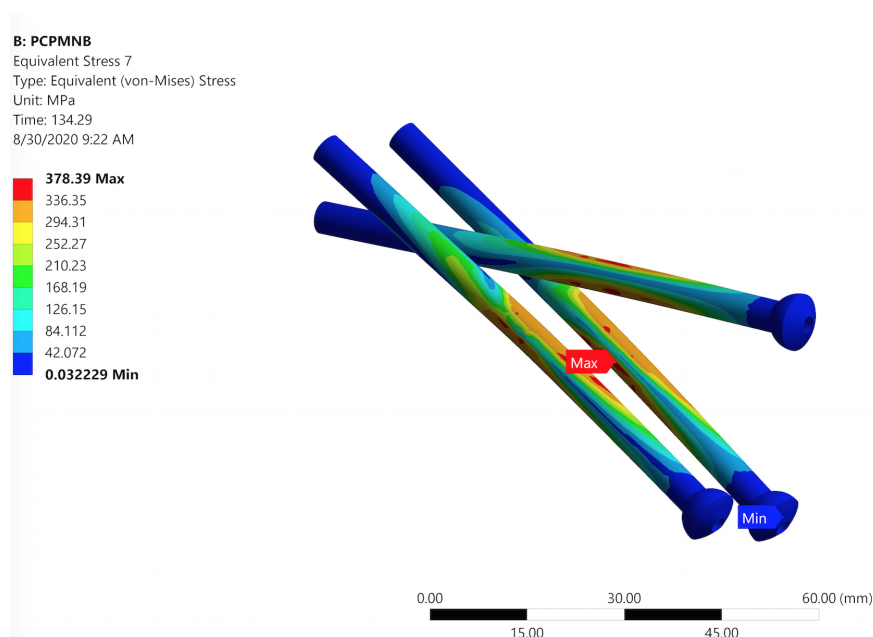
pela placa medial no osso. Os parafusos canulados apresentaram maiores tensões na região do traço de fratura, conforme visto na Figura 96, com um valor máximo de 378,39 MPa. A Figura 97 exibe a distribuição de tensões na placa medial, com máxima tensão associada à singularidade geométrica naquela posição do modelo.

Figura 95 – Distribuição de tensões do conjunto osso-implante com PCPMNB.



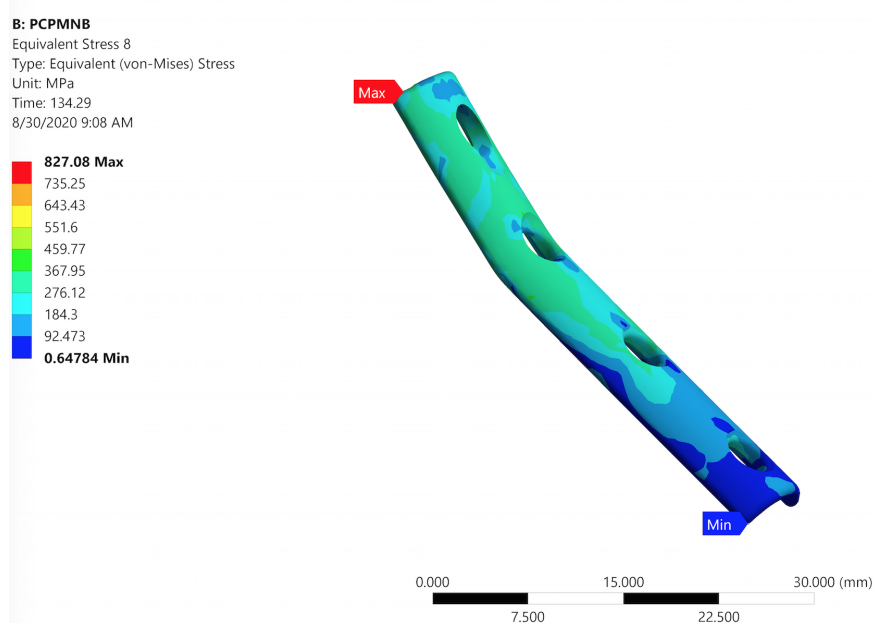
Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Figura 96 – Distribuição de tensões nos parafusos canulados.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Figura 97 – Distribuição de tensões do conjunto osso-implante com PCPMNB.



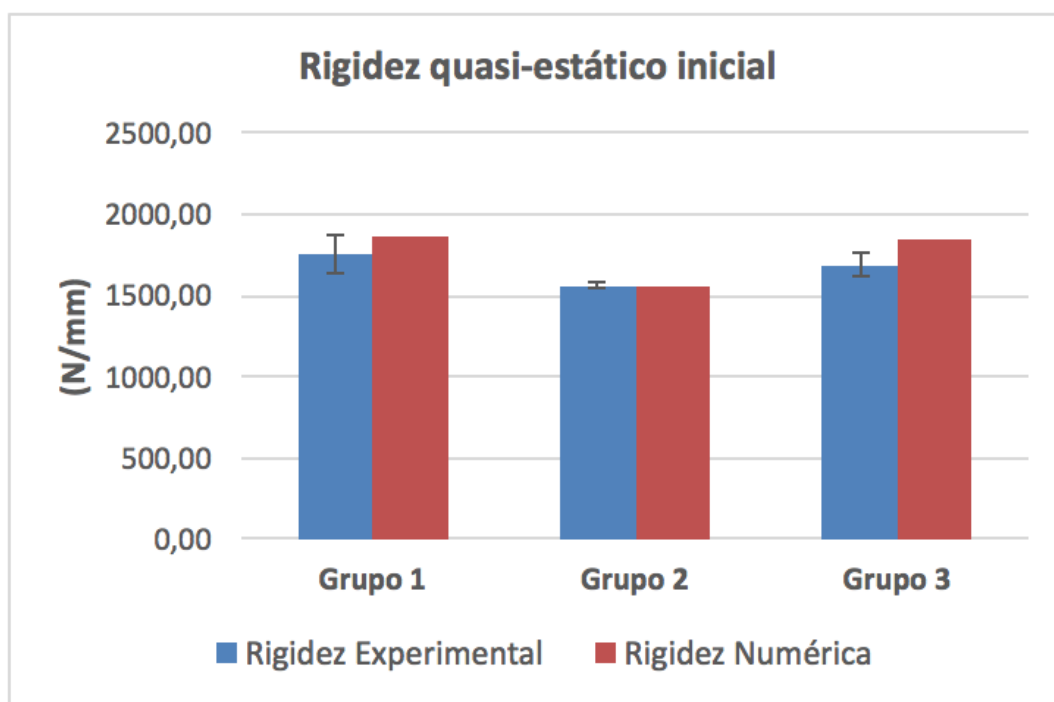
Fonte – LEBm/UFSC (2020).

### 4.3 VERIFICAÇÃO E VALIDAÇÃO (V&V)

Para a comparação dos resultados numéricos e experimentais, foi utilizado o método de análise estatístico *t* de *Student*, em que os modelos numéricos considerados como validados foram os que não apresentaram diferença estatisticamente significativa ( $P < 0,05$ ), na comparação das médias numéricas e experimentais.

A Figura 98 e Tabela 27 mostram as comparações entre os resultados numéricos e experimentais para o cálculo da rigidez quasi-estático inicial. Na tabela, observa-se também que a diferença entre as médias experimental e numérica não foi estatisticamente significativa ( $P > 0,05$ ).

Figura 98 – Rigidez inicial para cada grupo.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Tabela 27 – Valores de rigidez inicial para cada grupo<sup>2</sup>.

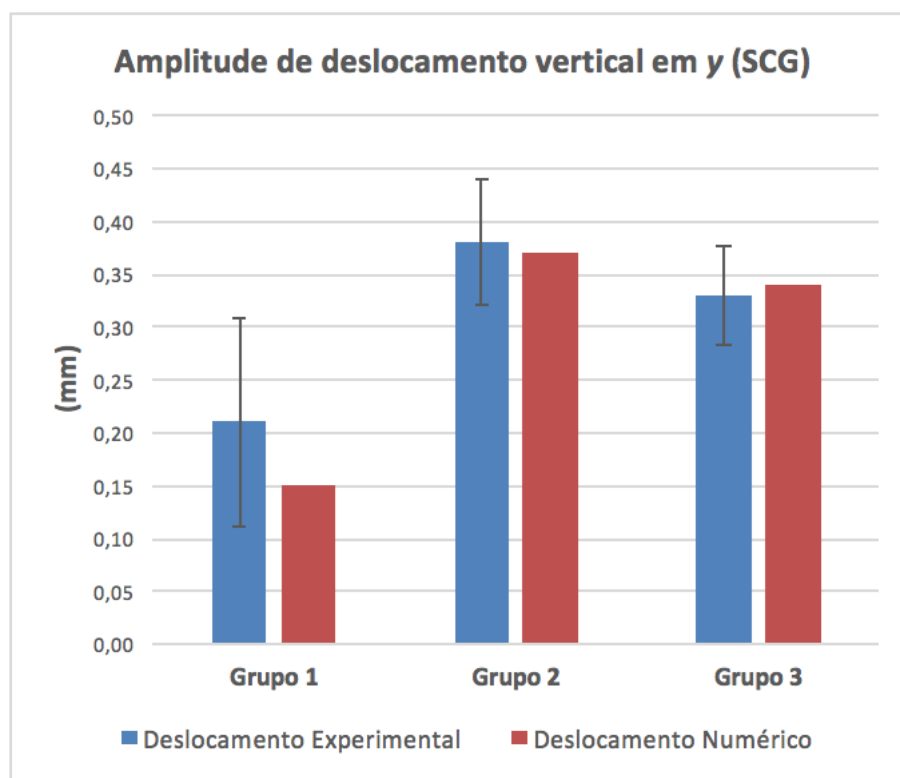
	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Rigidez experimental (N/mm)	1749,92(115,73)	1566,03(23,69)	1687,36(73,64)
Rigidez numérica (N/mm)	1863,40	1560,80	1842,66
P-valor	0,115	0,369	0,067

Conforme indicado na etapa de metodologia, para realizar as comparações de amplitude de micromovimentos, calculou-se a média aritmética das amplitudes de deslocamento, ao início do carregamento cíclico (ciclo 70), comparando-a às amplitudes de deslocamento do ensaio numérico. Nas figuras 99 à 102, e tabelas 28 à 31, são apresentadas as comparações entre os resultados numéricos e experimentais de micromovimentação, e o erro obtido entre estes valores.

Nota-se que alguns valores, destacados em vermelho, apresentaram diferença estatisticamente significativa ( $P < 0,05$ ) entre as médias experimental e numérica.

<sup>2</sup> Desvio padrão apresentado entre parênteses, junto com a média de cada grupo.

Figura 99 – Amplitude de deslocamento vertical em y para cada grupo no SCG.



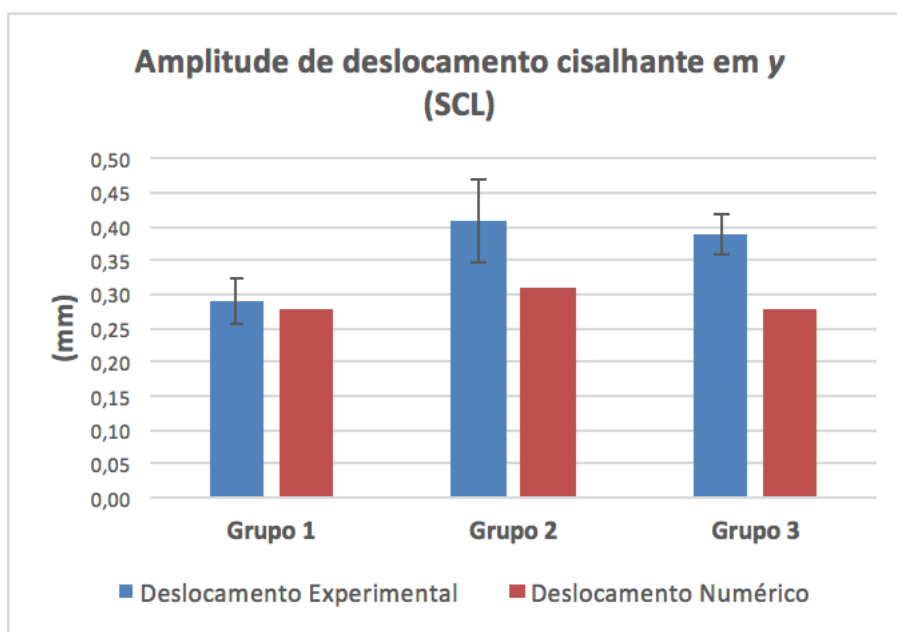
Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Tabela 28 – Valores de amplitude de deslocamento vertical em y para os três grupos<sup>2</sup> (SCG).

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Deslocamento experimental (mm)	0,21(0,10)	0,38(0,06)	0,33(0,05)
Deslocamento numérico (mm)	0,15	0,37	0,34
P-valor	0,219	0,515	0,199

<sup>2</sup> Desvio padrão apresentado entre parênteses, junto com a média de cada grupo.

Figura 100 – Amplitude de deslocamento cisalhante y para cada grupo no SCL.

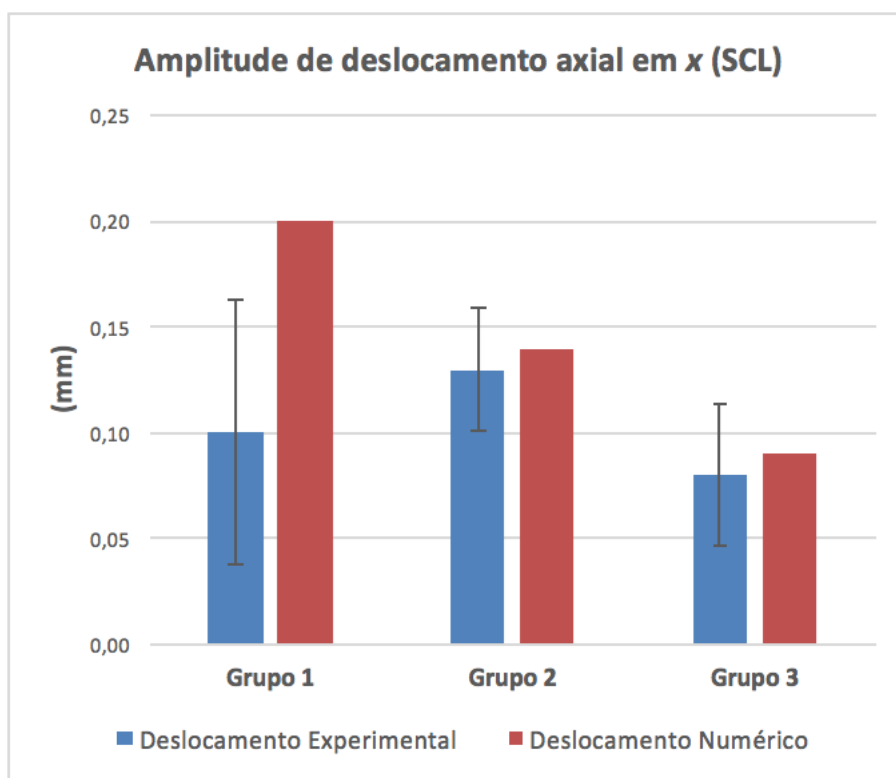


Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Tabela 29 – Valores de amplitude de deslocamento cisalhante y para os três grupos<sup>2</sup> (SCL).

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Deslocamento experimental (mm)	0,29(0,03)	0,41(0,06)	0,39(0,03)
Deslocamento numérico (mm)	0,28	0,31	0,28
P-valor	0,379	0,172	<b>0,019</b>

Figura 101 – Amplitude de deslocamento axial em x para cada grupo no SCL.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

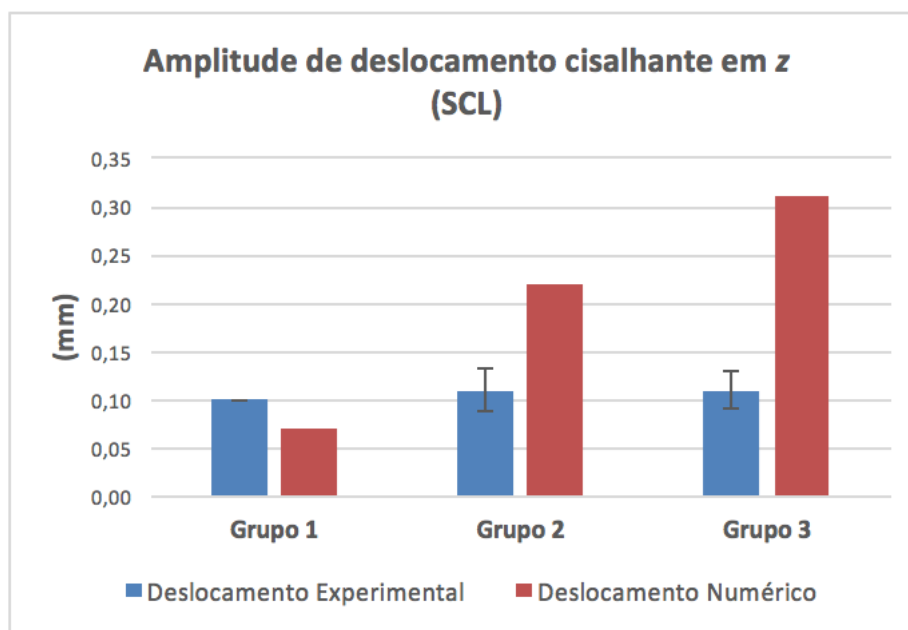
Tabela 30 – Valores de amplitude de deslocamento axial em x para os três grupos<sup>2</sup> (SCL).

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Deslocamento experimental (mm)	0,10(0,06)	0,13(0,03)	0,08(0,03)
Deslocamento numérico (mm)	0,20	0,14	0,09
P-valor	0,087	0,254	0,500

<sup>2</sup> Desvio padrão apresentado entre parênteses, junto com a média de cada grupo.



Figura 102 – Amplitude de deslocamento cisalhante em z para cada grupo no SCL.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

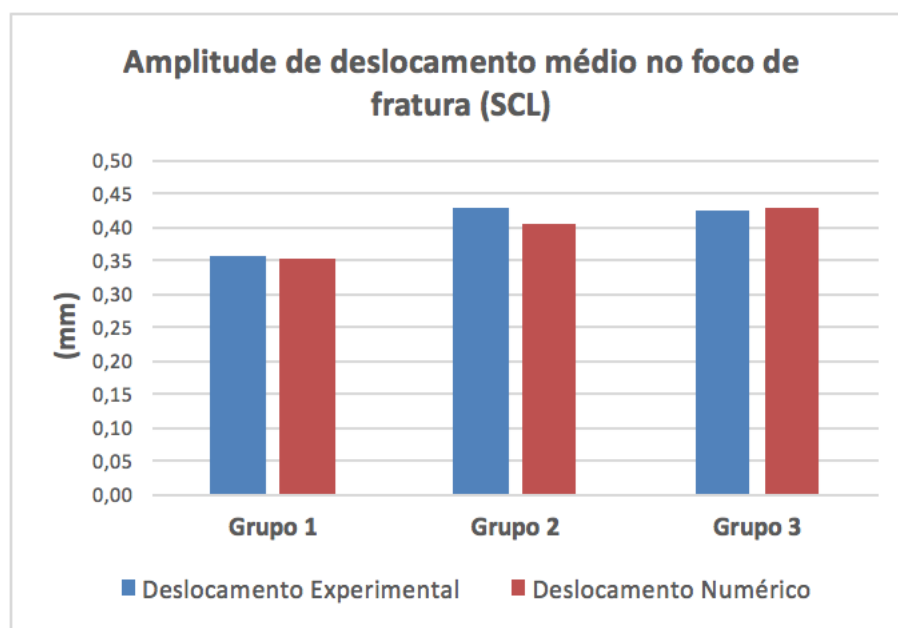
Tabela 31 – Valores de amplitude de deslocamento cisalhante em z para os três grupos<sup>2</sup> (SCL).

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Deslocamento experimental (mm)	0,10(0,00)	0,11(0,02)	0,11(0,02)
Deslocamento numérico (mm)	0,07	0,22	0,31
P-valor	0,908	0,014	0,09

A Figura 103 e Tabela 32 apresentam os resultados da amplitude de deslocamento médio no foco de fratura, correspondente ao deslocamento interfragmentário resultante nas três direções do SCL, calculado pela Equação (2). Nenhum grupo apresentou diferença estatisticamente significativa ( $P < 0,05$ ) entre as médias experimental e numérica. Entretanto, analisando separadamente cada eixo do SCL, foram observadas diferenças estatisticamente significativas nos grupos 2 e 3, quanto ao deslocamento cisalhante em z (SCL), e no grupo 3, quanto ao deslocamento cisalhante em y (SCL). Como a direção da resultante de três vetores em um sistema de coordenadas tende a se deslocar na direção do vetor com o maior valor em módulo, infere-se que, apesar de o valor do módulo da resultante numérica coincidir com o resultado experimental, a direção dessas resultantes não coincide de maneira exata.

<sup>2</sup> Desvio padrão apresentado entre parênteses, junto com a média de cada grupo.

Figura 103 – Amplitude de deslocamento médio no foco de fratura para cada grupo no SCL.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

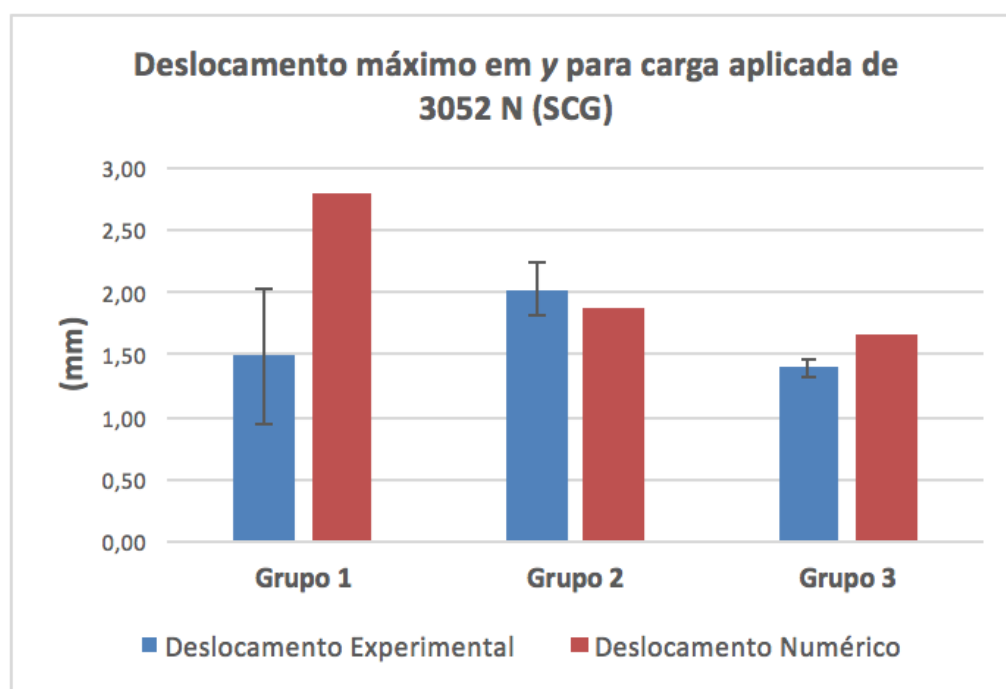
Tabela 32 – Valores de amplitude de deslocamento médio no foco de fratura para os três grupos no SCL.

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Deslocamento experimental (mm)	0,36	0,43	0,42
Deslocamento numérico (mm)	0,35	0,41	0,43
P-valor	0,949	0,614	0,741

A Figura 104 e a Tabela 33 mostram as comparações numérico e experimental, para os deslocamentos máximos em  $y$ , no SCG, referente à carga limite de 3052 N. A Figura 105 e a Tabela 34 apresentam as comparações entre os resultados numéricos e experimentais, para o cálculo da rigidez quasi-estático destrutivo. Na tabela, observa-se também que a diferença entre as médias experimental e numérica não foi estatisticamente significativa ( $P > 0,05$ ).

<sup>2</sup> Desvio padrão apresentado entre parênteses, junto com a média de cada grupo.

Figura 104 – Deslocamento máximo em y no SCG para cada grupo à carga limite de 3052 N.



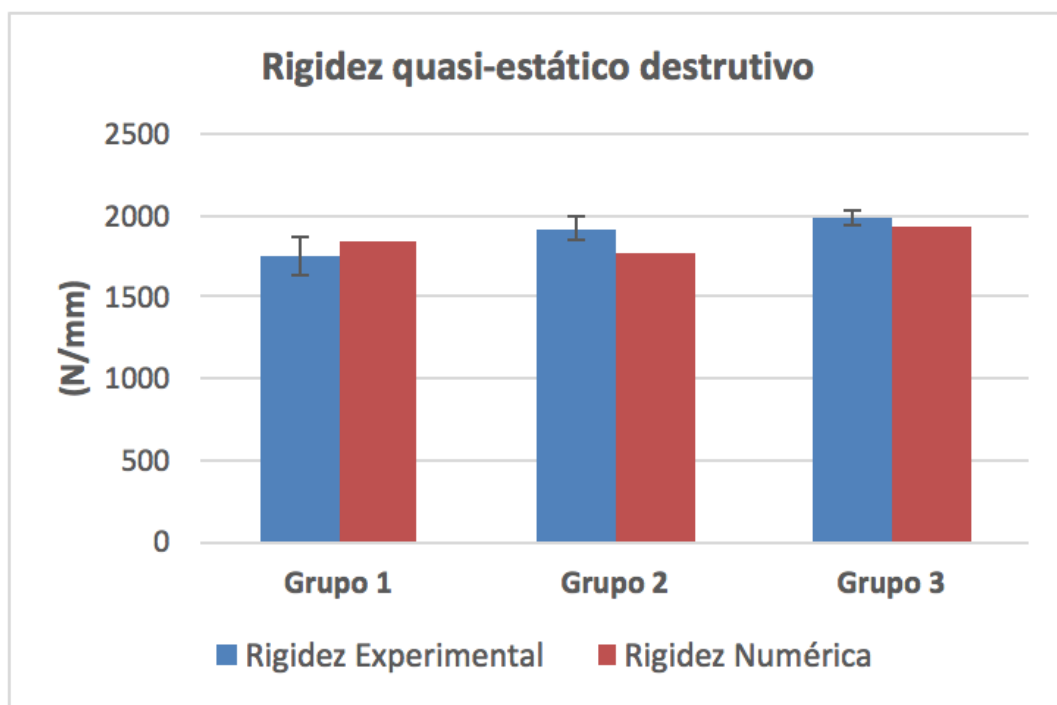
Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Tabela 33 – Valores de deslocamento máximo em y no SCG, para os três grupos<sup>2</sup>, à carga limite de 3052 N.

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Deslocamento experimental (mm)	1,49(0,55)	2,03(0,21)	1,40(0,07)
Deslocamento numérico (N/mm)	2,80	1,87	1,66
P-valor	0,027	0,841	0,011

<sup>2</sup> Desvio padrão apresentado entre parênteses, junto com a média de cada grupo.

Figura 105 – Rigidez, na etapa destrutiva, para cada grupo.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Tabela 34 – Valores de rigidez, na etapa destrutiva, para os três grupos<sup>2</sup>.

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Rigidez experimental (N/mm)	1747,42(116,78)	1921,56(67,84)	1986,87(46,79)
Rigidez numérica (N/mm)	1850,30	1770,00	1936,10
P-valor	0,133	0,061	0,100

Em face do exposto e da análise dos resultados apresentados, infere-se que os modelos numéricos, desenvolvidos neste estudo, são admissíveis para predizerem os principais aspectos do comportamento mecânico dos sistemas biomecânicos osso-implante analisados.

## 5 DISCUSSÃO

A predominância de forças cisalhantes em fraturas verticais do colo do fêmur acarreta deslocamento da cabeça femoral na região da fratura, sendo necessário um método de fixação estável para evitar essa movimentação durante o processo de consolidação óssea. Apesar de existir uma variedade considerável de técnicas para a fixação das fraturas do colo do fêmur, as taxas de complicações ainda são inaceitavelmente altas e não há consenso sobre a técnica mais adequada para o tratamento dessas fraturas (AUGAT *et al.*, 2019).

A principal variável estudada neste projeto foi a amplitude de micromovimento, no foco de fratura, durante a aplicação de ciclos de carregamento compressivos. Entender a fase cíclica é fundamental para a análise biomecânica de estabilidade do conjunto osso-implante no tratamento de fraturas, uma vez que o movimento (ou micromovimento) que ocorre durante o ciclo da marcha, interfere e determina o processo de consolidação óssea. Alho *et al.* (1999), descobriram que uma alteração de 10 mm na posição da fratura, após três meses de pós-operatório, estava associada a complicações locais e à necessidade de uma futura reoperação.

Nos estudos biomecânicos de fraturas verticais do colo do fêmur, para melhor compreensão dos efeitos do micromovimento no foco de fratura, é essencial que haja uma padronização da angulação e da região da fratura, bem como do posicionamento dos implantes (SHEN *et al.*, 2016). De forma geral, grande parte dos estudos publicados descreve de maneira pouco detalhada a realização da osteotomia.

Zhang *et al.* (2018), descreveram e apresentaram imagens de um guia fabricado para padronizar a osteotomia vertical do colo do fêmur e outro guia para posicionamento dos parafusos canulados. Com base no modelo descrito, este estudo também envolveu a fabricação, via impressão 3D, de guias específicos para a padronização da osteotomia e do posicionamento dos parafusos canulados. A escolha da angulação de 70° no plano coronal, para realização da osteotomia, ocorreu com vistas a garantir um maior esforço cisalhante no conjunto fratura-implante (SHEN *et al.*, 2016).

Além do estudo da micromovimentação no foco de fratura, variáveis secundárias também foram capturadas pelo modelo proposto, tais como: rigidez inicial do sistema osso-implante, rigidez do sistema após os ciclos de carregamento, e resistência máxima do conjunto osso-implante após a aplicação do carregamento cíclico.

A metodologia de ensaio biomecânico baseou-se nos procedimentos aportados por Kuan *et al.* (2016), fazendo uso de um carregamento quasi-estático inicial, seguido de um carregamento cíclico e um carregamento destrutivo. Entretanto, ainda que seguindo a metodologia indicada, este trabalho avaliou a rigidez antes e após a fase cíclica, buscando-se a compreensão da influência do ciclo de marcha na rigidez final do sistema. Kuan e colaboradores (2016) analisaram a rigidez somente antes da

fase cíclica. Ressalta-se que a fase cíclica, geralmente compreendida de 1000 a 20000 ciclos, tem como objetivo reproduzir o ciclo da marcha no período pós-operatório inicial.

A componente de deslocamento cisalhante em y no SCL é considerada a principal componente, em termos de efeitos deletérios, para a consolidação da fratura óssea, pois age tangencialmente ao plano de fratura e no sentido superior-inferior. Em relação a essa componente, observou-se que a diferença da média aritmética das amplitudes não é estatisticamente significativa **entre os grupos** ( $P > 0,05$ ), indicando as três técnicas de fixação como adequadas para o tratamento de fraturas verticais do colo do fêmur. Outro dado que corrobora com essa apuração são os resultados de deslocamento vertical da cabeça femoral, em que não houve valores superiores a 5 mm durante os ciclos de carregamento, considerado como o critério de falha do implante (SAMSAMI *et al.*, 2015).

Em nenhum corpo de prova, das diferentes técnicas cirúrgicas avaliadas, observou-se amplitudes de deslocamento cisalhante em z e axial em x (SCL) que ultrapassassem 0,20 mm, apesar da dispersão destes valores em cada grupo. Comparando esses resultados com os resultados de amplitude de deslocamento cisalhante em y (SCL), infere-se que os valores menores de amplitude na direção z e x (SCL) condizem com a característica do modelo desenvolvido neste estudo, uma vez que a carga é aplicada no sentido superior-inferior, e espera-se que o micromovimento no plano sagital seja o de menor valor. A morfologia da fratura também justifica o fato de o vetor cisalhante na direção y ser o de maior amplitude, pois este indica deslocamentos no sentido da fratura. A força de cisalhamento nesse sentido é a maior força atuante neste padrão de fratura (COLLINGE *et al.*, 2013).

Mecanicamente, o grupo 1 se mostrou como o método de maior estabilidade interfragmentária, conforme valores de micromovimentação observados da Figura 67 à Figura 72. Uma vez que o grupo 1 apresentou uma maior estabilidade mecânica (*in vitro*) em relação à movimentação interfragmentária, quando comparado ao grupo 2 e grupo 3, muitos autores tendem a inferir que o implante de PDQ + PA deve fornecer condições clínicas mais adequadas para a consolidação óssea primária, assim como um menor período de recuperação (SAMSAMI *et al.*, 2015).

Entretanto, há uma recorrência de falhas clínicas nos tratamentos empregando PDQ + PA, a qual pode estar associada à realização de redução indireta e muitas vezes imperfeita. A implementação da placa medial (grupos 2 e 3) pode favorecer a qualidade da redução porque a cápsula é aberta e a redução da fratura é direta.

As médias dos valores de rigidez na fase de carregamento quasi-estático inicial, para o grupo 1, grupo 2 e grupo 3, foram:  $1749,92 \pm 141,74$  N/mm;  $1566,03 \pm 29,01$  N/mm; e  $1687,33 \pm 90,18$  N/mm, respectivamente. A diferença na média de rigidez entre os grupos não foi estatisticamente significativa ( $P > 0,05$ ). Kunapuli e colaboradores (2015) fizeram um estudo similar, também utilizando osso sintético Sawbone como ma-

terial substituto ósseo, em que avaliaram biomecanicamente quatro diferentes técnicas de osteossíntese, incluso a técnica de parafusos canulados associados à placa medial bloqueada (PCPMB). Foi encontrado um valor médio de rigidez de  $1112 \pm 200$  N/mm, para este implante (KUNAPULI *et al.*, 2015). Ressalta-se que no projeto, Kunapuli e colaboradores consideraram um apoio monopodal com inclinação do eixo femoral a um ângulo de  $15^\circ$  em valgo com relação à base, enquanto nosso estudo considerou uma inclinação de  $25^\circ$  (AMINIAM *et al.*, 2007; NOWOTARSKI *et al.*, 2012).

Kuan e colaboradores (2016) consideraram inclinações de  $7^\circ$  e de  $25^\circ$  em seus estudos acerca de osteossínteses da fratura do colo do fêmur, utilizando parafusos canulados convencionais e parafusos canulados com cerclagem (também utilizaram ossos sintéticos Sawbone como material substituto ósseo), os quais foram separados em dois grupos distintos: grupo A e grupo B. Em ambos os grupos houve aumento no valor de rigidez ao alterar a angulação em valgo de  $7^\circ$  para  $25^\circ$ . O grupo A variou de  $879 \pm 84$  N/mm para  $1611 \pm 377$  N/mm, e o grupo B de  $1461 \pm 137$  N/mm para  $2349 \pm 340$  N/mm. Isto exposto, infere-se que o implante de parafusos canulados tende a apresentar valores de rigidez maiores quando seu eixo está inclinado a  $25^\circ$  em valgo com relação à base, o que justifica a diferença nos valores de rigidez encontrados, em nosso estudo e no estudo de Kunapuli *et al.* (2015), para os implantes de parafusos canulados e placa medial bloqueada.

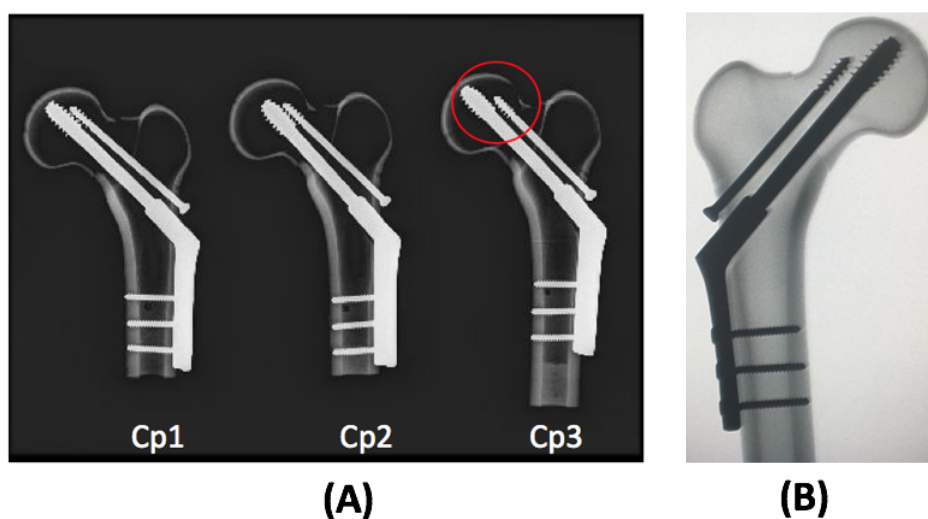
Não foram encontrados estudos comparando biomecanicamente o PDQ + PA com implantes de parafusos canulados e placa medial. Contudo, identificaram-se estudos contendo análises biomecânicas das técnicas de osteossíntese de PDQ + PA e parafusos canulados sem placa medial (JOHNSON *et al.*, 2017; STOFFEL *et al.*, 2016; SAMSAMI *et al.*, 2015). Nestes estudos, o PDQ + PA apresentou os maiores valores de rigidez (calculados pelos resultados da curva força-deslocamento no início do carregamento), bem como os menores valores de deslocamento vertical da cabeça femoral. Entretanto, no estudo realizado por Kunapuli e colaboradores (2015), o qual envolveu as técnicas de parafusos canulados com placa medial bloqueada (PCPMB) e parafuso deslizante de quadril (sem parafuso antirrotatório), foi aferida uma maior rigidez para o implante de PCPMB.

Nosso estudo determinou a rigidez do sistema antes e após o carregamento cíclico, sendo que todos os corpos de prova apresentaram aumentos em seus valores de rigidez na fase de carregamento quasi-estático destrutivo (após a aplicação dos ciclos de carga), à exceção do Cp3, do grupo 1, que apresentou uma diminuição no valor de rigidez (responsável pela queda no valor da média na comparação inicial e destrutiva), conforme mostram as figuras 78 e 79. Os aumentos nos valores de rigidez foram muito mais significativos nos implantes de parafusos canulados, o que teoricamente indica uma maior resistência ao deslocamento após o período cíclico. A análise estatística da diferença da média de rigidez no carregamento destrutivo não foi

significativa entre os grupos ( $P > 0,05$ ). Entretanto, a análise estatística da diferença da média de rigidez, antes e após o carregamento cíclico, para cada grupo, indicou que o grupo 2 e grupo 3 apresentaram uma diferença estatisticamente significativa ( $P < 0,05$ ). Como o *gap* no foco de fratura foi padronizado para todos os grupos, os resultados indicam que o equilíbrio mecânico alcançado na redução da fratura, com a técnica cirúrgica empregada no grupo 1 parece ser mais eficaz.

Analisando as radiografias dos implantes do grupo 1, notamos que o corpo de prova que teve uma diminuição no valor de rigidez (Cp3) é justamente o que apresenta o parafuso antirrotatório posicionado de maneira mais distante da ponta da rosca do parafuso deslizante, conforme visto na Figura 106 (A). Ressalta-se que esta é uma radiografia realizada após o ensaio destrutivo. Visualmente, não foi possível identificar alteração de posicionamento dos parafusos, quando comparado às radiografias anteriores ao ensaio. A Figura 106 (B) mostra a radiografia do Cp3 realizada antes do ensaio destrutivo.

Figura 106 – Raio-x dos conjuntos osso-implante do grupo 1: (A) Raio-x dos Cps após o ensaio destrutivo e indicação do posicionamento do parafuso antirrotatório em relação ao parafuso deslizante no Cp3. (B) Raio-x do Cp3 antes da realização do ensaio biomecânico.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

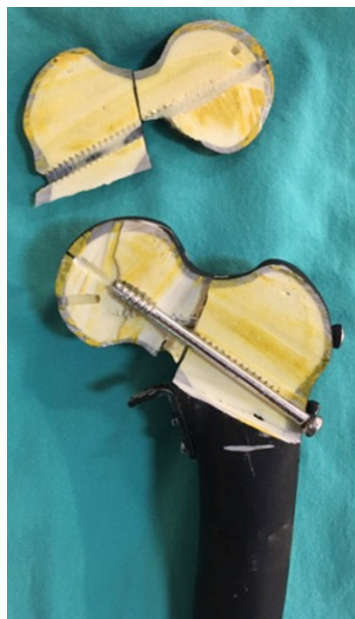
O posicionamento do parafuso antirrotatório em relação ao parafuso deslizante talvez tenha afetado a estabilidade da osteossíntese, permitindo uma maior micromovimentação. Avaliando-se as amplitudes de deslocamento do Cp3 do grupo 1, é possível notar que este foi o corpo de prova que apresentou o maior deslocamento cisalhante em  $y$  (SCL), de seu grupo.

O aumento na rigidez após a aplicação de carregamento cíclico parece estar associado a uma acomodação do sistema osso-implante, com o foco de fratura alcançando uma posição de equilíbrio mais estável do que aquela obtida na cirurgia



experimental. Radiograficamente não foi possível evidenciar alterações no aspecto dos implantes, sendo descartada a possibilidade de encruamento do material. Para verificar se houve esmagamento, e conseqüente acúmulo de material ósseo na interface do implante, os corpos de prova foram serrados no local da inserção dos parafusos, a fim de avaliar o aspecto do material sintético junto aos parafusos (Figura 107).

Figura 107 – Avaliação da acomodação do osso sintético junto ao implante.



Fonte – LEBm/UFSC (2020).

Após a avaliação, não foi possível evidenciar, visualmente, quaisquer alterações do osso sintético junto ao implante metálico. Não encontramos na literatura trabalhos que avaliassem a rigidez após a fase cíclica. Novos estudos são necessários para esclarecer esta questão.

Os valores de resistência (carga máxima suportada) encontrados na fase destrutiva são mais difíceis de comparar com trabalhos anteriores, uma vez que os critérios de falha são distintos nos diversos trabalhos. Samsami e colaboradores encontraram valores de falha, de parafusos canulados, em torno de 1350 N e valores de falha, para sistemas de parafusos deslizantes com parafuso antirrotatório, em torno de 5670 N (SAMSAMI et al., 2015). Ressalta-se que o referido trabalho utilizou ossos cadavéricos ao invés de ossos sintéticos. Kunapuli *et al.* (2015), ao avaliar sistemas com parafusos canulados associados à placa medial, utilizando ossos sintéticos, descreveram valores de falha de  $4622 \pm 691$  N.

Em nosso estudo, os valores médios de resistência mecânica situaram-se entre 3000 N e 4000 N, tendo apenas um único corpo de prova que ultrapassou 4000 N de resistência (Cp1 do grupo 2) e um único corpo de prova com resistência abaixo de 3000 N (Cp3 do grupo 3). O grupo 2 apresentou a maior resistência média entre os

grupos, o que certamente foi influenciado pelo Cp1 deste mesmo grupo, com valor de resistência muito superior aos demais corpos de prova, bem como o menor valor de resistência registrado para o Cp3 do grupo 3 (Figura 74). Interessante observar que, excluindo-se esses dois corpos de prova, o grupo 3 ficaria com a maior média, seguido pelo grupo 1 e, após, pelo grupo 2. Dessa forma, infere-se que a quantidade de corpos de provas foi um aspecto limitante para obtenção de resultados mais precisos.

Analisando as radiografias anteroposterior (AP) dos dois grupos de sistemas com parafusos canulados, antes e depois do ensaio, não foi possível visualizar diferenças aparentes no posicionamento dos parafusos e/ou placa medial.

Recentemente, Nwankwo *et al.* (2020) realizaram um estudo biomecânico aplicando carregamentos cíclico e destrutivo (similar ao nosso estudo) em vinte fêmures cadavéricos, osteotomizados a 70° no plano coronal, sendo que metade destes foram estabilizados com a técnica de osteossíntese de PDQ + PA e a outra metade com a técnica de PDQ e placa medial. A conclusão do trabalho foi que a estabilização da fratura tipo III de Pauwels, para a técnica de osteossíntese de PDQ e placa medial, apresentou deslocamentos cisalhante e angular significativamente menores do que o PDQ + PA (NWANKWO *et al.*, 2020), o que realça a importância da utilização da placa medial a fim de contrapor a força cisalhante atuante no sentido do traço de fratura.

Numericamente, o grupo 1 também apresentou os melhores resultados mecânicos, com o menor valor de micromovimentação médio no foco de fratura, menor deslocamento vertical em y no SCL (juntamente com o grupo 3) e menor deslocamento vertical em y no SCG. Os resultados numéricos encontrados para os três grupos, de modo geral, ficaram próximos aos experimentais, retratando o desempenho mecânico de cada conjunto osso-implante estudado.

Estatisticamente, não houve diferença significativa ( $P > 0,05$ ) entre as resultantes de deslocamento interfragmentário experimental e numérico. Entretanto, observaram-se algumas diferenças significativas ( $P < 0,05$ ) quando analisados os deslocamentos separadamente em cada direção dos sistemas de coordenada global e local, tais como o deslocamento cisalhante em z (SCL) - referente ao carregamento cíclico, deslocamento cisalhante em y (SCL) - referente ao carregamento cíclico, e deslocamento vertical máximo em y (SCG) - referente ao carregamento destrutivo.

Em relação ao deslocamento cisalhante em y (SCL), dos três grupos analisados, apenas o grupo 3 apresentou diferença significativa ( $P < 0,05$ ) entre as médias experimental e numérica. Já em relação ao deslocamento cisalhante em z (SCL) e deslocamento vertical em y (SCG) à carga limite de 3052 N, houve ao menos dois grupos que apresentaram diferença significativa ( $P < 0,05$ ) entre as médias experimental e numérica.

A rigidez numérica ficou muito próxima do observado experimentalmente, tanto em termos qualitativos, quanto em termos quantitativos. Entende-se que houve um

comportamento similar na rigidez numérica e experimental devido ao aumento do valor de rigidez para os parafusos canulados, após a etapa cíclica, e manutenção/queda no valor de rigidez do grupo 1, também após a etapa cíclica. Devido às similaridades observadas para os valores de rigidez e deslocamentos no foco de fratura, infere-se que o modelo numérico desenvolvido possui um bom potencial para prever a performance mecânica desses tipos de conjunto osso-implante. Estatisticamente, não houve diferença significativa ( $P > 0,05$ ) entre as médias experimental e numérica. Entretanto, nota-se uma maior dificuldade em retratar o modelo experimental quanto ao deslocamento cisalhante em z (SCL) e deslocamento máximo em y (SCG) à carga limite de 3052 N. Os deslocamentos nestas situações apresentaram ao menos dois grupos com diferenças estatisticamente significativas ( $P < 0,05$ ).

As diferenças encontradas entre os resultados numéricos e experimentais neste estudo provavelmente decorrem, tanto do pequeno número de corpos de prova ensaiados, o que prejudica a determinação mais confiável das variáveis medidas, quanto de simplificações realizadas nos modelos em elementos finitos, tais como o modelo de comportamento de material adotado e a hipótese de homogeneidade material. Nosso estudo utilizou a análise estrutural transiente do ANSYS, simulando fielmente o ensaio experimental, em que o tempo de aplicação de carga condiz com o do ensaio empírico, ao contrário do modo de análise estrutural estático, o qual é invariante em relação ao tempo.

Bradley *et al.* (2009) fizeram um estudo, em elementos finitos, da movimentação interfragmentária utilizando três parafusos canulados em diferentes posições e obtiveram como resultado que os movimentos interfragmentários, que ocorrem no local da fratura, eram constantemente menores que 1 mm (Bradley e colaboradores também utilizaram a Equação (3) para avaliar o movimento interfragmentário). Samsami *et al.* (2015), em sua análise numérica, encontraram valores de micromovimentação interfragmentária bem menores que o nosso. Entretanto, o autor explica que, para reduzir a complexidade computacional, foram utilizados contatos do tipo *tie contact* (equivalente ao *bonded*) entre os parafusos e o osso, não havendo movimentação relativa entre os mesmos.

Similar a outros trabalhos, este estudo também apresentou diversas limitações. Primeiro, o padrão da osteotomia realizado sem a presença de cominuição. Collinge *et al.* (2014) avaliaram as fraturas verticais do colo do fêmur em 136 pacientes adultos, com menos de 50 anos, e verificaram que mais de 90% das fraturas verticais possuíam cominuição. Segundo, a análise de apenas três corpos de prova para cada grupo de implantes, em que alterações significativas de resultados em um único corpo de prova podem influenciar bastante as médias finais do resultados (conforme visto na análise de resistência máxima suportada por cada corpo de prova). Terceiro, a osteotomia foi realizada com uma serra oscilatória, o que é diferente de uma fratura real. Quarto,

simplificações nos modelos numéricos, como a consideração da maioria dos materiais sendo lineares (exceto o material do implante), isotrópicos e homogêneos. Quinto, a utilização de ossos sintéticos ao invés de ossos cadavéricos (BASSO *et al.*, 2012).

O limite de escoamento do material utilizado nos implantes (aço inoxidável ASTM F138) está compreendido entre 190 - 690 MPa de acordo com os requisitos da norma técnica ASTM F138. O valor exato do limite de escoamento dependerá fundamentalmente da composição química da matéria-prima utilizada e do processamento empregado na fabricação do implante. Com exceção de pontos de singularidade oriundos da modelagem empregada, o nível de tensões mecânicas presente nos implantes utilizados para a realização das técnicas cirúrgicas avaliadas ficou abaixo de 430 MPa para uma força compressiva de 3052 N. O suporte de peso após a fratura do colo femoral ou fratura intertrocanterica foi medido em 32 pacientes por Koval *et al.*, (1998). De acordo com os resultados encontrados, na primeira semana de PO em fraturas estáveis, a carga média suportada pela perna operada corresponde a 51% da carga imposta na perna não operada, aumentando gradualmente até 87% na 12<sup>a</sup> semana (aproximadamente 3 meses). A carga imposta à perna não operada, neste período de reabilitação, é estimada pelos autores como 1,2 BW (body weight). Portanto, o valor simulado de 3052 N é muito maior do que o valor de carga compressiva que será experimentado pelos sistemas biomecânicos em uso real, e a segurança dos implantes analisados é considerada adequada.

## 6 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Para todos os sistemas de fixação de fratura analisados, nenhum corpo de prova apresentou amplitude de deslocamento no foco de fratura maior que 5 mm durante o carregamento cíclico, valor este adotado como critério de falha da osteossíntese. Portanto, de acordo com este critério, as três técnicas de osteossíntese estudadas neste projeto podem ser consideradas adequadas para o tratamento de fraturas verticais do colo do fêmur.

Os resultados estatísticos da amplitude de deslocamento do foco de fratura também indicaram as três técnicas como sendo adequadas para o tratamento de fraturas verticais do colo do fêmur. Destaca-se que não houve diferenças estatísticas, entre os grupos, nos resultados da média aritmética das amplitudes de deslocamento cisalhante em y (SCL), considerado como principal causador de complicações pós-operatórias no tratamento de fraturas verticais do colo do fêmur.

Para todos os sistemas de fixação de fratura analisados, as análises numéricas sob carregamento compressivo de 3052 N indicaram que o projeto dos implantes metálicos é seguro, uma vez que esse valor é muito maior do que o valor de carga compressiva experimentado pelos sistemas biomecânicos em uso real.

Os resultados experimentais indicam aumento da rigidez dos sistemas biomecânicos após a etapa cíclica, os quais foram muito mais significativos nos implantes de parafusos canulados - provavelmente associada à presença da placa medial nestes sistemas. Numericamente, somente os sistemas com parafusos canulados apresentaram aumento de rigidez após a etapa cíclica.

Os resultados numéricos encontrados para os três grupos, de modo geral, ficaram próximos aos resultados experimentais. Não houve diferença significativa ( $P > 0,05$ ) entre as resultantes de deslocamento interfragmentário experimental e numérico. Porém, constatou-se algumas diferenças significativas ( $P < 0,05$ ) quando analisados os deslocamentos separadamente em cada direção dos sistemas de coordenada global e local. Os modelos numéricos não foram validados para os deslocamentos cisalhante em z (SCL) - durante o carregamento cíclico, e deslocamento vertical máximo em y (SCG) - referente ao carregamento destrutivo. Esses deslocamentos apresentaram pelo menos dois grupos com diferença estatisticamente significativa. Nos demais deslocamentos analisados durante o carregamento cíclico (cisalhante em y - SCL, axial em x - SCL, vertical em y - SCG), os modelos foram validados. Em termos de comportamento do sistema quanto à sua rigidez, não houve diferença estatisticamente significativa entre as médias experimental e numérica, sendo que os modelos numéricos são considerados validados quanto a essas variáveis.

Finalmente, em termos de continuidade deste trabalho sugere-se duas possibilidades de trabalhos futuros: (i) análise das causas do aumento de rigidez observado

após a etapa cíclica de carregamento, uma vez que não foram encontrados estudos na literatura que abordassem esse tema; e (ii) uma avaliação paramétrica do efeito da orientação dos diferentes componentes dos implantes, considerando diferentes posicionamentos dos parafusos e diferentes angulações da placa medial.

## REFERÊNCIAS

- ALHO, A.; BENTERUD, J. G.; SOLOVIEVA, S. Internally fixed femoral neck fractures: Early prediction of failure in 203 elderly patients with displaced fractures. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 70, n. 2, p. 141–144, 1999.
- AMARANTE, C. et al. Fraturas do fêmur proximal em idosos. **Revista Médica de Medicina Gerais**, v. 21, n. 21, p. 21–24, 2011.
- AMINIAN, A. et al. Vertically oriented femoral neck fractures: Mechanical analysis of four fixation techniques. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 21, n. 8, p. 544–548, 2007.
- AUGAT, P.; BLIVEN, E.; HACKL, S. Biomechanics of Femoral Neck Fractures and Implications for Fixation. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 33, n. 1, p. S27–S32, 2019.
- BASSO, T. et al. Biomechanical femoral neck fracture experiments - A narrative review. **Injury**, v. 43, n. 10, p. 1633–1639, 2012.
- BASSO, T. et al. A biomechanical comparison of composite femurs and cadaver femurs used in experiments on operated hip fractures. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 16, p. 3898–3902, 2014.
- BARRACK, R. L. et al. Dislocation after total hip arthroplasty: Implant design and orientation. **J Am Acad Orthop Surg**, **11 (2)**, 89-99.
- BERGMANN, G. et al. Realistic loads for testing hip implants. **Bio-Medical Materials and Engineering**, v. 20, n. 2, p. 65–75, 2010.
- BERGMANN, G. et al. Standardized loads acting in hip implants. **PLoS ONE**, v. 11, n. 5, p. 1–23, 2016.
- BERGMANN, G.; GRAICHEN, F.; ROHLMANN, A. Is staircase walking a risk for the fixation of hip implants? **Journal of Biomechanics**, v. 28, n. 5, p. 535–553, 1995.
- BETTS, D. C.; MÜLLER, R. Mechanical regulation of bone regeneration: Theories, models, and experiments. **Frontiers in Endocrinology**, v. 5, n. DEC, p. 1–14, 2014.
- BISACCIA, M. et al. Dhs plus anti-rotational screw vs cannulated screws for femoral neck fractures: an analysis of clinical outcome and incidence regarding avn. **Acta orthopaedica Belgica**, v. 84, n. 3, p. 279–283, 2018.
- BRADLEY, E. J. et al. using finite element analysis. p. 534–540, 2009.
- CHA, Y. H. et al. Biomechanical evaluation of internal fixation of pauwels type III femoral neck fractures: A systematic review of various fixation methods. **CiOS Clinics in Orthopedic Surgery**, v. 11, n. 1, p. 1–14, 2019.

CHEN, Z. P. et al. The formation and function of the sclerosis rim in the femoral head: A biomechanical point of view. **Medical Engineering and Physics**, v. 37, n. 12, p. 1125–1132, 2015.

CHOI, I. R.; CHUNG, K. S. Residual strength of structural steels: SN400, SM520 AND SM570. **Applications of Structural Fire Engineering**, v. 400, n. October, p. 15–16, 2017.

COLLINGE, C. A.; MIR, H.; REDDIX, R. Fracture morphology of high shear angle “Vertical” femoral neck fractures in young adult patients. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 28, n. 5, p. 270–275, 2014.

DA CUNHA, P. T. S. et al. Hip fractures in the elderly: Surgical treatment timing and its correlation with delirium and infection. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 16, n. 3, p. 173–176, 2008.

DALLACOSTA, D. Á. B. Desenvolvimento de um simulador universal para ensaio de desgaste em próteses de quadril. **Tese Doutorado, Universidade Federal de Santa Catarina**, p. 134, 2011.

DALMOLIN, F. et al. Biomecânica óssea e ensaios biomecânicos - Fundamentos teóricos. **Ciencia Rural**, v. 43, n. 9, p. 1675–1682, 2013.

DANI, W. S. Fraturas transtrocanterianas Moreira Jr Editora | RBM Revista Brasileira de Medicina. p. 1–5, 2018.

FILIPOV, O. et al. Femoral neck fracture osteosynthesis by the biplane double-supported screw fixation method (BDSF) reduces the risk of fixation failure: clinical outcomes in 207 patients. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v. 137, n. 6, p. 779–788, 2017.

FILIPOV, O.; GUEORGUIEV, B. Unique stability of femoral neck fractures treated with the novel biplane double-supported screw fixation method: A biomechanical cadaver study. **Injury**, v. 46, n. 2, p. 218–226, 2015.

GARDNER, S. et al. Predictors of early failure in young patients with displaced femoral neck fractures. **Journal of Orthopaedics**, v. 12, n. 2, p. 75–80, 2015.

GIANNOUDIS, P. V. et al. Fracture Healing Adjuncts-The World’s Perspective on What Works. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 32, n. 3, p. S43–S47, 2018.

GIORDANO, V. et al. The role of the medial plate for Pauwels type III femoral neck fracture: a comparative mechanical study using two fixations with cannulated screws. **Journal of Experimental Orthopaedics**, v. 6, n. 1, 2019.

GOK, K.; INAL, S. Biomechanical comparison using finite element analysis of different screw configurations in the fixation of femoral neck fractures. **Mechanical Sciences**, v. 6, n. 2, p. 173–179, 2015.



GRAY, H. A. et al. Experimental validation of a finite element model of a human cadaveric tibia. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 130, n. 3, p. 1–9, 2008.

GUIMARÃES, J. A. M. et al. Vertical femoral neck fractures in young adults: a closed fixation strategy using a transverse cancellous lag screw. **Injury**, v. 48, n. October, p. S10–S16, 2017.

GUO, J. et al. Intramedullary nails with cannulated screw fixation for the treatment of unstable femoral neck fractures. **Journal of International Medical Research**, v. 47, n. 2, p. 557–568, 2019a.

GUO, J. et al. Definition of ideal configuration for femoral neck screw fixation in older people. **Scientific Reports**, v. 9, n. 1, p. 1–9, 2019b.

HARTMANN, F. V. G.; NOVAES, M. R. C. G.; CARVALHO, M. R. DE. Bloqueio do nervo femoral versus fentanil por via venosa em pacientes adultos com fraturas de quadril – revisão sistemática. **Brazilian Journal of Anesthesiology**, v. 67, n. 1, p. 67–71, 2017.

HORAK, Z.; HRUBINA, M.; DZUPA, V. Biomechanical analyses of proximal femur osteosynthesis by DHS system. **Bulletin of Applied Mechanics**, v. 7, n. 27, p. 60–65, 2011.

JOHNSON, J. P. et al. Vertically Oriented Femoral Neck Fractures: A Biomechanical Comparison of 3 Fixation Constructs. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 31, n. 7, p. 363–368, 2017.

KAPANDJI, I. A. Fisiologia Articular. 6. ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S/A, 2000.

KIM, W. Y. et al. Failure of intertrochanteric fracture fixation with a dynamic hip screw in relation to pre-operative fracture stability and osteoporosis. **International Orthopaedics**, v. 25, n. 6, p. 360–362, 2001.

KUAN, F. C. et al. Augmentation by cerclage wire improves fixation of vertical shear femoral neck fractures—A biomechanical analysis. **Injury**, v. 47, n. 10, p. 2081–2086, 2016.

KUNAPULI, S. C. et al. Biomechanical analysis of augmented plate fixation for the treatment of vertical shear femoral neck fractures. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 29, n. 3, p. 144–150, 2015.

LANGTON, C. M.; PISHARODY, S.; KEYAK, J. H. Comparison of 3D finite element analysis derived stiffness and BMD to determine the failure load of the excised proximal femur. **Medical Engineering and Physics**, v. 31, n. 6, p. 668–672, 2009.

LI, J. et al. Optimum Configuration of Cannulated Compression Screws for the Fixation of Unstable Femoral Neck Fractures: Finite Element Analysis Evaluation. **BioMed Research International**, v. 2018, 2018.

LIPORACE, F. et al. Results of internal fixation of Pauwels type-3 vertical femoral neck fractures. **Journal of Bone and Joint Surgery - Series A**, v. 90, n. 8, p. 1654–1659, 2008.

LIEBERMAN, J R. et al. Bone Regeneration and Repair. **MD, University of California - Series A**, p. 399, 2005.

LORD, J. et al. "TENSTAND" WP3 final report modulus measurement methods. NPL Report. DEPC-MPE 016. **National Physical Laboratory**. p. 51, 2005.

LY, T. V.; SWIONTKOWSKI, M. F. Management of femoral neck fractures in young adults. **Indian Journal of Orthopaedics**, v. 42, n. 1, p. 3–12, 2008.

MACEDO, A. S. et al. Physics behind the implants used for high strain fractures: Literature review. **Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science**, v. 55, n. 1, p. 1–8, 2018.

MCEWAN, J. K. et al. Regenerative medicine in lower limb reconstruction. **Regenerative Medicine**, v. 13, n. 4, p. 477–490, 2018.

MEI, J. et al. Finite element analysis of the effect of cannulated screw placement and drilling frequency on femoral neck fracture fixation. **Injury**, v. 45, n. 12, p. 2045–2050, 2014.

MIR, H.; COLLINGE, C. Application of a medial buttress plate may prevent many treatment failures seen after fixation of vertical femoral neck fractures in young adults. **Medical Hypotheses**, v. 84, n. 5, p. 429–433, 2015.

NODA, M. et al. Biomechanical Study Using the Finite Element Method of Internal Fixation in Pauwels Type III Vertical Femoral Neck Fractures. **Archives of Trauma Research**, v. 4, n. 3, 2015.

NODA, M. et al. Dynamic finite element analysis of implants for femoral neck fractures simulating walking. **Journal of Orthopaedic Surgery**, v. 26, n. 2, p. 1–8, 2018.

NORDIN, M. et al. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 4 ed. Fourth Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

NORRIS, B. L. et al. Absolute Versus Relative Fracture Fixation: Impact on Fracture Healing. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 32, n. 3, p. S12–S16, 2018.

NOWOTARSKI, P. J. et al. Biomechanical analysis of a novel femoral neck locking plate for treatment of vertical shear Pauwel's type C femoral neck fractures. **Injury**, v. 43, n. 6, p. 802–806, 2012.

NWANKWO, C.D.; et al. Medial Plating of Pauwels Type III Femoral Neck Fractures Decreases Shear and Angular Displacement Compared to Derotational Screw. **Journal of Orthopaedic Trauma**, 2020.

OGUZ, Ö. Measurement and relationship of the inclination angle, Alsberg angle and the angle between the anatomical and mechanical axes of the femur in males. **Surgical and Radiologic Anatomy**, v. 18, n. 1, p. 29–31, 1996.

PANTELI, M.; RODHAM, P.; GIANNOUDIS, P. V. Biomechanical rationale for implant choices in femoral neck fracture fixation in the non-elderly. **Injury**, v. 46, n. 3, p. 445–452, 2015.

PARKER, M. J. Results of internal fixation of Pauwels type 3 vertical femoral neck fractures. **J Bone Joint Surg Am**, p. 490-491, 2009.

RAMALLO, D. A. et al. Fatores que influenciam o resultado da osteossíntese na fratura do colo do fêmur em paciente adulto jovem. **Revista Brasileira de Ortopedia**, n. x x, p. 1–8, 2018.

ROERDINK, W. H. et al. The dynamic locking blade plate, a new implant for intracapsular hip fractures: Biomechanical comparison with the sliding hip screw and Twin Hook. **Injury**, v. 40, n. 3, p. 283–287, 2009.

SAMSAMI, S. et al. Comparison of three fixation methods for femoral neck fracture in young adults: Experimental and numerical investigations. **Journal of Medical and Biological Engineering**, v. 35, n. 5, p. 566–579, 2015.

SAMSAMI, S.; AUGAT, P.; ROUHI, G. Stability of femoral neck fracture fixation: A finite element analysis. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v. 233, n. 9, p. 892–900, 2019.

SANTOS, A. P. G. Análise experimental da migração de hastes de próteses de quadril cimentadas / Arthur Paiva Grimaldi Santos; orientador, Carlos Rodrigo de Mello Roesler, 2019. 117 p.

SCHIPPER, I. B. et al. Treatment of unstable trochanteric fractures. Randomised comparison of the gamma nail and the proximal femoral nail. **Journal of Bone and Joint Surgery - Series B**, v. 86, n. 1, p. 86–94, 2004.

SHEN, M. et al. An update on the Pauwels classification. **Journal of Orthopaedic Surgery and Research**, v. 11, n. 1, p. 1–7, 2016.

SIDDIQUI, M. Z. et al. Determination of Young's Modulus of Metallic and Composite Materials by Digital Image Correlation. **Journal of Space Technology**, v. 1, n. 1, p. 32–37, 2012.

SIMPSON, D. J. et al. Biomechanics in orthopaedics: Considerations of the hip and knee. **Surgery**, v. 28, n. 10, p. 478–482, 2010.

STOCKTON, D. J. et al. Incidence, magnitude, and predictors of shortening in young femoral neck fractures. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 29, n. 9, p. e293–e298, 2015.

STOFFEL, K. et al. Biomechanical Evaluation of the Femoral Neck System in Unstable Pauwels III Femoral Neck Fractures: A Comparison with the Dynamic Hip Screw and Cannulated Screws. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 31, n. 3, p. 131–137, 2017.

THOMSEN, N. O. B. et al. Observer variation in the radiographic classification of fractures of the neck of the femur using Garden's system. **International Orthopaedics**, v. 20, n. 5, p. 326–329, 1996.

TIANYE, L. et al. Finite element analysis of different internal fixation methods for the treatment of Pauwels type III femoral neck fracture. **Biomedicine and Pharmacotherapy**, v. 112, n. February, p. 1–8, 2019.

TRABELSI, N. et al. Patient-specific finite element analysis of the human femur-A double-blinded biomechanical validation. **Journal of Biomechanics**, v. 44, n. 9, p. 1666–1672, 2011.

VAN HOUCKE, J. et al. Computer-based estimation of the hip joint reaction force and hip flexion angle in three different sitting configurations. **Applied Ergonomics**, v. 63, p. 99–105, 2017.

VON EISENHART-ROTHER, R. et al. Direct comparison of contact areas, contact stress and subchondral mineralization in human hip joint specimens. **Anatomy and Embryology**, v. 195, n. 3, p. 279–288, 1997.

WRIGGERS, P.; ZAVARISE, G. Computational Contact Mechanics. **Encyclopedia of Computational Mechanics**, 2004.

YANG, J. et al. Risk Factors for Nonunion in Patients with. **J Bone Joint Surg (Am)**, p. 61–69, 2013.

YE, Y. et al. Medial buttress plate augmentation of cannulated screw fixation in vertically unstable femoral neck fractures: Surgical technique and preliminary results. **Injury**, v. 48, n. 10, p. 2189–2193, 2017.

ZHANG, B.; LIU, J.; ZHANG, W. Ordinary Cannulated Compression Screws or Headless Cannulated Compression Screws? A Synthetic Bone Biomechanical Research in the Internal Fixation of Vertical Femoral Neck Fracture. **BioMed Research International**, v. 2018, 2018.