

MINISTÉRIO DA SAÚDE
SECRETARIA DE ATENÇÃO À SAÚDE
INSTITUTO NACIONAL DE TRAUMATOLOGIA E ORTOPEDIA

Mestrado em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético

ESTABELECIMENTO DE UM MODELO EXPERIMENTAL PARA
AVALIAÇÃO DO MICROMOVIMENTO NO FOCO DE FRATURA EM
OSTEOSSÍNTESE DE FRATURA VERTICAL DO COLO DO FÊMUR.

João Victor da Silveira Möller

Rio de Janeiro
2019



INSTITUTO NACIONAL DE TRAUMATOLOGIA E ORTOPEDIA
Mestrado em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético

ESTABELECIMENTO DE UM MODELO EXPERIMENTAL PARA AVALIAÇÃO DO
MICROMOVIMENTO NO FOCO DE FRATURA EM OSTEOSSÍNTESE DE
FRATURA VERTICAL DO COLO DO FÊMUR.

João Victor da Silveira Möller

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-graduação em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético do Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Orientadores: Prof. Dr. João Antônio Matheus Guimarães
Prof. Dr. Carlos Rodrigo de Mello Roesler

Rio de Janeiro
Agosto
2019

CATALOGAÇÃO NA FONTE
INTO/BIBLIOTECA SÉRGIO EDUARDO VIANNA

M685e MÖLLER, João Victor da Silveira.

Estabelecimento de um modelo experimental para avaliação do micromovimento no foco de fratura em osteossíntese de fratura vertical do colo do fêmur / João Victor da Silveira Möller. — 2019.
58f.

Orientadores: João Antônio Matheus Guimarães e Carlos Rodrigo de Mello Roesler.

Dissertação (Mestrado em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético) — Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia Jamil Haddad, Rio de Janeiro, 2019.

1. Modelo experimental. 2. Foco de fratura. 3. Micromovimento. 4. Teste biomecânico. 5. Fratura vertical do colo do fêmur. 6. Ortopedia. I. Guimarães, João Antônio Matheus; Roesler, Carlos Rodrigo de Mello, orient. II. Título.

NLM WE 865



INSTITUTO NACIONAL DE TRAUMATOLOGIA E ORTOPEDIA
Mestrado em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético

ESTABELECIMENTO DE UM MODELO EXPERIMENTAL PARA AVALIAÇÃO DO
MICROMOVIMENTO NO FOCO DE FRATURA EM OSTEOSSÍNTESE DE
FRATURA VERTICAL DO COLO DO FÊMUR.

João Victor da Silveira Möller

BANCA EXAMINADORA

Dr^a. Ieda Maria Vieira Caminha (Instituto Nacional de Tecnologia)
Banca

Dr. Alfredo Marques Vilardi (Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia)
Banca

Dr. Marco Bernardo Cury (Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia)
Banca

Dr^a. Ana Carolina Leal de Oliveira (Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia)
Revisora / suplente

Dr^a. Annelise F. de A. F. da Costa (Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia)
Suplente

Rio de Janeiro
Agosto
2019

Ao Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia,
local onde fui apresentado e me encantei pelos
conhecimentos e prática clínica da Traumatologia
Ortopédica.

AGRADECIMENTOS

O caráter de um indivíduo é independente de sua formação acadêmica. Os valores são apresentados e lapidados dentro do seio do lar. Meus pais são mestres sem nível superior. São mestres em caráter e me mostraram o amor desde a infância. Meu muito obrigado.

À minha irmã gêmea, caçula, agradeço todo carinho e preocupação. À minha querida esposa Paola agradeço pela paciência e incentivo constante.

Agradeço ao Dr João Antônio Matheus Guimarães e Dr Carlos Rodrigo de Mello Roesler pelo incessante estímulo ao conhecimento. Ao Dr Carlos Rodrigo agradeço também, por ter me apresentado o mundo da engenharia biomecânica.

Com muito carinho agradeço à Rafaela Sartore, Ana Carolina Leal e à equipe do laboratório do INTO, muito me ajudaram e incentivaram em todas as fases do mestrado.

Ao Vinícius Zanardi, Alan Assad e Arthur Santos, mestrandos do Laboratório de Engenharia Biomecânica da Universidade Federal de Santa Catarina, meu muito obrigado. O trabalho saiu do papel graças à ajuda constante de vocês.

Ao grupo DASA/Lâmina, através da doutora Roberta de Oliveira Magalhães Carvalho, por todo auxílio oferecido durante o trabalho. Encerro agradecendo à empresa Hexagon® pelo fornecimento irrestrito dos implantes ortopédicos utilizados em nosso experimento.

RESUMO

MÖLLER, João Victor da Silveira. Estabelecimento de um modelo experimental para avaliação do micromovimento no foco de fratura em osteossíntese de fratura vertical do colo do fêmur. Rio de Janeiro, 2019. Dissertação (Mestrado em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético) - Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia, Ministério da Saúde.

As fraturas do colo do fêmur no paciente abaixo de 60 anos representam 10% de todas as fraturas. São de tratamento cirúrgico e objetivam a preservação da articulação do quadril. O padrão vertical do traço de fratura aumenta as chances de falha da osteossíntese. Entender o movimento ou o micromovimento no foco de fratura durante o processo de consolidação possibilita compreender os desfechos clínicos encontrados. Muitos trabalhos biomecânicos, entretanto, avaliam de maneira insuficiente o micromovimento. As mesmas técnicas quando aplicadas sob metodologias diferentes trazem resultados diferentes. O presente estudo visa estabelecer um modelo experimental que possa ser padronizado para quantificar os micromovimentos no foco de fratura vertical do colo do fêmur. Para isso, foi realizado um estudo *in vitro* com ossos sintéticos. Foram estabelecidos guias específicos para a osteotomia do colo femoral e para a realização de osteossíntese com parafusos canulados. Foram também padronizados o modo de carregamento e a utilização de um sistema óptico de captura de movimento para quantificar o deslocamento no momento do teste biomecânico. O modelo foi aplicado em três corpos de prova. Os vetores de deslocamento foram avaliados de maneira independente. O vetor do plano sagital apresentou o menor deslocamento enquanto o vetor referente ao cisalhamento apresentou os maiores valores. Padronizar a metodologia de um experimento biomecânico é primordial e reflete diretamente nos resultados encontrados. Avaliar o micromovimento em seus mais detalhados vetores fornece ao pesquisador substrato importante para novas pesquisas.

Palavras chave: modelo experimental, foco de fratura, micromovimento, teste biomecânico, fratura vertical do colo do fêmur.

ABSTRACT

MÖLLER, João Victor da Silveira. Establishment of an experimental model for evaluation of micromovement in the fracture focus on osteosynthesis of vertical femoral neck fracture. Rio de Janeiro, 2019. Dissertation (Master in Applied Sciences to the Musculoskeletal System) - National Institute of Traumatology and Orthopedics, Ministry of Health.

Femoral neck fractures in patients under 60 years represent 10% of all fractures. They are surgically treated and aim to preserve the hip joint. The vertical pattern of the fracture increases the chances of failure. Understanding the movement or micromovement in the fracture focus during the consolidation process allows understanding the clinical outcomes. Many biomechanical works, however, insufficiently evaluate micromovement. The same techniques when applied under different methodologies bring different results. The present study aims to establish an experimental model that can be standardized to quantify micromovements in the focus of vertical femoral neck fracture. For this, an in vitro study was performed with synthetic bones. Specific guides were established for femoral neck osteotomy and cannulated screw osteosynthesis. We also standardized the load mode and the use of an optical motion capture system to quantify the displacement at the time of biomechanical testing. The model was applied to three specimens. The displacement vectors were evaluated independently. The sagittal plane vector presented the smallest displacement while the shear vector presented the highest values. Standardizing the methodology of a biomechanical experiment is paramount and directly reflects the results found. Evaluating micromotion in most detailed vectors provides the researcher important substrate for further research.

Keywords: experimental model, biomechanic tests, fracture focus, micromoviment, vertical femoral neck fracture.

SUMÁRIO

RESUMO.....	vi
ABSTRACT.....	vii
SUMÁRIO	viii
LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS.....	9
LISTA DE FIGURAS.....	x
LISTA DE TABELAS	xi
1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Anatomia do fêmur e biomecânica da articulação do quadril	1
1.2 Fratura do colo do fêmur	4
1.3 Ambiente mecânico no foco de fratura	6
1.4 Técnicas de osteossíntese para tratamento das fraturas verticais do colo do fêmur	7
1.5 Complicações do tratamento das fraturas verticais do colo do fêmur.....	10
1.6 Ensaios biomecânicos.....	11
2 Justificativa	15
3 OBJETIVOS.....	16
3.1 Objetivo Geral	16
3.2 Objetivos Específicos	16
4 MATERIAIS e métodos	17
4.1 Desenho experimental	17
4.2 Materiais	17
4.2.1 Osso sintético	17
4.2.2 Implantes	18
4.2.3 Equipamentos.....	18
4.3 Testes biomecânicos	19
4.3.1 Sistema de captura de imagem.....	19
4.4 Análise dos dados.....	20
5 RESULTADOS	21
5.1 Padronização da fratura vertical do colo do fêmur (osteotomia)	21
5.2 Padrão de fixação dos parafusos de osteossíntese	22
5.3 Teste biomecânico	25
5.3.1 Estabelecimento do Modo de Carga	25
5.3.2 Avaliação do modelo	27
6 Discussão	33
7 Conclusões.....	41
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	42

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

DHS	<i>Dynamic Hip Screw</i> – Parafuso deslizante de quadril
°	graus
FVCF	fratura vertical do colo do fêmur
3D	tridimensional
kg	quilograma
mm	milímetro

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Movimentos da articulação do quadril.	2
Figura 2. Forças que atuam na articulação do quadril durante a marcha.	2
Figura 1. Forças que atuam na articulação do quadril.	3
Figura 4. Classificação de Pauwels.	5
Figura 2. Angulações da fratura vertical do colo do fêmur.	5
Figura 6. Tratamento da fratura vertical do colo do fêmur	8
Figura 7. Placa medial no tratamento das fraturas verticais do colo do fêmur.	10
Figura 8. Guias para padronização de osteotomia e inserção de implantes.	13
Figura 3. Angulações para testes biomecânicos do fêmur	14
Figura 10. Osso sintético.	18
Figura 11. Sistema de captura de imagem	19
Figura 12. Planejamento da osteotomia	21
Figura 13. Guia para osteotomia	22
Figura 14. Gabarito para introdução dos parafusos canulados	23
Figura 15: Conjunto osso-implante.	24
Figura 16. Avaliação das montagens nos corpos de prova.	25
Figura 4. Posicionamento do corpo de prova para avaliação biomecânica.	26
Figura 5. Eixos de avaliação do micromovimento.	28
Figura 6. Avaliação pós teste dos corpos de prova.	30
Figura 7. Avaliação do encruamento.	31
Figura 8. Avaliação da acomodação do osso sintético junto ao implante.	32

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Avaliação da rigidez pré carregamento.....	27
Tabela 2. Avaliação do micromovimento na fase cíclica.....	28
Tabela 3. Avaliação da rigidez pós carregamento	29

1 INTRODUÇÃO

1.1 Anatomia do fêmur e biomecânica da articulação do quadril

A articulação do quadril é formada entre a cabeça femoral e o acetábulo. É classificada como soquete e representa uma esfera sinovial. A porção articular do acetábulo é um anel incompleto recoberto por uma superfície semilunar de cartilagem. O aspecto anterolateral da cabeça femoral é responsável pelo maior suporte de peso e possui a maior área de cartilagem. A cabeça femoral é esférica com uma depressão pósterio-inferior ao centro conhecido como fóvea (COLLIN et al., 2017).

O colo do fêmur se liga à região proximal da diáfise em um ângulo aproximado de 127°. Este ângulo varia entre 120° e 140° (COLLIN et al., 2017; ELZOHAIKY, 2017; AUGAT; BLIVEN; HACKL, 2019). O calcar é a região pósteromedial do colo do fêmur onde osso esponjoso extremamente denso fornece o maior e mais importante suporte mecânico ao colo e cabeça femoral (ELZOHAIKY, 2017).

Os movimentos realizados pela articulação do quadril são realizados em três planos de referência: plano sagital, onde ocorrem os movimentos de flexão e extensão; plano frontal ou coronal no qual ocorrem os movimentos de adução e abdução e plano horizontal ou transversal onde se tem os movimentos de rotação interna e externa (**Figura 1**). Do ponto de vista biomecânico, os principais modos de solicitação mecânica impostos à articulação do quadril são relacionados aos seus movimentos e transferência de carga (KAPANDJI, 2000).

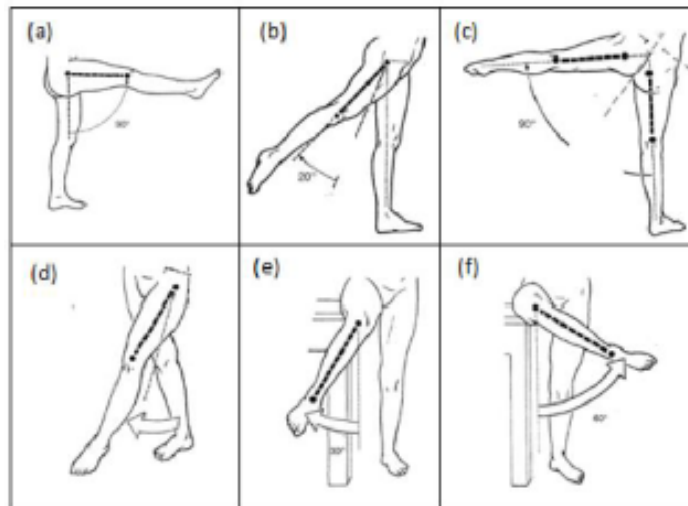


Figura 9. Movimentos da articulação do quadril. Ilustração dos diversos campos de movimento do quadril: (a) flexão, (b) extensão, (c) abdução, (d) adução, (e) rotação interna e (f) rotação externa. Modificado de Kapandji et al, 2000.

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

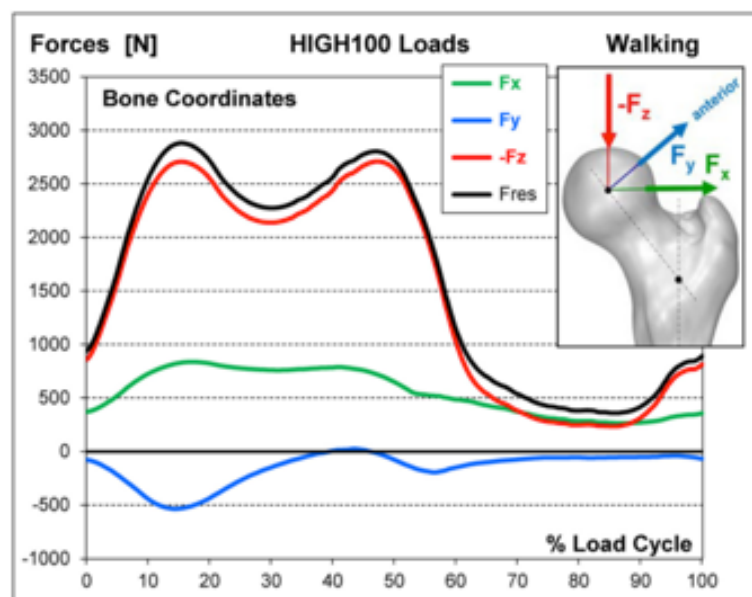


Figura 10. Forças que atuam na articulação do quadril durante a marcha. Gráfico que representa a força aplicada ao quadril nos diversos momentos de marcha lenta para um peso corporal de 100 kg. A curva senoidal caracteriza a fase de apoio da marcha. A curva em cor preta é a resultante das forças nos três eixos X, Y e Z. Modificado de Bergmann et al., 2016.

Na Figura 2 é possível observar que a força aplicada ao quadril tem resultante muito similar às forças aplicadas no eixo Z, que corresponde às forças que atuam no sentido súpero-inferior. Assim, podemos concluir, que a maior e mais representativa força aplicada ao quadril no momento do apoio monopodal é a realizada no sentido súpero-inferior (BERGMANN et al., 2016).

Bergmann e colaboradores (2016) obtiveram diversos dados realísticos das forças de contato que atuam na articulação de quadril em diversas atividades, como levantar, sentar, subir e descer escadas, entre outras. A partir deste resultado, a normativa técnica ISO 7206-4 e ISO 7206-6 determinaram uma força resultante única que abrange todas as possibilidades de forças que atuam tanto na haste como no colo do fêmur, durante as atividades descritas (**Figura 3**).

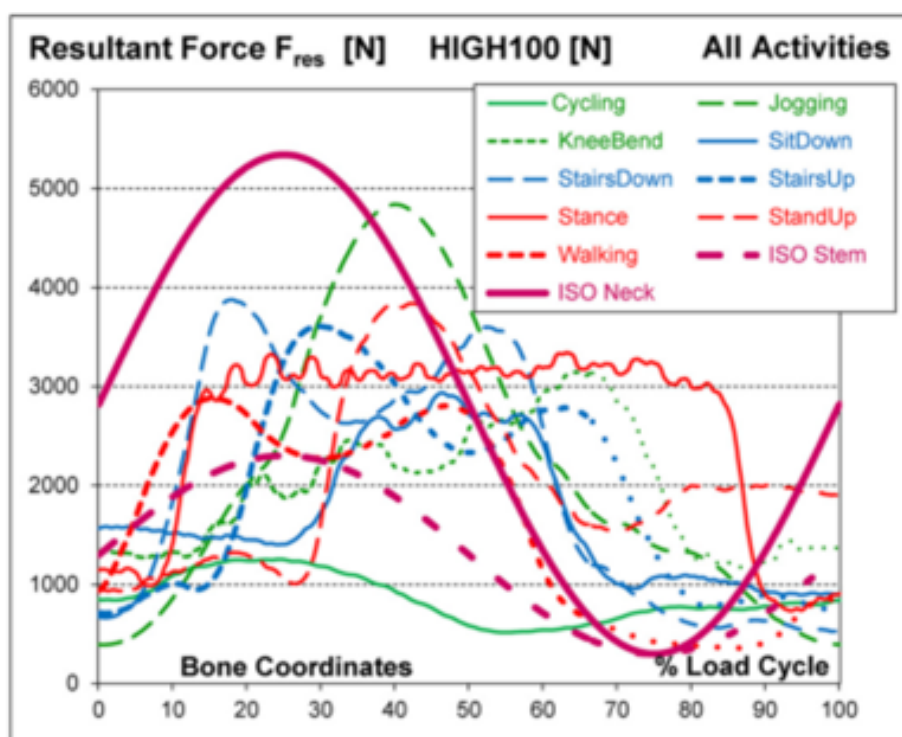


Figura 11. Forças que atuam na articulação do quadril. Gráfico que representa as forças aplicadas ao quadril em diversas atividades diárias. As curvas em cor rosa, pontilhada ou não, abrangem todas as possibilidades de forças aplicadas ao quadril. Temos assim, as normas técnicas ISO 7206-4 e 7206-6 para peso corporal de 100 kg. Modificado de Bergmann et al., 2016.

1.2 Fratura do colo do fêmur

A fratura do colo do fêmur em pacientes jovens é consequência, em cerca de 90% dos casos, de trauma de alta energia (STOCKTON et al., 2015). Representa aproximadamente 10% das fraturas nos indivíduos com menos de 60 anos (STOCKTON et al., 2015). Os acidentes automobilísticos são a principal causa deste tipo de fratura e a incidência é maior no sexo masculino (STOCKTON et al., 2015). O tratamento cirúrgico objetiva restaurar a função e preservar a articulação do quadril (UPADHYAY et al., 2004). As fraturas desviadas devem ser reduzidas e fixadas (PALM et al., 2013; PANTELI; RODHAM; GIANNOUDIS, 2015).

Em 1935, Pauwels descreveu uma classificação para as fraturas do colo do fêmur, onde a angulação do traço fraturário determina o tipo a ser classificado (SHEN et al., 2017). A angulação é calculada a partir de uma linha perpendicular à diáfise do fêmur, sendo as fraturas classificadas em 3 tipos: tipo I, onde a angulação é menor de 30°; tipo II, com angulação entre 30 e 50° e tipo III com angulação maior de 50°. Esta angulação, por sua vez, indica o grau de instabilidade e força de cisalhamento que atuam sobre a fratura e fornece indicações sobre as características do implante a ser utilizado. De I ao III, com a verticalização progressiva do traço de fratura, ocorre o aumento da força de cisalhamento (**Figura 4**) (SHEN et al., 2017).

Um estudo retrospectivo mostrou que 96% das fraturas verticais do colo do fêmur (FVCF) possuem cominuição, sendo 94% destas na porção posterior do colo femoral (COLLINGE; MIR; REDDIX, 2013). O mesmo estudo mostrou também que o ângulo do foco da fratura tem média de 60° no plano coronal e 24° no axial (COLLINGE; MIR; REDDIX, 2013) (**Figura 5**). Isto torna a redução, a compressão

interfragmentária e a fixação um desafio (COLLINGE; MIR; REDDIX, 2013; PANTELI; RODHAM; GIANNOUDIS, 2015; SHEN et al., 2017).

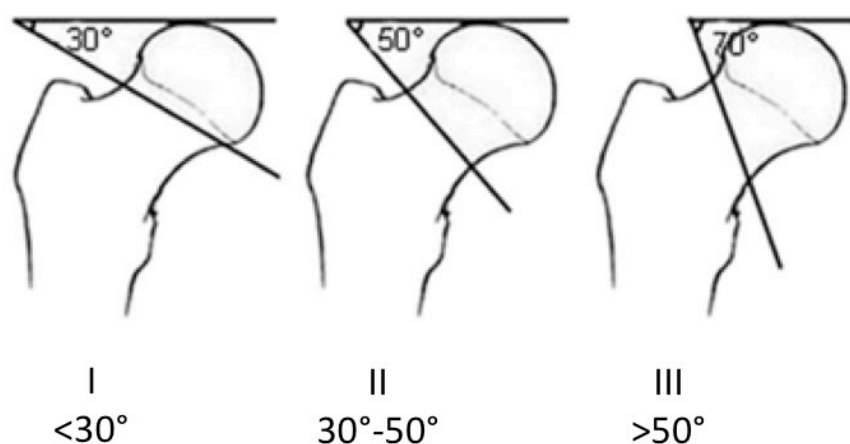


Figura 12. Classificação de Pauwels. Tipo I são as fraturas onde o traço possui uma angulação menor de 30°. Tipo II entre 30 e 50°. Tipo III com traços com mais de 50° de angulação. Modificado de Shen et al., 2016.

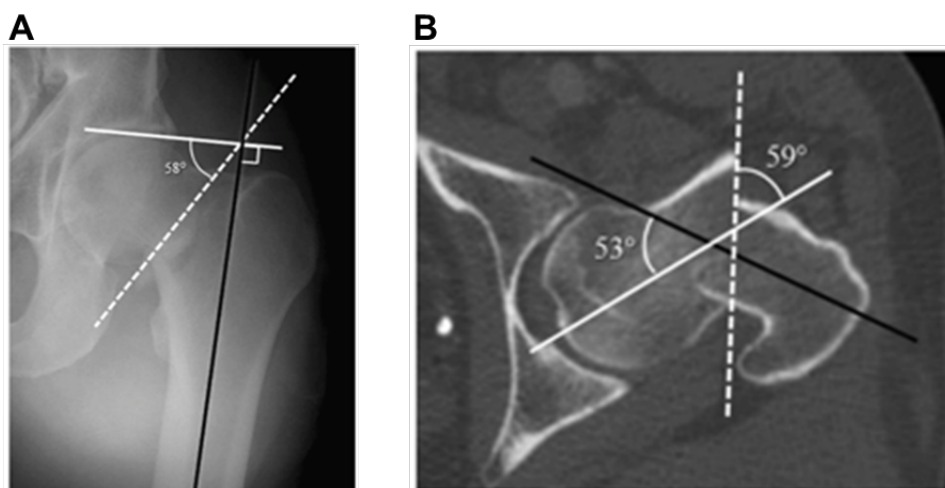


Figura 13. Angulações da fratura vertical do colo do fêmur. (A) Imagem radiográfica evidenciando angulação do traço fraturário no plano coronal de 58°. Classificada, então, como Pauwels tipo III. Linha branca tracejada: fratura. Linha branca contínua: eixo perpendicular ao eixo da diáfise do fêmur. Linha preta: eixo da diáfise do fêmur. (B) Imagem tomográfica no corte axial evidenciando angulação de 59° do traço fraturário (entre a fratura e o eixo da parte proximal do colo do fêmur) e um desvio da fratura de 53° (entre os eixos do colo do fêmur). Linha branca tracejada: fratura. Linha branca contínua: eixo da parte proximal do colo do fêmur. Linha preta: eixo da parte distal do colo do fêmur. Modificado de Collinge et al., 2013.

1.3 Ambiente mecânico no foco de fratura

A presença ou não de movimento no foco de fratura determina a via de consolidação óssea, que pode ocorrer de maneira primária ou secundária (GIANNOUDIS et al., 2018; KATES et al., 2018; NORRIS et al., 2018). Na presença de movimento no foco fraturário a consolidação acontece através da formação do calo ósseo, caracterizando a consolidação secundária (GIANNOUDIS et al., 2018; NORRIS et al., 2018). A estabilidade relativa é a escolha nas fraturas da diáfise dos ossos longos como fêmur e tíbia (FINKEMEIER et al., 2018). Nas fraturas articulares ou intracapsulares se objetiva a consolidação primária, ou seja, sem a formação de calo ósseo (GIANNOUDIS et al., 2018; NORRIS et al., 2018).

O colo do fêmur, considerado como intracapsular, é um dos locais onde a consolidação deve acontecer de maneira primária e, portanto, a técnica de fixação deve objetivar a estabilidade absoluta (NORRIS et al., 2018). Tal estabilidade deve ser resultado da compressão interfragmentária no foco de fratura associada a uma síntese rígida (JEPSEN; PH, 2008; LIPORACE et al., 2008; WEIL et al., 2016; SCHWARTSMANN et al., 2017; MCCLURE et al., 2018; ZHANG et al., 2018; ZHANG; LIU; ZHANG, 2018; AUGAT; BLIVEN; HACKL, 2019; ZHU et al., 2019). Alguns métodos amplamente utilizados no tratamento da fratura do colo do fêmur permitem a compressão progressiva do foco de fratura (LIPORACE et al., 2008; SCHWARTSMANN et al., 2017; MCCLURE et al., 2018; AUGAT; BLIVEN; HACKL, 2019). Essa compressão ocorre até o momento em que o contato ósseo impossibilite a compressão e movimento adicional (COLLINGE; MIR; REDDIX, 2013). Contudo, devido à cominuição presente em grande parte das fraturas do colo do fêmur, o encurtamento e o movimento no foco podem não ser limitados (JEPSEN; PH, 2008; NODA et al., 2015; SAMSAMI et al., 2015; MCCLURE et al.,

2018). Os parafusos canulados e o parafuso deslizante de quadril (DHS, do inglês *dynamic hip screw*) utilizam este princípio (COLLINGE; MIR; REDDIX, 2013). Na presença constante do movimento a consolidação não acontece (KUAN et al., 2016).

Nos últimos anos tem-se buscado técnicas cirúrgicas rígidas o suficiente para impedir o encurtamento do colo femoral e possibilitar a consolidação primária (PANTELI; RODHAM; GIANNOUDIS, 2015; LU; UPPAL, 2019).

1.4 Técnicas de osteossíntese para tratamento das fraturas verticais do colo do fêmur

Osteossíntese é o procedimento cirúrgico que visa fixar as extremidades ósseas de uma fratura. O eixo de compressão da fratura deve ser perpendicular ao eixo do traço fraturário (NORRIS et al., 2018). Por motivos anatômicos e técnicos isto se torna impossível em algumas fraturas do colo femoral, principalmente, no plano axial (COLLINGE; MIR; REDDIX, 2013).

A compressão interfragmentária pode ser obtida no momento da cirurgia e/ou no período pós-operatório. As técnicas que permitem o deslizamento no eixo do colo femoral possibilitam compressão adicional no período pós-operatório (PANTELI; RODHAM; GIANNOUDIS, 2015). O DHS e os parafusos canulados meia rosca permitem compressão não controlada ao longo do eixo cervico-diafisário (PANTELI; RODHAM; GIANNOUDIS, 2015). A cominuição, frequentemente observada na fratura vertical, torna a compressão não controlada motivo de preocupação (PANTELI; RODHAM; GIANNOUDIS, 2015). Quando a compressão acontece de maneira exagerada temos um encurtamento do colo femoral e isso repercute negativamente na mecânica da marcha do paciente (MARMOR et al., 2012; PANTELI; RODHAM; GIANNOUDIS, 2015; FINKEMEIER et al., 2018; AUGAT;

BLIVEN; HACKL, 2019).

Todas as técnicas de osteossíntese estão sujeitas a esta força de cisalhamento vertical (BOTTLANG et al., 2018; FINKEMEIER et al., 2018). Nas fraturas verticais, esta força aumenta a chance de varização da cabeça e colo femoral no momento do deslizamento não controlado (PANTELI; RODHAM; GIANNOUDIS, 2015).

Os parafusos canulados são utilizados em diferentes técnicas de osteossíntese (JEPSEN; PH, 2008; PANTELI; RODHAM; GIANNOUDIS, 2015; WEIL et al., 2016; FILIPOV et al., 2017; GALAL; NAGY, 2017; BAOKUN ZHANG, JINGWEN LIU, 2018; ZHU et al., 2019). O uso de parafusos cônicos com rosca total, avaliado através de análise biomecânica, resultou em maior estabilidade quando comparados aos parafusos meia rosca (BAOKUN ZHANG, JINGWEN LIU, 2018). A configuração dos parafusos influencia nas características biomecânicas (JEPSEN; PH, 2008; GALAL; NAGY, 2017; SHEN et al., 2017; MCCLURE et al., 2018; ZHU et al., 2019). Montagens em tirante ou “L” invertido fazem parte do leque de possibilidades recentes para tratamento da fratura vertical do colo (Figura 6) (JEPSEN; PH, 2008; GUIMARÃES et al., 2017; SHEN et al., 2017; MCCLURE et al., 2018).

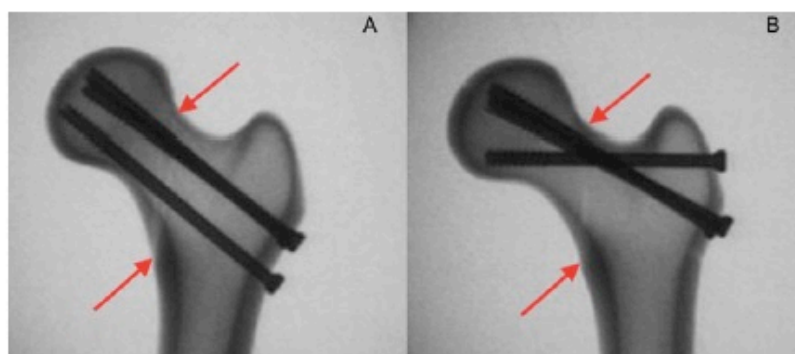


Figura 14. Tratamento da fratura vertical do colo do fêmur. Imagens radiográficas demonstrando duas das possibilidades de osteossíntese do colo do fêmur com parafusos canulados. **(A)** montagem em triângulo invertido com parafusos paralelos. **(B)** montagem em tirante. Modificado de McClure et al., 2018.

O parafuso deslizante de quadril, quando utilizado neste tipo de fratura, vem acompanhado de um segundo parafuso superiormente, chamado de parafuso antirotatório (SAMSAMI et al., 2015, 2016; GIORDANO et al., 2019). Estudos biomecânicos mostram superioridade do DHS, na rigidez e carga máxima total suportada, em relação aos parafusos canulados (SAMSAMI et al., 2015, 2016). Entretanto, estes resultados biomecânicos não refletem numa diminuição das complicações pós-operatórias em trabalhos clínicos (PANTELI; RODHAM; GIANNOUDIS, 2015).

A utilização dos implantes bloqueados, neste caso, as placas bloqueadas, apresenta diversos resultados biomecânicos (NOWOTARSKI et al., 2012; SAMSAMI et al., 2015). A rigidez prometida por este implante nos trabalhos biomecânicos, por conta dos parafusos bloqueados, não refletiu em melhora nos resultados clínicos encontrados (BROWNBILL; ILICH, 2003; LIPORACE et al., 2008; PANTELI; RODHAM; GIANNOUDIS, 2015; LU; UPPAL, 2019).

Em 2015 foi levantada a hipótese da aplicação de uma placa medial, no vértice da fratura, na tentativa de contrapor a grande força de cisalhamento das FVCF (MIR; COLLINGE, 2015) (**Figura 7**).



Figura 15. Placa medial no tratamento das fraturas verticais do colo do fêmur. Figura demonstrando a possibilidade da colocação de uma placa medial na osteossíntese da fratura vertical do colo do fêmur. Modificado de Mir et al., 2015.

Em 2017, foi publicada a primeira série de casos com parafusos canulados associados à placa terço tubular medial (CHEN; KEWEI; WUYIN, 2017). Dos 28 pacientes operados, 89% obtiveram a consolidação sem encurtamento do colo femoral e não foi observado nenhum caso de necrose avascular. Estes resultados foram similares aos encontrados nos trabalhos onde apenas parafusos canulados foram utilizados (CHEN; KEWEI; WUYIN, 2017).

1.5 Complicações no tratamento das fraturas verticais do colo do fêmur

As complicações no tratamento das fraturas do colo do fêmur em pacientes jovens incidem entre 3,4 e 30% (YANG et al., 2013; FILIPOV et al., 2017). Dentre elas podemos citar a necrose avascular da cabeça femoral, a consolidação viciosa e a pseudartrose (MIR; COLLINGE, 2015; FILIPOV et al., 2017).

A necrose avascular ocorre pela interrupção da vascularização na cabeça femoral. O dano vascular ocorre no momento do trauma ou iatrogenicamente no transoperatório (LAZARIDES; ARVANITIS; DAYANTAS, 1991; OSAGIE; GALLIVAN; PEARSE, 2015; SEELEY; GEORGIADIS; SANKAR, 2016). Trabalhos reportam taxas de até 12,1% de ocorrência de necrose avascular (FILIPOV et al., 2017). Ela está associada ao avanço da idade, sexo, grau de desvio da fratura, cominuição posterior, acurácia da redução e posição dos implantes. A região superior da cabeça femoral representa o local mais comumente acometido.

A incidência da pseudartrose varia entre 5 e 23% (WANG et al., 2018). Ela acarreta na necessidade de um novo procedimento cirúrgico (JONES; MAYO, 2005). Mesmo na falha da síntese ou pseudartrose da FVCF o procedimento de escolha visa preservar a articulação (MAYO; KULDJANOV, 2018). Entretanto, se houver a perda da continuidade da cabeça femoral há a necessidade de artroplastia total de

quadril (WANG et al., 2018). Fratura desviada, implante mal posicionado e redução não anatômica são fatores associados à falha de osteossíntese (ENOCSON; LAPIDUS, 2012; YANG et al., 2013).

1.6 Ensaios biomecânicos

Ensaios biomecânicos são considerados clinicamente relevantes quando reproduzem as condições de uso de dispositivos médicos e buscam responder questionamentos clínicos previamente formulados. A condução do estudo biomecânico é determinante nos resultados encontrados. As mesmas técnicas de osteossíntese quando aplicadas sob metodologias diferentes trazem disparidades nos resultados. A padronização de procedimentos torna-se fundamental para inferir de forma assertiva sobre o desempenho biomecânico de diferentes técnicas cirúrgicas (PANTELI; RODHAM; GIANNODIS, 2015).

Particularmente na fratura vertical do colo do fêmur, devido à ocorrência de cisalhamento no foco de fratura, o comportamento biomecânico do conjunto osso-implante é decisivo para os resultados clínicos (GIANNODIS et al., 2018; KATES et al., 2018; NORRIS et al., 2018). Uma forma de avaliar a estabilidade do foco da fratura é através da quantificação dos movimentos que ocorrem nesta região durante a aplicação de cargas cíclicas que buscam reproduzir a condição de carga-descarga do apoio durante a marcha humana (JEPSEN; PH, 2008; BASSO et al., 2014; GIRARDI et al., 2016; MCCLURE et al., 2018; ZHANG et al., 2018).

Inúmeros trabalhos tentam determinar, através de uma avaliação biomecânica, a melhor técnica de osteossíntese para o mesmo padrão de FVCF, porém, ainda não há uma padronização para este ensaio biomecânico (MANLEY, 2013; BASSO et al., 2014; GIRARDI et al., 2016; LEURIDAN et al., 2017). Para

padronizar ensaios biomecânicos específicos, algumas variáveis precisam ser consideradas. O osso utilizado, a osteotomia do colo do fêmur, a técnica de osteossíntese, o alinhamento do fêmur no momento do teste e o modo de carregamento influenciam nos resultados.

Os ossos sintéticos apresentam, em estudos biomecânicos, uma variabilidade pequena entre as amostras e propriedades biomecânicas similares ao osso de um adulto jovem (MANLEY, 2013; BASSO et al., 2014; GIRARDI et al., 2016; LEURIDAN et al., 2017). Por essas características, são considerados uma boa opção em relação ao osso de cadáver, que apresenta variabilidade grande entre as amostras e muitas vezes não está disponível (SHEN et al., 2017).

A angulação da fratura ou da osteotomia, interfere na força de cisalhamento (BAOKUN ZHANG, JINGWEN LIU, 2018). Zhang e colaboradores descreveram a fabricação, por impressão tridimensional, de um guia para a osteotomia que permite a reprodução fiel da fratura em todos os corpos de prova (BAOKUN ZHANG, JINGWEN LIU, 2018) (**Figura 8**).

Replicar a posição dos implantes durante a osteossíntese só é possível através de um controle metodológico rigoroso. Zhang e colaboradores descreveram, também para a osteossíntese, um guia gerado através de impressão tridimensional (ZHANG, LIU, 2018). Este guia orienta a posição dos fios iniciais dos parafusos canulados (**Figura 8**).

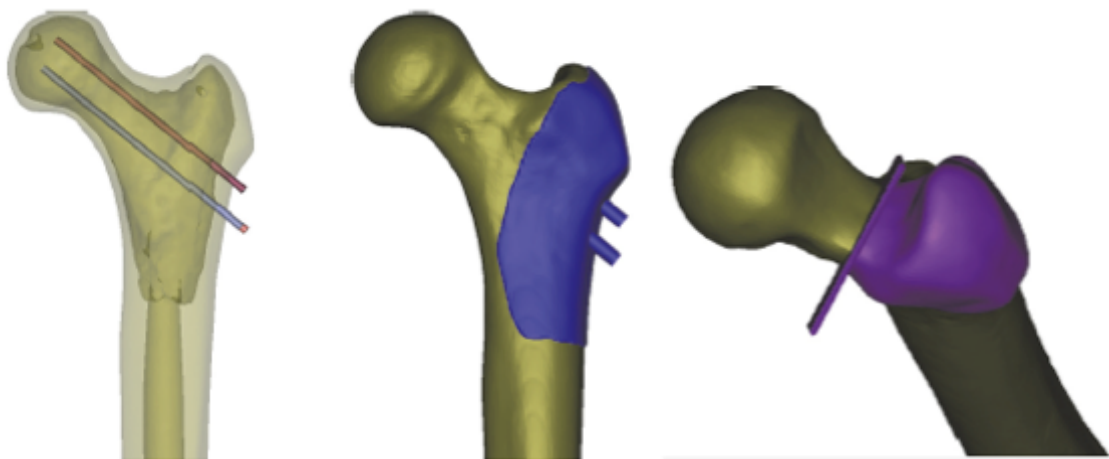


Figura 16: Guias para padronização de osteotomia e inserção de implantes. Esquema ilustrativo demonstrando guias para o posicionamento dos implantes e osteotomia fabricados através de impressão tridimensional. Modificado de Zhang et al., 2018.

O apoio do membro acometido no solo é simulado pelo momento onde o conjunto osso-implante é colocado sob demanda mecânica. O apoio mono ou bipodal representa forças distintas (BAITNER et al., 1999; AMINIAN et al., 2007). No apoio bipodal temos uma angulação do fêmur no plano coronal, em média, de 7° de valgo. Já no apoio monopodal, momento de maior demanda mecânica, a angulação é de 25° (JEPSEN; PH, 2008).

O movimento no foco da fratura foi avaliado por Samsami e colaboradores em 2015 e 2016 através de uma filmadora e considerado positivo quando maior de 5 milímetros (SAMSAMI et al., 2015, 2016). Hofmann-Fliri e colaboradores avaliaram o movimento radiografando o fêmur a cada 250 ciclos (HOFMANN-FLIRI et al., 2016). Um estudo publicado em 2016 analisou o movimento através de um sistema de rastreamento magnético, nas angulações de 7 e 25° (KUAN et al., 2016) (**Figura 9**).

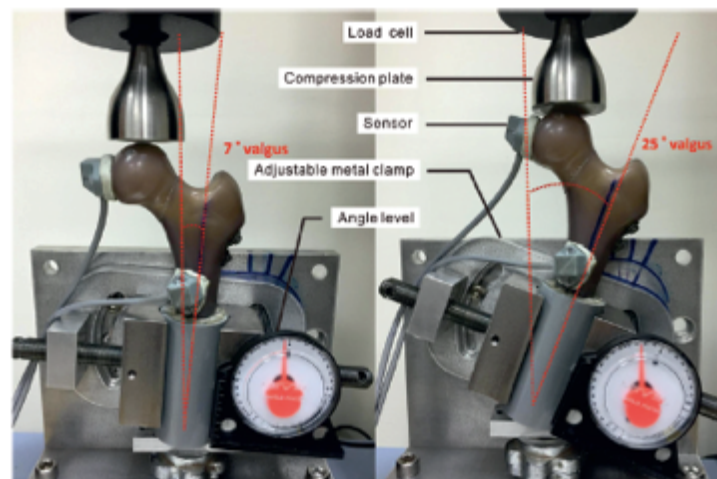


Figura 17. Angulações para testes biomecânicos do fêmur. Fotografia de corpo de prova acoplado a máquina de teste demonstrando a avaliação em duas diferentes angulações do fêmur, 7 e 25° de valgo, respectivamente. Modificado de Kuan et al., 2016.

Muitos trabalhos biomecânicos, entretanto, avaliam de maneira insuficiente o movimento no foco da osteotomia (COLLINGE; MIR; REDDIX, 2013). A maioria dos estudos se propõe a investigar a carga máxima de falha de uma técnica de fixação. Contudo, esta avaliação se mostra de pouca utilidade prática, uma vez que esta situação de estresse máximo não ocorre no ambiente natural da marcha. As falhas na osteossíntese acontecem quando elas permitem o movimento ilimitado no foco da fratura durante o ciclo da marcha (SHEN et al., 2017). Nesta condição, a consolidação não acontece e a síntese apresenta soltura ou quebra por fadiga (NODA et al., 2015; SAMSAMI et al., 2016). Dessa forma, a avaliação do movimento no foco de fratura durante a fase cíclica do teste biomecânico se torna de extrema relevância para a compreensão dos resultados obtidos no tratamento das fraturas verticais do colo do fêmur (BAOKUN ZHANG, JINGWEN LIU, 2018).

2 JUSTIFICATIVA

A região do colo femoral é uma das regiões mais frequentemente fraturadas após eventos traumáticos de alta energia envolvendo o fêmur. Classificadas como Pauwels III, as fraturas com orientações mais verticais implicam em maiores forças de cisalhamento no foco de fratura, com deslocamento em varo pronunciado, levando à complicações como pseudoartrose e osteonecrose.

Um dos fatores chave no tratamento das fraturas verticais do colo do fêmur é a obtenção de uma fixação interna estável e a melhor técnica de osteossíntese para esta fratura ainda não está definida.

O tipo de implante utilizado e a configuração da osteossíntese parecem influenciar no desempenho biomecânico da fixação e ensaios biomecânicos *in vitro* são amplamente utilizados para comparar diferentes abordagens cirúrgicas.

Apesar de existir na literatura uma série de experimentos realizados para comparar técnicas de osteossíntese na fratura vertical do colo do fêmur, não há um modelo experimental padronizado para realizar esta classe de comparações biomecânicas.

Considerando o requisito de fixação interna estável para o sucesso do tratamento destas fraturas, a quantificação dos micromovimentos no foco de fratura tem importância fundamental na avaliação do desempenho biomecânico das referidas técnicas de osteossíntese. O presente estudo visa estabelecer e aplicar um modelo experimental (*in vitro*) que possa ser padronizado para quantificar o micromovimento no foco de fraturas verticais do colo do fêmur.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

- Desenvolver um modelo experimental para avaliação do micromovimento no foco de fratura em osteossíntese de fratura vertical do colo do fêmur.

3.2 Objetivos Específicos

- Propor um procedimento técnico para padronizar a realização da osteotomia do colo do fêmur.
- Propor um procedimento técnico para padronizar a osteossíntese com parafusos canulados.
- Descrever um modelo de carregamento mecânico do complexo osso-implante(s).
- Descrever o método de medição do nível de micromovimentação no foco de fratura.
- Avaliar o modelo em três corpos de prova na técnica de osteossíntese com parafusos canulados e placa medial.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Desenho experimental

Foi realizado um estudo *in vitro* com ossos sintéticos para a avaliação do micromovimento no foco fraturário de fraturas verticais do colo do fêmur. Para isso, toda a metodologia de processamentos dos corpos de prova e a avaliação biomecânica foram padronizados. As seguintes metodologias foram estabelecidas e padronizadas: i) realização da fratura vertical do colo do fêmur; ii) fixação das fraturas / osteotomias; iii) configuração de carregamento aplicado e iv) quantificação das variáveis estudadas. Ao final, realizamos uma avaliação do modelo, através da avaliação de três corpos de prova.

A principal variável estudada foi o micromovimento no foco de fratura durante a aplicação de ciclos de carregamento no modo compressão-compressão. As variáveis secundárias capturadas pelo modelo proposto foram: a rigidez inicial do sistema osso-implante, a rigidez do sistema após os ciclos de carregamento, e a resistência máxima do conjunto após a aplicação do carregamento cíclico.

4.2 Materiais

4.2.1 Osso sintético

Foi utilizado o osso sintético da 4ª geração da marca Sawbone®, com núcleo de espuma celular de 17 PCF (<https://www.sawbones.com/validation-studies>) (**Figura 10**). A angulação cervicodiafisária do modelo é de 120 graus.

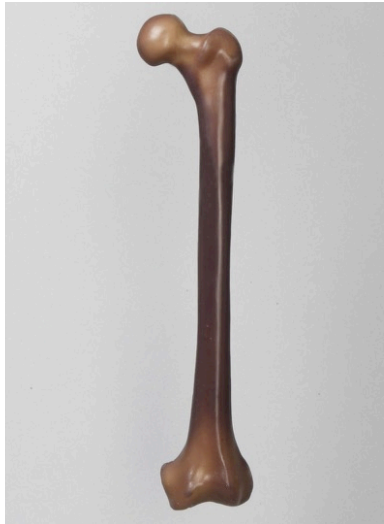


Figura 18: Osso sintético. Imagem ilustrativa de osso sintético da 4^a geração, da marca Sawbone® e com 120° de ângulo cervicodiafisário. Fonte: Modificado de <https://www.sawbones.com/femur-large-left-4th-generation-composite-3406.html>.

4.2.2 Implantes

Todos os implantes foram da marca/empresa Hexagon®. Os parafusos canulados utilizados possuíam 7,0mm de diâmetro com rosca de 19mm. As placas empregadas no estudo foram 1/3 tubulares de 3,5mm. Os parafusos inseridos através da placa foram parafusos corticais de 3,5mm.

4.2.3 Equipamentos

Foi utilizado tomógrafo Aquilion Prime da marca Toshiba/Canon. O aparelho de radiografia foi o da marca Ray Tec com registro da Anvisa número 80103110001. Para a revelação das imagens utilizamos a CR Konica Minolta Régius Sigma 2. Foi utilizada impressora tridimensional da marca Sethi 3D com filamento Polilático láctico.

4.3 Testes biomecânicos

Para a realização do teste biomecânico foi utilizada uma máquina biaxial de fadiga, com acionamento hidráulico com capacidade de carga de 100kN (Bionix, MTS®, Mineápolis – USA). A força aplicada é medida por uma célula de carga posicionada em série com o atuador de carga da máquina de ensaios.

4.3.1 Sistema de captura de imagem

O micromovimento que ocorre no foco de fratura durante a aplicação de carga cíclica no sistema osso-implante é avaliado através de um sistema de captura de movimento, o Optitrack® modelo V120 (**Figura 11**). Este sistema permite a medição de deslocamentos e angulações de corpo rígido a partir do processamento estereoscópico de imagens.

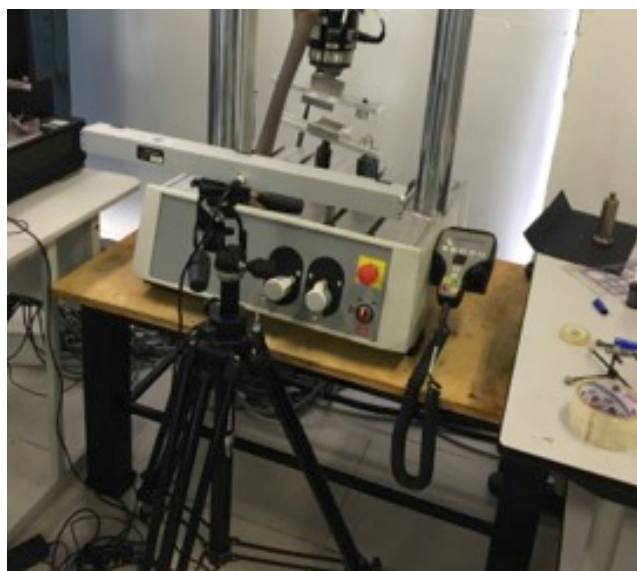


Figura 19. Sistema de captura de imagem. Foto no laboratório demonstrando o Optitrack® posicionado em frente ao aparelho de teste biomecânico Bionix/ MTS®. Fonte: arquivo pessoal.

O aparelho é composto por um sistema óptico com múltiplas câmeras e *software* de captura *plug and play*, o qual denomina-se *Tracking Tools of Object* (*Ferramenta de acompanhamento de objeto*). O sistema funciona da seguinte forma: são dispostos marcadores fixados no fragmento distal e proximal da fratura. Cada marcador é captado pelo sistema através da reflexão da luz infravermelha 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.

Portanto, estabelecendo pontos de referência no fragmento distal e proximal, foi possível avaliar o movimento entre eles durante as fases de aplicação de carregamento cíclico. O registro das imagens foi realizado durante toda a fase cíclica. Para otimizar a captura dos marcadores foi necessário pintar o fêmur de preto fosco, evitando interferências de eventuais pontos reflexivos no sistema osso-implante. Bem como recobrir de preto toda parte refletiva da máquina de teste.

4.4 Análise dos dados

Para a média de deslocamento foi utilizado o cálculo do módulo de um vetor em 3 dimensões que consiste na raiz quadrada da soma dos valores ao quadrado.

5 RESULTADOS

5.1 Padronização da fratura vertical do colo do fêmur (osteotomia)

Para a realização deste estudo, planejou-se realizar a osteotomia com angulação de 70° no plano coronal, de acordo com a classificação de Pauwels (SHEN et al., 2017). No plano axial, a osteotomia foi realizada perpendicular ao eixo do colo do fêmur (**Figura 12**).

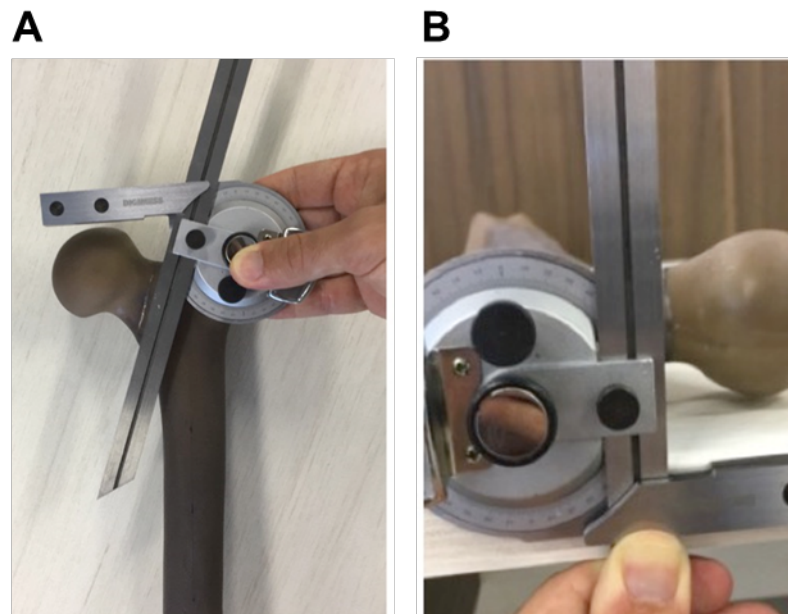


Figura 20. Planejamento da osteotomia. (A) Fotografia do planejamento do local de osteotomia no plano coronal. Através de um goniômetro foi possível determinar 70° de inclinação a partir de um eixo perpendicular a diáfise do fêmur. (B) Fotografia do planejamento do local de osteotomia no plano axial. Através de um goniômetro foi possível determinar 90° de inclinação a partir do eixo do colo do fêmur.

No intuito de 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 13**). A geometria do gabarito foi derivada de imagem tomográfica do osso sintético selecionado, de forma a ajustar-se

perfeitamente na superfície externa do referido osso. As imagens foram tratadas e o sólido reconstruído para, a partir deste, projetar a geometria do gabarito. O arquivo do modelo sólido do gabarito foi exportado para uma máquina de fabricação via manufatura aditiva.



Figura 21. Guia para osteotomia. Fotografia demonstrando guia de osteotomia fabricado via manufatura aditiva acoplado ao fêmur com ajuda de uma pinça óssea.

Para a realização da osteotomia, o gabarito foi posicionado no trocânter maior do fêmur e a área de corte foi definida. A osteotomia foi realizada com serra oscilatória.

5.2 Padrão de fixação dos parafusos de osteossíntese

Para este estudo, optamos por simular, no osso sintético, a montagem em tirante ou parafuso de Pauwels. Para que os parafusos canulados fossem introduzidos na mesma posição em todos os modelos, foi criado um guia específico. Para isso, foi iniciada a passagem dos fios guias sob radioscopia e realizada uma tomografia computadorizada de um primeiro modelo. Com as imagens tomográficas foi possível a impressão 3D de um guia específico (**Figura 14**).

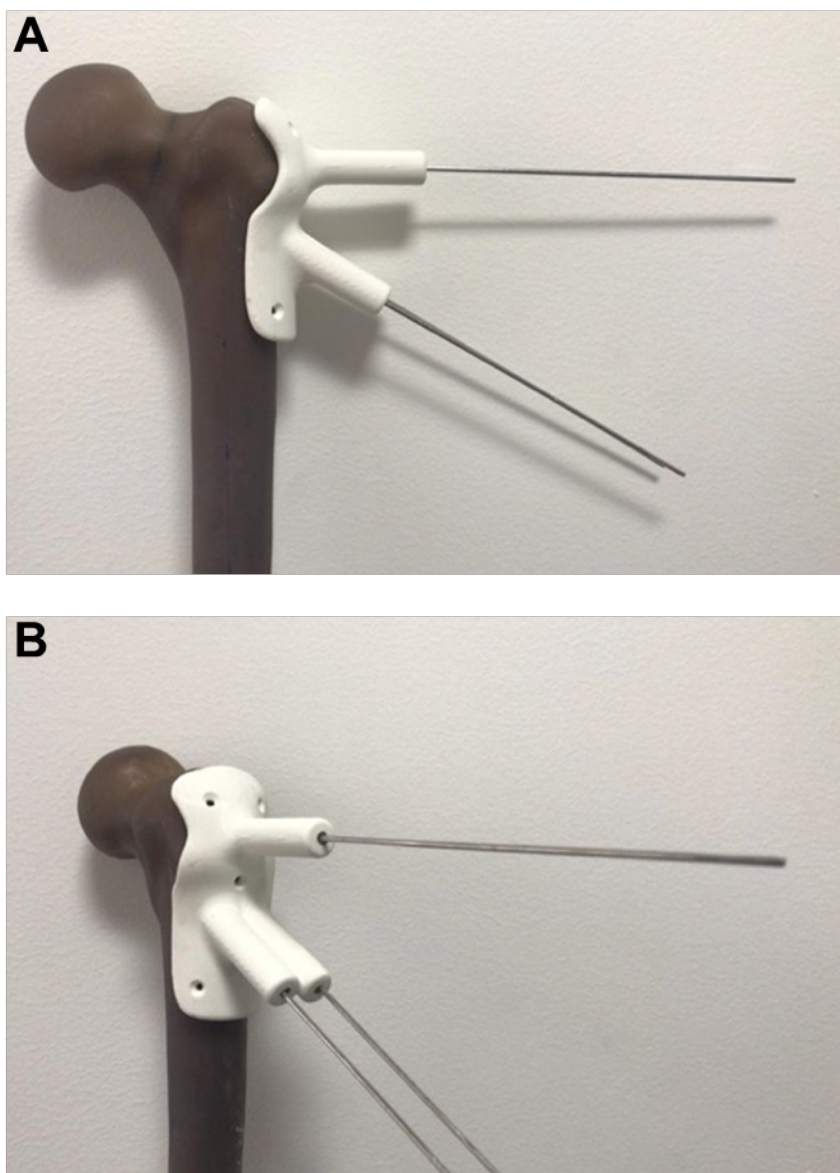


Figura 22: Gabarito para introdução dos parafusos canulados. (A) Fotografia em frontal do osso sintético com o guia pré-fabricado para a introdução dos fios para os parafusos canulados. (B) Fotografia em oblíqua do osso sintético com o guia pré-fabricado para a introdução dos fios para os parafusos canulados.

Uma vez confeccionadas as guias foram realizadas as montagens para osteossíntese da FVCF. Com intuito de obter redução anatômica após a osteotomia, os fios guias dos parafusos canulados foram introduzidos previamente a realização da osteotomia, retirados para a osteotomia e recolocados manualmente após a mesma.

Para a osteossíntese foram utilizados parafusos canulados de 7,0 milímetros.

A placa medial foi fixada com 1 parafuso cortical 3,5 milímetros proximal e 2 parafusos corticais 3,5 milímetros distais à fratura. A placa medial foi fixada sobre a cortical medial do fêmur diretamente sobre o vértice inferior da osteotomia (**Figura 15**).



Figura 23: Conjunto osso-implante. Fotografia do corpo de prova com parafusos canulados e placa medial aplicados ao osso sintético.

A verificação do correto posicionamentos dos parafusos e da placa medial foi realizada a partir da avaliação de radiografias dos corpos de prova (**Figura 16**).

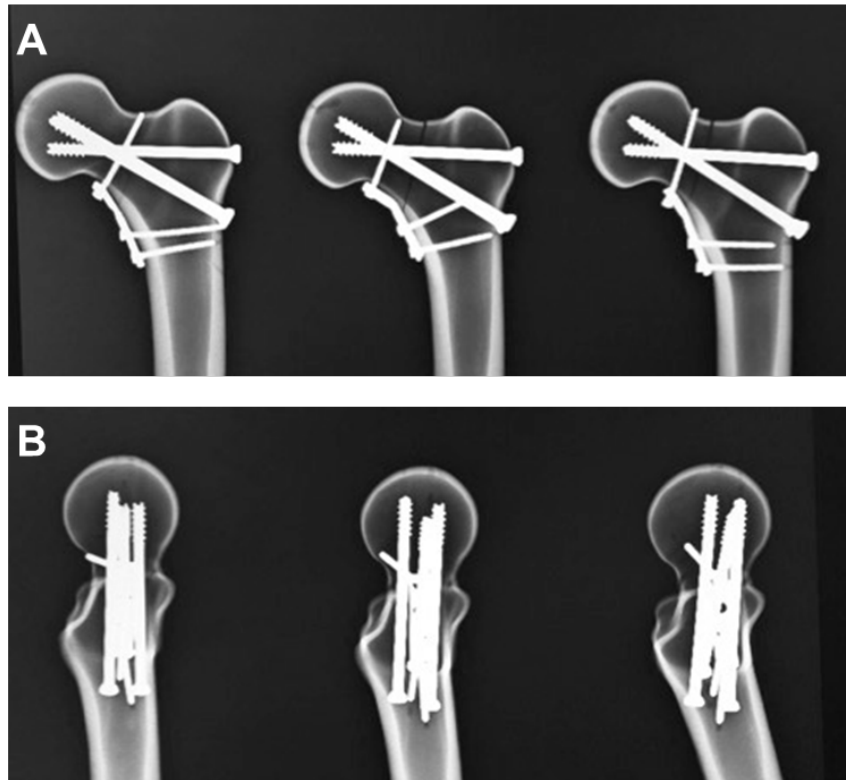


Figura 24. Avaliação das montagens nos corpos de prova. (A) Imagens de radiografias em anteroposterior dos 3 modelos demonstrando a osteossíntese com parafusos canulados e placa medial. (B) Imagens de radiografias em perfil dos 3 modelos demonstrando a osteossíntese com parafusos canulados e placa medial.

5.3 Teste biomecânico

5.3.1 Estabelecimento do Modo de Carga

Os corpos de prova foram osteotomizados na região diafisária do fêmur, 19 centímetros da ponta do grande trocânter. Após esta osteotomia os modelos foram, individualmente, cimentados num copo metálico e este fixado na base da máquina de ensaio (**Figura 17**).

Para a configuração de carregamento o eixo mecânico do fêmur foi posicionado em um ângulo de 25° em valgo com relação à base da máquina de ensaios mecânicos. Esta configuração reproduz a fase de apoio monopodal (**Figura**

17).

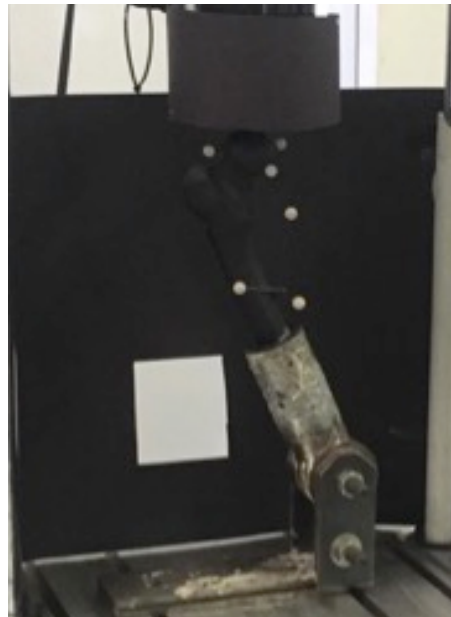


Figura 25. Posicionamento do corpo de prova para avaliação biomecânica. Fotografia demonstrando corpo de prova cimentado dentro do copo metálico e acoplado ao sistema de teste. A angulação do fêmur no plano coronal será de 25° em valgo.

A carga compressiva foi aplicada pelo atuador da máquina num 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 definido consiste na variação de um nível de compressão de 100N até 1000N, de forma senoidal (KUANG et al., 2016).

Desta forma, para a realização do ensaio biomecânico, o seguinte procedimento foi proposto:

1ª Etapa - Acomodação do sistema e carregamento cíclico para monitorar o nível de micromovimentos no foco de fratura (variável principal):

1. Pré-carregamento compressivo de 200 N com controle de força, taxa de 5 N/s, até atingir a compressão de 550 N.
2. 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 a frequência média na marcha humana (ISO 14242-1).

3. Pós-carregamento compressivo de 200 N com controle de força, taxa de 5 N/s, até atingir a compressão de 550 N.

Após a finalização da 1ª Etapa, para os sistemas que suportarem o carregamento cíclico aplicado, a 2ª Etapa foi realizada

2ª Etapa – Ensaio de resistência mecânica máxima (variáveis secundárias)

1. Aplicação de carga compressiva monotônica até a falha do sistema. Controle de deslocamento com taxa de 5mm/min. A falha é considerada quando ocorrer redução de 25% no valor da força máxima aplicada.

5.3.2 Avaliação do modelo

Foram realizados os testes biomecânicos com os 3 corpos de prova com parafusos canulados associado à placa medial gerados. Inicialmente, antes da realização da etapa 1, foram determinados os valores de rigidez dos corpos de prova, onde podemos observar uma variação muito pequena entre os 3 sistemas osso-implante avaliados (**Tabela 1**).

Tabela 1: Avaliação da rigidez pré carregamento

	Rigidez pré-carregamento cíclico (N/mm)
Corpo de prova A	1224,11
Corpo de prova B	1274,50
Corpo de prova C	1444,45

A seguir, os corpos de prova foram submetidos à fase cíclica (etapa 1) e o micromovimento no foco de fratura foi avaliado nos planos X, Y e Z. O plano X corresponde ao eixo no sentido do colo femoral, o Y ao movimento no sentido do traço de fratura e o Z ao plano sagital (**Figura 18**).



Figura 26. Eixos de avaliação do micromovimento. Fotografia mostrando esquema de eixos utilizados na interpretação dos dados de micromovimento capturados na fase cíclica. Acervo do autor.

Os resultados encontrados para amplitude do micromovimento nos planos X, Y e Z durante a fase cíclica estão descritos na **Tabela 2**.

Tabela 2. Avaliação do micromovimento na fase cíclica

	Micromovimento (mm)			Deslocamento médio (mm)
	X	Y	Z	
Corpo de prova A	-0,16	0,37	0,14	0,42
Corpo de prova B	-0,08	0,34	0,09	0,36
Corpo de prova C	-0,15	0,46	0,07	0,48

O deslocamento no eixo X apresentou resultados negativos pois corresponde aos movimentos de compressão no foco de fratura. A micromovimentação no plano Y corresponde ao deslocamento por cisalhamento da fratura e este foi o eixo em que foi observada a maior amplitude de micromovimento. Os valores no plano Z são os deslocamentos no sentido anteroposterior.

Após a fase cíclica, a rigidez foi novamente avaliada em todos os corpos de prova (**Tabela 3**).

Tabela 3. Avaliação da rigidez pós carregamento

	Rigidez pós-carregamento (N/mm)
Corpo de prova A	1802,74
Corpo de prova B	1733,93
Corpo de prova C	1879,40

Uma vez finalizada a análise da etapa 1, os corpos de prova foram submetidos ao protocolo da etapa destrutiva (etapa 2), onde foram submetidos à compressão numa taxa de 5mm/min até a perda de 25% do valor máximo. Os resultados obtidos para esta avaliação estão descritos na **Tabela 4**.

Tabela 4. Avaliação da força máxima na fase destrutiva.

	Força máxima (N)
Corpo de prova A	4847,64
Corpo de prova B	3514,53
Corpo de prova C	3571,35

Ao final desta etapa, observamos que no corpo de prova B ocorreu uma fratura da cabeça femoral no local de perfuração do parafuso proximal da placa. A fratura antecedeu, imediatamente, o término da fase destrutiva e foi responsável, provavelmente, pela perda de 25% do valor máximo. Nos corpos de prova restantes, a redução anatômica foi mantida (**Figura 19**).

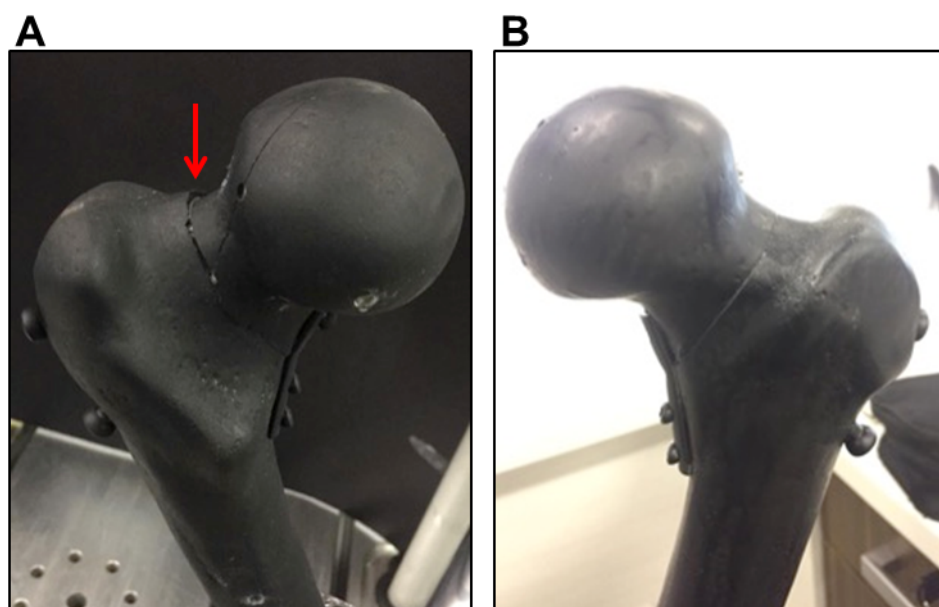


Figura 27. Avaliação pós teste dos corpos de prova. (A) Aspecto geral do corpo de prova B onde foi observada fratura da cabeça femoral (seta vermelha). B) Corpo de prova A apresentou manutenção da redução anatômica da fratura/osteomia após a realização dos testes.

Os valores de rigidez encontrados na avaliação pós carregamento foram maiores do que os encontrados antes da fase cíclica (Tabela 1 e 3). Isso pode ter ocorrido por dois motivos: o material metálico de osteossíntese encruou ou ocorreu uma acomodação/impacção do osso sintético junto ao implante. Para compreender melhor o motivo desta discrepância, ao final da fase dois, os corpos de prova foram radiografados e estas radiografias foram comparadas com as radiografias realizadas antes do carregamento para avaliação do aspecto radiopaco (**Figura 20**). Como resultado, não foi possível evidenciar alteração no aspecto radiográfico do implante

nas diferentes imagens, indicando que não houve encruamento.

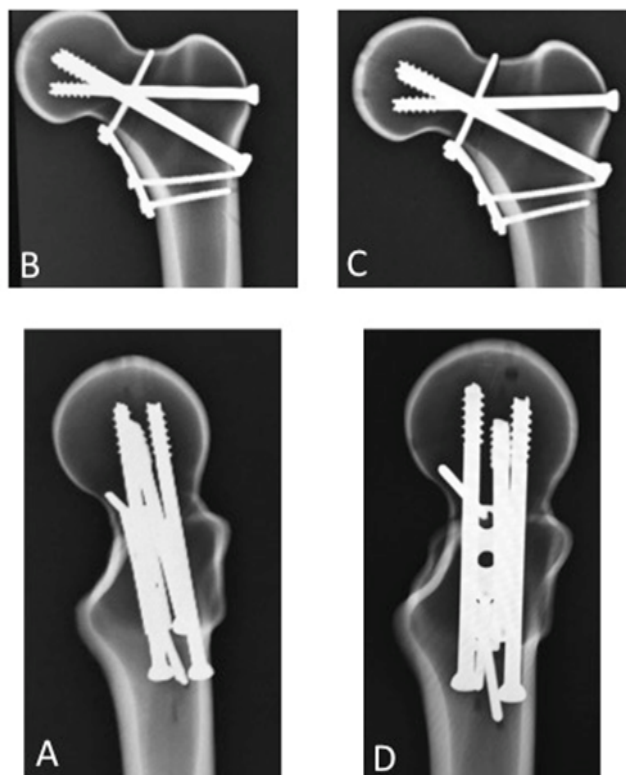


Figura 28. Avaliação do encruamento. Imagens radiográficas do corpo de prova A. As radiografias visam comparar o aspecto radiopaco do implante no período pré (A e B) e pós fase cíclica (C e D).

Para verificar se houve acomodação do osso sintético junto ao implante, os corpos de prova foram serrados no local da inserção dos parafusos canulados para que fosse possível avaliar se a densidade do material sintético era diferente junto aos parafusos. Após a avaliação, não foi possível evidenciar alteração da densidade do osso sintético junto ao implante metálico.



Figura 21. Avaliação da acomodação do osso sintético junto ao implante. Fotografia do osso após ter sido serrado junto a inserção de um dos parafusos canulados.

6 DISCUSSÃO

O tratamento das fraturas do colo do fêmur representa um desafio ao cirurgião ortopédico devido às altas taxas de complicações. A verticalização da fratura torna a força de cisalhamento um fator determinante nas características mecânicas do conjunto fratura-implante (COLLINGE; MIR; REDDIX, 2013). Valorizar a morfologia da fratura é o primeiro passo na busca pelo melhor tratamento ortopédico desta patologia, uma vez que diferentes angulações no traço fraturário possuem diferentes forças de cisalhamento. O estudo dos aspectos biomecânicos destas fraturas é fundamental para a compreensão do impacto do micromovimento no foco fraturário sobre o desfecho clínico. Nestes estudos, a padronização de aspectos como a posição e angulação da fratura e a posição para colocação dos implantes são essenciais (SHEN et al., 2017).

De uma forma geral, grande parte dos estudos publicados acerca da avaliação biomecânica deste tipo de fratura não descreve, ou descreve de forma pouco detalhada, o método de realização da osteotomia. Jepsen e colaboradores realizaram uma análise biomecânica para avaliar duas configurações distintas de parafusos canulados, contudo, não foi feita a descrição de como foi realizada a osteotomia do colo femoral (JEPSEN; PH, 2008). Em 2014, Xia e colaboradores, descreveram um novo guia para a inserção de parafusos canulados no colo femoral. As osteotomias dos modelos, segundo descrição, foram feitas à mão livre e perpendicularmente ao eixo do colo femoral (XIA et al., 2014). Da mesma maneira, Samsami e colaboradores, em 2015, realizaram as osteotomias a 70° no plano coronal à mão livre (SAMSAMI et al., 2015). Em 2016, um trabalho elaborado com parceria do Instituto de Pesquisa AO em Davos na Suíça, avaliou a utilização de

parafusos canulados associados à cimento ósseo na fratura do colo femoral. A osteotomia foi realizada à 45°, também sem guia ou padronização adequada (HOFMANN-FLIRI et al., 2016). Diversos são os trabalhos onde a osteotomia é realizada sem a utilização de gabarito próprio (AMINIAN et al., 2007b; KUAN et al., 2016; SAMSAMI et al., 2016; GIORDANO et al., 2019).

Alguns trabalhos descreveram sucintamente, mas não demonstraram em fotos um guia pré-fabricado para padronizar a osteotomia do colo femoral (NOWOTARSKI et al., 2012; ZHANG et al., 2018). Zhang e colaboradores (2018), descreveram e trouxeram em imagens um guia fabricado para padronizar a osteotomia vertical do colo do fêmur (ZHANG; LIU; ZHANG, 2018). Na tentativa de suprir esta lacuna, nosso estudo utilizou-se da impressão 3D para a fabricação de um guia específico para padronização da osteotomia. A escolha da realização da osteotomia a 70° no plano coronal foi garantir uma maior força de cisalhamento no conjunto fratura-implante (SHEN et al., 2017).

O mau posicionamento do implante na osteossíntese do colo femoral é fator de risco pra falha da síntese (ENOCSON; LAPIDUS, 2012; YANG et al., 2013). Posicioná-los de maneira correta e replicar esta posição é um desafio na prática clínica. Semelhante ao guia de osteotomia, diversos são os trabalhos biomecânicos que fazem a osteossíntese sem uma padronização adequada (HOFMANN-FLIRI et al., 2016; KUAN et al., 2016; SAMSAMI et al., 2016; GIORDANO et al., 2019). Em alguns trabalhos é possível ver nas radiografias e nos corpos de provas posições diferentes dos implantes (GIORDANO et al., 2019).

Nossas tentativas de replicar a posição dos implantes em osso sintético mostraram-se inúteis sem a utilização de um guia específico. Utilizar imagem radiográfica durante o procedimento ajuda, mas não garante a padronização no

posicionamento dos implantes.

Em 2018, Zhang e colaboradores descreveram um guia específico para a osteossíntese com parafusos canulados (ZHANG; LIU; ZHANG, 2018). Baseado neste modelo, nosso estudo produziu um guia para osteossíntese através de impressão 3D. É possível observar nas radiografias de controle que a mesma posição dos parafusos canulados é encontrada em todos os corpos de prova.

Na colocação da placa e parafusos mediais não foram utilizados guias específicos. A placa teve sua posição determinada pelo vértice da fratura e foi sempre colocada sobre a cortical medial do fêmur. Em relação aos parafusos, não acreditamos que suas posições interfiram na estabilidade do sistema. A placa medial é colocada com o intuito de contrapor a força de cisalhamento da fratura que ocorre principalmente no plano Y (MIR; COLLINGE, 2015). Na inserção do parafuso proximal, durante uma cirurgia, não é possível escolher completamente sua posição, uma vez que a presença dos parafusos canulados limita as possibilidades.

O apoio do membro coloca em teste a osteossíntese realizada. O apoio monopodal é o momento da marcha em que temos a maior força aplicada ao quadril e consequentemente ao conjunto fratura-implante (KUAN et al., 2016; JEPSEN; PH, 2008). Por esse motivo, a angulação mais comumente utilizada em estudos biomecânicos é a de 25°, já que ela reproduz o apoio monopodal (CHA et al., 2019). No intuito de testar os corpos de provas com a maior demanda mecânica escolhemos testá-los nesta angulação.

Um trabalho que avaliou duas montagens diferentes com parafusos canulados nas angulações de 7 e 25°, encontrou menor rigidez da osteossíntese na angulação de 7°. Os autores levantaram a possibilidade da diminuição da rigidez com 7° ocorrer pelo fato do vetor da força agir de maneira mais vertical nesta

angulação. O apoio bipodal determinaria um aumento na força de cisalhamento aplicada ao quadril (KUAN et al., 2016). Novos estudos são necessários para confirmar tal achado.

O modo de carregamento no momento do teste biomecânico divide-se em fases. A rigidez geralmente é aferida antes da fase cíclica. A fase cíclica, geralmente entre 1000 a 20000 ciclos, tem como objetivo reproduzir o ciclo da marcha no período pós-operatório inicial. Após a fase cíclica vem o teste destrutivo onde é aplicada carga progressiva até a falha do corpo de prova (CHA et al., 2019).

Giordano e colaboradores estudaram biomecanicamente a adição da placa medial aos parafusos canulados. O teste biomecânico foi dividido em 2 fases sem a presença da fase cíclica. Fase 1 com carga progressiva até desvio de 5 milímetros e fase 2 até falha do sistema de fixação (GIORDANO et al., 2019).

Um estudo que comparou três diferentes técnicas de osteossíntese avaliou os aspectos biomecânicos apenas na fase cíclica. Inicialmente, cada fêmur foi submetido a uma carga crescente, até 1400N, de 50N/s com um ciclo de 3 Hz. Após essa primeira fase, os modelos foram submetidos a 10000 ciclos com carga de 1400N. Os fêmures que suportaram o último teste foram submetidos a 5000 ciclos com carga de 2450N (JOHNSON et al., 2017).

Kuan e colaboradores compararam a osteossíntese da fratura do colo do fêmur com parafusos canulados adicionados ou não a uma cerclagem. Avaliaram a rigidez antes da fase cíclica com um pré-carregamento de 200N e uma velocidade de 2mm/min. A carga foi aumentada até 800 N. A fase cíclica correspondeu a 1000 ciclos de 1Hz com carga de 100/1000N. Finalmente, aplicou-se compressão progressiva com uma taxa de 5mm/min até a falha ocorrer (KUAN et al., 2016).

Nosso trabalho avaliou a rigidez antes e após a fase cíclica. A compreensão

de como o ciclo da marcha altera a rigidez do corpo de prova é importante. Nos testes biomecânicos é inexistente a resposta biológica dos tecidos vivos em contato com os implantes, de modo que os resultados precisam ser analisados como sendo válidos apenas para o estado pós-operatório imediato. Sendo assim, utilizamos 1000 ciclos a fim de avaliar este período específico.

Entender a fase cíclica é o ponto fundamental na análise biomecânica de um implante aplicado a uma fratura. A carga máxima é, na prática clínica, um fato que não acontece. O movimento ou micromovimento que ocorre durante o ciclo da marcha interfere e determina o processo de consolidação.

O movimento ou deslocamento durante o teste biomecânico é avaliado de diversas maneiras diferentes. Para a aferição do micromovimento é necessário chegarmos na medida do micrometro, ou seja, medidas com menos de 1 milímetro. É importante determinarmos em que eixo este deslocamento acontece. Decompor os vetores dos deslocamentos nos faz entender as características biomecânicas de maneira pormenorizada.

Dois trabalhos publicados em 2015 e 2016 pelo mesmo autor avaliaram o movimento no foco da osteotomia através de uma filmadora e consideraram positivo quando maior de 5 milímetros (SAMSAMI et al., 2015, 2016). Artigo publicado por Hofmann-Fliri e colaboradores aferiu o movimento radiografando o fêmur a cada 250 ciclos (HOFMANN-FLIRI et al., 2016). Dois estudos publicados na revista *Injury* capturaram o deslocamento através de um sistema de rastreamento magnético (NOWOTARSKI et al., 2012; KUAN et al., 2016).

Em nosso estudo, o micromovimento foi avaliado durante toda a fase cíclica. Além disso, foi possível decompor os vetores do deslocamento. Algo não descrito anteriormente.

A rigidez na fase de pré-carregamento foi de 1224,11 a 1444,45N/mm. Num trabalho onde foi comparado o DHS e 2 montagens distintas de parafusos canulados, foi encontrado - na montagem em tirante - valores de rigidez entre 396–712N/mm (JOHNSON et al., 2017). Kunapuli e colaboradores avaliaram biomecanicamente 4 diferentes técnicas de osteossíntese, entre elas, parafusos canulados associado à placa bloqueada medial. Eles encontraram valores de rigidez de 1112 ± 200 N/mm (KUNAPULI et al., 2015).

Durante a fase cíclica, o deslocamento ou micromovimento foi mensurado nos diferentes planos de movimento. Os valores negativos encontrados no plano X, eixo no sentido do colo do fêmur, representam deslocamentos compatíveis com compressão adicional no foco de fratura. Ou seja, durante a fase cíclica temos um deslocamento no sentido de comprimir a fratura, num sentido contrário ao traço de fratura. No plano Z os valores são menores e condizem com a característica do nosso modelo de pesquisa. Sendo a fratura perpendicular ao colo do fêmur, sem cominuição e com uma carga aplicada no sentido súpero-inferior é esperado que o micromovimento no plano sagital seja o de menor valor encontrado.

No plano Y temos o que nós nomeamos como “cisalhamento verdadeiro”. Este vetor demonstra os deslocamentos no sentido da fratura, no sentido vertical. A morfologia da fratura justifica este ser o vetor de maior deslocamento. A força de cisalhamento no sentido vertical é a maior força atuante neste padrão de fratura (COLLINGE; MIR; REDDIX, 2013).

Não encontramos trabalhos na literatura que conseguiram decompor os vetores do deslocamento. O único trabalho encontrado que utilizou sistema de captura de movimento semelhante ao Optitrack®, o Optotrack®, não avaliou o micromovimento em seus vetores principais (AMINIAN et al., 2007).

Na avaliação da rigidez após a fase cíclica os resultados foram maiores que os anteriores. Levantamos duas possibilidades: o material metálico encruou ou tivemos uma acomodação do osso sintético junto ao implante. Encruar significa ficar rígido e é um evento conhecido dentro dos estudos biomecânicos. Contudo, após nossas análises, a possibilidade de encruamento foi descartada.

Em relação à acomodação do osso sintético junto ao implante, apesar de não termos observado grandes diferenças na densidade do material sintético junto aos parafusos, essa possibilidade não foi descartada, como possível causa do aumento da rigidez após a fase cíclica. É possível que esta alteração de densidade tenha ocorrido a nível microscópico. Não encontramos na literatura trabalhos que avaliassem a rigidez após a fase cíclica. Novos estudos são necessários para esclarecer esta questão.

Na fase destrutiva os valores encontrados são de difícil comparação. Os critérios de falha são distintos nos diversos trabalhos. Samsami e colaboradores encontraram valores de falha de parafusos canulados em de 1,350 N (SAMSAMI et al., 2015). Kunapuli em 2015, ao avaliar parafusos canulados associado à placa medial descrevem valores de falha de $4,622 \pm 691$ N (KUNAPULI et al., 2015).

A fratura da cabeça femoral que ocorreu no corpo de prova B pode ser atribuída a erro de técnica. A brocagem antes da inserção do parafuso proximal da placa medial não deve perfurar a cabeça femoral como aconteceu durante o estudo.

O osso sintético utilizado neste trabalho possuía ângulo cervicodiafisário de 120° , ou seja, no limite inferior da normalidade. Sabemos que quanto maior o verismo proximal do fêmur, maior é a tendência ao cisalhamento (BROWNBILL; ILICH, 2003). Sendo assim, o osso sintético utilizado neste trabalho coloca o conjunto implante-fratura na maior carga biomecânica dentro da faixa de

normalidade de angulação cervicodiafisária.

Uma das limitações do nosso trabalho está no padrão da osteotomia realizado. Estudo retrospectivo mostrou que mais de 90% das fraturas verticais possuem cominuição e sua grande maioria está localizada posteriormente. Este mesmo estudo mostrou também, que no plano axial a média de angulação é de 24° (MIR; COLLINGE, 2015). Este padrão de osteotomia provavelmente mudaria os deslocamentos no plano sagital. Trabalhos de 2009 e 2011 descreveram a osteotomia associada à uma falha posteromedial (**WINDOLF et al., 2009; RUPPRECHT et al., 2011**).

7 CONCLUSÕES

A fratura vertical do colo de fêmur permanece com resultados insatisfatórios. Estudar o micromovimento nas diferentes técnicas operatórias deve resultar em melhoria nas taxas de consolidação. Os estudos biomecânicos são armas valiosas no entendimento do componentes de força que atuam no complexo fratura-implante. A metodologia de um experimento biomecânico é primordial e reflete diretamente nos resultados encontrados. Avaliar o micromovimento em seus mais detalhados vetores fornece ao pesquisador substrato importante para novas pesquisas. O objetivo final de todo trabalho biomecânico é diminuir os insucessos cirúrgicos e trazer melhoria substancial na qualidade de vida dos pacientes.

Padronizar a osteotomia, a técnica de osteossíntese, o modo carregamento e os métodos de aferição tornam os resultados mais confiáveis. O modo carregamento deve focar na fase cíclica da marcha. É nela que temos o micromovimento responsável pelo sucesso ou falha da osteossíntese. O micromovimento possui vetores distintos de deslocamento e devem ser avaliados de maneira pragmática. O eixo do cisalhamento apresenta o maior deslocamento. No plano sagital, com a osteotomia sem cominuição, temos o menos micromovimento.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMINIAN, A.; GAO, F.; FEDORIW, W. W.; ZHANG, L. Q.; KALAINOV, D. M.; MERK, B. R. Vertically oriented femoral neck fractures: Mechanical analysis of four fixation techniques. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 21, n. 8, p. 544–548, 2007a.

AMINIAN, A.; KALAINOV, D. M.; MERK, B. R.; FEDORIW, W. W.; GAO, F.; ZHANG, L.-Q. Vertically oriented femoral neck fractures: Mechanical analysis of four fixation techniques. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 21, n. 8, p. 544–548, 2007b.

AUGAT, P.; BLIVEN, E.; HACKL, S. Biomechanics of Femoral Neck Fractures and Implications for Fixation. **J Orthop Trauma**, v. 33, n. 1, p. 27–32, 2019.

BAITNER, A. C.; MAURER, S. G.; HICKEY, D. G.; JAZRAWI, L. M.; KUMMER, F. J.; JAMAL, J.; GOLDMAN, S.; KOVAL, K. J. Vertical Shear Fractures of the Femoral Neck. A biomechanical study. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, p. 300–305, 1999.

BAOKUN ZHANG, JINGWEN LIU, and W. Z. 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**, p. 1–5, 2018. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.injury.2017.11.031>>.

BASSO, T.; KLAKSVIK, J.; SYVERSEN, U.; FOSS, O. A. 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. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.10.025>>.

BERGMANN, G.; BENDER, A.; DYMKE, J.; DUDA, G.; DAMM, P. Standardized loads acting in hip implants. **PLoS ONE**, v. 11, n. 5, p. 1–23, 2016.

BOTTLANG, M.; LORICH, D. G.; DVORZHINSKIY, A.; GAUSDEN, E.; SLOBOGEAN, G. P.; SCHEMITSCH, G. W.; SANDERS, D. W.; SCHEMITSCH, E. H. Biomechanics - Hot Topics Part i. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 32, n. 3, p. S17–S20, 2018.

BROWNBILL, R. A.; ILICH, J. Z. Hip Geometry and Its Role in Fracture : What Do We Know so Far ? **Bone Biology and Structure**, v. 1, p. 25–31, 2003.

CHA, Y. H.; YOO, J. II; HWANG, S. Y.; KIM, K. J.; KIM, H. Y.; CHOY, W. S.; HWANG, S. C. 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, K.; KEWEI, T.; WUYIN, L. Medial buttress plate augmentation of cannulated screw fixation in vertically unstable femoral neck fractures : Surgical technique and Preliminary results. **Injury**, 2017.

CHO, M.; LEE, S.; SHIN, D.; KIM, S. A Predictive Method for Subsequent Avascular

Necrosis of the Femoral Head (AVNHF) by Observation of Bleeding From the Cannulated Screw Used for Fixation of Intracapsular Femoral Neck Fractures. **J Orthop Trauma**, v. 21, n. 3, p. 158–164, 2007.

COLLIN, P. G.; D'ANTONI, A. V.; LOUKAS, M.; OSKOUIAN, R. J.; TUBBS, R. S. Hip fractures in the elderly—: A Clinical Anatomy Review. **Clinical Anatomy**, v. 30, n. 1, p. 89–97, 2017.

COLLINGE, C. A.; MIR, H.; REDDIX, R. Fracture Morphology of High Shear Angle “Vertical” Femoral Neck Fractures in Young Adult Patients. **J Orthop Trauma**, v. 76104, p. 270–275, 2013.

ELZOHAIY, M. M. Recent Concept for Management of Femoral Neck Fracture Non-Union in Young Adults. **Orthopedics and Rheumatology**, v. 6, n. 4, p. 1–7, 2017.

ENOCSON, A.; LAPIDUS, L. J. The vertical hip fracture – a treatment challenge . A cohort study with an up to 9 year follow-up of 137 consecutive hips treated with sliding hip screw and antirotation screw. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 13, n. 171, p. 2–7, 2012.

FILIPOV, O.; STOFFEL, K.; GUEORGUIEV, B.; SOMMER, C. 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.

FINKEMEIER, C.; ADAMS, J. D.; BERNSTEIN, M.; LEE, M. A.; HARVEY, E.; CRIST, B. D. Biomechanics - Hot Topics Part II. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 32, n. 3, p. S29–S32, 2018.

GALAL, S.; NAGY, M. Non-parallel screw fixation for femoral neck fractures in young adults. **Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma**, v. 8, n. 3, p. 220–224, 2017. Disponivel em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jcot.2017.07.003>>.

GIANNOUDIS, P. V.; KRETTEK, C.; LOWENBERG, D. W.; TOSOUNIDIS, T.; BORRELLI, J. Fracture Healing Adjuncts-The World's Perspective on What Works. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 32, n. 3, p. S43–S47, 2018.

GIORDANO, V.; ALVES, D. D.; PAES, R. P.; AMARAL, A. B.; GIORDANO, M.; BELANGERO, W.; FREITAS, A.; KOCH, H. A.; DO AMARAL, N. P. 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.

GIRARDI, B. L.; ATTIA, T.; BACKSTEIN, D.; SAFIR, O.; WILLETT, T. L.; KUZYK, P. R. T. Biomechanical comparison of the human cadaveric pelvis with a fourth generation composite model. **Journal of Biomechanics**, v. 49, n. 4, p. 537–542, 2016.

GUIMARÃES, J. A. M.; ROCHA, L. R.; NORONHA ROCHA, T. H.; BONFIM, D. C.; DA COSTA, R. S.; DOS SANTOS CAVALCANTI, A.; ROESLER, C. R.; PERINI MACHADO, J. A.; AGUIAR, D. P.; DUARTE, M. E. L. Vertical femoral neck fractures

in young adults: a closed fixation strategy using a transverse cancellous lag screw. **Injury**, v. 48, n. 6, p. S10–S16, 2017. Disponível em: <[http://dx.doi.org/10.1016/S0020-1383\(17\)30769-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0020-1383(17)30769-6)>.

HOFMANN-FLIRI, L.; NICOLINO, T. I.; BARLA, J.; GUEORGUIEV, B.; RICHARDS, R. G.; BLAUTH, M.; WINDOLF, M. Cement Augmentation of Implants — No General Cure in Osteoporotic Fracture Treatment . A Biomechanical Study on Non-Displaced Femoral Neck Fractures. **Journal of Orthopaedic Research**, n. February, p. 314–319, 2016.

JEPSEN, K.; PH, D. A Biomechanical Comparison of Two Patterns of Screw Insertion. **Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases**, v. 66, n. 4, p. 269–271, 2008.

JOHNSON, J. P.; BORENSTEIN, T. R.; WARYASZ, G. R.; KLINGE, S. A.; MCCLURE, P. K.; CHAMBERS, A. B.; HAYDA, R. A.; BORN, C. T. Vertically Oriented Femoral Neck Fractures: A Biomechanical Comparison of 3 Fixation Constructs. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 31, n. 7, p. 363–368, 2017.

JONES, C. B.; MAYO, K. A. Nonunion treatment: Iliac crest bone graft techniques. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 19, n. 10 SUPPL., p. 11–13, 2005.

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

KATES, S. L.; SATPATHY, J.; PETRISOR, B. A.; KONDA, S. R.; MCKEE, M. D.; SCHEMITSCH, E. H. Outside the Bone. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 32, n. Supplement 3, p. S33–S36, 2018.

KUAN, F.; YEH, M.; HONG, C.; CHIANG, F. L.; JOU, I.; WANG, P.; SU, W. Augmentation by cerclage wire improves fixation of vertical shear femoral neck fractures — A biomechanical analysis. **Injury**, p. 10–13, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.injury.2016.07.030>>.

KUNAPULI, S. C.; SCHRAMSKI, M. J.; LEE, A. S.; POPOVICH, J. M.; CHOLEWICKI, J.; REEVES, N. P.; CRICLOW, R. J. 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.

LAZARIDES, M. K.; ARVANITIS, D. P.; DAYANTAS, J. N. Iatrogenic arterial trauma associated with hip joint surgery: An overview. **European Journal of Vascular Surgery**, v. 5, n. 5, p. 549–556, 1991.

LEURIDAN, S.; GOOSSENS, Q.; PASTRAV, L.; ROOSEN, J.; MULIER, M.; DENIS, K.; DESMET, W.; SLOTEN, J. Vander. Determination of replicate composite bone material properties using modal analysis. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 66, p. 12–18, 2017.

LIPORACE, F.; GAINES, R.; COLLINGE, C.; GJ, H. Results of Internal Fixation of Pauwels Type-3 Vertical Femoral Neck Fractures. **J Bone Joint Surg**, v. 90- A, p. 1654–1659, 2008.

LU, Y.; UPPAL, H. S. Hip Fractures : Relevant Anatomy , Classification , and Biomechanics of Fracture and Fixation. **Geriatric Orthopaedic Surgery & Rehabilitation**, v. 10, p. 1–10, 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1177/2151459319859139>>.

MANLEY, G. Public Access NIH Public Access. **J Am Acad Orthop Surg**, v. 71, n. 2, p. 233–236, 2013.

MARMOR, M.; NYSTUEN, C.; EHEMER, N.; MCCLELLAN, R. T.; MATITYAHU, A. Accuracy of in situ neck-shaft angle and shortening measurements of the anatomically reduced , varus malreduced and shortened proximal femur : Can we believe what we see on the postoperative films ? **Injury**, v. 43, p. 846–849, 2012.

MAYO, K.; KULDJANOV, D. Generic Preoperative Planning for Proximal Femoral Osteotomy in the Treatment of Nonunion of the Femoral Neck. **J Orthop Trauma**, v. 32, n. 2, p. 46–54, 2018.

MCCLURE, P. K.; CHAMBERS, A. B.; PH, D.; ROMAN, A.; BORN, C. T. comparison of three fixation constructs. **J Orthop Trauma**, v. 31, n. 7, p. 363–368, 2018.

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. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.mehy.2015.01.029>>.

NODA, M.; SAEGUSA, Y.; TAKAHASHI, M.; TEZUKA, D. Biomechanical Study Using the Finite Element Method of Internal Fixation in Pauwels Type III Vertical Femoral Neck Fractures. **Acta Trauma Res.**, v. 4, n. 3, 2015.

NORRIS, B. L.; LANG, G.; RUSSELL, T. A. (Toney); ROTHBERG, D. L.; RICCI, W. M.; BORRELLI, J. Absolute Versus Relative Fracture Fixation. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 32, n. Supplement 3, p. S12–S16, 2018.

NOWOTARSKI, P. J.; ERVIN, B.; WEATHERBY, B.; PETTIT, J.; GOULET, R.; NORRIS, B. Biomechanical analysis of a novel femoral neck locking plate for treatment of vertical shear Pauwel ' s type C femoral neck fractures. **injury**, v. 43, p. 802–806, 2012.

OSAGIE, L.; GALLIVAN, S.; PEARSE, Y. Profunda femoris injury following lesser trochanter displacement: Complications following intramedullary femoral nailing. **Injury**, v. 46, n. 2, p. 411–413, 2015. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.injury.2014.09.021>>.

PALM, H.; POSNER, E.; SIESING, P.; GYLVIN, S.; AASVANG, T.; HOLCK, K.; HOLTZ, K. B. High reliability of an algorithm for choice of implants in hip fracture patients. **International Orthopaedics**, v. 37, p. 1121–1126, 2013.

PANTELI, M.; RODHAM, P.; GIANNOUDIS, P. V. Biomechanical rationale for implant choices in femoral neck fracture fixation in the non-elderly. **Injury**, 2015. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.injury.2014.12.031>>.

RUPPRECHT, M.; GROSSTERLINDEN, L.; SELLENSCHLOH, K.; HOFFMANN, M.;

PÜSCHEL, K.; MORLOCK, M.; RUEGER, J. M.; LEHMANN, W. Internal fixation of femoral neck fractures with posterior comminution : A biomechanical comparison of DHS® and Intertan nail®. **International Orthopaedics**, v. 35, n. 11, p. 1695–1701, 2011.

SAMSAMI, S.; SABERI, S.; BAGHERI, N.; ROUHI, G. Interfragmentary motion assessment for three different fixation techniques of femoral neck fractures in young adults. **Bio-Medical Materials and Engineering**, v. 27, p. 389–404, 2016.

SAMSAMI, S.; SABERI, S.; SADIGHI, S.; ROUHI, G. Comparison of Three Fixation Methods for Femoral Neck Fracture in Young Adults : Experimental and Numerical Investigations. **Journal Med Biol Eng**, v. 35, p. 566–579, 2015.

SCHWARTSMANN, C. R.; LAMMERHIRT, H. M.; SPINELLI, L. de F.; UNGARETTI NETO, A. da S. Treatment of displaced femoral neck fractures in young patients with DHS and its association to osteonecrosis. **Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)**, v. 53, n. 1, p. 82–87, 2017. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.rboe.2017.03.003>>.

SEELEY, M. A.; GEORGIADIS, A. G.; SANKAR, W. N. Hip Vascularity. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v. 24, n. 8, p. 515–526, 2016.

SHEN, M.; WANG, C.; CHEN, H.; RUI, Y.; ZHAO, S. An update on the Pauwels classification. **Journal of Orthopaedic Surgery and Research**, n. 2016, p. 1–7, 2017. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1186/s13018-016-0498-3>>.

STOCKTON, D. J.; LEFAIVRE, K. A.; DEAKIN, D. E.; OSTERHOFF, G.; YAMADA, A.; BROEKHUYSE, H. M.; O'BRIEN, P. J.; SLOBOGEAN, G. P. Incidence, magnitude, and predictors of shortening in young femoral neck fractures. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 29, n. 9, p. e293–e298, 2015.

UPADHYAY, A.; JAIN, P.; MISHRA, P.; MAINI, L.; GAUTUM, V. K.; DHAON, B. K. Delayed internal fixation of fractures of the neck of the femur in young adults. **The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume**, v. 86-B, n. 7, p. 1035–1040, 2004.

WANG, Z.; YIN, Y.; LI, Q.; SUN, G.; PENG, X.; YIN, H.; YE, Y. Comparison of early complications between the use of a cannulated screw locking plate and multiple cancellous screws in the treatment of displaced intracapsular hip fractures in young adults : a randomized controlled clinical trial. **Journal of Orthopaedic Surgery and Research**, v. 13, n. 201, p. 1–10, 2018.

WEIL, Y. A.; QAWASMI, F.; LIEBERGALL, M.; MOSHEIFF, R.; KHOURY, A. A new angle and its relationship early fixation failure of femoral neck fractures treated with three cannulated compression screws. **Orthopaedis & Traumatology Surgery & Reasearch**, v. 43, n. 10, p. 429–433, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.mehy.2015.01.029>>.

WEIL, Y. A.; QAWASMI, F.; LIEBERGALL, M.; MOSHEIFF, R.; KHOURY, A. Use of fully threaded cannulated screws decreases femoral neck shortening after fixation of femoral neck fractures. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v. 138, n.

5, p. 661–667, 2018.

WINDOLF, M.; BRAUNSTEIN, V.; DUTOIT, C.; SCHWIEGER, K. Is a helical shaped implant a superior alternative to the Dynamic Hip Screw for unstable femoral neck fractures? A biomechanical investigation. **Clinical Biomechanics**, v. 24, n. 1, p. 59–64, 2009.

XIA, S.; WANG, Z.; WANG, M.; WU, Z.; WANG, X. Self-designed Femoral Neck Guide Pin Locator for Femoral Neck Fractures. **Helio.com/Orthopedics**, v. 37, n. 1, p. 19–23, 2014.

YANG, J.; LIN, L.; CHAO, K.; CHUANG, S.; WU, C.; YEH, T.; LIAN, Y. Risk Factors for Nonunion in Patients with. **J Bone Joint Surg (Am)**, p. 61–69, 2013.

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.

ZHANG, B.; LIU, J.; ZHU, Y.; ZHANG, W. A new configuration of cannulated screw fixation in the treatment of vertical femoral neck fractures. **International Orthopaedics**, 2018.

ZHU, Q.; SHI, B.; XU, B.; YUAN, J. Obtuse triangle screw configuration for optimal internal fixation of femoral neck fracture: an anatomical analysis. **HIP International**, v. 29, n. 1, p. 72–76, 2019.
