

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA E CIÊNCIAS DA SAÚDE
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: CLÍNICA CIRÚRGICA**

**ESTUDO EXPERIMENTAL PARA AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO
ENTRE DOIS MODELOS DE FIXAÇÃO DA OSTEOTOMIA EM “L” DO FÊMUR
PROXIMAL**

LUCIANO URNAUER

PORTO ALEGRE

2013

LUCIANO URNAUER

Estudo experimental para avaliação da resistência à compressão entre dois modelos de fixação da osteotomia em “L” do fêmur proximal

Dissertação apresentada como requisito para obtenção do Grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Medicina e Ciências da Saúde da Faculdade de Medicina da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS).

ORIENTADOR

Prof. Dr. GUSTAVO FRANCO CARVALHAL

Porto Alegre

2013

DADOS DE CATALOGAÇÃO**U77e** Urnauer, Luciano

Estudo experimental para avaliação da resistência à compressão entre dois modelos de fixação da osteotomia em “L” do fêmur proximal / Luciano Urnauer. Porto Alegre: PUCRS, 2013.

45 f.: il.; tab. Inclui artigo científico encaminhado para publicação.

Orientador: Prof. Dr. Gustavo Franco Carvalhal.

Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Faculdade de Medicina. Pós-Graduação em Medicina e Ciências da Saúde. Área de concentração: Clínica Cirúrgica.

1. FÊMUR. 2. OSTEOTOMIA. 3. OSTEOTOMIA EM “L”. 4. COXA BREVIS. 5. DOENÇA DE LEGG-CALVÉ-PERTHES. 6. BIOMECÂNICA DO QUADRIL. 7. CIRURGIA. 8. ENSAIO MECANICO IN VITRO. I. Carvalhal, Gustavo Franco. II. Título.

CDD 617.58

CDU 616.718.4(043.3)

NLM WE 168

Isabel Merlo Crespo

Bibliotecária CRB 10/1201

RESUMO

Introdução: Coxa brevis é uma deformidade do fêmur proximal causada pela diminuição ou ausência de crescimento da fise da extremidade proximal do fêmur, geralmente causada por necrose avascular condição presente nas patologias como displasia do desenvolvimento do quadril, epifisiólise femoral proximal, artrite séptica ou doença de Legg-Calvé-Perthes. Diversas cirurgias tem sido propostas para rebaixar o grande trocânter ou alongar o colo femoral reestabelecendo a anatomia.

Objetivo: comparar através de testes mecânicos em modelos ósseos de poliuretano a resistência à compressão entre duas montagens diferentes de placas para fixação osteotomia em “L” do fêmur proximal.

Material e Métodos: Foram utilizados modelos anatômicos de fêmur proximal em poliuretano no qual foi realizado uma osteotomia longitudinal e divididos em dois grupos sendo um grupo fixado com placa 4,5 DCP 10 furos com quatro parafusos proximais e três parafusos distais e um grupo fixado com placa 4,5 DCP 6 furos com dois parafusos proximais e dois distais. O modelos anatômicos foram submetidos a teste de flexocompressão em máquina universal de ensaios mecânicos e foi avaliado a rigidez relativa e o deslocamento linear.

Resultados: Ao comparar os dois grupos nos ensaios de flexocompressão, o valor médio da rigidez relativa no grupo 1 fixado com a placa longa foi de $386,17 \times 10^{-3}$ N/m. No grupo fixado com a placa menor o valor médio da rigidez relativa foi de $261,89 \times 10^{-3}$ N/m. O valor médio do deslocamento linear, observado para uma força aplicada de 1000 N, no grupo 1 foi de $2,53 \times 10^{-3}$. No grupo 2 o valor médio do deslocamento linear foi de $3,49 \times 10^{-3}$ m.

Conclusão: Com base nos parâmetros analisados nos ensaios de flexocompressão, a estabilidade obtida pela fixação do grupo 1 com placa de dez furos foi significativamente maior que a obtida pela fixação no grupo 2 com a placa de seis furos.

Palavras-chaves: fêmur; osteotomia; osteotomia em “L”; coxa brevis; doença de Legg-Calvé-Perthes; biomecânica do quadril; cirurgia.

ABSTRACT

Introduction: Coxa brevis is a deformity of the proximal femur caused by a decrease or absence of growth of the physis of the proximal femur, usually caused by avascular necrosis present condition in conditions such as developmental dysplasia of the hip, proximal femoral epiphysiolysis, septic arthritis or disease Legg-Calvé-Perthes disease. Several surgeries have been proposed to lower the greater trochanter and femoral neck lengthening reestablishing the anatomy.

Objective: To compare the mechanical tests by polyurethane in bone models the compressive strength of two different assemblies of plates for fixing osteotomy "L" of the proximal femur.

Material and Methods: We used anatomical models of the proximal femur polyurethane which underwent an osteotomy longitudinal and divided into two groups with one group fixed with 4.5 DCP plate 10 holes with four screws proximal and three distal screws and fixed with a group 4.5 DCP plate 6 holes with two proximal and two distal screws. The anatomical models were tested for flexo in mechanical universal testing machine and was evaluated relative stiffness and linear movement.

Results: By comparing the two groups in flexo tests, the average value of the relative stiffness in group 1 set with the long plate was $386.17 \times 10^{-3} \text{ N / m}$. In the group with the smaller plate fixed average value of the relative stiffness was $261,89 \times 10^{-3} \text{ N / m}$. The average linear displacement observed for an applied force of 1000 N in group 1 was 2.53×10^{-3} . In group 2, the mean value of linear displacement was 3.49×10^{-3} .

Conclusion: Based on the parameters measured in the tests flexo, stability obtained by fixing the first group with a plate of ten holes was significantly higher than that obtained by fixing the second group with six holes of the plate.

Keywords: femur; osteotomy, osteotomy "L"; coxa brevis; Legg-Calvé-Perthes disease, hip biomechanics, surgery.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- representação anatômica de um quadril normal e de um quadril com coxa brevis.....	12
Figura 2 - Técnica cirúrgica descrita por Papavasiliou <i>et al.</i>	13
Figura 3- desenho mostrando tamanho da osteotomia e quantidade da parafusos proposto por Ching-Lung Tai et al ¹¹ através de análise de elementos finitos e cálculos matemáticos.....	14
Figura 4- Modelo artificial de fêmur marca Synbone® com marcação para a osteotomia em “L”	17
Figura 5- serra oscilante para realização da osteotomia.....	18
Figura 6- instrumental para fixação dos implantes após a realização da osteotomia.....	19
Figura 7 – modelos ósseos do fêmur proximal após a realização da osteotomia em “L” divididos em dois grupos de acordo com a fixação.....	20
Figura 8 – Rx dos modelos ósseos após a osteotomia e fixados com placa do Grupo 1 e Grupo 2.....	21
Figura 9- Representação gráfica dos valores de rigidez relativa.....	26
Figura 10 - O valor médio do deslocamento linear.....	28

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Tabela descritiva dos dados da variável rigidez relativa encontrados nos ensaios entre o grupo 1 e o grupo 2.....	25
Tabela 2 – Tabela descritiva dos dados da variável deslocamento linear	27
Tabela 3 – tabela descritiva intervalo de confiança.....	29

LISTA DE SIGLAS E SIMBOLOS

/	Por
>	Maior
=	Igual
<	Menor
±	Mais ou menos
§	Parágrafo
®	Marca registrada
cm	centímetros
DP	Desvio padrão
<i>et al</i>	E demais
g	Gramas
h	Hora
Kg	Kilograma
min	Minuto
ref.	referência
IC 95	intervalo de confiança de 95%
LI	limite inferior
LS	limite superior
OMS	Organização Mundial da Saúde
mm/s	milímetro por segundo
N	Newton
m	metro
Nm	Newton metro
N/m	Newton por metro

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
1.1 Objetivo	17
2. MATERIAL E MÉTODOS	18
2.1 Modelos Ósseos.....	18
2.2 Procedimento Cirúrgico.....	19
2.3 Método de Fixação.....	20
2.4 Ensaio Mecânicos.....	22
3. ANALISE ESTATÍSTICA.....	25
4. RESULTADOS	26
4.1 Ensaio de flexocompressão	27
5. DISCUSSÃO	31
6. CONCLUSÕES	32
REFERÊNCIAS	33
ANEXO A: Aprovação do Comissão Científica	36
ARTIGO ORIGINAL EM INGLÊS.....	38

INTRODUÇÃO

A articulação do quadril é muito importante na manutenção da postura do indivíduo e para sua locomoção. A articulação é formada pela porção proximal do fêmur - cabeça femoral e grande trocânter e pelo acetábulo e qualquer alteração na anatomia desses ossos repercute em forças mecânicas anormais na articulação¹³.

Coxa brevis é uma deformidade do fêmur proximal causada pela diminuição ou ausência de crescimento da fise (placa de crescimento) da extremidade proximal do fêmur, geralmente causada por necrose avascular ^{1,2} condição presente nas patologias como displasia do desenvolvimento do quadril, epifisiólise femoral proximal, artrite séptica ou doença de Legg-Calvé-Perthes.

Uma vez em que o colo femoral curto e a posição elevada do ápice do grande trocânter (figura 1) são as principais características dessa condição ^{3,4,5}, causando um desequilíbrio na biomecânica do quadril e como consequências da coxa brevis podemos citar o encurtamento do membro inferior afetado, fraqueza da musculatura abdução (glúteo médio e mínimo) e como sintomatologia clínica teremos a marcha de Trendelenburg.^{6,7}

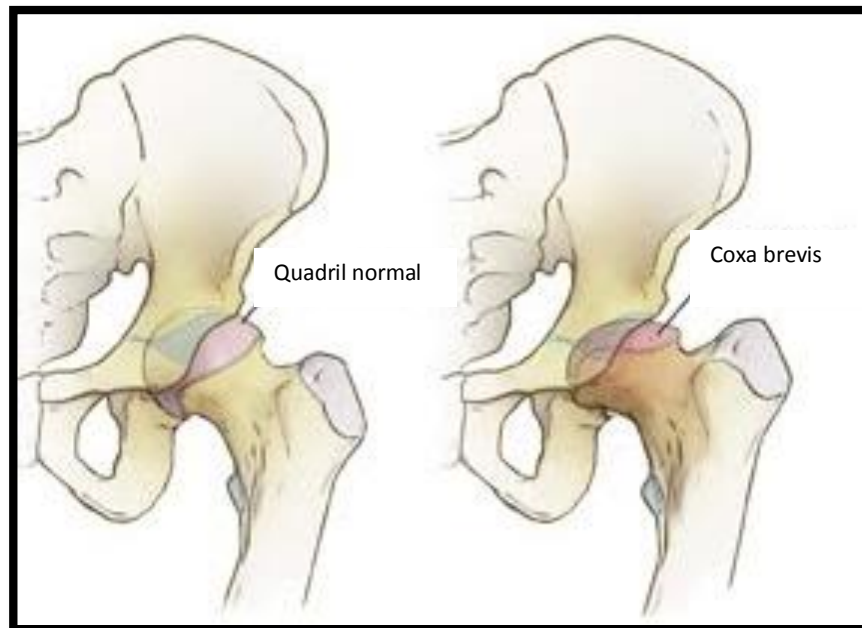


Figura 1- representação anatômica de um quadril normal e de um quadril com coxa brevis.

Diversas técnicas têm sido propostas para o tratamento da coxa brevis como a epifisiodesse do grande trocânter, osteotomia com rebaixamento e lateralização do grande trocânter.^{8,9} No entanto, todas as técnicas, visando corrigir apenas a falta de tensão da musculatura abduutora.

Papavasiliou *et al*¹⁰ publicaram em 1997 uma técnica de osteotomia do fêmur proximal que corrigia simultaneamente a falta de tensão da musculatura abduutora, corrigia o encurtamento e melhorava a congruência articular (figura 2). Entretanto o método de fixação da osteotomia consistia no uso de uma placa metálica de osteossíntese fixada com dois parafusos proximais e dois parafusos distais.

Entretanto tal fixação não possuía grande estabilidade, necessitando de aparelho gessado adicionalmente por seis semanas até a consolidação da osteotomia.

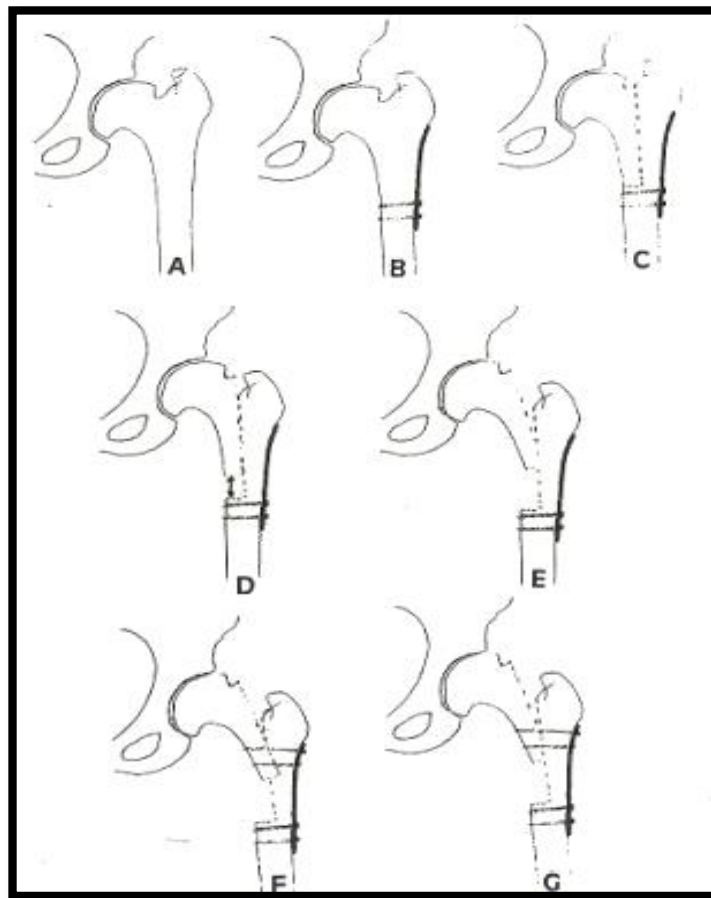


Figura 2 - Técnica cirúrgica descrita por Papavasiliou *et al*¹⁰: a) coxa brevis; b) fixação da placa com dois parafusos distais; c) osteotomia longitudinal fêmur proximal; d-e) deslizamento da osteotomia do fêmur; f-g) fixação com dois parafusos proximais.

Em 2009 Ching-Lung Tai et al ¹¹, publicaram um estudo em que através da análise de elementos finitos e com fórmulas matemáticas, constataram que aumentando o número de parafusos na fixação da porção proximal da osteotomia e limitando a extensão da osteotomia levaria a um aumento da estabilidade durante o período pós-operatório (figura 3).

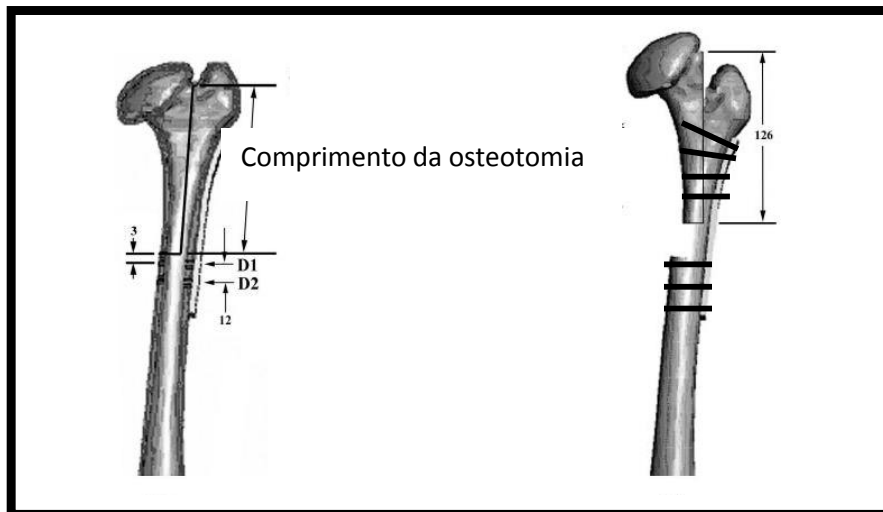


Figura 3- desenho mostrando o comprimento da osteotomia e quantidade de parafusos proposto por Ching-Lung Tai et al ¹¹ através de análise de elementos finitos e cálculos matemáticos.

Em grande parte, o sucesso dos procedimentos múltiplos que envolvem cirurgias ósseas depende da obtenção de fixação rígida dos segmentos osteotomizados, o que possibilita movimentação e descarga de peso precoces ²⁰.

Nossa hipótese é que se utilizarmos uma placa mais longa e aumentando a quantidade de parafusos proximais e distais, estaremos aumentando a estabilidade da fixação da osteotomia, evitando a necessidade de utilização de aparelho gessado

após a cirurgia. O objetivo desse estudo é comparar através de testes mecânicos em modelos ósseos de poliuretano a resistência à compressão de duas montagens diferentes de placas para fixação osteotomia em “L” do fêmur proximal.

OBJETIVOS

Comparar, através de testes mecânicos em modelos ósseos sintéticos, a resistência à compressão entre a montagem para fixação da osteotomia em “L” do fêmur proximal com uma placa de seis furos fixada com dois parafusos proximais e dois distais e outra fixação com uma placa de dez furos fixada com quatro parafusos proximais e três distais.

MATERIAIS E MÉTODOS

Modelos Ósseos

Foram utilizados modelos anatômicos de fêmur proximal em poliuretano tipo 2220 –Synbone, Malans-Swiss. Escolhemos usar osso sintético (Synbone) em nosso estudo ao invés de osso de cadáver, pois com o osso sintético poderemos ter certeza de que estaremos trabalhando com amostras uniformes em relação à consistência, geometria e propriedades mecânicas¹² e constando em vários trabalhos na literatura^{14, 15, 16}.

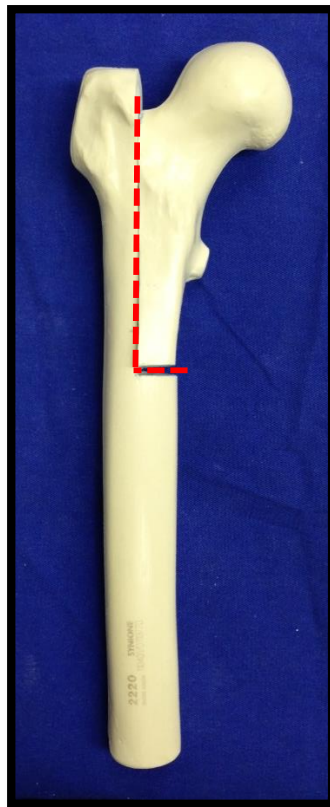


Figura 4- Modelo artificial de fêmur marca Synbone® com marcação para a osteotomia em “L”.

Procedimento Cirúrgico

Foi realizado uma osteotomia no plano sagital desde a fossa trocântérica e na linha média da face anterior do fêmur em direção distal até 126mm no eixo longitudinal do fêmur utilizando uma serra oscilante Powerdrive – Synthes. Foi realizado deslizamento do fragmento proximal em 20 mm cranialmente.



Figura 5- serra oscilante para realização da osteotomia.



Figura 6- instrumental para fixação dos implantes após a realização da osteotomia.

(A- guia DCP para broca; B- broca 3,2mm; C- trifina; D- chave sextavada; E – medidor para parafusos).

Método de Fixação

Foram formados dois grupos, cada um com 15 (quinze) unidades de osso sintético: um grupo fixado com placa de compressão dinâmica (DCP) 4,5 mm de dez furos e com quatro parafusos proximais e três parafusos distais denominado **GRUPO 1**, fixados através da perfuração com broca 3,2 mm e parafusos 4,5 mm com comprimento suficiente para alcançar a cortical lateral e medial e outro grupo fixado com placa DCP com seis furos e dois parafusos proximais e dois distais denominado

GRUPO 2, fixados através da perfuração com broca 3,2 mm e parafusos 4,5 mm com comprimento suficiente para alcançar a cortical lateral e medial.



Figura 7 – modelos ósseos do fêmur proximal após a realização da osteotomia em "L" divididos em dois grupos de acordo com a fixação.

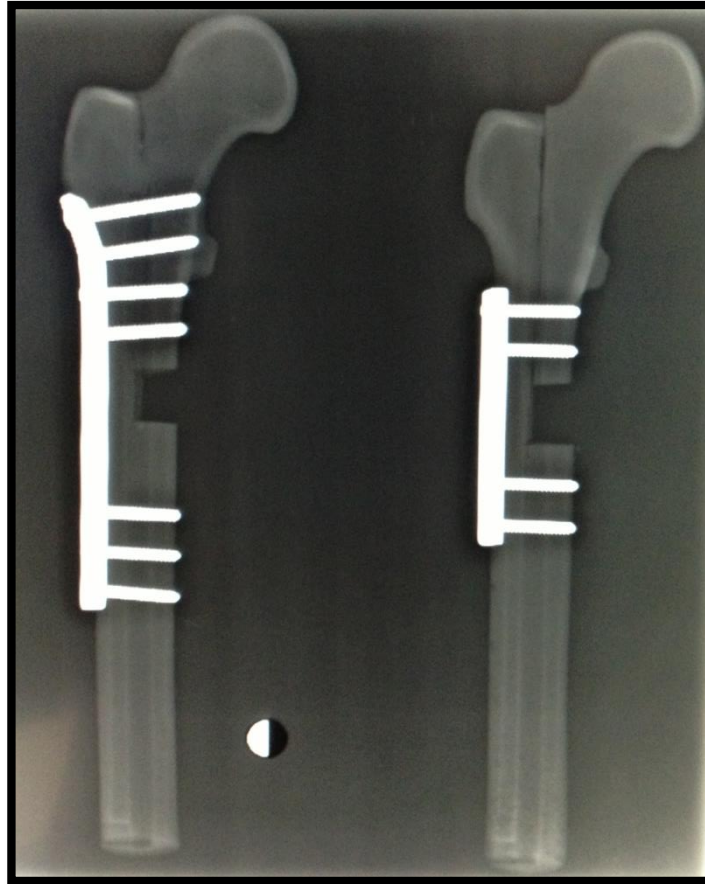


Figura 8 – Rx dos modelos ósseos após a osteotomia e fixados com placa do Grupo 1 e Grupo 2.

Ensaio mecânicos

Para a realização dos ensaios mecânicos de compressão foi utilizada a máquina universal de ensaios mecânicos do LABELO - Laboratórios Especializados em Eletro-Eletrônica, Calibração e Ensaio – PUCRS.

Os modelos foram submetidos a teste de compressão na máquina universal de ensaios mecânicos EMIC DL-10000, acoplada a um microcomputador e a uma célula

de carga de 200 kgf. Foi utilizado o *software Tesc* versão 3.04 para a programação dos parâmetros estipulados para o ensaio.

Suportes metálicos foram confeccionados para a perfeita adaptação das peças à máquina de ensaios durante a aplicação das cargas. As peças foram posicionadas com adução de 11° no plano frontal, para simular a inclinação do eixo mecânico do fêmur na posição ortostática²¹. Após o posicionamento adequado, as peças foram submetidas a cargas que aumentadas progressivamente com velocidade de 01 milímetro por segundo (mm/seg), mensuradas por meio de gráficos analógicos medidos em quilograma-força (kgf), até o ponto de falha mecânica, que foi definida como uma alteração da forma no gráfico de força *versus* falha mecânica. As falhas observadas durante os ensaios ocorridas no osso (fratura) ou nos parafusos proximais das placas (soltura) e serão devidamente anotadas e analisadas estatisticamente.

A força foi aplicada verticalmente na porção superior das cabeças femorais dos conjuntos através de um dispositivo metálico em forma de cúpula acoplado à célula de carga, com o intuito de promover uma distribuição mais homogênea da carga.

A máquina universal de ensaios foi programada com os seguintes comandos:

1. Descer com velocidade constante de 0,1 mm/s até atingir a força de 30 N, estipulada como pré-carga (acomodação do sistema).

2. Zerar o deslocamento registrado e reiniciar a descida com a velocidade constante de 0,1 mm/s até o limite máximo de força de 1000 N ou deslocamento linear máximo de 10,0 mm, quando o experimento foi dado por encerrado.

Os parâmetros utilizados nos ensaios de compressão para comparação entre as duas montagens foram rigidez relativa encontrada até a aplicação da força de 1000 N e o deslocamento linear acusado nesta situação.

Os ensaios foram realizados à temperatura ambiente.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

As variáveis foram descritas por média, desvio padrão, mediana e amplitude de variação e foram comparadas entre os grupos pelo teste *t-student* para amostras independentes. Para estimar a magnitude do efeito na população, o intervalo de 95% de confiança foi calculado.

O nível de significância estatística foi de 5% ($p \leq 0,05$) e as análises foram realizadas no programa SPSS versão 21.0.

RESULTADOS

Nos ensaios de flexocompressão, o valor médio da rigidez relativa no grupo 1 fixado com a placa longa foi de $386,17 \times 10^{-3}$ N/m. No grupo fixado com a placa menor o valor médio da rigidez relativa foi de $261,89 \times 10^{-3}$ N/m. A média, desvio padrão, valor mínimo, mediana e valor máximo da rigidez relativa estão mostrados na tabela 1. Os dados relativos à rigidez relativa encontrados nos ensaios de flexocompressão estão representados na figura 8.

Grupos	Rigidez relativa ($\times 10^3$ N/m)				
	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
1	386,17	56,75	280,13	398,02	444,95
2	261,89	35,50	218,60	272,48	294,12

Tabela 1 – Tabela descritiva dos dados da variável rigidez relativa encontrados nos ensaios entre o grupo 1 e o grupo 2.

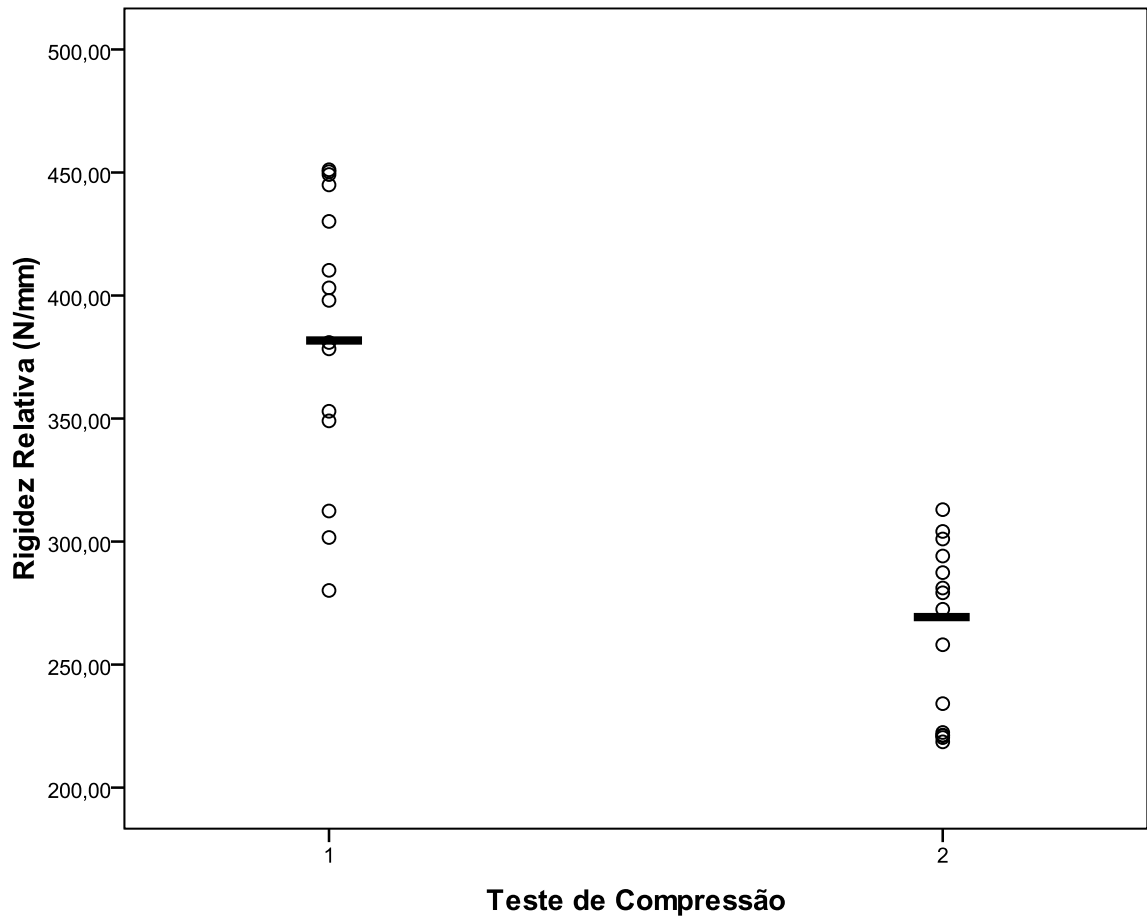


Figura 9- Representação gráfica dos valores de rigidez relativa encontrados nos ensaios de flexocompressão segundo o tipo de fixação dos grupos 1 e 2. Os valores estão representados por círculos e as médias estão representadas por traços horizontais.

O valor médio do deslocamento linear, observado para uma força aplicada de 1000 N, no grupo 1 foi de $2,53 \times 10^{-3}$. No grupo 2 o valor médio do deslocamento linear foi de $3,49 \times 10^{-3}$ m. A média, desvio padrão, valor mínimo, mediana e valor máximo do deslocamento linear estão mostrados na tabela 2. Os dados relativos ao deslocamento linear encontrados nos ensaios de flexocompressão estão representados na figura 10.

Grupos	Deslocamento Linear (mm)				
	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
1	2,53	0,49	2,03	2,36	2,70
2	3,49	0,42	2,83	3,46	3,80

Tabela 2 – Tabela descritiva dos dados da variável deslocamento linear

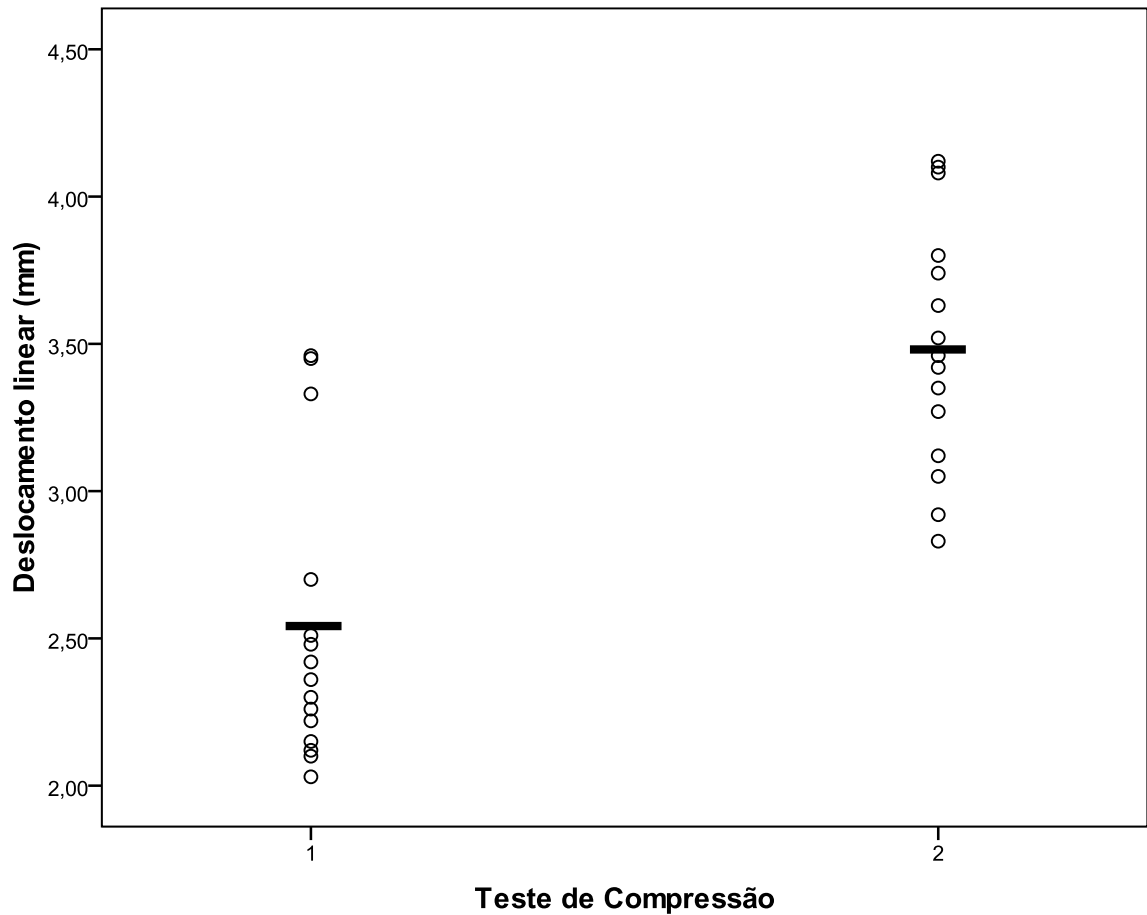


Figura 10 - O valor médio do deslocamento linear, observado para uma força aplicada de 1000 N, no grupo 1 foi de $2,53 \times 10^{-3}$. No grupo 2 o valor médio do deslocamento linear foi de $3,49 \times 10^{-3}$ m.

Houve diferença estatística significativa ($p < 0,001$) entre o grupo 1 e o grupo 2 fixado com placa onze furos e seis furos respectivamente, em relação aos parâmetros rigidez relativa e deslocamento linear nos ensaios de flexocompressão (Tabela 3).

Medida	Grupo	Média	Diferença média	IC 95%		<i>p</i> -valor
				LI	LS	
Rigidez Relativa	1	386,17	124,3	88,9	159,7	<0,001
	2	261,89				
Deslocamento linear	1	2,53	-0,97	-1,31	-0,63	<0,001
	2	3,49				

IC 95%=intervalo com 95% de confiança; LI=Limite inferior; LS=Limite superior

Tabela 3 – tabela descritiva intervalo de confiança.

Com base nos parâmetros analisados nos ensaios de flexocompressão, a estabilidade obtida pela fixação do grupo 1 com placa de dez furos foi significativamente maior que a obtida pela fixação com a placa de seis furos.

DISCUSSÃO

Um modelo sintético de osso foi escolhido devido à dificuldade para obtenção de amostras de ossos humanos. Estes modelos têm sido empregados em estudos biomecânicos de implantes devido à consistência entre as amostras e sua mínima variabilidade de tamanho e propriedades físicas.^{14,15,16}

A utilização de ensaios mecânicos permite quantificar as diferenças entre as montagens de maneira a reproduzir situações de carga. Os parâmetros estabelecidos para a realização dos ensaios mecânicos de flexocompressão tiveram base nas estimativas das forças que atuam no plano frontal na fase de apoio monopodal.

Estudos indicam que a força de reação que atua sobre a cabeça femoral pode corresponder a valores de 3,08 vezes o peso corporal¹⁷. Em um cálculo simplificado poderíamos estimar que uma criança de 10 anos, cujo peso está em torno de 31 a 32 kg segundo as curvas de crescimento da OMS¹⁸, resultaria em uma força entre 955 e 985 N. Portanto, utilizar um valor de 1000N para a carga máxima nos ensaios de flexocompressão pareceu-nos razoável como estimativa das forças em uma situação de apoio monopodal.

Quando os conjuntos modelo ósseo e haste e modelo ósseo e placa foram submetidos aos ensaios mecânicos que utilizaram os parâmetros acima descritos, foram encontrados resultados de rigidez relativa significativamente maiores nas montagens que utilizaram placas, tanto para os testes de flexocompressão, quanto para os testes de torção.

CONCLUSÃO

Com base nos parâmetros analisados nos ensaios de flexocompressão, a estabilidade obtida pela fixação do grupo 1 com placa de dez furos e quatro parafusos proximais e três distais foi significativamente maior que a obtida pela fixação no grupo 2 com a placa de seis furos e dois parafusos proximais e dois distais.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. EILERT RE, HILL K, BACH J. **Greater trochanteric transfer for the treatment of coxa brevis.** Clin Orthop Relat Res. 2005;434:92–101.
2. STEVENS PM, COLEMAN SS. **Coxa breva: its pathogenesis and a rationale for its management.** J Pediatr Orthop. 1985;5:515–521.
3. FERNBACH SK, POZNANSKI AK, KELIKIAN AS, TACHJDIAN MO, MARZANO MJ. **Greater trochanteric overgrowth: development and surgical correction.** Radiology. 1985;154:661–664.
4. JOO SY, LEE KS, KOH IH, PARK HW, KIM HW. **Trochanteric advancement in patients with Legg-Calve´-Perthes disease does not improve pain or limp.** Clin Orthop Relat Res. 2008;466: 927–934.
5. SCHNEIDMUELLER D, CARSTENS C, THOMSEN M. **Surgical treatment of overgrowth of the greater trochanter in children and adolescents.** J Pediatr Orthop. 2006;26:486–490.
6. PAUWELS F. **Osteoarthritis. In: Biomechanics of the Normal and Diseased Hip: Theoretical Foundation, Technique and Results of Treatment: An Atlas.** New York, NY: Springer; 1976:129–271.
7. HARDCASTLE P, NADE S. **The significance of the Trendelenburg test.** J Bone Joint Surg Br. 1985;67:741–746.
8. PUCHER A, RUSZKOWSKI K, BERNARDCZYK K, NOWICKI J. **The value of distal greater trochanter transfer in the treatment of deformity of the proximal femur owing to vascular necrosis.** J Pediatr Orthop. 2000;20:311–316.

9. SCHNEIDMUELLER D, CARSTENS C, THOMSEN M. **Surgical treatment of overgrowth of the greater trochanter in children and adolescents.** *J Pediatr Orthop.* 2006;26:486–490
10. PAPAVALILIOU VA, KIRKOS JM: **Reconstruction of residual deformities of the hip.** *Clin Orthop* 1997, 341:123-127.
11. CHING-LUNG TAI, WENG-PIN CHEN, HSIH-HAO CHEN, CHIEN-YU LIN AND MEL S LEE. **Biomechanical optimization of different fixation modes for a proximal femoral L-osteotomy.** *BMC Musculoskeletal Disorders* 2009, 10:112
12. ALI AM, SALEH M, BOLONGARO S, YANG L. **Experimental model of tibial plateau fracture for biomechanical testing.** *J Biomech* 2006;39(7):1355–60.
13. DELP SL, MALONEY W, **Effects of hip center location on the moment-generation capacity of the muscles.** *J. Biomech* 1993, 26(4-5):485-499.
14. FRICKA, K. B.; MAHAR, A. T.; LEE, S. S.; NEWTON, P. O. **Biomechanical analysis of antegrade and retrograde flexible intramedullary nail fixation of pediatric femoral fractures using a synthetic bone model.** *J. Pediatr. Orthop.* New York, v. 24, n. 2, p.167-171, 2004.
15. GREEN, J. K.; WERNER, F. W.; DHAWAN, R.; EVANS, P. J.; KELLEY, S.; WEBSTER, D. A. **A biomechanical study on flexible intramedullary nails used to treat pediatric femoral fractures.** *J. Orthop. Res., New York*, v. 23, n. 6, p. 1315-1320, 2005.
16. LEE, S. S.; MAHAR, A. T.; NEWTON, P. O. **Ender nail fixation of pediatric femur fractures: A biomechanical analysis.** *J. Pediatr. Orthop., New York*, v. 21, n. 4, p. 442-445, 2001.
17. LEGAL, H. **Introduction to the biomechanics of the hip.** In: TONNIS, D. (Ed.).

Congenital dysplasia and dislocation of the hip. Berlin: Springer, 1987. p. 26-57.

18. BRASIL. Ministério da Saúde. Curvas de crescimento da Organização Mundial de Saúde. 2007. Disponível em: <http://nutricao.saude.gov.br/sisvan.php?conteudo=curvas_cresc_oms>. Acesso em: 10 abr. 2010.

19. SCHALL, R. Estimation in generalized linear models with random effects.

Biometrika, Oxford, v. 78, n. 4, p. 719-727, 1991.

20. NOVACHECK, T. F. Displegia and quadriplegia: pathology and treatment. In: GAGE, J. R. (Ed.). The treatment of gait problems in cerebral palsy. London: Mac Keith Press, 2004. p. 345-381.

21. CRISTOFOLINI, L.; VICECONTI, M.; CAPPELLO, A.; TONI, A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. J. Biomech., New York, v. 29, n. 4, p. 525-535, 1996.

Experimental study to evaluate the resistance to compression of two models for setting the osteotomy “L” of the proximal fêmur.

Urnauer, L.¹ ; Carvalho, G.F.²

1 Service of Orthopaedic and Traumatology , São Lucas Hospital, Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul - PUCRS, Brazil.

2 Service of Surgery and Urology, São Lucas Hospital, Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul - PUCRS, Brazil.

* Author correspondence. Av. Ipiranga 6690, conj 806 ZIP Code: 90610000. Phone: (5551) 98089391 and (5551) 33367734

* E-mail address: urnauer@gmail.com (Luciano Urnauer)

ABSTRACT

Introduction: Coxa brevis is a deformity of the proximal femur caused by a decrease or absence of growth of the physis of the proximal femur, usually caused by avascular necrosis present condition in conditions such as developmental dysplasia of the hip, proximal femoral epiphysiolysis, septic arthritis or disease Legg-Calvé-Perthes disease. Several surgeries have been proposed to lower the greater trochanter and femoral neck lengthening reestablishing the anatomy.

Objective: To compare the mechanical tests by polyurethane in bone models the compressive strength of two different assemblies of plates for fixing osteotomy "L" of the proximal femur.

Material and Methods: We used anatomical models of the proximal femur polyurethane which underwent an osteotomy longitudinal and divided into two groups with one group fixed with 4.5 DCP plate 10 holes with four screws proximal and three

distal screws and fixed with a group 4.5 DCP plate 6 holes with two proximal and two distal screws. The anatomical models were tested for flexo in mechanical universal testing machine and was evaluated relative stiffness and linear movement.

Results: By comparing the two groups in flexo tests, the average value of the relative stiffness in group 1 set with the long plate was $386.17 \times 10^{-3} \text{ N / m}$. In the group with the smaller plate fixed average value of the relative stiffness was $261,89 \times 10^{-3} \text{ N / m}$. The average linear displacement observed for an applied force of 1000 N in group 1 was 2.53×10^{-3} . In group 2, the mean value of linear displacement was $3.49 \times 10^{-3} \text{ m}$.

Conclusion: Based on the parameters measured in the tests flexo, stability obtained by fixing the first group with a plate of ten holes was significantly higher than that obtained by fixing the second group with six holes of the plate.

Keywords: femur; osteotomy, osteotomy "L"; coxa brevis; Legg-Calvé-Perthes disease, hip biomechanics, surgery.

INTRODUCTION

The hip joint is very important in maintaining the posture of the individual and to his mobility aid. The joint is formed by the proximal portion of the femur-great trochanter

and femoral head and the acetabulum and any changes in the anatomy of these bones has in abnormal mechanical forces in¹³ joint.

Thigh brevis is a deformity of the proximal femur caused by the reduction or absence of Physeal growth (growth plate) of the proximal end of the femur, usually caused by ^{1,2} condition avascular necrosis in diseases such as developmental Dysplasia of the hip, femoral proximal epiphysiolysis, septic arthritis or Legg-Calvé-Perthes.

A time in which the femoral neck short and high position of great trochanter (Figure 1) are the main features of this condition ^{3, 4, 5}, causing an imbalance in the Biomechanics of the hip and thigh brevis consequences as we mention the affected lower limb shortening, weakness of the abductor muscles (gluteus medius and minimum) and as clinical symptoms will have the Trendelenburg gait.^{6,7}

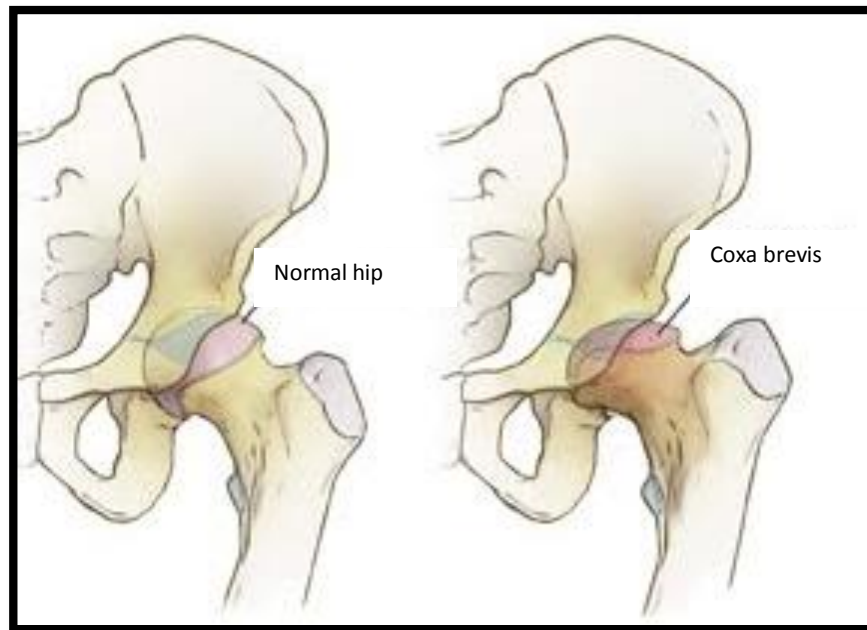


Figure 1 -anatomical representation of a normal hip and hip with thigh brevis.

Several techniques have been proposed for the treatment of thigh brevis as the great trochanter epiphysiodesis, osteotomy with relegation and lateralization of the great trochanter.^{8,9} however, all techniques to fix just the abductor muscle power failure.

Papavasiliou *et al*¹⁰ published in 1997 a proximal femur osteotomy technique that simultaneously addressed the abductor muscle power failure, rectify the shortening and improved joint congruity (Figure 2). However the osteotomy fixation method consisted in the use of a metal plate secured with two screws osteosynthesis of proximal and two distal screws.

However such non-possessed great stability, requiring casting Additionally for six weeks until the consolidation of the osteotomy.

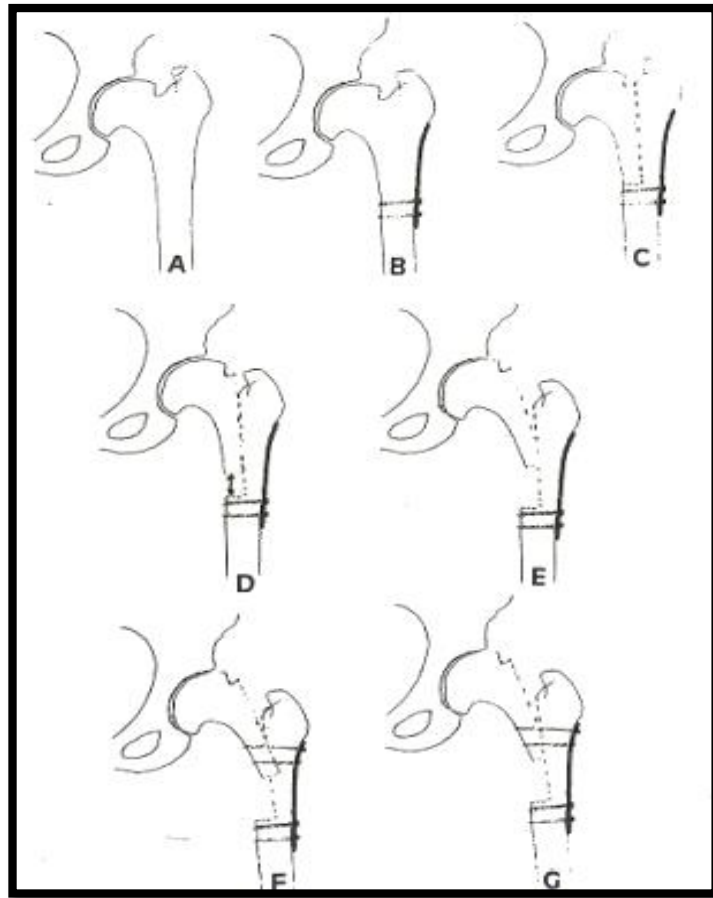


Figure 2 - Surgical technique described by Papavasiliou *et al*¹⁰: a) thigh brevis; b) plate fixation with two distal screws; c) longitudinal proximal femur osteotomy; d-e) sliding femoral osteotomy; f-g) with two screws proximal.

In 2009 Ching-Lung Tai *et al*¹¹, published a study in which through finite element analysis and mathematical formulas, found that increasing the number of screws for

fixation of proximal osteotomy and limiting the extent of the osteotomy increased stability during the postoperative period (Figure 3).

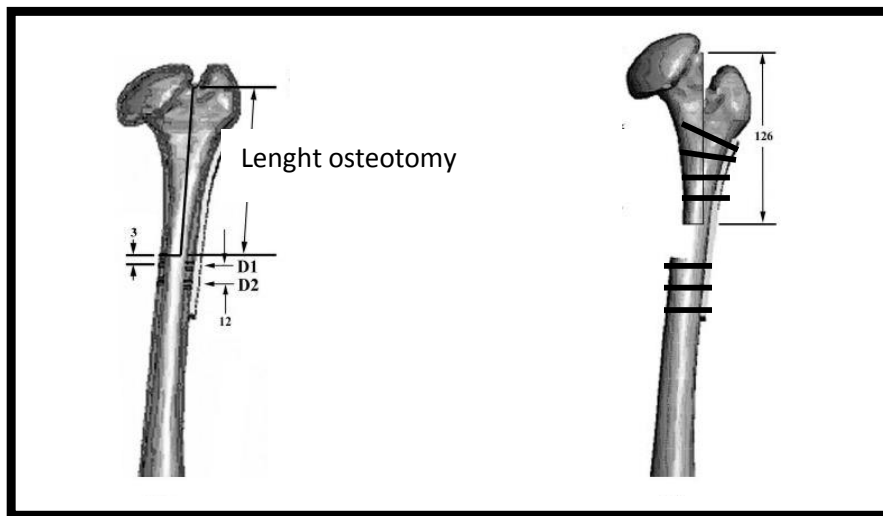


Figure 3 -drawing showing the length of osteotomy and screw quantity proposed by Ching-Lung Tai et al ¹¹ through finite element analysis and mathematical calculations.

In large part, the success of multiple procedures involving bone surgery depends on the production of rigid fixation of the osteotomizados segments, allowing for handling and disposal of early weight ²⁰.

Our hypothesis is that if we use a longer Board and increasing the amount of proximal and distal screws, we will be increasing the stability of the osteotomy fixation, avoiding the need to use plaster cast after surgery. The aim of this study is to compare

through mechanical tests on bone polyurethane models compressive strength of two different mounts mounting plate "L" osteotomy of proximal femur.

GOALS

Compare, through mechanical tests on synthetic bone models, compressive strength between for bracketing of "L" osteotomy of proximal femur with a six-hole plate fixed with two screws proximal and two distal and another fixation with a plate of ten holes fixed with four screws proximal and distal three.

MATERIALS AND METHODS

Bone Models

Anatomical models were used of proximal femur in 2220-type polyurethane Synbone, Malans-Swiss. We chose to use synthetic bone (Synbone) in our study instead of cadaver bone, because with the synthetic bone we can be sure that we will be working with uniform samples in relation to consistency, geometry and mechanical properties¹² and consisting in several papers in the literature^{14, 15, 16}.

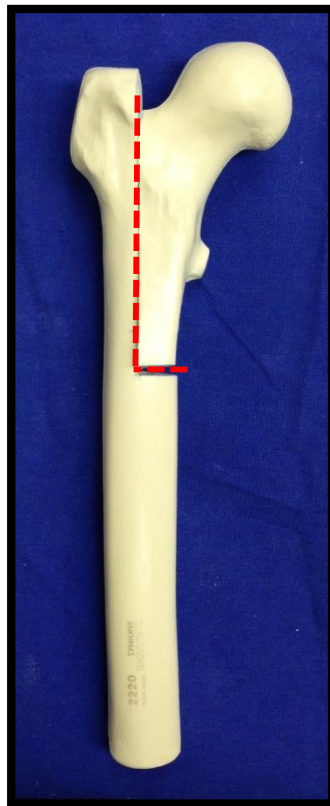


Figure 4- Artificial femur Model Synbone® brand with markup for the "L" osteotomy.

Surgical Procedure

Was an osteotomy in the sagittal plane since the trochanteric fossa and the anterior midline of the femur distal direction up to 126 mm in the longitudinal axis of the femur using an oscillating saw Powerdrive-Synthes. Proximal fragment slip was performed in 20 mm cranially.



Figure 5 -oscillating saw to completion of the osteotomy.



Figure 6 -for attachment of the implants after the completion of the osteotomy. (The DCP Guide to drill; B-drill 3 mm; C-triflute; D-hex wrench; And-meter for screws).

Fixing method

Two groups were formed, each with 15 (fifteen) bone sintetico units: a group fixed with dynamic compression plate (DCP) 4.5 mm of ten holes and with four screws proximal and distal screws three called **GROUP 1**, fixed by drilling with drill 3.2 mm and 4.5 mm screws with sufficient length to reach the lateral and medial cortex and another group set with DCP plate with six holes and screws proximal and two distal named **GROUP 2**, fixed by drilling with drill 3.2 mm and 4.5 mm screws with sufficient length to reach the lateral and medial cortex.



Figure 7 -bone models of proximal femur after "L" osteotomy divided into two groups according to the setting.

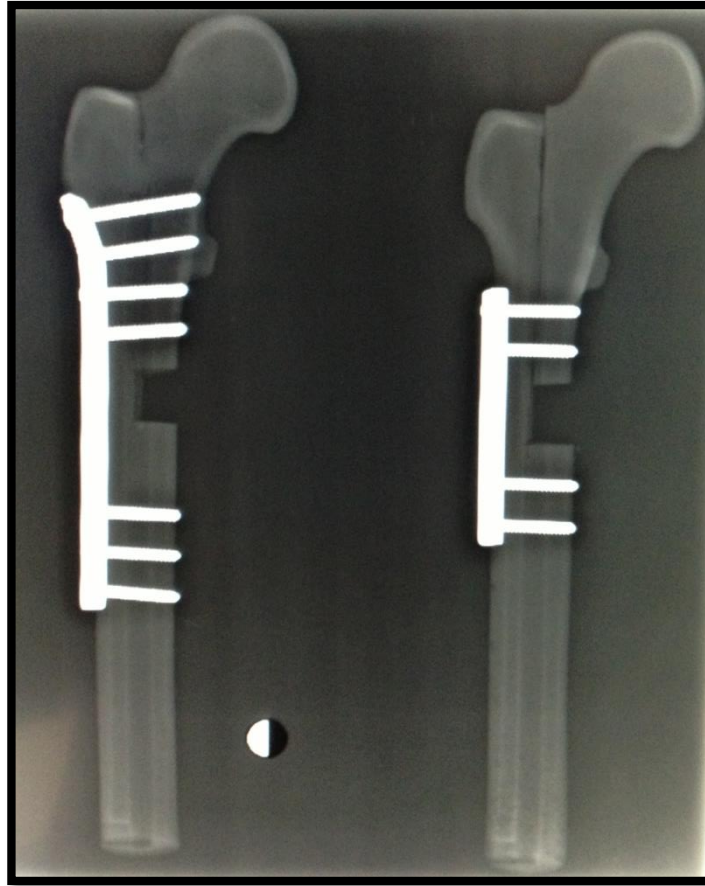


Figure 8 -Rx bone models after the osteotomy and fixed with 1 Group Board and Group 2.

Mechanical tests

For the realization of the mechanical tests of compression was used the universal mechanical tests of LABELLUM-specialized laboratories in Electro-electronics, calibration and tests – PUCRS.

The models were subjected to compression test on a universal mechanical tests EMIC-DL 10000, coupled to a microcomputer and a load cell of 200 kgf. We used the *Tesc software* version 3.04 for programming of the parameters set for the test.

Metal stands were made for the perfect adaptation of the test machine parts during the application of loads. The pieces were positioned with adduction of the 11th front plane, to simulate the femur mechanical axis tilt in orthostatic position²¹. After proper placement, the specimens were subjected to loads which increased progressively with 01 mm per second speed (mm/sec), measured by means of analog graphics measured in kilogram-force (kgf), to the point of mechanical failure, which was defined as a shape on the graph of force *versus* mechanical failure. The failings observed during tests that occurred in the bone (fracture) or proximal plate screws (release) and will be duly noted and analyzed statistically.

The force was applied vertically on the upper portion of the femoral heads through a dome-shaped metal device attached to the load cell, in order to promote a more homogeneous distribution of the load.

The universal testing machine was programmed with the following commands:

1. Down with constant speed of 0.1 mm/s until the force of 30 N, stipulated as preload (bed).

2. Reset the offset registered and restart the descent with the constant speed of 0.1 mm/s until the maximum force of 1000 N or linear displacement up to 10.0 mm, when the experiment was given by.

The parameters used in the compression test for comparison between the two assemblies were relative rigidity found in up to 1000 N force application and the linear displacement accused in this situation.

The tests were carried out at room temperature

STATISTICAL ANALYSIS

The variables were described by mean, standard deviation, median and range of variation and were compared between groups by *t-student* test for independent samples. To estimate the magnitude of the effect on the population, the 95% confidence interval was calculated.

The statistical significance level was 5% ($p \leq 0.05$) and the analyses were performed in the program SPSS version 21.0.

RESULTS

In flexo-compression tests, the average value of relative rigidity in Group 1 set with long Board was 386.17×10^{-3} N/m. The Group fixed with the plate lower average value of relative stiffness was 261.89×10^{-3} N/m. The mean, standard deviation, minimum, median and maximum value of the relative rigidity are shown in table 1. The relative stiffness data found in flexo-compression test are represented in Figure 8.

Groups	Relative rigidity ($\times 10^3$ N/m)				
	Average	Standard Deviation	Minimum	Median	Maximum
1	386.17	56.75	280.13	398.02	444.95
2	261.89	35.50	218.60	272.48	294.12

Table 1 -Descriptive Table of variable stiffness on data found in the tests between the Group 1 and group 2.

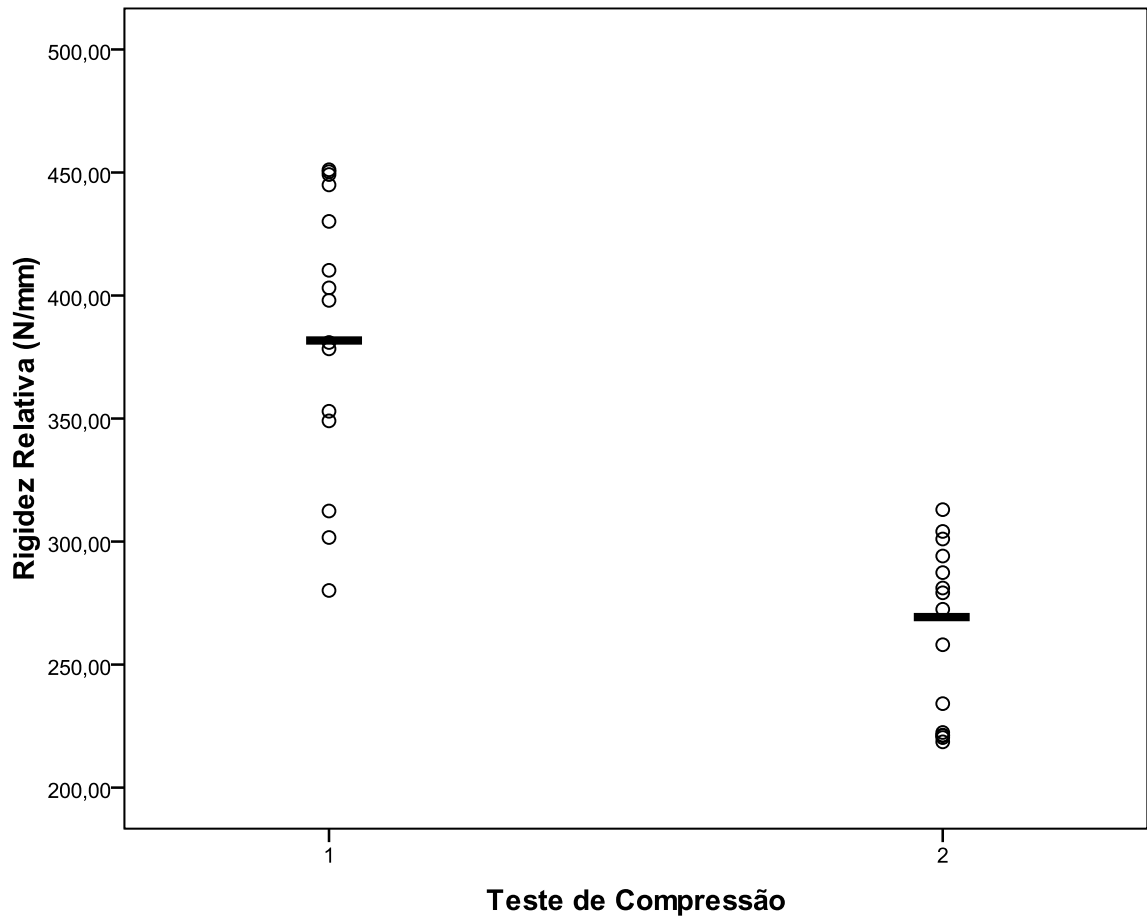


Figure 9 -Graphical representation of the relative stiffness values found in flexo-compression tests according to the type of groups 1 and 2. Values are represented by circles and the averages are represented by dashes.

The average value of the linear displacement, noted for a force 1000 N, applied in Group 1 was 2.53×10^{-3} . In Group 2 the average value of the linear displacement was 3.49×10^{-3} m. The mean, standard deviation, minimum, median and maximum value of the linear displacement are shown in table 2. Linear displacement data found in flexo-compression test are represented in Figure 10.

Groups	Linear displacement (mm)				
	Average	Standard Deviation	Minimum	Median	Maximum
1	2.53	0.49	2.03	2.36	2.70
2	3.49	0.42	2.83	3.46	3.80

Table 2 -Descriptive variable data Table linear displacement

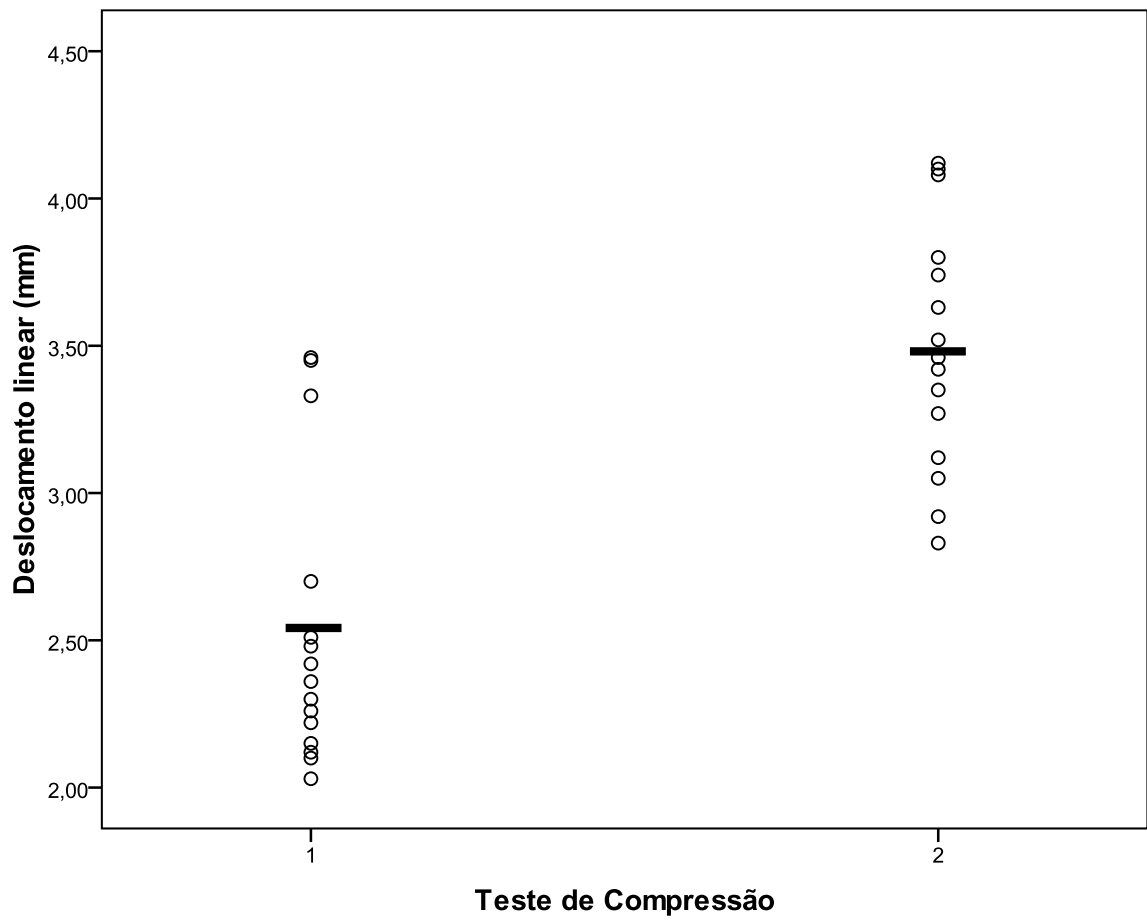


Figure 10 -The average value of the linear displacement, noted for a force 1000 N, applied in Group 1 was 2.53×10^{-3} . In Group 2 the average value of the linear displacement was 3.49×10^{-3} m.

There was a statistically significant difference ($p < 0.001$) between group 1 and group 2 set with eleven holes and six holes respectively, in relation to the relative rigidity and linear displacement parameters for flexocompressão (table 3).

Measure	Group	Average	Average difference	IC 95%		p-value
				LI	LS	
Relative Stiffness	1	386.17	124.3	88.9	159.7	< 0.001
	2	261.89				
Linear displacement	1	2.53	-0.97	-1.31	-0.63	< 0.001
	2	3.49				

IC 95% = range with 95% confidence; LI = lower bound; LS = upper limit

Table 3- descriptive confidence interval table.

On the basis of the parameters analyzed for flexo-compression, stability obtained by fixing the Group 1 with ten holes was significantly greater than the obtained by fixing with the six holes.

DISCUSSION

A synthetic model of bone was chosen due to the difficulty to obtain samples of human bones. These models have been used in biomechanical studies of implants due to the consistency between the samples and minimum size variability and its physical properties. ^{14, 15, 16}

The use of mechanical tests allows to quantify the differences between the mounts to make load situations. The parameters established for flexo-compression mechanical essays were the basis of the estimates of the forces acting in the frontal stance phase with Mono.

Studies indicate that the reaction force that acts on the femoral head may correspond to values of 3.08 times the body weight ¹⁷. In a simplified calculation could estimate that a 10-year-old child, whose weight is around 31 to 32 kg according to the growth curves of ¹⁸who, would result in a force between 955 and 985 N. Therefore, use a value of 1000N for the maximum load in flexo-compression test seemed reasonable to us as estimate of the forces in a situation of Mono support.

When the bone model sets and stem and bone and plate model were subjected to mechanical tests that used the parameters described above, were found on significantly higher stiffness results in mounts that used plates, both for the flexo-compression, and torsion tests.

CONCLUSION

On the basis of the parameters analyzed for flexo-compression, stability obtained by fixing the Group 1 with ten holes and four screws proximal and distal three was significantly greater than the obtained by fixing in Group 2 with six holes and screws proximal and two distal.

REFERENCES BIBLIOGRÁFICAS

1. EASTON, HILL K, BACH J. **Greater trochanteric transfer for the treatment of thigh brevis.** Clin Orthop Reports Res. 2005; 434: 92-101.
2. STEVENS PM, COLEMAN SS. **Thigh breva: its pathogenesis and the rationale for its management.** J Pediatr Orthop. 1985; 5: 515-521.
3. SK FERNBACH, POZNANSKI AK, KELIKIAN, TACHJDIAN MO, MARZANO MJ. **Greater trochanteric overgrowth: development and surgical correction.** Radiology. 1985; 154: 661-664.
4. JOHN SY, LEE KS, KOH IH, PARK HW, KIM HW. **Trochanteric advancement in patients with Legg-Calve-Perthes disease ´ does not improve pain or limp.** Clin Orthop Reports Res. 2008; 466: 927-934.
5. SCHNEIDMUELLER D, CARSTENS, THOMSEN C m. **Surgical treatment of overgrowth of the greater trochanter in children and adolescents.** J Pediatr Orthop. 2006; 26: 486-490.

6. PAUWELS f. **Osteoarthritis. In: Biomechanics of the Normal and Diseased Hip: Theoretical Foundation, Technique and Results of Treatment: An Atlas.** New York, NY: Springer;1976: 129-271.
7. P HARDCASTLE, SWIM S. **The significance of the Trendelenburg test.** J Bone Joint Surg Br. 1985; 67: 741-746.
8. PUCHER, RUSZKOWSKI K, BERNARDCZYK K, J NOWICKI. **The value of greater trochanter distal transfer in the treatment of deformity of the proximal femur owing to vascular necrosis.** J Pediatr Orthop. 2000; 20: 311-316.
9. SCHNEIDMUELLER D, CARSTENS, THOMSEN C m. **Surgical treatment of overgrowth of the greater trochanter in children and adolescents.**J Pediatr Orthop. 2006; 26: 486-490
10. PAPAVALIOU VA, KIRKOS JM: **Reconstruction of residual deformities of the hip.** *Clin Orthop* 1997, 341: 123-127.
11. CHING-LUNG TAI, WENG-PIN CHEN HSIH-HAO CHEN, CHIEN-YU LIN AND HONEY S LEE. **Biomechanical optimization of different fixation**

modes for the femoral proximal osteotomy-L. *BMC Musculoskeletal Disorders* , 10 2009: 112

12. ALI AM, SALEH M, BOLONGARO 's, YANG I. tibial plateau fracture model of Experimental for biomechanical testing. *J Biomech* 2006; 39 (7): 1355-60.

13. DELP SL, MALONEY W, Effects of hip center location on the moment-generation capacity of the muscles.*J. Biomech* 1993, 26 (4-5): 485-499.

14 . FRICKA, K. B.; MAHAR, A. T.; LEE, S. S.; NEWTON, P.O. Biomechanical analysis of flexible intramedullary nail retrograde and antegrade Continece fixation of pediatric femoral fractures using the synthetic bone model. *J. Pediatr. Orthop.* New York, v. 24, n. 2, p. 167-171, 2004.

15 . GREEN, J. K.; WERNER, F. W.; DHAWAN, R.; EVANS, P. J.; KELLEY, N.; WEBSTER, d. a. the biomechanical study on flexible intramedullary nails used to treat pediatric femoral fractures. *J. Orthop. Res.* , New York, v. 23, n. 6, p. 1315-1320, 2005.

16 . LEE, S. S.; MAHAR, A. T.; NEWTON, P.O. Ender nail fixation of pediatric femoral fractures: A biomechanical analysis. J. Pediatr. Orthop. , New York, v. 21, n. 4, p. 442-445, 2001.

17 . COOL, H. Introduction to the biomechanics of the hip. In: TONNIS, D. (Ed.). Congenital dysplasia and dislocation of the hip. Berlin: Springer, 1987 p. 26-57.

18 . Brazil. The Ministry of health. Growth curves of the World Health Organization. 2007. available at: http://nutricao.saude.gov.br/sisvan.php?conteudo=<curvas_cresc_oms >. Accessed: April 10, 2010.

19. SCHALL, r. Estimation in generalized linear models with random effects. Biometrika, Oxford, v. 78, n. 4, p. 719-727, 1991.

20 . NOVACHECK, t. f. Displegia and quadriplegia: pathology and treatment. In: GAGE, J. R. (Ed.). The treatment of cerebral palsy in gait problems. London: Mac Keith Press, 2004 p. 345-381.

21 . CRISTOFOLINI, L.; VICECONTI, M.; CAPPELLO, A.; TONI, THE. Mechanical validation of whole composite femur bone models. J. Biomech. , New York, v. 29, n. 4, p. 525-535, 1996.