Avaliação da Deformação em Placas de Osteossíntese - Comparação Numérica e Experimental

Strain Evaluation in Osteosynthesis Plates – Comparison of Numerical and Experimental Models

Maria F. Paulino¹ | Ana Messias¹ | Ana M. Amaro¹ | Luis Roseiro^{1,2} | Maria A. Neto¹ | Inês Balacó³

¹ Universidade de Coimbra, CEMMPRE, DEM, Portugal; <u>maria.paulino@uc.pt, ana.messias@uc.pt, augusta.neto@dem.uc.pt,</u> <u>ana.amaro@dem.uc.pt,</u>

³ Serviço de Ortopedia Pediátrica do Hospital Pediátrico de Coimbra, CHUC, EPE, Portugal; inesbalaco@gmail.com

resumo

O fémur é o maior osso do corpo humano e um dos principais responsáveis pela locomoção do indivíduo. Por vezes existem malformações que provocam problemas diversos, tais como o nanismo ou tumores ósseos. No caso de problemas oncológicos, um dos tratamentos mais recorrentes é o recurso a aloenxertos, sendo a estabilização óssea conseguida através de placas de osteossíntese. Alguns clínicos utilizam duas placas de osteossíntese, para garantir uma maior estabilização e promover uma recuperação mais rápida do paciente. Este estudo permitiu comparar, numericamente e experimentalmente, a utilização de uma e duas placas de osteossíntese na estabilização de osteotomias em fémures sintéticos, e recorreu-se à correlação digital de imagem para analisar a distribuição das deformações nas placas. Concluiu-se que a aplicação de uma segunda placa de osteossíntese conduz a uma maior estabilização das osteotomias do fémur e menores tensões nas placas e parafusos de fixação.

Palavras-chave: Placa de Osteossíntese, Osteotomia, Fixação Interna, Correlação Imagem.

abstract

Femur is the largest bone in the human body and plays a very important role on locomotion. Sometimes bone malformations may cause different problems, such as dwarfism or bone tumors. In case of oncological problems, surgical resection is followed by the use of allografts for bone defect reconstruction. Allograft stabilization is achieved using osteosynthesis plates, however, currently there is no standard of care established regarding the number of osteosynthesis platesrequired to ensure the best gratft stabilization and the shortest patient recovery. This study compares numerical and experimental models of femur resection with an interposed allograft considering the use of one or two osteosynthesis plates. Digital image correlation was used to analyze displacements and strain distribution in the surface of synthetic femurs. The application of a second osteosynthesis plate leads to greater stabilization of the bone and lower stress in the plates and screws.

Keywords: Osteosynthesis Plate, Osteotomy, Internal Fixation, Image Correlation

² Instituto Politécnico de Coimbra, i2A, ISEC, DEM, Portugal; <u>Iroseiro@isec.pt</u>

1- INTRODUÇÃO

A aplicação das placas de osteossíntese no fémur tem como objetivo estabilizar as partes separadas, mantendo-as na sua posição anatómica, mas permitindo a formação e regeneração do calo ósseo, que garante a recuperação do paciente, (Bottlang et al. 2010; Miller and Goswami 2007).

De forma a evitar a falência das placas de osteossíntese alguns autores sugerem aplicação de duas placas para promover melhor estabilização, (Heijden et al. 2021).

Quando é necessário aplicar aloenxertos, principalmente em patologias oncológicas nas reconstruções dos ossos longos, (Aponte-Tinao and Ayerza 2015; Maimaitiyiming et al. 2015), alguns profissionais de saúde defendem a aplicação de duas placas posicionadas ortogonalmente para garantir maior estabilidade, evitando a falência dos parafusos e placas de osteossíntese (Fig. 1).

Neste trabalho considera-se um modelo que envolve uma osteotomia na diáfise do fémur, sendo a osteotomia estabilizada por uma ou duas placas osteossíntese (Albergo et al. 2017; Aponte-Tinao and Ayerza 2015; Bus 2018). Os estudos experimentais com recurso a extensometria e correlação digital de imagem permitem realizar a comparação do deslocamento das placas e efetuar a relação com o modelo numérico.





2- MATERIAIS E MÉTODOS

Para a realização deste estudo recorreu-se a dois fémures esquerdos, da marca *Sawbones*[®], modelo artificial da 4ª geração. As placas de osteossíntese, uma de oito furos e outra de seis furos, foram desenvolvidas e construídas num aço X42Cr13, com as dimensões de 135x16 [mm] e 73x10 [mm], respetivamente. Foi realizada a osteotomia na zona central do fémur e aplicadas as placas de osteossíntese de forma a imobilizar as partes. A placa de maior dimensão (8 furos) é colocada na lateral do fémur, e a menor ortogonalmente. A fixação das placas é efetuada com parafusos corticais e de fixação. As placas foram instrumentadas com rosetas extensométricas de 45º e extensómetros lineares da marca *HBM*[®] (resistência nominal de 350 *Ohms* e grelha de medição de 3 *mm*) em locais definidos (Fig. 2), de modo a obter uma análise experimental de tensões.



Fig. 2 – Posicionamento dos extensómetros lineares e roseta nos modelos.

Foram aplicadas três rosetas extensométricas pré-cabladas, uma na placa de seis furos, na zona frontal entre os dois furos centrais (R2P6), e duas nas placas de oito furos (R2P8, na montagem com 2 placas e R1P8, na montagem com 1 placa), tal como ilustra a figura 2. Aplicaram-se quatro extensómetros lineares em ambas as placas de oito furos, um par em cada montagem considerada, posicionados junto à zona imediatamente após a osteotomia, na direção do eixo da placa (Cheal et al. 1983; El-Sayed et al. 2001) (Fig. 2). A direção do posicionamento do extensómetro de cada roseta é coincidente com a direção de cada extensómetro linear, designados por L2P-I (linear, localizado na zona inferior à osteotomia) e L2P-S (linear, localizado na zona superior à osteotomia) na montagem com duas placas, e L_{1P-I} (linear, localizado na zona inferior à osteotomia) e L_{1P-S} (linear, localizado na zona inferior à osteotomia) na montagem com uma placa. Os extensómetros foram ligados cada um em quarto de ponte, a um sistema de aquisição da National Instruments®, com duas placas com a referência 9219 convergentes num chassis com a referência NI-cDAQ-9174, permitindo o registo do sinal de todos os extensómetros ao mesmo tempo. A aquisição dos dados foi garantida através de um programa de aquisição, em linguagem Labview[®], com calibração automática. A parte inferior do fémur é ancorada num bloco de alumínio (Lopes 2014), cujas superfícies interiores permitem o encaixe, quase perfeito, dos côndilos do fémur, designado por apoio fixo. Os ensaios experimentais foram executados numa máquina de teste universal SHIMADZU® AG-10 com célula de carga de 5 kN e software TrapeziumX, sendo o apoio fixo ancorado rigidamente na parte inferior do equipamento. Na extremidade da haste de atuação da máquina é aplicada uma placa de carregamento com contacto direto com a cabeça do fémur. Esta placa é constituída por um disco de alumínio e PA6 para evitar provocar danos na cabeça do fémur durante os ensaios experimentais. Os ensaios foram realizados em contexto laboratorial, com ambiente controlado. Os ensaios foram efetuados com velocidade de avanco de 1 mm/s e, aplicada uma forca de 300 N durante 30 s. Realizaram-se 5 aquisições pelo menos, para garantir a repetibilidade do ensaio, com um tempo de espera entre cada uma de 20 minutos para recuperação do protótipo.

A correlação digital de imagem (*DIC*, do inglês *Correlation Digital Image*) foi considerada na abordagem experimental para avaliar os deslocamentos na superfície lateral da placa de oito furos nos dois modelos (Fig. 3). A recolha de imagens foi realizada na resolução máxima 1624x1224 pixels, com duas câmaras de alta velocidade (*Point Grey* GRAS-20S4M-C), numa posição estereoscópica a aproximadamente 45°, e simétricas relativamente ao fémur. A deformação observada nos ensaios experimentais foi comparada com a deformação obtida nos modelos numéricos permitindo identificar os pontos onde a deformação é superior.



Fig. 3 – Montagem Experimental.

Foi desenvolvido um modelo numérico através do software *ADINA*®, baseado no modelo experimental descrito. A figura 4 apresenta as condições do modelo numérico para uma placa (a) e duas placas (b), com a definição de um bloco rígido envolvente da zona dos côndilos, e uma placa de contacto para aplicação da carga(c). A osteotomia é definida a partir de um corte na zona central da diáfise do fémur, perpendicular ao eixo anatómico do fémur, separando a parte distal da proximal. A compressão é realizada no fémur, quando são colocadas as placas de osteossíntese, e é garantida pelo posicionamento dos dois parafusos mais próximos da osteotomia (opostos à osteotomia). Os parafusos foram modelados de forma simplificada, considerando o seu diâmetro médio. As condições de solicitação consideram uma força aplicada na cabeça do fémur (pressão uniforme), a qual é exercida através de uma placa em contacto com a superfície superior da cabeça do fémur, a pressão uniforme é aplicada na direção normal ao plano XZ segundo a direção do eixo Y. A parte distal do fémur está envolvida num bloco, para garantir o encastramento do fémur e simular os ensaios experimentais que verificam as condições previstas na norma F384-12 (ASTM 2014).

Os parafusos são do tipo 3D-Solid (designação do software) com um tratamento especial do tipo Bolt, que permite especificar a força de pré-tensão, e/ou a redução do seu comprimento, para simular o aperto dos mesmos ao longo do tempo. Nos dois modelos, os parafusos próximos da osteotomia são os primeiros a apertar, com uma força de pré-tensão



Fig. 4 – Modelos numéricos estudados em ADINA® (a)modelo uma placa; (b) modelo duas placas, (c)carregamento aplicado.

de 200 N, iniciando o aperto pelo cortical distal, e depois o a cortical proximal. Posteriormente, são apertados os restantes parafusos, intercalando a zona distal e proximal, aumentando gradualmente o valor de força de aperto dos parafusos até realizar um aperto final de 1000 N em todos os parafusos. No modelo de duas placas o procedimento de aperto é idêntico, sendo intercalado o aperto entre as duas placas, iniciando o aperto pelo parafuso de compressão na zona distal da placa de oito furos, e depois o parafuso de compressão da zona proximal da mesma placa, de seguida repete-se este procedimento para a placa de seis furos, e só depois se apertam os parafusos de fixação da placa de oito furos e de seis furos, respetivamente. As condições de contacto entre os componentes do modelo consideram a continuidade de material entre as superfícies de contacto dos vários componentes. As zonas de contacto entre o osso e as placas foram definidas com continuidade de material, as restantes superfícies, tais como as zonas de contacto entre o osso e as placas, e entre as placas e os parafusos mantém a possibilidade de existir movimento relativo entre elas. Após um estudo de convergência, o tamanho da aresta do elemento finito otimizado foi de 2 mm. Nas zonas mais críticas, tais como os parafusos, as placas de osteossíntese e zona dos furos no fémur, a malha foi refinada tendo o elemento um tamanho de aresta da ordem de 0,5 mm. Assim, o modelo contém 1 459 856 e 1772 512 elementos para o modelo com uma placa e duas placas, respetivamente. Foi utilizado um elemento finito 3D-Solid, sólidos hexaédricos regulares não estruturados, de 8 nós e 3 graus de liberdade por nó, correspondente aos deslocamentos nos 3 eixos ortogonais.

3- RESULTADOS

3.1. Resultados Experimentais

As tensões principais são calculadas a partir da equação (1) em que $\sigma_{1,2}$ ($\sigma_3 = 0$) representam as deformações principais, $\varepsilon_{A,B,C}$ e corresponde à deformação no extensómetro da roseta a 0°, 45° e 90° e ϑ representa o coeficiente de *Poisson* do material. A partir das tensões principais calcula-se a tensão de *von Mises* através da equação (2). A tebela 1 descreve os resultados obtidos nos ensaios experimentais realizados.

$$\sigma_{1,2} = \frac{E}{2} \left[\frac{\varepsilon_A + \varepsilon_C}{1 + \vartheta} \pm \frac{\sqrt{2}}{1 + \vartheta} \sqrt{(\varepsilon_A + \varepsilon_B)^2 + (\varepsilon_B - \varepsilon_C)^2} \right]$$
(1)

$$\sigma_{vonMises} = \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2}$$
(2)

Observando os resultados na zona mais desfavorável das placas de oito furos, o valor máximo de tensão principal e de *von Mises* corresponde à roseta R1P8, do modelo de uma placa, isto é, na zona central da placa que neste caso esta colocada na zona da osteotomia. Comparando com o modelo de duas placas (R2P8), observa-se uma diminuição do valor das tensões em cerca de 84%. Também nos registos obtidos com os extensómetros lineares se observa

	σ_1 [MPa]	σ ₂ [MPa]	σ _{von Mises} [MPa]	σ[MPa]
Modelo 2 Placas				
R2P8	4,08	-0,47	6,13	
R2P6	6,45	-0,21	9,27	
L2P-I				17,78
L2P-S				14,82
<u>Modelo 1 Placa</u>				
R1P8	34,07	-11,32	57,87	
L1P-I				34,99
L1P-S				33,71

Tabela 1 - Tensões principais e von Mises em cada roseta e tensões lineares em cada extensómetro.

uma redução em cerca de 49% nos extensómetros colados na parte superior, e 56% nos da parte inferior. Os resultados permitem afirmar que as tensões desenvolvidas são superiores no modelo de fixação de uma placa, quando comparado com o modelo de fixação de duas placas.

A correlação de imagem permite comparar a distribuição do deslocamento dos modelos na placa de 8 furos. Avaliou-se o deslocamento na direção horizontal (u) que ocorrem no plano da placa, considerando que a origem do sistema de eixo está localizada no centro de cada imagem, e a partir desse ponto coloca-se o sistema de eixos matemáticos, e o deslocamento na direção vertical (ν). O deslocamento horizontal no modelo de uma placa é maior na zona da osteotomia, no entanto, no modelo de duas placas o deslocamento é menor na zona mais afastada da osteotomia da parte fixa do fémur aumentando na zona oposta, como se observa na figura 5.



Fig.5 – Deslocamentos segundo a direção horizontal na lateral das placas de oito furos.

O deslocamento horizontal máximo registado no modelo de uma placa ocorre na zona central da placa, no entanto, para o modelo de duas placas, como é mais rígido na zona distal, o deslocamento diminui da zona proximal para a distal. Na figura 6 observa-se que o deslocamento vertical tem um comportamento semelhante nos dois modelos, mas os valores de deslocamento são sempre inferiores para o modelo de duas placas. Quando se observa a correlação de imagem verifica-se que o deslocamento máximo ocorre na zona proximal, diminuindo ao longo da placa.



Fig. 6 – Evolução do deslocamento vertical na placa de oito furos.

Com o modelo de fixação dupla os deslocamentos diminuem obtendo-se um modelo mais rígido, em conformidade com o defendido por Lindsey *et al.* (Lindsey *et al.* 2009). Os valores registados no modelo de duas placas diminuem ao longo da placa, contrariamente ao que sucede para fixação simples, uma vez que os valores tendem a aumentar desde a extremidade superior até à zona intermédia, voltando a diminuir até à extremidade inferior.

3.2. Resultados Numéricos

O modelo numérico permite avaliar os deslocamentos para posterior comparação com os resultados experimentais. O deslocamento segundo as direções *X* e Y na espessura da placa de oito furos para os dois modelos, é maior segundo a direção *X* e diminui da zona proximal para a distal. Contudo, na figura 7 é possível observar que a zona com maior deslocamento é diferente nos dois modelos, estando localizado o ponto com maior deslocamento (identificado com triangulo) no modelo de uma placa na vizinhança proximal da osteotomia, enquanto no modelo de duas placas surge no ponto mais proximal da placa. A introdução da segunda placa no modelo traduz-se numa diminuição do deslocamento em *X* e Y de aproximadamente 18%. O deslocamento horizontal máximo registado no modelo de uma placa ocorre na zona central da placa, no entanto, para o modelo de duas placas, como é mais rígido na zona distal, o deslocamento diminui da zona proximal para a distal, (Paulino 2020). Já o deslocamento vertical máximo ocorre na zona distal de ambos os modelos.

O modelo numérico permite observar a distribuição das tensões de *von Mises* nos parafusos, verificando-se que estas são máximas nos parafusos mais próximos da osteotomia da zona proximal, tal como se apresenta na figura 8. A análise dos valores máximos de tensão de *von Mises* nos parafusos mais próximos da osteotomia indica uma redução de, aproximadamente, 32%, quando aplicada a segunda placa de osteossíntese.

A avaliação comparativa da distribuição das tensões de *von Mises* nas placas de osteossíntese (Fig 9), mostra que existem tensões mais elevadas nos furos mais próximos da osteotomia na zona proximal do fémur. Os resultados indicam que as tensões máximas no modelo



Fig. 7 – Deslocamento horizontal/vertical na placa de oito furos.







Fig. 9 – Tensão de von Mises nos dois modelos em estudo.

de uma placa situam-se na zona da osteotomia, e que com introdução da segunda placa as tensões máximas na placa de oito furos passam a estar localizadas nos furos mais próximos da osteotomia, mas da zona proximal. Além disso, no modelo de duas placas a tensão máxima passa a situar-se na segunda placa.

Este estudo pretende contribuir com resultados que permitem avaliar a vantagem sobre a utilização de uma ou de duas placas de osteossíntese para estabilização de uma osteotomia. É importante referir que a comparação quantitativa entre os valores numéricos e experimentais poderia conduzir a variações relativas significativas, pois é bastante difícil replicar o procedimento experimental realizado em contexto clínico, devido a grande variação de fatores que influenciam o aperto dos parafusos e placas. Neste contexto, a comparação dos resultados sugere que a aplicação de duas placas para estabilização de fraturas, ou osteotomias com aloenxertos, será uma solução benéfica. Relativamente ao comportamento estrutural das placas, os modelos numéricos e experimentais permitiram identificar as deformações ao longo das placas, sugerindo que a utilização das duas placas permite diminuir as deformações locais e, por isso, reduz a probabilidade de rotura das mesmas. Comparando a distribuição do deslocamento horizontal na espessura da placa de oito furos, dos modelos numéricos com a distribuição (variação) obtida através da correlação digital de imagem (Fig.), é possível concluir que as duas distribuições são semelhantes. Os resultados qualitativos evidenciam que, a osteossíntese do fémur com uma placa permite maiores deslocamentos na proximidade da osteotomia do que a osteossíntese do fémur com duas placas. Assim, introduzindo uma segunda placa é possível garantir maior estabilidade na osteotomia devido à diminuição do deslocamento nessa zona.

4- CONCLUSÕES

Os resultados evidenciam que, a osteossíntese do fémur com uma placa permite maiores deslocamentos na proximidade da osteotomia, assim, introduzindo uma segunda placa é possível garantir maior estabilidade na osteotomia. Comparando a distribuição do deslocamento horizontal na espessura da placa de oito furos dos modelos numéricos, com a distribuição (variação) obtida através da correlação digital de imagem, conlui-se que as duas distribuições são semelhantes.

Assim, tendo em conta os resultados a partir dos modelos numéricos biomecânicos que foram implementados, pode-se afirmar que a aplicação da segunda placa será benéfica, traduzindo-se numa melhor estabilização, o que pode favorecer a osteointegração e reduzir o tempo de recuperação do paciente.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho é financiado por fundos nacionais através da FCT – Fundação para a Ciência e Tecnologia no âmbito do Projeto UIDB/00285/2020.

REFERÊNCIAS

- Albergo, J. et al. 2017. "Proximal Tibia Reconstruction After Bone Tumor Resection: Are Survivorship and Outcomes of Endoprosthetic Replacement and Osteoarticular Allograft Similar?" *Clinical Orthopaedics and Related Research* 475(3): 676–82. https://doi.org/10.1007/s11999-016-4843-y.
- Aponte-Tinao, L., and M. Ayerza. 2015. "Should Fractures in Massive Intercalary Bone Allografts of the Lower Limb Be Treated With ORIF or With a New Allograft ?" *Clin Orthop Relat Res* 473: 805–11.
- ASTM. 2014. "Standard Specification and Test Methods for Intramedullary Fixation Devices 1." *Astm* 03(Reapproved 2012): 1–18.
- Bottlang, M. et al. 2010. "Effects of Construct Stiffness on Healing of Fractures Stabilized with Locking Plates." *Journal of Bone and Joint Surgery* 92(SUPPL. 2): 12–22.
- Bus, M. 2018. *Reconstructive Techniques in Musculoskeletal Tumor Surgery*. Nederlandse Orthopaedische.
- Cheal, E., W. Hayes, A. White, and S. Perren. 1983. "Stress Analysis of a Simplified Compression Plate Fixation System for Fractured Bones." *Computers and Structures* 17(5–6): 845–55.
- El-Sayed, Amr, Hatem G. Said, Ahmad Abdel-Aal, and Osama Farouk. 2001. "Locked Plate Fixation for Femoral Shaft Fractures." *International Orthopaedics* 25(4): 214–18.
- Heijden, Lizz van der et al. 2021. "Biology and Technology in the Surgical Treatment of Malignant Bone Tumours in Children and Adolescents, with a Special Note on the Very Young." *journal of children's orthopaedics* 15: 322–30.
- Lindsey, R., R. Morris, A. Schroeder, and Z. Gugala. 2009. "Biomechanical Evaluation of Orthogonal versus Adjacent Dual Plate Diaphyseal Fixation of the Femur." *55th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society* (833): 833–833.
- Lopes, V. 2014. "Conceção e Projeto de Uma Prótese Trocantérica." Dissertação de Mestrado-DEM UC.
- Maimaitiyiming, A. et al. 2015. "Treatment of the Femoral Shaft Nonunion with Double Plate Fixation and Bone Grafting: A Case Series of 14 Patients." *Injury, Int. J. Care Injured* 46(6): 1102–7.
- Miller, Danielle L., and Tarun Goswami. 2007. "A Review of Locking Compression Plate Biomechanics and Their Advantages as Internal Fixators in Fracture Healing." *Clinical Biomechanics* 22(10): 1049–62.
- Paulino, Maria F. 2020. "Desenvolvimento de Metodologias de Consolidação Do Calo Ósseo e de Reabsorção Óssea Recorrendo a Sistemas de Fixação Externa e Fixação Interna." *Tese de Doutoramento, DEM-FCTUC, Universidade de Coimbra*.