

## PROJETO MECÂNICO DE UM GUIA CIRURGICO PARA A CIRURGIA DE PERSERVAÇÃO DE QUADRIL: OSTEOTOMIA PERIACETABULAR

### MECHANICAL DESIGN OF A SURGICAL GUIDE FOR SURGERY OF QUADRIL: PERIACETABULAR OSTEOTOMY

Thadeu V. da S. Gomes<sup>a</sup>, Flávia S. Bastos<sup>a</sup>, Leonardo G. da Fonseca<sup>a</sup> e Bruno G. Schroder e Souza<sup>b</sup>

<sup>a</sup>*Programa da pós-graduação em Modelagem Computacional, Campus Universitário - Rua José Lourenço Kelmer, s/n - São Pedro, Juiz de Fora- MG, Brasil,  
ppg.modelagemcomputacional@ufjf.edu.br; <http://www.ufjf.br/pgmc/>*

<sup>b</sup>*Departamento de cirurgia - Faculdade de Medicina, universidade Federal de Juiz de fora, Avenida Eugênio do Nascimento, s/n - Dom Bosco, Juiz de Fora MG, Brasil, depto.cir@ufjf.edu.br,  
<http://www.ufjf.br/medicina/>*

**Palavras-chave:** Osteotomia Periacetabular, guia, elementos finitos, impressão 3D.

**Resumo.** A osteoartrite ou artrose é uma doença caracterizada pelo desgaste da cartilagem, que pode ser causada por inúmeros motivos, entre estes estão os causados pelo contato do acetábulo com a pelve de maneira incorreta, cuja cirurgia reparadora é a osteotomia periacetabular. Esta cirurgia é de grande complexidade já que a área a ser operada se encontra sob diversos nervos e artérias, neste contexto foi proposto um guia cirúrgico que possibilita ao cirurgião uma orientação mais precisa das regiões onde ocorre a osteotomia. Durante a cirurgia o cirurgião realiza diversos esforços para a retirada de material, entre tais esforços podem existir cargas angulares capazes de danificar o guia cirúrgico. Neste trabalho é discutido a possibilidade da construção do guia por prototipagem rápida ou impressão 3D. Foram selecionadas diferentes tipos de matéria-prima da prototipagem rápida para simulação. Os esforços mecânicos no guia cirúrgico são avaliados através do método dos elementos finitos como ferramenta matemática e o software Abaqus<sup>®</sup> como ferramenta computacional.

**Keywords:** Periacetabular osteotomy, guide, finite elements, 3D printing.

**Abstract.** Osteoarthritis or osteoarthritis is a disease characterized by wear of cartilage, which can be caused by many reasons, among them are those caused by the contact of the acetabulum with the pelvis incorrectly, whose repair is periacetabular osteotomy. This surgery is of great complexity since the area to be operated is under several nerves and arteries, in this context it was proposed a surgical guide that allows the surgeon a more precise orientation of the regions where the osteotomy occurs. During the surgery the surgeon makes several efforts to remove material, such efforts may include angular loads capable of damaging the surgical guide. In this work the possibility of constructing the guide by rapid prototyping or 3D printing is discussed. Different types of fast prototyping feedstocks were selected for simulation. The mechanical stresses in the surgical guide are evaluated through the finite element method as a mathematical tool and the Abaqus<sup>®</sup> software as a computational tool.

## 1 INTRODUÇÃO

A impressão 3D, também chamada de prototipagem rápida, é uma técnica de obtenção de objetos utilizando o princípio de adição de camadas. A primeira etapa para o processo de prototipagem é o desenvolvimento de um modelo computacional, seja ele um modelo desenhado em softwares CAD ou por meio de escaneamento 3D de objetos. Em um software computacional é feito o seccionamento da peça a ser prototipada e, posteriormente, a impressão é feita.

Ultimamente a medicina vem utilizando a prototipagem rápida em diversos tipos de procedimentos, entre eles a criação de próteses é o que mais se destaca. Segundo [Matozinhos et al. \(2017\)](#) a criação de próteses e a realização de planejamentos cirúrgicos utilizando protótipos impressos estão cada vez mais comum no ambiente médico.

A osteoartrite é uma doença causada pelo desgaste da articulação, causando dores e perdas das funções articulares. A osteoartrite pode ser adquirida por causas genéticas, obesidade ou por esforço extremo das articulações, como por exemplo em esportes de alto desempenho. Devido ao envelhecimento da população mundial a osteoartrite pode ser um grande problema para o futuro, se a sociedade não for orientada sobre os cuidados e prevenções das doenças articulares. Segundo [Bitton \(2009\)](#) a Osteoartrite é uma doença bastante onerosa devido aos seus custos diretos e indiretos. Os custos diretos são aqueles relacionados com as cirurgias reparadas, remédios e tratamentos fisioterapêuticos, e os custos indiretos estão ligados à ausência do paciente no mercado de trabalho e talvez até à sua aposentadoria.

A cirurgia para a preservação do quadril e recuperação clínica mais eficiente biomecanicamente segundo [Fu et al. \(2014\)](#) é a osteotomia periacetabular rotacional, cujo o objetivo é a retirada do acetábulo da pelve e a reorientação do mesmo para o melhor encaixe com a cabeça femoral. Ainda, segundo [Fu et al. \(2014\)](#), a osteotomia periacetabular rotacional proporcionou nos testes biomecânicos realizados uma melhor distribuição de tensões do que a osteotomia de prateleira e a de Chia.

Métodos numéricos estão sendo utilizados para estudar as causas dos desgastes nas articulações e também são instrumentos para verificar se uma certa cirurgia pode trazer benefícios efetivos no dia-a-dia dos pacientes. Os autores [Harris et al. \(2012\)](#) e [Liu et al. \(2014\)](#) utilizaram o método dos elementos finitos para estudar o comportamento das articulações em determinados esforços pré e pós operatório.

Este trabalho está inserido num projeto de construção de um guia cirúrgico por prototipagem rápida, via impressão 3D, totalmente adaptativo para cada paciente, baseado em protocolo de conversão de imagens médicas obtidas por tomografias computadorizadas em modelos geométricos. Este guia visa possibilitar ao cirurgião uma orientação mais precisa das regiões onde devem ser inseridos os formões para a osteotomia. Com a finalidade de auxiliar na seleção do material para a impressão, aqui serão utilizados modelos geometricamente simplificados, de modo a permitir uma prévia análise da resistência mecânica do guia via método dos elementos finitos.

## 2 MATERIAIS E MÉTODOS

Nesta seção é apresentado um procedimento pré-operatório utilizando softwares computacionais para a análise do corte da osteotomia e conhecimento da região de corte, e através destas informações, o desenvolvimento geométrico do guia cirúrgico.

Em trabalhos anteriores foram feitas simulações com o objetivo de encontrar o ponto em que o guia cirúrgico falha como em [Fabiane \(2017b\)](#) e [Fabiane \(2017a\)](#) utilizando o material plástico ABS como matéria prima para impressão 3D. Neste trabalho foram testados outros materiais

como matéria-prima a afim de descobrir qual traria maior segurança para o cirurgião. Para a realização do teste computacionais foi feito um modelo computacional preliminar somente com a penetração do formão contra o osso, e posteriormente a força de contato necessária para executar esse movimento foi utilizada como parâmetro para verificar a possibilidade da construção do guia com tais materiais.

## 2.1 Projeto computacional do Guia anatômico

Antes de realizar a cirurgia, o cirurgião faz um planejamento para conhecer a área onde a cirurgia irá acontecer, com o intuito de ter uma visão prévia das dificuldades da cirurgia. Para verificar os cortes e ângulos que serão feitos na pelve, são realizadas tomografias computadorizadas, que trazem a geometrias da pelve e do fêmur do paciente. Softwares computacionais são usados para auxiliar o cirurgião no planejamento cirúrgico trazendo para ele uma visão tridimensional da área a ser operada, um desses softwares é o Meshmixer<sup>®</sup>, que utiliza arquivos .STL. O projeto do guia cirúrgico foi pensado para agilizar a cirurgia de osteotomia periacetabular e minimizar a chances de erro do cirurgião. Primeiramente os arquivos fornecidos pela tomografia computadorizada são importados para o Inversálus<sup>®</sup> e transformados em uma malha .STL, e então são importados para o software Meshmixer<sup>®</sup>. No Meshmixer<sup>®</sup> é feito um planejamento cirúrgico com geometrias dos formões que serão utilizados na osteotomia periacetabular, estes são colocados nas posições de corte do osso, como pode-se ver na figura 1.



Figura 1: posição dos formões.

Utilizando a ferramenta de seleção do Software a região de corte onde os formões estão localizados é selecionada, gerando assim uma superfície, como mostra a figura 2. Esta superfície é separada da geometria do osso, e é dado a ela uma espessura. A espessura utilizada para os teste da geometria simplificada foi de 20mm, porém dependendo o material utilizado esta espessura pode ser altera.

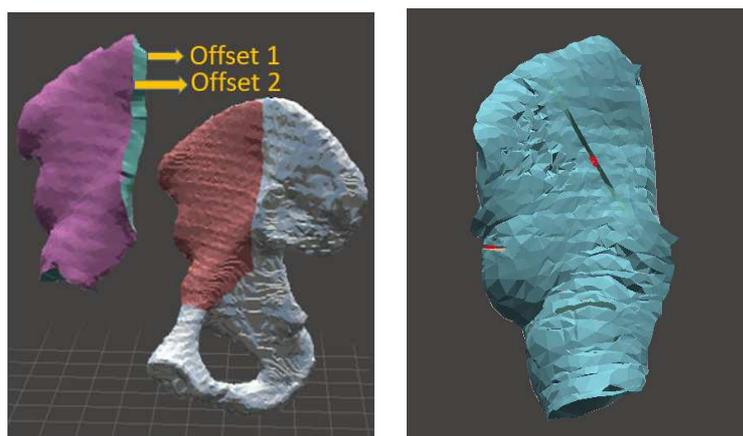


Figura 2: posição dos formões. fonte: Fabiane (2017a)

## 2.2 Modelos Geométricos Simplificados

O modelo geométrico do formão consiste num bloco de 150mm de comprimento, 19mm de largura, 2mm de espessura, sendo que uma das pontas tem formato cônico com 1mm de menor espessura e 40mm de comprimento. O osso foi modelado como um bloco com 60mmx60mmx20mm de dimensões. O guia foi modelado também como um bloco com as mesmas dimensões do osso, porém com um furo retangular de 19,5mm de base por 2,5mm de altura para a passagem do formão, sendo que a folga em relação a este foi de 0.5mm. As arestas do furo foram arredondadas com uma curvatura de 2 radianos, para aliviar as concentrações de tensões.

## 2.3 Propriedades de Materiais

O formão é composto de um aço inoxidável de liga 316L. Essa liga tem uma grande resistência à corrosão atmosférica, além de uma grande resistência à tração e à compressão. O material a ser selecionado para o guia é a incógnita do trabalho, para o qual foram testados cinco diferentes opções em situações de trabalho que representam a Osteotomia periacetabular. Esses insumos, que já são utilizados nas impressoras 3D, são: plástico ABS, alumínio liga ALSI10MG, titânio, dois tipos de aços inox e cobalto. Todos serão considerados na análise como sólidos homogêneos de comportamento linear-elástico, sendo suas propriedades de densidade  $\rho$  ( $Kg/mm^3$ ), módulo de elasticidade  $E$  ( $MPa$ ), coeficiente de poisson  $\nu$  e a tensão de ruptura  $\sigma_Y$  ( $MPa$ ) apresentadas na Tabela 1

Material	$\rho$ ( $Kg/mm^3$ )	$E$ ( $MPa$ )	$\nu$	$\sigma_Y$ ( $MPa$ )
Aço INOX 316L	$7.74 \times 10^{-6}$	200000	0,28	500
Osso Humano	$3.53 \times 10^{-4}$	24500	0,40	100
Plástico ABS	$1.098 \times 10^{-6}$	280,5	0,37	34,5
ALSI10MG	$2.63 \times 10^{-6}$	70000	0,33	250
Titânio	$4.51 \times 10^{-6}$	102700	0,41	900
Aço 17-4PH	$7.75 \times 10^{-6}$	196000	0,28	910
Cobalto	$7.75 \times 10^{-6}$	116000	0,32	434

Tabela 1: Propriedades dos materiais .

A tensão de ruptura é um dado importante para o dimensionamento dos materiais, pois é por meio dela que sabemos se o material suporta ou não os esforços de trabalho. O osso por

exemplo, segundo [Haldun et al. \(2002\)](#) tem um ponto de ruptura em 100Mpa, o aço entre 500 e 700Mpa, o plástico ABS ,segundo testes feitos em [Fabiane \(2017b\)](#), tem uma tensão na prototipagem de 34,5MPa, a liga ALSI10MG tem uma tensão de ruptura de 250Mpa. As ligas de aço inoxidável utilizadas para o teste foram a liga 316L que tem uma resistência a tensão na faixa de 500MPa e a liga 17-4 PH tem tem sua resistência a tração na casa dos 910Mpa. O cobalto é um material utilizado na area odontológica e tem uma resistência a tração na faixa de 434MPa.

## 2.4 Malha de Elementos Finitos

O tipo de elemento utilizado no software Abaqus<sup>®</sup> é o C3D10 que representa um sólido hexaédrico com funções de forma quadráticas. A malha do formão é formada por elementos globais com 3mm de tamanho para o corpo e 1mm localmente para a ponta, gerando um total de 11853 elementos. O osso usa uma malha global cujos elementos tem 6mm de tamanho. Na região de contato com o formão, foi aplicada localmente uma malha mais refinada com 1mm de tamanho, totalizando 10315 elementos. Para o guia, o tamanho global dos elementos foi de 10mm e nas faces do furo, região onde poderá haver contato com o formão, a malha foi mais refinada com um tamanho de aproximadamente 1mm. No total para o guia foram gerados 14258 elementos.

## 2.5 Interações Superficiais

Por haver contato entre o formão e as superfícies do osso e, possivelmente, as faces do furo no guia, foram estabelecidas para as tensões tangenciais as condições livre de atrito (“frictionless”) e para as tensões normais a opção “hard contact”, para limitar as penetrações.

## 2.6 Montagem, passos de análise e condições de contorno

Em um modelo matemático as condições de contorno são impostas de modo que represente uma situação física de certo problema. Neste trabalho utilizamos a hipótese do modelo linear-elástico tridimensional, cuja a função que modela o problema e suas condições de contorno podem ser representadas, segundo [Maciel \(2013\)](#), por um sistema de equações diferenciais descritas nas equações de 1 a 5.

$$\sigma_{ij,i}(x) + f_j(x) = 0 \quad x \in \bar{\Omega}, \quad (1)$$

$$\sigma_{ij} = D_{ijkl}\varepsilon_{kl}, \quad (2)$$

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{ij}(x) + u_{ji}(x)) \quad x \in \Omega, \quad (3)$$

$$u_i = \bar{u}_i \quad x \in \bar{\Gamma}_D, \quad (4)$$

$$\bar{t}_i = \sigma_{ij}(x)\mathbf{n}_j \quad x \in \bar{\Gamma}_N \quad (5)$$

Onde  $\bar{\Omega}$  é o domínio do sistema e  $\Gamma$  é o contorno do domínio.  $\sigma_{ij,i}(x)$  é o tensor de tensões simétrico e  $f_j(x)$  é o vetor de forças volumétricas infinitesimais. O modelo elástico linear obedece a lei de Hooke que de forma generalizada pode ser escrita como a equação 2 e  $\varepsilon_{kl}$  é o tensor de deslocamentos infinitesimais. As condições de contorno podem ser o tipo estática, Neumann ( $\bar{\Gamma}_N$ ), ou tipo cinemática, Dirichlet( $\bar{\Gamma}_D$ ).

Na montagem das partes do modelo, o guia é apoiado ao osso e o formão é posicionado de forma a passar pelo furo do guia até encostar no osso. Para representar simplificadamente

no modelo a fixação da guia sobre o osso, foram selecionadas quatro áreas nas superfícies de contato entre ambos, sobre as quais foi aplicada a condição “tie constraint”, impedindo o deslizamento relativo entre elas. Na prática, tal condição seria obtida através da instalação de parafusos temporários durante a cirurgia. O formão se encontra livre para se deslocar.

O osso recebeu uma condição de contorno do tipo Dirichlet em suas laterais representando a continuidade da pele. A condição é chamada de “Encastre” pelo Software Abaqus® e é imposta selecionando toda a região lateral da geometria, clicando no ícone BC (“Boundary Conditions”) e no ícone “Encastre”, como pode-se ver na figura 3.

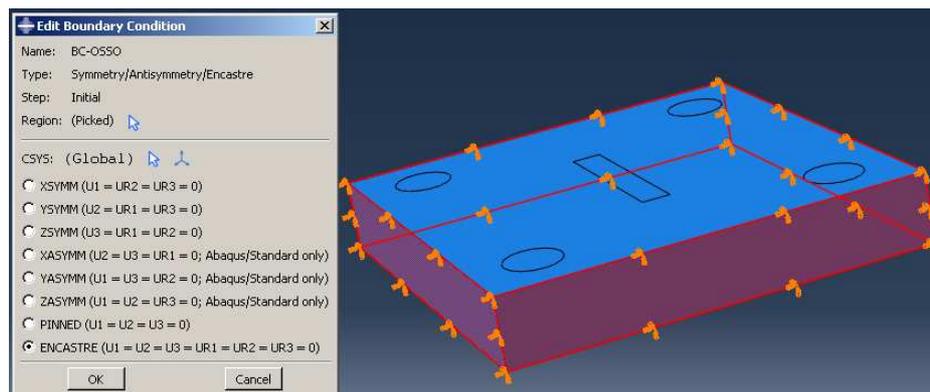


Figura 3: Condição de contorno OSSO.

Na geometria do formão foram impostas duas condições de contorno em dois passos diferentes. No primeiro passo o formão recebeu uma condição de contorno em sua lateral do tipo cinemática, Dirichlet, mas sem selecionar a ponta que poderá estar em contato com a guia. Nesta condição foi imposto um deslocamento da direção  $-Z$ , tendo como referência um espaço cartesiano, para simbolizar um esforço feito pelo cirurgião durante a osteotomia. No segundo passo é feita uma rotação de corpo rígido utilizando a ferramenta “Tie Constraint”, onde é selecionada toda a geometria do formão e criado um ponto de referência, sobre qual a condição de rotação é estabelecida. Na figura 4 pode-se observar tais condições.

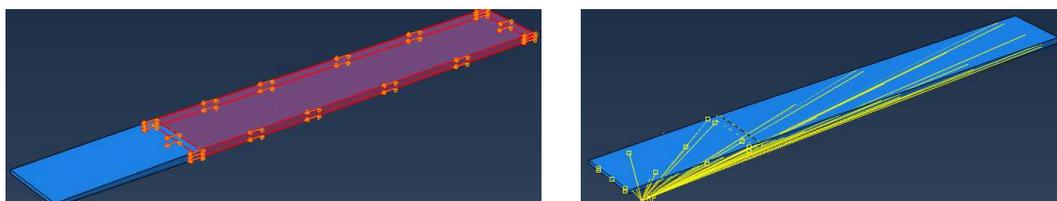


Figura 4: A esquerda condição de contorno do formão no passo 1. A direita condição de contorno no passo 2.

No primeiro passo de análise se estabelece um contato puramente normal entre o formão e o osso, prescrevendo-se um deslocamento do formão. Este deslocamento é incrementado até que a tensão normal de contato atinja o nível de ruptura do osso, representando a ação da osteotomia. A partir desse momento, num novo passo de análise, é imposta uma rotação do formão, visando reproduzir uma possível excentricidade causada por erros do cirurgião ao golpear o formão. Com isso, parte do esforço será transmitida ao guia pelas bordas do furo. A tensão gerada no guia, bem como a força resultante transmitida serão avaliadas de forma a verificar a integridade da peça para cada material selecionado.

### 3 RESULTADOS

#### 3.1 Força normal no contato osso-formão

Como descrito na seção 2.6, o primeiro passo do modelo é o deslocamento longitudinal do formão. Uma região de contato foi previamente selecionada para que pudesse acompanhar a concentração de tensão no contato do formão com o osso. O deslocamento longitudinal imposto ao formão foi de  $0.0175\text{mm}$ . Este deslocamento foi capaz de gerar uma tensão de  $101,2\text{MPa}$ , que segundo Haldun et al. (2002), é suficiente para iniciar a ruptura do osso.

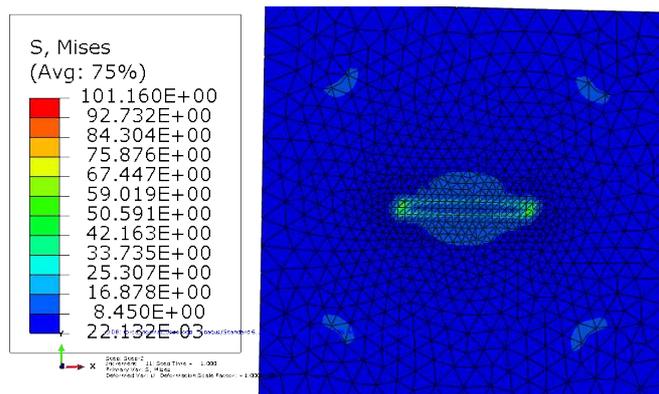


Figura 5: Tensão de contato entre o formão e o osso

Para a retirada do valor da força normal entre o contato do formão com o osso foi utilizado neste passo a variável CFNM, que calcula o módulo da força normal resultante de contato em uma certa região, que neste caso é a região de contato do formão e o osso. A resultante da força normal foi de  $1618,14\text{N}$ , força que pode ser considerada necessária para que o cirurgião possa fazer a osteotomia. Na tabela 2 pode-se ver os valores de força normal e tensão de contato.

Material	Força Normal(N)	Tensão(MPa)
OSSO	1618,14	101,2

Tabela 2: Força normal no contato Formão-Osso .

#### 3.2 Força normal no contato formão-guia

No segundo passo, o formão recebe uma rotação de corpo rígido imposta no ponto de referência, como descrito na seção 2.6, com o valor de 5 graus, simulando prováveis erros provenientes de descuidos do cirurgião no momento do corte do osso.

Primeiramente foi utilizado o plástico ABS como matéria do guia para a simulação, pois máquinas de impressão 3D que utilizam plástico são menos onerosas que máquinas de prototipagem que tem como matéria-prima de impressão metais. Assim como na seção 3.1, a variável CFNM foi utilizada para a captação do valor da força resultante no contato.

Após a análise foi constatado que para o formão gerar na guia uma tensão de  $34,5\text{MPa}$ , tensão de ruptura do material plástico ABS, é preciso aplicar uma força cujo módulo é de  $119,16\text{N}$ . Se compararmos com a força necessária para a osteotomia que é de  $1618,14\text{N}$ , é preciso apenas  $7,3\%$  da força total para realização da osteotomia para danificar a guia. Isso pode ser observado na figura 6 .

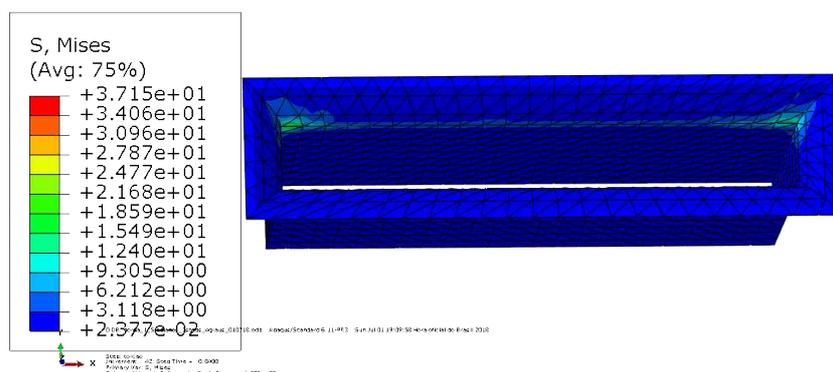


Figura 6: Tensão de contato na guia utilizando o material ABS.

O material Alumínio, mas precisamente a liga ALSI10MG, foi testado com as mesmas configurações do plástico ABS, e teve uma tensão no contato de 283,539 MPa. A força normal no contato do formão com a guia utilizando a liga ALSI10MG foi de 683,869 N. Isto pode ser observado na figura 7.

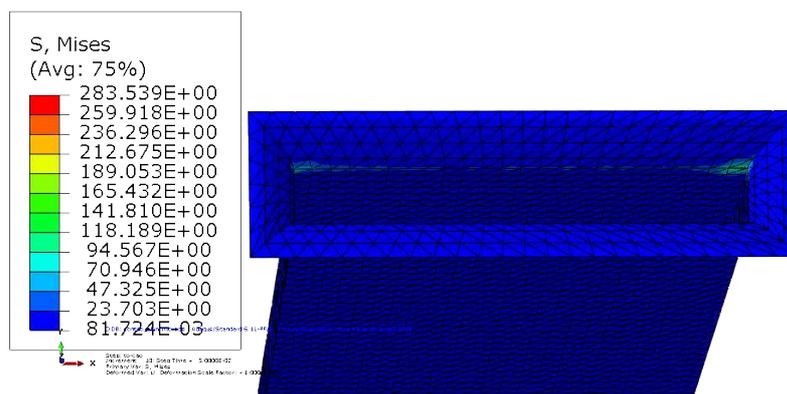


Figura 7: Tensão de contato na guia utilizando o material Alumínio.

As impressoras 3D também possibilitam o uso de metais como titânio, Aço Inoxidável 17-4PH e Cobalto. A análise com o material titânio teve como resultado uma tensão no contato do formão com a guia de 823,757MPa, e uma força normal resultante de contato com magnitude de 3831,07N, como pode-ser ver na figura 8. Com o material Cobalto a tensão no contato teve uma magnitude de 434,204MPa com uma força normal de magnitude 921,873N. Na simulação o material 17-4 PH apresentou uma tensão no contato de 677,37MPa e uma força resultante de contato de 1171N.

Na tabela 3 é apresentado os valores da relação entre a força de contato  $F_c$  e a força necessária para realizar a osteotomia  $F_o$ , chamada de  $\delta$ . Esta relação mostra a proporção da força total do ato cirúrgico que tem que ser fornecida ao sistema de maneira errada para que o guia sofra algum dano. O plástico ABS tem uma relação  $\delta$  de 0,0736, é a menor relação entre os materiais testados. O alumínio tem uma relação  $\delta$  de 0,4226, o titânio tem uma relação  $\delta$  2,3605, o aço inoxidável 17-4 PH tem uma relação  $\delta$  de 0,7236 e o cobalto tem uma relação  $\delta$  de 0,5697.

Material	Força Normal (N)	$(\sigma_c(MPa))$	$\delta(F_c/F_o)$
Plástico ABS	119,16	34,5	0,0736
ALSI10MG	683,869	283,539	0,4226
Titânio	3831,07	823,757	2,3605
Aço 17-4PH	1171	677,37	0,7236
Cobalto	921,873	434,204	0,5697

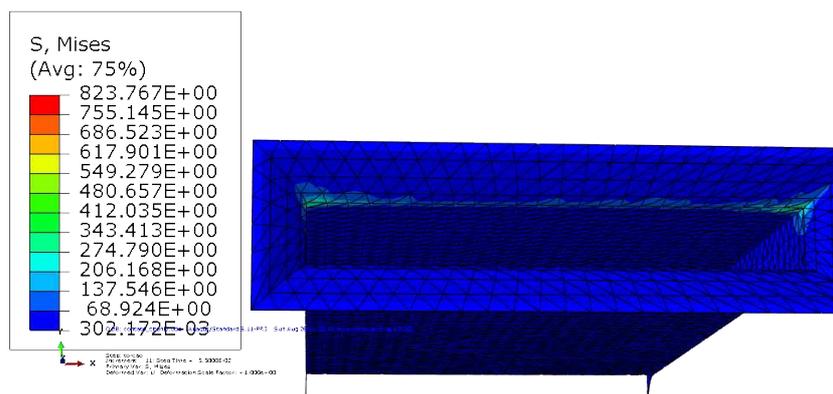
Tabela 3: Valores das forças normais, tensão de contato e relação  $\delta$  dos materiais testados.

Figura 8: Tensão de contato na guia utilizando o material Titânio.

#### 4 CONCLUSÕES

O material plástico ABS é o material menos oneroso de todos os testados neste trabalho, porém, por meio das simulações realizadas neste trabalho, pode-se concluir que o mesmo é incapaz de suportar os esforços da osteotomia. Contudo o material pode ser utilizado para construção de um guia meramente geométrico, ou seja, um guia que indicará ao cirurgião onde deve-se ser realizada a cirurgia sem a capacidade de impedir erros no procedimento.

Se for considerado plausível que 50% da força da osteotomia possa ser aplicada excêntrica no formão, a liga de alumínio ALSI10MG é desqualificada para a construção do guia cirurgico, já que a relação  $\delta$  foi de 0,42, porém isso deve ser testado em um procedimento que simule as marteladas da cirurgia.

O cobalto, o titânio e o aço inoxidável 17-4PH tiveram um resultado que os qualifica para a construção de um protótipo para a cirurgia, já que sua relação  $\delta$  esteve superior a 0,5, tendo o titânio uma capacidade muito maior que os outros materiais, porém por ser uma liga muito nobre e custosa, dificilmente será empregada como matéria-prima para esse procedimento.

Em trabalhos futuros pretende-se fabricar protótipos com os materiais aptos e testá-los em ossos humanos simulando a cirurgia.

#### REFERÊNCIAS

- Bitton R. The economic burden of osteoarthritis. *The American journal of managed care*, 15(8 Suppl):S230–5, 2009.
- Fabiane G.S. Computational modeling of adaptative hip guide for periacetabular osteotomy surgery. 2017a.
- Fabiane G.S. Mechanical analysis of the adaptative hip guide for periacetabular osteotomy surgery. 2017b.

- Fu M., Xiang S., Zhang Z., Huang G., Liu J., Duan X., Yang Z., Wu P., e Liao W. The biomechanical differences of rotational acetabular osteotomy, chiari osteotomy and shelf procedure in developmental dysplasia of hip. *BMC musculoskeletal disorders*, 15(1):47, 2014.
- Haldun, , et al. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of dentistry*, 30(1):41–46, 2002.
- Harris M.D., Anderson A.E., Henak C.R., Ellis B.J., Peters C.L., e Weiss J.A. Finite element prediction of cartilage contact stresses in normal human hips. *Journal of Orthopaedic Research*, 30(7):1133–1139, 2012.
- Liu L., Ecker T.M., Schumann S., Siebenrock K., e Zheng G. Preliminary study on finite element simulation for optimizing acetabulum reorientation after periacetabular osteotomy. Em *International Symposium on Biomedical Simulation*, páginas 155–162. Springer, 2014.
- Maciel R. Método dos elementos finitos aplicado à análise de sólidos: concepção e implementação. 2013.
- Matozinhos I.P., Madureira A.A.C., Silva G.F., de Castro Madeira G.C., Oliveira I.F.A., e Corrêa C.R. Impressão 3d: Inovações no campo da medicina. *REVISTA INTERDISCIPLINAR CIÊNCIAS MÉDICAS*, 1(1):143–162, 2017.