

ESTUDO DE MELHORIA EM UM PROJETO DE ACETÁBULO PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS¹

*Celio Caminaga²
Camilo Bento Carletti³
Denis Paulo Ramos⁴
Ivan Dalla Valle Epiphany⁵
Nelson Guedes de Alcântara⁶*

Resumo

O objetivo desse trabalho foi estudar as alterações de projeto em um acetábulo não cimentado, utilizando como ferramenta o método de análise por elementos finitos. Foram avaliadas as diferentes distribuições de tensões na região do osso sacro-ilíaco e comparado com o projeto original. Para a análise, foi proposto, um módulo da carga aplicada de 2300N, e quatro atividades cotidianas do paciente implantado. Assim, as cargas foram aplicadas individualmente nas direções de 20°, 50°, 80° e 120°, com relação à posição fixada descrita pelas condições anatômicas. A modelagem de todo o problema foi feita utilizando-se o programa SolidWorks 2007™ sendo que todas as simulações foram realizadas pelo programa Cosmosworks 2007™. Os resultados obtidos mostram que a alteração proposta no projeto do acetábulo promove uma melhor distribuição das tensões, com diminuição dos pontos de concentração de tensão.

Palavras-chave: Elementos finitos; Acetábulo; Simulação.

STUDY OF IMPROVEMENT ON A PROJECT OF ACETABULUM BY THE METHOD OF FINITE ELEMENTS

Abstract

The aim of this work was to study the changes in a project of a not cemented acetabulum, using finite elements as a tool of analysis. We evaluated the different distributions of stresses in the region of the bone-sacral iliac and compared to the original project. For the analysis, an applied load of 2300N was proposed and considered four daily activities of an implanted patient. Thus, the loads were applied individually in directions of 20°, 50°, 80° and 120°, with respect to fixed position described by anatomical conditions. The modeling of the whole problem was achieved using the program SolidWorks 2007™ which all simulations were performed by the program Cosmosworks 2007™. The results showed that the proposed change in the project of the acetabulum promotes a better distribution of stresses with reduction of points of stress concentration.

Key words: Finite elements; Acetabulum; Simulation.

¹ *Contribuição técnica ao 63º Congresso Anual da ABM, 28 de julho a 1º de agosto de 2008, Santos, SP, Brasil*

² *Doutor em Engenharia Mecânica – CCDM: Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais – UFSCar/UNESP.*

³ *Doutor em Engenharia de Materiais – UFSCar – Universidade Federal de São Carlos e Benteler Automotive Mercosul*

⁴ *Estudante do Curso de Engenharia de Materiais – UFSCar – Universidade Federal de São Carlos.*

⁵ *Mestre em Engenharia de Materiais – CCDM: Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais – UFSCar/UNESP.*

⁶ *Prof. adjunto do DEMa/UFSCar e Diretor Executivo do CCDM: Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais – UFSCar/UNESP.*

1 INTRODUÇÃO

A realização de uma intervenção cirúrgica para colocação de uma prótese de quadril tem como principal objetivo proporcionar uma melhora na qualidade de vida do paciente implantado e sempre ocorre a remoção de áreas dos ossos comprometidas parcial ou totalmente.

O número de cirurgias de quadril no ano de 1998 nos EUA foi de 200.000, sendo que em âmbito mundial a previsão é que sejam realizadas cerca de 800.000 cirurgias. Outro ponto a ser considerado é a previsão de que cerca de 10% das próteses implantadas sofrerão algum tipo de falha nos próximos 10 anos.⁽¹⁾

Assim, associado ao fato de que é cada vez mais freqüente o uso de próteses de quadril por pacientes jovens, faz-se necessário o desenvolvimento de novos acetábulos que tenham um desempenho superior quanto às propriedades mecânicas, resultando em tempos maiores para revisão.

Uma das falhas mais comuns com relação à prótese de quadril é a ocorrência de perda asséptica do acetábulo, sendo que esta ocorre em um número duas vezes superior para o componente acetábulo do que para haste femoral. A perda asséptica é decorrente de micro-movimentos do acetábulo, que promovem o desprendimento do mesmo da parte da bacia na qual foi fixado, que ocorre também devido as combinações de fatores tais como rigidez, ausência de osteo-integração e concentração de tensões devido a fixação não adequada.⁽²⁾

Com a reclassificação do FDA, órgão do governo norte americano responsável pela avaliação de implantes ortopédicos, re-classificou o componente acetábulo da classe III para classe II,⁽³⁾ o que demonstra um favorecimento no desenvolvimento de novos projetos de acetábulos, contudo, mesmo diante de um cenário que favorece o desenvolvimento de novos produtos com o relaxamento de legislação e uma necessidade da sociedade no caso de aumento de desempenho, até o momento não há normalização pertinente em vigor com relação aos acetábulos. Deste modo torna-se necessário o desenvolvimento de ensaios mecânicos específicos para este tipo de componente.

Atualmente são utilizadas ferramentas de engenharia no desenvolvimento de produto, tais como a análise por elementos finitos, que se realizadas de maneira adequada permitem analisar o projeto quanto à presença de concentradores de tensão e também a resposta do componente a uma determinada solicitação.

O objetivo deste trabalho foi avaliar as alterações de projeto realizadas em um acetábulo não cimentado e comparar seu desempenho quanto à distribuição de tensões nos ossos em relação ao projeto original por meio de análise de elementos finitos.

2 METODOLOGIA E CONDIÇÕES DE CONTORNO

Foram realizadas simulações envolvendo os dois projetos de acetábulos para avaliação da distribuição das tensões no osso e principalmente na interface acetábulo/osso. A determinação das condições de contorno foi realizada em duas etapas: uma envolvendo o levantamento das propriedades dos materiais envolvidos, como por exemplo, razão de Poisson e módulo de elasticidade, para titânio puro, utilizado na fabricação do acetábulo, e da região esponjosa e cortical dos ossos; e outra envolvendo os valores e direções de carregamento no componente acetabular.

A simulação por elementos finitos (EF) foi realizada na região sacra ilíaca, sendo que o acetábulo foi fixado de acordo com as angulações anatômicas, isto é,

ângulo de 135° no plano XZ e 90° em relação ao plano YZ como ilustrado na Figura 1. Foi estabelecido que entre o acetábulo e o osso do quadril existe uma condição de não penetração entre as superfícies dos mesmos.



Figura 1 – Ilustra o posicionamento do acetábulo seguindo as condições anatômicas.

Considerando o caráter simétrico do acetábulo, o mesmo foi dividido em duas metades para que houvesse uma significativa redução do tempo de simulação.

Com relação à carga aplicada, o valor utilizado foi de 2300N⁽⁴⁾ sendo que foram consideradas quatro direções distintas simulando o comportamento cotidiano do paciente. Assim as cargas foram aplicadas individualmente nas direções de 20°, 40°, 80° e 120°, com relação à posição fixada descrita pelas condições anatômicas. Também foram feitas simulações utilizando-se forças nas quatro direções simultaneamente, com $\frac{1}{4}$ da carga em cada uma das direções.

Com relação às propriedades mecânicas dos materiais necessárias para realização das simulações, a Tabela 1 ilustra os valores para as três regiões consideradas.

Tabela 1 – Propriedades dos materiais. ⁽⁵⁾

Propriedade	Osso Esponjoso	Osso Cortical	Acetábulo
Módulo Elástico	4,5 e+07	1.005e+10	1,05 e+011
Poisson	0,12	0,3	0,37
Densidade (Kg/m ³)	430	1650	4510

As propriedades do material do acetábulo estão de acordo com o material titânio puro ASTM F67 grau 2.⁽⁶⁾ O modelamento de todo o problema foi realizado pelo programa Solidworks 2007™, sendo que todas as simulações foram realizadas pelo programa Cosmosworks 2007™, um software de simulação integrado ao SolidWorks™. Tendo em vista o caráter exploratório deste trabalho, a avaliação dos resultados realizada somente pelo critério de *Von Mises*.

O modelamento do problema foi realizado considerando três regiões distintas, a parte cortical do osso do quadril, a parte esponjosa e o componente acetabular. A Figura 2 mostra em vistas diferentes, o componente acetabular e as distintas regiões dos ossos que compõem o quadril. Como o osso é um material heterogêneo com relação às propriedades mecânicas, para fins de simplificação de análise, foi considerado que o mesmo se divide em apenas duas regiões: a esponjosa e cortical.

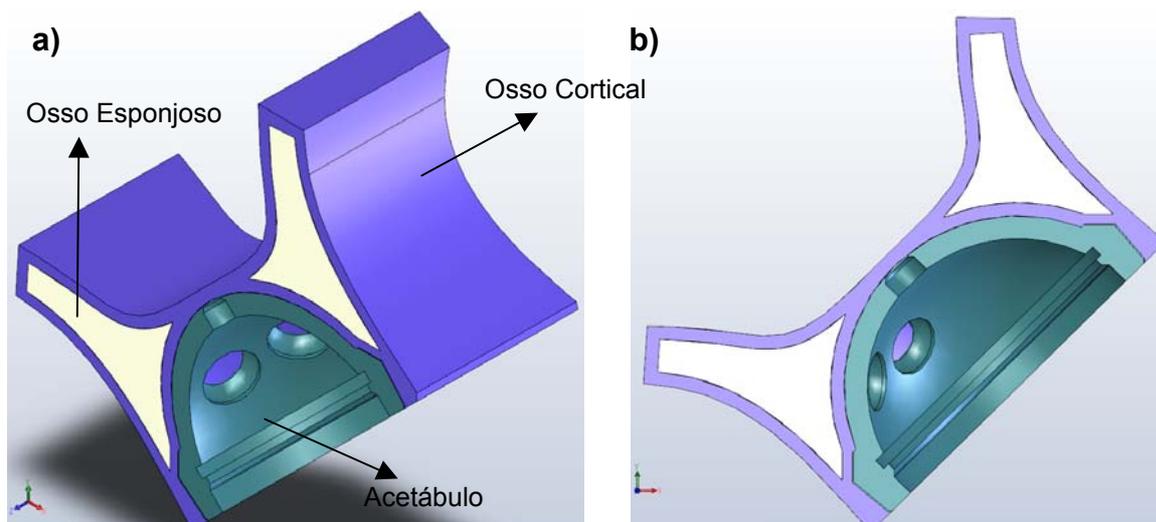


Figura 2 – Modelamento considerando as regiões distintas dos ossos e o componente acetabular: a) Vista em perspectiva e b) Vista Frontal.

A malha gerada foi específica para componentes sólidos e formada por elementos tetragonais com dimensões de 4,5 mm e tolerância nas dimensões de 0,18 mm. Como o objetivo deste trabalho foi avaliar a distribuição de tensões promovidas pela alteração de projeto original do acetábulo foi realizado um refinamento malha, isto é, foram usados elementos de menores dimensões, próximos a região de interface entre o acetábulo e a parte cortical do osso. O uso de uma malha mais refinada, isto é, com elementos de menores dimensões permite minimizar eventuais erros de análise do programa. Assim sendo, a malha gerada consiste em elementos tetragonais com dimensões de 4,5 mm, em regiões em que o carregamento e distribuição de tensões não são críticos, e de elementos com dimensões de 1,5 mm em regiões com carregamento e distribuição de tensões críticas, sobretudo na região de interface entre acetábulo/osso. Além disso, o número de nós obtidos pela malha foi de 23.093 e número de elementos gerados foi de 12.020.

A fim de avaliar o efeito de distribuição de tensões no osso pela alteração do projeto do acetábulo foram consideradas cinco situações em que houve variação da direção de aplicação de carga no conjunto acetábulo/quadril na tentativa de simular condições críticas de sollicitação, isto é, simular as atividades diárias de um paciente implantado. Deste modo a Figura 3 ilustra as cinco situações em que houve variação no ângulo de aplicação de carga de 20°, 40°, 80°, 120° e com as quatro forças simultaneamente, considerando que o conjunto acetábulo/osso foi fixado de acordo com as condições anatômicas.

Ambos os critérios são interessantes neste trabalho, pois ambos avaliam tanto o projeto, como a distribuição de tensões nos ossos, sendo este um fator de extrema importância já que a concentração de tensão mata células ósseas o que dificulta a osteo-integração e aumenta os casos de soltura asséptica, isto é, soltura do acetábulo.

A alteração proposta foi a inclusão de uma aba, que alarga a base do acetábulo, como apresentado na Figura 4, na tentativa de minimizar a concentração de tensão na parte esponjosa do fêmur. Como o objetivo desse trabalho é avaliar a influência da alteração do projeto, serão mostrados os resultados comparativos, antes e após a alteração.

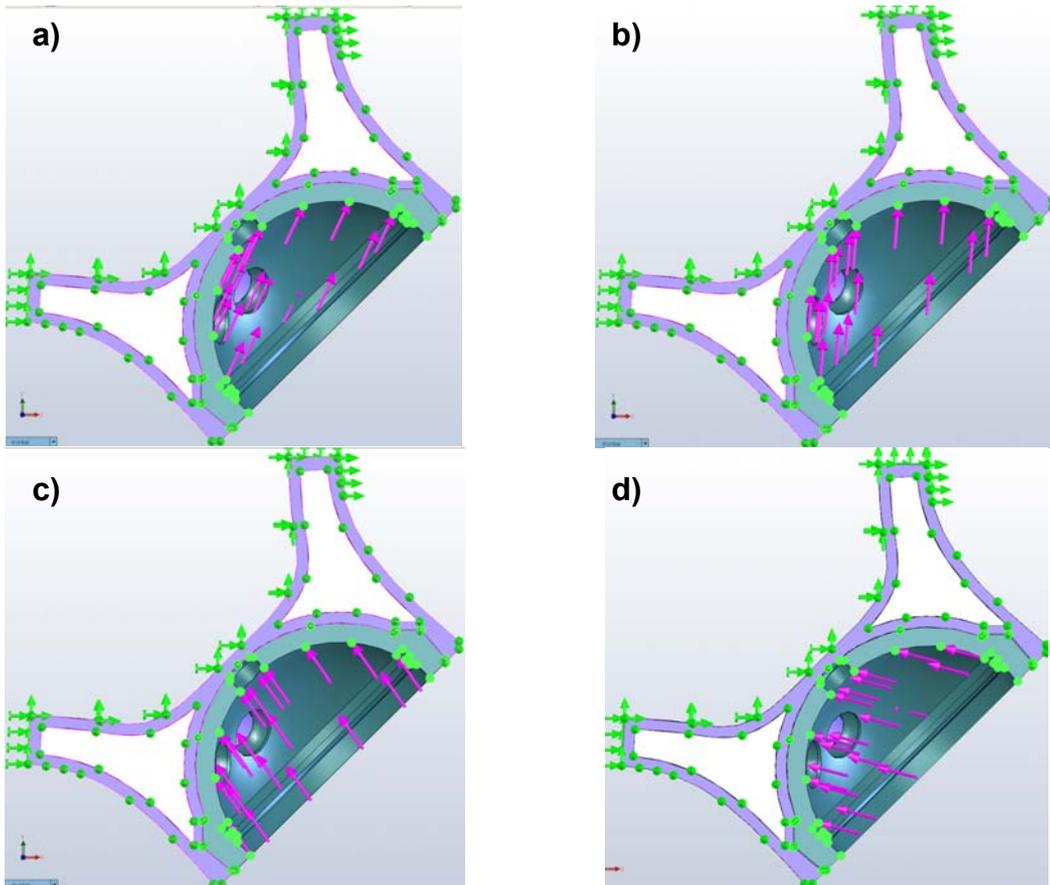


Figura 3: Aplicação da carga com ângulo de: a) 20°, (b) 40°, c) 80° e d) 120°. As setas em cor de rosa indicam a aplicação de carga enquanto que as setas em verde indicam restrições de movimento do conjunto.

Essa aba foi incluída, pois na base do acetábulo existe muito mais região de osso cortical, que possui um módulo elástico muito maior que a região esponjosa, e conseqüentemente, a dureza desse material se aproxima mais da dureza do titânio, reduzindo assim alguns dos problemas relacionados a soltura asséptica e morte de células ósseas, prolongando então a vida útil da prótese.

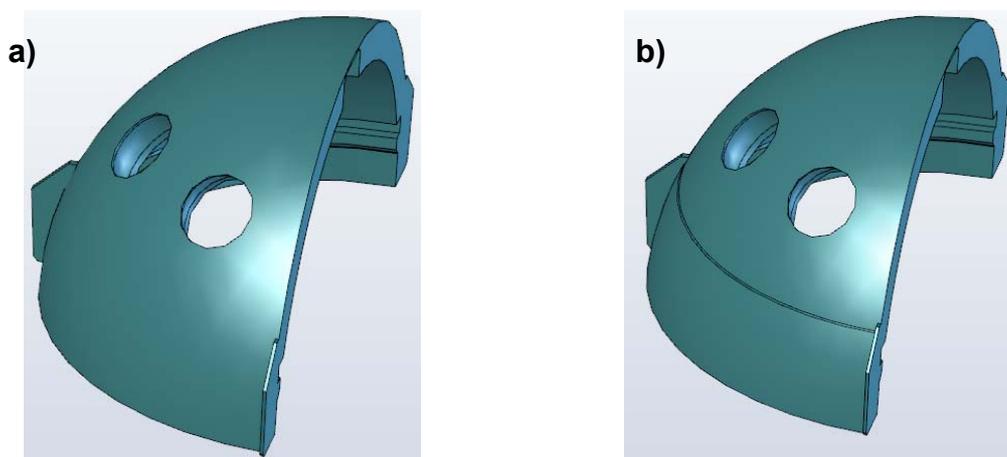


Figura 4 - Alteração de Projeto Proposta: a) Sem Aba e b) Após inclusão da aba.

3 RESULTADOS E DISCUSSÕES

De acordo com critério de *Von Mises* a tensão desenvolvida deve ser inferior a tensão de escoamento do material. Assim sendo, os resultados de análise apresentados referem-se a aplicação do critério utilizado juntamente com análise comparativa. As Figuras 5, 6, 7 e 8 ilustram o comportamento dos acetábulos considerando diferentes direções de aplicação de carga. As cores representadas nas Figuras identificam as tensões que são desenvolvidas no produto, sendo que as escalas variaram de 0 MPa (azul escuro) até 50 MPa (vermelho). Devido à simetria do componente acetabular para fins de otimização no tempo de simulação foi utilizado apenas 50% das dimensões do produto, assim como uma carga 50% inferior.

Como pode ser observada na Figura 5a, nota-se a distribuição das tensões no projeto original. Considerando a alteração do projeto, isto é, com acréscimo de uma aba, nota-se que há uma diminuição considerável na distribuição de tensão, tendo em vista a menor área com cores quentes na distribuição de tensão no acetábulo.

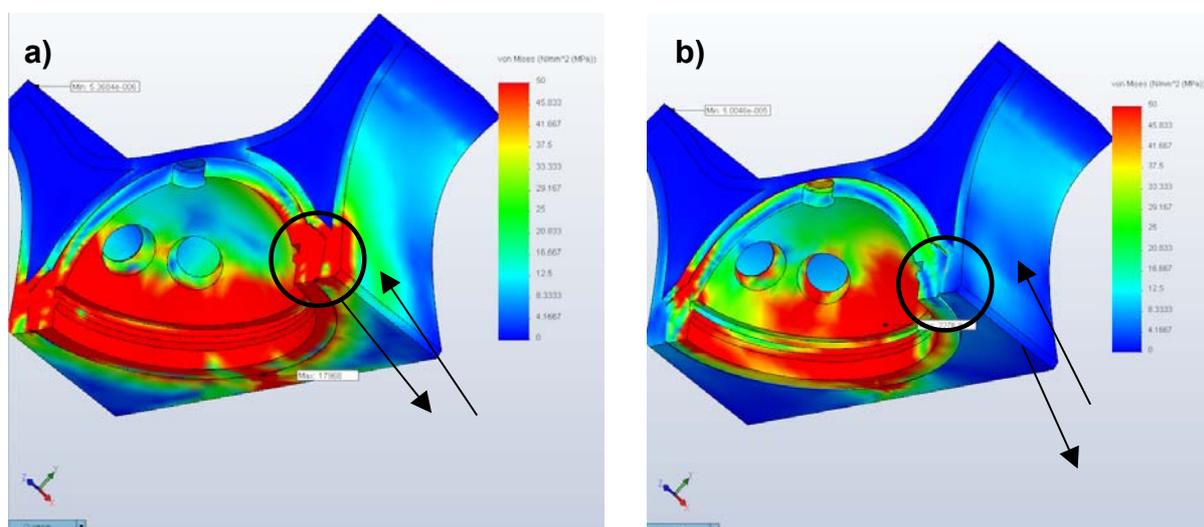


Figura 5 – Aplicação de carga de 1150N com angulação 20° e antroversão de 9°: a) Projeto original e b) Projeto alterado com aba.

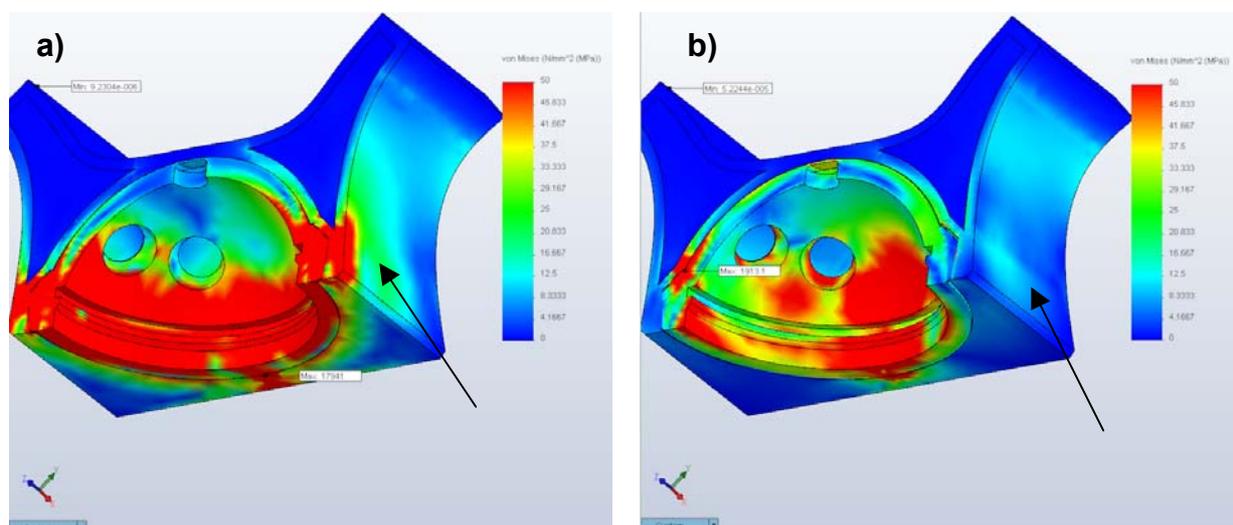


Figura 6 – Aplicação de carga de 1150N com angulação 40° e antroversão de 9°: a) Projeto original e b) Projeto alterado com aba.

A inserção da aba no produto permitiu também uma queda significativa na região adjacente entre o acetábulo e a parte cortical do osso, como evidenciado nas Figuras 5a e 5b.

Com a alteração na direção de aplicação de carga de 20° para 40°, de acordo com os resultados apresentados nas Figuras 5 e 6, nota-se que não há uma diferença considerável de comportamento com relação a concentração de tensão.

Os resultados apresentados pelas Figuras 7 e 8, com inclinação de 80° e 120° respectivamente, apresentaram a mesma tendência observada nas outras duas situações, isto é, minimização na concentração de tensão na interface entre acetábulo e parte óssea.

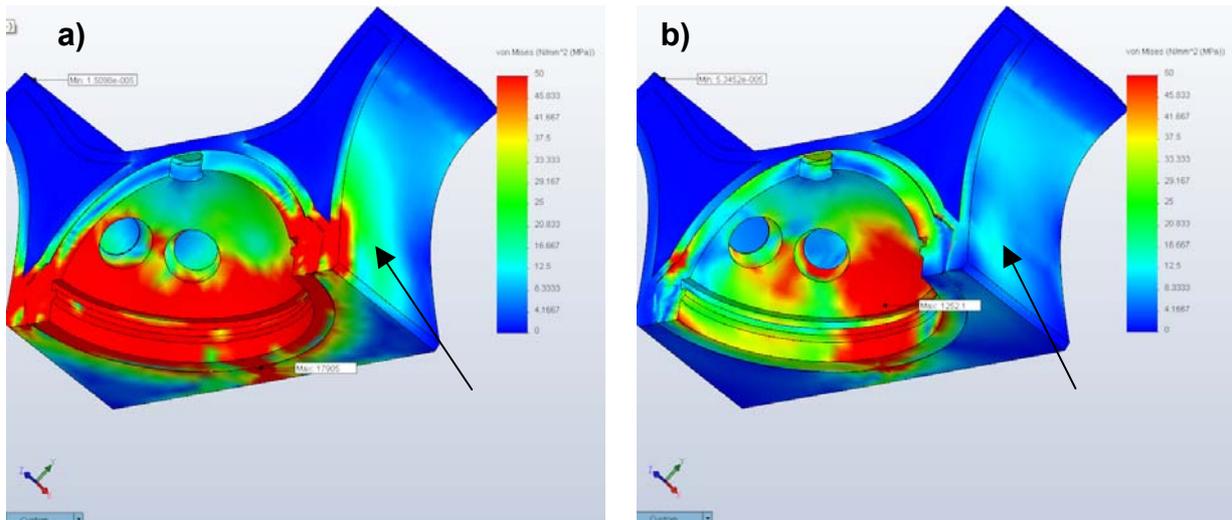


Figura 7 – Aplicação de carga de 1150N com angulação 80° e antroversão de 9°: a) Projeto original e b) Projeto alterado com aba.

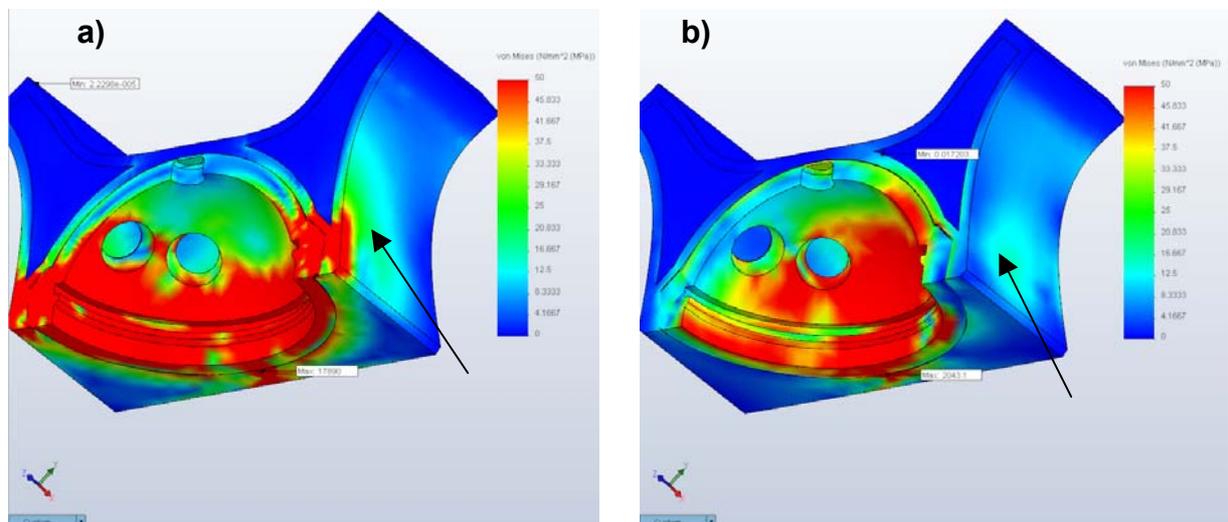


Figura 8 – Aplicação de carga de 1150N com angulação 120° e antroversão de 9°: a) Projeto original e b) Projeto alterado com aba.

Com base nos resultados discutidos acima e a fim de se obter uma visão geral do efeito da alteração de geometria no acetábulo foi realizada uma simulação com a aplicação de força nas quatro direções utilizadas nas simulações anteriores. Apesar de ser uma situação irreal, refletiria o comportamento de distribuição de tensões crítico. O resultado é apresentado na Figura 9.

Como pode ser observado na Figura 9 fica nítido que a alteração no projeto de acetábulo proporcionou uma diminuição significativa e considerável na distribuição de concentrações de tensões entre o novo produto e a parte óssea.

Em termos de análise com relação a qual direção de aplicação de carga é a mais crítica, de acordo com os dados obtidos, tal situação ocorre com a força aplicada nas direções 20°, em 120°.

A fim de ressaltar o comportamento de distribuição de tensões entre o acetábulo e partes ósseas foi realizada uma análise avaliando a distribuição das mesmas como um todo. As Figuras 10, 11, 12, mostram os resultados obtidos seguindo o mesmo procedimento utilizado na análise anterior, isto é, com variação na direção de aplicação de carga nas direções de 20°, 120° e considerando todas as direções.

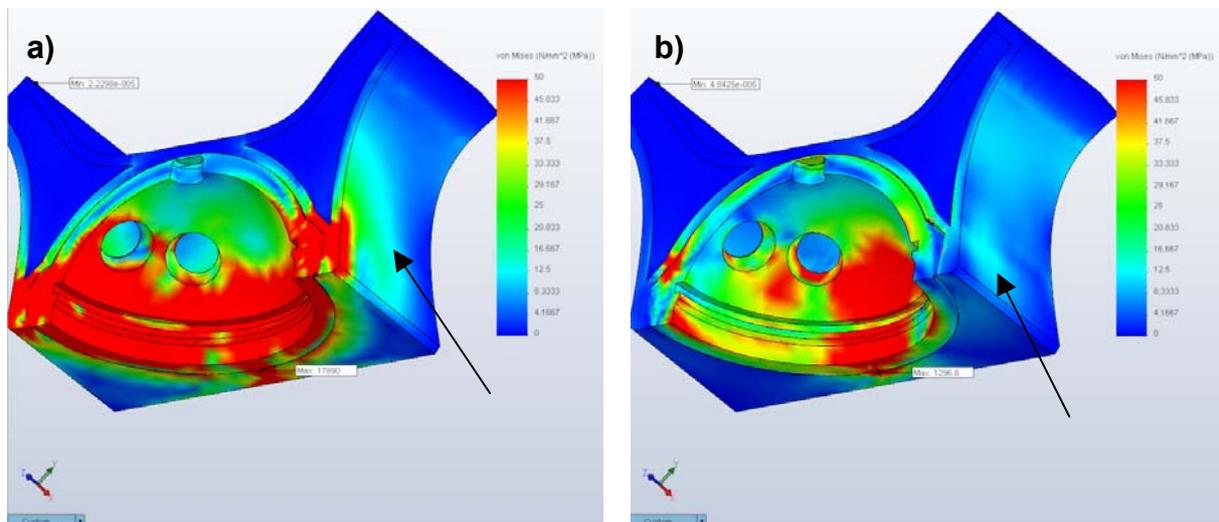


Figura 9 – Aplicação de força de 287,5N em todas as direções simultaneamente com uma antroversão de 9°: a) Projeto original e b) Projeto alterado com aba.

A Figura 10 mostra um indicativo da quantidade de elementos que estão acima de um determinado valor de referência, neste caso foi adotado arbitrariamente o valor de tensão de 15MPa (com angulação de 20°).

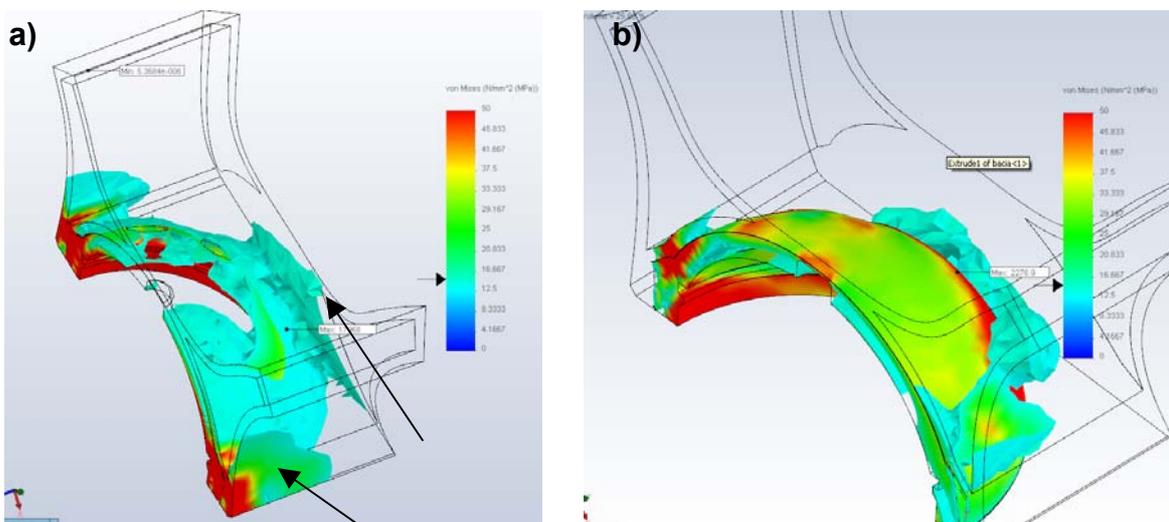


Figura 10 - Aplicação de carga de 1150N com angulação 20° e antroversão de 9°. a) Projeto original e b) Projeto alterado com aba. Vista com maiores detalhes.

Assim, de acordo com a Figura 10a cerca de 33,79% dos elementos ilustrados estão acima do valor de referência. Já com relação ao projeto alterado (Figura 10b) este percentual de elementos cai para 25,88%, isto é, a alteração no projeto do acetábulo proporcionou uma diminuição de cerca de 7% de elementos acima de 15 MPa, conseqüentemente houve uma diminuição de concentração de tensão nesta ordem de grandeza.

A Figura 11 mostra um indicativo da quantidade de elementos que estão acima de um determinado valor de referência, neste caso foi adotado arbitrariamente o valor de tensão de 15MPa (com angulação de 120°).

Assim, de acordo com a Figura 11a cerca de 34,44% dos elementos ilustrados estão acima do valor de referência. Já com relação ao projeto alterado (Figura 11b) este percentual de elementos aumenta para 41,74%, isto é, a alteração no projeto do acetábulo proporcionou um aumento de cerca de 7% de elementos acima de 15 MPa, porém concentrados no acetábulo.

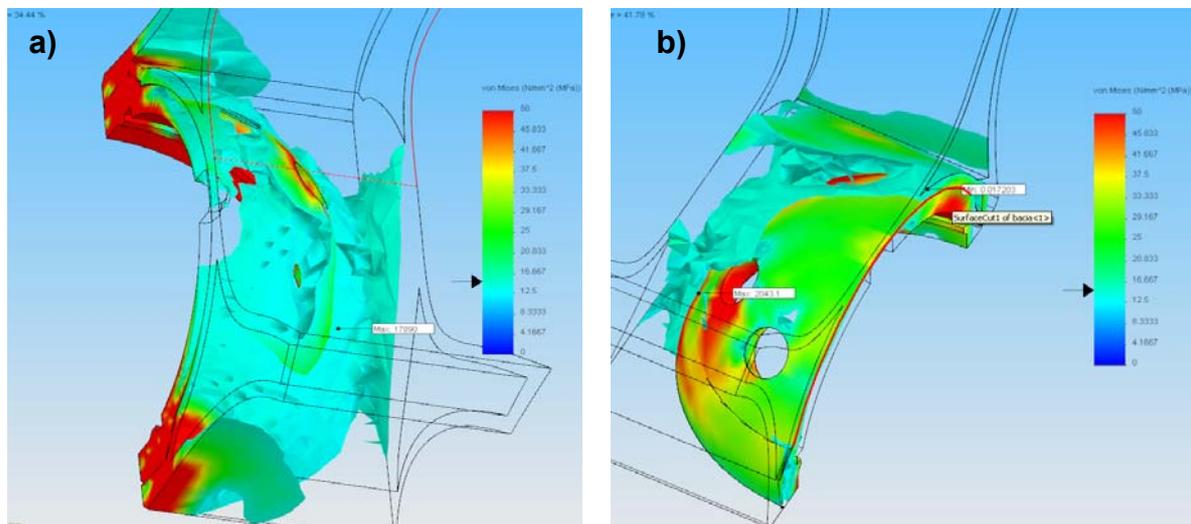


Figura 11 – Aplicação de carga de 1150N com angulação 120° e antroversão de 9°: a) Projeto original e b) Projeto alterado com aba.

De acordo com os resultados da Figura 12, observa-se que na Figura 12a cerca de 34,45% dos elementos estão acima do valor de referência, já para a Figura 12b esse percentual de elementos acima do valor de referência é 25,45% superior. Desta forma a alteração no projeto do acetábulo proporcionou uma redução de cerca de 9% na concentração e distribuição de tensões. Lembrando que tal situação é hipotética utilizada somente para ilustrar uma condição extrema de sollicitação. Como este é um trabalho de caráter exploratório, para avaliação da distribuição de concentração de tensões promovida pela alteração no projeto de acetábulo, devido limitação de normas ou até mesmo de procedimento de ensaios, fica limitada a verificação em termos experimentais dos resultados obtidos.

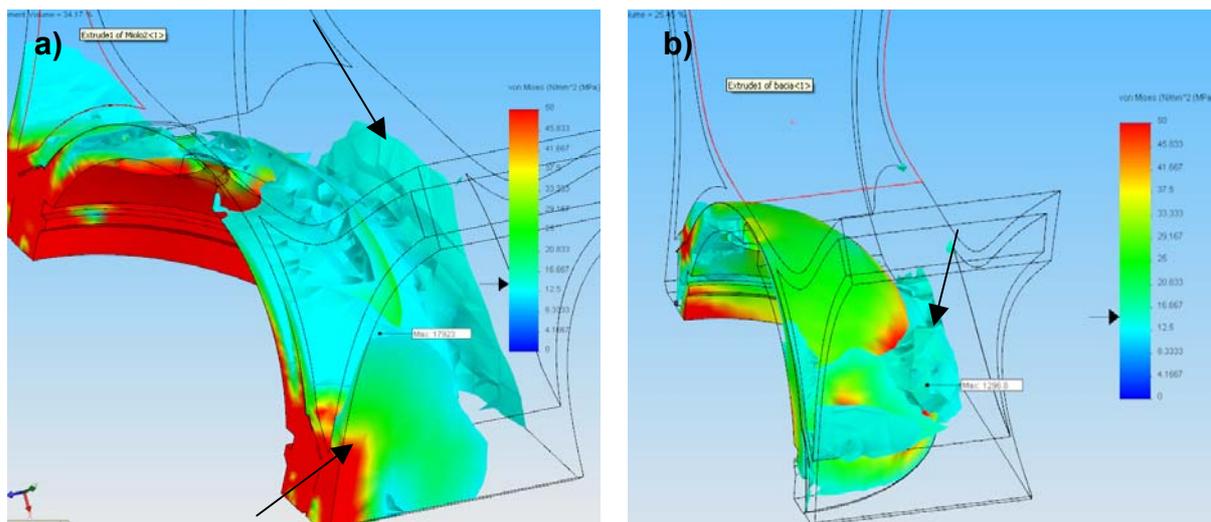


Figura 12 – Aplicação de força de 287,5N em todas as direções simultaneamente com uma antroversão de 9°: a) Projeto original e b) Projeto alterado com aba.

4 CONCLUSÃO

Com a apresentação dos resultados através da análise por elementos finitos, pode-se concluir que para todas as situações consideradas, o projeto alterado (acréscimo da aba) apresentou diminuição na concentração de tensão com relação ao projeto original.

Agradecimentos

Os autores deste trabalho gostariam de agradecer o apoio oferecido pela empresa Baumer S/A para a realização do mesmo.

REFERÊNCIAS

- 1 Kurtz, S. M., Ochoa, J. A., Hovey, C.B. & White, C. “Simulation of Initial Frontside and Backside Wear Rates in A Modular Acetabular Component with Multiple Screw Holes”, *Journal of Biomechanics*, v. 32, p. 967-976, 1999.
- 2 Zant, N., Wong, C. & Tong, J. “Fatigue Failure in the Cement Mantle of a Simplified Acetabular Replacement Model”, *Internation Journal of Fatigue*, v. 29, p. 1245-1252, 2007.
- 3 Levenston, M., Beuapré, G., Schurman, D. & Cartes, D. “Computer Simulations of Stress Related Bone Remodeling Around Noncemented Acetabular Components”, *Journal of Arthroplasty*, v. 8, p. 595-605, 1993.
- 4 Ries, M.D., Harbaugh, M., Shea, J. & Lambert, R. “Effect of Cementless Acetabular Cup Geometry on Strain Distribution and Press fit Stability”, *Journal of Arthroplasty*, v.12, p. 207-212, 1997.
- 5 Spears, I.R., Pleiderer, M., Schneider, E., Hille, E. & Morlock, M. “The Effect of Interfacial Parameters on Cup Bone Relative Micromotions - A finite Element Investigation”. *Journal of Biomechanics*, v. 34, p.113-120, 2001.
- 6 ASTM F 67 – 2006, “Standard Specification for Unalloyed Titanium for Surgical Implants”, 5p.