DOI: 10.48011/asba.v2i1.1246

Otimização da pressão interna em almofadas infláveis para mitigação da lesão por pressão em usuários de cadeira de rodas

Parole Macedo Lemes * **Cairo Lúcio Nascimento Júnior** *
Wagner Chiepa Cunha * **José Elias Matieli** *

* *Laboratório de Bioengenharia, Divisão de Engenharia Eletrônica, Instituto Tecnológico de Aeronáutica, São José dos Campos-SP, Brasil (e-mails: parole@ita.br, cairo@ita.br, chiepa@ita.br, matieli@ita.br).*

Abstract: This work presents an optimization procedure for the internal pressure of air cushions that can be used to mitigate the occurrence of pressure ulcers in wheelchair users. Computer simulations were carried out to evaluate the proposed algorithm using: 1) the finite element method and a human body model implemented using the SIMULIA Abaqus software, and 2) optimization algorithm implemented using the MATLAB software package. The result of the optimization algorithm is the value of the air cushion internal pressure that minimizes the largest contact pressure between the affected human skin and the air cushion. Three case studies were investigated: 1) an air cushion with a single module; 2) an air cushion with 8 modules using the same internal pressure; 3) an air cushion with 8 modules divided into 2 groups of 4 modules, and the internal pressures of each group of modules are adjusted independently. For each case study variations on the density of the human body model were used to simulate human bodies with different weights. The computer simulations presented in this article show how the air cushion internal pressure affects the highest contact pressure in the human skin. This article also shows that variations in the air cushion layout can be used to reduce the contact pressure peaks in the human skin.

Resumo: Este trabalho apresenta um procedimento de otimização para a pressão interna em almofadas infláveis que pode ser usado para mitigar a ocorrência de lesões por pressão em usuários de cadeira de rodas. As simulações computacionais foram realizadas para avaliar o algoritmo proposto usando: 1) o método dos elementos finitos e um modelo de corpo humano implementado usando o software SIMULIA Abaqus e 2) algoritmo de otimização implementado usando o software MATLAB. O resultado do algoritmo de otimização é o valor da pressão interna da almofada inflável que minimiza a maior pressão de contato entre a pele humana afetada e a almofada inflável. Três estudos de caso foram investigados: 1) uma almofada de ar com um único módulo; 2) uma almofada de ar com 8 módulos usando a mesma pressão interna; 3) uma almofada de ar com 8 módulos divididos em 2 grupos de 4 módulos, e as pressões internas de cada grupo de módulos são ajustadas independentemente. Para cada estudo de caso, variações na densidade do modelo do corpo humano foram usadas para simular corpos humanos com pesos diferentes. As simulações computacionais apresentadas neste artigo mostram como a pressão interna da almofada inflável afeta o valor máximo da pressão de contato na pele humana. Este artigo também mostra que variações no layout da almofada inflável podem ser usadas para reduzir os picos de pressão de contato na pele humana.

Keywords: pressure ulcer, cushion pressure optimization, finite element method, optimization algorithms.

Palavras-chaves: pressão interna, algoritmos, otimização, elementos finitos, lesão por pressão.

1. INTRODUÇÃO

Lesão por pressão (LPP) é um dano que ocorre na pele e tecidos subjacentes e geralmente ocorre sob uma proeminência óssea. O principal fator desencadeante é o contato prolongado entre a superfície de apoio e o corpo do indivíduo, ocasionando o prejuízo tissular em sujeitos com mobilidade limitada ou redução da percepção sensorial, como pacientes com lesões neurológicas crônicas em uso de cadeira de rodas.

Diante da magnitude multifatorial do problema gerado pelas lesões por pressão, tendo em vista as complicações fisiológicas, o aumento dos custos em saúde e a taxa de mortalidade decorrente de infecções ocasionadas pelo desenvolvimento de tais lesões, são necessários esforços interdisciplinares direcionados a propor soluções práticas que diminuam a incidência de lesões, principalmente em indivíduos com lesões medulares crônicas cuja exposição aos riscos é prolongada.

A lesão por pressão é um evento evitável com medidas preventivas simples como as mudanças de decúbito e a avaliação precoce por meio de métodos validados universalmente como a escala de Braden (Bergstrom et al., 1987). No entanto, a estimativa é que entre indivíduos em atenção domiciliar, como pacientes com lesões neurológicas crônicas, em uso de cadeira de rodas, as taxas de prevalência variam entre 0% e 29% e as de incidência variam entre 0% e 17% (Cuddigan et al., 2001). Além disso, mesmo em casos onde os cuidados preventivos são realizados pode ocorrer o desenvolvimento de lesões por pressão, devido à exposição prolongada aos fatores de risco.

De acordo com o protocolo para prevenção de lesão por pressão publicado pelo Ministério da Saúde (Stuque et al., 2017), um estudo realizado no hospital da Universidade de São Paulo (USP) evidenciou uma incidência de 39,81% de desenvolvimento de lesões. No âmbito hospitalar, lesões por pressão prolongam o período de internação, elevam o custo do tratamento, aumentam a probabilidade de desenvolvimento de infecções hospitalares e consequentemente, a piora no quadro clínico.

Propostas tecnológicas são apresentadas na literatura e no mercado internacional visando o aprimoramento dos cuidados preventivos. No entanto, as lesões por pressão continuam sendo um problema frequente tanto nas internações hospitalares onde acometem pacientes graves, quanto nos indivíduos em cuidados domiciliares cuja imobilidade é crônica e a exposição ao risco é prolongada.

Diante dessa problemática, optou-se por direcionar esforços neste trabalho aos usuários de cadeiras de rodas que caracterizam um grupo de elevado risco de desenvolvimento de lesão por pressão, em função da mobilidade física limitada e percepção sensorial prejudicada.

De acordo com World Health Organization (Stuque et al., 2017) foi estimado que 650 milhões de pessoas no mundo possuem deficiências e 10% delas requerem a utilização de cadeiras de rodas na vida cotidiana.

Sendo assim, este artigo apresenta uma avaliação de propostas de almofadas infláveis através da utilização do método de elementos finitos, verificando os casos ideais para ocorrência da mitigação de lesão por pressão, através da variação layout ou pressão interna da almofada.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Algumas abordagens de avaliação de almofadas para usuários de cadeiras de rodas, utilizando o método dos elementos finitos foram apresentadas na literatura, no entanto, nenhuma avaliação propôs otimizar a pressão interna da almofada com objetivo de minimizar os pontos de máxima pressão de contato na pele e consequentemente mitigar o desenvolvimento de lesão por pressão.

Nas propostas apresentadas por Tang et al. (2010a) e Mohanty and Mahapatra (2014) propuseram a reprodução do comportamento do corpo humano por meio do modelo bidimensional, representando o músculo do corpo humano como um material não linear isotrópico visco-hiperelástico e a tuberosidade isquiática representada por um círculo com caraterísticas rígidas. Em ambas propostas são avaliadas as influências das propriedades mecânicas através de modelos simples, que embora apresente pouco recurso computacional para a execução das simulações, pode não representar adequadamente a geometria complexa e variável do corpo humano.

Em Levy et al. (2014) e Linder-Ganz et al. (2007), propôs a utilização de imagem de ressonância magnética para desenvolvimento de modelos bidimensionais. A utilização de imagens de ressonância magnética no desenvolvimento de modelos do corpo humano possibilitou representar a morfologia do corpo humano. Além disso, a utilização de modelos bidimensionais nos métodos de elementos finitos permite simplificar a etapa de pré-processamento, não utilizando uma quantidade significativa de recursos computacionais para executar a simulação, obtendo rapidamente os resultados das variáveis de saída. No entanto, a geometria simplificada limita a aplicabilidade, pois a avaliação bidimensional não permite obter mapas de pressão como resultado final da simulação, somente pressões pontuais.

Um modelo tridimensional utilizando imagens de ressonância magnética foi proposto por Makhsous et al. (2007), onde o comportamento dos músculos, pele e gordura são representados por meio da função de energia de deformação descrita pelo modelo de Moony-Rivlin (Mooney, 1940), e os ossos do fêmur e da pélvis são assumidos como elementos rígidos. O procedimento de validação da simulação é realizado por meio de uma análise comparativa entre os resultados obtidos com o método dos elementos finitos e uma proposta de modelo analítico que utiliza imagens de ressonância magnética para avaliar as alterações morfológicas nas condições com carga aplicada sobre o corpo e sem carga.

Outra proposta de modelo tridimensional sem a utilização de imagens de ressonância magnética foi apresentada por Lee et al. (2017), utilizando o equipamento de detecção de movimento (Kinect, Microsoft) integrado ao software Skanect (Occipital, Versão 1.5) para obter os dados geométricos do usuário. As propriedades dos músculos foram definidas aplicando o modelo de material isotrópico hiperplástico de Mooney-Rivlin. A pele é representada pelo modelo isotrópico elástico linear. A validação do modelo foi realizada por meio de uma análise comparativa do mapa de pressão no colchão obtido com a simulação e utilização de manta de sensores (Novel, Pliance-FTX).

3. METODOLOGIA

Neste trabalho, optou-se por avaliar a influência da pressão interna de almofadas infláveis na pele do usuário com diferentes valores de massa corpórea, através de simulações computacionais utilizando métodos dos elementos finitos. Além disso, 3 estudos de casos foram avaliados, sendo: 1) Almofada inflável contínua com pressão interna constante. 2) Almofada inflável multi-células com pressão interna constante. 3) almofada inflável multi-células com duas variáveis de pressão interna constante. O processo de simulação é resumido na Figura 1. A alteração da densidade do modelo do corpo humano tem o proposito simular pessoas com diferentes valores de massa corpórea. Por meio dos resultados obtidos são verificados a influência do layout da almofada nos mapas de pressão em contato com a pele e os valores de pressão interna na almofada inflável que diminui o valor máximo de pressão de contato.

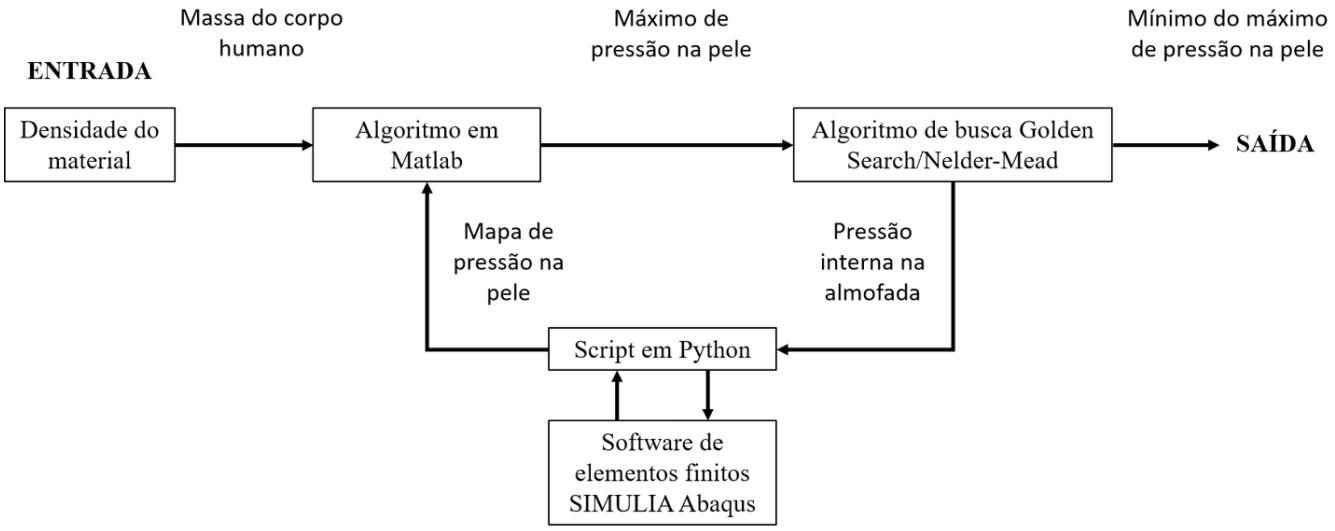

Figura 1. Diagrama do sistema utilizado para avaliar a influência da pressão interna em almofadas infláveis para usuários de cadeiras de rodas.

A sequência de iterações do sistema proposto pode ser descrito por meio dos seguintes passos: Passo 1, o algoritmo em MATLAB inicia-se a busca da pressão interna ótima da almofada avaliando o mapa de pressão na pele fornecido pela simulação em elementos finitos.

No passo 2, o modelo de elementos finitos implementado no software Abaqus realiza a simulação e disponibiliza o mapa de pressão na pele do usuário para o algoritmo em MATLAB. No passo 3, o modelo de elementos finitos implementado no software Abaqus realiza a simulação e disponibiliza o mapa de pressão na pele do usuário para o algoritmo em MATLAB. No passo 4 o algoritmo em MATLAB é responsável por armazenar os dados obtidos, encontrar o ponto máximo de pressão na pele do usuário e informar ao método de busca. No passso 5, o algoritmo de busca interrompe as iterações quando supostamente encontrar a pressão interna da almofada inflável que apresente o mínimo do máximo de pressões obtidas na pele. No passo 6, todas as iterações realizadas pelo sistema são armazenadas em gráficos e uma nova simulação é estabelecida, variando a densidade do material aplicado ao modelo do corpo humano.

4. MODELO EM ELEMENTOS FINITOS

O desenvolvimento de um modelo de elementos finitos capaz de representar a utilização de uma almofada em cadeira de rodas envolve o desafio de representar a geometria complexa presente no corpo humano e, além disso, descrever o comportamento de materiais biológicos, como ossos e músculos. A almofada da cadeira de rodas pode ser representada de diferentes formas, neste trabalho optou-se por utilizar um modelo de almofada contínua e multicelulas. A variação dos modelos de almofada permite a investigação da influência do layout da almofada na distribuição da pressão de contato entre o corpo humano e a superfície da almofada. Nesta sessão será descrito os precedimento realizados para desenvolvimento do modelo do corpo humano e das almofadas utilizadas na simulação.

4.1 Digitalização da geometria do corpo humano

Neste trabalho optou-se por utilizar uma abordagem semelhante ao proposto por Dong and Guo (2017), que utiliza o software de computação gráfica tridimensional Poser (Poser Pro 2014; Smith Micro Software Inc., Santa Cruz, USA) para obter o modelo do corpo humano e esqueleto. De acordo com Du et al. (2013) o banco de dados do software Poser contém modelos tridimensionais com dimensões próximas da anatomia e antropometria humana.

Para a utilização do modelo tridimensional no software de elementos finitos Abaqus são necessárias 3 etapas de pré-processamento. Na primeira etapa define-se a posição do corpo e esqueleto no software Poser e exportar as geometrias com extensão de arquivo .obj. Na etapa 2, importa-se o modelo no software Autodesk Fusion 360 e converte em um sólido com preenchimento interno. Na etapa 3, o modelo é exportado em uma formato de arquivo aceitável no software Abaqus.

O desenvolvimento de lesões por pressão em usuários de cadeiras de rodas ocorre principalmente devido às proeminências ósseas na região da pelve. Portanto simplificações foram adotadas quanto ao modelo do esqueleto para otimizar o tempo de processamento da simulação. Conforme exibido na Figura 2, os detalhes dos ossos da região da pelve foram mantidos, assim como pernas, coluna e cabeça, mas os braços e dedos foram eliminados da simulação.

4.2 Almofada contínua

A primeira proposta é uma almofada contínua, no qual foi utilizada nas simulações do estudo de caso 1. Conforme exibido na Figura 3, a almofada é o conjunto de dois modelos (A e B) com dimensões equivalentes, onde as arestas da superfície inferior da almofada A estão fixas com as arestas da superfície superior da almofada B. A pressão interna da almofada é na face interna do modelo A e na face interna do modelo B.

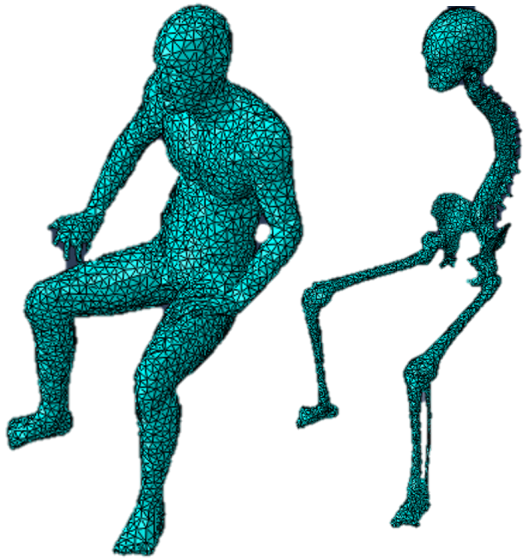

Figura 2. Modelo do corpo humano e esqueleto utilizado nas simulações com método de elementos finitos.

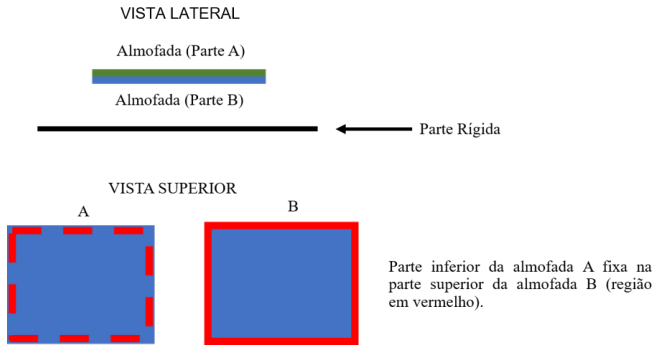

Figura 3. Demonstração das partes da almofada contínua.

4.3 Almofada multi-células

A almofada multi-células contém 8 módulos infláveis. A geometria da almofada e a disposição dos módulos podem ser observados na Figura 4. Esta almofada foi utilizada nas simulações do estudo de caso 2 e estudo de caso 3.

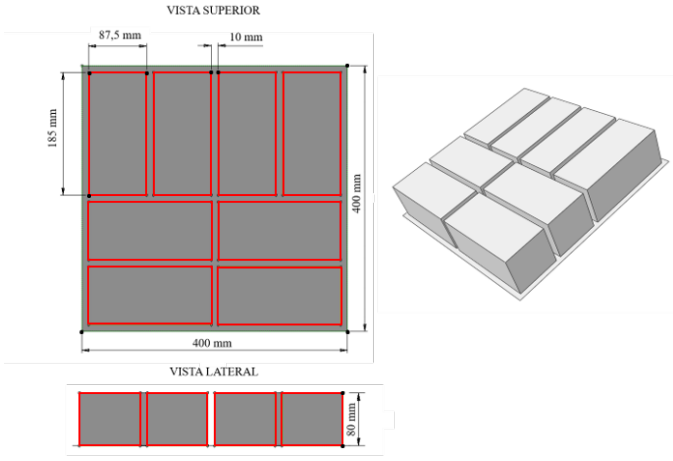

Figura 4. Dimensões da almofada e disposição dos 8 módulos infláveis.

5. PROPRIEDADES DOS MATERIAIS UTILIZADOS NA SIMULAÇÃO

Neste trabalho, as características dos músculos foram modeladas como material isotrópico visco-hiperelástico não-linear, conforme o proposto por Tang et al. (2010b) e utilizado também por Mohanty and Mahapatra (2014), onde as propriedades hiperelásticas são definidas por meio do modelo polinomial de segunda ordem. Os parâmetros utilizados são descritos na Tabela 1 e a forma da equação polinomial do potencial de energia deformação é demonstrada na equação (1), sendo

$$U = \sum_{i+j=1}^{N} C_{ij}(\bar{I}_1 - 3)^i(\bar{I}_2 - 3)^j + \sum_{i=1}^{N} \frac{1}{D_i}(J_{el} - 1)^{2i} \quad (1)$$

onde U representa o potencial de energia de deformação, J_{el} descreve a taxa de variação de volume elástico, $\bar{I}_1, \bar{I}_2$ representa a medida de distorção do material, C_{ij} descreve o comportamento do material sob cisalhamento e D_i é a constante de compressibilidade do material.

Tabela 1. Parâmetros estabelecidos para representar o comportamento hiperelástico dos músculos

C_{10}	C_1	C_{20}	C_{11}	C_2	D_1	D_2
0,08556	-0,05841	0,039	-0,02319	0,00851	3,65273	0

As propriedades viscoelásticas são definidas conforme o sugerido por Tang et al. (2010b), utilizando a série de Prony, demonstrado na equação (2) com os parâmetros: $G_1 = 0{,}5$, $K_1 = 0{,}5$ e $\tau_1 = 0{,}5s$.

$$D(t) = D_0 + \sum_{i=1}^{N} D_i(1 - e^{\frac{-t}{\tau_i}}) \quad (2)$$

onde D_0 é o termo independente da série de Prony, D_i é o termo dependente da série de Prony do módulo de relaxação e τ_1 a constante de tempo da série de Prony do módulo de relaxação.

O esqueleto foi construído como material rígido. A aproximação é justificada na literatura devido a deformação do osso ser pequena quando comparada com as outras partes do corpo humano (Tang et al., 2010b; Makhsous et al., 2007; Grujicic et al., 2009; Mohanty and Mahapatra, 2014; Dong and Guo, 2017). Os suportes de dorso, pés, braços e assento também foram considerados como superfícies rígidas, pois neste trabalho não há interesse na deformação dos suportes ou nas pressões de contato entre suporte e corpo humano. A inclusão dos suportes no modelo ocorre somente para estabelecer o posicionamento geral do modelo do corpo humano semelhante em situações experimentais. A densidade do músculo varia em cada simulação para simular pessoas com diferentes valores de massa utilizando a almofada inflável, portanto, não foi estabelecido o valor fixo da densidade muscular para o modelo. As almofadas foram definidas com características semelhantes ao material de borracha com propriedades elásticas lineares e isotrópicas, com os parâmetros exibidos na tabela 2.

Tabela 2. Características dos materiais utilizados nas almofadas.

Módulo de elasticidade [MPa]	Densidade $[kg/m^3]$	Coeficiente de Poisson
2	910	0,49

6. RESTRIÇÕES ESTABELECIDAS NO MODELO

As restrições estabelecidas no modelo buscam representar o comportamento de um usuário de cadeiras de rodas utilizando uma almofada inflável. A Figura 5 exibe o modelo na condição inicial elaborado para o caso da almofada contínua, neste modelo são consideradas peças rígidas e fixas (não ocorre deslocamento nos eixos x, y e z): apoio da coluna, apoio dos braços, suporte para os pés e a base da almofada.

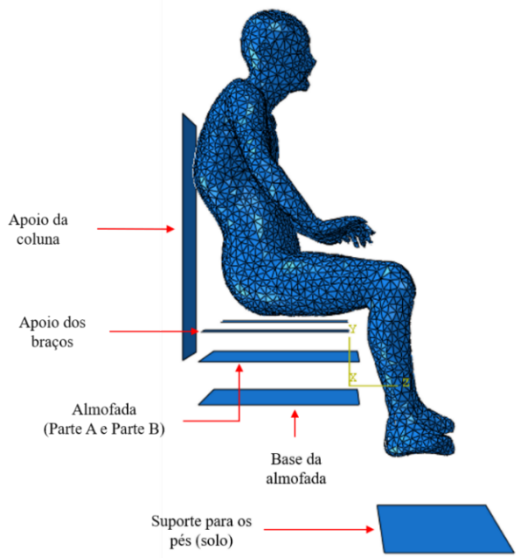

Figura 5. Condição inicial da simulação para o caso da almofada contínua.

Destaca-se que o corpo humano não está em contato com nenhuma superfície durante a condição inicial, o contato ocorre durante a execução das etapas da simulação. As seguintes etapas ocorrem durante a simulação: Etapa 1, Aplica-se a pressão interna na almofada de acordo com o parâmetro estabelecido pelo algoritmo de busca. Etapa 2 inicia-se a atuação da aceleração da gravidade, considerado no modelo como $9{,}8m/s^2$. Nesta etapa da simulação o corpo inicia o contato com a almofada e outros suportes, ajustando automaticamente sua posição.

A definição do contato entre as superfícies foi realizada através da implementação do algoritmo contato generalizado disponível no software Abaqus. Embora a descrição manual de pares de contato geralmente resulte em análises computacionais mais eficientes, o problema avaliado apresenta regiões de contato com geometrias complexas, dificultando a descrição dos pares. Portanto, todas superfícies estão em contato e aplicam as propriedades de comportamento tangencial utilizando o método da penalidade com coeficiente de fricção de 0,5.

7. RESULTADOS OBTIDOS

A avaliação da pressão interna da almofada foi realizada para os três estudos de casos mencionados anteriormente. Em todos os estudos de casos a pressão interna da almofada que apresente o mínimo do máximo de pressão na pele do usuário para os modelos de corpo humano simulados com as seguintes massas corpóreas: 55 kg, 65 kg, 75 kg, 85 kg, 95 kg, 105 kg e 115 kg. Por meio dos resultados obtidos das simulações, foi observado que próximo ao ponto do mínimo de curva, ocorria o efeito denominado como singularidades. Portanto, para minimizar os efeitos das singularidades, aplicou técnicas de fitting. Durante a avaliação dos resultados das funções de fitting evidenciou que a função spline apresenta melhores ajustes de curva quando comparada às abordagens polinomiais, pois sabe-se que os resultados das funções polinomiais de segunda ordem sempre são parábolas com eixo de simetria perpendicular ao eixo x (pressão interna na almofada), e embora os pontos da curva são resultados de simulações computacionais, os resultados refletem o comportamento presente em casos reais e não simétricos. No estudo de caso 1 utilizou-se a técnica de otimização aplicando o algoritmo de Golden Search (Avriel and Wilde, 1966), e os resultados obtidos podem ser observados na tabela 3.

Tabela 3. Resultados obtidos no estudo de caso 1 após a aplicação das técnicas de fitting.

Peso para o modelo [kg]	Pressão interna da almofada $[psi]$	Máximo de pressão de contato na pele [kPa]
55	0,45	26,69
65	0,58	30,89
75	0,65	31,87
85	0,78	32,67
95	0,80	33,86
105	0,81	34,90
115	0,88	36,58

O estudo de caso 2 realiza avaliação da relação entre a pressão interna da almofada e pressão na pele do usuário em uma almofada inflável com pressão interna contínua e com 8 módulos. A proposta de almofada inflável com layout de módulos está disponível no mercado e de acordo a análise comparativa de almofadas conduzida por Bui et al. (2017), apresentou a melhor distribuição de pressão na pele de usuários de cadeira de rodas. Os resultados obtidos do estudo de caso 2 podem ser observados na tabela 4. Para o estudo de caso 3, os módulos da almofadas multi-células foram separados em dois grupos e para cada grupo foram aplicadas diferentes pressões internas na almofada. Neste caso, as condições das pressões internas da almofada foram definidas por meio do algoritmo Nelder-Mead (Lagarias et al., 1998). No entanto, a variação de duas pressões internas na almofada elevou a dificuldade do problema e, consequentemente, o número de iterações necessárias para que o algoritmo de busca encontrasse o ponto de

Tabela 4. Resultados obtidos no estudo de caso 2 após a aplicação das técnicas de fitting.

Peso para o modelo [kg]	Pressão interna da almofada 1 [psi]	Máximo de pressão de contato na pele [kPa]
55	0,98	21,68
65	1,10	23,24
75	1,22	24,58
85	1,47	26,88
95	1,54	27,24
105	1,62	29,15
115	1,90	29,74

mínimo global. Além disso, encontrar mínimos ou máximos globais nos problemas em que o comportamento é descrito por funções multivariáveis com múltiplos mínimos, é um problema complexo, no qual soluções que buscam garantir a convergência para o extremo global e não para regiões de extremos locais são amplamente discutidas na literatura.

Entre as estratégias propostas na literatura, uma alternativa para encontrar o mínimo global de problemas representados por funções multivariáveis com múltiplos mínimos, é realizar a diversificação. Uma das maneiras de realizar a diversificação é reiniciar o algoritmo de busca em uma nova condição de partida, que ainda não tenha sido explorada. A estratégia de reinicialização é tipicamente apresentada na literatura como multi-start. Neste trabalho optou-se por direcionar a busca manualmente, pois, a integração com o método dos elementos finitos acrescenta o desafio de encontrar o mínimo global com a menor quantidade de iterações possíveis, devido ao custo computacional necessário para realizar cada simulação e encontrar um único ponto da função. Os resultados obtidos do estudo de caso 3 podem ser observados na tabela 5.

Tabela 5. Resultados obtidos no estudo de caso 3 após a aplicação das técnicas de fitting.

Peso para o modelo [kg]	Pressão interna da almofada 1 [*psi*]	Pressão interna da almofada 2 [*psi*]	Máximo de pressão de contato na pele [kPa]
55	1,50	1,57	24,16
65	1,85	1,18	20,50
75	1,65	1,39	21,99
85	1,59	1,51	24,37
95	1,53	1,50	25,74
105	1,52	1,49	26,96
115	1,65	1,50	30,76

Na Figura 6 são comparados os resultados obtidos nos estudos casos. O estudo de caso 2 e estudo caso 3 possuem o mesmo modelo de simulação, alterando somente a quantidade de variáveis investigada. Portanto, nos casos onde o estudo de caso 3 apresentou resultados superiores ao estudo de caso 2, sabe-se que o algoritmo de busca encontrou um ponto de mínimo local em suas buscas, efeito que pode ser observado Figura 6 nos pontos de 55kg e 115kg.

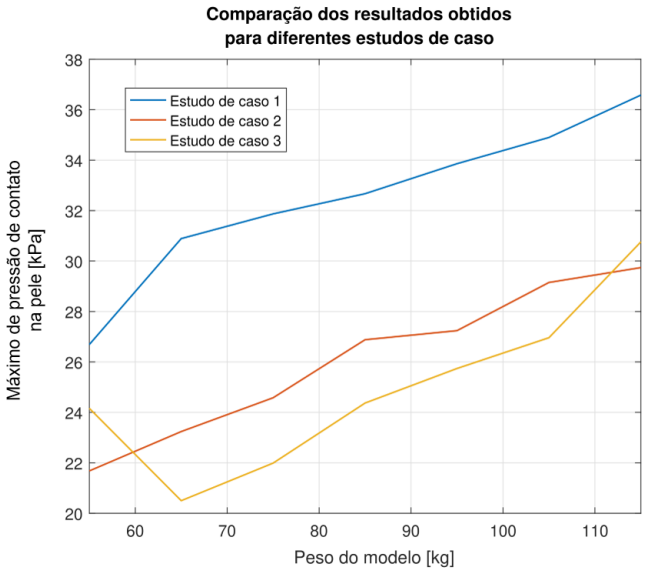

Figura 6. Comparação entre os resultados obtidos para diferentes estudos de casos.

8. CONCLUSÃO

Neste trabalho foi apresentada uma avaliação da influência da pressão interna das almofadas infláveis na pressão de contato sobre a pele do corpo humano e, consequentemente, o desenvolvimento de lesões por pressão. Além disso, é apresentada também uma estratégia para desenvolvimento de modelos de corpo humano e esqueleto para aplicação em elementos finitos. O desenvolvimento da avaliação ocorreu por meio da aplicação de algoritmos de buscas em MATLAB. A integração entre o ambiente de simulação em elementos finitos e o algoritmo de busca foi realizada por meio do script desenvolvido em linguagem Python. Os resultados obtidos em todos estudos de casos demonstram que a variação da pressão interna da almofada influencia a pressão de contato entre o corpo humano. Portanto para pessoas com diferentes massas corpóreas existe uma pressão interna da almofada ótima que minimiza o máximo de pressão na pele e, consequentemente, ocorre a mitigação do desenvolvimento de lesão por pressão. Observa-se também por meio de uma análise comparativa entre os estudos de casos que por meio da variação de layout da almofada é possível otimizar a pressão de contato com o corpo humano. Em todas as abordagens apresentadas nesse trabalho, foram aplicadas as mesmas propriedades mecânicas para os materiais, mas o estudo de caso com multi-células apresentou pontos de máxima pressão com menor amplitude quando comparado a almofada linear.

REFERÊNCIAS

Avriel, M. and Wilde, D.J. (1966). Optimally proof for the symmetric fibonacci search technique. *Fibonacci Quarterly Journal*.

Bergstrom, N., Demuth, P., and Braden, B. (1987). A clinical trial of the braden scale for predicting pressure sore risk. *The Nursing Clinics of North America*, 22(2), 417–428.

Bui, T.H., Pradon, D., Lestriez, P., Debray, K., Taiar, R., and Guillon, B. (2017). Influence of different types of wheelchair cushions for pressure ulcers in view of the experimental approach. In *2017 13th IASTED International Conference on Biomedical Engineering (BioMed)*, 164–167. IEEE.

Cuddigan, J., Berlowitz, D.R., and Ayello, E.A. (2001). Pressure ulcers in america: prevalence, incidence, and implications for the future. *Advances in skin & wound care*, 14(4), 208.

Dong, R.C. and Guo, L.X. (2017). Human body modeling method to simulate the biodynamic characteristics of spine in vivo with different sitting postures. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, 33(11), e2876.

Du, X., Ren, J., Sang, C., and Li, L. (2013). Simulation of the interaction between driver and seat. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 26(6), 1234–1242.

Grujicic, M., Pandurangan, B., Arakere, G., Bell, W., He, T., and Xie, X. (2009). Seat-cushion and soft-tissue material modeling and a finite element investigation of the seating comfort for passenger-vehicle occupants. *Materials & Design*, 30(10), 4273–4285.

Lagarias, J.C., Reeds, J.A., Wright, M.H., and Wright, P.E. (1998). Convergence properties of the nelder–mead simplex method in low dimensions. *SIAM Journal on optimization*, 9(1), 112–147.

Lee, W., Won, B.H., and Cho, S.W. (2017). Finite element modeling for predicting the contact pressure between a foam mattress and the human body in a supine position. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 20(1), 104–117.

Levy, A., Kopplin, K., and Gefen, A. (2014). An air-cell-based cushion for pressure ulcer protection remarkably reduces tissue stresses in the seated buttocks with respect to foams: finite element studies. *Journal of tissue viability*, 23(1), 13–23.

Linder-Ganz, E., Shabshin, N., Itzchak, Y., and Gefen, A. (2007). Assessment of mechanical conditions in subdermal tissues during sitting: a combined experimental-mri and finite element approach. *Journal of biomechanics*, 40(7), 1443–1454.

Makhsous, M., Lim, D., Hendrix, R., Bankard, J., Rymer, W.Z., and Lin, F. (2007). Finite element analysis for evaluation of pressure ulcer on the buttock: development and validation. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 15(4), 517–525.

Mohanty, P.P. and Mahapatra, S. (2014). A finite element approach for analyzing the effect of cushion type and thickness on pressure ulcer. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 44(4), 499–509.

Mooney, M. (1940). A theory of large elastic deformation. *Journal of applied physics*, 11(9), 582–592.

Stuque, A.G., Sasaki, V.D.M., da Silva Teles, A.A., de Santana, M.E., Rabeh, S.A.N., and Sonobe, H.M. (2017). Protocolo para prevenção de úlcera por pressão. *Revista da Rede de Enfermagem do Nordeste*, 18(2), 272–282.

Tang, C.Y., Chan, W., and Tsui, C.P. (2010a). Finite element analysis of contact pressures between seat cushion and human buttock-thigh tissue. *Engineering*, 2(09), 720.

Tang, C.Y., Chan, W., and Tsui, C.P. (2010b). Finite element analysis of contact pressures between seat cushion and human buttock-thigh tissue. *Engineering*, 2(09), 720.