

## Pontos de tensão de uma interface oronasal para ventilação não invasiva: uma análise através de um modelo computacional\*

Facial pressure zones of an oronasal interface for noninvasive ventilation: a computer model analysis

Luana Souto Barros, Pedro Talaia, Marta Drummond, Renato Natal-Jorge

### Resumo

**Objetivo:** Estudar os efeitos de uma interface oronasal (IO) durante a ventilação não invasiva usando um modelo computacional tridimensional (3D) com a capacidade de simular e avaliar os principais pontos de pressão (PP) na face humana. **Métodos:** Foi utilizado um modelo digital 3D da face humana, baseado em um geométrico pré-estabelecido. O modelo simulava tecidos moles, crânio e cartilagem nasal. O modelo geométrico foi obtido por varredura a laser 3D e pós-processado para uso no modelo criado. Uma simulação computacional foi realizada para determinar a pressão necessária para criar os PP faciais com o objetivo de separar a almofada da parte rígida da IO. Imagens gráficas descritivas dos PP e de sua intensidade foram obtidas. **Resultados:** Para as análises gráficas de cada par de modelos face-IO e suas respectivas avaliações, foram realizadas 21 simulações. O modelo computacional identificou vários PP com alto impacto sobre a ponte nasal e área paranasal. A variação da profundidade nos tecidos moles teve um impacto direto na quantidade da pressão aplicada (438-724 cmH<sub>2</sub>O). **Conclusões:** Os resultados da simulação computacional indicam que, em pacientes submetidos à ventilação não invasiva com uma IO, a probabilidade de ocorrência de lesões cutâneas é maior na ponte nasal e nas áreas paranasais. Esta metodologia pode aumentar a aplicabilidade na investigação biomecânica das interfaces de ventilação não invasiva, fornecendo informações necessárias para a escolha de uma IO que minimize o risco de lesão na pele.

**Descritores:** Ventilação não invasiva; Simulação por computador; Respiração artificial.

### Abstract

**Objective:** To study the effects of an oronasal interface (OI) for noninvasive ventilation, using a three-dimensional (3D) computational model with the ability to simulate and evaluate the main pressure zones (PZs) of the OI on the human face. **Methods:** We used a 3D digital model of the human face, based on a pre-established geometric model. The model simulated soft tissues, skull, and nasal cartilage. The geometric model was obtained by 3D laser scanning and post-processed for use in the model created, with the objective of separating the cushion from the frame. A computer simulation was performed to determine the pressure required in order to create the facial PZs. We obtained descriptive graphical images of the PZs and their intensity. **Results:** For the graphical analyses of each face-OI model pair and their respective evaluations, we ran 21 simulations. The computer model identified several high-impact PZs in the nasal bridge and paranasal regions. The variation in soft tissue depth had a direct impact on the amount of pressure applied (438-724 cmH<sub>2</sub>O). **Conclusions:** The computer simulation results indicate that, in patients submitted to noninvasive ventilation with an OI, the probability of skin lesion is higher in the nasal bridge and paranasal regions. This methodology could increase the applicability of biomechanical research on noninvasive ventilation interfaces, providing the information needed in order to choose the interface that best minimizes the risk of skin lesion.

**Keywords:** Noninvasive ventilation; Computer simulation; Respiration, artificial.

\*Trabalho realizado na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto – FEUP – ramo do Instituto de Engenharia Mecânica – IDMEC – sem fins lucrativos, Porto, Portugal; no Centro Hospitalar de São João, Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, Porto, Portugal; e no Departamento de Engenharia da Universidade de Aveiro, Aveiro, Portugal.

Endereço para correspondência: Luana Souto. IDMEC-Pólo FEUP, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Rua Dr. Roberto Frias, 4200-465, Porto, Portugal.

Tel. 351 93 889-8055. E-mail: luanasouto@yahoo.com.br

Apoio financeiro: Luana Souto Barros recebeu uma bolsa de estudos no exterior da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), Processo nº 0691/13-5. Pedro Talaia recebeu uma bolsa de pós-doutorado da Fundação para a Ciência e a Tecnologia (FCT) de Portugal (Processo nº SFRH/BI/33924/2009).

Recebido para publicação em 8/5/2014. Aprovado, após revisão, em 14/10/2014.

## Introdução

A ventilação não invasiva (VNI) desempenha um papel importante no tratamento da insuficiência respiratória aguda e crônica.<sup>(1,2)</sup> Não obstante, já se demonstrou que a VNI falha em 40–60% dos casos de insuficiência respiratória aguda.<sup>(2-4)</sup> Problemas relacionados com a interface são um dos efeitos adversos mais comuns, sendo responsáveis por 50–100% de todas as complicações da VNI.<sup>(4,5)</sup>

A interface escolhida é uma das principais determinantes do sucesso da VNI, principalmente porque afeta negativamente o conforto do paciente.<sup>(6)</sup> Há preferência pelas máscaras oronasais para pacientes com insuficiência respiratória aguda, pois esses pacientes geralmente respiram pela boca para contornar a resistência nasal.<sup>(7,8)</sup> Há relatos de que as máscaras nasais são usadas em 73% dos pacientes com insuficiência respiratória crônica.<sup>(1,4,8)</sup> A interface escolhida também pode desempenhar um papel importante nas complicações da VNI, tais como vazamento de ar, claustrofobia, eritema facial, erupção acneiforme, danos à pele e irritação ocular.<sup>(4,8)</sup> Os locais mais comuns de atrito e dano à pele são a ponte nasal e o lábio superior (máscara nasal), a mucosa nasal (almofadas nasais) e as axilas (capacete).<sup>(1)</sup> É justificável a criação de um modelo mais objetivo para auxiliar na escolha da interface de VNI dependendo do cenário, das circunstâncias do paciente ou mesmo dos materiais usados. Programas promissores e a evolução dos modelos computacionais ao longo das últimas décadas contribuíram significativamente para o desenvolvimento de produtos médicos, criando uma ligação entre a engenharia mecânica e a prática clínica. Um dos avanços da engenharia com maior potencial de aplicação biomecânica é o método dos elementos finitos (MEF).<sup>(9)</sup> O MEF foi desenvolvido por engenheiros na década de 1990 como um meio de analisar o comportamento mecânico de estruturas complexas.<sup>(10)</sup> Atualmente, o MEF é aplicado nas áreas de engenharia, ciência e medicina. Trata-se de uma técnica numérica computadorizada que pode ser usada para estabelecer os campos de tensão e deslocamento em uma estrutura específica. Em termos mais simples, pode-se dizer que o MEF resolve problemas complexos redefinindo-os como a soma de uma série de problemas mais simples e inter-relacionados. Em suma, o MEF subdivide um objeto em um conjunto adequado de pequenas regiões distintas (os elementos finitos), que são ligadas por pontos comuns (os nós). Mesmo que

a estrutura estudada seja complexa e tenha forma irregular, os elementos individuais devem ser simples e facilmente analisados. Os elementos podem ser de uma, duas ou três dimensões e podem assumir geometrias distintas (linhas, tetraedros, conchas, placas etc.). O comportamento de cada elemento é analisado quanto às cargas e respostas nos nós e é descrito por uma pequena matriz elementar, relacionando um deslocamento nodal vetorial com um vetor de forças nodais aplicadas. A geometria é assim representada de maneira simplificada e separada, embora ainda caracterize o objeto a ser modelado.

Levantamos a hipótese de que o uso de um modelo computacional tridimensional (3D) aumentaria a probabilidade de avaliar com precisão pontos de pressão (PP) problemáticos em pacientes submetidos a VNI com interface oronasal (IO), pois permitiria que se levassem em conta a anatomia facial e os pontos correspondentes na máscara. O objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos de uma IO por meio de um modelo computacional 3D com a capacidade de simular e avaliar os principais PP.

## Métodos

Para este estudo, foi usado um modelo digital de uma face humana, baseado em um modelo geométrico descrito anteriormente.<sup>(11,12)</sup> A geometria facial foi extraída e simplificada para nossa análise. O modelo 3D foi criado com três partes principais: tecidos moles (parte do couro cabeludo, tecido muscular, gordura e tecido cutâneo); crânio e cartilagem nasal. A parte de tecidos moles usou elementos tetraédricos de quatro nós, ao passo que as partes de crânio e cartilagem nasal usaram elementos coniformes. As partes foram conectadas por meio dos nós comuns nas interfaces. A mandíbula ficou livre para se mover relativamente ao crânio, de acordo com a anatomia humana (para o desempenho do modelo e a discretização dos dados, a abertura bucal não foi modelada). As propriedades mecânicas dos tipos de formulações usadas no modelo são apresentadas na Tabela 1. A cabeça foi selecionada ao longo do plano dorsal próximo da referência geométrica da cabeça e ao longo do plano transversal abaixo da mandíbula.

A IO modelada foi uma versão simplificada da Quattro™ FX (ResMed, Bella Vista, Austrália). A versão simplificada foi usada porque não possui membrana interna, o que pode melhorar o ajuste

da máscara. Esse modelo geométrico foi obtido por meio de varredura a laser 3D e pós-processado para uso subsequente no modelo criado (Figura 1). A superfície da máscara obtida foi selecionada com o objetivo de separar a almofada da parte rígida da IO. A almofada foi então pré-processada (transformada em modelos de desenho assistido por computador que podem ser manipulados) para criar o modelo de elementos finitos (Figura 2). O modelo da almofada é composto por elementos conquiriformes com base em uma formulação de grande deformação.

Após a construção dos modelos de elementos finitos da face humana e da IO, foi realizada uma simulação da interação entre ambas no solucionador multidisciplinar de elementos finitos RADIOSS® (Altair Engineering, Troy, MI, EUA). Na etapa inicial, os modelos são montados de tal modo que haja um espaço de aproximadamente 22 mm entre o modelo da IO e o modelo da face humana, a fim de impedir a penetração. Na etapa seguinte, as cargas e condições de contorno são aplicadas e a IO é movida em direção à face humana. As interações entre a IO e a face humana ocorrem principalmente na região frontal (incluindo a ponte nasal), na região maxilar e na região mandibular. Na terceira etapa (a etapa da IO), a IO está praticamente estável na face humana, com PP cada vez maiores. Determinou-se então a distribuição da pressão nas áreas de contato (Figura 1). Conforme descrito na literatura,<sup>(11)</sup> uma carga de pressão de 25

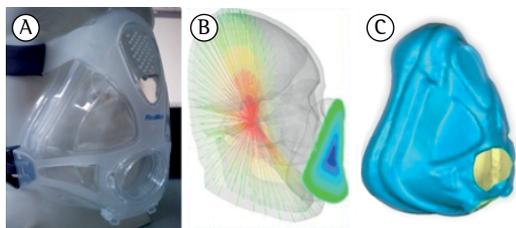
cmH<sub>2</sub>O foi em seguida aplicada à máscara a fim de simular a tensão criada pelo apertar das tiras elásticas, o método-padrão de fixação da IO durante a VNI. Esses sistemas de tiras elásticas prendem a máscara ao rosto, ao passo que a pressão ventilatória a empurra para longe; agem, portanto, como forças opostas. Do ponto de vista mecânico, o sistema de tiras elásticas é progressivamente apertado até que não haja vazamento de ar durante a pressão inspiratória de pico. A pressão foi pré-ajustada para 25 cmH<sub>2</sub>O para garantir que fosse menor do que a pressão de perfusão capilar da pele.<sup>(11)</sup> Foram obtidas imagens gráficas descritivas das áreas locais dos PP e de sua intensidade (análise descritiva). Os resultados apresentados foram registrados durante um intervalo de 40 ms, após a estabilização do modelo (Vídeo 1, disponível na versão on-line do Jornal Brasileiro de Pneumologia; [http://jornaldepneumologia.com.br/detalhe\\_video.asp?id=2355](http://jornaldepneumologia.com.br/detalhe_video.asp?id=2355)).

### Resultados

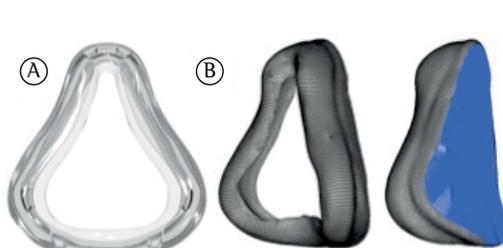
Para as análises gráficas de cada par de modelos face-IO e suas respectivas avaliações, foram realizadas 21 simulações. Esse foi o número de simulações necessárias para ajustar o posicionamento inicial da máscara, caracterizar o contato, determinar quão rapidamente a carga e a pressão deveriam ser aplicadas e garantir que o programa produziria um número suficiente de resultados sem erros (o próprio programa avalia e demonstra erros concernentes à simulação). Foram obtidas imagens gráficas descritivas dos PP (Figura 3). A IO apresentou vários PP de grande relevância na ponte nasal, na região paranasal e na região mandibular (Figura 3). Houve um significativo aumento de pressão no ponto de contacto entre a membrana da máscara e o nariz (Figura 3). Em uma análise gráfica da pressão

**Tabela 1** – Propriedades mecânicas dos tipos de formulações usadas no modelo.

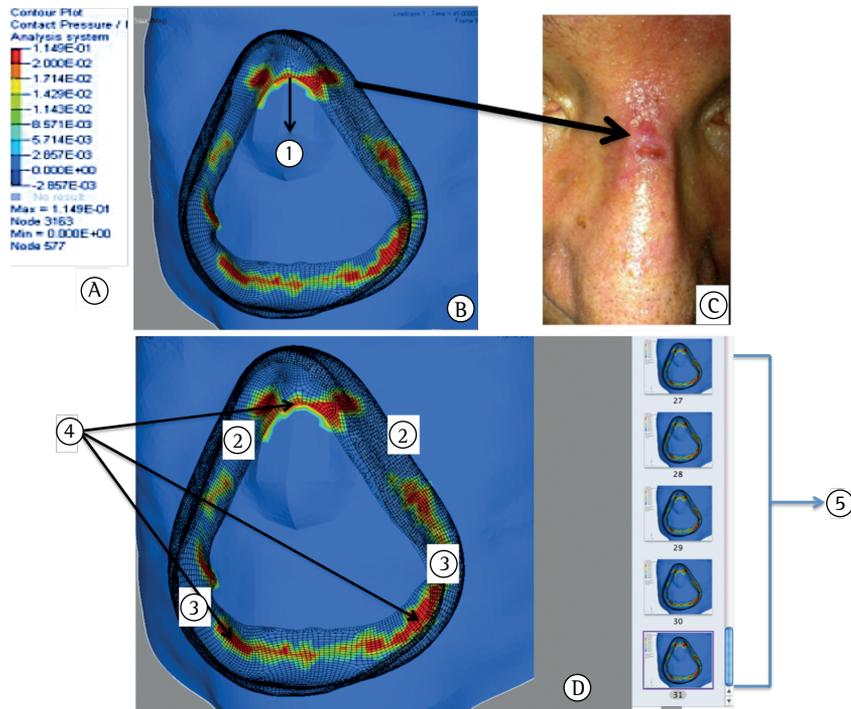
Material	Propriedade	Caracterização
Tecido mole	Elastoplástica	Johnson-Cook
Cartilagem	Elastica linear	Lei de Hooke
Cortical óssea	Viscoelástica	Maxwell-Kelvin-Voigt
Almofada da máscara	Viscoelástica	Maxwell-Kelvin-Voigt



**Figura 1** – A: máscara Quattro™ FX (sem cotovelo), tamanho G; B: modelo de elementos finitos de A (cabeça e almofada simplificada); C: modelo geométrico de A obtido por meio de digitalização a laser tridimensional.



**Figura 2** – A: almofada da máscara Quattro™ FX, tamanho G; B: modelo de elementos finitos da almofada (A), simplificado.



**Figura 3** - Imagens gráficas de pontos de pressão (A); azul, verde, amarelo e vermelho indicam valores crescentes de pressão e pressão de contato. Pontos de pressão (B) de uma interface oronasal e correspondente lesão cutânea (C) induzida por um dos pontos de alta pressão (B1, ponto de contato entre a membrana da máscara e o nariz) da mesma interface; em algumas áreas da almofada da máscara (D), a pressão de contato foi nula/baixa (D2/D3), ao passo que em outras áreas foi elevada (D4), especificamente na ponte nasal, na região paranasal e na região mandibular. Em D5, etapas da simulação, de acordo com a abordagem e o contato com a máscara.

de contato, observou-se que a distribuição da pressão é relativamente homogênea em toda a área de contato da IO; o contato só é interrompido na comissura labial e no processo frontal da maxila (Figura 3). No processo frontal da maxila, observou-se uma grande porção em que a pressão de contato foi baixa ou nula. Na ponte nasal e na região paranasal, observou-se um PP com densidade > 204 cmH<sub>2</sub>O.

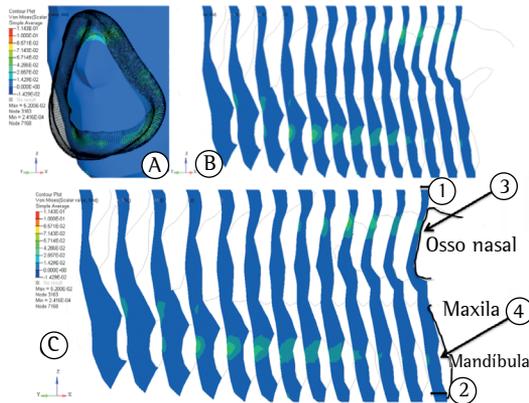
Como se pode observar na Figura 4, a variação da profundidade dos tecidos moles traduziu-se em variação da pressão aplicada, de 438 a 724 cmH<sub>2</sub>O. Uma vista sagital mostrou que os efeitos da pressão observados no aspecto lateral superior do nariz estenderam-se ao tecido ósseo (osso nasal). Observou-se um fenômeno semelhante em que a almofada se alinha com a mandíbula e a maxila.

## Discussão

Os principais achados do presente estudo foram os seguintes: a probabilidade de ocorrência

de um PP foi maior na ponte nasal e na região paranasal; houve um significativo aumento de pressão no ponto de contato entre a membrana da máscara e o nariz; a variação da profundidade dos tecidos moles teve um impacto direto na quantidade de pressão aplicada. Nossos achados estão de acordo com a literatura no tocante à área em que tipicamente ocorrem as lesões cutâneas (a ponte nasal).<sup>(5,12)</sup> A ulceração da ponte nasal, como mostra a Figura 3, é uma complicação relativamente comum da VNI; ocorre em até 10% dos pacientes a ela submetidos.<sup>(5)</sup>

A lesão cutânea no local de contato da máscara é a complicação mais comum da VNI,<sup>(4)</sup> e a necrose da pele geralmente ocorre em virtude da excessiva pressão de ajuste da máscara, que resulta em perfusão tecidual inadequada.<sup>(11)</sup> Schettino et al.<sup>(11)</sup> descreveram um método simples de garantir a fixação adequada da máscara durante a VNI: medir a pressão de ajuste da máscara dentro da almofada pneumática. Até onde sabemos, este é o primeiro estudo em que se avaliou, por meio do MEF, o comportamento de uma IO em PP e a



**Figure 4** – A: distribuição de tensão equivalente de Von Mises (uma combinação de todos os componentes de tensão) na superfície da pele; B: variação de pressão de acordo com a profundidade dos tecidos moles.

pressão de contato durante a VNI. O PP no ponto de contato entre a máscara e o nariz é muitas vezes avaliado simplesmente como uso incorreto da IO. Nossos resultados preliminares indicam PP na ponte nasal e na região paranasal, além de desproporcionada pressão de contato entre a membrana da máscara e o nariz. No entanto, são necessários mais estudos para esclarecer essa questão.

Com base em nossos resultados preliminares, podemos sugerir que a probabilidade de lesão cutânea é maior nas regiões da pele em que a proporção de tecidos moles é menor. Na anatomia humana, o tecido mole é composto por pele, gordura subcutânea e tecido muscular. A espessura do tecido mole seria responsável por uma variação da resistência à pressão aplicada à pele. Em outras palavras, tecidos moles de maior profundidade não permitiram que a pressão se propagasse pelo tecido ósseo (da mandíbula ou maxila, no presente estudo). É possível que, no tocante à profundidade dos tecidos moles, uma distribuição mais ampla da pressão reduza a probabilidade de lesões. A baixa pressão de contato da IO com a comissura labial direita e esquerda e com o processo frontal da maxila pode estar relacionada com o aumento do escape de ar, o que corroboraria os dados encontrados na literatura.<sup>(4)</sup>

O desenvolvimento de poderosas ferramentas computacionais propicia novas abordagens ao estudo de questões relativas à adaptação ao ventilador. Por exemplo, Lei et al.<sup>(13)</sup> criaram representações digitais das geometrias complexas

de uma cabeça humana e de um respirador facial usando escâneres a laser. Os autores então manipularam as imagens 3D e as submeteram a uma análise computacional da interface entre o respirador e a face humana a fim de calcular a distribuição da pressão de vedação. Alguns pesquisadores têm se concentrado na distribuição da pressão de vedação entre uma IO e a face humana com um respirador N95 (máscara de proteção) e uma máscara de oxigênio para pilotos de jatos.<sup>(13,14)</sup> O primeiro autor a usar o MEF para calcular a pressão entre uma máscara de oxigênio para pilotos de jatos (MBU-20/P) e a face humana foi Bitterman.<sup>(15)</sup> De acordo com Yang et al.,<sup>(16)</sup> a pressão máxima do respirador é de 3.344 cmH<sub>2</sub>O, maior que a encontrada em nosso estudo. Piccione & Moyer<sup>(17)</sup> criaram um “modelo de ajuste e desconforto” de máscara para avaliar o ajuste, a proteção e o desconforto de acordo com o local de contato, a pressão, o cisalhamento e o atrito. Cohen<sup>(18)</sup> descreveu um método experimental para avaliar a vedação de máscaras por meio da medição da distribuição da pressão de vedação. Acreditamos que o método de simulação computacional 3D possa prever os PP entre a face humana e uma IO para VNI. Mais estudos são certamente necessários para validar e expandir essa metodologia, cujo uso em projetos e testes de máscaras é realmente promissor.

O presente estudo tem uma série de limitações. O modelo da face não foi perfeitamente análogo à anatomia humana, em que o tecido mole é composto por pele, gordura subcutânea e tecido muscular. Além disso, a pressão foi aplicada em um único ponto em vez de ser distribuída em toda a máscara, como seria na vida real; ademais, o modelo não foi ajustado para levar em conta os efeitos da tensão das tiras. O fator tempo também não foi levado em conta. Além disso, a IO empregada (um modelo simplificado) tem apenas uma membrana interna. Teoricamente, a membrana da máscara pode alterar os valores de pressão e a distribuição dessa pressão na face. Portanto, nossos achados não podem ser extrapolados para a versão comercializada da máscara.

Os resultados preliminares apoiam a ideia de que a probabilidade de ruptura da pele é maior na ponte nasal e na região paranasal em pacientes submetidos a VNI com IO. Essa metodologia pode introduzir o estudo biomecânico de interfaces

de VNI como estratégia para minimizar lesões. É necessário validar quantitativamente esse modelo, inclusive a membrana interna de almofadas nasais.

## Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer ao Grupo de Biomecânica da Universidade de Aveiro a oportunidade de digitalizar uma interface 3D. Agradecemos também a Linde Sogás Homecare e à Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP), ramo do Instituto de Engenharia Mecânica (IDMEC), sem fins lucrativos, todo o apoio prestado. Por fim, gostaríamos de expressar nossa gratidão pelo apoio especial que recebemos do Professor Miguel Gonçalves, de António Ramos, de Sara Correia e de Nuno Silva.

## Referências

1. Nava S, Navalesi P, Gregoretto C. Interfaces and humidification for noninvasive mechanical ventilation. *Respir Care*. 2009;54(1):71-84.
2. Meduri GU, Turner RE, Abou-Shala N, Wunderink R, Tolley E. Noninvasive positive pressure ventilation via face mask. First-line intervention in patients with acute hypercapnic and hypoxemic respiratory failure. *Chest*. 1996;109(1):179-93. <http://dx.doi.org/10.1378/chest.109.1.179>
3. Carlucci A, Richard JC, Wysocki M, Lepage E, Brochard L; SRLF Collaborative Group on Mechanical Ventilation. Noninvasive versus conventional mechanical ventilation. An epidemiologic survey. *Am J Respir Crit Care Med*. 2001;163(4):874-80. <http://dx.doi.org/10.1164/ajrccm.163.4.2006027>
4. Holanda MA, Reis RC, Winkeler GF, Fortaleza SC, Lima JW, Pereira ED. Influence of total face, facial and nasal masks on short-term adverse effects during noninvasive ventilation. *J Bras Pneumol*. 2009;35(2):164-73. <http://dx.doi.org/10.1590/S1806-37132009000200010>
5. Mehta S, Hill NS. Noninvasive ventilation. *Am J Respir Crit Care Med*. 2001;163(2):540-77. <http://dx.doi.org/10.1164/ajrccm.163.2.9906116>
6. Meduri GU. Noninvasive positive-pressure ventilation in patients with acute respiratory failure. *Clin Chest Med*. 1996;17(3):513-53. [http://dx.doi.org/10.1016/S0272-5231\(05\)70330-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0272-5231(05)70330-0)
7. Soo Hoo GW, Santiago S, Williams AJ. Nasal mechanical ventilation for hypercapnic respiratory failure in chronic obstructive pulmonary disease: determinants of success and failure. *Crit Care Med*. 1994;22(8):1253-61. <http://dx.doi.org/10.1097/00003246-199408000-00009>
8. Schönhofer B, Sortor-Leger S. Equipment needs for noninvasive mechanical ventilation. *Eur Respir J*. 2002;20(4):1029-36. <http://dx.doi.org/10.1183/09031936.02.00404202>
9. Hayasaki CL, Sousa EA. Modelagem de estruturas ósseas e próteses através do método dos elementos finitos [monograph on the Internet]. Bauru: Simpósio em Engenharia de Produção; [cited 2014 May 8]. [Adobe Acrobat document, 12p.]. Available from: [http://www.simpep.feb.unesp.br/anais/anais\\_13/artigos/587.pdf](http://www.simpep.feb.unesp.br/anais/anais_13/artigos/587.pdf)
10. Fung YC, Tong P. Classical and computational solid mechanics. Singapore: World Scientific Publishing; 2001. <http://dx.doi.org/10.1142/4134>
11. Schettino GP, Tucci MR, Sousa R, Valente Barbas CS, Passos Amato MB, Carvalho CR. Mask mechanics and leak dynamics during noninvasive pressure support ventilation: a bench study. *Intensive Care Med*. 2001;27(12):1887-91. <http://dx.doi.org/10.1007/s00134-001-1146-9>
12. Gregoretto C, Confalonieri M, Navalesi P, Squadrone V, Frigerio P, Beltrame F, et al. Evaluation of patient skin breakdown and comfort with a new face mask for non-invasive ventilation: a multi-center study. *Intensive Care Med*. 2002;28(3):278-84. <http://dx.doi.org/10.1007/s00134-002-1208-7>
13. Zhipeng L, Jingzhou Y. Contact pressure study of N95 filtering face-piece respirators using finite element method. *Comp Aided Des Appl*. 2010;7(6):847-61.
14. Butler KM. Using 3D head and respirator shapes to analyze respirator fit. In: Duffy VG, editor. Digital human modeling. Lecture notes on computer science. Vol 5620. Berlin: Springer; 2009. p. 483-91. [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-02809-0\\_51](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-02809-0_51)
15. Bitterman BH. Application of finite element modeling and analysis to the design of positive pressure oxygen masks. Fairborn (OH): Air Force Institute of Technology, Wright-Patterson Air Force Base; 1991.
16. Yang JD, Dai J, Zhuang Z. Simulating the interaction between a respirator and a headform using LS-DYNA. *Comp Aided Des Appl*. 2009;6(4):539-51.
17. Piccione D; Moyer Jr ET. Modeling the Interface between a respirator and the human face. Adelphi (MD): Army Research Laboratory; 1997.
18. Cohen KS. Relationship of protective mask seal pressure to fit factor and head harness strap stretch. Technical report. Adelphi (MD): Army Research Laboratory; 1999.

## Sobre os autores

### *Luana Souto Barros*

Doutoranda. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto – FEUP – Porto, Portugal.

### *Pedro Talaia*

Pós-doutorando. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto – FEUP – Porto, Portugal.

### *Marta Drummond*

Pneumologista. Centro Hospitalar de São João, Faculdade de Medicina da Universidade do Porto – FMUP – Porto, Portugal.

### *Renato Natal-Jorge*

Instituto de Engenharia Mecânica – IDMEC – Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, Portugal.