

# Mecânica de Fluidos Computacional aplicada ao estudo do impacto de perfurações septais na fisiologia nasal

Artigo Original

## Autores

### Tiago Chantre

Serviço de Otorrinolaringologia, Centro Hospitalar Universitário Lisboa Central, Portugal

### Rui Oliveira

Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade do Porto, Portugal

### Manuel A. Burgos

Departamento de Ingeniería Térmica y de Fluidos, Universidad Politécnica de Cartagena, Cartagena, Espanha,

### Bruno Cunha

Serviço de Neuroradiologia, Centro Hospitalar Universitário Lisboa Central, Portugal,

### Mafalda Barroso

Serviço de Otorrinolaringologia, Centro Hospitalar Universitário Lisboa Central, Portugal

### Mariana Oliveira

Serviço de Otorrinolaringologia, Centro Hospitalar Universitário Lisboa Central, Portugal,

### Ezequiel Barros

Serviço de Otorrinolaringologia, Centro Hospitalar Universitário Lisboa Central, Portugal,

### Herédio Sousa

Serviço de Otorrinolaringologia, Centro Hospitalar Universitário Lisboa Central, Portugal.

### Correspondência:

Tiago Chantre  
tiagomendeschantre@gmail.com

Artigo recebido a 6 de Abril de 2022.

Aceite para publicação a 27 de Junho de 2022.

## Resumo

**Objectivos:** Utilização de mecânica de fluidos computacional (MFC) na compreensão do impacto do tamanho e localização das perfurações septais (SP) na fisiologia nasal.

**Desenho de estudo:** Estudo de simulação computacional.

**Material e Métodos:** O Software de MFC (Flowgy®) foi utilizado na criação de modelos digitais de fossas nasais através da reconstrução de tomografias computadorizadas (TC). Foi realizada cirurgia virtual com estabelecimento de PS anteriores (1 ou 2cm) e posteriores (1 ou 2cm).

**Resultados:** Perfurações de maiores dimensões causaram maior alteração na alocação do fluxo de ar independente da localização, com desvio de ar da fossa nasal com maior fluxo para a de menor fluxo. A resistência nasal bilateral não foi significativamente alterada pela presença de PS. **Conclusões:** As tecnologias de MFC auxiliam na compreensão de como as PS alteram a fisiologia nasal. A alocação do fluxo de ar é alterada, com maior fluxo de ar pela fossa nasal de menor resistência, principalmente nas perfurações anteriores.

**Palavras-chave:** Mecânica de Fluidos Computacional, septo nasal; perfuração septal; cirurgia virtual

## Introdução

AS perfurações septais (PS) correspondem a um defeito anatómico no septo nasal, colocando em comunicação as duas fossas nasais. A sua prevalência não é completamente conhecida, mas acredita-se que esteja próxima de 1 a 2% da população adulta<sup>1,2</sup>. Este número sobe até aos 5.4% em doentes submetidos a septoplastia<sup>3</sup>. Para além da cirurgia nasal, outros factores de risco para o desenvolvimento de PS passam por trauma com desenvolvimento de hematoma septal, uso de terapêutica tópica nasal (ex., abuso de vasoconstritores) ou toxifilia (ex., cocaína). As perfurações podem também

resultar de infecções, doenças inflamatórias ou neoplásicas<sup>4</sup>. Em quase metade dos doentes as PS são de natureza idiopática<sup>4,5</sup>. Os sintomas mais comuns são obstrução nasal, epistaxis, crostas, secura ou dor nasal, havendo cerca de 15% de doentes assintomáticos<sup>6</sup>.

As PS podem ser classificados de acordo com seu tamanho e localização (anterior, mediana e posterior), sendo que cerca de 92% das PS se encontram localizadas anteriormente<sup>4</sup>. Perfurações pequenas ( $\leq 5$  mm) são frequentemente assintomáticas, enquanto perfurações maiores ( $\geq 1$  cm) são frequentemente associadas aos sintomas descritos<sup>7</sup>. É reconhecido que a geometria das fossas nasais influencia significativamente o comportamento aerodinâmico do fluxo de ar e, portanto, afeta a fisiologia nasal<sup>8</sup>. Nos últimos anos, a tecnologia de mecânica de fluídos computacional (MFC) tem se afirmado enquanto ferramenta validada para a medição do fluxo de ar<sup>9</sup>. Através de reconstruções tridimensionais (3-D) das fossas nasais criadas a partir de Tomografia Computadorizada (TC) ou Ressonância Magnética (RM) são simulados os padrões do fluxo do ar, a taxa de fluxo volumétrico (*volumetric flow rate* - Q), resistência nasal, velocidade, pressão ou fluxo de calor<sup>7,10</sup>.

A tecnologia de MFC pode ser utilizada na prática clínica diária de otorrinolaringologia para aumentar a qualidade do diagnóstico e tratamento do doente. Esta é capaz de fornecer mais informações para além do estudo imagiológico sem necessitar de sujeitar o doente a maior dose de radiação ou prolongar o tempo necessário para a realização de meios complementares de diagnóstico. A sua aplicação encontra-se amplamente distribuída pelas diferentes áreas da rinologia. Permite antever o impacto de desvios do septo nasal, hipertrofia dos cornetos inferiores, conchas bolhosas ou alterações da válvula nasal interna e externa, bem como simular a sua correcção por cirurgia virtual<sup>10</sup>. Outros aspectos relevantes na prática clínica têm ainda sido estudados recentemente, como o impacto da uncinectomia no fluxo nasal<sup>11</sup>.

O objetivo deste projecto de investigação é analisar o impacto das PS na fisiologia nasal através da aplicação de tecnologias de MFC e cirurgia virtual. A influência do tamanho e da localização das PS no fluxo de ar foi também abordada.

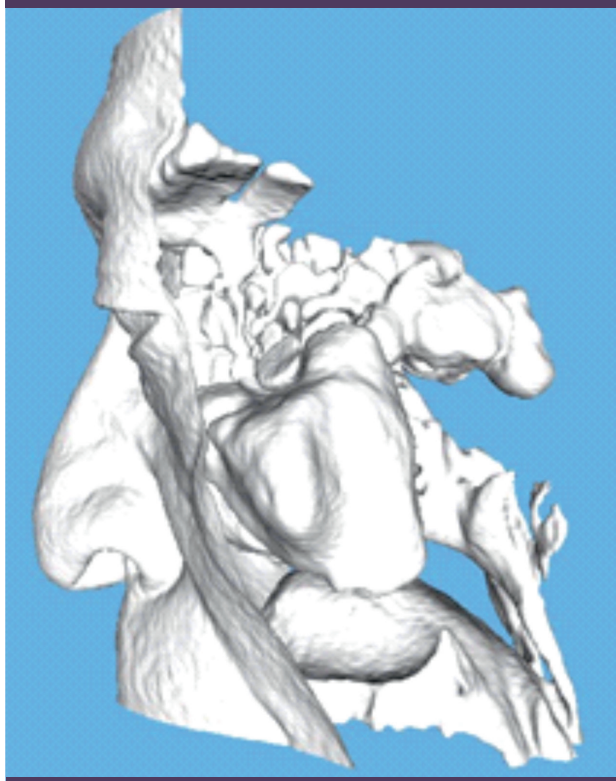
## Material e Métodos

Através da revisão dos doentes submetidos a TC dos seios perinasais no Centro Hospitalar Universitário de Lisboa Central, foi selecionado um doente sem alterações imagiológicas, sem cirurgias nasais prévias ou história de trauma crânio-encefálico. Este doente, do sexo masculino, 66 anos, encontrava-se sem queixas nasais e sem alterações da mucosa nasal à observação por nasofibrolaringoscopia (NFLC). Este doente foi encaminhado a consulta de otorrinolaringologia por sensação de corpo estranho faríngeo com um ano de evolução e, na realização de NFLC, para melhor esclarecimento de espessamento do cavum faríngeo foi pedida TC dos seios perinasais, que não revelou numa alteração a este nível. O restante estudo endoscópico encontrava-se normal. A Figura 1 mostra a TC de alta

**Figura 1**  
Imagem em plano coronal do TC dos Seios Perinasais do doente em estudo



**Figura 2**  
Geometria do Modelo 3-D sem perfuração septal

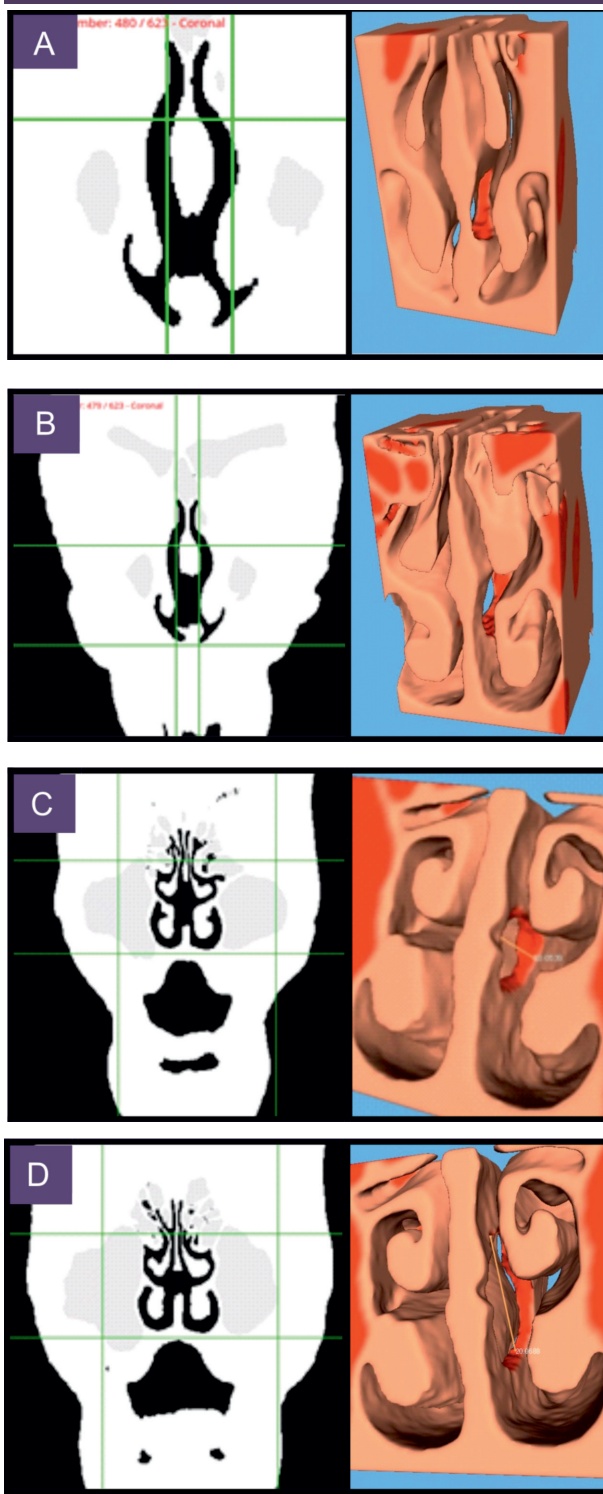


resolução dos seios perinasais com aquisição de 0.625 mm de espessura deste doente.

Por reconstrução das imagens de TC foi criado um modelo 3-D (Figura 2) utilizando o programa de MFC Flowgy®. Este permitiu também proceder à segmentação do modelo e pós processamento da malha gerada. Após a construção do modelo nasal original, as PS foram criadas por cirurgia virtual. Para tal, foi inicialmente selecionada, no programa Flowgy®, uma caixa delimitadora tridimensional anterior ou posterior no septo nasal, onde se criou PS com 1 ou 2 cm de diâmetro e forma circular. Desta forma, foram gerados 5 modelos (Figura 3): (1) - modelo inicial, sem PS; (2) - modelo com PS anterior de 1cm de diâmetro; (3) - modelo com PS anterior de 2 cm de diâmetro; (4) - modelo com PS posterior com 1 cm de diâmetro e (5) - modelo com PS posterior com 2 cm de diâmetro.

Para cada modelo foi gerada uma simulação e para cada simulação foi definida uma queda de pressão constante entre a atmosfera e a nasofaringe, de modo a simular a respiração

**Figura 3**  
Imagem de cirurgia virtual e modelo 3-D. A- Perfuração septal anterior de 1cm de diâmetro; B- Perfuração septal anterior de 2cm de diâmetro; C- Perfuração septal posterior de 1cm de diâmetro; D- Perfuração septal posterior de 2cm de diâmetro.



fisiológica induzida pelos pulmões. A taxa de fluxo volumétrica foi mantida abaixo de 15 L/min para garantir o fluxo laminar. O modelo foi definido como corpo rígido para omitir o efeito da deformação dos tecidos moles relacionada com a respiração. A temperatura exterior (atmosférica) foi ajustada para 20°C, e a das fossas nasais foi ajustada para 37°C<sup>10</sup>.

Seis planos coronais foram obtidos em modelos tridimensionais para analisar os contornos de temperatura, pressão e velocidade através das diferentes estruturas das fossas nasais. Índices como a taxa de fluxo volumétrico e a resistência das fossas nasais foram também analisados. Os resultados foram comparados entre os cinco modelos.

## Resultados

No modelo original sem PS, observou-se uma predominância do fluxo de ar pela fossa nasal direita (Tabela 1), sem haver nenhum achado à anamnese, estudo endoscópico ou imagiológico ao qual se possa atribuir esse achado. Após a realização de cirurgia virtual com estabelecimento de PS, como esperado, iniciou-se o fluxo de ar através da perfuração, da fossa nasal de maior fluxo para a de menor fluxo. A assimetria no fluxo de ar foi consistente para todos os modelos, com maior fluxo na fossa nasal direita. PS anteriores resultaram numa taxa volumétrica de fluxo (%Q) maior do que aquelas localizadas posteriormente (Tabela 1). Por comparação, PS anteriores de

1cm de diâmetro têm mais 62,86% de taxa volumétrica de fluxo do que PS posteriores de 1cm de diâmetro. PS anteriores de 2cm de diâmetro têm mais 81,85% de taxa volumétrica de fluxo do que PS posteriores de 2cm de diâmetro. Perfurações de maiores dimensões causaram maior alteração na alocação do fluxo aéreo independente da localização (Tabela 1). Um aumento de 1cm de diâmetro nas PS anteriores, leva a um aumento de 55,94% de taxa volumétrica de fluxo. Já na localização posterior esse aumento é de 103,4%.

A resistência (Pa/(L/min)) manteve-se inalterada nas PS posteriores face ao modelo sem PS, independentemente do tamanho (0,602 PA/(L/min)). Nas PS anteriores houve uma queda não significativa da resistência (3,18%) com o aumento para 2 cm no diâmetro da perfuração. Nas PS anteriores um aumento de tamanho de 1 para 2 cm de diâmetro implica um aumento de 13% na velocidade máxima (1.955 para 2.200 m/s) (Tabela 2). Quando as PS têm localização posterior, um aumento de diâmetro de 1 para 2 cm aumenta a velocidade em 25% (1.375 to 1.723 m/s). Os valores máximos de velocidade foram encontrados na região centro-posterior das PS e os valores menores na periferia (principalmente os bordos anteriores das PS). Nas perfurações anteriores e posteriores, o padrão de fluxo de calor mimetizou o da velocidade do fluxo de ar, com maior troca de calor nas PS anteriores e nas PS de maiores dimensões. No entanto, a temperatura na

**Tabela 1**  
Resultados da Taxa de Fluxo Volumétrico - Q (L/min)

Sem Perfuração		Perfuração Anterior (1cm)					Perfuração Posterior (1cm)				
QD	QE	QDA	QDD	QEA	QED	%Q	QDA	QDD	QEA	QED	%Q
11.111	3.350	11.373	9.737	3.123	4.760	11,289	11.106	10.084	3.303	4.326	7.096
		Perfuração Anterior (2cm)					Perfuração Posterior (2cm)				
		QDA	QDD	QEA	QED	%Q	QDA	QDD	QEA	QED	QED
		11.821	9.101	3.232	5.308	17.664	11.177	9.101	3.232	5.308	14.408

QD - Taxa de Fluxo Volumétrico (L/min) na fossa nasal direita.

QE - Taxa de Fluxo Volumétrico (L/min) na fossa nasal esquerda.

QDA - Taxa de Fluxo Volumétrico (L/min) na fossa nasal direita, antes da perfuração septal.

QDD - Taxa de Fluxo Volumétrico (L/min) na fossa nasal direita, depois da perfuração septal.

QEA - Taxa de Fluxo Volumétrico (L/min) na fossa nasal esquerda, antes da perfuração septal.

QED - Taxa de Fluxo Volumétrico (L/min) na fossa nasal esquerda, depois da perfuração septal.

%Q - % da Taxa de Fluxo Volumétrico (L/min) através da perfuração septal.

**Tabela 2**  
Cálculo da Velocidade Máxima (m/s) no local da perfuração septal

Perfuração Septal	Velocidade Máxima (m/s)
Anterior 1cm	1.955
Anterior 2cm	2.200
Posterior 1cm	1.375
Posterior 2cm	1.723

nasofaringe não foi alterada pela presença de PS, independentemente da sua localização ou tamanho (intervalo: 302,821°K a 309,650°K).

## Discussão

As PS implicam um defeito estrutural no septo nasal e induzem a comunicação entre as duas fossas nasais, o que leva a uma alteração no fluxo de ar, que está associado ao desenvolvimento de sinais e sintomas<sup>12</sup>. Pelo impacto das PS na qualidade de vida dos doentes, várias técnicas cirúrgicas têm sido desenvolvidas, desde o encerramento parcial ou total até relatos de ampliação da PS, para mitigar os sintomas<sup>9</sup>. Enquanto perfurações de menores dimensões têm tido bons resultados cirúrgicos, defeitos septais com diâmetro superior a 2 cm trazem dificuldade técnica acrescida. Nenhum procedimento é consensual na literatura, nem existe concordância na selecção dos doentes a quem propor tratamento cirúrgico.<sup>13</sup>

Neste estudo foram utilizados modelos digitais de fossas nasais, bem como o recurso a tecnologia de MFC e cirurgia virtual para investigar as alterações na fisiologia nasal devido à presença de PS de tamanho e localização diferentes. Foi demonstrado, tal como em estudos prévios<sup>14</sup>, que há desvio do fluxo de ar através das PS do lado de maior fluxo para o lado de menor fluxo, sendo o desvio maior em PS de maiores dimensões. Este efeito é consistente para perfurações em todas as localizações anatómicas estudadas. No nosso modelo de MFC, ao comparar PS anteriores e posteriores foi verificado que as perfurações localizadas anteriormente implicavam velocidade superior do fluxo de ar. Independentemente da localização, as PS de

maiores dimensões estão associadas a maior velocidade do fluxo de ar. A percentagem de aumento da velocidade do fluxo com o aumento do tamanho das PS é superior na região posterior do septo nasal. A etiologia exata desse fenómeno não é conhecida. No entanto, acredita-se que tal se deva ao facto de na região anterior das fossas nasais, quando existe uma PS, haja uma conversão mais significativa do fluxo de ar de laminar para turbulento, do que na região posterior, com aumento correspondente da velocidade<sup>14</sup>. Tais achados poderão ser de grande importância clínica no momento da decisão cirúrgica sobre o encerramento de PS.

As diferenças de temperatura entre a superfície da mucosa nasal e o ar inspirado têm-se mostrado importantes para a transferência de água para o ar inspirado<sup>15</sup>.

Li *et al.* demonstraram que as PS não só alteram o fluxo de ar, como também têm implicações na função de aquecimento nasal<sup>11</sup>. Nesse estudo, doentes com perfurações de maiores dimensões ou localizadas anteriormente, tinham a temperatura do fluxo de ar na nasofaringe diminuída. Tais achados não foram corroborados pelo trabalho de Farzal *et al.*<sup>9</sup> nem pelo nosso grupo de investigação, já que a temperatura do fluxo de ar na nasofaringe manteve-se inalterada independentemente da localização ou tamanho da PS.

A tecnologia de MFC não só permitem o melhor estudo diagnóstico de doentes com PS, como se tem tornado importante no estabelecimento de um plano de tratamento individualizado para cada caso, evitando procedimentos cirúrgicos sem resultados satisfatórios. Ao permitir a simulação dos diferentes parâmetros de avaliação do fluxo nasal antes e após encerramento virtual da PS, é possível valorizar de antemão outros achados patológicos, como o impacto do desvio do septo nasal ou da hipertrofia dos cornetos inferiores como contribuintes para a sintomatologia do doente e para as alterações do fluxo nasal, para além da existência de uma PS<sup>7</sup>. O presente estudo apresenta algumas limitações, nomeadamente o facto de os 5

modelos analisados serem obtidos a partir de um único doente. Por forma a padronizar os modelos criados, o tamanho das perfurações foi controlado (1 ou 2 cm de diâmetro), bem como a forma (circular). Contudo, as PS podem ter diferentes formas e outras localizações anatómicas que não só têm implicação no fluxo do ar, como nos sintomas dos doentes<sup>9</sup>. Os modelos não levaram em conta outras considerações anatómicas, como hipertrofia dos cornetos inferiores ou desvio do septo nasal. No entanto, só desta forma foi possível demonstrar os efeitos isolados das PS sem outros fatores de confundimento. Ademais, a transposição de um modelo de MFC para a realidade clínica tem uma margem de erro não menosprezável. Apesar da MFC oferecer uma oportunidade única de estudar o fluxo nasal, a verdade é que este ainda continua em muitos aspectos um enigma, sendo patologias como o *Empty Nose Syndrome* paradigmática da dissociação entre os achados de MFC e a sintomatologia<sup>16</sup>. Assim, são necessários mais estudos que relacionem o fluxo nasal avaliado por MFC com os sintomas apresentados. Tais vieses, implicam que nenhuma conclusão definitiva pode ser tomada até que estudos adicionais com doentes com PS sejam realizados e corroborem os achados encontrados.

## Conclusão

As tecnologias de mecânica de fluídos computacional associadas a cirurgia virtual, auxiliam na melhor compreensão do comportamento do fluxo nasal em fossas nasais com ou sem patologia estabelecida. No nosso modelo de MFC, as PS alteram a fisiologia nasal e esse impacto é diferente de acordo com a sua localização ou tamanho. A alocação do fluxo de ar é alterada, com maior fluxo de ar para a fossa nasal de menor resistência, principalmente nas perfurações anteriores. Perfurações de maiores dimensões causaram maior alteração na alocação do fluxo de ar independente da localização.

## Agradecimentos

Ao Professor Manuel A. Burgos pela enorme disponibilidade e partilha de conhecimento, bem como pela promoção científica.

## Conflito de Interesses

Os autores declaram que não têm qualquer conflito de interesse relativo a este artigo.

## Confidencialidade dos dados

Os autores declaram que seguiram os protocolos do seu trabalho na publicação dos dados de pacientes.

## Proteção de pessoas e animais

Os autores declaram que os procedimentos seguidos estão de acordo com os regulamentos estabelecidos pelos diretores da Comissão para Investigação Clínica e Ética e de acordo com a Declaração de Helsínquia da Associação Médica Mundial.

## Política de privacidade, consentimento informado e Autorização do Comité de Ética

Os autores declaram que têm o consentimento por escrito para o uso de fotografias dos pacientes neste artigo.

## Financiamento

O estudo teve financiamento da bolsa MCIN/AEI/10.13039/501100011033 para a aquisição da licença temporária do programa de mecânica de fluídos dinâmica Flowgy®. Este estudo não recebeu qualquer outra contribuição, financiamento ou bolsa adicionais.

## Disponibilidade dos Dados científicos

Não existem conjuntos de dados disponíveis publicamente relacionados com este trabalho.

## Referências Bibliográficas

- 1.Oberg D, Akerlund A, Johansson L, Bende M. Prevalence of nasal septal perforation: the Skovde population-based study. *Rhinology* [Internet] 2003 Jun;41(2):72-5. Available from [https://www.rhinologyjournal.com/Rhinology\\_issues/373.pdf](https://www.rhinologyjournal.com/Rhinology_issues/373.pdf).
- 2.Gold M, Boyack I, Caputo N, Pearlman A. Imaging prevalence of nasal septal perforation in an urban population. *Clin Imaging*. 2017 May-Jun;43:80-82. doi: 10.1016/j.clinimag.2017.02.002.
- 3.Bateman ND, Woolford TJ. Informed consent for

septal surgery: the evidence-base. *J Laryngol Otol.* 2003 Mar;117(3):186-9. doi: 10.1258/002221503321192476.

4. Diamantopoulos II, Jones NS. The investigation of nasal septal perforations and ulcers. *J Laryngol Otol.* 2001 Jul;115(7):541-4. doi: 10.1258/0022215011908441.

5. Dosen LK, Haye R. Nasal septal perforation 1981-2005: changes in etiology, gender and size. *BMC Ear Nose Throat Disord.* 2007 Mar 7;7:1. doi: 10.1186/1472-6815-7-1.

6. Lanier B, Kai G, Marple B, Wall GM. Pathophysiology and progression of nasal septal perforation. *Ann Allergy Asthma Immunol.* 2007 Dec;99(6):473-9; quiz 480-1, 521. doi: 10.1016/S1081-1206(10)60373-0.

7. Burgos MA, Sanmiguel-Rojas E, Rodríguez R, Esteban-Ortega F. A CFD approach to understand nasoseptal perforations. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2018 Sep;275(9):2265-2272. doi: 10.1007/s00405-018-5073-6.

8. Faramarzi M, Baradaranfar MH, Abouali O, Atighechi S, Ahmadi G, Farhadi P, et al. Numerical investigation of the flow field in realistic nasal septal perforation geometry. *Allergy Rhinol (Providence).* 2014 Jul;5(2):70-7. doi: 10.2500/ar.2014.5.0090.

9. Farzal Z, Del Signore AG, Zanation AM, Ebert CS Jr, Franklto D, Kimbell JS, et al. A computational fluid dynamics analysis of the effects of size and shape of anterior nasal septal perforations. *Rhinology.* 2019 Apr 1;57(2):153-159. doi: 10.4193/Rhin18.111.

10. Burgos MA, Sanmiguel-Rojas E, Del Pino C, Sevilla-García MA, Esteban-Ortega F. New CFD tools to evaluate nasal airflow. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2017 Aug;274(8):3121-3128. doi: 10.1007/s00405-017-4611-y.

11. Xiong GX, Zhan JM, Zuo KJ, Rong LW, Li JF, Xu G. Use of computational fluid dynamics to study the influence of the uncinate process on nasal airflow. *J Laryngol Otol.* 2011 Jan;125(1):30-7. doi: 10.1017/S002221511000191X.

12. Li L, Han D, Zhang L, Li Y, Zang H, Wang T. et al. Impact of nasal septal perforations of varying sizes and locations on the warming function of the nasal cavity: A computational fluid-dynamics analysis of 5 cases. *Ear Nose Throat J.* 2016 Sep;95(9):E9-E14. doi: 10.1177/014556131609500906

13. Passali D, Spinosi MC, Salerni L, Cassano M, Rodriguez H, Passali FM. et al. Surgical treatment of nasal septal perforations: SIR (Italian Society of Rhinology) experts opinion. *Acta Otorrinolaringol Esp (Engl Ed).* Jul-Aug 2017;68(4):191-196. doi: 10.1016/j.otorri.2016.10.001.

14. Cannon DE, Frank DO, Kimbell JS, Poetker DM, Rhee JS. Modeling nasal physiology changes due to septal perforations. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2013 Mar;148(3):513-8. doi: 10.1177/0194599812472881.

15. Lindemann J, Leiacker R, Rettinger G, Keck T. Nasal mucosal temperature during respiration. *Clin Otolaryngol Allied Sci.* 2002 Jun;27(3):135-9. doi: 10.1046/j.1365-2273.2002.00544.x.

16. Balakin BV, Farbu E, Kosinski P. Aerodynamic evaluation of the empty nose syndrome by means of computational fluid dynamics. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2017 Nov;20(14):1554-1561. doi: 10.1080/10255842.2017.1385779.