

Numerical Analysis and Parametric Study of the Sulcus Vocalis Disorder on the Function of the Vocal Folds

A. Vazifehdoostsaleh¹, N. Fatourae^{2*}, M. Navidbakhsh³, F. Izadi⁴

¹PhD, Department of Biomedical Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

²Associate Professor, Biological Fluid Mechanics Research Laboratory, Biomechanics Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

³Professor, School of Mechanical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

⁴MD, Associate Professor, Otorhinolaryngologist, Fellowship of Laryngology ENT-Head and Neck Research Center and Department, Hazrat Rasoul Akram Hospital, University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Receipt in the Online Submission System: 26 November 2017, Received in Revised Form: 10 December 2017, Accepted: 12 December 2017

Abstract

In terms of mechanical behavior, human's speaking and generating voice is a sophisticated process which is resulted in interaction between flowing air through the larynx and oscillating functionality of vocal folds. The sulcus vocalis is one of the individual cases of scarring in which the superficial lamina propria is absent over the length of the vocal fold and can procreate several disorders in voice generation. In this study, for the first time, the effects of sulcus vocalis on vibrating functionality of vocal folds have been assessed by employing finite element numerical modeling. Two-dimensional models of either healthy or sulcus vocal folds were implemented which each one is coupled and solved via LS-dyne software. Also, the three e-layer linear elastic model was utilized for the structure phase and the arbitrary Lagrangian-Eulerian (ALE), incompressible continuity, and Navier- Stokes relations were used for the fluid domain. Type II patients' self-excited oscillations have been exhibited and compared with the healthy model. The results of the healthy model were assessed and compared with numerical and experimental results of previous studies. Moreover, the influences of the sulcus not only on the flow components but also on the oscillating functionality of the vocal folds have been evaluated. The results indicated that the frequency of vocal folds' vibrations and the value of volume flux tends to be remarkably declined and boosted up respectively.

Keywords: *Vocal Folds, Sulcus, Self-Excited Oscillations*

*Corresponding Author

Address: Biomechanics Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, P. O. Box: 158754413, Tehran, Iran
Tel: +98-21-64542368
Fax: +98-21-66468186
E-mail: nasser@aut.ac.ir

تاثیر بیماری سولکوس بر عمل کرد تارهای صوتی به روش محاسباتی برهم کنش سیال و جامد

علی وظیه دوست صالح^۱، ناصر فتورائی^{۲*}، مهدی نویدبخش^۳، فرزاد ایزدی^۴

^۱ دانش آموخته‌ی دوره‌ی دکتری، گروه مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران
^۲ دانشیار، گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران
^۳ استاد، گروه مکانیک، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران
^۴ دانشیار، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۶/۹/۵، بازنگری: ۱۳۹۶/۹/۱۹، پذیرش قطعی: ۱۳۹۶/۹/۲۱

چکیده

صحت کردن انسان، فرآیند بسیار پیچیده‌ای می‌باشد که حاصل برهم‌کنش جریان هوا در طول حنجره و ساختار ارتعاشی تارهای صوتی است. سولکوس، یکی از بیماری‌های مرتبط با تارهای صوتی است که در این بیماری، لایه‌هایی از تارهای صوتی وجود نداشته و تارهای صوتی دارای شکاف هستند و در نتیجه اختلالاتی در تولید صوت ایجاد می‌شود. در این مقاله برای اولین بار، بیماری سولکوس به صورت عددی مورد مطالعه قرار گرفته و تاثیرات بیماری بر ارتعاشات تارهای صوتی ارزیابی شده است. مدل ایده‌آلی از تارهای صوتی سالم و مبتلا به سولکوس به صورت دوبعدی تعریف شده است و مدل المان محدود از تارهای صوتی و راه‌های هوایی به طور کامل جفت شده با نرم افزار ال‌اس داینا حل شده است. مدل محاسباتی ارائه شده در دامنه‌ی سیال از ابزار دینامیک سیالات محاسباتی، فرمول بندی لاگرانژی-اویلری دلخواه و معادلات تراکم‌ناپذیر پیوستگی و ناویر-استوکس و در دامنه‌ی جامد از مدل سه‌لایه‌ی الاستیک خطی استفاده شده است. نوسانات خودتحریک برای تارهای صوتی بیمار درجه‌ی دو، ارائه شده و با مدل سالم مقایسه شده است. پاسخ‌ها به صورت کمی و کیفی مطالعه شده و مدل سالم با نتایج عددی و تجربی گذشته مقایسه شده است. تاثیرات بیماری بر پارامترهای جریان و فرکانس ارتعاشی تارهای صوتی، مطالعه شده است. تجزیه و تحلیل‌های انجام شده نشان داد که وجود شکاف در تارهای صوتی بیمار، باعث می‌شود فرکانس ارتعاشی تارهای صوتی کاهش یافته و عرض شکاف حنجره و دبی عبوری بیشینه و میانگین از دهانه‌ی حنجره، افزایش می‌یابد.

کلیدواژه‌ها: تارهای صوتی، نوسانات خودتحریک، بیماری سولکوس

* نویسنده مسئول

نشانی: گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران، کد پستی: ۱۵۸۷۵۴۴۱۳

تلفن: ۶۴۵۴۲۳۶۸ (۲۱) ۹۸+

دورنگار: ۶۶۴۶۸۱۸۶ (۲۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: nasser@aut.ac.ir

۱- مقدمه

صحت کردن، از جفت‌شدگی بیومکانیکی غیرخطی پیچیده‌ی بین آیرودینامیک حنجره و بافت تارهای صوتی نتیجه می‌شود. مدل‌های محاسباتی آوایی به‌طور معمول دو بحث عمده را شامل می‌شوند که اولی، مدلی برای آیرودینامیک حنجره و دومی، مدلی برای ارتعاش و تغییر شکل تارهای صوتی است. با فشرده شدن شش‌ها، هوا در طول حنجره جریان می‌یابد و باعث ارتعاش تارهای صوتی و شکل‌گیری جریان نوسانی هوا می‌شود. جریان هوای نوسانی، ارتعاشات تارهای صوتی و گردابه‌های بالادست جریان، منابع اصلی تولید صوت می‌باشند [۱]. مدل‌هایی برای دینامیک تارهای صوتی ارائه شده است. مدل‌های ساده‌ی تک‌جرمی توسط فلانگان و لندگراف [۲]، مدل دوجرمی ایشیزاکا [۳] و مدل‌های چندجرمی استوری و تیتز [۴]، تیتز [۵]، یانگ و همکاران [۵]، اسواسک [۶] و همچنین مدل‌های پیوسته که نتایج دقیق‌تری را تخمین می‌زند که توسط رزا و همکاران [۷] و ژنگ [۸]، تاکنون ارائه شده است. به‌طور مشابه، مدل‌هایی برای آیرودینامیک حنجره ارائه شده‌اند، که ساده‌ترین آنها شامل مدل‌هایی بر پایه‌ی روابط برنولی در مطالعات برگ [۹]، استوری و تیتز [۱۰] و مدل‌های بر پایه‌ی معادله‌ی غیرلزج اولر در مطالعات لامر و همکاران [۱۱] و مدل‌های کامل‌تر براساس معادلات ناویر-استوکس توسط رزا [۷] و ژنگ و همکاران [۸] می‌باشد. دی‌لوزان و همکاران، جریان حنجره‌ای را با استفاده از نرم‌افزار فلوننت تخمین زدند. مدل استاتیکی متقارن حنجره‌ی انسان را با دهانه‌ی واگرا و با وجود تارهای صوتی مجازی در نظر گرفتند و نشان دادند که وجود تارهای صوتی مجازی، اثرات قابل‌ملاحظه‌ای بر مقاومت جریان حنجره‌ای دارد که با کاهش فاصله‌ی بین تارهای صوتی مجازی، مقدار مقاومت جریان کاهش می‌یابد [۱۲]. ژو و ژنگ در سال ۲۰۱۶، یک مدل سه‌بعدی ارائه کرده‌اند که در آن، تاثیرات تارهای صوتی مجازی بر مقاومت جریان را مطالعه کردند. مقایسه‌ی بین مدل دوبعدی و سه‌بعدی انجام شد و نشان داده شد که حالت مشابهی برای مقاومت جریان و جت سیال در دو حالت وجود دارد. همچنین وجود تارهای صوتی مجازی، باعث افزایش سرعت در طول کانال می‌شود، که مقدار تلفات انرژی و مقاومت جریان را افزایش می‌دهد و این مقدار به فاصله‌ی شکاف بین تارهای صوتی مجازی بسیار وابسته است [۱۳]. افزایش پیچیدگی مدل‌ها، می‌تواند نتایج و جزئیات بیشتری را از فرآیند آوایی گزارش کند.

یک مدل با دقت و درستی بالا که بتواند برهم‌کنش هوا و تارهای صوتی را توصیف کند، مدلی بر پایه‌ی نتایج تجربی است که می‌تواند به فهم فیزیکی تولید صوت کمک کند. با توجه به محدودیت‌های آناتومیکی و فیزیولوژیکی، انجام مطالعات تجربی روی تارهای صوتی و تشخیص پارامترهای جریان، مشکل و در برخی موارد، غیرممکن است؛ به همین دلیل، استفاده از ابزارهای عددی می‌تواند مؤثر باشد. مدل‌های بر پایه‌ی برهم‌کنش سیال-جامد، می‌توانند نتایج به نسبت درستی را با دقت بالا ارائه کند. برای توصیف برهم‌کنش سیال-جامد در فرآیند آوایی، از مدل‌های ریاضی با پیچیدگی‌های متفاوت استفاده شده است، که این مدل‌ها به مطالعه‌ی مشخصات جریان، نیروهای آیرودینامیکی وارده و سطوح تارهای صوتی و تاثیرات تارهای صوتی مجازی بر مشخصات جریان پرداخته است. هائوژیانگ‌لو و همکاران در ۲۰۰۹، برهم‌کنش سیال-جامد را با در نظر گرفتن تارهای صوتی مجازی تحلیل کردند. آن‌ها نشان دادند که مدهای ارتعاشی و فرکانس مدل تارهای صوتی، در ارتباط با مدهای ویژه‌ی ساختار است [۱۴]. سیدلف، مدلی ریاضی از تارهای صوتی انسان ارائه داد که هندسه‌ی مساله، بر پایه‌ی حنجره‌ی خارج‌شده از انسان بود. جریان سیال با معادلات ناویر-استوکس غیرقابل تراکم مدل شده‌است، که مدل دوبعدی محاسباتی سیال توسط ارتعاش دیواره‌ی جامد، تغییر شکل می‌یافت. نقطه‌ی جدایش در حنجره نیز بررسی و تجزیه و تحلیل شد [۱۵]. بررسی تاثیر گرفتگی راه هوایی روی ارتعاش تارهای صوتی توسط اسمیت و همکاران در سال ۲۰۱۳ انجام شد. مدل ایده‌آل دوبعدی از گرفتگی راه هوایی و مدل اجزای محدود تارهای صوتی، با استفاده از نرم‌افزار تجاری آدینا جفت شده است. نتایج آن‌ها نشان داد که گرفتگی تا ۶۰٪، اثرات قابل‌ملاحظه‌ای بر پاسخ مدل ندارد؛ در حالی که گرفتگی ۹۰٪ و بیشتر، تاثیرات زیادی روی فاکتورهای مربوط به ارتعاش تارهای صوتی دارد. جابه‌جایی مدل جامد، دامنه‌ی عمق دهانه‌ی حنجره و دبی جریان، با افزایش گرفتگی بالای ۹۰٪ کاهش می‌یابد [۱۶]. البته باید به این نکته اشاره کرد که مطالعه روی بیماری‌های مرتبط با تارهای صوتی ارزیابی‌شده با استفاده از مدل‌های ریاضی، می‌تواند اطلاعات مفیدی را در اختیار پزشکان قرار دهد. بیماری شکاف تارهای صوتی یا سولکوس، یک نارسایی فیبر پلاستیک از لایه‌های تارهای صوتی است. علت ایجاد این بیماری هنوز ناشناخته است؛ هرچند که می‌تواند از آسیب‌های

با استفاده از الگوریتم برهم کنش سیال-جامد انجام شده و نتایج با مدل سالم مقایسه شده‌اند.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- مدل هندسی

مدل استفاده شده در این تحقیق، مدل استفاده شده توسط ژنگ و همکاران است که در شکل (۱) نشان داده شده است [۸]. با توجه به ابعاد تقریبی و ساده‌سازی‌های انجام شده، طول دامنه‌ی سیال ۱۲ سانتی‌متر (در جهت جریان) انتخاب شده است تا جریان در بالادست به توسعه‌یافتگی برسد و مشخصات جریان در پایین‌دست، قابل تجزیه و تحلیل باشد. عرض جریان نیز ۲ سانتی‌متر است. طول هریک از تارهای صوتی ۱ سانتی‌متر و عرض آن ۰/۹۹ سانتی‌متر است؛ بنابراین عرض دهانه‌ی حنجره ۰/۰۲ سانتی‌متر می‌باشد (شکل ۱). تارهای صوتی مجازی، طول ۲/۳ سانتی‌متر و عرض ۰/۶۷ سانتی‌متر دارد. فاصله‌ی شکاف بین تارهای صوتی مجازی، ۰/۶۶۷ سانتی‌متر است که با مقادیر گزارش شده توسط شیرر در ۱۹۹۵، مطابقت دارد [۲۰].

۲-۲- معادلات حاکم

در این تحقیق از روش برهم کنش سیال و جامد استفاده شد. شکل قوی معادلات حاکم برای این گونه مسائل در این جا ارائه می‌شود. بقای مومنتوم در میدان سیال (Ω^f) و میدان جامد (Ω^s) ارائه شده و تراکم‌ناپذیری هر دو میدان توسط یک قید پیوستگی در سیال و قید حجمی در جامد فراهم می‌شود. بالانویس f و s به ترتیب نشان‌دهنده‌ی سیال و جامد است. معادلات (۱) تا (۳)، معادلات حاکم در بخش سیال هستند که به ترتیب معادله‌ی بقای مومنتوم، معادله‌ی پیوستگی برای سیال تراکم‌ناپذیر و تانسور تنش کوشی در معادله‌ی مومنتوم است.

$$\rho^f \frac{\partial u^f}{\partial t} + \rho^f u^f \cdot \nabla u^f = \nabla \cdot \sigma^f + \rho^f f^f \text{ in } \Omega^f \quad (1)$$

$$\nabla \cdot u^f = 0 \quad \text{in } \Omega^f \quad (2)$$

$$\sigma^f = 2\eta D(u^f) - p^f I \quad \text{in } \Omega^f \quad (3)$$

معادلات (۴) و (۵)، معادلات بخش جامد هستند:

$$\rho^s \frac{du^s}{dt} = \nabla \cdot \sigma^s + \rho^s f^s \quad \text{in } \Omega^s \quad (4)$$

$$\sigma^s = G(F, F^T, I) - p^s I \quad \text{in } \Omega^s \quad (5)$$

تروما یا در اثر تصادف رانندگی به وجود آید. بیماری سولکوس می‌تواند عمل کرد تارهای صوتی را به علت تغییرات خواص بیومکانیکی و نبود لایه‌های تارهای صوتی، تغییر دهد. فرد و همکاران، سولکوس را به سه دسته تقسیم کرده‌اند. سولکوس (نوع ۲ و ۳) به نبود لایه‌های میانی و عمقی (رباط) مربوط است و مشخص شده است که شدت اختلال در تکلم، به کانتورهای غشای مخاطی و قابلیت انعطاف‌پذیری حاصل از تغییر شکل‌های سولکوس بستگی دارد، که می‌تواند با استفاده از عمل جراحی یا گفتاردرمانی بهبود یابد [۱۷]. سانتر و همکاران، مشخصات هندسی تارهای صوتی مبتلا به سولکوس را مطالعه کردند. ۲۰۰ نمونه‌ی آزمایش مورد مطالعه قرار گرفت. ۲۱ مورد دارای سولکوس نوع ۱، ۱۸ مورد دارای سولکوس نوع ۲ و ۱۸ مورد دارای سولکوس نوع ۳ بود. آن‌ها برای عمق شکاف، تارهای صوتی مبتلا به سولکوس نوع اول، نوع دوم و نوع سوم را ارائه کردند [۱۸]. درمان دقیقی برای سولکوس ارائه نشده است و پزشکان با استفاده از موادی از قبیل کلاژن یا استفاده از بخیه و لیزر، اقدام به پر کردن شکاف می‌کنند که با سعی و خطا انجام می‌شود و به تجربه‌ی پزشک بستگی دارد و درمان قطعی نیست. هانگ و همکاران در ۲۰۱۳ به مطالعه‌ی روش درمانی پر کردن شکاف با لیزر پرداختند. آن‌ها نشان دادند که این روش اگرچه نمی‌تواند باعث ترمیم کامل تارهای صوتی مبتلا به سولکوس شود؛ ولی این ترمیم، سبب اصلاح دامنه‌ی نوسانی و شرایط آیرودینامیکی و ارتعاشی تارهای صوتی می‌شود [۱۹]. تمام مطالعات انجام شده روی مطالعات بالینی سولکوس و تحلیل صوتی بیمار بوده و تاکنون مطالعه‌ی عددی روی این بیماری انجام نشده است.

با توجه به شرایط آناتومیکی و فیزیولوژیکی خاص حنجره و تارهای صوتی، تنها می‌توان با روش‌هایی به برخی از اطلاعات دسترسی پیدا کرد. روش‌های عددی نه تنها برای شرایط طبیعی، که برای شرایط پاتولوژیکی نیز می‌تواند بسیار مفید باشد. می‌توان با استفاده از روش‌های عددی و مدل‌سازی، اطلاعات مناسبی را در اختیار پزشکان قرار داد.

در این مقاله، برای اولین بار به مطالعه‌ی عددی تارهای صوتی مبتلا به سولکوس پرداخته شده است. تارهای صوتی سالم با نرم‌افزار ال‌اس‌داینا مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته و به صورت کمی و کیفی با مدل‌های انجام شده‌ی گذشته مقایسه شده است. شبیه‌سازی دوبعدی تارهای صوتی مبتلا به سولکوس،

جدول (۱) - خواص به کار رفته برای جامد و سیال در مدل سازی

دوبعدی [۲۱]

مقدار	خاصیت
40kPa	مدول الاستیسیتهٔ بدنه
10kPa	مدول الاستیسیتهٔ پوشش
100kPa	مدول الاستیسیتهٔ رباط
0.4	ضریب پواسون
1070kg/m ³	چگالی جامد
1kg/m ³	چگالی سیال
1.8×10 ⁻⁵ Pa.s	لزجت سیال

شرط توسعه یافتگی، شرط مرزی عدم لغزش و عدم نفوذ بر دیواره‌ها و مرز سیال-جامد اعمال شده است. شرط برهم‌کنش سیال-جامد نیز روی تارهای صوتی اعمال شده است. دیواره‌ی پایینی تارهای صوتی، ثابت فرض شده است.

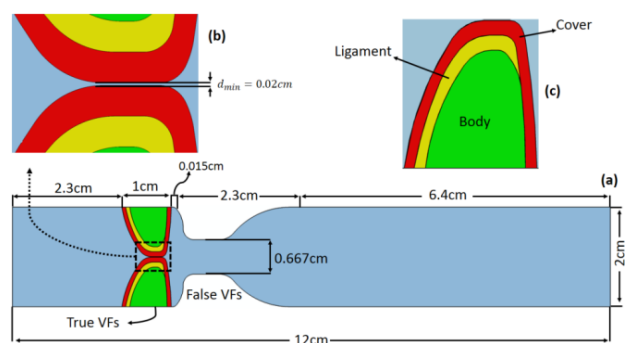
۳- روش عددی

شبیه‌سازی تارهای صوتی سالم و بیمار به کمک نرم‌افزار المان-محدود ال‌اس‌داینما انجام شده است. از الگوریتم اوپلری-لاگرانژی اختیاری برای مدل برهم‌کنش سیال-جامد در نرم‌افزار استفاده شده است. در حالت کلی، دو الگوریتم کلاسیک به همراه تحلیل المان محدود برای مدل پیوسته استفاده می‌شود: الگوریتم لاگرانژی و الگوریتم اوپلری. در الگوریتم لاگرانژی، گره‌های شبکه می‌توانند حرکت کنند و المان‌های شبکه می‌توانند تغییر شکل دهند. در الگوریتم اوپلری، المان‌های شبکه در فضا ثابت هستند و ماده در شبکه‌ی از پیش طراحی‌شده حرکت می‌کند و المان‌های شبکه در طول حل، حرکت نمی‌کنند. الگوریتم اوپلری-لاگرانژی اختیاری، برای ترکیب مزیت‌های الگوریتم لاگرانژی و اوپلری توسعه یافته است. در الگوریتم اوپلری-لاگرانژی، گره‌های شبکه بندی جامد از الگوریتم لاگرانژی استفاده کرده‌اند که با تغییر شکل جامد، حرکت می‌کنند. از طرف دیگر، شبکه بندی سیال از الگوریتم اوپلری استفاده کرده است، که گره‌های شبکه در فضا ثابت است. الگوریتم اوپلری-لاگرانژی اختیاری به طور هم‌زمان، حرکت سیال و پاسخ دینامیکی جامد را توصیف می‌کند [۸]. برای افزایش درستی حل از مش بندی چهاروجهی استفاده شده است. استقلال از شبکه نیز بررسی شده است تا حل پایداری که دقت بالا و کاهش زمان محاسبات را به صورت هم‌زمان داشته باشد، در نظر گرفته شود.

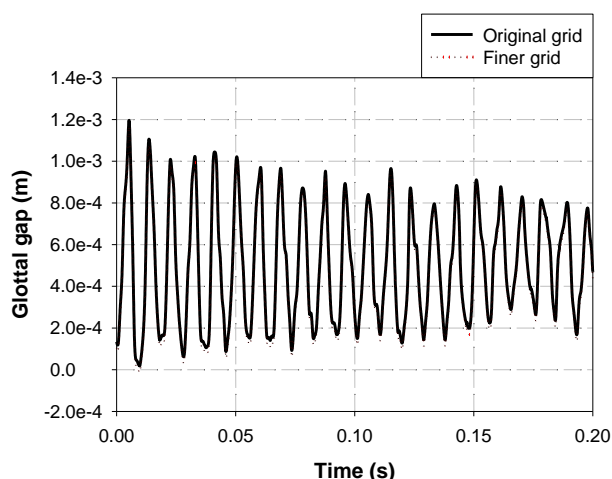
معادله‌ی (۴)، معادله‌ی لاگرانژ برای جامد و معادله‌ی (۵)، تانسور تنش جامد است. باید توجه شود که این معادلات، بدون توجه به روش‌های حل، می‌تواند برای بررسی تعامل سیال و جامد به کار گرفته شوند. در این معادلات، u بردار سرعت، σ تانسور تنش کوشی، f نیروی حجمی، ∇ اپراتور گرادیان، P فشار، I تانسور واحد، G مدول برشی جامد، ρ چگالی، η لزجت و t زمان هستند. تانسور تغییر شکل برای جامد، به صورت $F = (\nabla_n x^s)^T$ در فرمول بندی لاگرانژی تعریف می‌شود، که در آن x^s جابه‌جایی جامد است. با تعریف تانسور نرخ تغییر شکل $D(u^f) = \frac{1}{2}(\nabla u^f + (\nabla u^f)^T)$ ، سیال به صورت نیوتنی رفتار می‌کند.

۲-۳- شرایط مرزی

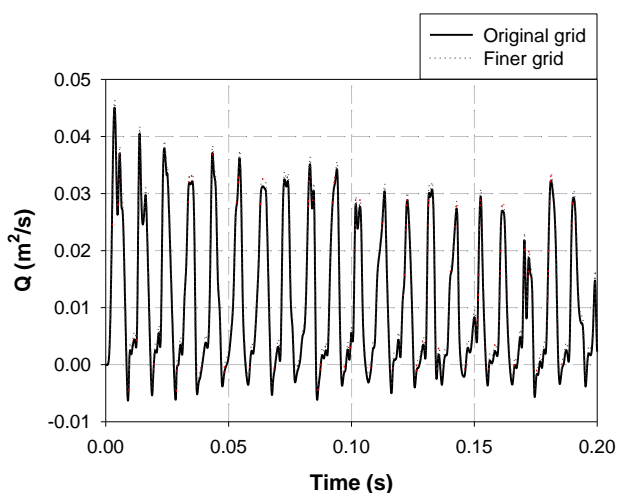
با توجه به سرعت هوا در مجرای هوایی و کوچک‌تر بودن عدد ماخ از ۰/۳، جریان سیال، تراکم‌ناپذیر فرض شده است و از تاثیرات آکوستیک بر دیواره‌ی جامد صرف‌نظر شده است. برای مدل جامد، از مدل ارتقا یافته‌ی تانسون و همکاران (۲۰۰۳)، استفاده شده است، تا فیزیولوژی واقعی‌تر و دقیق‌تری را از تارهای صوتی ارائه دهد. برای این منظور، مدل جامد به سه زیرلایه‌ی بدنه، رباط و پوشش تقسیم شده است [۲۱]. خواص به کار رفته برای سیال و جامد در جدول ۱ ارائه شده‌اند. شرایط مرزی نرمال تراکنش، در ورودی و خروجی مجرا اعمال شده است. در ورودی، فشار ۱ کیلوپاسکال و در خروجی، فشار صفر کیلوپاسکال اعمال شده است، که اختلاف فشار معادل با ارتفاع ۱۰/۲ سانتی‌متر آب بوده و در محدوده‌ی فیزیولوژیکی می‌باشد. لازم به ذکر است که فشار طبیعی ریه (پایین دست) بین ۰/۵ تا ۲/۵ کیلوپاسکال است، که مقدار فشار ۱ کیلوپاسکال برای صحبت کردن طبیعی در نظر گرفته شده است. گرادیان عمودی سرعت در ورودی و خروجی برابر با صفر در نظر گرفته شده است.



شکل (۱) - هندسه‌ی تارهای صوتی حقیقی و مجازی و دامنه حل



شکل (۲) - مقایسه‌ی عرض دهانه‌ی حنجره برای شبکه‌بندی اصلی و ریز



شکل (۳) - مقایسه‌ی دبی عبوری حنجره برای شبکه‌بندی اصلی و ریز

۲-۴- جت حنجره

با باز شدن تارهای صوتی، سیال توسط فشار پایین دست به ناحیه‌ی بالادست جریان فرستاده می‌شود، که باعث تشکیل جت حنجره می‌شود. در شکل (۵)، جریان جت حنجره در طول چهار سیکل نشان داده شده است. با تغییرات زمان، تولید ساختار گردابه‌ای در لایه‌های برشی سیال قابل تشخیص است. این جت اغلب نامتقارن بوده و ممکن است به سمت یکی از صفحات بالایی یا پایینی منحرف شود. این پدیده، کواندا نامیده می‌شود و علت آن وجود نواحی چرخشی قدرتمند در پایین دست کانال که در سیکل‌های قبلی ایجاد شده است، می‌باشد و باعث خم شدن جت به سمت یکی از جهت‌های بالا یا پایین می‌شود. با دنبال کردن جت در طول

حساسیت نتایج به تعداد شبکه‌بندی به کاررفته برای حل آزمایش شده است. تعداد شبکه‌بندی به کاررفته برای تمام المان‌ها، ۲۰۶۶۰ است، که برای آزمایش حساسیت، تعداد آن ۴۱۳۲۰ شده است. با توجه به ساختار تصادفی جریان حنجره، تفاوت میدان جریان لحظه‌ای برای این دو حالت قابل انتظار است. برای نشان دادن درستی حساسیت شبکه‌بندی، متغیرهای استاتیکی مقایسه شده‌اند. مقایسه‌ی عرض دهانه‌ی حنجره برای دو مورد نشان می‌دهد که این تغییرات، برای دو حالت تاحدی یکسان است. بیشترین تفاوت ۰.۴٪ است که نشان می‌دهد دو حالت، فرکانس نوسانی آوایی یکسانی را تولید می‌کنند و دامنه‌ی ارتعاشی تارهای صوتی مشابه است. مقایسه‌ی تغییرات دبی حجمی جریان برحسب زمان در شکل (۳) نشان داده شده است که برای دو حالت، بیشینه‌ی اختلاف برابر با ۰.۵٪ است. برای صرفه‌جویی در زمان محاسبات، تعداد ۲۰۶۶۰ شبکه استفاده شده است. همچنین در نواحی شکاف، شبکه‌بندی ریزتری استفاده شده است و برای نواحی انحناء، شبکه‌بندی بهبود یافته است.

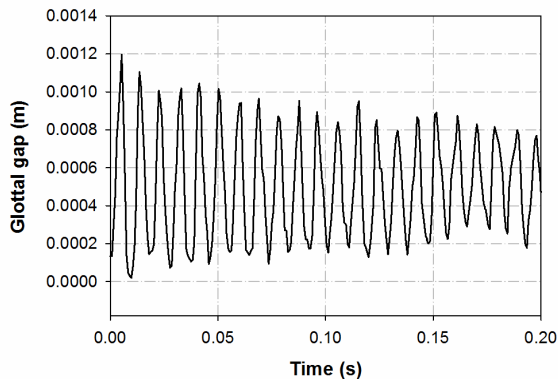
۴- نتایج

۴-۱- تغییر شکل تارهای صوتی

توالی حرکت تارهای صوتی در طول یک سیکل ارتعاشی، در شکل (۴) نشان داده شده است. با توجه به شیب زیاد سطح تارهای صوتی، اعمال فشار ناگهانی باعث حرکت تارهای صوتی در جهت جریان و نیروی فشاری در جهت عمود بر جریان شده است؛ در نتیجه تارهای صوتی در راستای جریان و عمود بر جریان تغییر شکل پیدا کرده‌اند. حرکت تارهای صوتی اغلب از حرکت اداکشن و ابداکشن و حرکت موج مخاطی تشکیل شده است. در فاز باز شدن (اداکشن)، بخش انتهایی تارهای صوتی، ابتدا شروع به باز شدن می‌کند و در این لحظه، تارهای صوتی هم‌گرا می‌شوند. سپس بخش قدامی آغاز به باز شدن از هم می‌کند و هردو بخش قدامی و تحتانی، شروع به ابداکشن می‌کنند. در موقعیت باز شدن بیشینه، ابتدا بخش تحتانی و سپس بخش قدامی شروع به اداکشن می‌کنند و تارهای صوتی شروع به بسته شدن می‌کنند و این سیکل تکرار می‌شود.

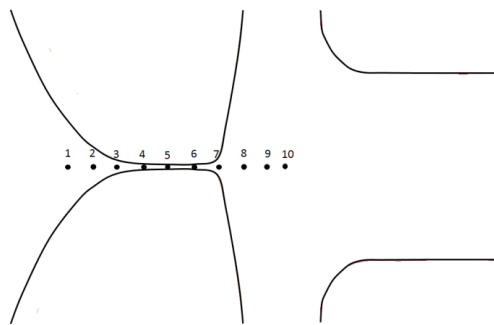
حرکت قدامی - تحتانی نیز در کنار حرکت اداکشن-ابداکشن وجود دارد و این مشاهدات کیفی ارتعاشی از تارهای صوتی با مشاهدات هیرانو و پلرسون مطابقت دارد [۲۲، ۲۳].

هرتز هستند که این فرکانس، فرکانس پایه‌ی نوسانی برای مدل دوبعدی است و در محدوده‌ی طبیعی صحبت کردن عادی انسان، که بین ۶۰ تا ۲۶۰ هرتز است، قرار دارد.



شکل (۶) - تغییرات عرض شکاف حنجره‌ی سالم دوبعدی در طول زمان (فرکانس نوسانی ۱۰۳ هرتز است)

تغییرات سرعت و فشار در طول دهانه‌ی حنجره نیز مطالعه شده است. برای این منظور، ده نقطه در طول خط مرکزی دهانه‌ی حنجره انتخاب شد، که نقطه‌ی ابتدایی در ناحیه‌ی بالادست و قبل از شکاف تارهای صوتی و نقطه‌ی انتهایی در پایین دست و بعد از تارهای صوتی حقیقی قرار دارد (شکل ۷).

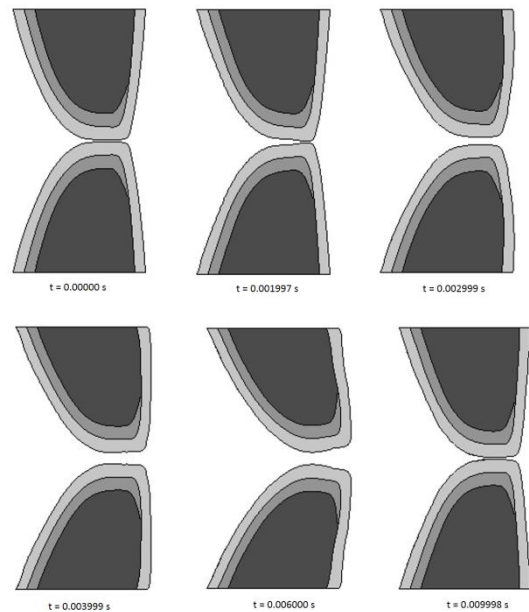


شکل (۷) - ده نقطه‌ی انتخابی در طول دهانه‌ی حنجره‌ی دوبعدی سالم برای تحلیل سرعت و فشار

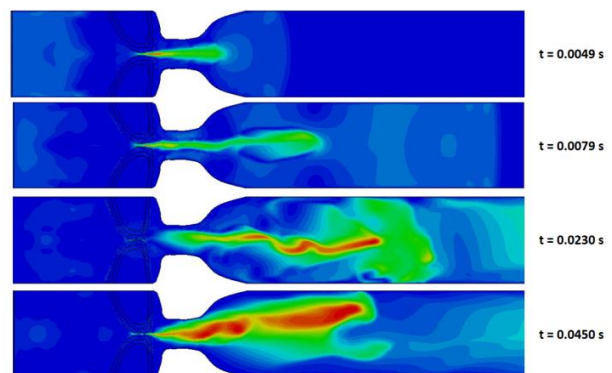
منحنی تغییرات سرعت برآیند و فشار در لحظه‌ی باز شدن کامل و بسته شدن کامل، به ترتیب در شکل‌های (۸) و (۹) نشان داده شده است. در لحظه‌ی باز شدن کامل، فشار در طول نقاط انتخابی در دهانه‌ی حنجره، در ابتدا ثابت است. با حرکت به سمت تارهای صوتی، فشار کاهش می‌یابد و در ناحیه‌ی پایین دست به مقدار صفر می‌رسد؛ در حالی که سرعت برآیند از مقدار صفر شروع شده و به مقدار بیشینه‌ی خود در

زمان، تصادفی بودن انحراف جت قابل مشاهده است. این نتایج با نتایج ژنگ و همکاران [۸] مطابقت دارد.

نتایج، به صورت کمی نیز ارزیابی شده‌اند و با مقایسه‌ی نتایج با داده‌های تجربی و مطالعات عددی انجام شده، درستی آن بررسی شده است. تجزیه و تحلیل‌ها تا زمان رسیدن تارهای صوتی به حالت پایای ارتعاشی، انجام شده‌اند.

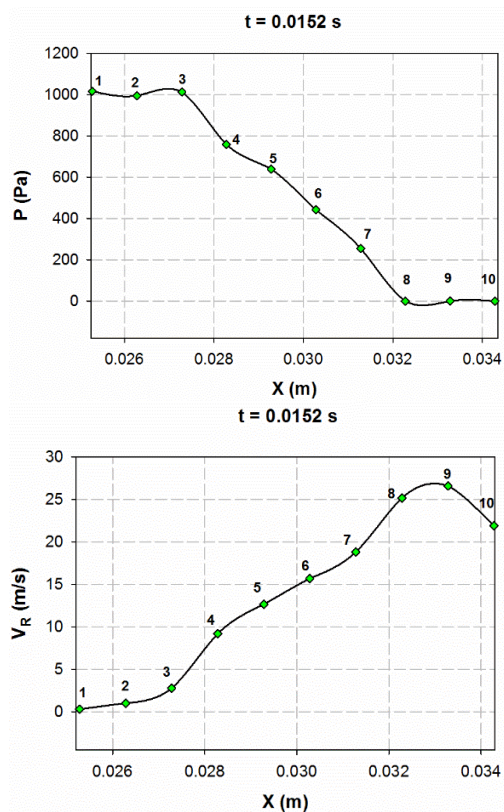


شکل (۴) - حرکت تارهای صوتی در طول یک سیکل ارتعاشی

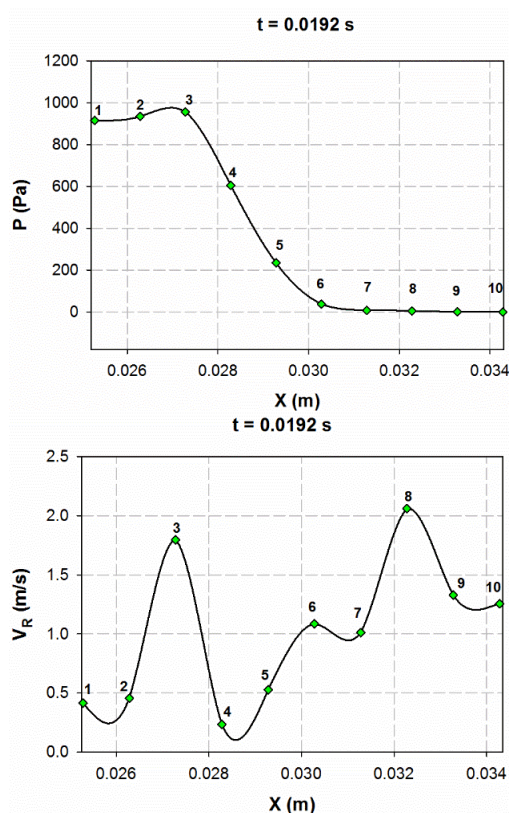


شکل (۵) - شکل‌گیری و پیشرفت جت سیال و ظهور پدیده‌ی کواندا (از بالا به پایین $t=0.0049$ ، $t=0.0079$ ، $t=0.02$ و $t=0.045$ طی ۴ سیکل و منحرف شدن تصادفی جت)

شکل (۶)، جابه‌جایی عرض شکاف حنجره در طول زمان را نشان می‌دهد، که گذار به حالت پایدار توسعه یافته است و نوسانات خود تحریک شده است. با استفاده از تحلیل فرکانسی، می‌توان نشان داد که ارتعاشات دارای فرکانس نوسانی ۱۰۳



شکل (۸) - تغییرات فشار (بالا) و سرعت برآیند (پایین) در لحظه‌ی باز شدن کامل ($t = 0.0152$ s) برای نقاط انتخابی در طول دهانه‌ی حنجره‌ی دوبعدی سالم



شکل (۹) - تغییرات فشار (بالا) و سرعت برآیند (پایین) در لحظه‌ی بسته شدن کامل ($t = 0.0192$ s) برای نقاط انتخابی در طول دهانه‌ی حنجره‌ی دوبعدی سالم

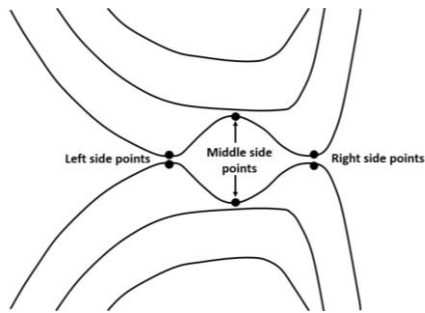
پایین‌دست رسیده و سپس کاهش می‌یابد. تغییرات فشار در زمان بسته شدن کامل تارهای صوتی، مشابه زمان باز شدن است؛ با این تفاوت که در طول 0.03 m، به صفر می‌رسد، که ابتدای ناحیه‌ی پایین‌دست می‌باشد.

تغییرات سرعت برآیند در زمان بسته شدن، تغییرات غیرخطی از خود نشان می‌دهد. مقادیر مربوط به سرعت برآیند در بیشترین مقدار، به 2.15 m/s می‌رسد، که با توجه به این مطلب که در زمان بسته شدن کامل، مجرای هوایی به‌طور کامل بسته نمی‌شود، امری طبیعی است.

۴-۳- کاربرد بالینی

از آن جایی که صحبت کردن و ایجاد ارتباط بین انسان‌ها، بسیار مهم است، بیماری‌های مربوط به تارهای صوتی که در تولید صوت اختلال ایجاد می‌کنند، باید تجزیه و تحلیل شوند تا بتوان با مطالعه‌ی دقیق رفتار تارهای صوتی بیمار، اطلاعات مفیدی در اختیار پزشکان قرار داد. تارهای صوتی مبتلا به سولکوس، با توجه به نبود لایه‌ی پوشش، حفره‌ی دوکی‌شکل در قسمت میانی دارند. مسائل مربوط به تارهای صوتی با در نظر گرفتن شرایط برهم‌کنش سیال-جامد، از جمله پیچیده‌ترین مسائل زیستی هستند. در این مقاله، تارهای صوتی مبتلا به سولکوس درجه‌ی دو مورد مطالعه‌ی عددی قرار گرفته است. بیماری سولکوس، سه درجه‌ی یک، دو و سه دارد که به قطر و عرض شکاف بستگی دارد. با توجه به در نظر گرفتن ساختار سه‌لایه‌ای تارهای صوتی، در سولکوس درجه‌ی دو، لایه‌ی پوشش به قطر ۱ میلی‌متر و عرض $2/5$ میلی‌متر برداشته شده است (شکل ۱۰) [۱۸]. شرایط مرزی اعمال شده مانند حالت سالم بوده و مساله به صورت متقارن در نظر گرفته شده است.

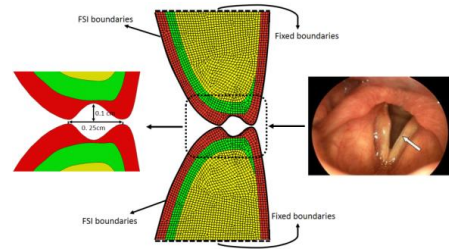
یکی از پارامترهای مهم در تجزیه و تحلیل‌های مربوط به تارهای صوتی، فرکانس نوسانی تارهای صوتی است. برای این منظور، جابه‌جایی یکی از گره‌های قسمت بالایی تارهای صوتی بیمار، که برای حالت سالم نیز ثبت شده است، در طول زمان در شکل (۱۱) رسم شده است. با تحلیل فرکانسی داده‌ها، فرکانس نوسانی تارهای صوتی بیمار برابر با ۹۰ هرتز است، که اگرچه در محدوده‌ی فرکانس طبیعی تارهای صوتی قرار دارد؛ ولی در مقایسه با تار صوتی سالم، حدود ۱۲٪ کاهش یافته است؛ بنابراین نازک شدن لایه‌ی پوشش و وجود شکاف، تاثیر بسیار زیادی در ارتعاش تارهای صوتی دارد و می‌تواند اختلالات عمده‌ای در تولید صوت ایجاد کند.



شکل (۱۳) - جفت‌گره‌های متقارن انتخابی روی تارهای صوتی بیمار برای ارزیابی حرکت تارهای صوتی

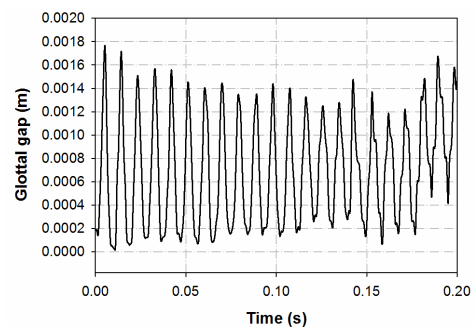
شکل (۱۴)، موقعیت X و Y را برای جفت نقاط انتخابی روی تارهای صوتی مبتلا به سولکوس نشان می‌دهد. این نمودارها، نمودارهای صفحه‌ی فازی هستند و جابه‌جایی یکی از گره‌ها روی یک تار صوتی بالایی در مقابل گره‌ی متناظر روی تار صوتی پایینی رسم شده است. همبستگی درست بین تارهای صوتی قدامی و تحتانی، متناظر با خط مستقیم با زاویه 45° در این نمودارها است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، درجاتی از عدم تقارن بین ارتعاش تارهای صوتی وجود دارد و تارهای صوتی بیمار به صورت غیرمتقارن ارتعاش می‌کنند. البته عدم تقارن ارتعاش تارهای صوتی بیمار، بیشتر در راستای Y دیده می‌شود (ابداکشن-ادداکشن). حرکت‌های طولی تارهای صوتی، تقارن بیشتری دارند. با توجه به این مطلب که تغییرات سرعت و فشار، تاثیرات زیادی بر صدای تولیدشده در حنجره دارد، این تغییرات در طول دهانه‌ی حنجره‌ی بیمار مانند حالت سالم بررسی شده است. برای این منظور ده نقطه در طول دهانه‌ی حنجره در نظر گرفته شده است، که نقطه‌ی ابتدایی در پایین دست و قبل از شکاف حنجره و نقطه‌ی انتهایی در بالادست و بعد از تارهای صوتی بیمار انتخاب شده است. نقاط فرضی برای ارزیابی سرعت و فشار در طول حنجره، در شکل (۱۵) نشان داده شده‌اند.

لازم به ذکر است با توجه به فرکانس متفاوت ارتعاشی تارهای صوتی سالم و بیمار، زمان باز و بسته شدن در دو حالت متفاوت است. در زمان باز شدن تارهای صوتی بیمار، فشار ورودی به دهانه‌ی حنجره ثابت و برابر با فشار ورودی به کانال است؛ سپس فشار در طول دهانه‌ی حنجره کاهش می‌یابد و در پایین دست، به صفر می‌رسد. سرعت سیال در زمان باز شدن از پایین دست تا انتهای دهانه‌ی مجرا، مقدار کمی دارد که بیشینه‌ی مقدار آن در مقطع راست تارهای صوتی بیمار مشاهده می‌شود. در پایین دست حنجره، سرعت افزایش پیدا کرده و جت حنجره شکل می‌گیرد. در زمان بسته شدن، تمام نقاط در نظر گرفته شده در پایین دست جریان، مقدار تقریبی

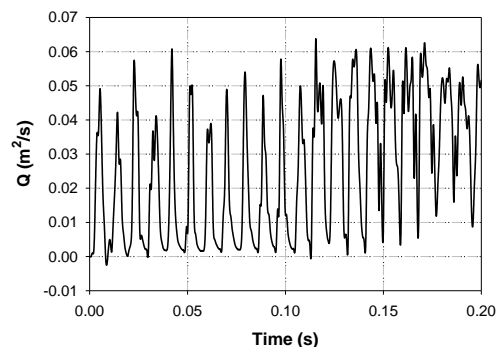


شکل (۱۰) - تارهای صوتی مبتلا به سولکوس و شبیه‌سازی آن

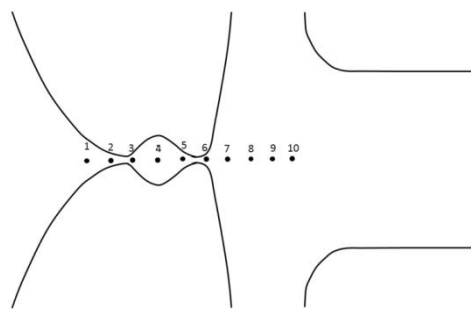
تغییرات دبی جریان در دهانه‌ی حنجره‌ی بیمار، در شکل (۱۴) نشان داده شده است. مقدار بیشینه‌ی نرخ دبی حجمی و میانگین آن، به ترتیب برابر با $0.072963 \text{ m}^3/\text{s}$ و $0.026935 \text{ m}^3/\text{s}$ است. اگر طول تارهای صوتی 2 cm فرض شود، نرخ دبی متوسط و بیشینه به ترتیب برابر با 538 ml/s و 1459 ml/s می‌شود و نتایج به دست آمده برای تارهای صوتی سالم به ترتیب $31/8\%$ و $29/3\%$ افزایش یافته است. این افزایش دبی می‌تواند به دلیل افزایش سطح مقطع دوکی شکل باشد. جابه‌جایی تارهای صوتی بیمار و عرض شکاف نیز بر دبی تاثیرگذار است. حرکت در راستای طولی و عرضی تارهای صوتی مبتلا به سولکوس، مطالعه شده است. همان‌طور که در شکل (۱۳) نشان داده شده است، یک جفت گره‌ی سمت چپ و یک جفت گره‌ی سمت راست تارهای صوتی بیمار، تجزیه و تحلیل شده است. با بررسی حرکت این نقاط، می‌توان به درک درستی از حرکت متقارن یا غیرمتقارن تارهای صوتی بیمار دست یافت.



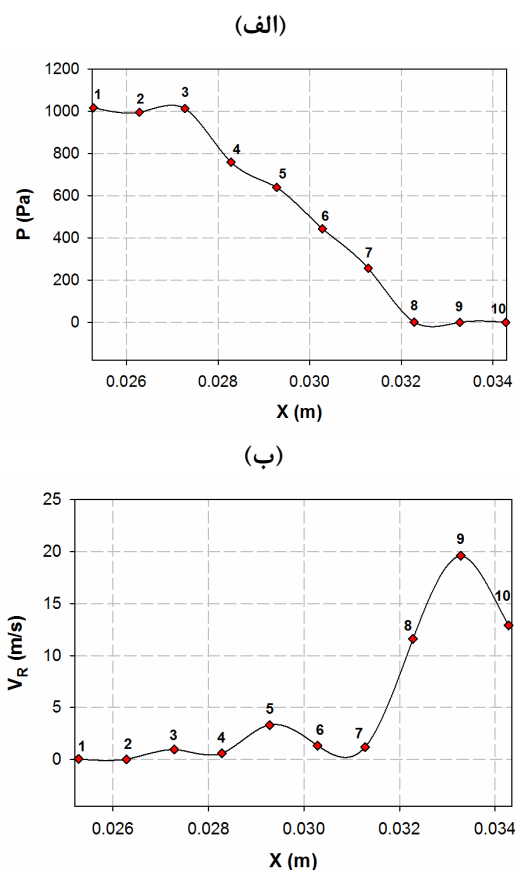
شکل (۱۱) - جابه‌جایی تار صوتی بیمار در طول زمان



شکل (۱۲) - تغییرات دبی سیال در دهانه حنجره مبتلا به سولکوس



شکل (۱۵) - نقاط انتخابی برای تحلیل سرعت و فشار در راستای طولی دهانه‌ی حنجره‌ی دوبعدی بیمار

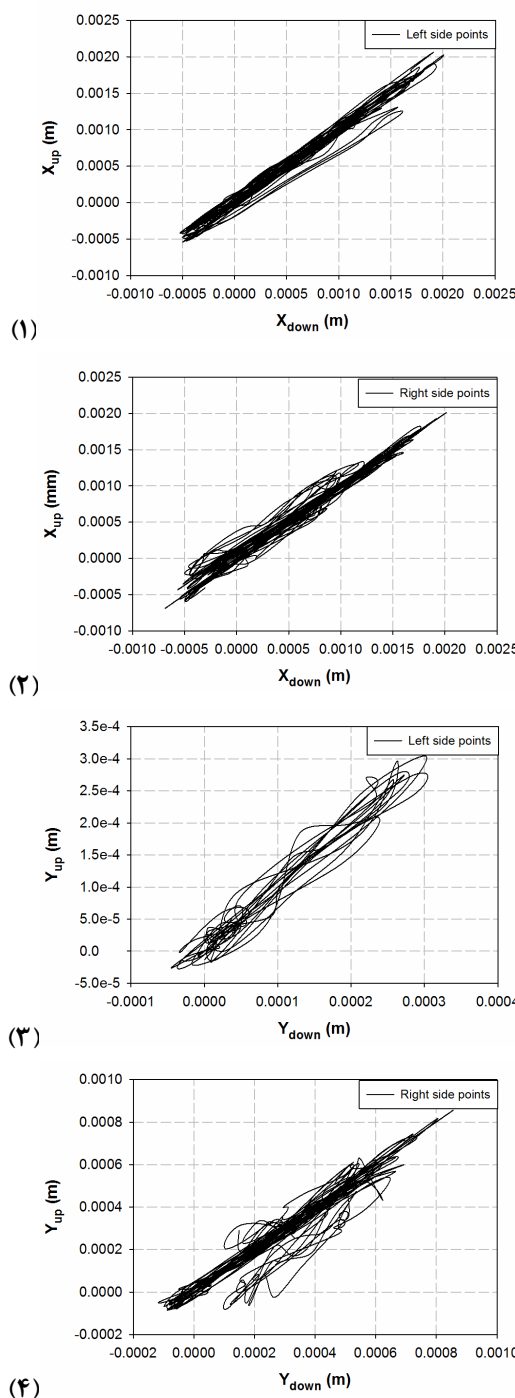


شکل (۱۶) - تغییرات فشار (الف) و سرعت برآیند (ب) در لحظه‌ی باز شدن کامل ($t = 0.0073s$) در مدل دوبعدی بیمار

۵- بحث و نتیجه‌گیری

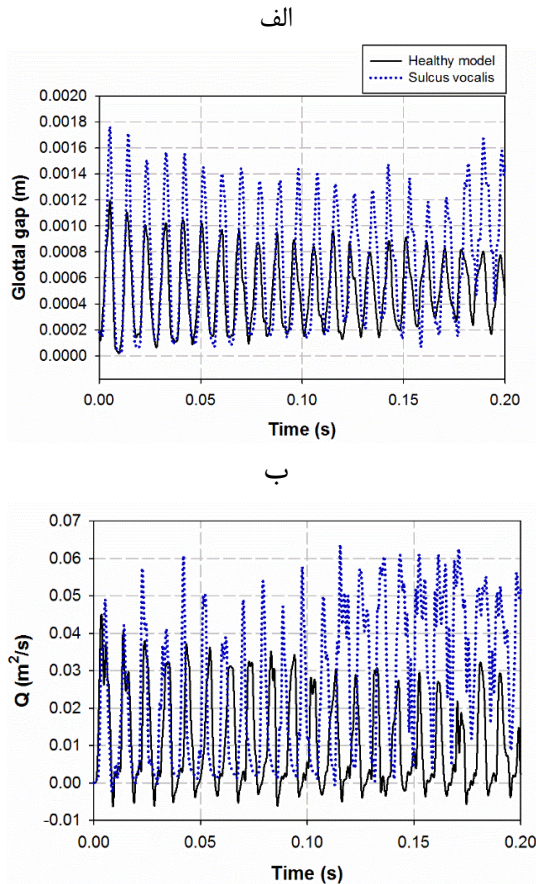
تحلیل‌های دوبعدی برای تارهای صوتی سالم و بیمار تا رسیدن به زمان ۰.۲۵s، انجام شد. در مشاهدات کیفی حرکت تارهای صوتی دوبعدی سالم و بیمار، حرکت‌های اداکشن و اداکشن و حرکت موج مخاطی مشاهده شد، که با مشاهدات هیرانو و تائو مطابقت دارد [۲۲] و [۲۵].

صفر دارند و فشار ورودی، افت به نسبت قابل‌ملاحظه‌ای را نشان می‌دهند. در نقطه‌ی ۴، که داخل شکاف بیماری قرار دارد، فشار برابر با $785kPa$ است. سرعت سیال نیز در زمان بسته شدن، مقدار کمی دارد که با توجه به وجود شکاف، این مقدار به صفر نمی‌رسد و جریان قطع نمی‌شود. بیشترین مقدار سرعت در نقطه ۵ و در حدود $1.4m/s$ است. کم‌ترین مقدار سرعت در مقطع چپ تارهای صوتی بیمار مشاهده می‌شود.



شکل (۱۴) - نمودار صفحه فازی جابجایی جفت‌گره‌های انتخابی بر مقطع چپ و راست تارهای صوتی بیمار، (۱) جابجایی X (حرکت طولی) (۲) جابجایی Y (اداکشن-اداکشن) نسبت به خط مرکزی

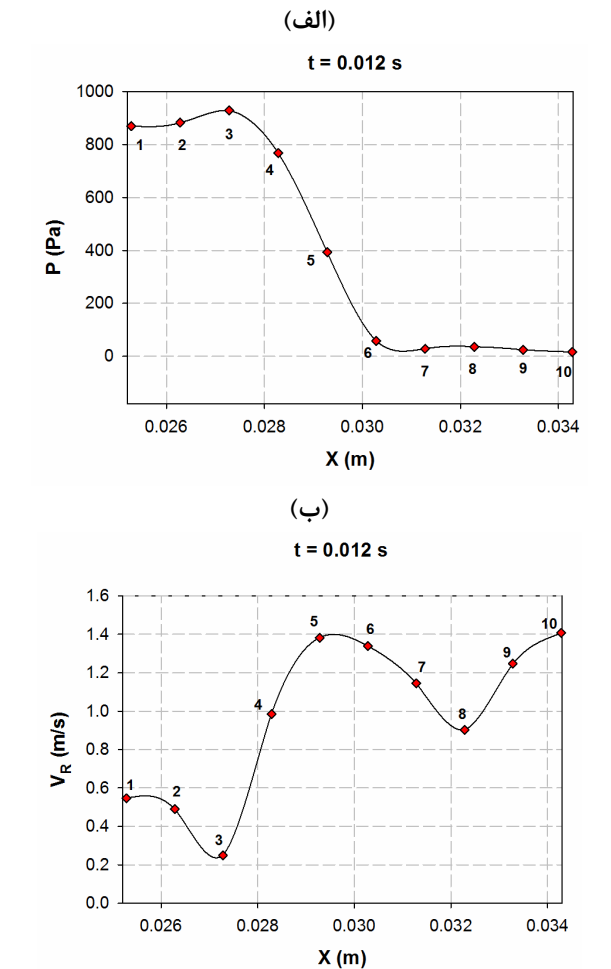
مقایسه‌ی عرض دهانه‌ی حنجره و دبی عبوری از دهانه‌ی حنجره برای مدل سالم و مبتلا به سولکوس، در شکل (۱۸) نشان داده شده است. همان‌طور که مشخص است، تغییرات در مدل سالم پریودیک و در مدل بیمار، تاحدودی شبه‌پریودیک است.



شکل (۱۷) - تغییرات فشار (الف) و سرعت برآیند (ب) در لحظه‌ی بسته شدن کامل ($t = 0.012s$) در مدل دوبعدی بیمار

شکل (۱۸) - مقایسه بین مدل دو بعدی سالم و بیمار

فرکانس نوسانی به‌دست‌آمده از جابه‌جایی تارهای صوتی سالم و بیمار، به‌ترتیب $103/2 Hz$ و $91/3 Hz$ می‌باشد، که این مقادیر در محدوده‌ی طبیعی صحبت کردن انسان قرار دارد. فرکانس نوسانی تارهای صوتی بیمار، $11,5\%$ نسبت به حالت سالم کاهش یافته است. بیشینه‌ی عرض شکاف برای تارهای صوتی سالم و مبتلا به سولکوس، به‌ترتیب برابر با $0.119 cm$ و $0.176 cm$ است و برای حالت بیمار، 32% افزایش یافته است. تاثیرات بیماری بر باز شدگی عرض شکاف، بسیار محسوس است و متوسط عرض شکاف نیز برای بیمار، 31% افزایش یافته است. این نکته قابل ذکر است که با توجه به نتایج ارائه‌شده، تغییرات مقطع راست شکاف تار صوتی بیمار، بیشتر از مقطع چپ است. هم‌چنین در ترسیم جابه‌جایی‌های تار صوتی بیمار در صفحه‌ی فاز، اندکی عدم تقارن ارتعاشی بین تارهای صوتی بالا و پایین وجود دارد. نتایج به‌دست‌آمده



شکل (۱۷) - تغییرات فشار (الف) و سرعت برآیند (ب) در لحظه‌ی بسته شدن کامل ($t = 0.012s$) در مدل دوبعدی بیمار

بررسی جت سیال نیز نشان می‌دهد که این جت، به‌طور تصادفی به سمت یکی از دیواره‌های بالا یا پایین منحرف می‌شود، که پدیده‌ی کواندا می‌باشد. این نتایج نیز با نتایج وون و ژنگ هم‌خوانی دارد [۱۸]. فرکانس نوسانی، بیشینه‌ی شکاف حنجره، میانگین شکاف حنجره، بیشینه‌ی دبی حجمی، میانگین دبی حجمی عبوری از دهانه‌ی حنجره و امپدانس جریان برای دو مدل، مقایسه شده و نتایج در جدول (۲) ارائه شده است. مقاومت جریان حنجره‌ای (امپدانس) با استفاده از رابطه‌ی (۶) محاسبه می‌شود.

$$Z_L = \frac{\Delta P_L}{\bar{Q}} \quad (6)$$

که ΔP_L مقدار متوسط افت فشار در دهانه‌ی حنجره و \bar{Q} متوسط دبی عبوری از دهانه‌ی حنجره است. حرکت تارهای صوتی سالم و بیمار در مدل‌سازی دوبعدی، پریودیک است.

جدول (۲) - نتایج به دست آمده برای مدل دوبعدی سالم و بیمار

سالم - بیمار $\times 100$ بیمار	دوبعدی بیمار	دوبعدی سالم	
٪۱۱،۵-	۹۱،۳	۱۰۳،۲	فرکانس نوسانی
٪۳۲+	۰،۱۷۶	۰،۱۱۹	بیشینه عرض شکاف
٪۳۴+	۰،۰۷۲۰	۰،۰۴۷۵	متوسط عرض شکاف
٪۳۱+	۰،۰۷۲۹۶۳	۰،۰۴۹۷۱	بیشینه دبی عبوری
٪۲۹+	۰،۰۲۶۹۳۵	۰،۰۱۹۰۴	دبی متوسط
٪۳۸-	۴۰۸۳۹	۵۶۷۰۱	امپدانس جریان

۶- مراجع

- [1] F. Alipour, C. Brucker, D. D Cook, A. Gommel, M. Kaltenbacher, W. Mattheus, et al., "Mathematical models and numerical schemes for the simulation of human phonation," *Current Bioinformatics*, vol. 6, pp. 323-343, 2011.
- [2] J. Flanagan and L. Landgraf, "Self-oscillating source for vocal-tract synthesizers," *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics*, vol. 16, pp. 57-64, 1968.
- [3] K. Ishizaka and J. L. Flanagan, "Synthesis of voiced sounds from a two-mass model of the vocal cords," *Bell system technical journal*, vol. 51, pp. 1233-1268, 1972.
- [4] I. R. Titze, "The human vocal cords: a mathematical model," *Phonetica*, vol. 28, pp. 129-170, 1973.
- [5] A. Yang, J. Lohscheller, D. A. Berry, S. Becker, U. Eysholdt, D. Voigt, et al., "Biomechanical modeling of the three-dimensional aspects of human vocal fold dynamics," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 127, pp. 1014-1031, 2010.
- [6] P. Sváček, "Numerical approximation of flow induced vibrations of channel walls," *Computers & Fluids*, vol. 46, pp. 448-454, 2011.
- [7] M. de Oliveira Rosa, J. C. Pereira, M. Grellet, and A. Alwan, "A contribution to simulating a three-dimensional larynx model using the finite element method," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 114, pp. 2893-2905, 2003.
- [8] X. Zheng, R. Mittal, Q. Xue, and S. Bielamowicz, "Direct-numerical simulation of the glottal jet and vocal-fold dynamics in a three-dimensional laryngeal model," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 130, pp. 404-415, 2011.
- [9] J. Berg and J. Moll, "Zur Anatomie des menschlichen Musculus vocalis," *Anatomy and Embryology*, vol. 118, pp. 465-470, 1955.
- [10] I. Titze, "The Myoelastic Aerodynamic Theory of Phonation (National Center for Voice and Speech, Iowa City, Iowa:)," 2006.
- [11] M. D. LaMar, Y. Qi, and J. Xin, "Modeling vocal fold motion with a hydrodynamic semicontinuum model," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 114, pp. 455-464, 2003.

برای بیشینه‌ی عرض شکاف مدل سالم، با مطالعات انجام شده توسط ژنگ مطابقت دارد [۸].

تغییرات دبی حجمی متوسط در طول زمان برای مدل دوبعدی سالم و بیمار، به ترتیب m^2/s 0.1904 و m^2/s 0.26935 محاسبه شده است؛ بنابراین وجود شکاف در تارهای صوتی مبتلا به سولکوس باعث افزایش ٪۲۹ در دبی متوسط عبوری در دهانه‌ی حنجره می‌شود. هم‌چنین، بیشینه‌ی دبی عبوری از دهانه‌ی حنجره، از m^2/s 0.4971 برای مدل سالم به m^2/s 0.72963 برای مدل بیمار افزایش می‌یابد، که نشان‌دهنده‌ی ٪۲۹ افزایش مقدار است.

این نکته قابل ذکر است که با وجود این که نرخ دبی حجمی به‌طور مستقیم با افزایش دامنه‌ی نوسان ارتعاشات تارهای صوتی (در نتیجه عرض شکاف حنجره)، افزایش می‌یابد، تفاوت تغییرات در مقدار افزایش عرض شکاف و دبی حجمی نشان می‌دهد که در مدل‌های دوبعدی سالم و بیمار، تفاوت شکل پروفیل سرعت در دهانه‌ی حنجره نیز می‌تواند تاثیرگذار باشد.

امپدانس جریان با استفاده از معادله‌ی (۷) محاسبه شده و برای مدل‌های دوبعدی سالم و بیمار به دست آمده است. مقدار به دست آمده برای امپدانس مدل دوبعدی سالم $\left(\frac{Pa}{m^2/s}\right)$ 56701 است، که برای مدل بیمار به مقدار $\left(\frac{Pa}{m^2/s}\right)$ 40839 می‌رسد و ٪۳۸ کاهش نشان می‌دهد. نتایج

به دست آمده برای مدل دوبعدی سالم، با نتایج تجربی به دست آمده توسط علی‌پور (۲۰۰۵) هم‌خوانی دارد [۲۴]. اگر طول 2 cm برای مدل دوبعدی در راستای z فرض شود، مقدار متوسط دبی عبوری از دهانه‌ی حنجره، 388 ml/s محاسبه می‌شود. این مقدار برای مدل تجربی حنجره با وجود تارهای صوتی مجازی علی‌پور 480 ml/s و مطالعات عددی ژنگ برای حنجره با تارهای صوتی مجازی 360 ml/s ارائه شده است. دبی ناپایای عبوری از دهانه‌ی حنجره، یکی از منابع تولید صوت است و تغییرات آن بر تولید صوت موثر است. نتایج با در نظر گرفتن مقاومت جریان حنجره‌ای، به‌طور منطقی با یکدیگر هم‌خوانی دارند؛ بنابراین تجزیه و تحلیل انجام شده و مدل‌سازی می‌تواند پارامترهای دینامیکی حنجره را توصیف کند. نتایج مربوط به تارهای صوتی مبتلا به سولکوس نشان می‌دهد که برای اختلاف فشار در نظر گرفته شده، جابه‌جایی و دبی عبوری از دهانه‌ی حنجره‌ی بیمار افزایش یافته و وجود شکاف، تاثیرات قابل ملاحظه‌ای بر صوت تولیدی می‌گذارد.

- [19] C. S. Hwang, H. J. Lee, J. G. Ha, C. I. Cho, N. H. Kim, H. J. Hong, et al., "Use of pulsed dye laser in the treatment of sulcus vocalis," *Otolaryngology--Head and Neck Surgery*, vol. 185, pp. 804-809, 2013.
- [20] R. C. Scherer and C.-g. Guo, "Laryngeal modeling: translaryngeal pressure for a model with glottal shapes," *International Conference on Spoken Language Processing*, 1990.
- [21] L. Thomson, L. Mongeau, and S. H. Frankel, "Physical and numerical flow-excited vocal fold models," in *MAVEBA*, 2003, pp. 147-150.
- [22] M. Hirano, "Structure and vibratory behavior of the vocal folds," *Dynamic aspects of speech production*, vol. 1, pp. 13-27, 1977.
- [23] X. Pelorson, A. Hirschberg, R. Van Hassel, A. Wijnands, and Y. Auregan, "Theoretical and experimental study of quasisteady-flow separation within the glottis during phonation. Application to a modified two-mass model," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 96, pp. 3416-3431, 1994.
- [24] F. Alipour and R. C. Scherer, "Characterizing glottal jet turbulence," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 119, pp. 1063-1073, 2006.
- [25] C. Tao, Y. Zhang, D. G. Hottinger, and J. J. Jiang, "Asymmetric airflow and vibration induced by the Coanda effect in a symmetric model of the vocal folds," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 122, pp. 2270-2278, 2007.
- [12] C. F. de Luzan, J. Chen, M. Mihaescu, S. M. Khosla, and E. Gutmark, "Computational study of false vocal folds effects on unsteady airflows through static models of the human larynx," *Journal of biomechanics*, vol. 48, pp. 1248-1257, 2015.
- [13] Q. Xue and X. Zheng, "The Effect of False Vocal Folds on Laryngeal Flow Resistance in a Tubular Three-dimensional Computational Laryngeal Model," *Journal of Voice*, vol. 31, pp. 275-281, 2016.
- [14] H. Luo, R. Mittal, and S. A. Bielamowicz, "Analysis of flow-structure interaction in the larynx during phonation using an immersed-boundary method," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 126, pp. 816-824, 2009.
- [15] P. Sidlof, E. Lunéville, C. Chambeyron, O. Doaré, A. Chaigne, and J. Horáček, "Finite element modeling of airflow during phonation," *Journal of Computational and Applied Mechanics*, vol. 4, pp. 121-132, 2010.
- [16] S. L. Smith and S. L. Thomson, "Influence of subglottic stenosis on the flow-induced vibration of a computational vocal fold model," *Journal of fluids and structures*, vol. 38, pp. 77-91, 2013.
- [17] C. N. Ford, K. Inagi, A. Khidr, D. M. Bless, and K. W. Gilchrist, "Sulcus vocalis: a rational analytical approach to diagnosis and management," *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, vol. 105, pp. 189-200, 1996.
- [18] A. V. Sunter, O. Yigit, G. E. Huq, Z. Alkan, I. Kocak, and Y. Buyuk, "Histopathological characteristics of sulcus vocalis," *Otolaryngology--Head and Neck Surgery*, vol. 145, pp. 264-269, 2011.