



## مطالعه پارامتری جریان صوتی در سیال زیستی غیر نیوتنی

روزبه اعیانی<sup>1</sup>، آزاده شهیدیان<sup>2\*</sup>، مجید قاسمی<sup>3</sup>

- 1- دانشجوی دکتری، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران  
 2- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران  
 3- استاد، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران  
 \* تهران، صندوق پستی 19395-1999، shahidian@kntu.ac.ir

### اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل  
 دریافت: 14 فروردین 1395  
 پذیرش: 06 تیر 1395  
 ارائه در سایت: 16 مرداد 1395  
 کلید واژگان:

### چکیده

امواج فراصوتی کاربردهای متنوعی در حوزه سلامت دارد. مهم‌ترین کاربردها تشخیص و درمان بیماری، دارورسانی، تفکیک و مطالعه سلولی است. عبور امواج فراصوتی از بافت‌ها و اعضا می‌تواند با ایجاد حرارت، حباب، تنش و ارتعاش منجر به واکنش‌های شیمیایی، تغییرات فیزیکی و زیستی گردد. آن‌چه موجب تشدید تکاپوی علمی در بین پژوهشگران این حوزه شده است، کاستن از اثرات مخرب و افزودن به کارایی این ابزار سودمند است. در این پژوهش، تداخل دو پدیده غیرخطی جریان صوتی ناشی از عبور میدان فراصوتی از سیال زیستی و لزجت غیرنیوتنی به صورت عددی مورد بررسی قرار گرفته است. در حل مساله با لحاظ کردن اثرات غیر خطی میدان فراصوتی، از معادله‌های پیوستگی، تکانه سیال و حالت استفاده شده است. در این مقاله تاثیر پارامتری امپدانس دیواره، سرعت جریان ورودی و مدل‌های لزجت غیرنیوتنی بر جریان صوتی بررسی شده است. نتایج نشان‌دهنده تاثیر سرعت جریان ورودی به مجرا بر اندازه سرعت جریان صوتی و عدم تاثیر آن بر پروفیل جریان صوتی است. با افزایش امپدانس دیواره، از اندازه سرعت جریان صوتی کاسته می‌شود، این کاهش برای سیال غیرنیوتنی شدیدتر است. در نظر گرفتن مدل لزجت غیرنیوتنی برای سیال زیستی، موجب تغییر در اندازه سرعت در نزدیکی مرزها می‌شود، حال آن‌که در میانه میدان تاثیرات کمتری دارد.

میدان فراصوتی غیرخطی  
 اندرکنش صوت و سیال  
 سیال غیر نیوتنی

## Parametric study of acoustic streaming in non-Newtonian bio-fluid

Roozbeh Aayani, Azadeh Shahidian\*, Majid Ghassemi

Department of Mechanical Engineering, K.N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran  
 \* P.O.B. 19395-1999, Tehran, Iran, shahidian@kntu.ac.ir

### ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper  
 Received 02 April 2016  
 Accepted 26 June 2016  
 Available Online 06 August 2016

### Keywords:

Nonlinear Ultrasonic field  
 Acoustofluidics  
 Non-Newtonian fluid

### ABSTRACT

Ultrasonic waves have a variety of applications in bio field. The most important applications are diagnosis and treatment of diseases, drug delivery, cell separation and cell study. Passing ultrasonic waves through tissues and organs, which creates heat, bubble, stress and vibration, can result in chemical reactions, physical and biological changes. Scientific activities of many researchers in this area are focused to reduce the harmful effects and increase the usefulness of this beneficial tool. In current research, the interaction of two nonlinear phenomena, acoustic streaming due to passing ultrasonic waves through bio-fluid and non-Newtonian viscosity is studied numerically. Taking into account nonlinear effects of ultrasonic field, continuity, momentum and state equations are used. In this paper, parametric effects of wall impedance, inlet flow velocity and non-Newtonian viscosity models on acoustic streaming are investigated. Results indicate influence of inlet speed on acoustic streaming velocity magnitude and its ineffectiveness on acoustic streaming profile. By increasing wall impedance, acoustic streaming magnitude decreases. This reduction is more intense for non-Newtonian fluid. Considering non-Newtonian viscosity model for bio-fluid leads to velocity changes near boundaries, while it has less influence at domain middle.

### 1- مقدمه

استفاده از امواج فراصوتی در بدن می‌تواند به ایجاد گرما، حباب، تنش و ارتعاش منجر شود. بدیهی است در هنگام استفاده از امواج فراصوتی تمامی اثرات به بدن منتقل می‌شود. نکته‌ای که باید مدنظر پژوهشگران حوزه مکانیک زیستی قرار گیرد مدیریت نحوه اعمال میدان فراصوتی است، به گونه‌ای که کمترین پیامد خطرناک را برای سلامت به همراه داشته باشد. امروزه کاربردهای فراوانی از امواج فراصوتی مطرح می‌باشد. از فناوری دخالت

صوتی<sup>1</sup> برای کاربردهایی نظیر جدایش سلول<sup>2</sup> [1]، به دام انداختن سلول<sup>3</sup> [2]، جدا کردن پلاسمای خون، تجزیه و تحلیل‌های پزشکی قانونی<sup>4</sup> [3]، تجزیه و تحلیل غذاها، رده‌بندی سلول<sup>5</sup>، هم‌زمان سازی سلولی<sup>6</sup> [4]، تفکیک

<sup>1</sup> Acoustophoresis  
<sup>2</sup> Cell separation  
<sup>3</sup> Cell trapping  
<sup>4</sup> Forensic analysis  
<sup>5</sup> Cell sorting  
<sup>6</sup> Cell synchronization

Please cite this article using:

R. Aayani, A. Shahidian, M. Ghassemi, Parametric study of acoustic streaming in non-Newtonian bio-fluid, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 16, No. 7, pp. 335-342, 2016 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

سولوفچاک و همکاران [12] در مقاله دیگری جریان صوتی و گرما در حین تابش امواج فراصوتی در درمان سرطان کبد را به صورت عددی بررسی نمودند. همچنین اثرات ایجاد جریان صوتی در حین استفاده از امواج فراصوتی را لحاظ کردند. آن‌ها با حل همزمان معادله موج وسترولت، معادله پنس و معادله نویر- استوکس یک رگ و بافت اطراف آن را تحلیل کردند. طبق نتایج گزارش شده، سرعت ناشی از جریان صوتی بر افزایش انتقال حرارت جابجایی موثر بوده که منجر به کاهش 54 درصدی دمای دیواره رگ شده است. روش حل و فرضیات مانند مقاله قبل [11] است و ساده‌سازی‌های بیان شده در این مقاله نیز انجام شده است.

ستنس و بروس [13] نیروهای وارده به یک ذره کوچک در یک میدان فراصوتی واقع در یک سیال لزج را بررسی کردند. در این مطالعه نیروهای وارد بر یک ذره کروی، تراکم‌پذیر غوطه‌ور در سیال ساکن و هم‌دما محاسبه شده است. در پژوهش آن‌ها، روابط اغتشاش درجه دو برای معادلات پیوستگی، حالت و نویر-استوکس استفاده شده است. نیروی امواج فراصوتی با استفاده از تئوری لایه‌مرزی پراوتل-شلختینگ به صورت تحلیلی محاسبه شده و همچنین ادعا شده است که این نتایج برای هر قطر ذره و ضخامت لایه‌مرزی که کوچک‌تر از طول موج باشد، صادق است.

نوردین و لوآل [14] محلول آب و ذرات معلق از جنس پلی استیرین با قطر 5 میکرومتر را در منابع تولید صدای یک و دو بعدی با دو فرکانس 2 و 5 مگاهرتز مورد بررسی قرار دادند. بررسی‌ها آن‌ها نشان می‌دهد که می‌توان ذرات را تا 200 بار متمرکز نمود که این تمرکز به وسیله امواج دو بعدی ایستا انجام می‌پذیرد.

دستگیر و همکاران [15] برای جداسازی ذرات به صورت پایا در یک ریزکانال تحت تاثیر امواج فراصوتی سطحی متحرک روشی را پیشنهاد دادند. در این روش، ذرات با قطرهای 3 و 10 میکرون، بدون تماس و پیوسته، با دقت 100% از یکدیگر تفکیک می‌شوند.

برناسوا و همکاران [16] به کنترل جریان صوتی در یک محیط 6 ضلعی متاثر از امواج فراصوتی با کاربرد دستکاری سلول‌ها پرداختند. آن‌ها راه کاهش شدت جریان صوتی که برای کاربرد ساکن‌سازی سلول یک پدیده مزاحم تلقی می‌شود، را تغییر ارتفاع سیال در محیط معرفی نمودند. آن‌ها نشان دادند که با کاهش ارتفاع مایع یا افزایش ارتفاع ذرات، سرعت جریان صوتی کاهش می‌یابد.

مولر و بروس [17] ضمن بررسی جنبه‌های تئوری اندرکنش صوت و سیال در ریزکانال، اثرات وابستگی دمایی لزجت و چگالی را بر نیروی امواج فراصوتی و جریان صوتی بررسی کردند. آن‌ها نیروی امواج صوتی بر یک ذره کروی شکل در سیال لزج را با در نظر گرفتن اثرات تغییر دما بر لزجت و چگالی سیال محاسبه نمودند. نتایج نشان می‌دهد که در نظرگیری اثرات حرارتی بر لزجت سیال موجب می‌گردد که قدرت جریان صوتی برای آب 80 درجه سلسیوس بین دو صفحه موازی صلب تا 50 درصد افزایش یابد.

به علت اهمیت رئولوژی خون در دبی عبوری و اثرات جانبی آن، حقیقی و چلک [18] برای بررسی جریان خون در رگ با گرفتگی از مدل غیرنیوتنی استفاده کردند. همچنین شهیدیان و همکاران [19] جهت بررسی دقیق‌تر اثر میدان جریان خون در غلظت نانوذرات از مدل غیرنیوتنی بهره بردند. اعمال میدان فراصوتی منجر به ایجاد تنش برشی در سیال می‌شود. کریمی و همکاران [20] نشان دادند که با تغییر نرخ کرنش از 0.1 بر ثانیه تا 1000 بر ثانیه، لزجت خون از 0.07 پاسکال ثانیه به 0.003 پاسکال ثانیه کاهش

سلولی<sup>1</sup> و متراکم سازی سلول‌ها استفاده می‌شود. بخش دیگر از مطالعات به تشخیص بیماری‌ها و مطالعه اعضا از طریق تصویربرداری فراصوتی اختصاص داده شده است. در تصویربرداری فراصوتی، احتمال بارداری، اندازه و جنسیت جنین، روئت تومورها و کیست‌ها، ساختار درونی قلب، سنگ کلیه، سرطان پروستات، غده تیروئید، جمع شدن مایع در ریه، عارضه‌های کبدی و کلیوی مورد بررسی قرار می‌گیرند. در کاربردهای درمانی امواج فراصوتی می‌توان به افزایش جریان خون، کاهش گرفتگی عضلات، تحریک فیبروبلاست، افزایش تولید پروتئین، افزایش بازسازی بافت‌ها، کمک به ترمیم استخوان اشاره کرد. کاربردهای جراحی فراصوتی عمدتاً در برش بافت‌های نرم و تخریب بافت‌های سخت خلاصه می‌شود. در برش بافت‌های نرم از اثرات حرارتی و در تخریب بافت‌های سخت از اثرات نیروی متمرکز فراصوتی استفاده می‌شود. از کاربردهای دندان‌پزشکی امواج فراصوتی می‌توان به جرم‌گیری، ترمیم استخوانی دندان، از بین بردن پلاک و تارتار اشاره نمود [5]. کاربردهای دیگر از جمله دارورسانی [6]، انتقال ژن و دی ان ای [7] نیز برای امواج فراصوتی ذکر شده است.

خون در برخی شرایط رفتار شبیه به سیال غیرنیوتنی دارد که این رفتار بایستی در مدل‌سازی نیز لحاظ گردد. لزجت خون به میزان هماتوکریت، دما و نرخ کرنش بستگی دارد. با ثابت بودن دما و مشخصات خونی، پارامتر اثرگذار نرخ کرنش است که به اندازه رگ و سرعت جریان خون وابسته است. به جریان پایا در سیال لزج در حضور امواج فراصوتی، جریان صوتی<sup>2</sup> گفته می‌شود [8]. متناسب با مکانیزم ایجاد کننده جریان صوتی، سرعت، طول مشخصه و پروفیل جریان متفاوتی به دست می‌آید. سرعت جریان می‌تواند از حدود 1 میکرومتر بر ثانیه در جریان صوتی آهسته، تا 1 سانتی‌متر بر ثانیه یا حتی بیشتر در جریان صوتی تند متغیر باشد. طول مشخصه جریان نیز می‌تواند از 1 میکرومتر تا 1 سانتی‌متر [9] تغییر کند. پروفیل جریان نیز می‌تواند شبیه یک جت یا جریان چرخشی باشد.

پارگی غشا بیرونی سلول در اثر اعمال تنش برشی به خوبی شناخته شده است. از آنجایی که جریان صوتی تنش برشی وارد می‌کند، یکی از عوامل تخریب سلولی محسوب می‌شود. هاگس و نایبورگ [10] تخریب باکتری و گلبول قرمز را تحت میدان فراصوتی یک فرستنده 85 کیلوهرتز گزارش کرده‌اند. هر چند اثرات زیستی جریان صوتی بستگی به مقدار سرعت ایجاد شده دارد اما به طور کلی میزان آسیب رسانی به علت جریان صوتی به نسبت ناچیز است.

سولوفچاک و همکاران [11] به شبیه‌سازی اثرات امواج فراصوتی بر کبد پرداختند. آن‌ها با فرض ثابت بودن خواص ترمودینامیکی و صوتی خون، تراکم‌ناپذیری سیال و حذف ترم غیرخطی معادله وسترولت<sup>3</sup> مساله را حل کرده‌اند. آن‌ها معادله خطی شده وسترولت را برای مدل‌سازی امواج درون بافت انتخاب کردند. سپس برای حل معادله سیال، با فرض سیال تراکم‌ناپذیر اقدام به حل معادله نویر-استوکس با ترم نیروی حجمی شده است. ترم نیروی حجمی که ضریبی از شدت صوت است، ایجاد کننده جریان صوتی خواهد بود. به علت فرض سیال تراکم‌ناپذیر در این مقاله تغییرات چگالی نیز مشاهده نخواهد شد و اندرکنش صوت و سیال بدون در نظرگیری معادله حالت حل شده است که به معنای سرعت صوت بی‌نهایت در میدان حل خواهد بود که برای یک حل زمان‌مند نامناسب است.

<sup>1</sup> Cell differentiation

<sup>2</sup> Acoustic streaming

<sup>3</sup> Westervelt equation

مرتب 2 اغتشاش بسط داده شده است که در رابطه (3) مشاهده می‌گردد.

$$\rho(p) = \rho_0 + \rho_1 + \rho_2 \quad (3)$$

با تغییر مشخصات میدان سرعت، لزجت غیرنیوتنی نیز دچار اغتشاش می‌شود که مرتبه اول تغییرات لزجت در رابطه (4) عنوان شده‌اند.

$$\mu(\dot{\gamma}) = \mu_0 + \mu_1 \quad (4)$$

جهت به‌دست آوردن معادله‌های پیوستگی، تکانه، حالت و انرژی از تئوری اغتشاش استفاده می‌شود. لذا معادله پیوستگی با دقت مرتبه دو به صورت رابطه (5) به‌دست می‌آید.

$$\frac{\partial \rho_2}{\partial t} = -\nabla \cdot (\rho_0 \vec{v}_2 + \rho_1 \vec{v}_1 + \rho_2 \vec{v}_0) \quad (5)$$

رابطه (6) بیان‌گر مومنتوم با دقت مرتبه دو اغتشاش است که در آن سرعت و فشار مرتبه دو، باعث ایجاد جریان و نیروی صوتی می‌گردند.

$$\begin{aligned} \rho_0 \frac{\partial \vec{v}_2}{\partial t} + \rho_1 \frac{\partial \vec{v}_1}{\partial t} + \rho_2 \frac{\partial \vec{v}_0}{\partial t} = & \\ -\nabla p_2 - \rho_0 (\vec{v}_0 \cdot \nabla) \vec{v}_2 - \rho_0 (\vec{v}_1 \cdot \nabla) \vec{v}_1 - \rho_0 (\vec{v}_2 \cdot \nabla) \vec{v}_0 & \\ -\rho_1 (\vec{v}_0 \cdot \nabla) \vec{v}_1 - \rho_1 (\vec{v}_1 \cdot \nabla) \vec{v}_0 - \rho_2 (\vec{v}_0 \cdot \nabla) \vec{v}_0 & \\ + \nabla \cdot (\mu_0 (\nabla \vec{v}_2 + \nabla \vec{v}_2^T)) + \nabla \cdot (\mu_1 (\nabla \vec{v}_1 + \nabla \vec{v}_1^T)) & \\ + \nabla (\lambda_0 (\nabla \cdot \vec{v}_2)) & \end{aligned} \quad (6)$$

معادله حالت مرتبه دو در رابطه (7) بیان می‌شود.

$$\rho_2 = \rho_0 k p_2 + \rho_1 k p_1 \quad (7)$$

برای حل روابط (5)، (6) و (7) به سرعت، فشار و چگالی مرتبه یک و صفر نیاز است. برای حل سرعت و فشار مرتبه اول، بایستی معادلات پیوستگی، مومنتوم و حالت به صورت همزمان حل گردند.

در رابطه (8) معادله مرتبه اول پیوستگی مشاهده می‌گردد.

$$\frac{\partial \rho_1}{\partial t} = -\nabla \cdot (\rho_0 \vec{v}_1 + \rho_1 \vec{v}_0) \quad (8)$$

معادله مومنتوم مرتبه اول به‌صورت رابطه (9) است.

$$\begin{aligned} \rho_0 \frac{\partial \vec{v}_1}{\partial t} + \rho_1 \frac{\partial \vec{v}_0}{\partial t} = & \\ -\nabla p_1 - \rho_0 (\vec{v}_1 \cdot \nabla) \vec{v}_0 - \rho_0 (\vec{v}_0 \cdot \nabla) \vec{v}_1 - \rho_1 (\vec{v}_0 \cdot \nabla) \vec{v}_0 & \\ + \nabla \cdot (\mu_0 (\nabla \vec{v}_1 + \nabla \vec{v}_1^T)) + \nabla \cdot (\mu_1 (\nabla \vec{v}_0 + \nabla \vec{v}_0^T)) & \\ + \nabla (\lambda_0 (\nabla \cdot \vec{v}_1)) & \end{aligned} \quad (9)$$

معادله حالت برای برقراری ارتباط بین چگالی و فشار در رابطه (10) عنوان شده است.

$$\rho_1 = \rho_0 k p_1 \quad (10)$$

دسته معادلات فوق، برای به‌دست آوردن سرعت، فشار، دما و چگالی مرتبه اول حل می‌گردند. برای حل این دسته معادلات به سرعت و فشار مرتبه صفر نیاز است. معادله پیوستگی مرتبه صفر در رابطه (11) نشان داده شده است.

$$\frac{\partial \rho_0}{\partial t} = -\nabla \cdot (\rho_0 \vec{v}_0) \quad (11)$$

معادله پیوستگی (11) به همراه معادله مومنتوم که در رابطه (12) نشان داده شده‌است، منجر به حل میدان سرعت و فشار می‌شوند. در واقع این حل مرتبه صفر معادله اغتشاش است که در آن  $p_0$  و  $\vec{v}_0$  محاسبه می‌شوند. حل مرتبه صفر به معنای محاسبه میدان پیش از اعمال امواج فراصوتی است. واضح است که قبل از اعمال امواج فراصوتی، چگالی خون مقدار ثابتی است. برای حل مرتبه صفر، نیازی به بررسی معادله حالت نیست.

$$\begin{aligned} \rho_0 \frac{\partial \vec{v}_0}{\partial t} = & \\ -\nabla p_0 - \rho_0 (\vec{v}_0 \cdot \nabla) \vec{v}_0 + \nabla \cdot (\mu_0 (\nabla \vec{v}_0 + \nabla \vec{v}_0^T)) & \end{aligned}$$

می‌یابد. به‌همین دلیل در این پژوهش خون به‌صورت غیرنیوتنی مدل خواهد شد تا اثرات تغییر نرخ تنش برشی ناشی از میدان فراصوتی بررسی شود. در مدل‌سازی جریان صوتی که لزجت نقش اساسی را بازی می‌کند، اثر مدل‌سازی غیرنیوتنی خون برجسته خواهد بود.

در تمامی فعالیت‌های علمی ذکر شده در زمینه اندرکنش صوت و سیال، دیواره‌ها تماماً صلب فرض شده‌اند. علاوه بر آن از اثر سرعت اولیه سیال صرف‌نظر شده است. همچنین جریان صوتی در خون به‌عنوان یک سیال زیستی غیرنیوتنی بررسی نشده است. در این پژوهش تاثیر شرط مرزی دیواره اتلاف‌گر و دیواره نرم با اثر دیواره صلب بر جریان صوتی به صورت عددی مقایسه شده است. همچنین اثرات سرعت اولیه سیال، محدوده ورودی و محدوده توسعه یافته بر جریان صوتی لحاظ شده است. برای افزایش دقت محاسبه پروفیل جریان صوتی، لزجت غیرنیوتنی خون به این حل افزوده شده است.

## 2- بیان مساله

مساله مورد بررسی حل عددی دو بعدی زمان‌مند عبور امواج فراصوتی از سیال زیستی است، که منجر به محاسبه جریان صوتی ناشی از حضور میدان فراصوتی می‌گردد.

### 1-1- هندسه مساله

هندسه مورد مطالعه، مقطعی از یک رگ با قطر 1 و طول 6 میلی‌متر است. شماتیک هندسه موردنظر، تحت میدان با امواج فراصوتی در "شکل 1" نشان داده شده است.

### 2-2- معادلات حاکم

معادلات حاکم بر مساله، پیوستگی، تکانه و حالت هستند. روش پیشنهادی برای حل اثرات غیرخطی امواج فراصوتی، استفاده از تئوری اغتشاش با مرتبه دو دقت است. حسن استفاده از تئوری مرتبه دو اغتشاش این است که اثرات غیرخطی میدان فراصوتی بدون دخالت در معادلات اساسی پیوستگی، تکانه و حالت استخراج می‌شود. تنها با توسعه پارامترهای سرعت، فشار و چگالی و بدون هیچ‌گونه ساده‌سازی می‌توان اثرات غیرخطی را شبیه‌سازی کرد. اغتشاشات فشار و سرعت ناشی از میدان فراصوتی به‌صورت رابطه‌های (1) و (2) است [17]:

$$p = p_0 + p_1 + p_2 \quad (1)$$

$$\vec{v} = \vec{v}_0 + \vec{v}_1 + \vec{v}_2 \quad (2)$$

لازم به ذکر است جریان صوتی و نیروی صوتی متناسب با  $v_2$  و  $p_2$  هستند. همچنین، معادله حالت که بیان‌گر رابطه بین فشار و چگالی است، تا

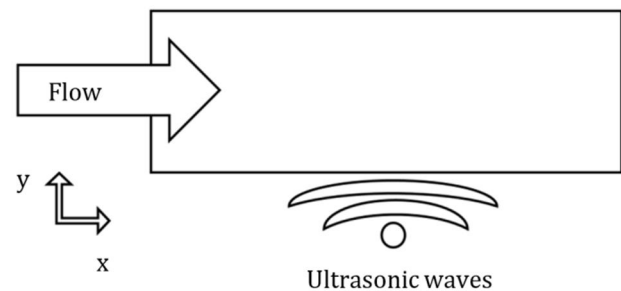


Fig. 1 Geometry of studied problem

شکل 1 هندسه مساله بررسی شده

## 4-2- روش حل

حل مساله با استفاده از روش المان محدود و شبکه محاسباتی سازمان یافته در نرم افزار چند فیزیکی کامسول<sup>4</sup> انجام شده است. جهت مدل سازی اثرات غیرخطی میدان فراصوتی از نظریه مرتبه دو اغتشاش در سیال استفاده شده است. در این نظریه ابتدا بایستی مرتبه صفر اغتشاش که در واقع حل میدان جریان و فشار بدون حضور امواج است، حل گردد. خروجی مرتبه صفر اغتشاش، در معادلات مرتبه اول وارد می شود. با حل معادلات مرتبه اول اغتشاش، تاثیر خطی امواج محاسبه می شود. به علت این که جریان صوتی یک پدیده غیرخطی است، بایستی مرتبه دوم اغتشاش که بیانگر اثرات غیرخطی است، نیز لحاظ شود. از نتایج حل مرتبه اول، به عنوان ورودی به مرتبه دوم استفاده می شود.

حل مرتبه صفر اغتشاش، در شرایط قبل از اعمال امواج است و در این مساله شرایط پایا برای سرعت ورودی کانال برقرار است. در حل مرتبه اول که اثرات زمان مند امواج بررسی می گردد، بایستی از حل گذرا استفاده شود. به علت انتخاب فرکانس امواج در حدود مگاهرتز، زمان تناوب یک نوسان در حدود میکروثانیه خواهد بود. بدیهی است برای حل این معادلات بایستی ثابت زمانی به مراتب کوچک تر از میکرو ثانیه اتخاذ شود. این ثابت زمانی منجر به افزایش شدید زمان محاسبات خواهد شد. با تبدیل فضای حل زمان به فرکانس، می توان مساله را در حوزه فرکانس حل نمود و سپس نتایج را به حوزه زمان برگرداند. با این روش زمان محاسبات به مراتب کاهش می یابد [9]. جریان صوتی، یک جریان پایا در طول زمان است، به همین علت در حل مرتبه دو اغتشاش، با متوسط گیری زمانی معادلات، حالت پایای معادلات در نرم افزار استفاده می شود.

## 3- نتایج

نتایج شبیه سازی برای بررسی اثرات تغییر امپدانس، سرعت ورودی و مدل لزجت ارائه شده است. در ابتدا استقلال از شبکه مساله حل شده بررسی گشته، سپس نمودارهای سرعت جریان صوتی بر خط افقی میانی کانال ذکر شده است.

## 1-3- بررسی شبکه

برای بررسی استقلال نتایج از شبکه محاسباتی، سلول های محاسباتی با حداقل اندازه 0.65 الی 0.18 میکرومتر به ترتیب به تعداد 15000 الی 52500 ایجاد گردید. نتایج سرعت جریان صوتی بر خط افقی میانی برای شبکه های مختلف ایجاد شده در "شکل 2" ملاحظه می گردد. همان گونه که از "شکل 2" مشخص است تمامی جواب ها تقریباً بر یکدیگر منطبق هستند، به گونه ای که تمایز بین آن ها مشخص نیست. جهت بررسی دقیق تر اثر اندازه و تعداد سلول های محاسباتی بخشی از "شکل 2" بزرگ نمایی شده و در "شکل 3" ترسیم گشته است. پس از ملاحظه نمودار بزرگ نمایی شده، می توان دریافت که فاصله بین منحنی های با تعداد سلول 37500 الی 52500 کمتر از فاصله بین سایر منحنی هاست. در این پژوهش مبنای حل عددی بر پایه استفاده از سلول های محاسباتی با تعداد 45000 گذاشته شده است.

در جدول 1 مقدار و درصد خطای ایجاد شده شبکه های محاسباتی به نسبت حل ناشی از شبکه 45000 سلولی مشاهده می شود. معیار محاسبه خطا، مقایسه سرعت جریان صوتی برای شبکه های مختلف در نظر گرفته شده است. خطای ناشی از استفاده از شبکه 45000 سلولی به نسبت شبکه

$$+ \nabla(\lambda_0(\nabla \cdot \vec{v}_0)) \quad (12)$$

برای مدل سازی لزجت غیرنیوتنی در معادلات مومنوم، از مدل های توانی و کیسون استفاده شده است که به ترتیب از رابطه های (13) و (14) محاسبه می شود که  $k$ ،  $\mu_c$  و  $\tau_c$  مقادیر ثابت هستند. علت انتخاب دو مدل توانی و کیسون بررسی اهمیت نوع مدل سازی لزجت بر جریان صوتی است. مدل توانی به علت سادگی رابطه، پیچیدگی کمتری را نسبت به مدل کیسون در حل عددی وارد می کند. اما در نرخ کرنش بیشتر از 300 بر ثانیه دچار انحراف از مقادیر تجربی می شود [20]. حال آن که مدل کیسون تطبیق بیشتری با مقادیر تجربی دارد [20] ولی در همگرایی حل عددی روابط غیرخطی تئوری اغتشاش مشکلات بیشتری را ایجاد می کند.

$$\mu_0 = \left( \sqrt{\mu_c} + \sqrt{\tau_c/\dot{\gamma}} \right)^2 \quad (13)$$

$$\mu_0 = m\dot{\gamma}^{n-1} \quad (14)$$

نرخ کرنش در سیال  $\dot{\gamma}$ ، از رابطه (15) به دست می آید.

$$\dot{\gamma} = \sqrt{2((tr D)^2 - tr D^2)} \quad (15)$$

ماتریس متقارن  $D$  که درایه های آن مولفه های گرادیان سرعت است، در رابطه (16) ملاحظه می شود. مشخص است که در معادلات مومنوم، لزجت به دلیل دارا بودن گرادیان سرعت، نمی تواند از دیورژانس خارج گردد.

$$D_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (16)$$

تغییرات لزجت از رابطه (17) محاسبه می شود.

$$\mu_1 = \left( \frac{\partial \mu}{\partial \dot{\gamma}} \right)_0 \dot{\gamma}_1 \quad (17)$$

که  $\dot{\gamma}_1$  از جای گذاری گرادیان های سرعت مرتبه اول در رابطه (16)

محاسبه می شود.

## 2-3- شرایط مرزی

شرایط مرزی برای بررسی اثر تغییر سرعت ورودی به صورت زیر فرض شده است: با توجه به "شکل 1"، جهت حل معادلات مرتبه صفر اغتشاش، در مرز عمودی که با پیکان مشخص است، سرعت 1، 2 و 3 میلی متر بر ثانیه اعمال شده است و برای مرز عمودی مقابل، شرط خروجی فشار ثابت اعمال شده است. بر دیواره های افقی نیز شرط عدم لغزش در نظر گرفته شده است. جهت حل معادلات مرتبه یک اغتشاش، در مرزهای افقی برای سرعت مرتبه اول، سرعت ارتعاشی امواج به گونه ای اعمال می شود که در مجرا امواج ایستاده تشکیل شود و در مرزهای افقی امپدانس معادل دیواره اتلاف گر صوتی لحاظ شده است. جهت حل معادلات مرتبه دو اغتشاش، شرط پایستگی جرم بر مرزهای افقی و شرط دیواره اتلاف گر<sup>1</sup> صوتی بر مرزهای عمودی اعمال شده است. جهت بررسی اثر تغییر لزجت سیال و امپدانس در مرزها شرایط مرزی زیر اعمال شده است: به علت فرض سیال ساکن قبل از اعمال میدان فراصوتی، نیازی به حل معادلات مرتبه صفر نیست و سرعت برابر صفر در کل دامنه حل صادق است. برای حل معادلات مرتبه یک و دو اغتشاش، در مرزهای عمودی امپدانس معادل دیواره نرم<sup>2</sup>، اتلاف گر و سخت<sup>3</sup> لحاظ شده است. در این حالت، شرایط مرزی برای دیواره های افقی مانند حالت حل برای بررسی اثر تغییر سرعت ورودی است.

<sup>1</sup> Lossy-wall

<sup>2</sup> Soft-wall

<sup>3</sup> Hard-wall

<sup>4</sup> COMSOL-multi physics

در جریان سیال ایده‌آل هیچ جریان پایایی در حضور امواج صوتی و فراصوتی ایجاد نمی‌شود. بنابراین بررسی اثرات مدل‌های لزجت مختلف، از جمله نیوتنی و غیرنیوتنی، بر جریان صوتی لازم است. در سیال غیرنیوتنی لزجت تابع نرخ کرنش است. طبق رابطه (13) و (14) با افزایش نرخ کرنش لزجت سیال کاهش می‌یابد. میدان فراصوتی در سیال ایجاد تنش برشی می‌کند. تنش برشی ایجاد شده با فرکانس امواج به صورت زمان‌مند تغییر می‌کند. با افزایش نرخ تنش برشی ناشی از امواج، لزجت کاهش می‌یابد. به همین دلیل بررسی اثرات مدل لزجت بر جریان صوتی ضرورت می‌یابد.

در این پژوهش، سیال زیستی با مدل‌های لزجت نیوتنی، توانی و کیسون مطالعه شده‌است. با تغییر مدل لزجت برای شرط مرزی دیواره نرم مانند "شکل 4"، پروفیل سرعت جریان صوتی متفاوت خواهد شد. شرط مرزی دیواره نرم در مرزهای عمودی موجب تغییر تنش‌های برشی و عمودی در ابتدا و انتهای دامنه حل می‌شود. به علت اثرپذیری مدل‌های لزجت غیرنیوتنی توانی و کیسون از گرادیان‌های سرعت، تغییر گرادیان‌های در ابتدا و انتهای دامنه اثر شدید بر سرعت جریان صوتی گذاشته است.

با انتخاب دیواره اتلاف‌گر نیز تاثیر ذکر شده کماکان مشاهده می‌شود. با مقایسه بین "شکل 4" و "شکل 5"، اثر کاهش گرادیان‌های سرعت در نزدیکی دیواره اتلاف‌گر نسبت به دیواره نرم در مقدار سرعت جریان صوتی روئت می‌شود.

با انتخاب دیواره سخت که موجب صفر شدن اندازه سرعت سیال در مرز می‌شود، پروفیل سرعت جریان صوتی برای سیال نیوتنی و غیرنیوتنی تقریباً یکسان می‌شود. هر چند در این حالت نیز، تاثیر اندازه گرادیان‌های سرعت بر

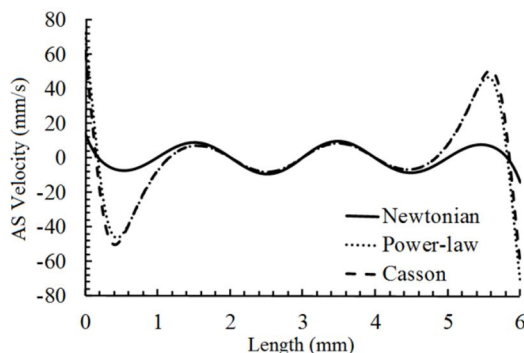


Fig. 4 Effect of viscosity model on AS velocity by considering Soft-wall condition

شکل 4 اثر مدل لزجت بر سرعت جریان صوتی با در نظرگیری شرط مرزی دیواره نرم

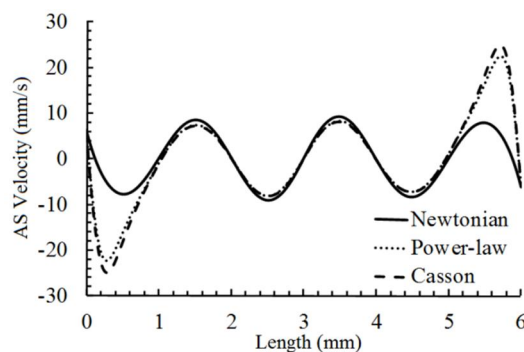


Fig. 5 Effect of viscosity model on AS velocity by considering Lossy-wall condition

شکل 5 اثر مدل لزجت بر سرعت جریان صوتی با در نظرگیری شرط مرزی دیواره اتلاف‌گر

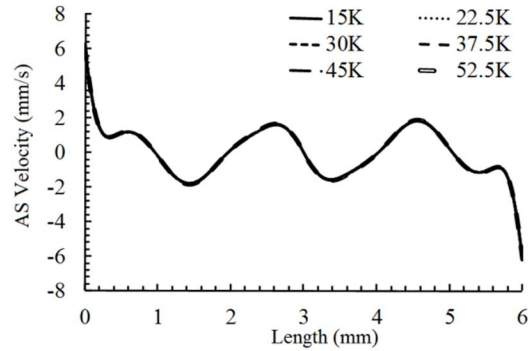


Fig. 2 Mesh study results for different cells number

شکل 2 نتایج بررسی شبکه برای سلول‌های با تعداد مختلف

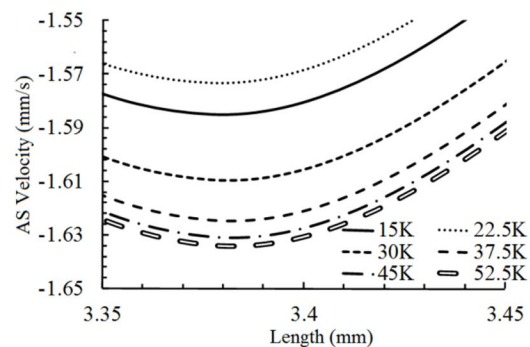


Fig. 3 Zoom of mesh study results for different cells number

شکل 3 بزرگ‌نمایی بررسی شبکه برای سلول‌های با تعداد مختلف

52500 سلولی کمتر از 0.02% است. بنابراین انتخاب شبکه با تعداد سلول محاسباتی 45000 صحیح به نظر می‌رسد.

در این مقاله از شبکه سازمان‌یافته مربعی استفاده شده‌است. جهت مطالعه بهتر جریان سیال، در نزدیکی دیواره‌ها تراکم سلول‌های محاسباتی افزایش یافته است. در بررسی اثرات کیفیت شبکه محاسباتی بر نتایج مشخص شد که استفاده از تراکم در نزدیکی دیواره‌ها اثر زیادی بر همگرایی سلول‌ها در همگرایی سرعت مرتبه اول اثر به مراتب کمتری دارد.

علت حساسیت بیشتر حل عددی سرعت جریان صوتی به اندازه سلول محاسباتی نسبت به سرعت مرتبه اول، افزایش ترم‌های معادلات و کاملاً غیرخطی بودن ماهیت سرعت جریان صوتی است.

### 2-3- اثرات تغییر مدل لزجت

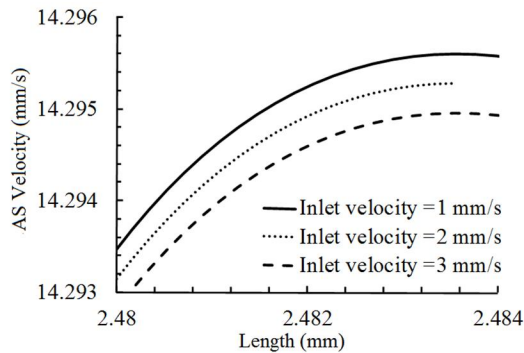
همان‌گونه که ذکر شد، علت ایجاد جریان صوتی وجود لزجت در سیال است.

جدول 1 مقایسه نتایج شبکه‌های ایجاد شده نسبت به شبکه استفاده شده

Table 1 Results comparison of generated meshes to applied mesh

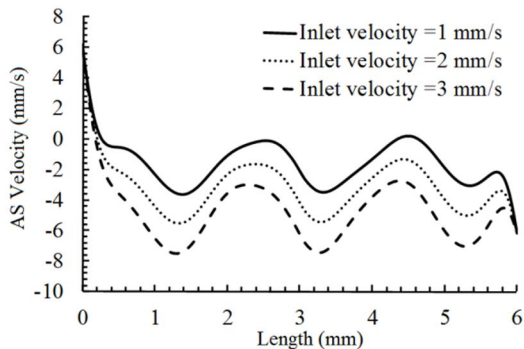
درصد خطای مجذور میانگین مربعی به سرعت در مرز	خطای مجذور میانگین مربعی <sup>1</sup>	تعداد سلول شبکه محاسباتی
0.44	0.0276	15000
0.47	0.0296	22500
0.18	0.0114	30000
0.05	0.0034	37500
0.00	0.0000	45000
0.02	0.0016	52500

<sup>1</sup> Root-mean-square error



**Fig. 8** Zoom of first-order velocity for different inlet velocity magnitude

شکل 8 بزرگ‌نمایی سرعت مرتبه اول برای اندازه‌های مختلف سرعت ورودی



**Fig. 9** Effect of inlet velocity magnitude on second-order (AS) velocity  
شکل 9 اثر اندازه سرعت ورودی بر سرعت مرتبه دوم (جریان صوتی)

طبق رابطه (6) اندازه ترم‌های حاصل ضرب سرعت در گرادیان سرعت افزایش می‌یابد. از آنجایی که این ترم‌ها با علامت منفی همراه است، تاثیر آن در افزایش سرعت جریان صوتی با علامت منفی است.

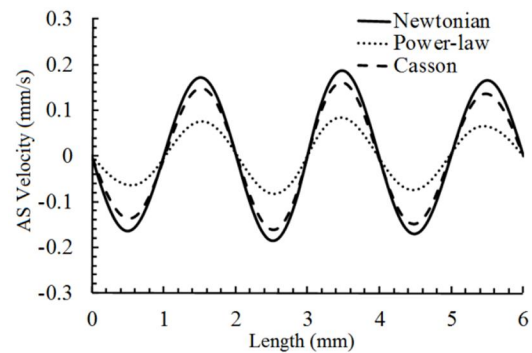
#### 4-3- اثرات تغییر امپدانس

اثر تغییر امپدانس در مرزهای عمودی بر سرعت جریان صوتی برای سیال نیوتنی در "شکل 10" ارائه شده است. برای دیواره نرم و اتلاف‌گر تقریباً سرعت جریان صوتی تفاوتی ندارد، به جز در نزدیکی ابتدای و انتهای دامنه حل که مقدار سرعت به علت تغییر ماهیت دیواره متفاوت است. اما با تغییر امپدانس به دیواره سخت اندازه سرعت جریان صوتی شدیداً کاهش می‌یابد. تاثیر تبدیل دیواره نرم به اتلاف‌گر در سیال غیرنیوتنی بیشتر است. با تغییر امپدانس دیواره که منجر به تغییر گرادیان‌های سرعت می‌شود، لزجت سیال غیرنیوتنی تغییر می‌کند، حال آن‌که در سیال نیوتنی لزجت تابع گرادیان‌های سرعت نیست و تغییر امپدانس دیواره صرفاً در بزرگی سرعت جریان صوتی موثر است.

در "شکل 11" و "شکل 12" تاثیر امپدانس در سرعت جریان صوتی نزدیک دیواره کاملاً مشخص است. در مقایسه با سیال غیرنیوتنی، تغییر امپدانس دیواره در سیال نیوتنی تاثیر کمتری بر پروفیل و اندازه سرعت جریان صوتی دارد. در سه مدل لزجت نیوتنی، توانی و کیسون، امپدانس تاثیر قابل ملاحظه‌ای بر سرعت جریان صوتی دور از دیواره‌ها نداشته است.

#### 4- نتیجه گیری

در این پژوهش جهت بررسی اندرکنش صوت و سیال از تئوری مرتبه دو اغتشاش جهت مدل‌سازی اثرات غیرخطی صوت استفاده شده است. علاوه بر



**Fig. 6** Effect of viscosity model on AS velocity by considering Hard-wall condition

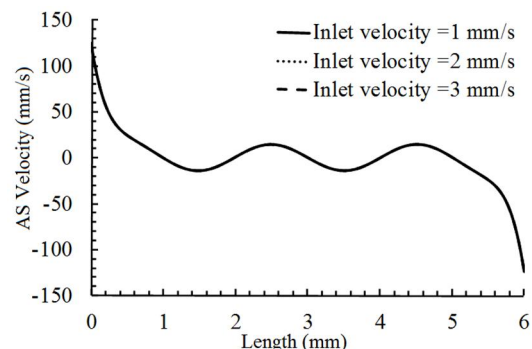
شکل 6 اثر مدل لزجت بر سرعت جریان صوتی با در نظرگیری شرط مرزی دیواره سخت

اندازه لزجت در نزدیکی مرزها بر اندازه سرعت جریان صوتی نمایان است. تفاوت اندازه سرعت جریان صوتی برای این حالت در "شکل 6" ملاحظه می‌شود.

#### 3-3- اثرات سرعت ورودی

همان‌گونه که در "شکل 7" ملاحظه می‌گردد، تغییر اندازه سرعت ورودی تاثیر بسیار اندکی بر سرعت مرتبه اول دارد و تقریباً هر سه منحنی بر هم منطبق هستند. جهت مشاهده اختلاف بین این سه منحنی، بخشی از "شکل 7"، با بزرگ‌نمایی در "شکل 8" ترسیم گشته است. همان‌گونه که در "شکل 8" مشخص است، اختلاف سه منحنی کمتر از 0.001 میلی‌متر بر ثانیه است. این اختلاف بسیار اندک نشان می‌دهد که قسمت خطی صوت منتشر شده در سیال تقریباً نسبت به سرعت سیال بی تاثیر است. سرعت مرتبه دو که بخش غیرخطی صوت است، نسبت به تغییر اندازه سرعت ورودی تاثیر بسیار شدیدی دارد. در "شکل 9" سرعت مرتبه دوم که سرعت جریان صوتی نیز نامیده می‌شود، برای اندازه سرعت‌های ورودی مختلف رسم شده است.

تفاوت اندازه سرعت جریان صوتی برای سرعت‌های 1 و 3 میلی‌متر بر ثانیه در حدود 4 میلی‌متر بر ثانیه است، که نسبت به تغییر سرعت مرتبه اول بسیار بیشتر است. همچنین این تغییر سرعت به نسبت اندازه سرعت جریان صوتی نیز قابل ملاحظه است. این تاثیر سابق بر این بررسی و گزارش نشده است. با مقایسه بین منحنی‌های "شکل 9" می‌توان نتیجه گرفت که با افزایش سرعت ورودی، مقاومت جریان صوتی در برابر جریان حجم سیال بیشتر است. علت این اتفاق افزایش گرادیان‌های سرعت، با افزایش اندازه سرعت ورودی است. با افزایش سرعت ورودی و افزایش گرادیان‌های سرعت،



**Fig. 7** Effect of inlet velocity magnitude on first-order velocity

شکل 7 اثر اندازه سرعت ورودی بر سرعت مرتبه اول

همچنین می‌توان اذعان کرد، به‌طور کلی کاهش سرعت در اثر افزایش امیدانس برای سیال غیرنیوتنی بیشتر است. در نظر گرفتن مدل لزجت غیرنیوتنی، موجب افزایش سرعت جریان صوتی در نزدیکی دیواره‌ها می‌شود، درحالی‌که اثرگذاری کمی در فضای دور از دیواره‌ها دارد.

#### 5- فهرست علائم

AS	سرعت جریان صوتی ( $\text{ms}^{-1}$ )
D	ماتریس گرادیان سرعت ( $\text{s}^{-1}$ )
H	ارتفاع کانال (m)
k	ضریب تراکم پذیری سیال ( $\text{kg}^{-1}\text{ms}^2$ )
L	طول کانال (m)
m	ضریب لزجت غیرنیوتنی توانی ( $\text{kgm}^{-1}\text{s}^{n-2}$ )
n	توان لزجت غیرنیوتنی توانی (1)
p	فشار ( $\text{kgm}^{-1}\text{s}^{-2}$ )
t	زمان (s)
T	دما (K)

#### علائم یونانی

$\dot{\gamma}$	نرخ کرنش ( $\text{s}^{-1}$ )
$\mu_c$	ضریب لزجت غیرنیوتنی کیسون ( $\text{kgm}^{-1}\text{s}^{-1}$ )
$\tau_c$	ضریب لزجت غیرنیوتنی کیسون ( $\text{kgm}^{-1}\text{s}^{-2}$ )
$\lambda$	لزجت حجمی ( $\text{kgm}^{-1}\text{s}^{-1}$ )
$\mu$	لزجت دینامیکی ( $\text{kgm}^{-1}\text{s}^{-1}$ )
$\nu$	سرعت ( $\text{ms}^{-1}$ )
$\rho$	چگالی ( $\text{kgm}^{-3}$ )
$\tau$	تنش ( $\text{kgm}^{-1}\text{s}^{-2}$ )

#### بالانویس‌ها

T ترانهاده

#### زیرنویس‌ها

0	اغتشاش مرتبه صفر
1	اغتشاش مرتبه یک
2	اغتشاش مرتبه دو

#### 6- مراجع

- [1] A. Lenshof, C. Magnusson, T. Laurell, Acoustofluidics 8: applications of acoustophoresis in continuous flow microsystems, *Lab on a Chip*, Vol. 12, No. 7, pp. 1210–23, 2012.
- [2] C. Huang, P. Lee, Y. Lin, T. Liu, S. Wang, Review: Study of the blood coagulation by ultrasound, *Journal of Medical and Biological Engineering*, Vol. 31, No. 2, pp. 79–86, 2011.
- [3] R. Libgot-Callé, F. Ossant, Y. Gruel, P. Lermusiaux, F. Patat, High frequency ultrasound device to investigate the acoustic properties of whole blood during coagulation, *Ultrasound in medicine & biology*, Vol. 34, No. 2, pp. 252–64, 2008.
- [4] M. Wiklund, H. Brismar, B. Onfelt, Acoustofluidics 18: Microscopy for acoustofluidic micro-devices, *Lab on a Chip*, Vol. 12, No. 18, pp. 3221–34, 2012.
- [5] A. J. Swerdlow, *Health Effects of Exposure to Ultrasound and Infrasound*, Accessed on 5 February 2016; [https://www.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment\\_data/file/335014/RCE-14\\_for\\_web\\_with\\_security.pdf](https://www.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/335014/RCE-14_for_web_with_security.pdf).
- [6] M. Ghahremani, M. Nabili, S. Mahesh, J. Liu, D. Belyea, C. Geist, V. Zderic, M. Zaghoul, Surface acoustic wave devices for ocular drug delivery, *2010 IEEE International Ultrasonics Symposium*, San Diego, USA, October 11–14, 2010.
- [7] W. G. Pitt, G. A. Hussein, B. J. Staples, Ultrasonic drug delivery--a general review, *Expert opinion on drug delivery*, Vol. 1, No. 1, pp. 37–56, 2004.
- [8] S. J. Lighthill, Acoustic streaming, *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 61, No. 3, pp. 391–418, 1978.

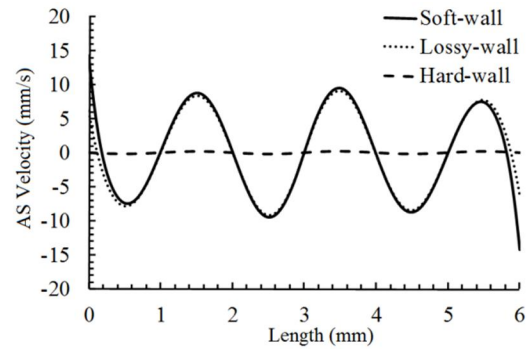


Fig. 10 Effect of wall impedance magnitude on AS velocity by considering Newtonian viscosity model

شکل 10 اثر اندازه امیدانس دیواره بر سرعت جریان صوتی با در نظرگیری مدل لزجت نیوتنی

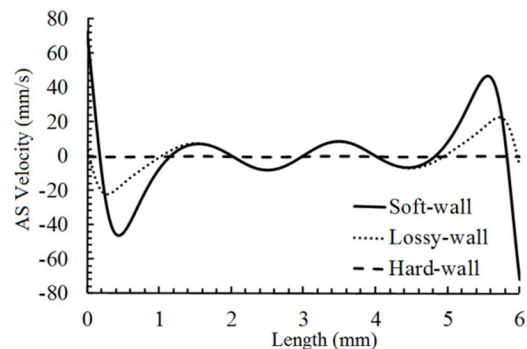


Fig. 11 Effect of wall impedance magnitude on AS velocity by considering Power-law viscosity model

شکل 11 اثر اندازه امیدانس دیواره بر سرعت جریان صوتی با در نظرگیری مدل لزجت توانی

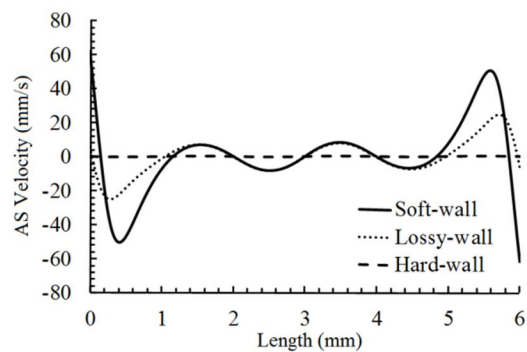


Fig. 12 Effect of wall impedance magnitude on AS velocity by considering Casson viscosity model

شکل 12 اثر اندازه امیدانس دیواره بر سرعت جریان صوتی با در نظرگیری مدل لزجت کیسون

آن مدل غیرنیوتنی لزجت نیز لحاظ شده است. در این مقاله سرعت جریان صوتی بر خط افقی میانی گزارش شده است. نتایج نشان‌دهنده بی‌تاثیری سرعت جریان ورودی بر سرعت خطی مرتبه اول است. اما اندازه سرعت جریان ورودی به مجرا بر اندازه سرعت جریان صوتی موثر است. با افزایش سرعت ورودی، قدرمطلق میانگین سرعت جریان صوتی نیز افزایش می‌یابد. تغییر سرعت ورودی تاثیری بر پروفیل جریان صوتی ندارد. با افزایش امیدانس دیواره، از اندازه سرعت جریان صوتی کاسته می‌شود. نرخ کاهش سرعت از دیواره نرم به دیواره اتلاف‌گر، کمتر از دیواره اتلاف‌گر به دیواره سخت است. در شرط مرزی دیواره سخت، سرعت جریان صوتی شدیداً کاهش می‌یابد.

- acoustic waves (TSAW), *Lab on a Chip*, Vol. 13, No. 21, pp. 4210–6, Nov. 2013.
- [16] A. L. Bernassau, P. Glynne-Jones, F. Gesellchen, M. Riehle, M. Hill, D. R. S. Cumming, Controlling acoustic streaming in an ultrasonic heptagonal tweezers with application to cell manipulation, *Ultrasonics*, Vol. 54, No. 1, pp. 268–74, 2014.
- [17] P. B. Muller, H. Bruus, Theoretical aspects of microchannel acoustofluidics: Thermoviscous corrections to the radiation force and streaming, *Procedia IUTAM*, Vol. 10, pp. 410–415, 2014.
- [18] A. R. Haghighi, S. Asadi Chalak, A non-Newtonian model of pulsatile blood flow through elastic artery with overlapping stenosis, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 16, No. 3, pp. 232-238, 2016. (in Persian فارسی)
- [19] A. Shahidian, S. M. A. Nemati, M. Ghasemi, Numerical investigation of magnetic nanoparticles absorption in healthy and cancerous tissue under the influence of non-uniform magnetic field, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 12, pp. 168-174, 2015. (in Persian فارسی)
- [20] S. Karimi, M. Dabagh, P. Vasava, M. Dadvar, B. Dabir, P. Jalali, Effect of rheological models on the hemodynamics within human aorta: CFD study on CT image-based geometry, *Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics*, Vol. 207, pp. 42–52, 2014.
- [9] P. B. Muller, *Acoustofluidics in microsystems: investigation of acoustic streaming*, MSc Thesis, Technical University of Denmark, 2012.
- [10] D. E. Hughes, W. L. Nyborg, Cell disruption by ultrasound: Streaming and other activity around sonically induced bubbles is a cause of damage to living cells, *Science*, Vol. 138, pp. 108–114, 1962.
- [11] M. a. Solovchuk, T. W. H. Sheu, W.-L. Lin, I. Kuo, M. Thiriet, Simulation study on acoustic streaming and convective cooling in blood vessels during a high-intensity focused ultrasound thermal ablation, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol. 55, No. 4, pp. 1261–1270, 2012.
- [12] M. a. Solovchuk, T. W. H. Sheu, M. Thiriet, W.-L. Lin, On a computational study for investigating acoustic streaming and heating during focused ultrasound ablation of liver tumor, *Applied Thermal Engineering*, Vol. 56, No. 1–2, pp. 62–76, 2013.
- [13] M. Settnes, H. Bruus, Forces acting on a small particle in an acoustical field in a viscous fluid, *Physical Review E*, Vol. 85, No. 1, p. 016327, 2012.
- [14] M. Nordin, T. Laurell, Hundred-fold volume concentration of cells and particles using continuous flow multistage acoustophoresis, *16th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Science*, Okinawa, Japan, October 28 to November 1, 2012.
- [15] G. Destgeer, K. H. Lee, J. H. Jung, A. Alazzam, H. J. Sung, Continuous separation of particles in a PDMS microfluidic channel via travelling surface