

## Numerical Investigation of Oxygen Transfer and Blood Flow over Arrays of 3D Fibers of Artificial Lung

Z. Mollahoseini<sup>1</sup>, B. Vahidi<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>MSc of Biomedical Engineering-Biomechanics, Faculty of New Sciences and Technologies (FNST), University of Tehran, Tehran, Iran

<sup>2</sup>Associate Professor of Biomedical Engineering, Faculty of New Sciences and Technologies (FNST), University of Tehran, Tehran, Iran

Receipt in the Online Submission System: 23 July 2018, Received in Revised Form: 21 September 2018, Accepted: 8 October 2018

### Abstract

For patients with chronic pulmonary disease, artificial lungs to which right ventricular pumps blood flow is considered as a bridge to lung transplantation. The performance of this device is measured by several criteria, including the efficiency of the device in gas exchange, non-damage to blood cells and low impedance compared to normal lung. In this study, the non-Newtonian blood flow around arrays of hollow fibers, as a model of fiber bundles in artificial lungs, was numerically investigated by finite volume. Two types of square and diagonal arrangements for fibers were considered to examine the effect of arrangement, besides the inlet velocity effect on the flow distribution, shear stress and the exchanged oxygen concentration between the surface of the fibers and the blood stream. It was observed that the flow velocity and shear stress in the diagonal arrangement were far more than the square arrangement that for the maximum velocity (10/87 cm/s), the shear stress on the fibers in the diagonal arrangement was about 3.5 times that of the square arrangement. Also, there was a significant difference between the results of this analysis and the results of other studies in which oxygen exchange was ignored, which illustrates the importance of gas exchange modeling. As a measure of the efficiency of the device, from the viewpoint of gas exchange, the mass flow rate of oxygen was investigated in the output of the domain. As a result, the diagonal arrangement is much more efficient in oxygen exchange. However, there was a higher pressure drop across the fibers, for a diagonal arrangement, in comparison with the square arrangement. The results of this simulation can be a good starting point for optimal artificial lung design and can be effective in optimizing the design of clinical trials.

**Keywords:** *Artificial Lung, Hollow Fiber, Fiber Arrangement, Computational Fluid Dynamics, Gas Transfer*

---

\*Corresponding Author

Address: Faculty of New Sciences and Technologies (FNST), University of Tehran, P. O. Box: 14395-1561, Tehran, Iran

Tel: +98-21-86093021

Fax: +98-21-8861 7087

Email: [bahman.vahidi@ut.ac.ir](mailto:bahman.vahidi@ut.ac.ir)

## بررسی عددی انتقال اکسیژن و جریان خون روی آرایه‌هایی از فیبرهای سه‌بعدی ریه‌ی مصنوعی

زهرا ملاحسینی<sup>۱</sup>، بهمن وحیدی<sup>۲\*</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، بخش مهندسی پزشکی، گروه مهندسی علوم زیستی، دانشکده‌ی علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران، تهران

<sup>۲</sup> دانشیار، بخش مهندسی پزشکی، گروه مهندسی علوم زیستی، دانشکده‌ی علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران، تهران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۷/۵/۱، بازنگری: ۱۳۹۷/۶/۳۰، پذیرش قطعی: ۱۳۹۷/۷/۱۶

### چکیده

برای بیماران مبتلا به بیماری‌های مزمن ریوی، ریه‌ی مصنوعی (که بطن راست قلب جریان خون را به سمت آن پمپاژ می‌کند)، به عنوان یک مرحله‌ی مقدماتی پیش از پیوند ریه به شمار می‌آید. عملکرد این دستگاه با چندین معیار، از جمله کارآمدی دستگاه در تبادل گاز، عدم آسیب‌رسانی به سلول‌های خونی و امپدانس پایین در مقایسه با ریه‌ی طبیعی، سنجیده می‌شود. در این مطالعه، بررسی عددی جریان خون غیرنیوتنی حول آرایه‌هایی از فیبرهای توخالی، به عنوان مدلی از دسته‌فیبرهای موجود در ریه‌ی مصنوعی، به روش حجم-محدود صورت گرفت. دو نوع آرایش مربعی و قطری برای فیبرها در نظر گرفته شد تا اثر آرایش، اثر سرعت ورودی روی توزیع جریان، تنش برشی و غلظت اکسیژن تبادل‌شده بین سطح فیبرها و جریان خون، بررسی شود. مشاهده شد که سرعت جریان و تنش برشی در آرایش قطری به مراتب بیش‌تر از آرایش مربعی است، به طوری که برای بیشینه‌ی سرعت مورد بررسی (۱۰/۸۷ cm/s)، تنش برشی روی فیبرها در آرایش قطری حدود ۳/۵ برابر مقدار آن در آرایش مربعی است. هم‌چنین، بین نتایج این تحلیل با نتایج مطالعات دیگری که در آن‌ها از تبادل اکسیژن صرف نظر شده بود، اختلاف قابل توجهی دیده شد، که بیان‌گر اهمیت مدل‌سازی تبادل گاز می‌باشد. میزان دبی جرمی اکسیژن در خروجی دامنه‌ی حل، به عنوان ملاک کارآمدی دستگاه (از دید تبادل گاز) مورد بررسی قرار گرفت. بر این اساس، آرایش قطری در تبادل اکسیژن بسیار کارآمدتر است. اما برای آرایش قطری، افت فشار بیش‌تری در عبور از دسته‌فیبرها، نسبت به آرایش مربعی مشاهده شد. نتایج این شبیه‌سازی می‌تواند نقطه‌ی شروع مناسبی برای طراحی بهینه‌ی ریه‌ی مصنوعی باشد و در طراحی بهینه‌ی آزمایش‌های کلینیکی موثر واقع شود.

کلیدواژه‌ها: ریه‌ی مصنوعی، فیبر توخالی، آرایش فیبرها، دینامیک سیالات محاسباتی، انتقال گاز

\* نویسنده مسئول

نشانی: دانشکده‌ی علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران، تهران، ایران، کد پستی: ۱۴۳۹۵-۱۵۶۱

تلفن: +۹۸ (۲۱) ۸۶۰۹۳۰۲۱

دورنگار: +۹۸ (۲۱) ۸۸۶۱۷۰۸۷

پست الکترونیکی: bahman.vahidi@ut.ac.ir

## ۱- مقدمه

موجب افزایش بازدهی تبادل گاز می‌شود [۹-۱۲]. در سال ۲۰۱۱، لین و هم‌کارانش [۵] با انجام آزمایشی، تاثیر جریان ضربانی بر دو استوانه را به عنوان شبیه‌سازی اولیه‌ای از ریه‌ی مصنوعی برای سه آرایش متفاوت متوالی، نامرتب و مجانب بررسی کردند. بر اساس نتایج این پژوهش، آرایش فیبرها بر تبادل گاز تاثیرگذار است. همچنین، جریان ضربانی، به دلیل تشکیل گردابه، مناسب‌تر از جریان پایا است. لازم به ذکر است که در آزمایش‌های این پژوهش‌گران، از آب به جای خون استفاده شده و در مدل‌سازی نیز خواص آب به کار برده شده است. به عبارت دیگر، در این پژوهش ماهیت غیرنیوتنی خون بررسی نشده است.

در مدل‌سازی دسته فیبرها، می‌توان دو نوع مدل همگن<sup>۱</sup> و ناهمگن<sup>۲</sup> را برای محیط متخلخل در نظر گرفت. برخی از پژوهش‌گران [۶،۷،۱۴،۱۵]، رویکرد اول را اتخاذ کرده، دسته فیبرها را به صورت محیط همگن متخلخل مدل‌سازی کرده و جریان عبوری از دسته فیبرها را با استفاده از دینامیک چندقای، به صورت عددی بررسی کرده‌اند. در این حالت، خواص جریان به صورت حجمی میانگین‌گیری شده و سرعت سطحی سیال یا جریان بینابینی با دبی حجمی، سطح مقطع، نفوذپذیری و تخلخل برآورد می‌شود. نتایج نشان می‌دهد که این مدل‌ها توانسته‌اند الگوی کلی جریان و برخی از خواص آن در عبور از غشای دسته‌ها را ارائه دهند. همچنین، ثابت شده است که چنین مدل‌هایی به خوبی می‌توانند عمل‌کرد کلی دستگاه را در شرایط نسبی مدل‌سازی کنند. با این وجود، مدل‌های همگن، در پیش‌بینی جزئیات جریان محلی درون فیبرها، خصوصا توزیع جریان و تنش برشی محلی، ناتوان هستند.

در مقابل، برخی دیگر از پژوهش‌گران [۸،۱۶،۱۷،۱۸]، از مدل‌های ناهمگن و یا به اصطلاح، مدل‌های در مقیاس میکرو، استفاده کرده‌اند. این نوع مدل‌سازی به دو دسته تقسیم می‌شود:

۱- جریان خون و انتقال جرم حول تک‌فیبر

۲- جریان بینابینی و انتقال جرم میان آرایه‌ای از فیبرها [۸] در این راستا، مظاهری و احمدی [۱۷]، یک اکسیژن‌اتور دوبعدی با آرایش قطری از ۳۳۰۰ فیبر توخالی را به صورت عددی تحلیل کردند. بر اساس مطالعه‌ی این گروه، جریان بین دسته فیبر، غیریک‌نواخت بوده که با فرض یک‌نواختی جریان درون محیط متخلخل در تضاد است. آن‌ها همچنین، به این

آمارها نشان می‌دهد که بیماری‌های ریوی، دلیل مرگ و میر بیش از سه میلیون نفر در سال است [۱]. به طور معمول، برای جبران بخشی از ناکارآمدی سیستم تنفسی، از فشار مثبت استفاده می‌شود. با این وجود، مطالعات انجام گرفته روی این روش نشان می‌دهد که به دلیل فشار بالای مسیرهای هوایی و تمرکز بیش از حد اکسیژن، این روش کمک‌تنفسی خود می‌تواند موجب تشدید بیماری و یا حتی از کارافتادگی چندین عضو بدن شود. بنابراین، با هدف حذف این گونه عوارض جانبی، فناوری ریه‌ی مصنوعی توسعه داده شده و از سال ۱۹۷۰ میلادی به صورت بالینی مورد استفاده قرار گرفته است [۲].

نتایج آزمایش‌ها روی چند بیمار نشان می‌دهد که ریه‌ی مصنوعی عمل‌کرد مطلوبی داشته است [۳،۴]. در ریه‌ی مصنوعی، بطن راست، به جای پمپ مکانیکی، وظیفه‌ی پمپاژ خون به دستگاه را بر عهده دارد که این موضوع، مستلزم قابل حمل بودن ریه‌ی مصنوعی می‌باشد. همچنین، به دلیل حذف پمپ مکانیکی، از ایجاد تنش‌های برشی بالا و در نتیجه آسیب سلول‌های خونی جلوگیری می‌شود [۵]. تبادل گاز در ریه‌های مصنوعی، یک فرایند نفوذ بین خون و اکسیژن است که معمولا از طریق غشای فیبرهای توخالی اتفاق می‌افتد. در این نوع دستگاه‌ها، جریان خون از فضای خارجی هزاران فیبر توخالی عبور می‌کند، در حالی که اکسیژن درون فیبرها در جریان است [۶،۷]. با وجود آن‌که تا به حال بیماران زیادی از مزایای ریه‌ی مصنوعی بهره برده‌اند، اما هنوز مشکلات و مسائل بسیاری در ارتباط با این دستگاه‌ها وجود دارد. برای مثال، می‌توان به آسیب‌هایی چون همولیز، لخته‌زایی و ... به عنوان عوامل محدودکننده‌ی عمل‌کرد دستگاه اشاره کرد [۸]. به طور کلی، طراحی بهینه‌ی ریه‌ی مصنوعی، به مصالحه میان پارامترهای مختلفی چون بازده تبادل گاز، امپدانس سیستم در مقایسه با ریه‌ی طبیعی و زیست‌سازگاری آن نیاز دارد. در طول سال‌ها، محققان تاثیر عوامل مختلف، مانند تاثیر نوع جریان [۵،۹،۱۰،۱۱،۱۲]، چیدمان فیبرها [۵،۸،۱۲]، هندسه‌ی محفظه‌ی دستگاه [۱۳] و نحوه‌ی اتصال ریه‌ی مصنوعی با ریه‌ی طبیعی [۱۳] را بررسی کرده‌اند.

برخی از پژوهش‌های محاسباتی انجام شده در مورد تاثیر ضربانی و گذرا بودن جریان عبوری بر ساختار جریان و انتقال جرم پیرامون استوانه‌های دایروی، برای رینولدز بین ۱-۱۰، نشان می‌دهد که تغییر آرایش فیبرها و تغییر فرکانس ضربان

<sup>۱</sup> Homogeneous

<sup>۲</sup> Heterogeneous

نتایج مدل‌سازی نشان داد که بیش‌ترین تمرکز نیتريت و کم‌ترین جدایش لخته، روی فیبرهای پوشش داده شده است. فلاوم و هم‌کارانش [۲۲]، با هدف توسعه‌ی ریه‌ی مصنوعی خون‌سازگار، روی غشای دستگاه اکسیژن‌رسانی، غشائی خارج‌کالبدی<sup>۴</sup> را به صورت یک لایه‌ی سلول اندوتلیال ایجاد کردند. غشای دستگاه از جنس پلی‌متیل‌پنتن<sup>۵</sup> با دی‌اکسید تیتانیوم پوش داده شد. این پوشش توانست تنش برشی فیزیولوژیکی را تحمل کرده و در مناطقی که لایه خراب شده است، قابلیت خوددرمانی از خود نشان دهد.

هم‌چنین، برخی از محققان اثر نوسان دسته فیبرها را روی بازده تبادل گاز بررسی کرده‌اند. کیم و هم‌کارانش [۲۳]، اثر نوسان فیبرهای پلی‌پروپیلینی<sup>۶</sup>، با قطر داخلی ۳۸۰ میکرومتر و قطر خارجی ۵۰ میکرومتر را روی تبادل گاز درون دستگاه کمک‌تنفسی درون‌عروقی بررسی کردند. نتایج این بررسی نشان داد که نرخ تبادل گاز ناشی از نوسان فیبرها، تا حدود ۶۰٪ در خون و حدود ۱۰۰٪ در آب، افزایش داشته است. در سال ۲۰۱۸، اریزاندو و هم‌کارانش [۲۴]، در یک مطالعه‌ی تجربی، با اشاره به این موضوع که نتایج مطالعات گذشته قابل تعمیم به دستگاه‌های امروزی نیستند، اثر نوسانات فیبرهای درون ریه‌ی مصنوعی را که ابعاد آن برای استفاده‌ی اطفال مناسب است، روی تبادل گاز و همولیز بررسی کردند. هم‌چنین، آن‌ها از یک مدل پارامتر توزیع‌شده<sup>۷</sup> برای پیش‌بینی نتایج استفاده کردند. مقدار افزایش بازده تبادل گاز که به طول ضربه، فرکانس و پارامترهای فیزیکی سیستم وابسته است، با روند پیش‌بینی شده توسط این مدل مطابقت داشت. نتایج این مطالعه بر افزایش ۴۰ درصدی بازده تبادل گاز، بدون افزایش همولیز، دلالت دارد.

بنابراین، در جمع‌بندی پژوهش‌هایی که تا کنون انجام گرفته است، می‌توان گفت که برخی از پژوهش‌گران [۵،۹،۱۰،۱۱]، [۱۲،۱۸]، در مدل‌های دوبعدی، تنها بازده انتقال گاز را ملاک انتخاب آرایش بهینه قرار داده‌اند و برخی دیگر مانند ژانگ و هم‌کارانش [۸] بدون مدل‌سازی این پدیده، اثر آرایش فیبرها را روی توزیع تنش برشی، در مدل‌های سه‌بعدی دسته فیبر، به عنوان ملاک بررسی آسیب به سلول خونی، مطالعه کرده‌اند. اما، طراحی ریه‌ی مصنوعی یک مساله‌ی بهینه‌سازی است که نیاز به بررسی چندجانبه و نزدیک به واقعیت دارد. بنابراین، با

نکته اشاره داشتند که فرض شبه‌یک‌نواختی مدل‌های تخلخل نیز ممکن است نتواند به درستی خواص انتقالی، مانند زمان بقا را پیش‌بینی کند. در سال ۲۰۱۳، ژانگ و هم‌کارانش [۸] سه مدل سه‌بعدی از فیبرهای توخالی ریه‌ی مصنوعی با سه آرایش مربعی، قطری و تصادفی را ایجاد کرده و تحلیل دینامیک سیالات محاسباتی<sup>۱</sup>، را در شرایط پایا و برای سه سرعت ورودی  $10/87$ ،  $5/44$ ،  $1/087$  cm/s، روی آن‌ها انجام دادند. هم‌چنین، با هدف تعیین شبه‌ترین آرایش به آرایش واقعی ریه‌های مصنوعی، نتایج را با یک هندسه‌ی سه‌بعدی دیگر که در آن ردیف‌های فرد، آرایش مربعی حدود ۱۰ درجه، و ردیف‌های زوج به همان اندازه و در جهت مخالف قرار داشت، مقایسه کردند. نتایج مطالعه‌ی این گروه نشان داد که به دلیل غیریک‌نواخت بودن جریان درون ریه‌های مصنوعی، در صورت استفاده از مدل‌های همگن برای بررسی توزیع تنش برشی، به ضرایب تصحیح نیاز است. علاوه بر این، توزیع تنش روی فیبرها بر اهمیت مدل‌سازی مساله به صورت سه‌بعدی دلالت دارد. این گروه، آرایش قطری و آرایش مربعی را حد بالا و پایین میزان تنش برشی درون ریه‌ی مصنوعی واقعی معرفی کردند. با این حال، در این مطالعه، اثر انتقال جرم بر توزیع جریان و تنش برشی در نظر گرفته نشده است.

برخی از پژوهش‌گران [۱۹،۲۰]، با در اختیار داشتن مدل‌های سه‌بعدی ریه‌های مصنوعی خاص، عمل‌کرد کلی آن‌ها را به روش عددی مورد ارزیابی قرار داده‌اند. بدیهی است که در اختیار داشتن هندسه‌ی دقیق ریه‌ی مصنوعی با هدف بهینه‌سازی آن، نقش موثری در تحلیل داشته و به عنوان برتر بودن یک مطالعه محسوب می‌شود. با این وجود، در راستای ارائه‌ی شرایط ایده‌آل، با هدف ساده‌سازی و دستیابی به نتایجی عام و قابل بسط به تمامی ریه‌های مصنوعی، غالباً شرایط و هندسه به صورت ایده‌آل مدل می‌شوند.

علاوه بر عوامل و پارامترهای مذکور، در مطالعات محققان، تاثیر عوامل و پارامترهای دیگر نیز مورد بررسی قرار گرفته است. یکی از این پارامترها، نوع پوشش‌دهی فیبرها است. صالحی‌نیک و هم‌کارانش [۲۱]، اثر پوشش‌دهی فیبرهای سیلیکونی ریه‌ی مصنوعی با هورمون رشد نانولیپوزومال<sup>۲</sup> و سدیم نیتريت<sup>۳</sup> را بر تشکیل لخته بررسی کردند. آن‌ها با استفاده از مدل‌سازی روش اجزای محدود، انتقال نیتريت درون محفظه‌ی جریان صفحه‌ی موازی را شبیه‌سازی کردند.

<sup>۴</sup> Extracorporeal Membrane Oxygenation

<sup>۵</sup> Polymethylpentene

<sup>۶</sup> Polypropylene

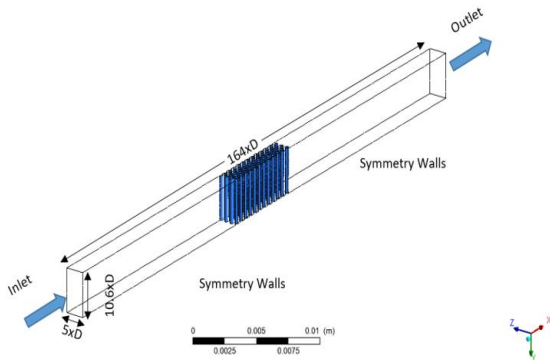
<sup>۷</sup> Lumped Parameters

<sup>۱</sup> Computational Fluid Dynamics

<sup>۲</sup> Nanoliposomal

<sup>۳</sup> Sodium Nitrite

در راستای عمودی در مدل محاسباتی ژانگ و هم‌کارانش [۸] و فواصل بین فیبرها در این راستا، قطر فیبرها  $3.04/8 \mu\text{m}$  است. مدل محاسباتی مطالعه‌ی حاضر، متشکل از ۷۲ فیبر، یک بخش ورودی و یک بخش خروجی است. برای جلوگیری از تاثیر ورودی و خروجی، دسته فیبرها در وسط دامنه‌ی مکعبی قرار گرفته است (شکل ۳).



شکل (۳) - دامنه‌ی محاسباتی مساله، آرایش قطری

## ۲-۲- معادلات حاکم و شرایط مرزی

معادلات پایستگی جرم و مومنتوم برای یک سیال تراکم‌ناپذیر، به صورت معادلات (۱) و (۲) بیان می‌شوند [۵]:

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v} = -\frac{\nabla p}{\rho} + \nu \nabla^2 \mathbf{v} \quad (2)$$

برای مدل‌سازی پدیده‌ی انتقال جرم، نسبت جرمی موضعی هر جزء، از طریق حل معادله‌ی همرفت-نفوذ برای i-امین جزء، پیش‌بینی می‌شود (معادله‌ی ۳) [۲۵]:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho Y_i) + \nabla \cdot (\rho \mathbf{v} Y_i) = -\nabla \cdot \vec{J}_i + R_i + S_i \quad (3)$$

که در آن،  $R_i$  نرخ تولید جزء i-ام توسط واکنش شیمیایی،  $S_i$  نرخ تشکیل جزء با افزوده شدن فاز پراکنده و هر منبعی که توسط کاربر تعیین شده و  $Y_i$  نسبت جرمی آن جزء است. همچنین،  $\vec{J}_i$  شار نفوذی جزء i-ام است که وابسته به نوع جریان (آرام یا معشوش) می‌باشد [۲۵].

برای جریان آرام،  $\vec{J}_i$  از رابطه‌ی (۴) به دست می‌آید:

$$\vec{J}_i = -\rho D_{im} \nabla Y_i - D_{iT} \frac{\nabla T}{T} \quad (4)$$

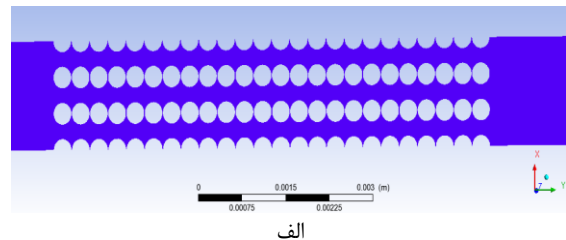
که  $D_{im}$  ضریب نفوذ جرمی برای هر جزء در مخلوط و  $D_{iT}$  ضریب نفوذ حرارتی است [۲۵].

توجه به مطالعاتی که تا به حال صورت گرفته است، در تکمیل مطالعه‌ی ژانگ و هم‌کارانش [۸] و در راستای دیدگاه نوآورانه‌ی پژوهش، توزیع جریان و تنش برشی درون مدل‌های سه‌بعدی دسته فیبرها، در شرایطی که تبادل گاز اکسیژن بین فیبرها و جریان خون غیرنیوتنی برقرار است، مورد مطالعه قرار می‌گیرد. هم‌چنین، اثر آرایش فیبرها و افزایش سرعت روی بازده تبادل گاز و افت فشار در عبور از فیبرها مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

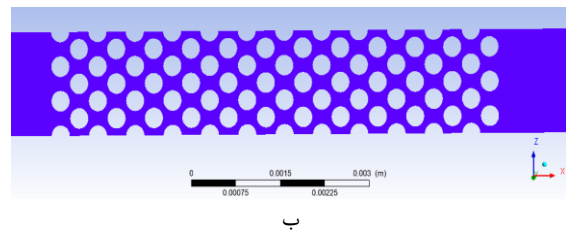
## ۲- مواد و روش‌ها

### ۲-۱- مدل هندسی

دسته فیبرهای درون ریه‌ی مصنوعی، از چندین لایه فیبرهای توخالی میکرونی تشکیل شده است. هوا/اکسیژن فشرده شده درون فیبرها و خون حول فیبرها، عمود بر سطح مقطع آن‌ها در حال جریان است. دسته فیبرها را می‌توان در مدلی غیرهمگن، به صورت استوانه‌هایی توخالی در نظر گرفت [۱۲]. در این مطالعه، دو نوع آرایش مربعی و قطری برای ۳ ردیف ۲۴ تایی از فیبرها در نظر گرفته شده است. در شکل (۱-الف) و (۱-ب) به ترتیب سطح مقطعی از آرایش مربعی و قطری، با تخلخل ۰/۵۵، نشان داده شده است.



الف

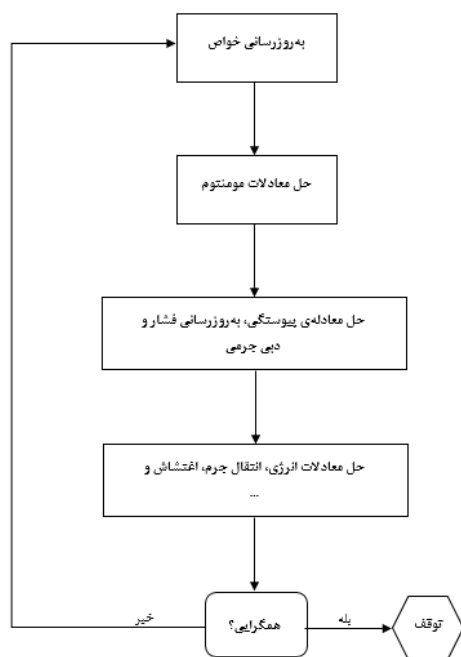


ب

شکل (۱) - آرایش فیبرها، الف-مربعی، ب-قطری

در آرایش مربعی، فاصله‌ی بین فیبرهای مجاور، در راستای عمودی،  $5.08 \mu\text{m}$  و در راستای افقی  $3.14 \mu\text{m}$  است. برای آرایش قطری، فیبرهای مجاور، در راستای عمودی، مشابه آرایش مربعی،  $5.08 \mu\text{m}$  از هم فاصله دارند. اما، فیبرهای در راستای افقی، به میزان  $2.54 \mu\text{m}$ ، در راستای عمودی، نسبت به فیبرهای مجاور، جابه‌جا شده‌اند و فاصله‌ی طولی  $3.14 \mu\text{m}$  باقی مانده است [۸]. با توجه به تعداد فیبرهای گنجانده شده

استفاده از یک شبکه‌ی محاسباتی به حجم‌های کنترلی تقسیم می‌شود. سپس، معادلات حاکم روی هر کدام از این حجم‌ها انتگرال گرفته می‌شود تا معادلات جبری هر یک از مجهولات ساخته شود. پس از این مرحله، معادلات گسسته‌شده، خطی می‌شوند و پاسخ این سیستم خطی به عنوان مقادیر جدید مجهولات در نظر گرفته می‌شود. هر کدام از معادلات حاکم به صورت ترتیبی و جدا از هم حل می‌شوند. از آنجا که این معادلات غیرخطی می‌باشند، چندین تکرار باید صورت پذیرد تا پاسخ هم‌گرا به دست آید. هر تکرار از مراحل که در شکل (۴) نشان داده شده تشکیل شده است [۲۵]:



شکل (۴) - فلوچارت حل

دامنه‌ی محاسباتی با المان‌های ترکیبی<sup>۳</sup> گسسته‌سازی شده است که نمونه‌ی شبکه‌ی ایجاد شده، روی آرایش مربعی (الف) و قطری (ب) در شکل (۵) نشان داده شده است. به منظور بررسی استقلال شبکه، برای هر دو آرایش، پارامتر تنش برشی میانگین روی فیبرها، در شرایط پایا، به عنوان معیار قرار گرفته است. نمونه‌ای از این آنالیز، در شکل (۶) دیده می‌شود. همان‌طور که مشهود است، بین نتیجه‌ی شبکه‌ی ۱۸۶۵۳۱۵ و ۲۲۳۲۶۱۹ المانی، اختلاف ناچیزی وجود دارد. بنابراین برای کاهش هزینه‌ی محاسباتی، ضمن داشتن دقت کافی، شبکه‌ی ۱۸۶۵۳۱۵ المانی انتخاب شده است.

رابطه‌ی نفوذ-همرفتی معادله‌ی (۳)، برای جریان آرام و با استفاده از معادله‌ی (۴)، به صورت رابطه‌ی (۵) تغییر می‌کند:

$$\frac{\partial c}{\partial t} + (v \cdot \nabla)c = D \nabla^2 c \quad (5)$$

در معادلات (۱) تا (۵)، بردار سرعت با نماد  $v$ ، فشار با  $p$ ، لزجت سینماتیکی با  $\mu$ ، چگالی سیال با  $\rho$ ، غلظت جرمی با  $c$  و نفوذ جرمی با  $D$  نشان داده شده است. برای ورودی، سرعت یک‌نواخت و برای خروجی، شرط مرزی فشار خروجی در نظر گرفته شده است [۸]. روی دیواره‌ی فیبرها نیز شرط عدم نفوذ و غلظت اکسیژن برابر ۱ در نظر گرفته شده است [۵]. خون به صورت یک سیال غیرنیوتنی وابسته به نرخ برش، مطابق با مدل کیسون (معادله‌ی ۶)، تعریف شده است [۸]:

$$\mu = \left( \left( \frac{\tau_0}{\varphi + 1} \right)^{1/2} + \mu_c \frac{1}{2} \right)^2 \quad (6)$$

که در آن  $\tau_0$ ، تنش تسلیم به مقدار  $0.05 \text{ Pa}$ ،  $\varphi$ ، مقدار نرخ برش و  $\mu_c$ ، لزجت کیسون است که مقدار آن برای خون انسان  $3/5 \text{ cP}$  می‌باشد [۸]. برای مدل‌سازی پدیده‌ی انتقال جرم، می‌توان خون را به صورت مخلوطی از سیال و گاز حل‌شونده مدل کرد که متناسب با نسبت حجمی خود در خواص فیزیکی، لزجت و چگالی، سهم می‌باشند [۲۶]. بنابراین، خون به صورت ماده‌ای همگن و با خواص مولکولی آب (چگالی  $1000 \text{ kg/m}^3$  و نفوذپذیری اکسیژن  $D$ ) برابر  $2/84 \times 10^{-9} \text{ m}^2/\text{s}$  در نظر گرفته شده است. [۱۲]

## ۳-۲- روش حل محاسباتی

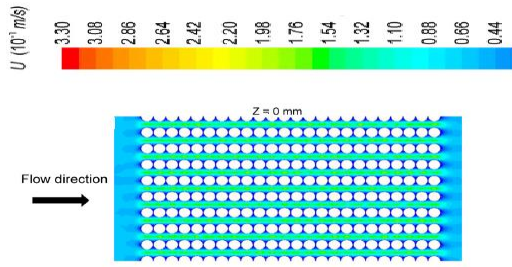
معادلات (۱)، (۲) و (۵)، توسط با تجاری انسیس-فلوئنت<sup>۱</sup> ورژن ۱۸.۲ حل شده و معادلات مومنتوم و غلظت، به روش بالادست مرتبه‌ی دوم گسسته‌سازی شده‌اند. همچنین، کوپل سرعت و فشار با استفاده از الگوریتم نیمه‌ضمنی برای معادلات مرتبط با فشار<sup>۲</sup> انجام شده است. توزیع غلظت با استفاده از مدل انتقال ذرات نرم‌افزار به دست آمده است. معیار هم‌گرایی معادلات و بیشینه‌ی تکرار، به ترتیب،  $1e-5$  و  $1000$  تعیین شده است.

نرم‌افزار فلوئنت، معادلات انتگرالی حاکم بر جرم، مومنتوم و انتقال جرم را به روش حجم-محدود حل می‌کند. این روش از چند مرحله تشکیل شده است. در مرحله‌ی اول، دامنه با

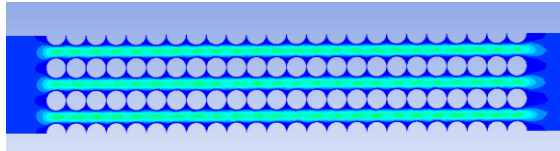
<sup>۱</sup> Ansys Fluent

<sup>۲</sup> Semi-Implicit Method for Pressure-Linked Equations (SIMPLE)

<sup>۳</sup> Hybrid Elements

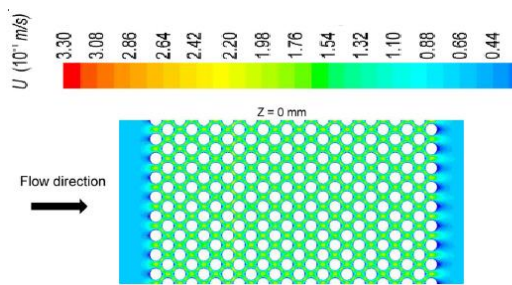


الف

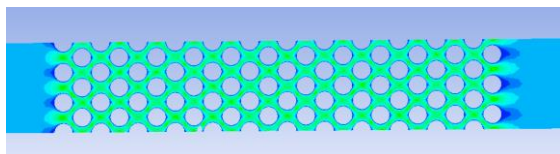


ب

شکل (۷) - توزیع جریان روی آرایش مربعی، سرعت ورودی cm/s ۵/۴۴ (الف) مطالعه‌ی ژانگ و هم‌کاران [۸]، (ب) مطالعه‌ی حاضر

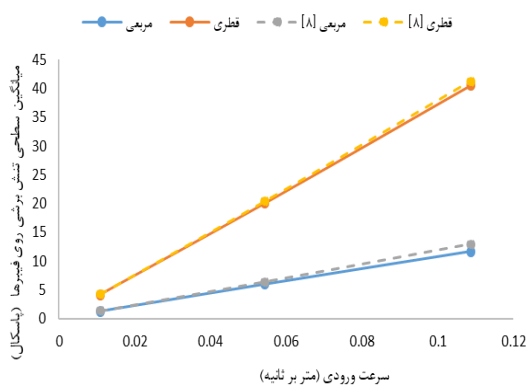


الف

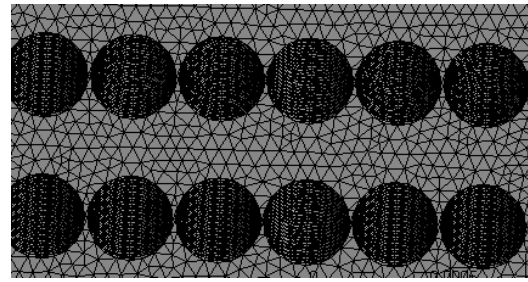


ب

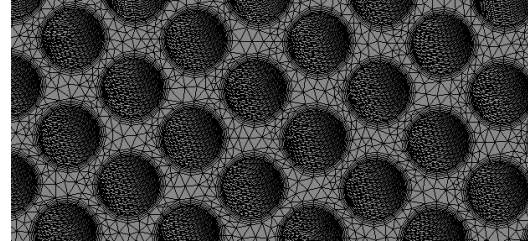
شکل (۸) - توزیع جریان روی آرایش قطری، سرعت ورودی cm/s ۵/۴۴ (الف) مطالعه‌ی ژانگ و هم‌کاران [۸]، (ب) مطالعه‌ی حاضر



شکل (۹) - مقایسه‌ی تغییرات تنش برشی میانگین نسبت به سرعت در مدل ژانگ [۸] و در مطالعه‌ی حاضر، برای هر دو آرایش مربعی و قطری

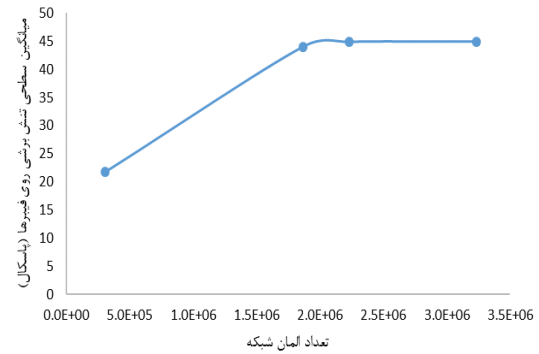


الف



ب

شکل (۵) - شبکه‌ی ایجاد شده روی فیبرها، (الف) آرایش مربعی، (ب) آرایش قطری



شکل (۶) - بررسی استقلال از شبکه برای آرایش قطری

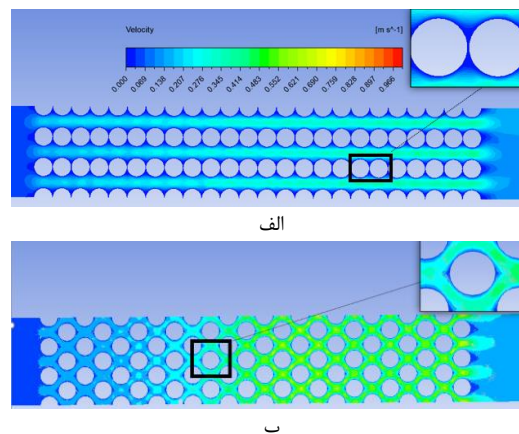
## ۲-۴- صحت‌سنجی مدل

از آن جهت که توزیع جریان در مدل ۲۱۶ فیبری ژانگ [۸]، تکرار شونده به نظر می‌رسد، به منظور کاهش هزینه‌ی محاسباتی، در مطالعه‌ی حاضر، ۳ ردیف فیبر ۲۴-تایی مورد بررسی قرار گرفته است. برای صحت‌سنجی این مدل و فرض تکرار شوندگی توزیع جریان، مطالعه‌ی ژانگ و هم‌کارانش [۸] (مدل ۲۱۶-فیبری) و مدل ۷۲-فیبر تکرار شده و نتایج با یک‌دیگر مقایسه شده‌اند (شکل‌های ۷ و ۸).

مطابق شکل‌های (۷) و (۸)، توزیع جریان بین فیبرها روند تکرار شونده دارد. با این وجود، لازم است که این موضوع از لحاظ تنش برشی نیز بررسی شود. بنابراین، برای این دو آرایش، میزان متوسط تنش برشی روی فیبرها، در هر دو مدل با یک‌دیگر مقایسه شده است (نمودار ۹). مطابق این نمودار، نتایج از تطابق خوبی برخوردار است. بنابراین، می‌توان از مدلی با فیبرهای کم‌تر در بررسی استفاده نمود.

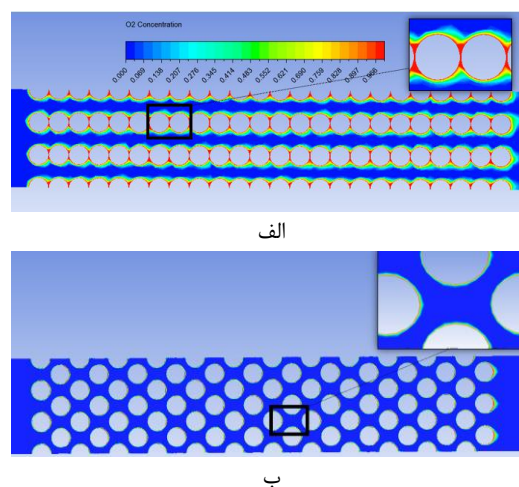
## ۳- یافته‌ها

در شکل (۱۰)، توزیع سرعت در سطح مقطعی از دامنه‌ی حل، برای آرایش مربعی (۱۰-الف) و آرایش قطری (۱۰-ب)، در حالتی که سرعت ورودی  $5/44 \text{ cm/s}$  است، نشان داده شده است. در هر دو آرایش، افزایش سرعت، از ورودی (ضلع سمت چپ) به خروجی دیده می‌شود.

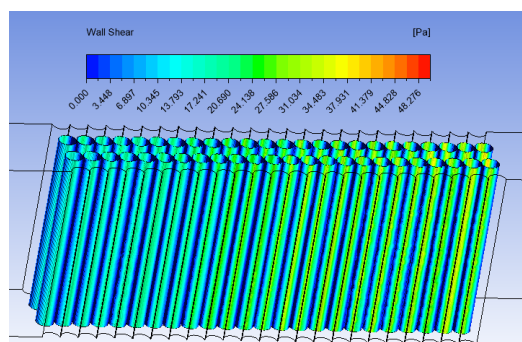


شکل (۱۰) - توزیع سرعت، برای سرعت ورودی  $5/44 \text{ cm/s}$ ، (الف) آرایش مربعی، (ب) آرایش قطری

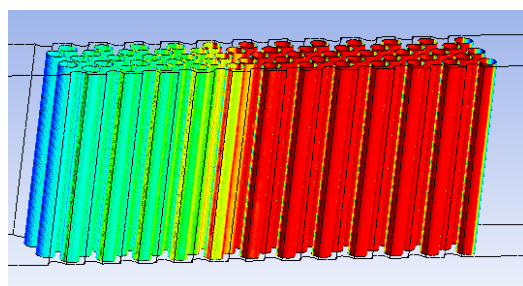
تاثیر نوع آرایش، بر غلظت اکسیژن در ترکیب آب و اکسیژن، برای سرعت ورودی  $5/44 \text{ cm/s}$  در شکل (۱۱) نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، میزان متوسط غلظت اکسیژن (متناسب با فشار جزئی آن)، در آرایش مربعی به طور قابل توجهی بیش‌تر از مقدار آن در آرایش قطری است. توزیع تنش برشی، روی دیواره‌ی فیبرها نیز در شکل (۱۲) نشان داده شده است. مشابه با توزیع سرعت، تنش برشی در آرایش قطری، نسبت به آرایش مربعی، بیش‌تر است.



شکل (۱۱) - توزیع غلظت اکسیژن، برای سرعت ورودی  $5/44 \text{ cm/s}$ ، (الف) آرایش مربعی، (ب) آرایش قطری



الف



ب

شکل (۱۲) - توزیع تنش برشی روی دیواره‌ی فیبرها، برای سرعت ورودی  $5/44 \text{ cm/s}$ ، (الف) آرایش مربعی، (ب) آرایش قطری

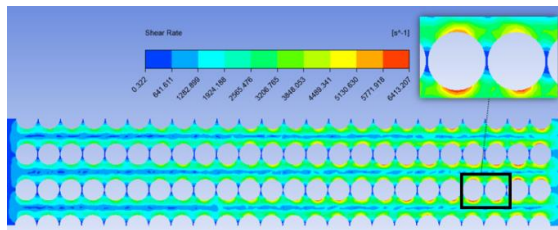
جدول (۱)، مقادیر میانگین تنش برشی سطحی و بیشینه‌ی تنش برشی را برای هر دو آرایش، به ازای ۳ مقدار سرعت ورودی نشان می‌دهد. مشهود است که تنش برشی در آرایش قطری بیش‌تر از آرایش مربعی می‌باشد. هم‌چنین، هم میانگین سطحی تنش برشی و هم بیشینه‌ی مقدار آن با افزایش سرعت افزایش می‌یابد.

تغییرات دبی جرمی اکسیژن در خروجی با تغییرات سرعت ورودی در شکل (۱۳) نشان داده شده است. همان‌طور که مشهود است، روند تغییرات دبی خلاف تغییرات غلظت است و افزایش سرعت، علاوه بر این، مجدداً دبی جرمی اکسیژن در خروجی برای آرایش قطری بیش‌تر از آرایش مربعی است.

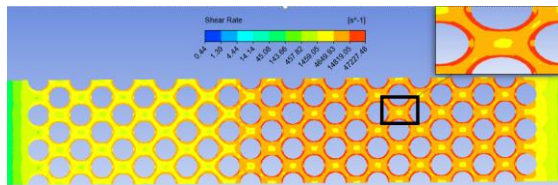
در شکل (۱۴)، تغییرات افت فشار در طول مسیر فیبرها با افزایش سرعت ورودی نمایش داده شده است. افت فشار برابر با اختلاف فشار متوسط در دو صفحه‌ی تعریف شده که یکی موازی ورودی و مماس بر فیبرهای ابتدایی و دیگری مماس بر فیبرهای انتهایی است، در نظر گرفته شده است. مشاهده می‌شود که افت فشار در هر دو آرایش، با افزایش سرعت ورودی، افزایش یافته و میزان افت در هر سرعتی، برای آرایش قطری بیش‌تر از میزان افت فشار در آرایش مربعی است.

در شکل (۱۵)، توزیع نرخ برش اطراف فیبرها، برای سرعت ورودی  $5/44 \text{ cm/s}$ ، در آرایش مربعی (۱۵-الف) و آرایش





الف



ب

شکل (۱۵) - توزیع نرخ برش در اطراف فیبرها، برای سرعت ورودی  $5/44 \text{ cm/s}$ ، (الف) آرایش مربعی، (ب) آرایش قطری

#### ۴- بحث

در مطالعه‌ی حاضر با رویکردی نوآورانه، علاوه بر بررسی اثر همودینامیک و آرایش فیبرها روی انتقال جرم بین فیبرهای سه‌بعدی ریه‌ی مصنوعی، با در نظر گرفتن ماهیت غیرنیوتنی خون، اثر این عوامل از دیدگاه زیست‌سازگاری و مقاومت دستگاه نیز مطالعه شده است.

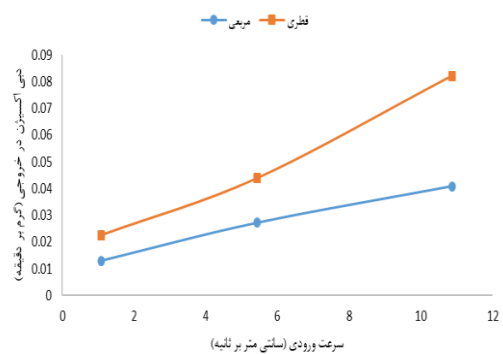
تفاوت مشهود بین توزیع جریان در دو آرایش مربعی و قطری، در شرایطی که انتقال جرم در نظر گرفته شده (شکل ۱۰)، نسبت به شرایطی که از انتقال جرم صرف نظر شده است (شکل‌های ۷ و ۸)، بر اهمیت در نظر گرفتن پدیده‌ی انتقال و تبادل گاز دلالت می‌کند. در شکل (۱۰) مشاهده می‌شود که سرعت در آرایش قطری بیش‌تر از آرایش مربعی است. این موضوع در مطالعه‌ی ژانگ و هم‌کارانش [۸] نیز دیده شده است. در نتیجه‌ی بیش‌تر بودن سرعت در این آرایش، غلظت جرمی اکسیژن کم‌تر است (شکل ۱۱) [۱۸]، چرا که سیال با سرعت بیش‌تری عبور کرده و در نتیجه‌ی آن، زمان کم‌تری برای نفوذ اکسیژن به حجم مشخصی از سیال وجود دارد.

تنش برشی روی دیواره، متناسب با سرعت سیال است [۸]. بنابراین، بیش‌تر بودن تنش برشی روی فیبرهای آرایش قطری قابل انتظار می‌باشد (شکل ۱۲). هم‌چنین، مشاهده می‌شود که بین توزیع تنش برشی روی فیبرها در حالت‌هایی که انتقال جرم انجام می‌شود یا نمی‌شود (مطالعه‌ی ژانگ [۸])، تفاوت وجود دارد. بنابراین، نمی‌توان ادعا کرد که با وجود نادیده گرفته شدن آن‌چه که در واقعیت در ریه‌های مصنوعی رخ می‌دهد (تبادل گاز)، می‌توان در مورد عمل‌کرد ریه‌ی مصنوعی از دید زیست‌سازگاری دستگاه قضاوت کرد. همولیز

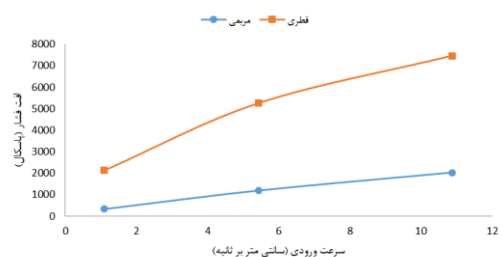
قطری (۱۵-ب) نشان داده شده است. واضح است که در هر دو آرایش، نرخ برش از ورودی به خروجی رو به افزایش است. هم‌چنین، در آرایش قطری نرخ برش بیش‌تر است، به نحوی که مطابق با جدول (۲)، میانگین سطحی نرخ برش در اطراف فیبرها، در آرایش قطری از آرایش مربعی بیش‌تر است.

**جدول (۱)** - مقادیر میانگین سطحی و بیشینه‌ی تنش برشی روی فیبرها به ازای سه سرعت ورودی برای هر دو آرایش مربعی و قطری

آرایش فیبرها	سرعت ورودی $\frac{cm}{s}$	میانگین سطحی تنش برشی روی فیبرها (Pa)	بیشینه‌ی تنش برشی روی فیبرها (Pa)
مربعی	۱/۰۸۷	۲/۹۹۶۱۳	۱۴/۰۸۶۳
	۵/۰۴۴	۱۰/۲۴۴۱۵	۴۱/۱۲۶۳
	۱۰/۸۷	۱۷/۴۵۷۷	۷۰/۸۲۷۳
قطری	۱/۰۸۷	۱۸/۶۴۲۷	۵۱/۴۴۹۸
	۵/۰۴۴	۴۴/۷۷۸۱	۱۱۱/۱
	۱۰/۸۷	۶۵/۰۲۸۴	۲۳۶/۸۵۷



شکل (۱۳) - تغییرات دبی اکسیژن در خروجی با افزایش سرعت ورودی برای هر دو آرایش مربعی و قطری



شکل (۱۴) - تغییرات افت فشار در عبور از فیبرها با افزایش سرعت ورودی برای هر دو آرایش مربعی و قطری

**جدول (۲)** - مقادیر میانگین سطحی نرخ برش اطراف فیبرها به ازای سرعت ورودی  $5/44 \text{ cm/s}$  برای هر دو آرایش مربعی و قطری

آرایش فیبرها	سرعت ورودی $\frac{cm}{s}$	میانگین سطحی نرخ برش اطراف فیبرها $\frac{1}{s}$
مربعی	۵/۰۴۴	۲۵۶۰
قطری	۵/۰۴۴	۳۳۸۹

بنا بر مطالعه‌ی شریف و هم‌کارانش [۳۱]، فعال شدن پلاکت به طور چشم‌گیری تحت تاثیر نرخ بارگذاری برشی است. به عبارت دیگر، فعال شدن و ته‌نشینی پلاکت می‌تواند بسیار بیش‌تر از شرایطی که تنش برشی ثابت است، به خون آسیب برساند. با این وجود، زیربرگ و هم‌کارانش [۱۳]، نشان داده‌اند که هر چه شرایط از نظر همودینامیکی و تبادل گاز، به شرایط پایا نزدیک‌تر باشد، عمل‌کرد ریه‌ی مصنوعی بهینه‌تر خواهد بود. از دیگر محدودیت‌های این مطالعه، در نظر نگرفتن نقش هموگلوبین خون در تبادل اکسیژن و مدل‌سازی خون به صورت ماده‌ای همگن، با خواص مولکولی مشابه آب است. در مطالعات آینده می‌توان به مدل‌سازی دقیق‌تر پدیده‌ی تبادل گاز در جریان خون ضربانی خروجی از بطن راست، و هم‌چنین در نظر گرفتن نقش هموگلوبین، و اثر پارامترهای هندسی، مانند میزان تخلخل و قطر فیبرها، بر همودینامیک و تبادل گاز پرداخت. هم‌چنین، می‌توان با استفاده از تحلیل برهم‌کنش سیال-جامد، اثر دو سویه‌ی جابه‌جایی فیبرها و نیروی جریان خون را بر پارامترهای خروجی مورد نظر مطالعه کرد.

## ۵- نتیجه‌گیری

مطالعه‌ی حاضر با هدف بررسی اثر همودینامیک جریان پایای خون عبوری از دسته‌فیبرهای درون ریه‌ی مصنوعی بر تبادل گاز بین سطح فیبرها و جریان خون انجام شده است. بدین منظور، تحلیل دینامیک سیالات محاسباتی روی هندسه‌ی سه‌بعدی دو آرایش ایده‌آل مربعی و قطری برای فیبرها انجام گرفت.

نتایج این مطالعه نشان داد که توزیع جریان و تنش برشی، در حضور تبادل گاز نسبت به شرایطی که تبادل گاز وجود ندارد و یا از آن صرف نظر شده، بسیار متفاوت است. بنابراین، برای بررسی جریان درون دسته‌فیبرهای موجود در ریه‌ی مصنوعی، باید پدیده‌ی تبادل گاز مدل شده تا نتایج قابل اتکا باشد.

با این رویکرد، نشان داده شد که در هر دو آرایش مربعی و قطری، سرعت و تنش برشی روی فیبرها با افزایش سرعت ورودی به دستگاه، افزایش می‌یابد. هم‌چنین، برای هر دو پارامتر سرعت و تنش برشی، آرایش قطری بیش‌ترین مقدار را نسبت به آرایش مربعی دارا است. به نحوی که در سرعت ورودی  $10/87 \text{ cm/s}$ ، مقدار تنش برشی برای آرایش قطری از مقدار آستانه بیش‌تر بوده که این موضوع از دیدگاه آسیب‌رسانی به سلول‌های خون، نقطه‌ی ضعف این آرایش محسوب می‌شود. از طرفی، کم بودن سرعت در آرایش مربعی

خون می‌تواند بر اثر تنش‌های برشی مکانیکی در آرایه‌ی فیبرها اتفاق افتد. در صورتی که تنش برشی از مقدار آستانه‌ی  $150 \text{ Pa}$  بیش‌تر باشد [۲۷]، می‌تواند غشای گلبول قرمز خون را شکاف دهد. علاوه بر این، چنان‌چه زمان بقای سلول در شرایط حضور تنش برشی طولانی باشد، ممکن است حتی در تنش برشی پایین نیز سلول دچار همولیز شود [۲۸]. مقادیر میانگین سطحی و بیشینه‌ی تنش برشی برای سرعت‌های  $1/087 \text{ cm/s}$  و  $5/044$ ، در هر دو آرایش، کمتر از مقدار بحرانی است و بر اساس مطالعات صورت گرفته، زمان بقای سیال در ریه‌های مصنوعی چندان زیاد نمی‌باشد و در حد چند ثانیه است [۲۹]. بنابراین، می‌توان گفت که در این سرعت‌ها، همولیز ناچیز است. اما، تنش برشی بیشینه برای آرایش قطری، با سرعت ورودی  $10/87 \text{ cm/s}$ ، حدود  $1/5$  برابر مقدار آستانه است. بنابراین، قرارگرفتن سلول خونی در معرض چنین تنشی حتی برای چند ثانیه نیز خطر همولیز را به همراه دارد. بیش‌تر بودن تنش در آرایش قطری، سلول‌های خونی را بیش‌تر معرض آسیب قرار می‌دهد. از طرفی، سرعت کم‌تر در آرایش مربعی نیز احتمال لخته‌زایی را افزایش می‌دهد [۸].

شکل (۱۳)، تغییرات دبی جرمی اکسیژن در خروجی را نسبت به تغییرات سرعت ورودی نشان می‌دهد. با وجود آن‌که غلظت جرمی اکسیژن با افزایش سرعت کاهش می‌یابد، اما به دلیل افزایش دبی جرمی ورودی، در نهایت دبی اکسیژن بیش‌تری از خروجی عبور می‌کند. بر این اساس، آرایش قطری از نظر تبادل گاز کارآمدتر بوده که این موضوع با نتایج مطالعه‌ی سایر محققان [۱۰، ۱۲] هم‌خوانی دارد. با توجه به شکل (۱۴)، افت فشار، به عنوان معیاری از مقاومت دستگاه، برای آرایش قطری بیش‌تر از آرایش مربعی است که در تطابق با پژوهش زیربرگ و هم‌کارانش [۱۳] می‌باشد.

مطابق شکل (۱۵) و جدول (۲)، مقادیر نرخ برش برای سرعت  $5/44 \text{ cm/s}$ ، که میان دو سرعت دیگر قرار دارد، در اطراف فیبرها بسیار بالاتر از  $100 \text{ s}^{-1}$  است. بنابراین، در این مساله، در نظر گرفتن خون به صورت نیوتنی نیز امکان‌پذیر است [۳۰]. با این وجود، از آن‌جا که هدف ما مقایسه‌ی نتایج این مطالعه با مطالعه‌ی ژانگ و هم‌کارانش [۸] بود، لازم بود تا در ابتدا فرضیات اولیه‌ی مساله، کاملاً شبیه یک‌دیگر باشد.

در مطالعه‌ی حاضر، جریان ورودی خون، پایا در نظر گرفته شده است، در حالی که جریان عبوری از بطن راست، یک جریان ضربانی است. به این معنا که مقدار بیشینه‌ی سرعت، فشار و تنش برشی می‌تواند چندین برابر حالت پایا باشد [۸].

- [2] J. Potakay, B. Cmolik, "In vitro evaluation and in vivo demonstration of a biomimetic, hemocompatible, microfluidic artificial lung," *Lab on a chip*, vol. 15, no. 5, pp. 1366-1375, Mar., 2015.
- [3] B.A. Zwischenberger, J.B. Clemson, "Artificial lung: progress and prototype," *Expert Rev. Med. Devices*, vol. 3, no. 4, pp. 458-497, Jul., 2006.
- [4] A. Comboni, M. Philipp, "First experience with a paracorporeal artificial lung in humans," *ASAIO J.*, vol. 55, no. 3, pp. 304-306, May-Jun., 2009.
- [5] Y.C. Lin, K.M. Khanafer, "An investigation of pulsatile flow past two cylinders as model of blood flow in an artificial lung," *Int. J. Heat Mass Transf.*, vol. 54, no. 15, pp. 3191-3200, Jul., 2011.
- [6] J. Zhang, T. Nolan, D.C. Zhang, "Characterization of membrane blood oxygenation devices using computational fluid dynamics," *J. Memb. Sci.*, vol. 288, no. 1, pp. 268-279, Feb., 2007.
- [7] J. Zhang, M. Taskin, A. Zhang, "Computational design and in vitro characterization of an integrated Maglev pump oxygenator," *Artif. Organs*, vol. 33, no. 10, pp. 805-817, Jul., 2009.
- [8] J. Zhang, M. Taskin, A. Zhang, "Computational study of the blood flow in three types of 3D hollow fiber membrane bundles," *J. Biomech. Eng.*, vol. 135, no. 12, Dec., 2013.
- [9] K.Y. Chan, H. Fujioka, "Pulsatile flow and mass transport over an array of cylinders: gas transfer in a cardiac-driven artificial lung," *J. Biomech. Eng.*, vol. 128, no. 1, pp. 85-96, Feb., 2006.
- [10] K.Y. Chan, H. Fujioka, "Pulsatile blood flow and gas exchange across a cylindrical fiber array," *J. Biomech. Eng.*, vol. 129, no. 5, pp. 676-687, Oct., 2006.
- [11] J.R. Zierenberg, H. Fujioka, "Pulsatile flow and mass transport past a circular cylinder," *Physics of fluids*, vol. 18, no. 1, pp. 102-117, Jan., 2006.
- [12] J.R. Zierenberg, H. Fujioka, "Oxygen and carbon dioxide transport in time-dependent blood flow past fiber rectangular array," *J. Biomech. Eng.*, vol. 130, no. 3, Jun., 2008.
- [13] R.E. Schewe, K.M. Khanafer, "Thoracic artificial lung impedance studies using computational fluid dynamics and in vitro models," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 40, no. 3, pp. 628-636, Mar., 2012.
- [14] M.J. Gartner, J. Wilhelm, K.L. Farbrizio, "Modeling flow effects on thrombotic deposition in a membrane oxygenator," *Artif. Organs*, vol. 24, no. 1, pp. 29-36, Jan., 2000.
- [15] K.L. Gage, M.J. Gartner, "Predicting membrane oxygenator pressure drop using computational fluid dynamics," *Artif. Organs*, vol. 26, no. 7, pp. 600-607, Jul., 2002.
- [16] P. W. Dierickx, D.S. Wachter, F. De Somer, "Mass transfer characteristics of artificial lungs," *ASAIO J.*, vol. 47, no. 6, pp. 628-633, Nov., 2001.
- [17] A. R. Mazaheri, G. Ahmadi, "Uniformity of the fluid flow velocities within hollow fiber

نیز ممکن است موجب لخته شدن خون گردد. از دیدگاه تبادل گاز، نتایج نشان می دهد که دبی جرمی خروجی اکسیژن در آرایش قطری بیش تر از آرایش مربعی است که بر بالاتر بودن بازده تبادل گاز اکسیژن با خون عبوری از فیبرها، در آرایش قطری دلالت دارد.

یکی دیگر از معیارهای ارزیابی عمل کرد ریه ی مصنوعی، امپدانس آن در مقایسه با ریه ی طبیعی است، به طوری که کمینه بودن امپدانس مطلوب می باشد. بنابراین، با رویکرد مقایسه ای و برای جریان ورودی یکسان، افت فشار در عبور از فیبرها، می تواند ملاکی برای امپدانس باشد. مطابق با نتایج شبیه سازی، افت فشار در آرایش قطری بیش تر از آرایش مربعی بوده که از دیدگاه امپدانس نامطلوب است.

با توجه به نتایج به دست آمده از این پژوهش، به مصالحه میان معیارهای عمل کرد دستگاه نیاز داریم. به نحوی که با وجود آن که آرایش قطری از دیدگاه تبادل گاز که کاربرد ریه ی مصنوعی است، کارآمدتر است و دبی جرمی اکسیژن خروجی، برای سرعت  $10/87$  cm/s، حدود ۴ برابر مقدار آن در آرایش مربعی است، اما از دیدگاه امپدانس سیستم و تنش برشی، در این سرعت، در مقایسه با آرایش مربعی، نامناسب است. البته، لازم است برای مقایسه ی امپدانس سیستم با ریه ی طبیعی، ضربانی بودن جریان ورودی به دستگاه در نظر گرفته شده و مقادیر امپدانس برای هارمونی های مختلف، معیار تصمیم گیری باشد. همچنین، با توجه به آن که، معمولاً سرعت ورودی جریان به دستگاه، کم تر از  $10$  cm/s است و در این بازه ی سرعت، مشاهده شد که بیشینه ی تنش برشی از مقدار آستانه فراتر نمی رود، می توان آرایش قطری را با وجود بیش تر بودن تنش برشی نسبت به آرایش مربعی، به دلیل برتری آن از لحاظ تبادل اکسیژن، برای طراحی ریه ی مصنوعی مناسب تر دانست.

شبیه سازی انجام شده در این تحقیق، می تواند به عنوان نقطه ی شروع مناسبی برای طراحی بهینه ی ریه ی مصنوعی محسوب شود. به طور کلی این گونه شبیه سازی ها، نقش موثری در پیش بینی نتایج آزمایش های کلینیکی، پیش از صرف زمان و هزینه ی قابل توجه، ایفا می کنند و موجب بهینه شدن طراحی آزمایش ها می شوند.

## ۶- مراجع

- [1] J. Potakay, "The promise of microfluidic artificial lungs," *Lab on a chip*, vol. 14, no. 21, pp. 4122-4138, Nov., 2014.

- [25] FLUENT, "User's guide (release 18.2)," Species Transport Equations", ANSYS Inc, 2017.
- [26] K.L. Gage, "Development of computational mass and momentum transfer models for extracorporeal hollow fiber membrane oxygenators," University of Pittsburg, 2007.
- [27] L. B. Leverett, J. D. Hellums, C. P. Alfrey, E. C. Lynch, "Red blood cell damage by shear stress," *Biophys J.*, vol. 12, no. 3, pp. 257-273, Mar., 1972.
- [28] M. Giersiepen, L.J. Wurzinger, R. Optiz, H. Reul, "Estimation of shear stress-related blood damage in heart valve prostheses--in vitro comparison of 25 aortic valves," *Int. J. Artif Organs.*, vol. 13, no. 5, May, 1990.
- [29] K.H. Fraser, T. Zhang, M.E. Taskin, "A quantitative comparison of mechanical blood damage parameters in rotary ventricular assist devices: shear stress, exposure time and hemolysis index," *J. Biomech. Eng.*, vol. 134, no. 8, Aug., 2012.
- [30] S.A. Berger, L.D. Jou, "Flows in stenotic vessels," *Annu. Rev. Fluid Mech.*, vol. 32, no. 1, pp. 347-382, Jan., 2000.
- [31] J. Sheriff, J.S. Soares, M. Xenos, J. Jestly, "Evaluation of shear-induced platelet activation models under constant and dynamic shear stress loading conditions relevant to devices," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 41, no. 6, pp. 1279-1296, Jun., 2013.
- membranes of blood oxygenation devices," *Artif. Organs*, vol. 30, no. 1, pp. 10-15, Jan., 2006.
- [18] M.E. Taskin, K.H. Fraser, T. Zhang, "Micro-scale Modeling of Flow and Oxygen Transfer in Hollow Fiber Membrane Bundle," *J. Memb. Sci.*, vol. 362, no. 1-2, pp. 172-183, Oct., 2010.
- [19] U.P. Fernando, A.J. Tompson, J. Potkay, "A Membrane Lung Design Based on Circular Blood Flow Paths," *ASAIO J.*, vol. 63, no. 5, pp. 637-643, Oct., 2017.
- [20] C. D'Onofrio, R. van Loon, S. Rolland, R. Johnston, "Three-dimensional computational model of a blood oxygenator reconstructed from micro-CT scans," *Med. Eng. Phys.*, vol. 47, pp. 190-197, Sep., 2017.
- [21] N. Salehi-Nik, G. Amoabediny, S.P. Banikarimi, B. Pouran, "Nanoliposomal growth hormone and sodium nitrite release from silicone fibers reduces thrombus formation under flow," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 44, no. 8, pp. 2417-2430, Aug., 2016.
- [22] M. Pflaum, M. Kuhn-Kauffeldt, S. Schmeckeber, D. Dipersa, "Endothelialization and characterization of titanium dioxide-coated gas-exchange membranes for application in the bioartificial lung," *Acta Biomater.*, pp. 510-521, Mar., 2017.
- [23] G.B. Kim, S.J. Kim, C.U. Hong, T.K. Kwon, "Enhancement of oxygen transfer in hollow fiber membrane by the vibration method," *Korean J Chem Eng.*, vol. 22, no. 4, pp. 521-527, Jul., 2005.
- [24] R.A. Orizondo, G. Gino, G. Sultzbach, T.K. Kwon, "Effects of hollow fiber membrane oscillation on an artificial lung," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 46, no. 5, May, 2018.