Amirkabir Journal of Mechanical Engineering

Amirkabir J. Mech. Eng., 53(11) (2022) 1361-1364
DOI: 10.22060/mej.2021.19498.7040

Computational Fluid Dynamics Analysis of Effects of Housing Expansion Angle, Stroke Volume and Path Length of the Fiber Bundles on Function of the Artificial Lung

Z. Mollahoseini, B. Vahidi*

Faculty of New Sciences and Technologies, University of Tehran, Tehran, Iran

ABSTRACT: An artificial lung can help patients waiting in line for a lung transplant or for heart bypass surgery as a respiratory aid. In this study, the incompressible and pulsatile Newtonian blood flow within a complete artificial lung model was investigated including inlet manifold, porous homogeneous medium, and outlet manifold. In this scale, the effect of variation of the expansion angle (15, 45, and 90 degrees), the stroke volume, the path length of the fibers on the artificial lung impedance was studied using computational fluid dynamics. The governing equations are discretized for a numerical solution by the finite volume method. Also, the turbulence model was selected by measuring the system impedance. In addition to the impedance, the shear stress distribution on the housing walls was investigated. The results showed that reducing the expansion angle, reducing the stroke volume, and increasing the path length of the fibers will reduce the impedance of the system. The 45-degree model has been chosen as the appropriate model. Because not only its impedance is low, but also areas with low speed flow, which can lead to clot formation, are less than the 15-degree model. In order to have lower clot formation, it is better to have the artificial lung with the natural one in series..

Review History:

Received: Jan. 13, 2021
Revised: Jul. 17, 2021
Accepted: Jul. 18, 2021
Available Online: Aug. 10, 2021

Keywords:

Shear stress
Pulsatile flow
Oxygen exchange
Stroke volume
System impedance.

1- Introduction

More than 235 million people in the world suffer from lung diseases [1]. The mortality rate from Acute Respiratory Distress Syndrome (ARDS) is 64% [2]. Several research groups have been developing a Total Artificial Lung (TAL) to treat chronic respiratory failure [3]. The right ventricle can pump blood to a low-resistance TAL. In this case, the need for a mechanical pump is eliminated in TALs [4].

In the present study, after examining a microscopic model of the artificial lung [5] and to continue the research of Schewe [6], designs of an artificial lung system were done with a macroscopic view. In these designs, according to the Reynolds number at the inlet of the device, the flow is turbulent at the inlet and outlet of the chamber, which causes vortex and thus increases the system impedance. The innovation of this research in comparison with previous researches is presented as follows: In the present analysis, by measuring the impedance of the system, the turbulence model was selected. In addition to the system impedance, shear stress on the walls is also a criterion for evaluating geometry to ensure that blood cells are not damaged. In this analysis, the impedance change was studied with parameters such as the length of the fiber bundle path and the stroke volume.

2- Methodology

The effect of the expansion angle on the blood flow through the TAL has been investigated for three values of Θ equal to 15, 45, and 90°. Three geometric models for the three angles were created as shown in Fig. 1 using SOLIDWORKS software and the numerical solution was performed by Ansys software. In these models, blood flows through the inlet, enters the inlet manifold, passes through the fiber bundle located in the middle of the device, then goes to the outlet manifold and exits the outlet of the device. Inlet/outlet diameter, height, and width of each TAL model are 0.016 m, 0.103 m, and 0.102 m, respectively. Fiber bundle length, path length (the distance that blood flow passes through the fiber bundle), frontal area (cross-section perpendicular to the bloodstream passing through the fiber bundle), and length of the inlet and outlet manifolds are 0.127 m, 0.038, and 0.016 0 square meters and 0.051 meters, respectively, for all models. Since the inlet/outlet diameter and the geometry of the chamber are constant, the length of the expansion/contraction section increases with decreasing Θ [6].

Transient and incompressible blood flow passes through TAL models. In this study, according to a previous similar study [6], blood was assumed to be Newtonian fluid. Also,

*Corresponding author's email: : bahman.vahidi@ut.ac.ir

Copyrights for this article are retained by the author(s) with publishing rights granted to Amirkabir University Press. The content of this article is subject to the terms and conditions of the Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY-NC 4.0) License. For more information, please visit https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.

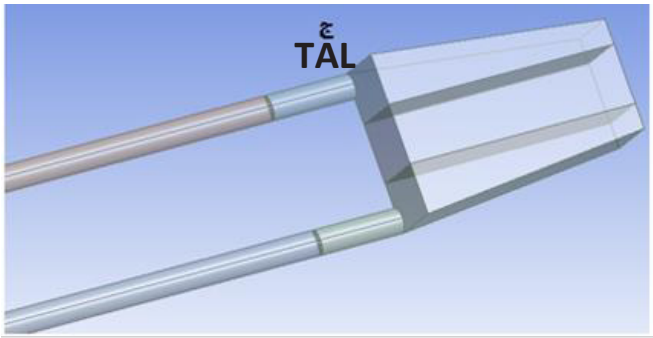


Fig. 1. TAL model.

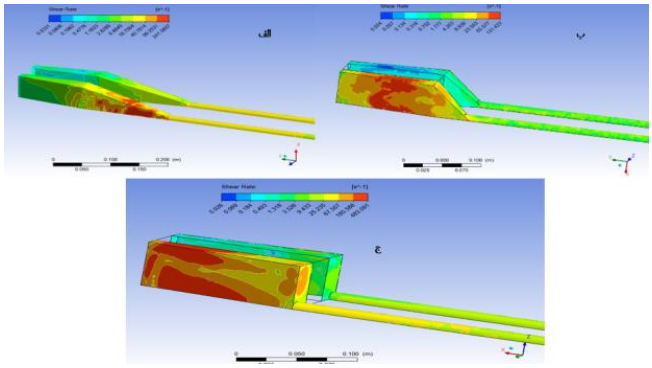


Fig. 2. Shear stress distribution for the 15° model (Left), 45° model (Right), and 90° model (Down) at the end of diastole.

for the inlet and outlet part, a turbulent flow with model k-ω is considered. The average Reynolds number for volumetric flow rates of 2, 4, and 6 l/min are 920, 1800, and 2760, respectively. The maximum Reynolds for these volumetric flow rates is 3000, 6100, and 9200, respectively. Blood viscosity and density in this section were considered 0.003 Pa and 1040 kg/m3, respectively [6]. A homogeneous model has been used to model the environment occupied by the fibers. Thus, the whole area of the fiber bundles is modeled as a porous periphery, with porosity of 0.75, the permeability of 2.81 e-9 m2, and viscosity and fluid density of 0.003 Pa.s and 1040 kg/m3, respectively. The amount of permeability (k) was obtained using the Darcy relation and compatible artificial lung information [7] (Eq. (1)):

$$k = \frac{Q\mu L}{\Delta p} \tag{1}$$

where Q is the volumetric flow rate, μ is the viscosity of the fluid, L is the path length of the fibers, and Δp is the pressure drop that occurs along the fibers. The motion of the flow outside the porous medium is governed by the equations of continuity and momentum.

On all three-dimensional models of artificial lungs, the condition of symmetry is applied to reduce the computational cost. Therefore, on the plane of symmetry, the velocity perpendicular to it is zero. Since there is no second-order derivative in the momentum equations used to model the porous medium, the effects of viscosity are negligible and the slip condition can be considered for the walls of the porous medium. However, the non-slip condition was used on the entrance and exit walls of the models' compartments. Time-dependent velocity profiles are applied to the inlet and constant pressure of 10 mmHg is applied to the outlet to simulate the left artery pressure conditions [6]. For this analysis, the governing equations are discretized for the numerical solution by finite volume method. Mesh sensitivity analysis is also investigated based on the average value of inlet pressure. The fine mesh with 370191 cells is selected for the 45-degree model.

3- Results and Discussion

The shear stress distributions for the three geometries with angles of 15, 45, and 90 degrees were analyzed for the three times of systole start, end, and diastole end. According to these results, as time passes, the stress areas of the models move towards the distal end of the inlet section. At the end of diastole, the maximum values of stress in the models defined with 45 and 90 degrees, occurred at the distal end. However, the 15-degree model still has the maximum magnitudes of stress at the proximal end. Shear rates in the three models were also analyzed at the three systolic start and end and diastolic end times. It can be reported that the shear rate is higher in the inlet section. At the beginning of the systole, in all three models, the highest shear rate is seen in the developed inlet area. Over time, for all three models, areas with maximum magnitudes of the shear rate move toward the end of the system at the inlet. For the 15-degree model, this happens more slowly. As at the end of diastole, this area is still at the proximal end of the inlet portion (Fig. 2). Also, the shear stress distribution on the chamber walls was investigated in all three models to ensure that the shear stress on the chamber walls did not exceed the extent that it could damage blood cells (150 Pa) [8]. The results showed that this does not happen in any of the models.

4- Conclusions

In this study, three total artificial lung models were created with three expansion angles of 15, 45, and 90 degrees. In the present analysis, the porous medium was modeled as a homogeneous environment. Although the results of this analysis are highly consistent with the experimental results, the shear stress within the fibers may be such that it causes hemolysis of blood cells. Considering the homogeneity of the porous medium prevents the study of the flow between the fibers. But this requires high computational time and cost. In addition, accurate geometry of the artificial lung should be available for more realistic results. Also, according to the results (average mean shear rate, for different expansion angles at the beginning of systole, end, and end of diastole), the Newtonian fluid assumption is acceptable for both 15 and 90-degree models. Suggestions can be made in relation to

the restrictions. First, if there is an accurate geometry of the artificial lung with a certain number of fibers and specified distances between them and it is possible to model it, it is better to examine the pulsatile flow inside the fibers. Or the inlet and outlet conditions of the fiber bundles should be obtained over time, assuming a homogeneous model, and then they could be applied as the boundary conditions of the fiber bundles. Thus, the analysis will be multiscale. Also, for the 45° model and any model with a low shear rate, non-Newtonian blood flow should be tested.

References

[1] J.A. Potkay, The promise of microfluidic artificial lungs, Lab on a Chip, 14(21) (2014) 4122-4138.

[2] D.J. Skoog, J.R. Pohlmann, D.S. Demos, C.N. Scipione, A. Iyengar, R.E. Schewe, A.B. Suhaib, K.L. Koch, K.E. Cook, Fourteen day in vivo testing of a compliant thoracic artificial lung (cTAL), ASAIO journal (American Society for Artificial Internal Organs: 1992), 63(5) (2017) 644.

[3] V. Charoenkul, F. Giron, E. Peirce 2nd, Respiratory support with a paracorporeal membrane oxygenator, Journal of Surgical Research, 14(5) (1973) 393-399.

[4] Y.-c. Lin, K.M. Khanafer, R.H. Bartlett, R.B. Hirschl, J.L. Bull, An investigation of pulsatile flow past two cylinders as a model of blood flow in an artificial lung, International journal of heat and mass transfer, 54(15-16) (2011) 3191-3200.

[5] B.V. Zahra Mollahoseini, Numerical Investigation of Oxygen Transfer and Blood Flow over Arrays of 3D Fibers of Artificial Lung, IRANIAN JOURNAL OF BIOMEDICAL ENGINEERING, 12(2) (2018) 125-136.

[6] R.E. Schewe, Thoracic artificial lung design, University of Michigan, 2012.

[7] F. Boschetti, C.E. Perlman, K.E. Cook, L.F. Mockros, Hemodynamic effects of attachment modes and device design of a thoracic artificial lung, Asaio Journal, 46(1) (2000) 42-48.

[8] L. Leverett, J. Hellums, C. Alfrey, E. Lynch, Red blood cell damage by shear stress, Biophysical journal, 12(3) (1972) 257-273.

HOW TO CITE THIS ARTICLE

Z. Mollahoseini, B. Vahidi , Computational Fluid Dynamics Analysis of Effects of Housing Expansion Angle, Stroke Volume and Path Length of the Fiber Bundles on Function of the Artificial Lung, Amirkabir J. Mech. Eng., 53(11) (2022) 1361-1364.

DOI: 10.22060/mej.2021.19498.7040

This page intentionally left blank

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر، دوره ۵۳، شماره ۱۱، سال ۱۴۰۰، صفحات ۵۳۸۹ تا ۵۴۰۸
DOI: 10.22060/mej.2021.19498.7040

تحلیل دینامیک سیالات محاسباتی اثر زاویه انبساط محفظه، حجم ضربه و طول مسیر دسته فیبر بر عملکرد ریه مصنوعی

زهرا ملاحسینی، بهمن وحیدی*

دانشکده علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

خلاصه: ریه مصنوعی می‌تواند برای بیماران در صف انتظار پیوند ریه و یا برای جراحی‌های بای‌پس قلبی، به‌عنوان دستگاه کمک تنفسی به بیماران یاری رساند. در این مطالعه، جریان تراکم ناپذیر و ضربانی خون نیوتنی درون مدل کامل ریه مصنوعی، شامل منیفولد ورودی، محیط همگن متخلخل و منیفولد خروجی بررسی شد. اثر تغییر زاویه انبساط (۱۵، ۴۵ و ۹۰ درجه)، حجم ضربه و طول مسیر فیبرها بر روی امپدانس ریه مصنوعی با استفاده از تحلیل دینامیک سیالات محاسباتی مطالعه شد. معادلات حاکم برای حل عددی به روش حجم محدود گسسته‌سازی شدند. همچنین با معیار قرار دادن امپدانس سیستم، مدل اغتشاش انتخاب شد. علاوه بر امپدانس، توزیع تنش برشی روی جداره محفظه‌ی دستگاه بررسی شد. نتایج نشان داد که کاهش زاویه انبساط، کاهش حجم ضربه و افزایش طول مسیر فیبرها موجب کاهش امپدانس سیستم می‌شود. مدل ۴۵ درجه به‌عنوان مدل مناسب انتخاب شد؛ چراکه علاوه بر امپدانس پایین، نواحی سکون و یا کم سرعت که می‌تواند موجب لخته زایی شود، در این مدل کمتر از مدل ۱۵ درجه است. برای کاهش احتمال لخته زایی، بهتر است که ریه مصنوعی در توالی ریه طبیعی قرار گیرد.

تاریخچه داوری:
دریافت: ۱۳۹۹/۱۰/۲۴
بازنگری: ۱۴۰۰/۰۴/۲۶
پذیرش: ۱۴۰۰/۰۴/۲۷
ارائه آنلاین: ۱۴۰۰/۰۵/۱۹

کلمات کلیدی:
تنش برشی
جریان ضربانی
تبادل اکسیژن
حجم ضربه
امپدانس سیستم.

۱- مقدمه

بیش از ۲۳۵ میلیون نفر از مردم جهان، از بیماری‌های ریوی رنج می‌برند [۱]. نرخ مرگ و میر ناشی از سندرم زجر تنفسی حاد[1] ۶۴ درصد است [۲]. چندین گروه تحقیقاتی، برای درمان نارسایی‌های مزمن تنفسی، در حال توسعه ریه مصنوعی کامل[2] بوده‌اند [۸-۳]. درحالی‌که توسعه ریه‌های مصنوعی کامل قابل ایمپلنت و قرارگیری آن‌ها در قفسه سینه و یا حفره‌های شکمی هدف نهایی است، آزمایشات و کاشت‌های ابتدایی ریه مصنوعی کامل به‌صورت مجاور کالبدی است [۹]. بطن راست می‌تواند خون را به‌سمت یک ریه مصنوعی کامل با مقاومت کم پمپاژ کند. در این‌صورت در ریه مصنوعی کامل نیاز به پمپ مکانیکی حذف می‌شود [۱۰].

در طول سال‌ها، محققان تأثیر پایا و ضربانی بودن جریان بر روی عملکرد اکسیژناتور (ریه مصنوعی) را از لحاظ کیفیت تبادل گاز بررسی کرده‌اند [۱۵-۱۱]. این فرض که ضربانی بودن جریان، تبادل گاز را در اکسیژناتور غشائی بهبود می‌بخشد، زمینه اصلی این تحقیقات می‌باشد. لین و همکاران [۱۱]، جریان ضربانی حول یک سیلندر را به‌عنوان مدلی از جریان خون حول فیبرهای ریه مصنوعی، آزمایش کردند. در این آزمایش، به‌جای خون از آب استفاده شد و برای ایجاد جریان ضربانی از محرک‌های خطی بهره گرفته شد. همچنین میدان سرعت حول سیلندر با روش پی‌آی‌وی[3] اندازه‌گیری شد. در این آزمایش، الگوی جریان ضربانی حول استوانه درون تونل آب در عدد رینولدز ۱، ۳ و ۵ و بازه عدد استوکس ۰/۱۸ تا ۰/۳۷ سنجیده شد. نتایج نشان داد که پشت استوانه گردابه‌هایی در شرایط عدد استوکس بالا تشکیل شد. این در حالی است که در جریان پایا به‌ازای این مقادیر عدد رینولدز، گرداب‌های وجود نداشت. تشکیل این گردابه‌ها، جریان برای سطح پشتی استوانه را تأمین می‌کند که این موضوع موجب افزایش انتقال جرم می‌گردد. بوچتی و همکاران [۱۵] به‌صورت تجربی، تبادل گاز را در یک اکسیژناتور تجاری، تحت شرایط برون تنی[4] برای هر دو جریان

1 Acute respiratory distress syndrome (ARDS)

2 Total artificial lung (TAL)

3 Particle Image Velocimetry

4 in vitro

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: bahman.vahidi@ut.ac.ir

حقوق مؤلفین به نویسندگان و حقوق ناشر به انتشارات دانشگاه امیرکبیر داده شده است. این مقاله تحت لیسانس آفرینندگی مردمی (Creative Commons License) در دسترس شما قرار گرفته است. برای جزئیات این لیسانس، از آدرس https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode دیدن فرمائید.

پایا و ضربانی مطالعه و کاهش انتقال متوسط اکسیژن (تقریباً ٪۱۰) را برای جریان ضربانی نسبت به جریان پایا گزارش کردند. همچنین آنها [۱۵] بازده تبادل گاز یک اکسیژناتور فیبر توخالی تجاری را بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که جریان ضربانی شرایط سازگارتری را فراهم می‌کند که این موجب بیشتر شدن بازده تبادل گاز این حالت نسبت به جریان پایا به‌میزان تقریبی ٪ ۶ می‌شود. تفاوت نتایج این دو گروه ممکن است به‌دلیل تفاوت اکسیژناتور مورد استفاده، شرایط عملیاتی/کنترلی متفاوت و یا سطوح خطای متفاوت مرتبط با اندازه‌گیری تبادل گاز باشد. زیرنبرگ و همکاران [۱۳] تأثیر جریان گذرا را بر انتقال اکسیژن از فیبرهای توخالی به‌صورت تجربی و محاسباتی بررسی کردند. علاوه بر این، افت فشار متوسط جریان و کار مورد نیاز قلب برای هدایت جریان به‌سمت فیبرها با روش‌های محاسباتی مطالعه شد. مطالعات آزمایشگاهی ایشان انتقال اکسیژن عبوری از دسته فیبرها را برای جریان پایا، ضربانی میرا شده و نیز جریان بطن راست سنجید. آن‌ها برای بهینه‌سازی پارامترهای همودینامیکی پیشنهاد دادند که جریان نزدیک شرایط پایا نگه داشته و تا حد کافی جریان خروجی بطن راست میرا شود. لین و همکاران [۱۰] با روش عددی، جریان حول آرایه‌ای از استوانه‌ها را برای دو چیدمان متفاوت، برای سیال نیوتنی با پروفیل سرعت وابسته به زمان بررسی کردند. در آن مطالعه این نتیجه حاصل شد که ضربانی بودن جریان تبادل گاز را بهبود می‌بخشد؛ به‌خصوص زمانی که فرکانس بزرگ باشد، اثر آن بیشتر مشهود است.

بیشتر بودن امپدانس ریه‌های مصنوعی نسبت به ریه طبیعی منجر به همودینامیک ریوی غیرطبیعی می‌شود [۸]. کوک و همکاران [۱۶] بر روی خواص همودینامیکی و تبادل گاز در یک ریه مصنوعی سازگار مطالعاتی انجام دادند .آن‌ها به این نتیجه رسیدند که بخش عمده امپدانس دستگاه از امپدانس مازاد ورودی/خروجی نشات می‌گیرد. بر این اساس این نظریه مطرح شد که انبساط و انقباض ناگهانی در نواحی ورودی و خروجی موجب چرخش جریان می‌شود که این به‌نوبه خود امپدانس دستگاه را افزایش می‌دهد. اگر این مساله صحیح باشد، انبساط و انقباض تدریجی در ورودی و خروجی می‌تواند الگوی جریان را بهبود بخشد و امپدانس را کاهش دهد. در همین راستا، شیو [۸] تأثیر هندسه متفاوت ورودی و خروجی بر امپدانس دستگاه و الگوی جریان را بررسی کرد. برای زاویه انبساط مشخص، الگوی جریان و امپدانس به‌ازای دبی حجمی خون و ضربان قلب متفاوت به‌دست آمده است. در انتها نیز برای اعتبارسنجی نتایج محاسباتی، مدل‌های فیزیکی ساخته و در شرایط برون‌تنی تست شد. در پژوهش دیگری [۲]، در آزمایشات درون‌تنی[1] و برون تنی به‌مدت ۱۴ روز عملکرد ریه مصنوعی ساخته شده با زاویه انبساط ۴۵ درجه بر روی ۵ گوسفند آزمایش شد. ریه مصنوعی بدون هیچ‌گونه پوشش‌دهی ضد لخته، حداقل تشکیل لخته را داشت. قمر و همکاران [۱۷]، با استفاده از روش عددی، جریان حول تک فیبر در حال نوسان را بررسی کردند. بنا بر فرضیه نویسندگان این پژوهش، فرآیند تبادل گاز توسط میدان گردابه‌ای پشت فیبر کنترل می‌شود. نتایج نشان می‌دهد که هر چه‌قدر دامنه سرعت نوسانات و فرکانس‌ها بالا باشد، تشکیل گردابه بیشتر می‌شود که این امر می‌تواند باعث افزایش تبادل گاز شود. همچنین، در پژوهش‌های اخیر، بر روی خون‌سازگاری ریه مصنوعی مطالعاتی انجام شده است [۲۱-۱۸].

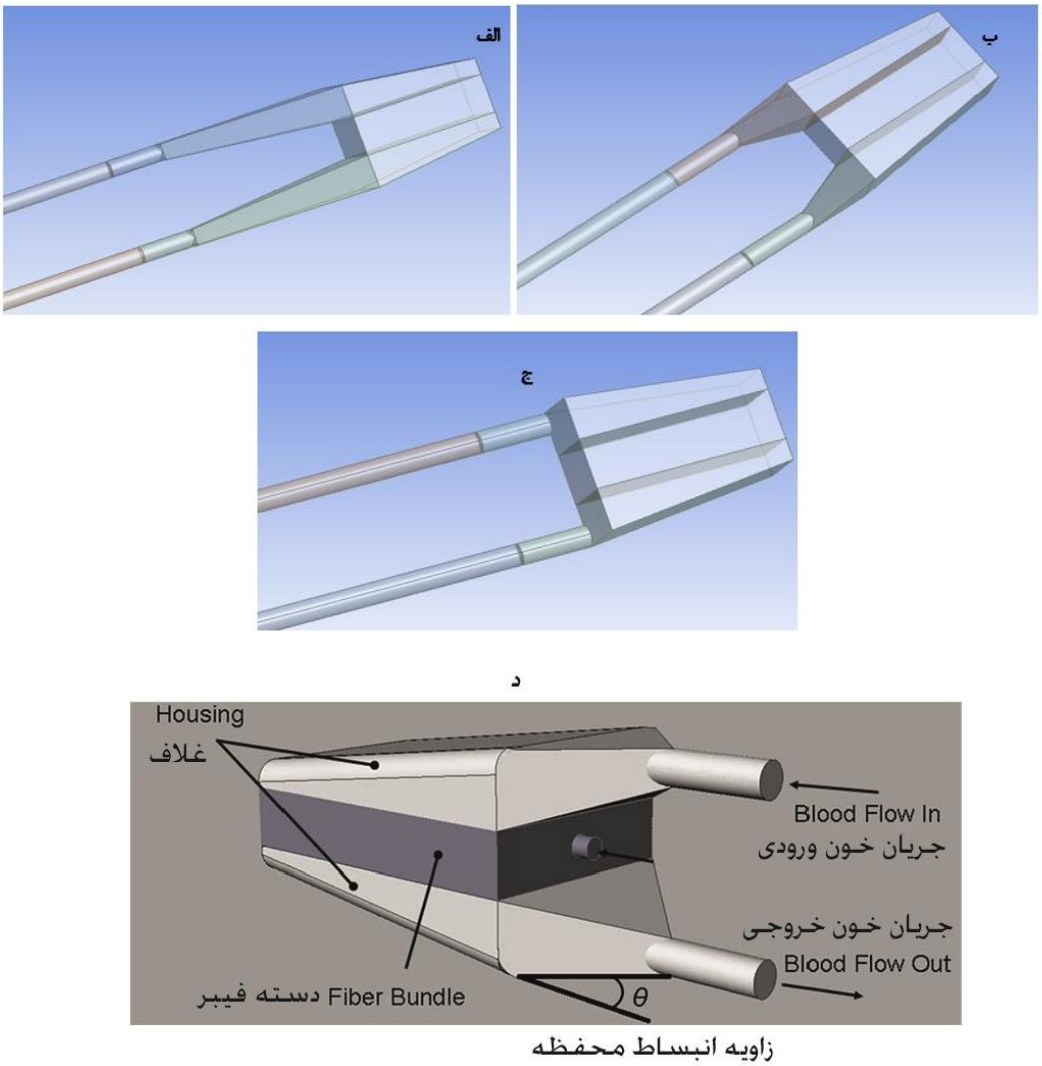
در مطالعه حاضر، نویسندگان پس از بررسی مدلی میکروسکوپیک از ریه مصنوعی [۲۲] و در ادامه پژوهش شیو [۸] با نگاه ماکروسکوپیک به طراحی یک سیستم ریه مصنوعی پرداخته می‌شود. در این طراحی‌ها در ورودی و خروجی محفظه، با توجه به رینولدز جریان ورودی به دستگاه، جریان مغشوش است که موجب ایجاد گردابه و درنتیجه افزایش امپدانس سیستم می‌شود. نوآوری این پژوهش در قیاس با پژوهش‌های پیشین به این صورت مطرح می‌شود: در تحلیل حاضر، با معیار قرار دادن امپدانس سیستم، مدل اغتشاش انتخاب شده است. ضمن آن‌که علاوه بر امپدانس سیستم، تنش برشی روی دیواره‌ها نیز ملاک ارزیابی هندسه قرار گرفته است تا از عدم آسیب‌رسانی به سلول‌های خونی اطمینان حاصل شود. همچنین، تأثیر تغییر طول مسیر فیبرها نیز بر روی امپدانس سیستم بررسی می‌شود. به‌عبارت دیگر، در این تحلیل، تغییر امپدانس با پارامترهایی چون طول مسیر دسته فیبر و حجم ضربه مطالعه می‌شود.

۲- مواد و روش‌ها

۲- ۱- هندسه

اثر زاویه انبساط بر روی جریان خون گذرنده از ریه مصنوعی کامل برای سه مقدار Θ معادل ۱۵، ۴۵ و ۹۰ درجه بررسی شده است. سه مدل هندسی برای سه زاویه مطابق با شکل ۱ با استفاده از نرم‌افزار طراحی سالیدورکس[2] ایجاد شد و حل عددی توسط نرم‌افزار انسیس[3] انجام گرفته است. در این مدل‌ها، جریان خون از ورودی عبور می‌کند، وارد منیفولد ورودی می‌شود، از دسته فیبر که در وسط دستگاه جانمایی شده است، می‌گذرد. سپس به‌سمت

1 in vivo
2 ² SOLIDWORKS
3 Ansys



شکل ۱. مدل‌های ریه مصنوعی کامل؛ الف-۱۵ درجه، ب-٤٥ درجه، ج-۹۰ درجه، د-شمانیک ریه مصنوعی نشان دهنده ورودی و خروجی جریان خون، محل قرار گرفتن دسته فیبر و زاویه انبساط محفظه.

Fig. 1. TAL models; A) 15-degree model, B) 45-degree model, C) 90-degree model, D) shamanics of the artificial lung representing the inlet and outlet of blood flow, the location of the fiber bundle and the angle of expansion of the chamber.

منیفولد خروجی رفته و از خروجی دستگاه خارج می‌شود. قطر ورودی/خروجی، ارتفاع و پهنای هر یک از مدل‌های ریه مصنوعی کامل، به‌ترتیب، ۰/۰۱۶ متر، ۰/۱۰۳ متر و ۰/۱۰۲ متر است. طول دسته فیبر، طول مسیر[1] (فاصله‌ای که جریان خون از دسته فیبر می‌گذرد)، مساحت قدامی[2] (سطح مقطع عمود بر جریان خون گذرنده از دسته فیبر) و طول منیفولدهای ورودی و خروجی، به‌ترتیب، ۰/۱۲۷ متر، ۰/۰۳۸ و ۰/۰۱۶ مترمربع و ۰/۰۵۱ متر برای تمامی مدل‌ها است. از آنجایی که قطر ورودی/خروجی و هندسه محفظه ثابت است، طول بخش انبساط/انقباض با کاهش Θ افزایش پیدا می‌کند [۸].

۲- ۲- معادلات حاکم و شرایط مرزی

جریان گذرا و غیرقابل تراکم خون از مدل‌های ریه مصنوعی کامل می‌گذرد. در این پژوهش با توجه به مطالعه مشابه پیشین [۸] خون به‌عنوان سیال نیوتنی فرض شد. همچنین، برای بخش ورودی و خروجی، جریان مغشوش با مدل k-ω، در نظر گرفته شده است. رینولدز متوسط برای دبی

1 [1] Path length
2 [2] Frontal area

حجمی جریان ۲، ۴ و ۶ لیتر بر دقیقه، به‌ترتیب، ۹۲۰، ۱۸۰۰ و ۲۷۶۰ است. بیشینه رینولدز نیز برای این دبی‌های حجمی، به‌ترتیب، ۳۰۰۰، ۶۱۰۰ و ۹۲۰۰ است. لزجت و چگالی خون در این بخش، به‌ترتیب، ۰/۰۰۳ Pa.s و ۱۰۴۰ kg/ m^3 در نظر گرفته شد [۸]. برای مدل‌سازی محیطی که فیبرها اشغال می‌کنند، از مدل همگن استفاده شده است. بدین ترتیب که کل ناحیه دسته فیبرها به‌صورت محیطی متخلخل، با تخلخل ۰/۷۵، نفوذپذیری m^2 ۲/۸۱ e-۹ و با لزجت و چگالی سیال به‌ترتیب ۰/۰۰۳ Pa.s و ۱۰۴۰ kg/ m^3 مدل شده است. مقدار نفوذپذیری (k)، با استفاده از رابطه دارسی و اطلاعات ریه مصنوعی سازگار [۲۳] به‌دست آمد (رابطه (۱)):

$$k = \frac{Q\mu L}{\Delta p} \tag{۱}$$

که در آن، Q دبی حجمی جریان خون، μ لزجت سیال، L طول مسیر فیبرها و Δp افت فشاری است که در طول فیبرها رخ می‌دهد. بر حرکت جریان خارج از محیط متخلخل، معادلات پیوستگی و مومنتوم حاکم است. در میانگین‌گیری رینولدز، متغیرهای حل در معادلات ناویر–استوکس لحظه‌ای[1] به اجزای میانگین و نوسانی تجزیه می‌شوند. برای مولّفه‌های سرعت [۲۴]:

$$u_i = \overline{u_i} + u_i' \tag{۲}$$

که در این رابطه، $\overline{u_i}$ و u_i' به‌ترتیب، مولّفه‌های سرعت متوسط و نوسانی (i=۱و۲و۳) می‌باشند. همچنین برای فشار و دیگر مقادیر اسکالر [۲۴]:

$$\phi = \overline{\phi} + \phi' \tag{۳}$$

که در این رابطه ϕ نشان دهنده یک کمّیت اسکالر مانند فشار، انرژی یا غلظت گونه‌هاست. با جایگزینی عبارت‌ها به این فرم برای متغیرهای جریان در معادلات لحظه‌ای پیوستگی و اندازه حرکت و با گرفتن متوسط زمانی به معادلات اندازه حرکت میانگین می‌رسیم. این معادلات در فرم تانسوری کارتزینی به‌صورت زیر نوشته می‌شود [۲۴]:

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \tag{۴}$$

$$\frac{\partial u_i}{\partial t} + \frac{\partial u_i u_j}{\partial x_j} = -\frac{\partial p}{\rho \partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j}\left[\vartheta\left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} - \frac{2}{3}\delta_{ij}\frac{\partial u_l}{\partial x_l}\right)\right] + \frac{\partial}{\partial x_j}\left(-\overline{u_i' u_j'}\right) \tag{۵}$$

معادلات (۳) و (۴) به معادلات ناویراستوکس رینولدز–میانگین[2] موسوم می‌باشند. در معادلات فوق، p فشار، ϑ لزجت سینماتیکی سیال، ρ چگالی سیال و δ_{ij} دلتای کرونکر می‌باشند.

در مدل استاندارد k-ω، انرژی جنبشی توربولانس[3] k و نرخ اتلاف ویژه، ω از معادلات انتقال زیر به‌دست می‌آیند [۲۴]:

$$\frac{\partial k}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_i}(k u_i) = \frac{\partial}{\rho \partial x_j}\left(\tau_k \frac{\partial k}{\partial x_j}\right) + G_k - Y_k + S_k \tag{۶}$$

$$\frac{\partial \omega}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_i}(\omega u_i) = \frac{\partial}{\rho \partial x_j}\left(\tau_w \frac{\partial \omega}{\partial x_j}\right) + G_\omega - Y_\omega + S_\omega \tag{۷}$$

در این معادلات، G_k نشان دهنده تولید انرژی جنبشی مغشوش در اثر گرادیان‌های سرعت متوسط می‌باشد. G_w نشان دهنده تولید ω است. τ_k و τ_w به‌ترتیب نشان دهنده نفوذ موثّر k و ω می‌باشند. Y_k و Y_w نشان دهنده اتلاف k و ω در اثر اغتشاش است. شیوه محاسبه عبارات فوق در زیر اشاره می‌شود. S_k و S_w عبارت‌های منبع تعریف شده توسط کاربر[4] می‌باشند که این عبارات در این مطالعه منظور نشده است.

نفوذ مؤثر برای مدل k-ω به‌صورت زیر می‌باشد [۲۴]:

1 instantaneous

2 Reynolds-averaged Navier-Stokes

3 turbulence kinetic energy

4 user-defined source terms

$$\tau_k = \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \quad (۸)$$

$$\tau_\omega = \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\omega} \quad (۹)$$

که در این رابطه، σ_k و σ_ω به‌ترتیب اعداد پرانتل مغشوش برای k و ω می‌باشند. لزجت مغشوش μ_t با ترکیب k و ω به‌صورت زیر به‌دست می‌آید [۲۴]:

$$\mu_t = \alpha^* \frac{\rho k}{\omega} \quad (۱۰)$$

ضریب α^* لزجت مغشوش را میرا می‌کند و باعث نوعی اصلاح برای عدد رینولدز پایین می‌شود. این ضریب به‌صورت زیر مطرح می‌شود [۲۴]:

$$\alpha^* = \alpha_\infty^* \left(\frac{\alpha_0^* + Re_t / R_k}{1 + Re_t / R_k} \right) \quad (۱۱)$$

که در آن

$$Re_t = \frac{\rho k}{\mu \omega}$$
$$R_k = 6, \alpha_0^* = \beta_i / 3, \beta_i = 0.072 \quad (۱۲)$$

بر روی تمام مدل‌های سه‌بعدی ریه مصنوعی، شرط تقارن اعمال شده است تا هزینه محاسباتی کاهش پیدا کند. بنابراین، روی صفحه تقارن، سرعت عمود بر آن صفر است. از آن‌جاکه در معادلات مومنتومی که برای مدل‌سازی محیط متخلخل استفاده شده است، هیچ مشتق مرتبه دویی وجود ندارد، اثرات لزجت قابل صرف‌نظر می‌باشند و می‌توان شرط لغزش برای دیواره‌های محیط متخلخل در نظر گرفت. این در حالی است که روی دیواره‌های ورودی و خروجی محفظه مدل‌ها، شرط عدم لغزش استفاده شد. پروفیل سرعت وابسته به زمان بر روی صفحه ورودی و فشار ثابت ۱۰ mmHg بر روی صفحه خروجی اعمال شده است تا شرایط فشار شریان چپ را شبیه‌سازی کند [۸].

موج جریان ورودی، Q_i، براساس خروجی بطن راست، با ضریب ضربان[1] ۳/۷۵، مدل شده است. ضریب ضربان بر اساس نسبت اختلاف بیشینه دبی حجمی و کمینه آن بر میانگین دبی حجمی تعریف می‌شود. دبی حجمی ورودی دستگاه، مطابق با رابطه (۱۳) است [۸]:

$$Q_i = \begin{cases} AV_s e^{-3t} \sin\left(\frac{\pi t}{t_{es}}\right) & 0 < t < t_{es} + 0/02 \\ Q_i \left(1 - t + t_{es} + 0/02\right)\left(1 - \frac{t - t_{es} - 0/02}{0/02}\right) & t_{es} + 0/02 < t < t_{es} + 0/04 \\ 0 & t_{es} + 0/02 < t < t_{ed} \end{cases} \quad (۱۳)$$

که در آن V_s، حجم ضربه، t_{es}، زمان انتهایی سیتول و t_{ed}، زمان انتهایی دیاستول، به‌ترتیب، براساس روابط (۱۴)، (۱۵) و (۱۶) تعریف می‌شوند [۸]:

$$V_s = \frac{Q}{HR} \quad (۱۴)$$

$$t_{es} = 0/43 - \left(1/8 \times 10^{-3}\right) HR + \left(4/44 \times 10^{-6}\right) HR^2 \quad (۱۵)$$

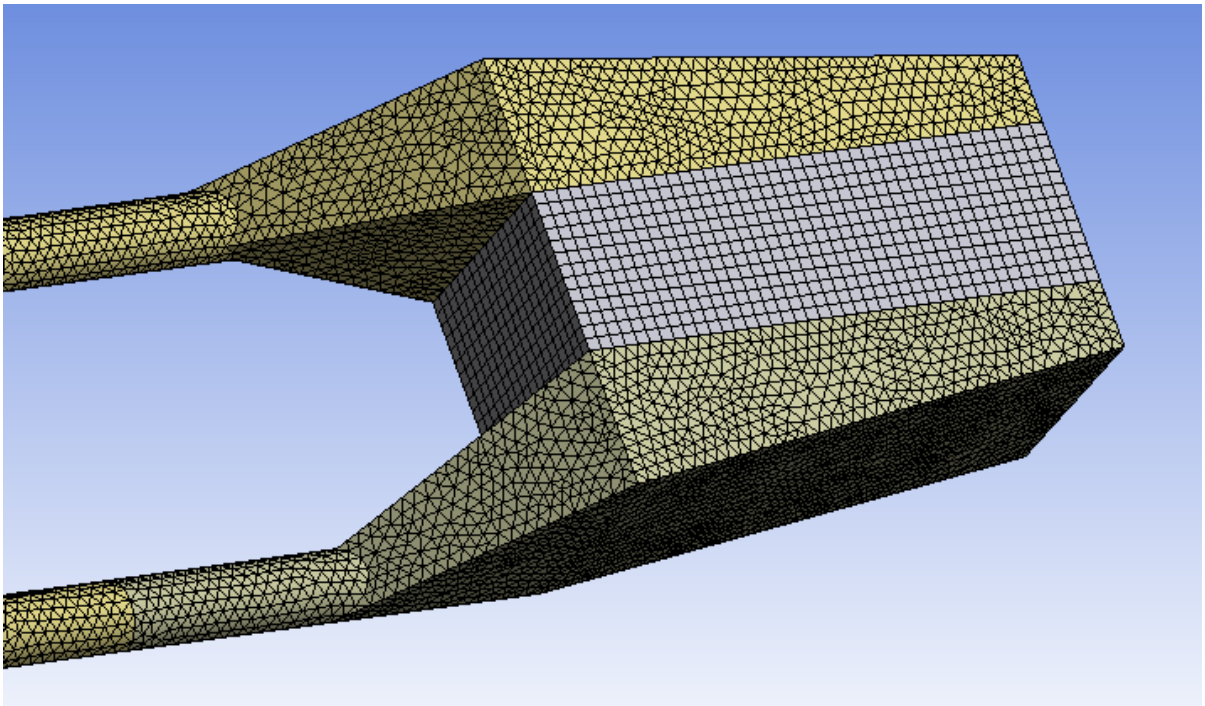
$$t_{ed} = \frac{60}{HR} \quad (۱۶)$$

همچنین، A ضریب مقیاسی است که برای تطبیق جریان با برون ده قلبی[2] تعریف شده است. زمان برگشت خون[3] نیز ۰/۰۴ ثانیه فرض شده است [۸].

۲- ۳- آنالیز داده‌ها برای ارزیابی امپدانس سیستم

برای به‌دست آوردن امپدانس سیستم، فشار ورودی و خروجی یک سیکل، در هر گام زمانی استخراج شده است. می‌توان فشار و جریان ورودی را با استفاده از تبدیل فوریه، به‌صورت سری از سینوس‌ها در فرکانس‌های هارمونیک تبدیل کرد. برای فشار و جریان ضربانی سری فوریه به‌صورت روابط (۱۷) و (۱۸) خواهد بود [۸]:

1 Pulsatility
2 Cardiac output (CO)
3 Regurgitation



شکل ۲. شبکه ایجاد شده در مدل ٤٥ درجه

Fig. 2. Generated mesh in the 45-degree model.

$$P(t)=P_0+\sum_{n=1}^{N}P_n\sin(\omega_n t+\varphi_n) \quad (۱۷)$$

$$Q(t)=Q_0+\sum_{n=1}^{N}Q_n\sin(\omega_n t+\varphi_n) \quad (۱۸)$$

که در آن P_0 و Q_0، به‌ترتیب، مقادیر میانگین فشار و جریان، P_n و Q_n مقادیر فشار و جریان هارمونی nام، ω_n فرکانس هارمونی nام، t زمان، φ_n اختلاف فاز در nامین هارمونی هستند. مدول امپدانس، در nامین هارمونی، Z_n، نسبت دامنه‌های فشار و جریان در یک هارمونی یکسان است (رابطه (۱۹)) [۸]:

$$Z_n=\frac{(P_i-P_o)_n}{Q_n} \quad (۱۹)$$

که در این رابطه، P_i و P_o مقادیر فشار ورودی و خروجی دستگاه هستند. برای ارزیابی امپدانس دستگاه، مقدار امپدانس در هارمونی صفرم محاسبه شده است.

۲- ۴- روش حل محاسباتی

برای این تحلیل، معادلات حاکم برای حل عددی به روش حجم محدود گسسته‌سازی شده‌اند. الگوریتم حل سیمپل[1] و تمامی گسسته‌سازی‌ها از دقت مرتبه دو است. همچنین معیار همگرایی معادلات و بیشینه تکرار، به‌ترتیب، e-۵ ۱ و ۱۰۰۰ تعیین شده است. برای نمونه، شبکه‌بندی مدل ۴۵ درجه در شکل ۲ نشان داده شده است.

تحلیل استقلال حل از شبکه نیز مطابق با جدول ۱ براساس مقدار متوسط فشار ورودی بررسی شده است. همان‌طور که مشهود است، تفاوت چندانی بین مقدار این پارامتر در حل با شبکه ریز (۳۷۰۱۹۱ سلول) و ریزتر (۷۲۲۱۹۳ سلول) وجود ندارد. به‌همین دلیل، شبکه ریز با ۳۷۰۱۹۱ سلول،

1 SIMPLE

جدول ۱. بررسی استقلال حل از شبکه محاسباتی.

Table 1. Analysis of independency of solution from the mesh size.

تعداد سلول محاسباتی	۷۱۱۱۷	۱۰۳۵۸۴	۱۶۲۰۹۸	۲۶۷۱۹۶	۳۷۰۱۹۱	۷۲۲۱۹۳
متوسط فشار ورودی (Pa)	۴۱۵۴/۸	۴۰۶۸/۳	۴۰۲۸/۱	۴۰۲۲/۵	۴۰۱۹/۷	۴۰۱۷/۲
خطای نسبی (درصد)	-	۲/۱	۱	۰/۱	۰/۰۷	۰/۰۶

جدول ۲. مقایسه ریه مصنوعی با زاویه ٤٥ درجه و دبی حجمی ورودی l/min٤ برای مدل‌های توربولانس k-ε تحقق پذیر و k-ω استاندارد با نتایج آزمایشگاهی [۸].

Table 2. Comparison of Z0 in the artificial lung with 45 degree angle and inlet volumetric flow of 4 l/min for turbulence models of k-ε realizable and k-ω Standard with experimental results [8].

تست in-vitro [۸]	$Z_{\cdot,k-\varepsilon}$	$Z_{\cdot,k-\omega}$
۰/۶۹	۰/۶۳۵	۰/۷۲۳

برای مدل ۴۵ درجه انتخاب شده است تا ضمن حل با دقت بالا، هزینه محاسباتی نیز مناسب باشد.

۳- نتایج و بحث

حل برای سه سیکل متوالی با گام زمانی ۰/۰۰۵ ثانیه انجام گرفته است. نتایج سیکل سوم به‌عنوان معیار ارزیابی انتخاب شده است. پیش از بررسی نتایج نهایی، بین مدل اغتشاش مورد استفاده در پژوهش شیو [۸]، k-ε و مدل مورد استفاده این پژوهش، مقایسه صورت گرفته است. در جدول ۲ میزان امپدانس، برای هندسه ریه مصنوعی با زاویه ۴۵ درجه، در شرایطی‌که میزان دبی حجمی متوسط ورودی $۴\frac{l}{min}$ است، برای هر دو مدل توربولانس k-ε تحقق پذیر[1] و k-ω استاندارد[2] و نتایج آزمایشگاهی [۸] نشان داده شده است.

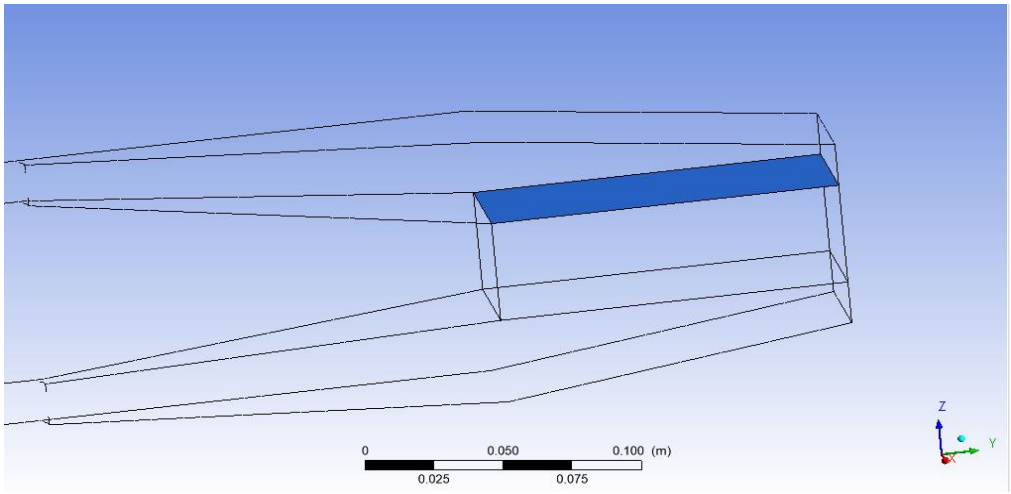
1 realizable
2 Standard

۳- ۱- توزیع سرعت درون سیستم با هندسه متفاوت

شکل‌های ۴ تا ۶ (الف: ۱۵ درجه، ب: ۴۵ درجه و ج: ۹۰ درجه)، توزیع سرعت در سطح مقطع نشان داده شده در شکل ۳ (ورودی به دسته فیبر) را برای زمان اوج سیستول، انتهای سیستول و انتهای دیاستول نشان می‌دهند. به‌منظور امکان قیاس بین سه مدل هندسی در هر زمان، بازه یکسانی از ۰ تا $۰/۱\ \frac{m}{s}$ برای سرعت تعریف شده است.

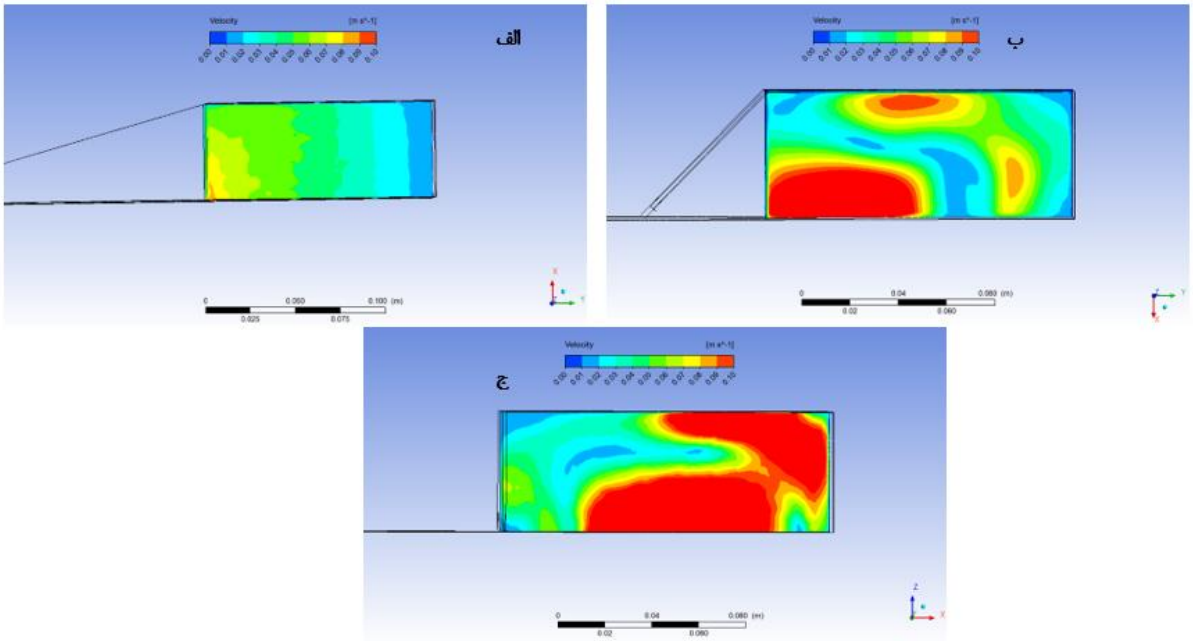
مشاهده می‌شود که در هر سه زمان، اوج سیستول (شکل ۴)، انتهای سیستول (شکل ۵) و انتهای دیاستول (شکل ۶)، مدل ۱۵ درجه توزیع سرعت یکنواخت‌تری در مقطع ورودی به دسته فیبرها دارد. نواحی کم سرعت و یا بدون جریان، در هر سه زمان، برای مدل ۱۵ درجه و ۴۵ درجه بیشتر در بخش انتهای دیستال است. درحالی‌که مدل ۹۰ درجه بیشترین سرعت را در این بخش دارد.

برای سه زمان اوج سیستول، انتهای سیستول و انتهای دیاستول، بردار سرعت برای سه هندسه با زاویه ۱۵، ۴۵ و ۹۰ درجه، به‌ترتیب، در بخش‌های



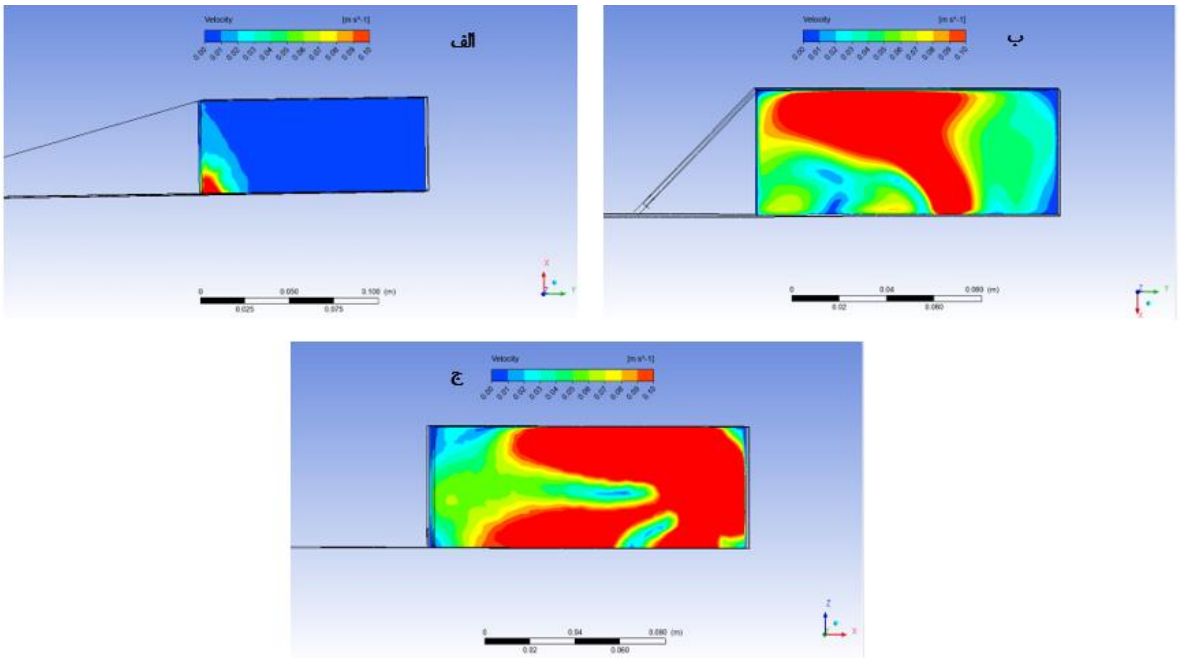
شکل ۳. ورودی دسته فیبر

Fig. 3. Inlet of the fiber bundle.



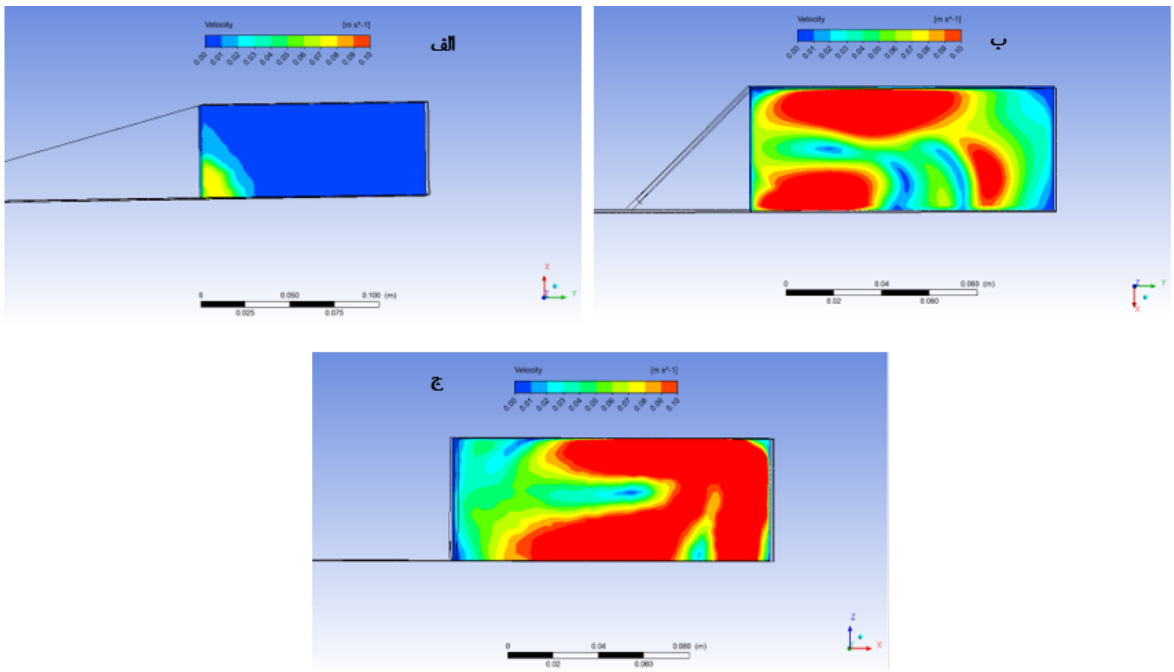
شکل ۴. توزیع سرعت در مقطع ورودی به دسته فیبرها در اوج سیستول، بازه سرعت از ۰ تا m/s ۰/۱؛ الف-۱۵ درجه، ب-٤٥ درجه، ج-۹۰ درجه

Fig. 4. Velocity distribution at the inlet section to the fiber bundle at the peak of the systole, velocity range is from 0 to 0.1 m/s; A)15-degree model, B) 45-degree model, C) 90-degree model.



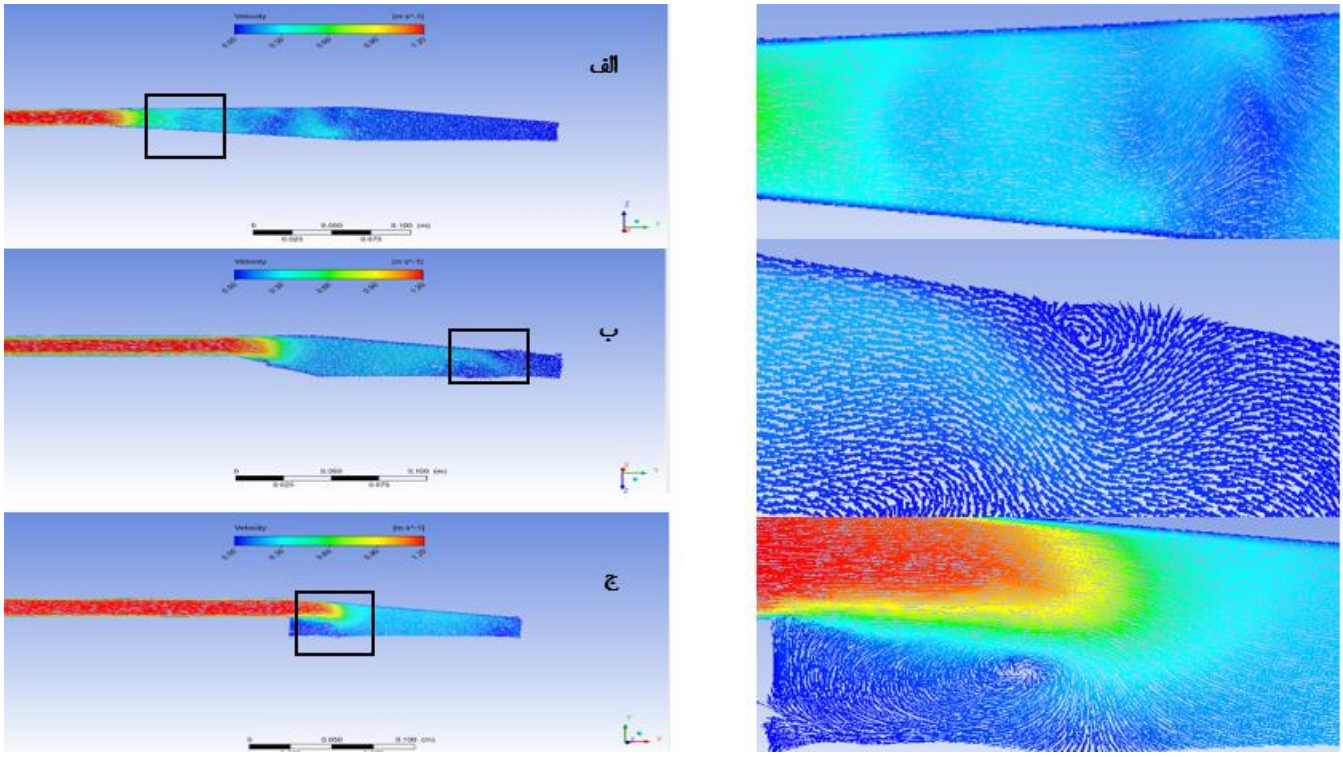
شکل ۵. توزیع سرعت در مقطع ورودی به دسته فیبرها در پایان سیستول، بازه سرعت از ۰ تا m/s ۰/۱؛ الف-۱۵ درجه، ب-۴۵ درجه، ج-۹۰ درجه

Fig. 5. Velocity distribution at the inlet section to the fiber bundle at the end of the systole, velocity range is from 0 to 0.1 m/s; A)15-degree model, B) 45-degree model, C) 90-degree model.



شکل ۶. توزیع سرعت در مقطع ورودی به دسته فیبرها در پایان دیاستول، بازه سرعت از ۰ تا m/s ۰/۱؛ الف-۱۵ درجه، ب-۴۵ درجه، ج-۹۰ درجه

Fig. 6. Velocity distribution at the inlet section to the fiber bundle at the end of the diastole, velocity range is from 0 to 0.1 m/s; A)15-degree model, B) 45-degree model, C) 90-degree model.



شکل ۷. بردار سرعت در آغاز سیستول برای الف-مدل ۱۵ درجه، ب-مدل ٤٥ درجه، ج- مدل ۹۰ درجه

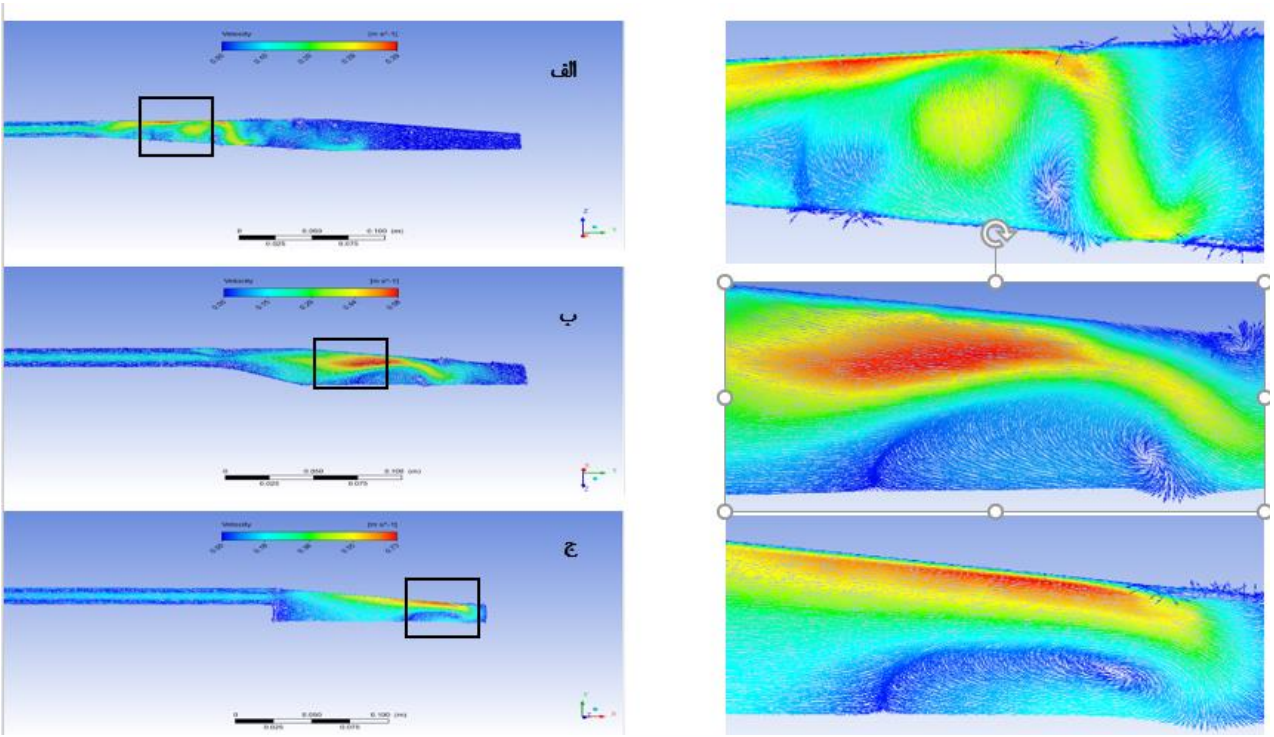
Fig. 7. Velocity vector at the beginning of the systole for A) 15-degree model, B) 45-degree model, c) 90-degree model.

الف تا ج در شکل ۷ تا شکل ۹ نمایش داده شده‌اند. در هر یک از اشکال، برای هر سه مدل، بخشی که بیشترین سرعت و گردابه را داشته، بزرگ‌نمایی شده است. مشهود است که در آغاز سیستول (شکل ۷)، دو مدل ۱۵ و ۹۰ درجه، بیشترین چرخش را در انتهای پروگزیمال بخش ورودی دستگاه داشته‌اند و در مدل ۴۵ درجه نزدیک به انتهای دیستال بیشترین چرخش رخ داده است. درحالی‌که در دو زمان دیگر (شکل ۸ و شکل ۹)، مدل ۹۰ درجه متفاوت است و محل بیشینه چرخش در انتهای دیستال آن است. همچنین، با افزایش زاویه انبساط، بازه سرعت و اندازه گردابه‌ها افزایش یافته است. علاوه بر این، مشهود است که مدل ۱۵ درجه، بیشترین نواحی سکون را دارد.

۳- ۲- توزیع تنش برشی درون سیستم با هندسه متفاوت

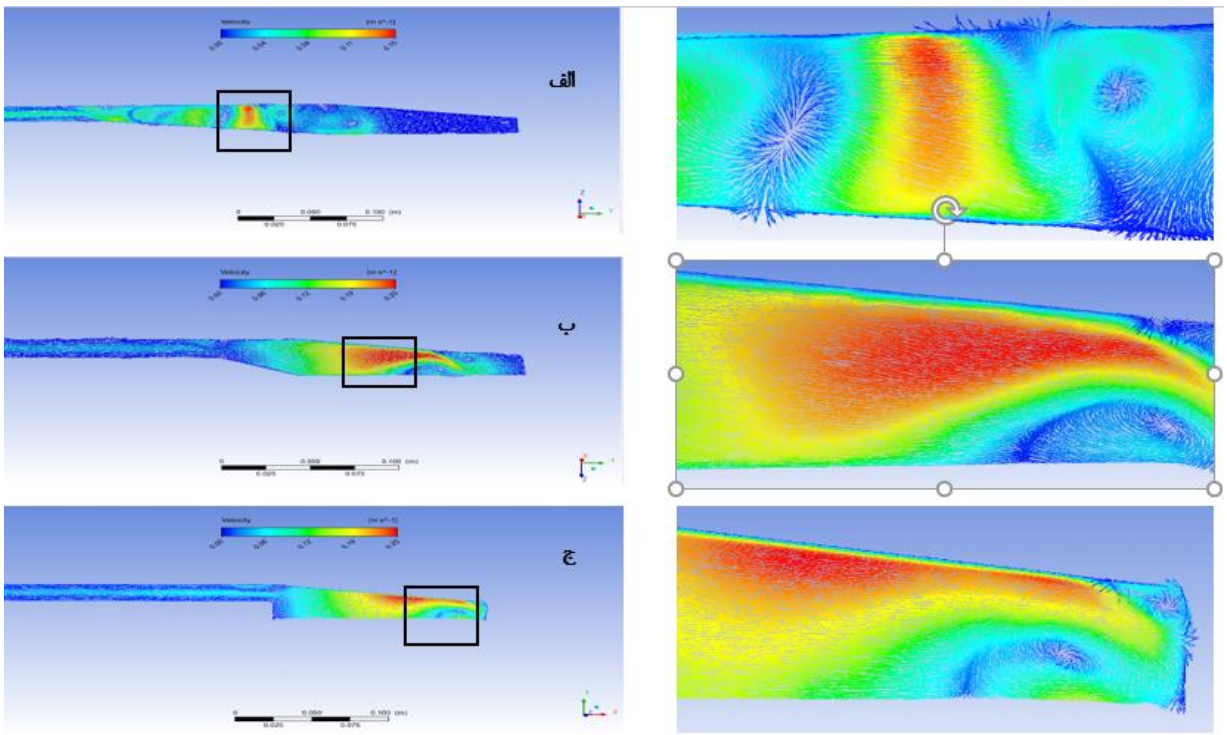
توزیع تنش برشی برای سه هندسه با زاویه ۱۵، ۴۵ و ۹۰ درجه، به‌ترتیب در بخش‌های الف تا ج در شکل ۱۰ تا ۱۲ برای سه زمان آغاز سیستول، انتهای آن و انتهای دیاستول نمایش داده شده‌اند. با توجه به این نتایج، هر چه زمان می‌گذرد، نواحی پرتنش مدل‌ها به‌سمت انتهای دیستال بخش ورودی پیش می‌روند. در انتهای دیاستول، نواحی پرتنش مدل ۴۵ و ۹۰ درجه در انتهای دیستال است. در حالی‌که مدل ۱۵ درجه هنوز بیشترین تنش‌ها را در انتهای پروگزیمال دارد.

در شکل ۱۳ تا ۱۵، نرخ برش سه مدل در سه زمان آغاز و انتهای سیستول و انتهای دیاستول نشان داده شده است. بخش‌های الف تا ج در این شکل‌ها، به‌ترتیب، مربوط به مدل‌های ۱۵، ۴۵ و ۹۰ درجه می‌باشند. مشاهده می‌شود که نرخ برش در بخش ورودی بیشتر است. در آغاز سیستول (شکل ۱۳)، در هر سه مدل، بیشترین نرخ برش در ناحیه توسعه یافته ورودی دیده می‌شود. با گذر زمان، برای هر سه مدل، نواحی با نرخ برش بالا به‌سمت انتهای دستگاه در بخش ورودی پیش می‌روند. برای مدل ۱۵ درجه این موضوع آرام‌تر اتفاق می‌افتد. به‌نحوی که در انتهای دیاستول (شکل ۱۵)، هنوز این ناحیه در انتهای پروگزیمال بخش ورودی است. در جدول ۳، میانگین سطحی نرخ برش برای هر سه زاویه انبساط ۱۵، ۴۵ و ۹۰ درجه



شکل ۸. ببردار سرعت در انتهای سیستول برای الف-مدل ۱۵ درجه، ب-مدل ٤٥ درجه، ج- مدل ۹۰ درجه

Fig. 8. Velocity vector at the end of the systole for A) 15-degree model, B) 45-degree model, C) 90-degree model.



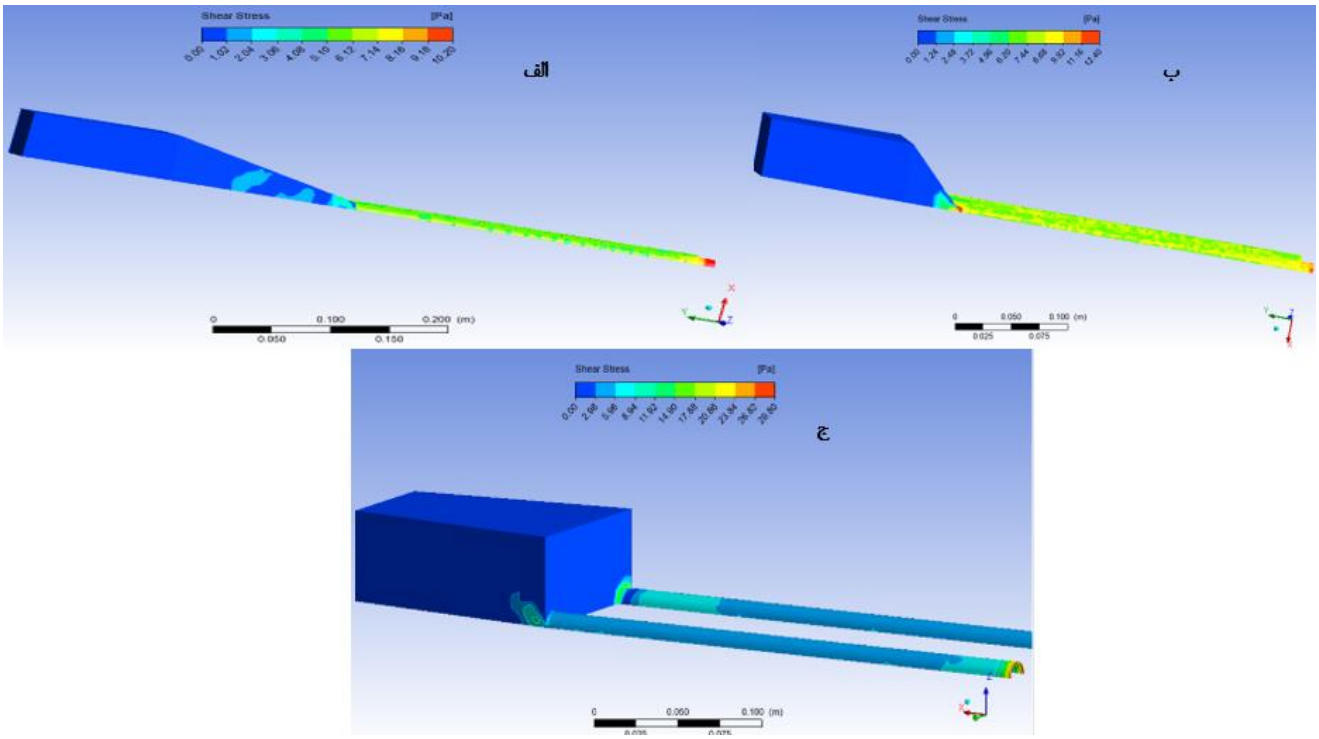
شکل ۹. بردار سرعت در انتهای دیاستول برای الف-مدل ۱۵ درجه، ب-مدل ٤٥ درجه، ج- مدل ۹۰ درجه

Fig. 9. Velocity vector at the end of the diastole for A) 15-degree model, B) 45-degree model, C) 90-degree model.

جدول ۳. میانگین سطحی نرخ برش، برای زوایای انبساط متفاوت در زمان‌های آغاز سیستول، انتهای آن و انتهای دیاستول

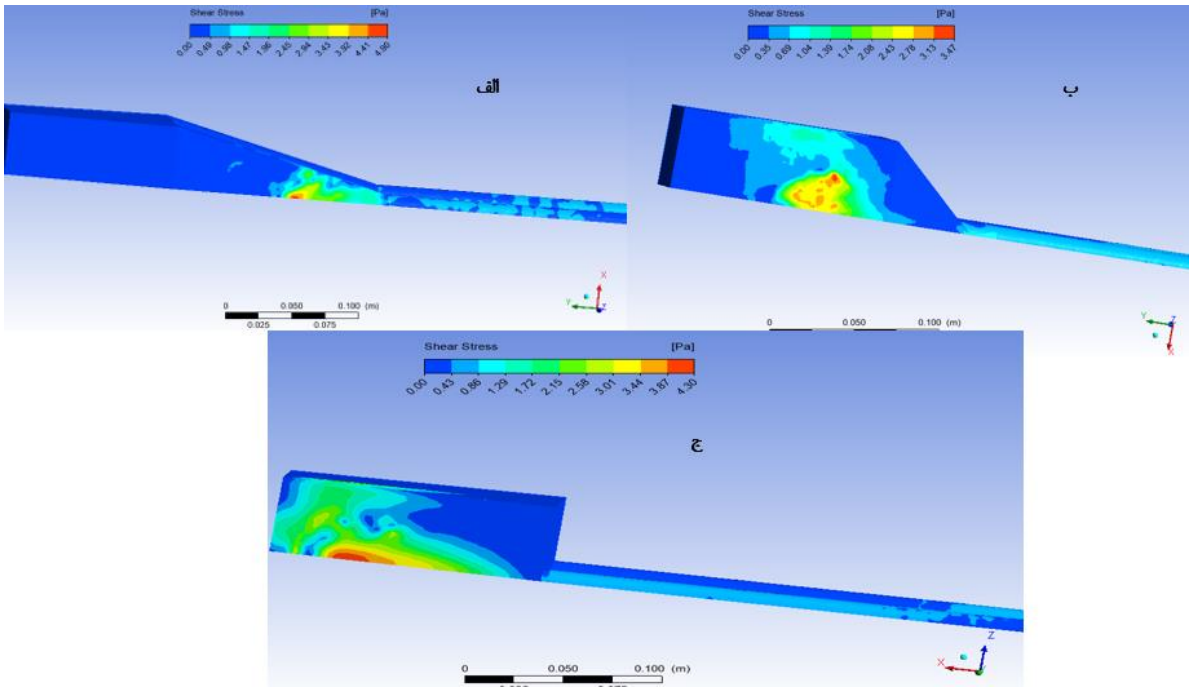
Table 3. Planar mean shear rate for different expansion angles at the beginning and at the end of systole and at the end of diastole.

زاویه انبساط	میانگین سطحی نرخ برش در آغاز سیستول	میانگین سطحی نرخ برش در انتهای سیستول	میانگین سطحی نرخ برش در انتهای دیاستول	میانگین سه زمان
۱۵ درجه	۴۱۵/۰۴	۶۴/۷۴	۱۹/۲۶	۱۶۶/۳۴
۴۵ درجه	۱۱۲/۰۰	۱۰/۷۸	۷/۶۷	۴۳/۲۲
۹۰ درجه	۴۷۶/۲۱	۹۶/۹۶	۴۳/۸۵	۲۰۵/۶۷



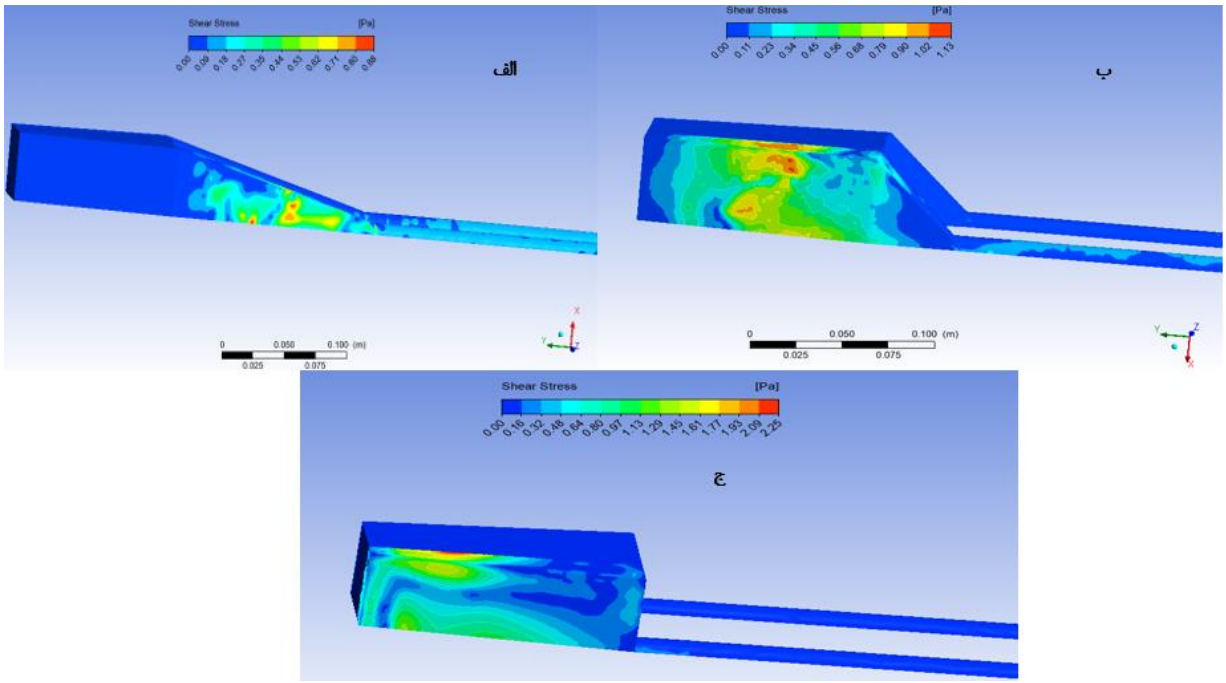
شکل ۱۰. توزیع تنش برشی در آغاز سیستول برای الف-مدل ۱۵ درجه، ب-مدل ٤٥ درجه، ج- مدل ۹۰ درجه

Fig. 10. Shear stress distribution at the beginning of systole for A) 15-degree model, B) 45-degree model, C) 90-degree model.



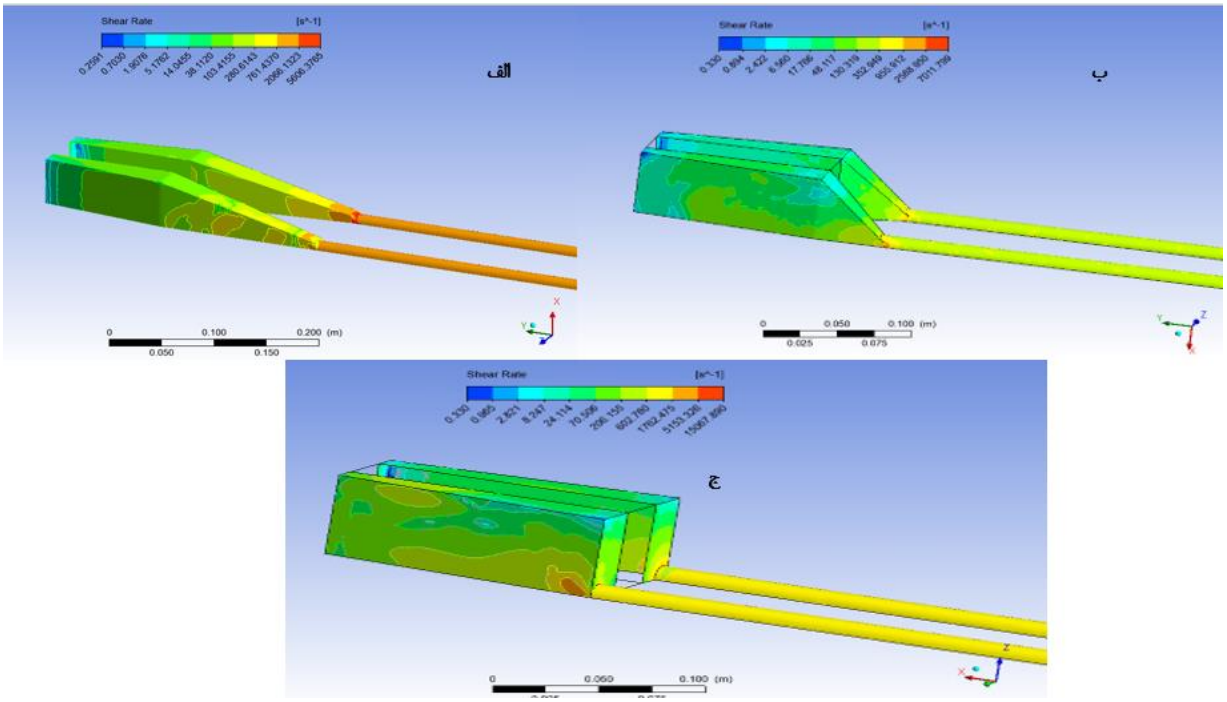
شکل ۱۱. توزیع تنش برشی در انتهای سیستول برای الف-مدل ۱۵ درجه، ب-مدل ٤٥ درجه، ج- مدل ۹۰ درجه

Fig. 11. Shear stress distribution at the end of the systole for A) 15-degree model, B) 45-degree model, C) 90-degree model.



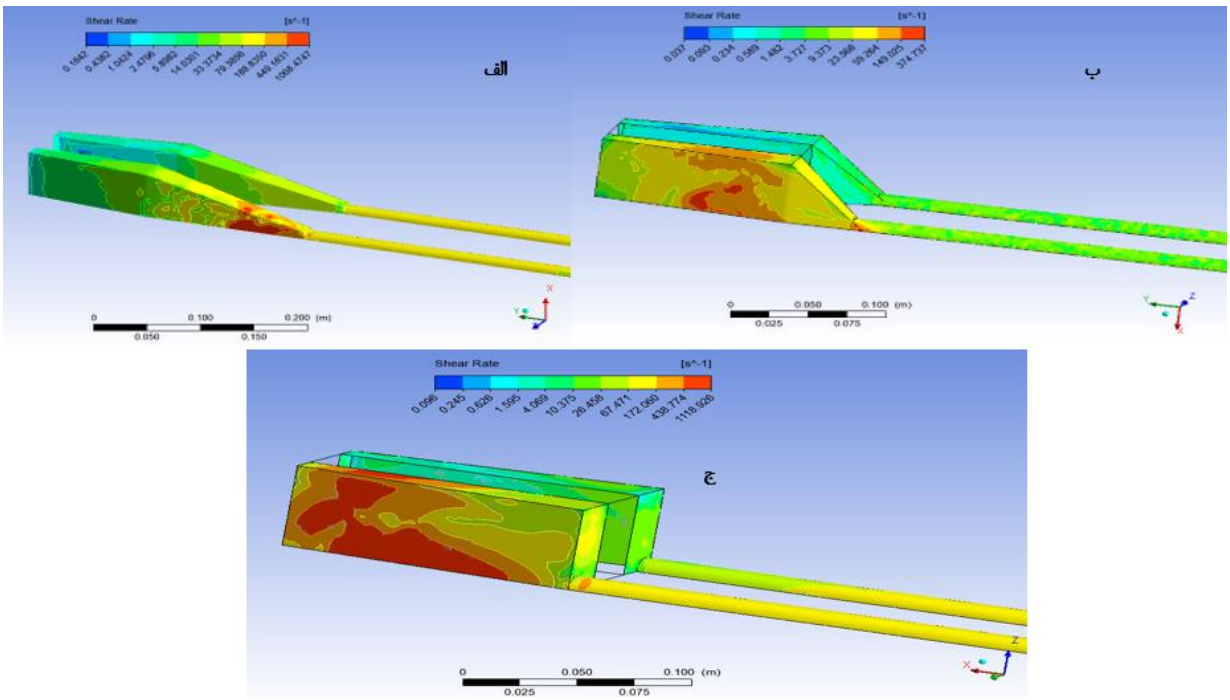
شکل ۱۲. توزیع تنش برشی در انتهای دیاستول برای الف-مدل ۱۵ درجه، ب-مدل ٤٥ درجه، ج- مدل ۹۰ درجه

Fig. 12. Shear stress distribution at the end of the diastole for A) 15-degree model, B) 45-degree model, C) 90-degree model.



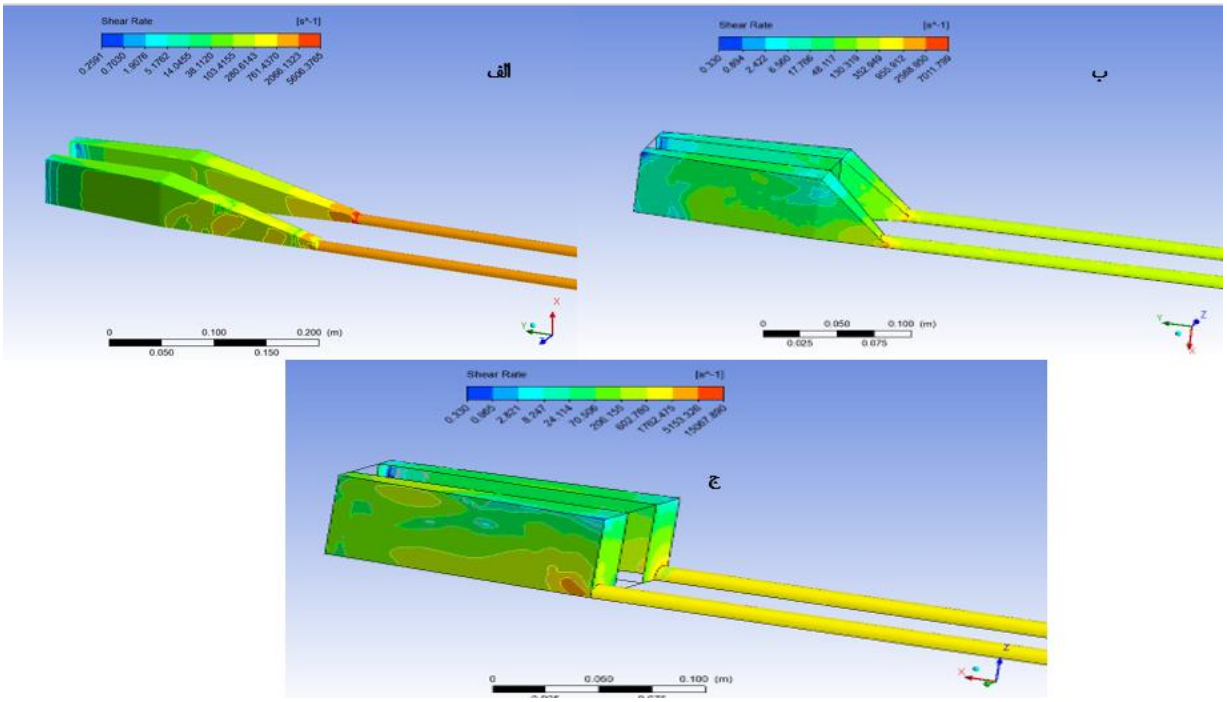
شکل ۱۳. توزیع نرخ برش در آغاز سیستول برای الف-مدل ۱۵ درجه، ب-مدل ٤٥ درجه، ج- مدل ۹۰ درجه

Fig. 13. Shear rate distribution at the beginning of systole for A) 15-degree model, B) 45-degree model, C) 90-degree model.



شکل ۱۴. توزیع نرخ برش در انتهای سیستول برای الف-مدل ۱۵ درجه، ب-مدل ٤٥ درجه، ج- مدل ۹۰ درجه

Fig. 14. Shear rate distribution at the end of the systole for A) 15-degree model, B) 45-degree model, C) 90-degree model.



شکل ۱۵. توزیع نرخ برش در انتهای دیاستول برای الف-مدل ۱۵ درجه، ب-مدل ٤٥ درجه، ج- مدل ۹۰ درجه

Fig. 15. Shear rate distribution at the end of the diastole for A) 15-degree model, B) 45-degree model, C) 90-degree model.

در سه زمان آغاز سیستول، انتهای آن و انتهای دیاستول آمده است. مشاهده می‌شود که در هر سه زمان و میانگین آنها، مدل ۴۵ درجه کمترین میانگین سطحی نرخ برش را داشته است. همچنین، با گذر زمان، میانگین سطحی نرخ برش برای هر سه زاویه انبساط کاهش می‌یابد. همچنین، توزیع تنش برشی روی محفظه نیز بر روی هر سه مدل بررسی شده است تا اطمینان حاصل شود که تنش برشی روی جداره‌های محفظه از حدی‌که می‌تواند به سلول‌های خونی آسیب برساند (۱۵۰ Pa) [۲۵]، تجاوز نکند. نتایج نشان داد که این اتفاق در هیچ‌کدام از مدل‌ها نمی‌افتد.

۳- ۳- تغییرات امپدانس سیستم با حجم ضربه و طول مسیر دسته فیبر در هندسه‌های مختلف

مطابق با روابط ۸-۱۰، امپدانس مدل‌ها محاسبه شده‌است. تغییرات امپدانس صفرم دستگاه، Z_0، با حجم ضربه[1]، برای سه مدل ۱۵، ۴۵ و ۹۰ درجه، به‌ترتیب، در جدول ۴ نشان داده شده است. همچنین، مقادیر تجربی و نتایج بررسی عددی شیو [۸] نیز برای هر مدل مشخص شده است. مشاهده می‌شود که با افزایش حجم ضربه، امپدانس برای هر سه مدل افزایش می‌یابد. همچنین، این افزایش برای دو مدل ۱۵ و ۴۵ درجه تقریباً با نرخ یکسانی اتفاق می‌افتد؛ درحالی‌که برای مدل ۱۵ درجه، شیب تغییرات کمتر است.

در جدول ۵، اثر تغییر طول مسیر فیبرها بر امپدانس سیستم در مدل ۴۵ درجه نمایش داده شده است. مطابق با این نمودار، افزایش طول دسته فیبرها موجب کاهش امپدانس سیستم می‌شود.

۳- ۴- اعتبارسنجی نتایج

در جدول ۴ ضمن ارائه نتایج مطالعه حاضر، نتایج آزمایش برون‌تنی و بررسی عددی شیو [۸] نیز نمایش داده شده است. در بررسی شیو، جریان مغشوش و گذرا طبق رابطه (۱۳) درون سه مدل هندسی با استفاده از مدل اغتشاش k-ε بررسی شد. در آن مطالعه [۸] به‌دلیل محدودیت نرم‌افزار در اعمال مدل اغتشاش بر مدلی که شامل محیط متخلخل است، مدل‌ها به سه بخش ورودی، دسته فیبر و خروجی تقسیم و نتایج خروجی یک بخش به‌عنوان شرط مرزی ورودی بخش بعد در نظر گرفته شد. نرم‌افزار انسیس

1 Stroke volume (SV)

جدول ۴. تغییرات Z0 با حجم ضربه در مدل‌های ۱۵، ٤٥ و ۹۰ درجه برای مطالعه حاضر، نتایج تجربی و بررسی عددی شیو [۸].

Table 4. Z0 changes with Stroke Volume (SV) in 15, 45 and 90 degree models for the present study, experimental results and numerical analysis of Schewe [8].

زاویه انبساط (θ) درجه	SV (l)	Z_0 (mmHg)/(l/min) مطالعه حاضر	Z_0 (mmHg)/(l/min) بررسی عددی شیو [۸]	نتیجه تجربی شیو [۸]
۱۵	۰/۰۲	۰/۴۳	۰/۴۵	Z_0 =۰/۴۴
	۰/۰۴	۰/۴۶	۰/۴۷	SV=۰/۰۲۵
۴۵	۰/۰۲	۰/۵۳۸	۰/۵۱۵	۰/۵۳۶
	۰/۰۴	۰/۷۲۳	۰/۶۱۱	۰/۶۹۵
	۰/۰۶	۰/۸۵۹	۰/۷۸۲	۰/۸۸۷
۹۰	۰/۰۲	۰/۶۳۴	۰/۵۶۵	۰/۶
	۰/۰۴	۰/۷۷۸	۰/۷۹۵	۰/۷۹
	۰/۰۶	۰/۹۷۶	۱/۰۳	۱

جدول ۵. تغییرات Z_0 با طول مسیر دسته فیبر در مدل ٤٥ درجه.

Table 5 Z0 changes with fiber bundle path length in the 45-degree model.

طول مسیر دسته فیبر (cm)	Z_0 (mmHg)/(l/min)
۱۱	۰/۷۶۷
۱۲/۷	۰/۷۲۳
۲۰	۰/۶۲۹

این محدودیت را ندارد و کل مدل یک‌باره بررسی شده است. این موضوع احتمال ایجاد خطا را کاهش می‌دهد. همچنین، مقایسه‌ی نتایج دو مدل k-ε و k-ω (مدل مورد استفاده مطالعه حاضر)، بر تطابق بهتر نتایج مدل k-ω با نتایج آزمایشگاهی دلالت دارد (جدول ۲). همان‌طور که در جدول ۴ مشخص است، نتایج مطالعه‌ی حاضر نه‌تنها شیب تغییرات صحیحی داشته است، بلکه از نظر عددی نیز بسیار نزدیک به نتایج تجربی است و خطای مدل‌سازی در این مطالعه نسبت به مطالعه شیو [۸] کمتر است. میزان این خطاها در جدول ۶ گزارش شده است. بر این اساس، نتایج مطالعه‌ی حاضر غالباً خطای کمتری نسبت به مدل‌سازی شیو [۸] دارد. البته برای زاویه ۹۰ درجه، خطای دو مطالعه نزدیک به‌هم است. اما، برای زاویه ۴۵ درجه به‌صورت محسوسی مدل‌سازی این مطالعه دقیق‌تر است.

جدول ۶. مقایسه خطای مدل‌سازی مطالعه حاضر با مطالعه شیو [۸].

Table 6. Comparison of modeling error of the present study with the study of Schewe [8].

زاویه انبساط (θ)	حجم ضربه (SV)	امپدانس صفرم (Z_0) – مطالعه شیو [۸]	امپدانس صفرم (Z_0) – مطالعه حاضر	امپدانس صفرم (Z_0) – in vitro[۸]	خطای مطالعه شیو [۸]	خطای مطالعه حاضر
۴۵	۰/۰۲	۰/۵۱۴	۰/۵۳۷	۰/۵۳۵	-۳/۹ ٪	۰/۳۷۹ ٪
۴۵	۰/۰۴	۰/۶۱	۰/۷۲۳	۰/۶۹۴	-۱۲/۰۴ ٪	۴/۱۴ ٪
۴۵	۰/۰۶	۰/۷۸۲	۰/۸۵۸	۰/۸۸۷	-۱۱/۷۹ ٪	-۳/۱۸ ٪
۹۰	۰/۰۲	۰/۵۶۴	۰/۶۳۳	۰/۶	-۵/۸۵ ٪	۵/۶۱ ٪
۹۰	۰/۰۴	۰/۷۹۵	۰/۷۷۷	۰/۷۹	۰/۶۳ ٪	-۱/۵۸ ٪
۹۰	۰/۰۶	۱/۰۳۳	۰/۹۷۶	۱	۳/۳۴ ٪	-۲/۳۷ ٪

۴- نتیجه‌گیری

در این مطالعه، سه مدل ریه مصنوعی کامل با سه زاویه انبساط ۱۵، ۴۵ و ۹۰ درجه ایجاد شد. محیط متخلخل، به‌صورت یک محیط همگن با تخلخل ۰/۷۵ در نظر گرفته شد. سه مدل به‌صورت یک‌پارچه مورد تحلیل دینامیک سیالات محاسباتی قرار گرفتند. همچنین، برای جریان مغشوش ورودی و خروجی از مدل k-ω استفاده شد. همچنین، توزیع تنش برشی و نرخ برشی درون دستگاه نیز بررسی شد. نوآوری دیگر پژوهش، بررسی اثر طول مسیر فیبر بر امپدانس سیستم و ارائه رابطه میان این پارامتر و امپدانس جهت پیش‌بینی نتایج پیش از اعمال تغییرات است. در نهایت با در نظر گرفتن سه معیار امپدانس سیستم، زیست‌سازگاری و راحتی بیمار مدل سازگار ۴۵ درجه در توالی ریه طبیعی پیشنهاد شد. با وجود آن‌که مدل ۱۵ درجه امپدانس کمتری داشته است، اما با در نظر گرفتن دو معیار دیگر، یعنی زیست سازگاری و راحتی بیمار، این مدل نمی‌تواند انتخاب مناسبی باشد. چرا که نواحی سکون و یا با سرعت کم در این مدل بیشتر است که این موجب لخته‌زایی می‌شود. همچنین، طول بیشتر آن در قیاس با دو مدل ۴۵ و ۹۰ درجه، ممکن است باعث ناراحتی بیمار از نظر حمل باشد. بنابراین، مدل ۴۵ درجه انتخاب شده است.

نتایج این تحقیق نشان داد که افزایش زاویه انبساط موجب افزایش گردابه‌هایی است که در ناحیه ورودی و خروجی تشکیل می‌شود. بنابراین، هر چقدر این زاویه کمتر شود، قدرت گردابه‌ها نیز کم‌تر شده و در نتیجه آن، امپدانس، یا به‌عبارتی مقاومت سیستم، کاهش می‌یابد. همچنین، مشاهده شد که هر چقدر سرعت جریان ورودی به دستگاه بیشتر شود، امپدانس آن نیز به‌صورت تقریباً خطی، در هر سه مدل، افزایش خواهد داشت. بنابراین، در شرایطی که بیمار ورزش می‌کند، مساله امپدانس ریه مصنوعی در قیاس با ریه طبیعی پررنگ‌تر می‌شود. به‌نحوی‌که این افزایش حجم ضربه و در نتیجه آن افزایش امپدانس ریه مصنوعی در قیاس با ریه طبیعی، در صورتی که امپدانس آن از امپدانس ریه طبیعی بیشتر شود، بسته به نوع اتصال آن با ریه طبیعی، جوانبی دارد. در صورتی‌که چیدمان دو ریه طبیعی و مصنوعی به‌صورت موازی باشد، بیشتر بودن امپدانس ریه مصنوعی موجب هدایت جریان خون بیشتر به‌سمت ریه طبیعی ناسالم می‌شود. بنابراین، حجم خون کمی اکسیژن‌دار می‌شود. در نتیجه، لازم است تا امپدانس ریه طبیعی تا حدی کم باشد که افزایش ناشی از افزایش حجم ضربه نتواند باعث کاهش جریان خون عبوری از دستگاه شود. در صورتی‌که نوع چیدمان سری باشد، هرچقدر امپدانس سیستم کمتر باشد، امپدانس معادل ریه مصنوعی و سیستم ریوی نیز کمتر خواهد شد. علاوه براین، در این حالت تمام حجم خون خروجی از بطن راست هم از طریق ریه مصنوعی اکسیژن‌دار می‌شود و نیز از خطر

آمبولی با عبور از ریه طبیعی مصون می‌ماند. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که امپدانس هر سه مدل بسیار کمتر از ریه‌های مصنوعی دیگر و ریه طبیعی است.

از آن‌جا که امروزه، با هدف کاهش حجم اولیه، سعی می‌شود تا طول دسته فیبر و در نتیجه آن مساحت قدامی کاهش یابد، اثر این تغییر برروی امپدانس سیستم با زاویه انبساط ثابت ۴۵ درجه مطالعه شد. نتایج نشان داد که ۱/۵ برابر کردن طول مسیر دسته فیبر، تقریباً موجب کاهش ۱۴ درصدی حجم اولیه می‌شود. اما، مشابه با کاهش زاویه این موضوع هم از دید زیست‌سازگاری و راحتی بیمار می‌تواند مشکل ایجاد کند. به‌طور کلی، یک رابطه درجه دو میان تغییرات طول مسیر فیبر و امپدانس سیستم مشاهده شده است که می‌تواند برای پیش‌بینی اثر تغییر این طول پیش از اعمال آن، استفاده شود.

در تحلیل حاضر، محیط متخلخل، به‌صورت محیطی همگن مدل شده است. علی‌رغم آن‌که نتایج این تحلیل با نتایج تجربی مطابقت بالایی دارد، اما ممکن است تنش برشی درون فیبرها به‌نحوی باشد که موجب همولیز سلول‌های خونی گردد. همگن در نظر گرفتن محیط متخلخل، مانع بررسی جریان مابین فیبرها می‌شود. اما این موضوع نیازمند زمان و هزینه محاسباتی بالا است. علاوه بر این، بهتر است که هندسه دقیق ریه مصنوعی در دسترس باشد. همچنین، در مطالعه توزیع نرخ برش درون سه مدل ۱۵، ۴۵ و ۹۰ درجه مشاهده شد که میانگین سه زمان آغاز سیستول، انتهای آن و انتهای دایاستول در مدل ۴۵ درجه کمتر از $۱۰۰\ S^{-1}$ است که نشان‌دهنده آن است که فرض نیوتنی در این مدل ممکن است صحیح نباشد و برای مدل‌سازی با دقت بالا لازم است تا خون غیرنیوتنی مدل شود. لازم به توضیح است که فرض سیال نیوتنی در این پژوهش بر اساس فرضیات مطالعه شیو [۸] با در نظر گرفتن همین هندسه‌ها در نظر گرفته شد؛ از آن‌جاکه هدف این پژوهش ادامه آن مطالعه بوده است. همچنین با توجه به داده‌های جدول ۳ (میانگین سطحی نرخ برش، برای زوایای انبساط متفاوت در زمان‌های آغاز سیستول، انتهای آن و انتهای دایاستول)، فرض سیال نیوتنی برای دو مدل ۱۵ و ۹۰ درجه فرض قابل قبولی است. متناسب با محدودیت‌های مطرح شده می‌توان پیشنهاداتی ارائه داد. ابتدا اگر هندسه دقیقی از ریه مصنوعی با تعداد مشخص فیبرها و فواصل معین بین آنها وجود داشته و امکان مدل‌سازی آن میسر باشد، بهتر است جریان ضربانی درون فیبرها بررسی شود؛ یا آنکه شرایط ورودی و خروجی دسته فیبرها در طول زمان، با فرض مدل همگن، به‌دست آید و به‌صورت شروط مرزی دسته فیبرها، اعمال شود. بدین ترتیب، تحلیل چند مقیاسی خواهد شد. همچنین، برای مدل ۴۵ درجه و هر مدلی که نرخ برش پایین دارد، جریان خون غیرنیوتنی قابل بررسی خواهد بود.

منابع

[1] J.A. Potkay, The promise of microfluidic artificial lungs, Lab on a Chip, 14(21) (2014) 4122-4138.

[2] D.J. Skoog, J.R. Pohlmann, D.S. Demos, C.N. Scipione, A. Iyengar, R.E. Schewe, A.B. Suhaib, K.L. Koch, K.E. Cook, Fourteen day in vivo testing of a compliant thoracic artificial lung (cTAL), ASAIO journal (American Society for Artificial Internal Organs: 1992), 63(5) (2017) 644.

[3] V. Charoenkul, F. Giron, E. Peirce 2nd, Respiratory support with a paracorporeal membrane oxygenator, Journal of Surgical Research, 14(5) (1973) 393-399.

[4] J.B. Zwischenberger, C.M. Anderson, K.E. Cook, S.D. Lick, L.F. Mockros, R.H. Bartlett, Development of an implantable artificial lung: challenges and progress, ASAIO journal, 47(4) (2001) 316-320.

[5] D. Camboni, A. Philipp, M. Arlt, M. Pfeiffer, M. Hilker, C. Schmid, First experience with a paracorporeal artificial lung in humans, Asaio Journal, 55(3) (2009) 304-306.

[6] O.L. Colón, J. Miguel, L.A. Zayas, Biofluid mechanics of an artificial lung, in: Puerto Rico Mayagüez: Congress on biofluid dynamics of human body systems, 2004, pp. E1-34.

[7] F. Boschetti, C.E. Perlman, K.E. Cook, L.F. Mockros, Hemodynamic effects of attachment modes and device design of a thoracic artificial lung, Asaio Journal, 46(1) (2000) 42-48.

[8] R.E. Schewe, Thoracic artificial lung design, University of Michigan, 2012.

[9] G. Wnek, G. Bowlin, Biofunctional Polymers/Jennifer L. West, in: Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering, CRC Press, 2008, pp. 250-256.

[10] Y.-c. Lin, K.M. Khanafer, R.H. Bartlett, R.B. Hirschl, J.L. Bull, An investigation of pulsatile flow past two cylinders as a model of blood flow in an artificial lung, International journal of heat and mass transfer, 54(15-16) (2011) 3191-3200.

[11] Y.-c. Lin, D.O. Brant, R.H. Bartlett, R.B. Hirschl, J.L. Bull, Pulsatile flow past a cylinder: An experimental model of flow in an artificial lung, Asaio Journal, 52(6) (2006) 614-623.

[12] K. Chan, H. Fujioka, R. Bartlett, R. Hirschl, J. Grotberg, Pulsatile flow and mass transport over an array of cylinders: gas transfer in a cardiac-driven artificial lung, Journal of Biomechanical Engineering, 128(1) (2006) 85-96.

[13] J.R. Zierenberg, H. Fujioka, K.E. Cook, J.B. Grotberg, Pulsatile flow and oxygen transport past cylindrical fiber arrays for an artificial lung: Computational and experimental studies, Journal of biomechanical engineering, 130(3) (2008).

[14] J.R. Zierenberg, H. Fujioka, R.B. Hirschl, R.H. Bartlett, J.B. Grotberg, Pulsatile Blood Flow and Oxygen Transport Past a Circular Cylinder, Journal of Biomechanical Engineering, 129(2) (2007) 202-215.

[15] F. Boschetti, K.E. Cook, C.E. Perlman, L.F. Mockros, Blood flow pulsatility effects upon oxygen transfer in artificial lungs, ASAIO journal, 49(6) (2003) 678-686.

[16] K.E. Cook, C.E. Perlman, R. Seipelt, C.L. Backer, C. Mavroudis, L.F. Mockros, Hemodynamic and gas transfer properties of a compliant thoracic artificial lung, ASAIO journal, 51(4) (2005) 404-411.

[17] A. Qamar, R. Seda, J.L. Bull, Pulsatile flow past an oscillating cylinder, Physics of fluids, 23(4) (2011) 041903.

[18] N. Salehi-Nik, G. Amoabediny, S.P. Banikarimi, B. Pouran, Z. Malaie-Balasi, B. Zandieh-Doulabi, J. Klein-Nulend, Nanoliposomal growth hormone and sodium nitrite release from silicone fibers reduces thrombus formation under flow, Annals of biomedical engineering, 44(8) (2016) 2417-2430.

[19] M. Pflaum, M. Kühn-Kauffeldt, S. Schmeckebier, D. Dipresa, K. Chauhan, B. Wiegmann, R.J. Haug, J. Schein, A. Haverich, S. Korossis, Endothelialization and characterization of titanium dioxide-coated gas-exchange membranes for application in the bioartificial lung, Acta biomaterialia, 50 (2017) 510-521.

[20] G.-B. Kim, S.-J. Kim, C.-U. Hong, T.-K. Kwon, N.-G. Kim, Enhancement of oxygen transfer in hollow fiber membrane by the vibration method, Korean Journal of Chemical Engineering, 22(4) (2005) 521-527.

[21] R.A. Orizondo, G. Gino, G. Sultzbach, S.P. Madhani, B.J. Frankowski, W.J. Federspiel, Effects of hollow fiber membrane oscillation on an artificial lung, Annals of biomedical engineering, 46(5) (2018) 762-771.

[22] B.V. Zahra Mollahoseini, Numerical Investigation of Oxygen Transfer and Blood Flow over Arrays of 3D Fibers of Artificial Lung, IRANIAN JOURNAL OF BIOMEDICAL ENGINEERING, 12(2) (2018) 125-136.

[23] K.E. Cook, A.J. Makarewicz, C.L. Backer, L.F. Mockros, H. Przybylo, S.E. Crawford, J.M. Hernandez, R.J. Leonard, C. Mavroudis, Testing of an intrathoracic artificial lung in a pig model, ASAIO Journal (American Society for Artificial Internal Organs: 1992), 42(5) (1996) M604-609.

[24] U. Manual, ANSYS FLUENT 12.0, Theory Guide, (2009).

[25] L. Leverett, J. Hellums, C. Alfrey, E. Lynch, Red blood cell damage by shear stress, Biophysical journal, 12(3) (1972) 257-273.

چگونه به این مقاله ارجاع دهیم

Z. Mollahoseini, B. Vahidi, Computational Fluid Dynamics Analysis of Effects of Housing Expansion Angle, Stroke Volume and Path Length of the Fiber Bundles on Function of the Artificial Lung, Amirkabir J. Mech Eng., 53(11) (2022) 5389-5408.

DOI: 10.22060/mej.2021.19498.7040

این صفحه عمداً خالی است