مجله مهندسی مکانیک مدرس، خرداد 1396، دوره 17، شماره 3، ص‌ص 135-142

ماهنامه علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

بررسی عددی جریان سیال و خون‌کاوی در داخل پمپ محوری و گریز از مرکز به عنوان دستگاه کمک‌رسان بطن چپ

بهنام قدیمی[1]، امیر نجات[2*]، سید احمد نوربخش[3]، نسیم نادری[4]

1- دانشجوی دکتری، مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، تهران
2- دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، تهران
3- استاد، مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، تهران
4- دانشیار، متخصص قلب و عروق، مرکز آموزشی، تحقیقاتی و درمانی قلب و عروق شهید رجایی، تهران
* تهران، صندوق پستی 14399-55963، nejat@ut.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل
دریافت: 17 آبان 1395
پذیرش: 25 بهمن 1395
ارائه در سایت: 14 اسفند 1395

کلید واژگان:
دستگاه کمک‌رسان بطن
اندیس خون‌کاوی
پمپ محوری
پمپ گریز از مرکز

چکیده

دستگاه‌های کمک‌رسان بطن با وجود افزایش امید به زندگی در بیماران با ناراحتی قلبی، دارای مشکلاتی نیز می‌باشند که از آن جمله می‌توان به خون‌کاوی به واسطه تنش برشی بالا و همچنین لخته شدن خون اشاره کرد. به همین دلیل آگاهی از نحوه توزیع جریان و اثر پارامترهای مختلف بر میزان خون‌کاوی در داخل این دستگاه‌ها اولین قدم برای بهبود کارآیی آن‌ها خواهد بود. در کار حاضر در ابتدا نتایج خون‌کاوی به کمک دینامیک سیالات محاسباتی برای جریان آرام در داخل لوله و جریان آشفته در داخل محفظه‌ای با دیسک چرخان محاسبه شد و به ترتیب با نتایج تحلیلی و آزمایشگاهی مقایسه گردید و اطمینان از صحت مدل خون‌کاوی حاصل شد. در ادامه با استفاده از شبیه‌سازی عددی، توزیع جریان و میزان خون‌کاوی در داخل یک پمپ محوری و یک پمپ گریز از مرکز به‌عنوان دستگاه کمک‌رسان بطن چپ انجام گرفت و شرایط کاری، بازده و میزان خون‌کاوی آن‌ها با یکدیگر مقایسه شد. نتایج نشان داد که اندیس خون‌کاوی در پمپ محوری به واسطه بالا بودن تنش برشی و زمان ماند بالاتر از پمپ گریز از مرکز می‌باشد، که بالا بودن تنش برشی در پمپ محوری رابطه مستقیم با سرعت دورانی بالا و فاصله هوایی پایین بین روتور و پوسته این پمپ در مقایسه با پمپ گریز از مرکز دارد. علاوه‌بر این، در شرایط موردنیاز برای گردش خون در داخل بدن، بازده پمپ گریز از مرکز بالاتر از پمپ محوری به‌دست آمد.

Numerical Investigation of Fluid Flow and Hemolysis in Axial and Centrifugal Pump as Left Ventricular Assist Device (LVAD)

Behnam Ghadimi[1], Amir Nejat[1*], Seyed Ahmad Nourbakhsh[1], Nasim Naderi[2]

1- School of Mechanical Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran.
2- Shahid Rajaie Cardiovascular, Medical and Research Center, Tehran, Iran
* P.O.B. 14399-55963, Tehran, Iran, nejat@ut.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 07 November 2016
Accepted 13 February 2017
Available Online 04 March 2017

Keywords:
Ventricular Assist Device (VAD)
Hemolysis Index
Axial Pump
Centrifugal Pump

ABSTRACT

Despite significantly improved survival rate in patients with heart failure by Ventricular Assist Devices (VADs), complications related to blood hemolysis and pump thrombosis have challenged the improvement of these devices. Hence, the first step of VADs improvement is studding the flow field and the effect of different parameters on blood hemolysis. Consequently, in the first step of the current study, the CFD analysis of hemolysis in laminar flow inside a pipe and turbulent flow inside a chamber with rotating disc were compared with analytical solution and experimental results, respectively, and good agreements were achieved. Then, numerical simulation was used to calculate the hemodynamics in one axial and one centrifugal pump as a Left Ventricular Assist Device (LVAD), and a comparative analysis of operating conditions, efficiency and hemolysis index was performed. The results showed that the axial VAD had a higher hemolysis index due to its longer residence time and higher shear stress. The higher shear stress in simulated axial VAD compared to centrifugal VAD arises from its higher operating speed and lower gap size. Furthermore, at the required conditions for blood flow in the human body, the centrifugal VAD has higher efficiency than axial VAD.

1- مقدمه

بیماری‌های قلبی و عروقی و در راس آن‌ها نارسایی‌های قلبی یکی از عوامل اصلی مرگ و میر در دنیا به شمار می‌روند، به‌گونه‌ای که سالیانه تعداد زیادی در اثر این بیماری جان خود را از دست می‌دهند [1]. در دهه‌های اخیر، دستگاه‌های کمک‌رسان بطن کاربرد گسترده‌ای در درمان موقت و دائمی نارسایی‌های قلبی داشته‌اند. به‌گونه‌ای که در سال 2014، 5000 نمونه از این

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

Please cite this article using:

B. Ghadimi, A. Nejat, S. A. Nourbakhsh, N. Naderi, Numerical Investigation of Fluid Flow and Hemolysis in Axial and Centrifugal Pump as Left Ventricular Assist Device (LVAD), *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 3, pp. 135-142, 2017 (in Persian)

دستگاه‌ها در ایالات متحده در بدن بیماران نصب شده است که در مقایسه با آمار 2500 پیوند قلب در همان سال آمار قابل توجهی است [2]. با توجه به هزینه‌های بالای استفاده از این دستگاه‌ها تاکنون در ایران تنها دو مورد عمل نصب دستگاه کمک‌رسان بطن در بدن بیماران گزارش شده‌است.

دستگاه کمک‌رسان بطن در واقع تجهیزی برای پشتیبانی عضلات ضعیف شده قلب و یاری رساندن به افزایش فشار خون پمپاژ شده از آن می‌باشد. از این دستگاه هم برای بطن راست جهت تقویت فشار ورودی به سیستم تنفسی و هم برای بطن چپ جهت تقویت فشار خروجی از قلب برای رساندن مواد غذایی و اکسیژن به اعضای بدن استفاده می‌شود. با توجه به فشار کاری بالاتر بطن چپ، عموما نارسایی‌های قلبی مربوط به این بطن بوده و دستگاه‌های کمک‌رسان بطن نیز براساس شرایط کارکرد بطن چپ برای فشار متوسط 100 میلی‌متر جیوه و دبی 5 لیتر در دقیقه طراحی می‌شوند. در یک تقسیم‌بندی کلی دستگاه‌های کمک‌رسان بطن را می‌توان به دو دسته پمپ‌های جابجایی مثبت با جریان نوسانی و پمپ‌های دورانی طبقه‌بندی کرد. با توجه به ماهیت تولید دبی نوسانی در پمپ‌های جابجایی مثبت، این پمپ‌ها جزء اولین پمپ‌هایی بودند که مورد توجه مهندسین و پزشکان قرار گرفتند، اما به مرور با توجه به قطعات مکانیکی زیاد، ابعاد بزرگ‌تر و همچنین لخته شدن خون در مناطق ساکن آن، کاربرد خود را از دست دادند به‌گونه‌ای که در حال حاضر تنها 2% پمپ‌های نصب شده از نوع جابجایی مثبت می‌باشند [3]. پمپ‌های دورانی نیز با توجه به جهت جریان ورودی و خروجی به دو نوع پمپ‌های محوری و گریز از مرکز تقسیم می‌شوند. عمده‌ترین مشکلات پمپ‌های دورانی نسبت به پمپ‌های جابجایی مثبت بالا بودن نرخ خون‌کاوی در داخل آن‌ها می‌باشد. خون‌کاوی به پدیده‌ای گفته می‌شود که طی آن به واسطه گسیختگی جداره گلبول قرمز، هموگلوبین موجود در آن در پلاسمای خون آزاد می‌شود. بنابراین خون‌کاوی علاوه بر اندازه تنش برشی وارد شده بر خون به مدت زمان قرارگیری خون در آن تنش برشی نیز وابسته خواهد بود. شماتیکی از نحوه نصب پمپ دیافراگمی (جابجایی مثبت) با دبی نوسانی و پمپ محوری در "شکل 1" آورده شده است. با دقت در این شکل مشاهده می‌شود که خون توسط مجرای ورودی پمپ از بطن چپ بیمار مکیده شده و پس از افزایش فشار در داخل پمپ به سمت آئورت هدایت می‌شود.

یکی از اولین طرح‌های ارائه شده برای پمپ گریز از مرکز توسط آکاماتسو و همکاران [5] ارائه شد. مهم‌ترین مزیت پمپ آن‌ها استفاده از یاتاقان‌های مغناطیسی بود که این یاتاقان‌ها منجر به حذف نواحی با تنش‌های برشی بالا شده و در نتیجه خون‌کاوی را کاهش می‌دهد. یو و همکاران [6] با انجام مطالعه‌ای عددی و آزمایشگاهی، پمپ گریز از مرکز ارائه شده در مرجع [5] را مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها با تغییر هندسه پره‌ها و مطالعه 4 پره مختلف، میزان تشکیل گردابه در داخل پمپ را مورد مطالعه قرار دادند. در صورت کاهش گردابه در داخل پمپ، زمان ماند خون در تنش‌های برشی بالا کاهش یافته و در نتیجه خون‌کاوی کنترل می‌شود. پیربوداقی و همکاران [7]، در یک مطالعه عددی با استفاده از مطالعات آزمایشگاهی به بررسی میزان انرژی مصرفی پمپ‌های گریز از مرکز در صورت استفاده از سرعت دورانی ثابت و نوسانی پرداختند. نتایج آن‌ها نشان داد که در صورت نوسان سرعت دورانی پمپ با دامنه 23%، تنها 2.5% توان مصرفی پمپ افزایش می‌یابد.

اونتاریو و همکارانش [8]، به مطالعه عددی و آزمایشگاهی پمپ محوری در سرعت دورانی 6300 دور بر دقیقه پرداختند. آن‌ها نشان دادند که خطای شبیه‌سازی عددی در تخمین هد پمپ کمتر از 10% در شرایط مختلف کاری پمپ می‌باشد. چو و همکاران [9]، به‌منظور بررسی لخته شدن خون در داخل

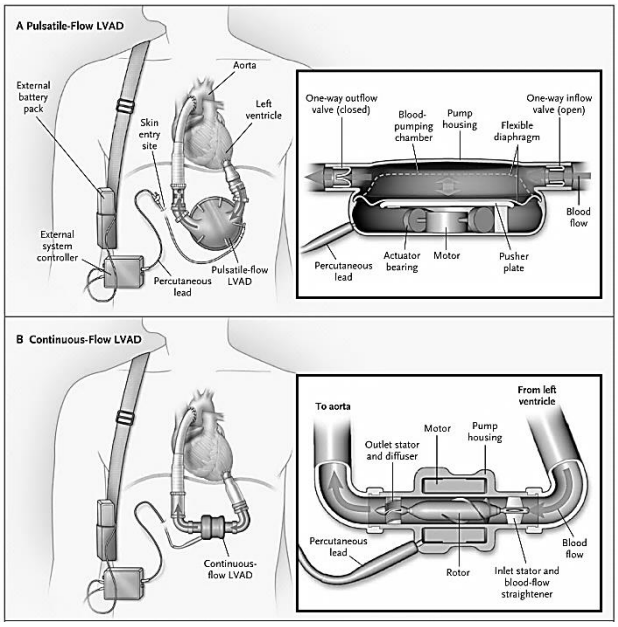

Fig. 1 Diaphragm pulsatile-flow pump(Panel A) and axial continuous-flow pump (Panel B) as Left Ventricular Assist Devices (LVADs) [4]

شکل 1 الف) پمپ دیافراگمی با دبی نوسانی و ب) پمپ محوری با جریان دائم به عنوان دستگاه کمک‌رسان بطن چپ [4]

پمپ محوری، ذرات گلبول‌های قرمز را به‌عنوان فاز جامد در داخل خون در نظر گرفتند و با توجه به تجمع ذرات در بخش‌های مختلف پمپ، نواحی مستعد لخته شدن خون را شناسایی کردند.

تاکنون مطالعات گسترده‌ای بر روی شرایط کاری و معیار خون‌کاوی در داخل پمپ‌های گریز از مرکز و محوری انجام شده است. با این حال بررسی شرایط کارکردی این پمپ‌ها و مقایسه پارامترهای اساسی آن‌ها با یکدیگر کمتر مورد توجه محققین بوده است و در اغلب کارهای ارائه شده مقایسه بین نتایج محققان مختلف ارائه شده است. به همین دلیل در کار حاضر در ابتدا شبیه‌سازی خون‌کاوی در داخل هندسه‌های معیار برای جریان آرام و آشفته مورد بررسی قرار گرفته و نتایج به‌دست آمده با نتایج تحلیلی و آزمایشگاهی مقایسه می‌شود. در ادامه، شبیه‌سازی عددی جریان در داخل دستگاه کمک‌رسان بطن چپ برای دو نوع پمپ دورانی (پمپ محوری LEV-VAD و پمپ گریز از مرکز هارت‌میت 3[1]) مورد بررسی قرار گرفته و مشخصات خون‌کاوی برای این دو پمپ با یکدیگر مقایسه می‌شود. مشخصات هندسی پمپ‌های فوق با استفاده از ابعاد ارائه شده در مراجع مختلف استخراج شده است.

2- هندسه‌های مورد مطالعه

هندسه‌های مورد مطالعه در کار حاضر در زیر آورده شده است.

1- لوله‌ای با شعاع 2.5 میلی‌متر و طول 400 میلی‌متر [10]

2- دیسک دواری به قطر 4 اینچ و ارتفاع 0.325 اینچ با فاصله هوایی 0.04 اینچ با دیواره‌های ساکن [11]

3- پمپ محوری LEV-VAD [12,8]

4- پمپ گریز از مرکز هارت‌میت 3 [14,13]

دو هندسه اول به‌منظور صحت‌سنجی مدل عددی خون‌کاوی مورد استفاده قرار گرفته است و هندسه‌های 3 و 4 هندسه‌های اصلی مورد بررسی

[1] HeartMate 3

در کار حاضر می‌باشند. به منظور استخراج هندسه پمپ محوری و گریز از مرکز از ابعاد ارائه شده در مقالات مختلف استفاده شده است.

در "شکل 2" هندسه تولید شده برای پمپ محوری LEV-VAD آورده شده است که در ورودی آن از 6 پره همسوکننده جریان استفاده شده است که به 4 پره اسپیرال دوار منتهی می‌گردد. در انتهای پمپ نیز از دیفیوزری با 3 پره به‌منظور جمع کردن خون و حذف مولفه‌های چرخشی آن استفاده شده است. با توجه به نحوه اتصال این پمپ به بطن چپ، هندسه لوله‌های ورودی و خروجی از پمپ در شبیه‌سازی حاضر در نظر گرفته شده است. فاصله هوایی در نظر گرفته شده بین پره‌های روتور با دیواره ساکن این پمپ 0.25 میلی‌متر می‌باشد.

در "شکل 3" نیز هندسه پمپ گریز از مرکز هارت‌میت 3 نشان داده شده است. در شرایط کارکرد این پمپ، خون از داخل بطن وارد مجرای ورودی و همگرای پمپ شده و پس از عبور از چرخ پمپ در حلزونی پمپ جمع‌آوری شده و از طریق لوله رانش به سمت آئورت انتقال می‌یابد. به دلیل جلوگیری از ایجاد نواحی با تنش برشی بالا، میزان فاصله هوایی در نظر گرفته شده برای این پمپ بین قسمت دوار (چرخ پمپ) و قسمت ساکن (حلزونی پمپ) بیشتر از نمونه‌های متداول موجود در بازار و در محدوده 1 میلی‌متر در

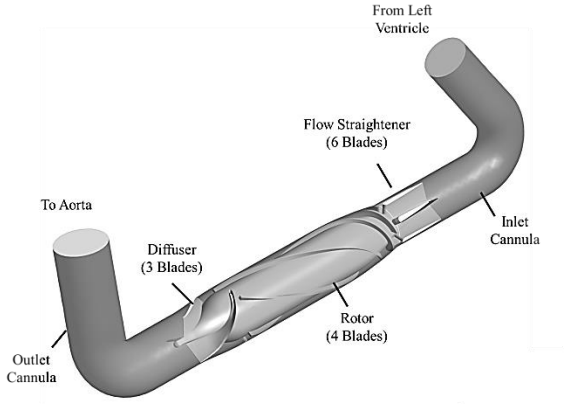

Fig. 2 CFD model of axial flow LEV-VAD

شکل 2 مدل دینامیک سیالات محاسباتی پمپ محوری LEV-VAD

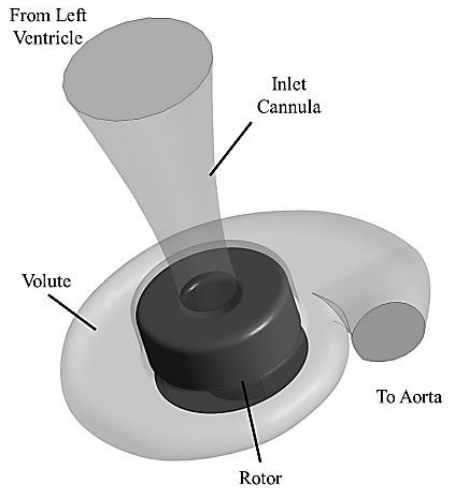

Fig. 3 CFD model of HeartMate 3centrifugal flow pump

شکل 3 مدل دینامیک سیالات محاسباتی پمپ گریز از مرکز هارت‌میت 3

راستای محوری و 0.5 میلی‌متر در راستای شعاعی در نظر گرفته شده است.

3- شبکه محاسباتی

به‌منظور شبکه‌بندی ناحیه حل در هندسه‌های شماره 1 تا 3 از شبکه سازمان یافته با لایه مرزی در نزدیکی دیواره‌ها استفاده شد. برای شبکه‌بندی هندسه شماره 4 نیز در ابتدا این هندسه به دو ناحیه مجزا تقسیم شد. برای بخش پره‌ها از شبکه سازمان‌یافته با لایه مرزی در نزدیکی تمامی دیواره‌ها استفاده شد. برای ناحیه حلزونی پمپ، از شبکه بی‌سازمان با لایه مرزی در نزدیکی دیواره‌ها استفاده گردید. برای تمامی 4 هندسه مذکور، استقلال نتایج از ابعاد شبکه‌ها بررسی گردید که به جهت اختصار در نوشتار تنها نتایج مربوط به استقلال جواب از نوع شبکه برای پمپ گریز از مرکز در "شکل 4" آورده شده است. با توجه به این شکل مشاهده می‌شود که توزیع فشار بر روی پره‌های پمپ گریز از مرکز برای هر سه شبکه مورد استفاده همخوانی مناسبی با یکدیگر دارند. با این حال، با توجه به اینکه محاسبات دقیق تنش برشی بر روی دیواره نیازمند استفاده از شبکه با ابعاد بسیار ریز در نزدیکی دیواره می‌باشد، بنابراین توزیع اندیس خون‌کاوی که وابسته به اندازه تنش برشی می‌باشد، برای شبکه درشت تفاوت زیادی با شبکه‌های متوسط و ریز دارد.

ابعاد و مشخصات شبکه‌های نهایی مورد استفاده برای هندسه‌های مختلف در جدول 1 آورده شده است. در این جدول برای هندسه‌های 3 و 4 ارتفاع اولین شبکه لایه مرزی به همراه تعداد آن برای پره روتور ارائه شده است.

تصویری از شبکه ایجاد شده برای پمپ محوری و گریز از مرکز به ترتیب در "شکل‌های 5 و 6" آورده شده است.

4- معادلات حاکم

4-1-فرضیات مساله

خون در داخل رگ‌ها رفتاری همانند رفتار یک سیال رقیق‌شونده را از خود نشان می‌دهد. با این حال در مواردی که نرخ برش در داخل خون بالاتر از $100\ s^{-1}$ باشد، می‌توان آن را به‌عنوان یک سیال نیوتنی در نظر گرفت [15,8,7-19]. بنابراین، با توجه به این‌که در داخل پمپ‌های مورد بررسی نرخ برش بالاتر از حد تعیین شده می‌باشد، در کار حاضر نیز همانند مطالعات مشابه، خون سیالی نیوتنی و تراکم‌ناپذیر با چگالی $1050\ kg/m^3$ و لزجت دینامیکی $0.0035\ kg/m.s$ در نظر گرفته شد.

4-2-معادلات جریان سیال

معادلات حاکم بر جریان آشفته سیال نیوتنی، تراکم‌ناپذیر و گذرا به‌صورت زیر به‌دست می‌آید:

$$\frac{\partial U_i}{\partial x_i} = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial U_i}{\partial t} + \frac{\partial (U_i U_j)}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho}\frac{\partial P}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j}\left(\nu \frac{\partial U_i}{\partial x_j} - \overline{u_i u_j}\right) \quad (2)$$

جدول 1 مشخصات شبکه محاسباتی

Table 1 Characteristics of computational grid

شماره هندسه	ارتفاع اولین شبکه لایه مرزی (متر)	تعداد لایه‌های شبکه لایه مرزی	تعداد کل سلول‌های محاسباتی
1	5e-6	28	563400
2	2e-5	10	190124
3	1.5e-6	20	751856
4	1.2e-6	26	3256467

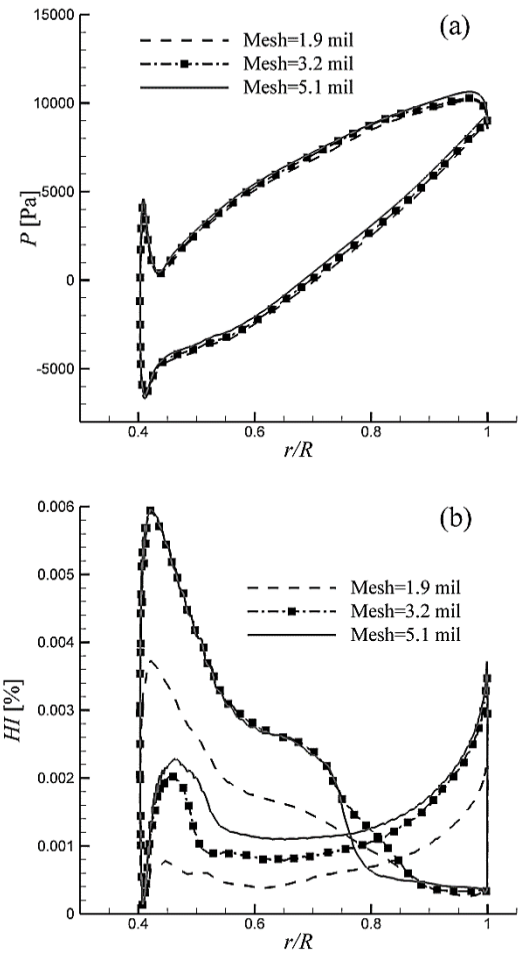

Fig. 4 Distribution of (a) pressure and (b) Hemolysis Index (HI) in the blade surface of centrifugal pump in the radial direction for different meshes

شکل 4 الف) توزیع فشار و ب) توزیع اندیس خون‌کاوی در راستای شعاعی پره پمپ گریز از مرکز برای شبکه‌های مختلف

که در آن $\overline{u_i u_j}$ مولفه تنش رینولدز می‌باشد. در رابطه (2) تانسور مرتبه دوم $\rho\overline{u_i u_j}$ به‌عنوان مجهول اضافی در معادلات جریان سیال وارد می‌گردد. با توجه به این‌که برای این مجهول معادله تحلیلی وجود ندارد، دستگاه معادلات فوق دستگاه بسته‌ای نخواهد بود. این تانسور تنش مجهول توسط روش‌های مختلفی تقریب زده می‌شود که این روش‌ها را اصطلاحا مدل‌سازی آشفتگی می‌نامند.

4-3- معادلات خون‌کاوی

به‌منظور تخمین معیاری مناسب برای سنجش خون‌کاوی در داخل قلب، روش‌های مختلفی ارائه شده است که در اغلب آن‌ها از مفهوم تنش برشی اسکالر[1] استفاده شده است. این تنش به‌عنوان تنشی یک‌بعدی به‌منظور در نظر گرفتن اثر تنش‌های شش‌گانه به‌صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\tau_s = \left\{\frac{1}{6}\left[(\sigma_{xx}-\sigma_{yy})^2+(\sigma_{xx}-\sigma_{zz})^2+(\sigma_{yy}-\sigma_{zz})^2\right] + (\tau_{xy}^2+\tau_{xz}^2+\tau_{yz}^2)\right\}^{\frac{1}{2}} \quad (3)$$

اساس رابطه فوق بر پایه معیار تنش فون-میسز[2] استوار است. در این رابطه τ_s معرف تنش برشی اسکالر بوده و σ و τ نیز به‌ترتیب بیانگر تنش‌های نرمال و برشی ایجاد شده در سیال می‌باشند. با استفاده از رابطه فوق، اندیس خون‌کاوی[3] به‌صورت زیر تعریف می‌شود [20,15]:

$$HI(\%) = \frac{\Delta Hb}{Hb} \times 100 = Ct^{\alpha}\tau_s^{\beta} \quad (4)$$

که در رابطه فوق HI، اندیس خون‌کاوی بوده که بیانگر درصد هموگلبین آزاد شده از گلبول‌های قرمز (ΔHb) به کل هموگلبین موجود در خون (Hb) می‌باشد. ضرایب C، α و β نیز ضرایبی تجربی هستند که توسط محققین مختلف ارائه شده‌اند. مقادیر ارائه شده برای این ضرایب در جدول 2 آورده شده است.

با خطی‌سازی HI نسبت به زمان و مشتق‌گیری از آن خواهیم داشت:

$$HI' = HI^{1/\alpha} \rightarrow \frac{D}{Dt}HI' = \left(C\tau_s^{\beta}\right)^{1/\alpha} \quad (5\text{-الف})$$

$$\left(\frac{\partial}{\partial t} + u\cdot\nabla\right)HI' = C^{1/\alpha}\tau_s^{\beta/\alpha} \quad (5\text{-ب})$$

معادله فوق، معادله انتقال برای اندیس خون‌کاوی می‌باشد که در کار

Fig. 5 Mesh used for Axial pump LVAD calculations

شکل 5 شبکه محاسباتی استفاده شده برای قسمت داخلی پمپ محوری به عنوان دستگاه کمک‌رسان بطن چپ

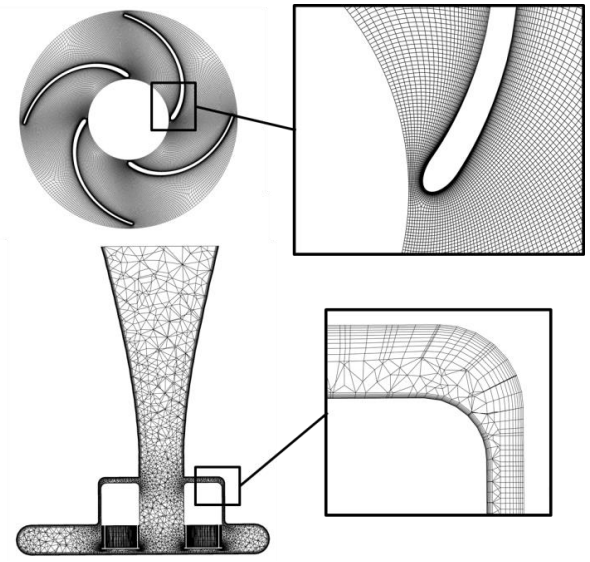

Fig. 6 Mesh used for Centrifugal pump LVAD calculations

شکل 6 شبکه محاسباتی استفاده شده برای پمپ گریز از مرکز به‌عنوان دستگاه کمک‌رسان بطن چپ

[1] Scaler Shear Stress
[2] Von Mises
[3] Hemolysis Index

حاضر با کدنویسی در محیط نرم‌افزار CFX در تحلیل‌های عددی در نظر گرفته شده است.

5- شبیه‌سازی عددی

به‌منظور شبیه‌سازی جریان سیال در داخل تمامی هندسه‌ها از نرم‌افزار تجاری CFX استفاده شده است. شرط همگرایی برای تمامی موارد، باقیمانده کمتر از 10^{-4} در نظر گرفته شد. برای شبیه‌سازی جریان در داخل پره‌های دوار هندسه‌های 3 و 4 از مدل محورهای چرخان استفاده شد. معیار تشخیص آشفته بودن جریان عدد رینولدز در ورودی در نظر گرفته شد. در تمامی رژیم‌های جریان آشفته، محدوده $Y+$ زیر واحد رعایت شده است. به همین دلیل لایه مرزی استفاده شده بر روی اجزا دوار دارای ابعاد کوچکتری در مقایسه با لایه مرزی ایجاد شده بر روی اجزا ثابت می‌باشند.

اندیس خون‌کاوی در ورودی جریان برابر با صفر در نظر گرفته شد و با متوسط‌گیری جرمی از این اندیس در خروجی، میزان خون‌کاوی در دستگاه‌های مختلف محاسبه گردید.

تنظیمات مختلف مورد استفاده برای حل جریان در هندسه‌های مختلف در جدول 3 آورده شده است.

6- صحت‌سنجی روش عددی

6-1- جریان در داخل لوله

برای جریان پایا و توسعه یافته در داخل لوله، بردار سرعت در راستای شعاعی برابر با صفر خواهد بود در این‌صورت معادله (5-ب) به‌صورت زیر بازنویسی می‌شود [10]:

$$U_z(r)\frac{dHI'(r,z)}{dz}=C^{1/\alpha}\tau_s^{\beta/\alpha} \quad (6)$$

با انتگرال‌گیری از معادله فوق خواهیم داشت:

$$HI=\frac{C\tau_s^{\alpha}}{U_z^{\beta}}z^{\beta} \quad (7)$$

که در رابطه فوق، z طول لوله بوده و U_z و τ_s برای جریان توسعه یافته در داخل لوله با استفاده از روابط زیر محاسبه می‌شوند:

$$U_z=U_{z,\max}\left[1-\left(\frac{r}{R}\right)^2\right] \quad (8)$$

$$\tau_s=2\mu U_{z,\max}\frac{r}{R^2} \quad (9)$$

جدول 2 ثابت‌های مورد استفاده در رابطه اندیس خون‌کاوی

Table 2 Constants for Hemolysis Index Equation

ردیف	ارائه دهنده	C	α	β
1	گیرزیپن و همکاران [21]	3.62e-7	2.416	0.785
2	هویزر و اوپیتس [22]	1.8e-6	1.991	0.765
3	ژانگ و همکاران [23]	1.228e-5	1.9918	0.6606

جدول 3 تنظیمات مورد استفاده برای حل جریان در داخل هندسه‌های مختلف

Table 3 CFD simulation settings for different cases

هندسه	نوع حل	رژیم جریان	مدل آشفتگی	مدل‌سازی بخش دوار
1	پایا	آرام	-	-
2	گذرا	آشفته	$SST-k-\omega$	فریم ساکن با دیواره‌های دوار
3	پایا	آشفته	$SST-k-\omega$	فریم متحرک برای ناحیه پره متحرک
4	پایا	آشفته	$SST-k-\omega$	فریم متحرک برای ناحیه چرخ

در صورت استفاده از ثوابت هویزر و اوپیتس اندیس خون‌کاوی در عدد رینولدز 200 (سرعت ماکزیمم 0.266 m/s) برابر با 0.99×10^{-6} به‌دست می‌آید که این مقدار با حل عددی برابر با 0.997×10^{-6} به‌دست آمد که دارای خطایی کمتر از 1% می‌باشد. بنابراین مدل مورد استفاده در جریان آرام با دقت بسیار خوبی قادر به تخمین اندیس خون‌کاوی می‌باشد. نحوه توزیع اندیس خون‌کاوی در خروجی لوله برحسب شعاع لوله و مقایسه نتایج تحلیلی با نتایج عددی در "شکل 7" آورده شده است. همان‌گونه که در این شکل مشاهده می‌شود در نواحی نزدیک به دیواره به‌واسطه بالا بودن تنش‌های برشی اندیس خون‌کاوی نیز دارای مقدار بالاتری می‌باشد و با حرکت به سمت مرکز لوله مقدار این اندیس به سمت صفر میل می‌کند که با توجه به رسم محور عمودی در مقیاس لگاریتمی مقدار صفر از مقادیر عددی حذف شده است.

6-2- جریان در اطراف دیسک چرخان

در مرجع [11]، میزان خون‌کاوی در هندسه دیسک دوار که ابعاد آن در بخش‌های قبلی اشاره شد طی آزمایش‌های مختلفی به‌دست آمده است. در تمامی این آزمایش‌ها، خون به مدت زمان 900 ثانیه تحت تنش برشی ناشی از دوران دیسک با سرعت 600 دور در دقیقه قرار دارد. به‌منظور جلوگیری از تماس خون با هوا قسمت بالایی دیسک با گاز نیتروژن پر شده است تا جلوی لخته شدن خون گرفته شود. طبق نتایج به‌دست آمده میزان خون‌کاوی در آزمایش‌های مختلف با یکدیگر بسیار متفاوت بوده که دلیل اصلی آن ماندن خون به مدت زمان طولانی داخل محفظه تست می‌باشد. با این‌حال مقدار متوسط برای خون‌کاوی در 8 آزمایش انجام شده برابر با 0.0459 ± 0.0190 گرم بر دسی‌لیتر گزارش شده است (کمترین میزان خون‌کاوی 0.0248 گرم بر دسی‌لیتر برای خون تازه و بیشترین مقدار خون‌کاوی 0.0710 گرم بر دسی‌لیتر برای خون مانده در محفظه تست به‌دست آمده است). با انجام شبیه‌سازی گذرا برای تاثیر تنش‌های برشی در ایجاد خون‌کاوی در داخل خون، مقدار متوسط وزنی برای خون‌کاوی در کل ناحیه حل برای مدل‌های اول تا سوم ارائه شده در جدول 2 به ترتیب برابر با 0.4409، 0.00564 و 0.0220 به‌دست آمد. برای محاسبه مقادیر فوق، مقدار هموگلوبین موجود در خون سالم، 15 گرم بر دسی‌لیتر در نظر گرفته شد که با ضرب این عدد در

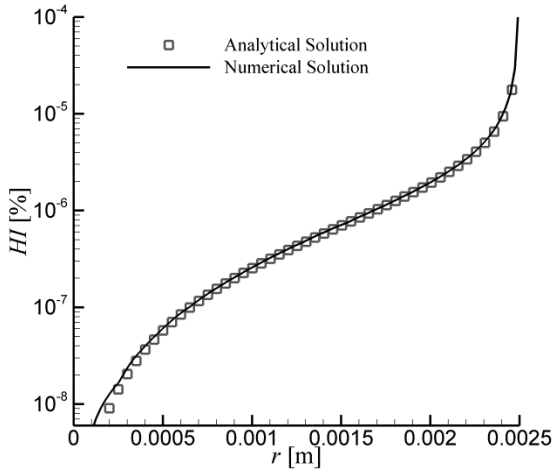

Fig. 7 Comparison of numerical and analytical result for Hemolysis Index at pipe outlet

شکل 7 مقایسه نتایج عددی با نتایج تحلیلی برای اندیس خون‌کاوی در خروجی لوله

اندیس خون‌کاوی که بیانگر درصد هموگلوبین آزاد شده به کل هموگلوبین موجود در بدن انسان می‌باشد می‌توان مقدار هموگلوبین آزاد شده برحسب گرم بر دسی‌لیتر را به‌دست آورد. نتایج نشان‌دهنده دقت بالاتر مدل ژانگ و همکاران در مقایسه با دو مدل دیگر می‌باشد. از طرف دیگر این مدل قادر به پیش‌بینی اثر باقیماندن خون در محفظه تست نبوده و تنها حد پایین خون‌کاوی برای خون تازه را پیش‌بینی می‌کند. با این حال با توجه به دقت قابل قبول به‌دست آمده برای پیش‌بینی اندیس خون‌کاوی با استفاده از مدل ژانگ در ادامه برای مقایسه اندیس خون‌کاوی در پمپ‌های مورد بررسی در کار حاضر از این مدل استفاده می‌شود.

7- نتایج حاصل

به‌منظور مقایسه نتایج به‌دست آمده برای پمپ محوری و گریز از مرکز با انجام روند سعی و خطا سرعت دورانی پمپ‌ها به گونه‌ای به‌دست آمد که هر دو پمپ در دبی 5 لیتر در دقیقه، هد تقریبی 100 میلی‌متر جیوه را تامین کنند. مقایسه‌ای از نتایج به دست آمده در جدول 4 آورده شده است.

با توجه به جدول 4 مشاهده می‌شود که در هد و دبی برابر سرعت دورانی پمپ محوری 21.6% بیشتر از سرعت دورانی پمپ گریز از مرکز می‌باشد که دلیل اصلی آن عدم استفاده از نیروهای گریز از مرکز در پمپ محوری به منظور افزایش فشار می‌باشد. بنابراین برای هد و دبی مشخص، پمپ محوری می‌بایستی در سرعت دورانی بالاتری نسبت به پمپ گریز از مرکز کار کند. بازده پمپ محوری 33.09% کمتر از پمپ گریز از مرکز به دست آمده است و به طبع توان مصرفی آن نیز بیشتر از پمپ گریز از مرکز می‌باشد. دلیل پایین بودن بازده پمپ محوری نسبت به پمپ گریز از مرکز را می‌توان در شرایط کاری دو پمپ و تعریف سرعت مشخصه به‌صورت زیر جستجو کرد:

$$n_s = n(\text{rpm})\frac{\sqrt{Q(\frac{\text{m}^3}{\text{s}})}}{H(\text{m})^{\frac{3}{4}}} \quad (10)$$

با استفاده از تعریف فوق برای دبی 5 لیتر بر دقیقه و هد 100 میلی‌متر جیوه (1.36 متر آب)، سرعت مشخصه پمپ برای محدوده سرعت دورانی 4000 تا 8000 دور بر دقیقه در محدوده 30 تا 60 در واحد SI (محدوده 1500 تا 3000 در واحد انگلیسی) قرار می‌گیرد که با توجه به "شکل 8" مشاهده می‌شود که کاملا در محدوده کارکرد پمپ‌های گریز از مرکز می‌باشد [24]. بنابراین بدیهی است که پمپ گریز از مرکز در چنین شرایط کاری دارای بازده بالاتری نسبت به پمپ محوری باشد.

با مقایسه اندیس خون‌کاوی به‌دست آمده برای هر دو پمپ، مشاهده می‌شود که پمپ محوری 2.85 برابر پمپ گریز از مرکز منجربه آزادسازی هموگلوبین در خون می‌شود که دلیل اصلی آن بالا بودن سرعت دورانی و همچنین پایین بودن فاصله هوایی در پمپ محوری (فاصله شعاعی 0.25 میلی‌متر در پمپ محوری در مقایسه با فاصله محوری 1 میلی‌متر و فاصله

جدول 4 نتایج عددی به دست آمده برای پمپ محوری و گریز از مرکز دبی 5 lpm

Table 4 CFD results of axial and centrifugal pump for 5lpm flow rate

ردیف	پارامتر	واحد	پمپ گریز از مرکز	پمپ محوری
1	هد پمپ	mmHg	99.98	100.51
2	سرعت دورانی	rpm	5550	6750
3	بازده پمپ	%	49.51	16.42
4	توان مصرفی	W	2.24	6.80
5	اندیس خون‌کاوی	%	0.002068	0.005899

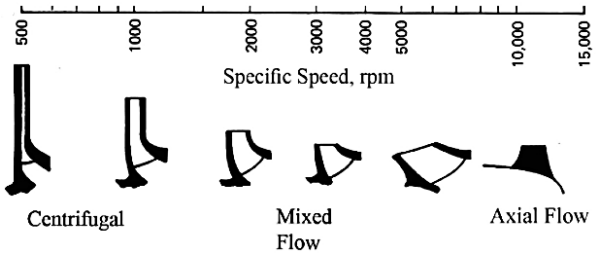

Fig. 8 Classification of pumps based on the specific speed (English Units) [24]

شکل 8 طبقه‌بندی پمپ‌ها برحسب سرعت مشخصه (واحد انگلیسی) [24]

شعاعی 0.5 میلی‌متر در پمپ گریز از مرکز) در مقایسه با پمپ گریز از مرکز می‌باشد که منجر به بالا بودن تنش‌های برشی ایجاد شده در پمپ محوری می‌گردد.

از طرف دیگر همان‌گونه که در رابطه (4) نشان داده شد، علاوه‌بر اندازه تنش، زمان ماند خون در آن تنش برشی نیز بر روی اندیس خون‌کاوی تاثیرگذار خواهد بود. به‌منظور مقایسه زمان ماند خون در هر دو هندسه مورد مطالعه، خطوط جریان به‌دست آمده از ورودی تا خروجی پمپ گریز از مرکز و محوری به دست آمد که به‌ترتیب در "شکل‌های 9 و 10" آورده شده است. در این شکل‌ها رنگ‌بندی خطوط جریان برحسب زمان ماند در داخل پمپ می‌باشد. همان‌گونه که مشاهده می‌شود به‌دلیل چرخش زیاد خون در فاصله هوایی بین روتور و پوسته پمپ محوری، زمان ماند خون در داخل پمپ محوری بالاتر از پمپ گریز از مرکز می‌باشد که همین عامل به همراه بالاتر بودن تنش برشی در پمپ محوری منجربه بالاتر بودن اندیس خون‌کاوی در آن می‌گردد.

از طرف دیگر، با مقایسه خطوط جریان در خروجی پمپ محوری و گریز از مرکز در "شکل‌های 9 و 10" به وضوح دیده می‌شود که دیفیوزر استفاده شده در پمپ محوری به خوبی قادر به حذف گردابه‌های خروجی از روتور نبوده و جریان خروجی از پمپ دارای چرخش زیادی می‌باشد. با این حال در پمپ گریز از مرکز، حلزونی استفاده شده به خوبی چرخش جریان را حذف کرده و جریان یکنواخت‌تری در خروجی پمپ دیده می‌شود.

8- نتیجه‌گیری

در مقاله حاضر پس از اعتبارسنجی مدل خون‌کاوی در جریان آرام و آشفته، توزیع جریان در داخل دو پمپ کمک‌رسان بطن مختلف به منظور بررسی پارامترهای تاثیرگذار در عملکرد آن‌ها مورد مطالعه قرار گرفت. در مدل اول مورد استفاده برای اعتبارسنجی، جریان آرام در داخل لوله‌ای به قطر 5 میلی‌متر و طول 400 میلی‌متر در نظر گرفته شد. مقایسه نتایج تحلیلی و عددی در این هندسه نشان‌دهنده دقت بالای مدل عددی در محاسبه میزان خون‌کاوی در داخل جریان با رژیم آرام بود. با این حال با توجه به این‌که رژیم جریان در داخل پمپ‌ها از نوع آشفته می‌باشد، به‌منظور اعتبارسنجی دقیق‌تر از مدل دیسک چرخان استفاده شد. شبیه‌سازی گذرای جریان در داخل این هندسه و مقایسه آن با نتایج آزمایشگاهی ارائه شده در مرجع [11] نشان داد که مدل ژانگ و همکاران در مقایسه با دو مدل دیگر مورد بررسی در کار حاضر دارای دقت بالاتری در تخمین میزان خون‌کاوی می‌باشد. با این حال این مدل قادر به پیش‌بینی اثر باقیماندن خون در داخل محفظه تست نبوده و نتایج آن برای خون تازه معتبر خواهد بود. از طرفی با توجه به شرایط کارکرد دائمی پمپ‌های مورد استفاده به‌عنوان دستگاه‌های کمک‌رسان بطن

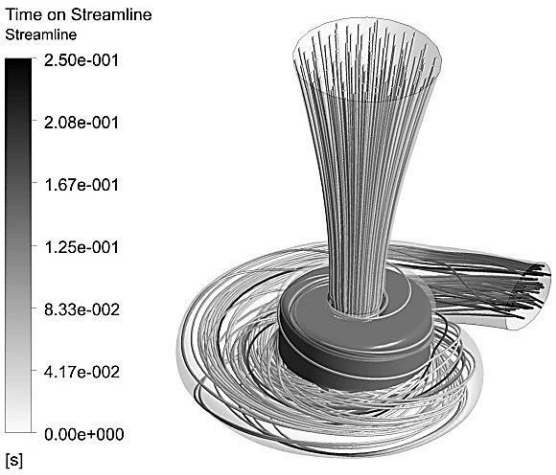

Fig. 9 Stream lines in centrifugal pump

شکل 9 خطوط جریان به دست آمده برای پمپ گریز از مرکز

Fig. 10 Stream lines in axial pump

شکل 10 خطوط جریان به دست آمده برای پمپ محوری

در داخل بدن، همواره خون تازه در داخل این پمپ‌ها جریان داشته و از نتایج به‌دست آمده برای اندیس خون‌کاوی با استفاده از مدل ژانگ و همکاران می‌توان برای تخمین خون‌کاوی در داخل تجهیزات دوار استفاده کرد.

به‌منظور مقایسه عملکرد پمپ‌های محوری و گریز از مرکز به عنوان دستگاه کمک‌رسان بطن چپ، با توجه به مراجع موجود هندسه دو پمپ مختلف (پمپ محوری LEV-VAD و پمپ گریز از مرکز هارت‌میت 3) ایجاد گردید. با شبیه‌سازی عددی جریان خون در داخل این پمپ‌ها، مقایسه‌ای بین شرایط کارکرد این پمپ‌ها در دبی 5 لیتر بر دقیقه و هد 100 میلی‌متر جیوه انجام شد که نتایج به‌دست آمده در ادامه آورده شده است:

- برای هد و دبی ثابت سرعت دورانی پمپ گریز از مرکز 21.6% کمتر از پمپ محوری به‌دست آمد.
- بازده پمپ گریز از مرکز به میزان 33.09% بیشتر از بازده پمپ محوری محاسبه شد.
- با توجه به شرایط مورد نیاز بدن انسان برای پمپاژ خون (دبی 5 لیتر بر دقیقه و هد 100 میلی‌متر جیوه)، سرعت مشخصه پمپ در محدوده پمپ‌های گریز از مرکز قرار می‌گیرد که علت بالا بودن بازده پمپ گریز از مرکز را توجیه می‌کند.
- با توجه به بازده پایین پمپ محوری، توان مصرفی آن نیز 2.8 برابر پمپ گریز از مرکز می‌باشد.
- زمان ماند خون در داخل پمپ محوری بیشتر از پمپ گریز از مرکز محاسبه شد.
- با توجه به فاصله هوایی کمتر بین روتور و پوسته و همچنین بالا بودن سرعت دورانی پمپ محوری در مقایسه با پمپ گریز از، میزان خون‌کاوی در پمپ محوری 2.85 برابر پمپ گریز از مرکز به‌دست آمد.

با توجه به تمامی موارد گفته شده مشاهده می‌شود که پمپ‌های گریز از مرکز در مقایسه با پمپ‌های محوری شرایط کاری ایمن‌تری داشته و با توجه به بازده بالاتر، برای مدت زمان کارکرد یکسان، بیمار احتیاجی به حمل باتری‌های اضافی که منجر به سنگین‌تر شدن کیف همراه دستگاه‌ها می‌گردد را نخواهد داشت. با این حال پمپ‌های محوری با توجه به قطر کمتر خود به راحتی در داخل بدن جاگذاری شده و در جدیدترین نمونه‌های طراحی شده این پمپ‌ها سرعت‌های دورانی بالایی (مانند 9000 تا 11000 دور بر دقیقه) برای نقطه طراحی آن‌ها در نظر گرفته شده است، تا علاوه‌بر کاهش ابعاد پمپ، با افزایش سرعت مشخصه پمپ، بازده هیدرودینامکی آن نیز افزایش یابد.

با این حال در یک جمع‌بندی کلی به نظر می‌رسد آینده این پمپ‌ها به سمت طراحی پمپ‌های گریز از مرکز (هارت‌میت 3، هارت‌ویر HVAD[1]) و یا طراحی پمپ‌هایی با پره‌های محوری با استفاده از حلزونی در انتهای آن (هارت‌ویر MVAD) به‌منظور حذف لوله خروجی از پمپ و در نتیجه کاهش جریان‌های چرخشی در خروجی آن در حال حرکت است.

9- فهرست علایم

H	هد پمپ (m یا mmHg)
Hb	هموگلوبین موجود در خون (gL^{-1})
HI	اندیس خون‌کاوی
HI'	اندیس خون‌کاوی خطی‌شده
n	سرعت دورانی (rpm)
n_s	سرعت مشخصه ($rpm.m^{3/4}s^{-1/2}$)
P	فشار ($kgm^{-1}s^{-2}$)
Q	دبی (m^3s^{-1})
R	شعاع لوله (m)
t	زمان (s)
U	سرعت (ms^{-1})
$\overline{u_i u_j}$	مولفه تنش رینولدز (m^2s^{-2})
z	طول لوله (m)

علایم یونانی

μ	لزجت دینامیکی ($kgm^{-1}s^{-1}$)
ν	لزجت سینماتیکی (m^2s^{-1})
ρ	چگالی (kgm^{-3})
σ	تنش نرمال ($kgm^{-1}s^{-2}$)
τ	تنش برشی ($kgm^{-1}s^{-2}$)
τ_s	تنش برشی اسکالر ($kgm^{-1}s^{-2}$)

10- مراجع

[1] *Daily death of 378 Irannian people due to heart deseases*, Accessed on 29 September 2012; http://tasalamati.com/e/JoPK/. (in Persian فارسی)

[1] HeartWare HVAD

[2] D. Mozaffarian, E. J. Benjamin, A. S. Go, D. K. Arnett, M. J. Blaha, e. al., Heart disease and stroke statistics-2015 update, a report from the american heart association, *Circulation*, Vol. 131, No. 4, pp. 29-232, 2015.
[3] E. M. Schumer, M. C. Black, G. Monreal, M. S. Slaughter, Left ventricular assist devices: Current controversies and future directions, *European Heart Journal*, Vol. 37, No. 46 pp. 3434-3439, 2015.
[4] M. S. Slaughter, J. G. Rogers, C. A. Milano, S. D. Russell, J. V. Conte, D. Feldman, B. Sun, A. J. Tatooles, R. M. Delgado, J. W. Long, T. C. Wozniak, W. Ghumman, D. J. Farrar, O. H. Frazier, Advanced heart failure treated with continuous-flow left ventricular assist device, *The New England Journal of Medicine*, Vol. 361, No. 23, pp. 2241-2251, 2009.
[5] T. Akamatsu, T. Nakazeki, H. Itoh, Centrifugal blood pump with a magnetically suspended impeller, *Artificial Organs*, Vol. 16, No. 3, pp. 305-308, 1992 .
[6] S. C. M. Yu, B. T. H. Ng, W. K. Chan, L. P. Chua, The flow patterns within the impeller passages of a centrifugal blood pump model, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 22, No. 6, pp. 381-393, 2000.
[7] T. Pirbodaghi, C. Cotter, K. Bourque, Power consumption of rotary blood pumps: Pulsatile versus constant-speed mode, *Artificial Organs*, Vol. 38, No. 12, pp. 1024-1028, 2014.
[8] A. Untaroiu, H. G. Wood, P. E. Allaire, A. L. Throckmorton, S. Day, S. M. Patel, P. Ellman, C. Tribble, D. B. Olsen, Computational design and experimental testing of a novel axial flow LVAD, *ASAIO Journal*, Vol. 51, No. 6, pp. 702-710, 2005.
[9] W.C. Chiu, G. Girdhar, M. Xenos, Y. Alemu, J. S. Soares, S. Einav, M. Slepian, D. Bluestein, Thromboresistance comparison of the HeartMate II Ventricular assist device with the device thrombogenicity emulation-optimized HeartAssist 5 VAD, *Journal of Biomechanical Engineering, Transactions of the ASME*, Vol. 136, No. 2, pp. 021014-021014-9, 2014.
[10] P. Hariharan, G. D'Souza, M. Horner, R. A. Malinauskas, M. R. Myers, Verification benchmarks to assess the implementation of computational fluid dynamics based hemolysis prediction models, *Journal of Biomechanical Engineering,Transactions of the ASME*, Vol. 137, No. 9, pp. 094501-1-094501-10, 2015.
[11] L. Gu, W. Smith, G. P. Chatzimavroudis, Mechanical fragility calibration of red blood cells, *ASAIO Journal*, Vol. 51, No. 3, pp. 194-201, 2005.
[12] X. Song, A. Untaroiu, H. G. Wood, P. E. Allaire, A. L. Throckmorton, S. W. Day, D. B. Olsen, Design and transient computational fluid dynamics study of a continuous axial flow ventricular assist device, *ASAIO Journal*, Vol. 50, No. 3, pp. 215-224, 2004.
[13] S. Kyo, *Ventricular Assist Devices in Advanced-Stage Heart Failure*, pp.131-135, Tokyo: Springer, 2014.
[14] T. Pirbodaghi, S. Asgari, C. Cotter, K. Bourque, Physiologic and hematologic concerns of rotary blood pumps: What needs to be improved?, *Heart Failure Reviews*, Vol. 19, No. 2, pp. 259-266, 2014.
[15] J. Zhang, B. Gellman, A. Koert, K. A. Dasse, R. J. Gilbert, B. P. Griffith, Z. J. Wu, Computational and experimental evaluation of the fluid dynamics and hemocompatibility of the centrimag blood pump, *Artificial Organs*, Vol. 30, No. 3, pp. 168-177, 2006.
[16] G. Zhang, M. Zhang, W. Yang, X. Zhu, Q. Hu, Effects of Non-Newtonian fluid on centrifugal blood pump performance, *International Communications in Heat and Mass Transfer*, Vol. 35, No. 5, pp. 613-617, 2008.
[17] X. C. Yang, Y. Zhang, X. M. Gui, S. S. Hu, Computational fluid dynamics-based hydraulic and hemolytic analyses of a novel left ventricular assist blood pump, *Artificial Organs*, Vol. 35, No. 10, pp. 948-955, 2011.
[18] B. Su, L. P. Chua, X. Wang, Validation of an axial flow blood pump: Computational fluid dynamics results using particle image velocimetry, *Artificial Organs*, Vol. 36, No. 4, pp. 359-367, 2012.
[19] A. Schenkel, M. O. Deville, M. L. Sawley, P. Hagmann, J. D. Rochat, Flow simulation and hemolysis modeling for a blood centrifuge device, *Computers & Fluids*, Vol. 86, No. 1, pp. 185-198, 2013.
[20] M. I. Farinas, A. Garon, D. Lacasse, D. N'dri, Asymptotically consistent numerical approximation of hemolysis, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 128, No. 5, pp. 688-696, 2006.
[21] M. Giersiepen, L. J. Wurzinger, R. Opitz, H. Reul, Estimation of shear stress-related blood damage in heart valve prostheses-in vitro comparison of 25 aortic valves, *Artificial Organs*, Vol. 13, No. 5, pp. 300-306, 1990.
[22] H. G., R. Opitz, A couette viscometer for short time shearing of blood, *Biorheology*, Vol. 17, No. 1, pp. 17-24, 1980.
[23] T. Zhang, M. E. Taskin, H. B. Fang, A. Pampori, R. Jarvik, B. P. Griffith, Z. J. Wu, Study of flow-induced hemolysis using novel couette-type blood-shearing devices, *Artificial Organs*, Vol. 35, No. 12, pp. 1180-1186, 2011.
[24] Ahmad Nourbakhsh, André B. Jaumotte, Charles Hirsch, H. B. Parizi, *Turbopumps and Pumping Systems*, pp. 39-41, Verlag Berlin Heidelberg: Springer, 2007.