

Design and Simulation of the Right Ventricular Mini Assist Centrifugal Pump

Sahebi-Kuzeh-Kanan, Reza ¹ / Niroomand-Oscuii, Hanieh ^{2*} / Yazdanpanah-Ardakani, Kohyar ³

¹ - M.Sc. Student, Department of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

² - Associate Professor, Department of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

³ - Ph.D. Student, Department of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2019.107318.1480

Received: 8 May 2019

Revised: 10/7/2019-8/9/2019-23/11/2019-16/12/2019

Accepted: 17 December 2019

KEYWORDS

Heart
Ventricular Assist Device
Impeller
Hemolysis
Centrifugal Pump

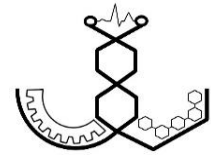
ABSTRACT

Nowadays, patients crowd suffering from heart disease are increasing along with the development of technology and mechanized life. On the other hand, donor hearts ready for transplantation is limited in the world. Therefore, exploiting blood pumps is a suitable alternative for helping the patient during the waiting time and even until the end of life. The blood pumps should be able to satisfy the biological needs, including proper output pressure and flow rate, in an acceptable margin of safety in terms of blood injuries. Reduction of pump size, blood exposure time and blood damages such as hemolysis are mentioned as the important challenges in the design of blood pumps. 30% of the patients who are using a left ventricle blood pump, required right ventricle blood pump due to right ventricle failure. Fulfilling the physiological requirement of right ventricle a RVAD must generate pressure in the range of 15-25 mmHg and flow rate equal to 5 L/min. generation of pressure over 25 mmHg will lead to pulmonary hypertension and its consequent problems. In this research, a centrifugal blood pump is designed for the right ventricle with an emphasis on impeller geometry. This pump is simulated for rotational speeds of 1500, 2000 rpm and flow rates of 4-6 L/min by using the computational fluid dynamics. The designed pump produces a flow rate of 5 L/min at 1500 rpm and a pressure of 23 mmHg. The amount of the hemolysis index calculated by the Lagrangian method is 0.00413.

*Corresponding Author

Address	Department of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran		
Postal Code	5331811111	Tel	+98-41-33458456
E-Mail	niroomand@sut.ac.ir	Fax	+98-41-33458456





طراحی و شبیه‌سازی پمپ گریز از مرکز کوچک کمک بطنی راست

صاحبی کوزه‌کنان، رضا^۱ / نیرومند اسکویی، هانیه^{۲*} / یزدان‌پناه اردکانی، کهیار^۳

^۱ - دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند تبریز، تبریز، ایران

^۲ - دانشیار، گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند تبریز، تبریز، ایران

^۳ - دانشجوی دکتری، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند تبریز، تبریز، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2019.107318.1480

پذیرش: ۲۶ آذر ۱۳۹۸

بازنگری: ۱۳۹۸/۴/۱۹ - ۱۳۹۸/۶/۱۷ - ۱۳۹۸/۹/۲ - ۱۳۹۸/۹/۲۵

ثبت در سامانه: ۱۸ اردیبهشت ۱۳۹۸

چکیده

واژه‌های کلیدی

امروزه با پیشرفت تکنولوژی و زندگی ماشینی، تعداد مبتلایان به بیماری‌های قلبی در حال افزایش است. از طرفی تعداد قلب‌های آماده‌ی پیوند در دنیا محدود می‌باشد. بنابراین استفاده از پمپ‌های قلبی برای کمک به بیمار در طول زمان انتظار و حتی تا آخر عمر، جای‌گزین مناسبی به شمار می‌رود. پمپ‌های کمکی قلب باید توانایی برآورده کردن نیازهای بیولوژیکی مانند فشار و دبی مناسب قلب را داشته باشند و هم‌چنین از نظر آسیب‌های خونی در ناحیه‌ی امن قرار گیرند. از چالش‌های مهم در طراحی پمپ‌های کمک قلبی می‌توان به کوچک کردن ابعاد پمپ، کاهش زمان ماندگاری خون در داخل پمپ و کاهش آسیب‌های خونی مانند خون‌کافت اشاره کرد. در ۳۰٪ از بیمارانی که تحت عمل جراحی جای‌گذاری پمپ کمکی بطن چپ قرار گرفته‌اند، پس از مدتی بطن راست آن‌ها نیز دچار نارسایی شده و به پمپ کمکی بطن راست نیاز پیدا کرده‌اند. از جمله محدودیت‌های فیزیولوژیکی برای جریان ریوی، تولید فشار ۱۵-۲۵ میلی‌متر جیوه و دبی ۵ لیتر بر دقیقه می‌باشد. شایان ذکر است که تولید فشار بیش از ۲۵ میلی‌متر جیوه منجر به ایجاد فشار خون در شریان ریوی و مشکلات متاثر از آن خواهد شد. در این پژوهش یک پمپ قلبی گریز از مرکز با تمرکز روی هندسه‌ی پره برای بطن راست طراحی شده است. این پمپ با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی برای سرعت‌های دورانی ۱۵۰۰ و ۲۰۰۰ دور در دقیقه و دبی‌های ۴-۶ لیتر بر دقیقه شبیه‌سازی شده است. پمپ طراحی شده، دبی ۵ لیتر بر دقیقه در سرعت دورانی ۱۵۰۰ دور در دقیقه و فشار ۲۳ میلی‌متر جیوه را تولید می‌کند. میزان شاخص خون‌کافت محاسبه شده با استفاده از روش لاگرانژی برابر با ۰/۰۰۴۱۳ است.

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند تبریز، تبریز، ایران

تلفن ۹۸-۴۱-۳۳۴۵۸۴۵۶

دورنگار

۵۳۳۱۸۱۱۱۱۱

۹۸-۴۱-۳۳۴۵۸۴۵۶

niroomand@sut.ac.ir

کد پستی

پست الکترونیک

۱- مقدمه

امروزه بیماری‌های قلبی نسبت به گذشته شیوع بیش‌تری پیدا کرده است. برخی از بیماری‌های عضلانی قلب ناشی از بیماری‌های عروقی و یا مادرزادی هستند که نارسایی‌های قلبی را به دنبال دارند. با وجود تلاش‌های مختلف در جهت کاهش خطرات ناشی از بیماری‌های قلبی، هم‌چنان حدود ۲۳ میلیون نفر در جهان به بیماری‌های قلبی مبتلا هستند و هر ساله به تعداد این افراد افزوده می‌شود که حدود ۳۰٪ از مرگ و میرهای جهان را به خود اختصاص می‌دهد [۱-۳].

یکی از راه‌های درمان در صورت کارساز نبودن درمان دارویی، انجام عمل پیوند قلب است. به دلیل ناچیز بودن تعداد قلب‌های آماده‌ی پیوند نسبت به تعداد افراد بیمار، لازم است تا از وسایل مکانیکی مانند قلب مصنوعی کامل^۱ یا دستگاه کمک بطنی^۲ که وظیفه‌ی گردش خون را بر عهده دارند، استفاده شود [۴].

از مهم‌ترین آسیب‌های خونی که در پمپ‌های خون ایجاد شده و بیش‌ترین تاثیر را روی خون می‌گذارند می‌توان به خون‌کافت^۳ و لخته شدن^۴ خون اشاره کرد. خون‌کافت معمولاً به دلیل قرار گرفتن خون در تنش برشی بالا، ناشی از سرعت بالای پره در مدت زمان طولانی ایجاد شده و باعث پارگی گلبول‌های قرمز می‌شود. از طرفی در قسمت‌هایی از پمپ که سرعت کم‌تر بوده و یا جریان‌های برگشتی ایجاد شود، لخته شدن خون اتفاق می‌افتد [۵-۹]. کاهش این آسیب‌های خونی، از چالش‌های اصلی در طراحی پمپ‌های خونی می‌باشد.

از طرفی پمپ‌های طراحی شده باید قابلیت تولید فشار و دبی لازم برای سیستم گردش خون را داشته باشند. محدودیت اصلی دیگر در طراحی پمپ‌های خونی، ابعاد پمپ است که باید متناسب با مکان قرارگیری آن داخل قفسه‌ی سینه باشد. کاهش ابعاد پمپ مستلزم افزایش سرعت دورانی آن برای تامین فشار و دبی لازم برای سیستم گردش خون است که باعث افزایش تنش برشی و افزایش خون‌کافت می‌شود. محدودیت‌های ذکر شده منجر به طراحی و استفاده از انواع مختلف پمپ در دستگاه‌های کمک بطنی برای کاهش آسیب‌های خونی شده است که از جمله رایج‌ترین این پمپ‌ها می‌توان به پمپ‌های رفت و برگشتی، محوری و گریز از مرکز اشاره کرد [۱۰-۱۵]. امروزه پمپ‌های رفت و برگشتی به دلیل بالا بودن میزان آسیب‌های خونی کم‌تر مورد استفاده قرار گرفته و عمدتاً از پمپ‌های محوری و گریز از مرکز استفاده می‌شود. از پمپ‌های محوری

بیش‌تر برای تولید دبی بالا و از پمپ‌های گریز از مرکز بیش‌تر برای تولید فشار بالا استفاده شده که با توجه به دبی و فشار لازم در بطن‌ها، پمپ گریز از مرکز نسبت به پمپ محوری مناسب‌تر می‌باشد. از طرفی به دلیل پایین بودن سرعت دورانی پمپ گریز از مرکز نسبت به پمپ محوری، میزان تنش برشی کم‌تر بوده و خون‌کافت کم‌تر اتفاق می‌افتد [۱۶-۲۲].

دمیر و هم‌کارانش (۲۰۱۱) پژوهشی را در مورد اثر شیب پروفیل تیغه‌های پره انجام داده و نتیجه گرفتند که پره‌ای با شیب تیغه‌های زیاد در ورودی، تنش برشی کم‌تری ایجاد کرده و خطوط جریان منظم‌تری دارد. آن‌ها دو نوع محفظه‌ی حلزونی را نیز مورد بررسی قرار داده و نشان دادند که محفظه‌ی حلزونی با زبانه‌ی خروجی گرد، تنش برشی کم‌تری ایجاد می‌کند [۲۳]. وان و هم‌کارانش (۲۰۱۶) تاثیر سطح مقطع پره‌ها در ایجاد تنش برشی را مورد بررسی قرار دادند، این مطالعه روی دو پره‌ی شبیه به هم که سطح مقطع یکی از آن‌ها با ایجاد برش کم‌تر از دیگری بود صورت گرفت و نشان داد که میزان تنش برشی برای پره با سطح مقطع کم‌تر به دلیل سرعت دورانی بالا برای تامین فشار لازم نسبت به پره‌ی دیگر بیش‌تر است [۲۴].

موندی و هم‌کارانش (۲۰۱۷) تحقیقی را در مورد هندسه‌ی سه نوع پره‌ی پس‌رو، پیش‌رو و راست در قسمت خروجی پره انجام داده و نتیجه گرفتند که در پره‌ی پس‌رو میزان تنش برشی کم‌تر و به تبع آن میزان آسیب‌های خونی نیز کم‌تر بوده و این نوع پره برای استفاده در پمپ‌های خونی مناسب‌تر است [۱].

در تحقیقات پیشین، اکثر پره‌های مورد استفاده در پمپ‌های کمکی قلب به صورت باز یا نیمه‌باز طراحی شده است. در این تحقیقات به دلیل عدم وجود پوشش بالایی در پره‌ها، مقدار سیالی که در بین تیغه‌ی پره‌ها به دام می‌افتد کم بوده و از این رو عمل کرد هیدرولیکی پمپ‌ها ضعیف است. برای جبران این ضعف به ناچار دور پمپ افزایش داده شده که این افزایش دور باعث افزایش تنش برشی و در نتیجه افزایش خون‌کافت شده است. هم‌چنین تا کنون اکثر پمپ‌های کمکی قلب برای بطن چپ طراحی شده است در حالی که تحقیقات نشان می‌دهد که ۳۰٪ از افرادی که تحت عمل جراحی جای‌گذاری پمپ کمکی بطن چپ قرار گرفته پس از مدتی به جای‌گذاری پمپ کمکی بطن راست نیاز پیدا می‌کنند [۲۵]. با این حال طراحی پمپ کمکی بطن راست کم‌تر مورد توجه محققان قرار گرفته است. هم‌چنین بطن راست دارای محدودیت‌های فیزیولوژیکی مانند

^۳ Hemolysis^۴ Thrombosis^۱ Total Artificial Heart^۲ Ventricular Assist Device

نمای کلی پره که در نرم‌افزار سالی‌دورک^۳ طراحی شده در شکل (۱) نشان داده شده است.



۲-۲- معادلات حاکم

معادلات حاکم بر مساله، معادلات پیوستگی و مومنتم^۴ بوده که به ترتیب در روابط (۱) و (۲) ارائه شده‌اند [۲۸].

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0 \quad (1)$$

$$\vec{u} \cdot \nabla \vec{u} = -\nabla \frac{P}{\rho} + \nu \nabla^2 \vec{u} \quad (2)$$

در این روابط، $\vec{u}$ ، P و ν به ترتیب بیان‌گر بردار سرعت، فشار و ویسکوزیته‌ی سینماتیک^۵ هستند.

با توجه به این‌که معمولاً سرعت در پمپ‌ها بالا بوده و جریان به صورت مغشوش است، باید شبیه‌سازی برای جریان مغشوش انجام شود. برای مدل‌سازی جریان مغشوش از مدل کی-امگا^۶ استفاده شده که روابط مربوط به آن در ادامه ارائه شده است [۲۹]. لزجت سینماتیکی اغتشاش به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$\nu_T = \frac{a_1 k}{\max(a_1 \omega, \Omega F_2)} \quad (3)$$

در این رابطه، Ω بیان‌گر وریته‌ی است.

تولید فشار ۱۵-۲۵ میلی‌متر جیوه و دبی ۵ لیتر بر دقیقه بوده و لازم به ذکر است که فشار بالای ۲۵ میلی‌متر جیوه منجر به ایجاد فشار خون ریوی می‌شود. در این مقاله سعی شده است که با ایده گرفتن از پمپ مرا^۱، پمپی با تمرکز بر هندسه‌ی پره طراحی شود تا میزان آسیب‌های خونی مانند خون‌کافت و زمان ماندگاری در داخل پمپ کاهش یابد و همچنین این پمپ بتواند فشار و دبی لازم برای بطن راست را تامین کرده و به عنوان پمپ کمکی بطن راست مورد استفاده قرار گیرد.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- طراحی پره‌ی پمپ

ایده‌ی طراحی این هندسه از یک نوع پمپ خونی به نام مرا گرفته شده است. پوشش بالایی^۲ موجود در این پره تاثیر زیادی در افزایش عمل‌کرد هیدرولیکی پمپ داشته و همچنین پرها و کانالی که سیال در داخل آن جریان دارد به نحوی طراحی شده که قسمتهایی که احتمال ایجاد جریان‌های برگشتی، حبس شدن سیال و سکون سیال در آن وجود دارد، به حداقل رسیده است. مشخصات هندسی پمپ طراحی شده و پمپ مرا در جدول (۱) ارائه شده است. با توجه به این‌که تمامی اطلاعات پمپ مرا در دسترس نبوده، بعضی از پارامترهای هندسی پمپ طراحی شده به صورت آزمون و خطا به دست آمده است.

جدول (۱) - مشخصات هندسی پمپ طراحی شده و پمپ مرا

پمپ طراحی شده	پمپ مرا	پارامتر
mm ۵۸	mm ۵۸	قطر پره [۲۷]
mm ۱۰	mm ۹/۱	قطر لوله‌ی ورودی [۲۶]
mm ۱۰	mm ۹/۵	قطر لوله‌ی خروجی [۲۶]
mm ۴	mm ۴	ارتفاع کانال پره [۲۷]
۴	۴	تعداد کانال‌های پره [۲۷]
mm ۵	عدم وجود اطلاعات	عرض کانال پره
mm ۲۰	عدم وجود اطلاعات	مساحت کانال
mm ۲	عدم وجود اطلاعات	لقی بین محفظه و پره
mm ۲۰	عدم وجود اطلاعات	ارتفاع پره
rpm ۱۵۰۰	عدم وجود اطلاعات	سرعت دورانی
mmHg ۲۱	عدم وجود اطلاعات	هد
L/min ۵	عدم وجود اطلاعات	دبی طراحی

^۴ Momentum

^۵ Kinematic Viscosity

^۶ K- ω SST

^۱ MERA

^۲ Shroud

^۳ SOLIDWORKS Premium 2015

نرم افزار انسیس سی اف ایکس^۱ استفاده شده است. از این نرم افزار به دلیل توانایی آن در تحلیل جریان در پمپ‌ها، به طور گسترده در زمینه‌ی دستگاه‌های کمکی قلب استفاده می‌شود [۳۲-۳۰]. در این مقاله از روش حجم محدود برای گسسته سازی معادلات و از روش ضمنی برای حل معادلات استفاده شده است. در سال ۲۰۱۷ سازمان غذا و دارو (FDA) با توجه به عدم وجود روش اعتبارسنجی استاندارد در مطالعات عددی تجهیزات کمک بطنی و نیز ترغیب محققان به استفاده از مدل‌های عددی جهت پیش بینی الگوهای جریان و خون کاوی در پمپ‌های کمک بطنی، به جمع آوری نتایج حاصل از شبیه سازی بیش از ۲۰ گروه تحقیقاتی مستقل در زمینه‌ی پمپ‌های کمک بطنی اقدام نمود. در این مطالعه به ارائه‌ی گزارشی از یافته‌های اخیر سازمان FDA پرداخته شده که جزئیات شبیه سازی عددی مربوط به پمپی که از طرف این سازمان به عنوان پمپ معیار معرفی شده است را شامل می‌شود. نتایج حاصل از این پژوهش نشان می‌دهد که در ۵۷٪ از شبیه سازی‌های عددی، مقادیر هد تولیدی توسط پمپ در محدوده‌ی یک انحراف معیار از متوسط اندازه گیری شده قرار داشته و بیش ترین اختلاف بین سرعت‌های محاسبه شده به روش CFD و مقادیر اندازه گیری شده به کمک سرعت سنجی تصویری ذرات^۲ در نواحی جدایش جریان در دیفیوژری که در خروجی پمپ قرار گرفته، گزارش شده است [۳۳].

هم چنین طبق استاندارد ISO-14705-8 استفاده از CFD در مرحله‌ی طراحی پمپ و به منظور سنجش تغییرات نسبی بین طراحی‌ها توصیه شده است [۳۴].

۲-۳-۱- شرایط مرزی

با توجه به بالا بودن نرخ برش در پمپ‌های قلب، فرض نیوتنی بودن خون، فرض قابل قبولی است [۳۵، ۳۶]. شرط مرزی به صورت فشار ورودی-دبی خروجی می‌باشد. در این شبیه سازی از آن جا که فشار ورودی به پمپ از بطن راست است، فشار ورودی پمپ برابر با فشار داخل بطن راست (۵ میلی متر جیوه) و شرط مرزی خروجی برای پمپ به صورت ۵ لیتر بر دقیقه در نظر گرفته شده است. لازم به ذکر است که خون داخل پمپ به صورت یک سیال نیوتنی، چگالی آن برابر با ۱۰۵۰ کیلوگرم بر مترمکعب و ویسکوزیته‌ی دینامیکی^۳ آن برابر با ۰/۰۰۳ پاسکال ثانیه در نظر گرفته شده است [۲۷].

هم چنین انرژی جنبشی اغتشاش با رابطه‌ی (۴)، نرخ اتلاف انرژی با رابطه‌ی (۵) و ثابت‌ها با روابط (۶-۲۰) تعریف می‌شوند.

$$\frac{\partial \rho k}{\partial t} = \tau_{ij} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \beta^* k \omega + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(v + \sigma_k v_T) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] \quad (4)$$

$$\begin{aligned} \frac{D\rho\omega}{Dt} = & \frac{\gamma}{v_t} \tau_{ij} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \beta k \omega^2 \\ & + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(v + \sigma_\omega v_T) \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] \\ & + 2(1 - F_1) \rho \sigma_{\omega 2} \frac{1}{\omega} \frac{\partial k}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \end{aligned} \quad (5)$$

$$F_2 = \tanh \left[\left[\max \left(\frac{2\sqrt{k}}{\beta^* \omega y}, \frac{500v}{y^2 \omega} \right) \right]^2 \right] \quad (6)$$

$$F_1 = \tanh \left\{ \left\{ \min \left[\max \left(\frac{\sqrt{k}}{\beta^* \omega y}, \frac{500v}{y^2 \omega} \right), \frac{4\sigma_{\omega 2} k}{CD_{k\omega} y^2} \right] \right\}^4 \right\} \quad (7)$$

$$CD_{k\omega} = \max \left(2\rho \sigma_{\omega 2} \frac{1}{\omega} \frac{\partial k}{\partial x_i} \frac{\partial \omega}{\partial x_i}, 10^{-20} \right) \quad (8)$$

$$\phi = \phi_1 F_1 + \phi_2 (1 - F_1) \quad (9)$$

$$\gamma_1 = \frac{\beta_1}{\beta^*} - \frac{\sigma_{\omega 1} k^2}{\sqrt{\beta^*}} \quad (10)$$

$$\alpha_1 = 0.31 \quad (11)$$

$$\beta^* = 0.09 \quad (12)$$

$$\beta_1 = \frac{3}{40} \quad (13)$$

$$\beta_2 = 0.0828 \quad (14)$$

$$\gamma_2 = \frac{\beta_2}{\beta^*} - \frac{\sigma_{\omega 2} k^2}{\sqrt{\beta^*}} \quad (15)$$

$$\sigma_{k1} = 0.5 \quad (16)$$

$$\sigma_{k2} = 1 \quad (17)$$

$$\sigma_{\omega 1} = 0.5 \quad (18)$$

$$\sigma_{\omega 2} = 0.856 \quad (19)$$

$$k = 0.41 \quad (20)$$

از این معادلات در کنار معادلات مومنتم برای استخراج ویژگی‌های جریان توربولانس استفاده می‌شود.

۲-۳-۲- شبیه سازی عددی

امروزه با توجه به هزینه‌های بالای ساخت و هم چنین زمان بر بودن انجام آزمایش‌ها، از شبیه سازی عددی برای تحلیل مباحث مهندسی استفاده می‌شود. در این پژوهش برای شبیه سازی از

^۱ Dynamic Viscosity

^۱ ANSYS CFX 17.0

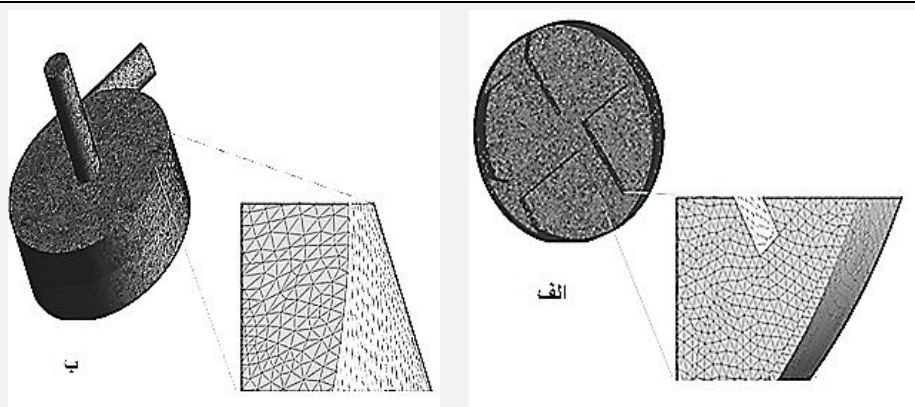
^۲ Particle Imaging Velocimetry



۲-۳-۲- شبکه‌بندی

در شبکه‌بندی قلمرو سیال درون پمپ، دو ناحیه‌ی پره و حلزونی برای این پمپ در نظر گرفته شده و هر کدام به صورت جداگانه شبکه‌بندی شده است. با توجه به هندسه‌ی پیچیده‌ی پره‌ها، المان تولید شده از نوع ساختار نامنظم، خطی و چهاروجهی^۱ بوده که در شکل (۲) نشان داده شده است. برای جلوگیری از انجام محاسبات زمان‌بر و اضافی و همچنین ایجاد

دقت کافی در محاسبات، استقلال حل از تعداد شبکه انجام شده است. به نحوی که ابعاد المان‌ها در هر مرحله کاهش و تعداد شبکه افزایش داده شده و در نهایت با مقایسه‌ی پارامترهای مهم در طراحی پمپ، شبکه‌بندی مدل سوم انتخاب شده است. پس از مرحله‌ی سوم، افزایش تعداد شبکه تاثیر چندانی در حل نداشته و درصد خطای پارامترهای مختلف کم‌تر از ۲/۵٪ است. نتایج این مقایسه در جدول (۲) ارائه شده است.



شکل (۲) - شبکه‌بندی مربوط به قلمرو سیال، (الف) پره، (ب) محفظه‌ی حلزونی

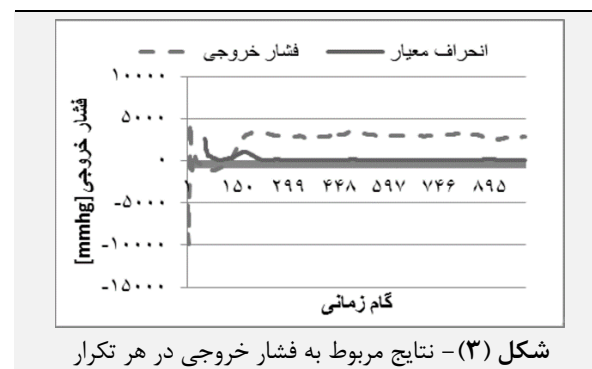
جدول (۲) - نتایج استقلال حل از شبکه

مدل	تعداد المان	فشار متوسط خروجی (Pa)	سرعت متوسط در خروجی (m/s)	حداکثر تنش برشی (Pa)	خطای فشار	خطای سرعت	خطای تنش برشی
اول	۱۵۶۱۷۹۶	۴۹۹۲	۱/۲۹۲	۲۰۲/۵	۰/۰۱	۰/۰۰۹	۰/۱۴
دوم	۱۹۲۲۳۵۱	۴۹۲۳	۱/۲۸	۱۷۴/۱	۰/۰۵	۰/۰۳	۰/۰۷
سوم	۲۴۳۰۰۸۶	۵۲۰۵	۱/۳۳	۱۶۱/۵	۰/۰۲۱	۰/۰۱	۰/۰۱
چهارم	۲۵۱۳۴۸۴	۵۳۲۲	۱/۳۴۶	۱۶۴			

۲-۴- آسیب‌های خونی

یکی از اساسی‌ترین آسیب‌های خونی که پیش‌تر به آن اشاره شد، خون‌کافت است که تابعی از تنش برشی و زمان قرارگیری تحت تنش برشی می‌باشد. تنش برشی رابطه‌ی مستقیمی با سرعت دورانی پمپ دارد به طوری که با افزایش سرعت، تنش برشی نیز افزایش می‌یابد. از طرفی هندسه‌ی پمپ نیز در ایجاد مکان‌هایی با تنش برشی بالا موثر است به خصوص قسمت‌هایی از پمپ که ضخامت سیال در آن نقطه کم بوده و یا سیال میان دو مرز ساکن، در حال حرکت باشد که این شرایط ممکن است باعث پارگی گلبول‌های قرمز شود. روابط متعددی برای بیان ارتباط بین تنش برشی، خون‌کافت و زمان ارائه شده که مشهورترین آن‌ها مدل توانی بوده که با توجه به نتایج آزمایش‌ها، ضرایب متفاوتی برای آن ارائه شده است.

برای جلوگیری از انجام محاسبات اضافی، با مشاهده‌ی فشار خروجی پمپ در طول حل، پس از رسیدن فشار خروجی به یک حالت پایا، اجرای محاسبات متوقف شده است. در این پژوهش حل تا تکرار ۱۰۰۰ ادامه پیدا کرده که در این تکرار فشار خروجی پمپ پایا شده است (شکل ۳).



شکل (۳) - نتایج مربوط به فشار خروجی در هر تکرار

^۱ Tetrahedral

۳- نتایج

در این بخش نتایج به دست آمده از شبیه‌سازی پمپ خون پیشنهادی ارائه شده و عمل کرد آن با دو پمپ دیگر مورد مقایسه قرار گرفته است.

۳-۱- عمل کرد هیدرولیکی

نمودار هدر دبی در دورهای مختلف برای پمپ طراحی شده و پمپ‌های مرا و سنتری مگ (نوعی پمپ خون گریز از مرکز برای استفاده در بطن) در شکل (۴) نمایش داده شده است. مشاهده می‌شود که پمپ طراحی شده در سرعت دورانی ۱۵۰۰ دور بر دقیقه و فشار ۲۳ میلی‌متر جیوه می‌تواند دبی ۵ لیتر بر دقیقه را تامین کند که برای بطن راست مناسب است. با مقایسه‌ی هدر تولیدی پمپ طراحی شده و پمپ مرا در سرعت دورانی ۲۰۰۰ دور بر دقیقه مشاهده می‌شود که داده‌های مربوط به هدر و دبی دو پمپ هم‌خوانی خوبی با هم داشته و اختلاف دبی پمپ طراحی شده و پمپ مرا کمتر از ۵٪ است. از طرف دیگر مشاهده می‌شود که پمپ طراحی شده در دبی بالاتر از ۴ لیتر بر دقیقه نسبت به پمپ سنتری مگ عمل کرد بهتری داشته است. با توجه به موارد ذکر شده می‌توان گفت که نتایج عددی به دست آمده اعتبارسنجی شده است.

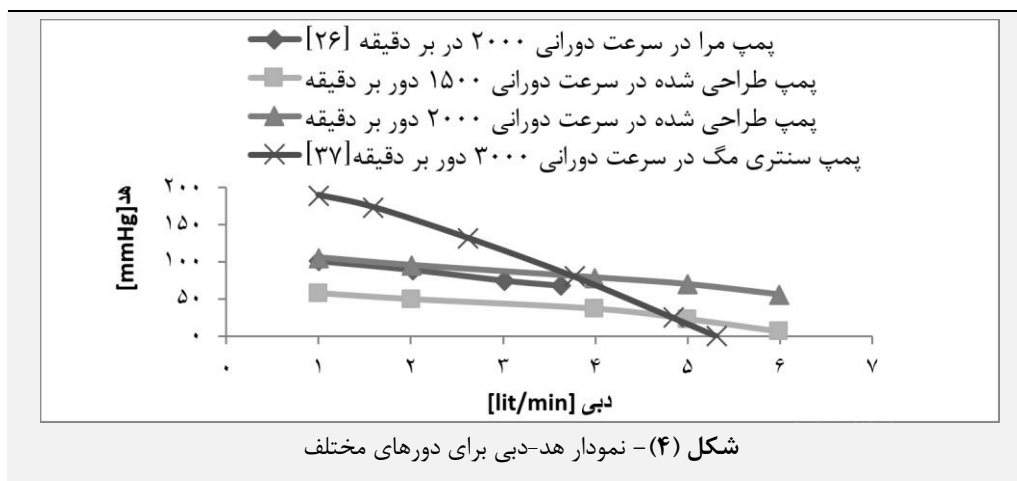
در این مقاله برای انجام شبیه‌سازی از مدل توانی هوسر^۱ استفاده شده است. این مدل به طور گسترده در مقالات متعددی مورد استفاده قرار گرفته است و مطابق رابطه‌ی (۲۱) تعریف می‌شود [۳۵، ۲۱].

$$HI(\%) = \frac{\Delta Hb}{Hb} \times 100 = 1.8 \times 10^{-6} \tau^{1.991} \Delta t^{0.765} \quad (21)$$

در این شبیه‌سازی Δt زمان ماندگاری، $HI(\%)$ شاخص خون‌کافت (بیان‌گر درصد هموگلوبین آزاد شده ΔHb به کل هموگلوبین موجود در خون Hb) و τ تنش برشی اسکالر است که شامل تنش برشی لزج و رینولدز بوده و به صورت زیر تعریف می‌شود [۳۵].

$$\tau = \left[\frac{1}{6} \sum (\tau_{ii} - \tau_{jj})^2 + \sum \tau_{ij}^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (22)$$

در این شبیه‌سازی از روش لاگرانژی به منظور اندازه‌گیری خون‌کافت استفاده شده است. به طوری که با جای‌گذاری تنش‌های لحظه‌ای و زمان ماندگاری در رابطه‌ی (۲۱) و انتگرال‌گیری از آن در مسیر یک خط جریان، مقدار شاخص خون‌کافت محاسبه می‌شود.

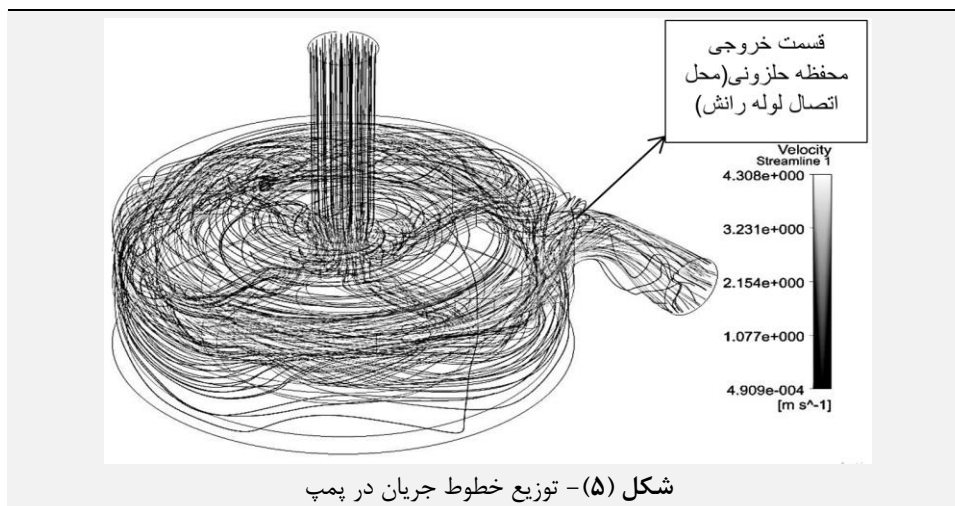


دیده می‌شود. هر چه خطوط جریان منظم‌تر باشند، عمل کرد هیدرولیکی پمپ بهتر بوده و میزان افت ناشی از جریان‌های چرخشی کمتر می‌باشد. از طرف دیگر کاهش جریان‌های چرخشی، زمان ماندگاری خون در داخل پمپ را کاهش داده که این پدیده از چالش‌های مهم در طراحی پمپ‌های کمکی بطن به شمار می‌رود.

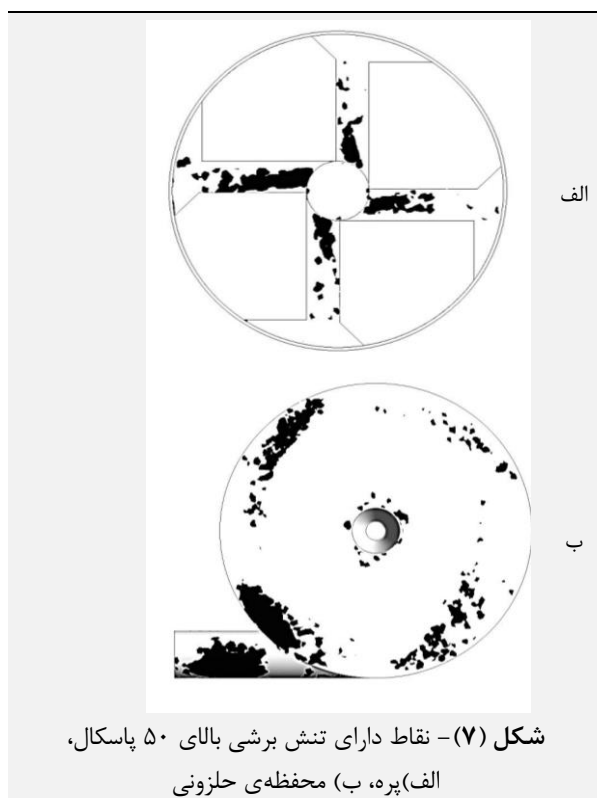
۳-۲- خطوط جریان

توزیع خطوط جریان برای پمپ طراحی شده در شکل (۵) نمایش داده شده است. مشاهده می‌شود که فقط در قسمت خروجی پمپ (لوله‌ی رانش) بی‌نظمی‌هایی در جریان وجود دارد که با فلش نشان داده شده است. در حالی که در سایر نقاط خطوط جریان تقریباً منظم بوده و جریان‌های چرخشی به ندرت

^۱ Heusre



شدن پلاک‌ها و به تبع آن تجمع پلاک‌ها بالا است. تنش برشی میانگین و زمان ماندگاری میانگین برای ۳۰۰ خط جریان برابر با ۳۷ پاسکال و ۰/۸ ثانیه به دست آمده است که با توجه به محدوده‌ی ارائه شده در کتاب برنزیانو، از نظر ایجاد ترمبوسیز در محدوده‌ی امن قرار دارد [۴۱].

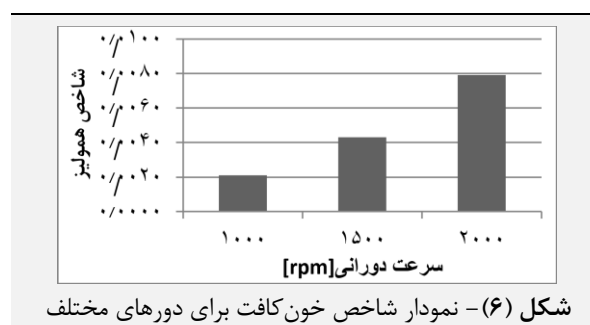


۴-۳ - بردارهای سرعت

بردارهای سرعت روی پره در شکل (۸) ارائه شده است که جریان تقریباً یک‌نواختی را نشان می‌دهند. در قسمت خروجی کانال‌ها در قسمت برش رو به جلو (با فلش نمایش داده شده است) نشانه‌هایی از جریان‌های گردابی مشاهده می‌شود.

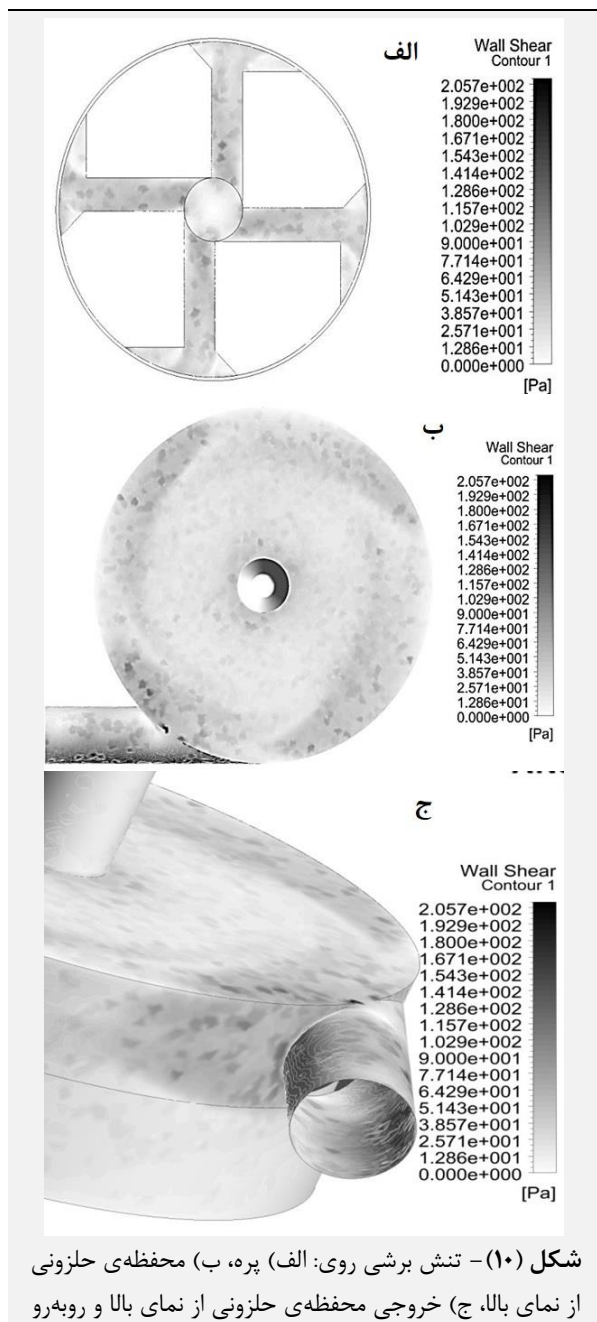
۳-۳ - آسیب‌های خونی

نمودار شاخص خون کافت بر حسب سرعت‌های دورانی مختلف در شکل (۶) نشان داده شده است. این نتایج با متوسط‌گیری روی تعداد خطوط جریان (شامل ۱۰۰، ۲۰۰ و ۳۰۰ خط جریان) به دست آمده است. مشاهده می‌شود که در سرعت دورانی ۱۵۰۰ دور بر دقیقه شاخص خون کافت برابر با ۰/۰۴۳۱ است. برای مقادیر شاخص خون کافت کمتر از ۰/۰۲ می‌توان گفت که پمپ از نظر آسیب خونی در ناحیه‌ی امن قرار دارد [۳۸]. همچنین شاخص خون کافت در این مقاله در مقایسه با پمپ‌های محوری طراحی شده کمتر است [۳۹].



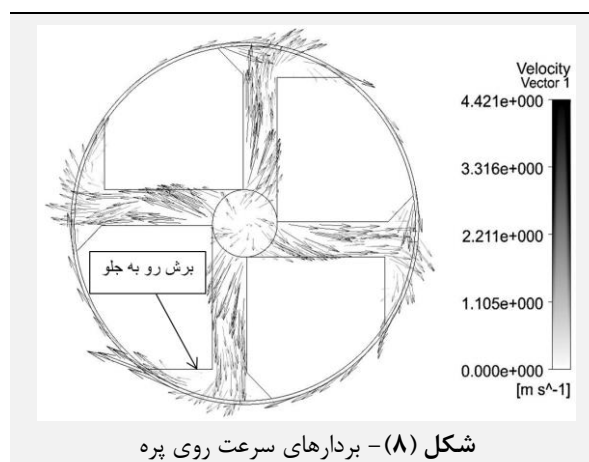
با توجه به تاثیر عوامل مختلف مانند تغییرات شیمیایی خون و تغییرات در ترکیبات خون بر ایجاد ترمبوسیز، تعیین نقاط دقیق ایجاد ترمبوسیز نیازمند آزمایش‌های تجربی است اما طبق بازه‌ی ارائه شده در مرجع [۴۰]، نقاطی با تنش برشی کمتر از ۱ پاسکال از نقاط محتمل برای ایجاد ترمبوسیز به شمار می‌روند. همچنین در تنش‌های برشی بالاتر از ۹ پاسکال، فاکتور ون ویلبراند شکسته شده و در تنش‌های برشی بالاتر از ۵۰ پاسکال، پلاک‌ها فعال شده و منجر به تجمع پلاک‌ها و ایجاد ترمبوسیز می‌شود. نقاط دارای تنش برشی بالاتر از ۵۰ پاسکال در شکل (۷) نشان داده شده که در این نقاط احتمال فعال

محفظه‌ی حلزونی (نقطه‌ی اتصال لوله‌ی رانش با محفظه‌ی حلزونی) و نقطه‌ی اتصال لوله‌ی مکش با محفظه‌ی حلزونی، تنش برشی نسبت به سایر قسمت‌های پمپ و مقادیر میانگین، بالاتر است. همچنین مشاهده می‌شود که تنش برشی در برش‌های خروجی کانال نسبت به سایر نقاط کم‌تر است.



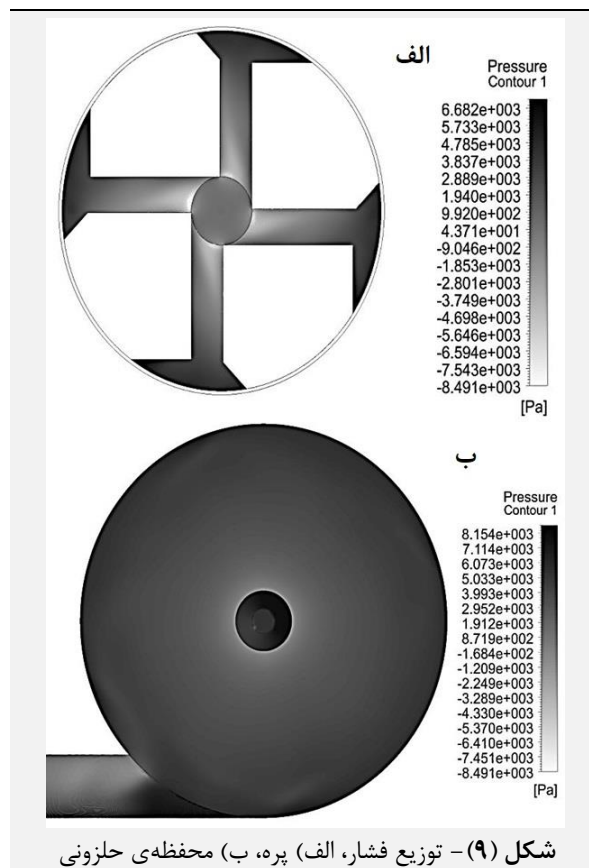
۴- نتیجه‌گیری و بحث

در این مقاله یک پمپ کمک بطنی گریز از مرکز برای بطن راست با تمرکز روی هندسه‌ی پره طراحی شده است. نتایج به دست آمده حاکی از آن است که پمپ در سرعت ۱۵۰۰ دور بر دقیقه توانایی تولید فشار ۲۳ میلی‌متر جیوه و دبی ۵ لیتر بر دقیقه را داشته که در محدوده‌ی فیزیولوژیکی برای جریان ریوی



۳-۵- توزیع فشار

توزیع فشار روی پره و محفظه‌ی حلزونی در شکل (۹) نشان داده شده است. مطابق انتظار، توزیع فشار در جهت شعاعی پره و محفظه‌ی حلزونی پمپ افزایش می‌یابد.



۳-۶- توزیع تنش برشی

توزیع تنش برشی روی پره و محفظه‌ی حلزونی پمپ در شکل (۱۰) نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که تنش برشی در اکثر قسمت‌های پمپ پایین است. میانگین تنش برشی در پره برابر با ۳۷ پاسکال و در محفظه‌ی حلزونی برابر با ۱۳ پاسکال است. در قسمت‌های ورودی پره (محل شروع کانال‌ها)، خروجی



زمان ماندگاری خون در پمپ و به تبع آن کاهش احتمال ایجاد ترمبوسیز می‌شود. هم‌چنین پیشنهاد می‌شود که تا حد امکان قسمت‌های زاویه‌دار در محل اتصال لوله‌ی رانش به محفظه‌ی حلزونی کاهش داده شود.

۵- مراجع

- [1] P. Wannawat, N. Foojinphan, T. Khienwad, P. Naiyanetr, The study of various impeller design for centrifugal blood pump using computer method, in Proceeding of Biomedical Engineering (BioMed), 2017 13th IASTED International Conference on, IEEE, pp. 247-253.
- [2] 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).
- [3] M. Jabbarifar, A. Riasi, Numerical study on hemolysis induced by speed-changing heart pump, Modares Mechanical Engineering, Vol. 18, No. 02, pp. 273-280, 2018 (in Persian).
- [4] S. J. A. o. t. Takatani, c. surgery, Beyond implantable first generation cardiac prostheses for treatment of end-stage cardiac patients with clinical results in a multicenter Annals of thoracic and cardiovascular surgery, Vol. 8, No. 5, pp. 253-263, 2002.
- [5] J. Apel, R. Paul, S. Klaus, T. Siess, H. J. A. O. Reul, Assessment of hemolysis related quantities in a microaxial blood pump by computational fluid dynamics, Artificial Organs, Vol. 25, No. 5, pp. 341-347, 2001.
- [6] D. Arora, M. Behr, M. J. A. o. Pasquali, Hemolysis estimation in a centrifugal blood pump using a tensor-based measure, Artificial organs, Vol. 30, No. 7, pp. 539-547, 2006.
- [7] M. Grigioni, U. Morbiducci, G. D'Avenio, G. Di Benedetto, C. J. B. Del Gaudio, M. i. Mechanobiology, A novel formulation for blood trauma prediction by a modified power-law mathematical model, Biomechanics Modeling in Mechanobiology, Vol. 4, No. 4, pp. 249-260, 2005.
- [8] M. Behbahani, M. Behr, M. Hormes, U. Steinseifer, D. Arora, O. Coronado, M. J. E. J. o. A. M. Pasquali, A review of computational fluid dynamics analysis of blood pumps, European Journal of Applied Mathematics, Vol. 20, No. 4, pp. 363-397, 2009.
- [9] S. J. Hund, J. F. J. P. i. M. Antaki, Biology, An extended convection diffusion model for red blood cell-enhanced transport of thrombocytes and leukocytes, Physics in Medicine, Vol. 54, No. 20, pp. 6415, 2009.

قرار دارد. با توجه به نمودار عمل‌کرد هیدرولیکی این پمپ، در سرعت دورانی بالاتر از ۱۵۰۰ مقادیر فشار و دبی از ۲۵ میلی‌متر جیوه و ۵ لیتر بر دقیقه بالاتر رفته که به ترتیب باعث ایجاد فشار خون در شریان ریوی و پر شدن خون در ریه‌ها شده و از این رو استفاده از این پمپ در سرعت دورانی بالاتر از ۱۵۰۰ دور بر دقیقه برای بطن راست توصیه نمی‌شود.

با توجه به بردارهای سرعت در پره، جریان در اکثر قسمت‌ها منظم بوده و فقط در قسمت خروجی پره‌ها گردابی است (به دلیل هندسه‌ی خروجی پره) که این قسمت از جمله نقاط محتمل برای ایجاد ترمبوسیز می‌باشد. با توجه به نمودار توزیع تنش برشی در پره و مقدار میانگین تنش برشی، در مواردی که تنش برشی روی پره کم‌تر از ۱۵۰ پاسکال باشد، خون‌کافت به ندرت اتفاق افتاده [۴۲] و در نتیجه می‌توان گفت که هندسه‌ی پره‌ی طراحی شده از نظر مقدار تنش برشی مناسب می‌باشد. شاخص خون‌کافت برابر با $0/00413$ است که از نظر آسیب‌خونی در محدوده‌ی ایمن قرار دارد [۳۸] اما با توجه به مقدار میانگین تنش برشی روی پره، انتظار می‌رفت که مقدار این شاخص کم‌تر باشد. با بررسی خطوط جریان و بردارهای سرعت در محفظه‌ی حلزونی و خروجی پمپ، بی‌نظمی‌هایی در جریان مشاهده شده که باعث افزایش زمان ماندگاری خون در پمپ شده است. هم‌چنین با بررسی توزیع تنش برشی در محفظه‌ی حلزونی مشاهده شده که تنش برشی در قسمت خروجی پمپ نسبت به پره بالاتر است. با توجه به موارد ذکر شده، مقدار بالای خون‌کافت می‌تواند ناشی از هندسه‌ی خروجی پمپ باشد. قسمت خروجی پمپ که بی‌نظمی‌هایی در آن مشاهده شده و تنش برشی در آن بالاتر از ۵۰ پاسکال است، از نواحی محتمل برای ایجاد ترمبوسیز می‌باشد اما در مجموع تعداد این نواحی کم بوده و می‌توان گفت که پمپ از نظر ایجاد ترمبوسیز در محدوده‌ی ایمن قرار دارد.

وجود جریان پیوسته در این نوع پمپ‌ها می‌تواند باعث ایجاد مشکلاتی مانند سفتی عروق و خون‌ریزی در ارگان‌های داخلی شود. در پژوهش‌های آتی می‌توان با ایجاد جریان ضربانی در این پمپ‌ها از طریق تغییر الگوی سرعت دورانی پمپ (الگوی مستطیلی، دوزنقه‌ای و سینوسی) عوارض ناشی از جریان پیوسته را کاهش داد [۴۳، ۲۱]. هم‌چنین برای کاهش تنش برشی و خون‌کافت می‌توان در پژوهش‌های بعدی هندسه‌ی محل اتصال لوله‌ی رانش به محفظه‌ی حلزونی را تغییر داده و بهبود بخشید. طراحی هندسه‌ی این قسمت باید به گونه‌ای باشد که خطوط جریان به راحتی هندسه‌ی مورد نظر را طی کرده و کم‌تر دچار بی‌نظمی شوند، که این مورد باعث کاهش

- based study of possibility of generating pulsatile blood flow via a continuous-flow VAD, *Medical & biological engineering & computing*, Vol. 55, No. 1, pp. 167-178, 2017.
- [22] N. Moazami, K. Fukamachi, M. Kobayashi, N. G. Smedira, K. J. Hoercher, A. Massiello, S. Lee, D. J. Horvath, R. C. J. T. J. o. H. Starling, L. Transplantation, Axial and centrifugal continuous-flow rotary pumps: a translation from pump mechanics to clinical practice, *The Journal of Heart and Lung Transplantation*, Vol. 32, No. 1, pp. 1-11, 2013.
- [23] O. Demir, E. Biyikli, I. Lazoglu, S. J. A. o. Kucukaksu, Design of a centrifugal blood pump: Heart Turcica Centrifugal, *Artificial organs*, Vol. 35, No. 7, pp. 720-725, 2011
- [24] K. Mondee, N. Foojinphan, P. Wannawat, P. Naiyanetr, The effect of shear stress on the impeller design of centrifugal blood PUMP, in *Proceeding of Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON)*, IEEE, pp. 1-4.
- [25] B. C. Ng, M. Kleinheyder, P. A. Smith, D. Timms, W. E. Cohn, E. J. P. o. Lim, Pulsatile operation of a continuous-flow right ventricular assist device (RVAD) to improve vascular pulsatility, *PloS one*, Vol. 13, No. 4, pp. e0195975, 2018.
- [26] Mera pump brochure, available: http://www.mera.co.jp/index_eng.html
- [27] Nishida, M., Nakayama, K., Sakota, D., Kosaka, R., Maruyama, O., Kawaguchi, Y., ... & Yamane, T. (2016). Effect of Impeller Geometry on Lift-Off Characteristics and Rotational Attitude in a Monopivot Centrifugal Blood Pump. *Artificial organs*, 40(6), E89-E101.
- [28] F. M. White and I. Corfield, *Viscous fluid flow vol. 3*: McGraw-Hill New York, 1991.
- [29] F. R. J. A. j. Menter, Two-equation eddy-viscosity turbulence models for engineering applications, *AIAA journal*, Vol. 32, No. 8, pp. 1598-1605, 1994.
- [30] Fraser KH, Taskin ME, Griffith BP, Wu ZJ. The Use of Computational Fluid Dynamics in the Development of Ventricular Assist Devices. *Medical engineering & physics*. 2011;33(3):263-80.
- [31] Wu J, Paden BE, Borovetz HS, Antaki JF. Computational Fluid Dynamics Analysis of Blade Tip Clearances on Hemodynamic Performance and Blood Damage in a Centrifugal Ventricular Assist Device. *Artificial Organs*. 2010;34(5):402-11.
- [32] Hochstuhl J, Kassi M, Elias S, Ruhparwar A, Karmonik C, Chang S. Computational Fluid Dynamics (CFD) - A Reliable Basis for Therapy and Surgical VAD Strategy? *The Journal of Heart and Lung Transplantation*. 2018;37(4):S268-S9.
- [33] R. A. Malinauskas, P. Hariharan, S. W. Day, L. H. Herbertson, M. Buesen, U. Steinseifer, K. I. Aycok, B. C. Good, S. Deutsch, K. B. Manning, B. A. Craven, FDA Benchmark Medical Device
- [10] G. W. Burgreen, J. F. Antaki, B. P. J. A. j. Griffith, A design improvement strategy for axial blood pumps using computational fluid dynamics *ASAIO journal (American Society for Artificial Internal Organs)*, Vol. 42, No. 5, pp. M354-60, 1996.
- [11] M. Kobayashi, D. J. Horvath, N. Mielke, A. Shiose, B. Kuban, M. Goodin, K. Fukamachi, L. A. J. A. o. Golding, Progress on the design and development of the continuous-flow total artificial heart, *The Journal of Heart and Lung Transplantation* Vol. 36, No. 8, pp. 705-713, 2012.
- [12] G. Paul, A. Rezaenia, E. Avital, T. J. J. o. M. D. Korakianitis, Machinability and optimization of shrouded centrifugal impellers for implantable blood pumps *Journal of Medical Devices*, Vol. 11, No. 2, pp. 021005, 2017
- [13] Y. Miyazoe, T. Sawairi, K. Ito, Y. Konishi, T. Yamane, M. Nishida, T. Masuzawa, K. Takiura, Y. J. A. o. Taenaka, Computational fluid dynamic analyses to establish design process of centrifugal blood pumps, *Artificial organs*, Vol. 22, No. 5, pp. 381-385, 1998.
- [14] Y. Qian, C. D. J. A. o. Bertram, Computational fluid dynamics analysis of hydrodynamic bearings of the VentrAssist rotary blood pump, *Artificial organs*, Vol. 24, No. 6, pp. 488-491, 2000.
- [15] Z. U. Warsi, *Fluid dynamics: theoretical and computational approaches*: CRC press, 2005
- [16] A. Untaroiu, *LEV-VAD2 axial flow blood pump: optimized flow path design by means of computational fluid dynamics*: ProQuest, 2006.
- [17] T. Murashige, R. Kosaka, D. Sakota, M. Nishida, Y. Kawaguchi, T. Yamane, O. J. A. o. Maruyama, Evaluation of a spiral groove geometry for improvement of hemolysis level in a hydrodynamically levitated centrifugal blood pump, *Artificial organs*, Vol. 39, No. 8, pp. 710-714, 2015.
- [18] D. Timms, J. Fraser, M. Hayne, J. Dunning, K. McNeil, M. J. A. O. Percy, The BiVACOR rotary biventricular assist device: concept and in vitro investigation, *Artificial Organs*, Vol. 32, No. 10, pp. 816-819, 2008
- [19] L. Punnoose, D. Burkhoff, S. Rich, E. M. J. P. i. c. d. Horn, Right ventricular assist device in end-stage pulmonary arterial hypertension: insights from a computational model of the cardiovascular system, *Progress in cardiovascular diseases* Vol. 55, No. 2, pp. 234-243. e2, 2012
- [20] T. Yamane, R. Kosaka, M. Nishida, O. Maruyama, Y. Yamamoto, K. Kuwana, H. Kawamura, Y. Shiraishi, T. Yambe, Y. J. A. o. Sankai, Enhancement of hemocompatibility of the MERA monopivot centrifugal pump: toward medium-term use, *Artificial organs*, Vol. 37, No. 2, pp. 217-221, 2013.
- [21] E. Nammakie, H. Niroomand-Oscuii, M. Koochaki, F. J. M. Ghalichi, b. engineering, computing, *Computational fluid dynamics-*

- [39] E. Nammakie, O. H. Niroomand, F. Ghalichi, M. Koochaki, Numerical study of the performance of a blood pump by comparison of three different impellers to improve efficiency and decrease blood damages, *Iranian Journal of Biomedical Engineering*, 2015): 133-142 (in Persian).
- [40] Wiegmann L, Boës S, de Zélicourt D, Thamsen B, Schmid Daners M, Meboldt M, Kurtcuoglu V, Blood Pump Design Variations and Their Influence on Hydraulic Performance and Indicators of Hemocompatibility. *Ann Biomed Eng*. 2018 Mar;46(3):417-428
- [41] J. D. Bronzino, *Biomedical engineering handbook vol. 2*: CRC press, 1999
- [42] B. Thamsen, R. Mevert, M. Lommel, P. Preikschat, J. Gaebler, T. Krabatsch, U. Kertzscher, E. Hennig, K. J. T. I. j. o. a. o. Affeld, A two-stage rotary blood pump design with potentially lower blood trauma: a computational study, *The International journal of artificial organs*, Vol. 39, No. 4, pp. 178-183, 2016.
- [43] Ng, B. C., Kleinheyder, M., Smith, P. A., Timms, D., Cohn, W. E., & Lim, E. (2018). Pulsatile operation of a continuous-flow right ventricular assist device (RVAD) to improve vascular pulsatility. *PloS one*, 13(4), e0195975
- Flow Models for CFD Validation, *ASAIO Journal*, Vol. 63, No. 2, pp. 150-160, 2017.
- [34] I. D. 14708-5, *Implants for surgery – Active implantable medical devices – Part 5: Circulatory support devices*, International Organization for Standardization (ISO), Vol. Arlington, VA, 2010.
- [35] M. E. Taskin, K. H. Fraser, T. Zhang, C. Wu, B. P. Griffith, Z. J. Wu, Evaluation of Eulerian and Lagrangian models for hemolysis estimation, *ASAIO Journal*, Vol. 58, No. 4, pp. 363-372, 2012.
- [36] Y. Zhang, S. Xue, X. M. Gui, H. S. Sun, H. Zhang, X. D. Zhu, S. S. Hu, A novel integrated rotor of axial blood flow pump designed with computational fluid dynamics, *Artificial Organs*, Vol. 31, No. 7, pp. 580-585, 2007.
- [37] 2nd Generation CentriMag Primary Console Operating Manual (US) 2011 Thoratec – Document No. PL-0047, Rev. 02 (December 2011)
Available: <https://www.perfusion.ws/documents/Centrimag/CentriMag-Primary-Console.pdf>
- [38] Song, X., Throckmorton, A. L., Wood, H. G., Antaki, J. F., & Olsen, D. B. (2004). Quantitative evaluation of blood damage in a centrifugal VAD by computational fluid dynamics. *Journal of fluids engineering*, 126(3), 410-418.