

## Design and simulation of the right ventricular mini assist centrifugal pump

Reza Sahebi-Kuzeh-Kanan<sup>1</sup>, Hanieh Niroomand-Oscuii<sup>2\*</sup>, Kohyar Yazdanpanah-Ardakani<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Master Student, Department of Biomedical engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

<sup>2</sup> Associate Professor, Department of Biomedical engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

<sup>3</sup> PhD student, Department of Biomedical engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

Receipt in the Online Submission System: 8/5/2019, Received in Revised Form: 16/12/2019, Accepted: 17/12/2019

### 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 mm Hg 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 was designed for the right ventricle with an emphasis on impeller geometry. This pump was 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.

**Key words:** *Heart, ventricular assist device, impeller, hemolysis, centrifugal pump*

### \*Corresponding author

**Address:** , Department of Biomedical engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran, P.O.Box: 5331811111

**Tel:** 00984133458456

**Fax:** 00984133458456

**E-mail:** [niroomand@sut.ac.ir](mailto:niroomand@sut.ac.ir)



## طراحی و شبیه سازی پمپ گریز از مرکز کوچک کمک بطنی راست

رضا صاحبی کوزه کنان<sup>۱</sup>، هانیه نیرومند اسکویی<sup>۲\*</sup>، کهیار یزدان پناه اردکانی<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند تبریز، تبریز

<sup>۲</sup> دانشیار، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند تبریز، تبریز

<sup>۳</sup> دانشجوی دکتری، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند تبریز، تبریز

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۸/۲/۱۸، بازننگری: ۱۳۹۸/۹/۲۵، پذیرش قطعی: ۱۳۹۸/۹/۲۶

### چکیده

امروزه با پیشرفت تکنولوژی و زندگی ماشینی، تعداد مبتلایان به بیماری قلبی در حال افزایش است. از طرفی تعداد قلب‌های آماده پیوند در دنیا محدود است. بنابراین استفاده از پمپ‌های قلبی برای کمک به بیمار در طول زمان انتظار و حتی تا آخر عمر، جایگزین مناسبی می‌باشد. 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 ناحیه امن قرار بگیرند. 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 خون کافت اشاره کرد. ۴۰٪ بیماران که تحت عمل جراحی برای جاگذاری پمپ کمکی بطن چپ قرار گرفته اند، پس از مدتی بطن راست دچار نارسایی شده و نیاز به پمپ کمکی بطن راست دارند. از جمله محدودیت‌های فیزیولوژیکی برای جریان ریوی، تولید فشار  $(mmHg)$  ۱۵ الی  $(mmHg)$  ۲۵ و دبی  $(L/min)$  ۵ است، شایان ذکر است که تولید فشار بیش از  $(mmHg)$  ۲۵ 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 بر روی هندسه پره برای بطن راست طراحی شد. با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی این پمپ برای سرعت‌های دورانی  $(rpm)$  ۱۵۰۰ و  $(rpm)$  ۲۰۰۰ و دبی‌های  $(L/min)$  ۴ تا  $(L/min)$  ۶ شبیه سازی شد. پمپ طراحی شده دبی  $(L/min)$  ۵ در سرعت دورانی  $(rpm)$  ۱۵۰۰ و فشار  $(mmHg)$  ۲۳ را تولید می‌کند. میزان شاخص خون کافت محاسبه شده از روش لاگرانژی برابر  $0/00413$  است.

کلیدواژه‌ها: قلب، دستگاه کمکی بطن، خون کافت، پره، پمپ گریز از مرکز

\*نویسنده مسئول

نشانی: گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند تبریز، تبریز، ایران، کد پستی ۵۳۳۱۸۱۱۱۱۱

تلفن: ۹۸۴۱۳۳۴۵۸۴۵۶

دورنگار: +۹۸(۴۱)۳۳۴۵۸۴۵۶

پست الکترونیکی: niroomand@sut.ac.ir

## 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 است که نارسائی‌های قلبی را به دنبال دارد. با وجود تلاش‌های مختلف در جهت کاهش خطرات ناشی از بیماری‌های قلبی، باز هم حدود ۲۳ میلیون نفر در جهان مبتلا به بیماری‌های قلبی هستند و هر ساله به تعداد این افراد افزوده می‌شود و حدود ۳۰٪ از مرگ و میرهای جهان را شامل می‌شود [۱-۳].

یکی از راه‌های درمان در صورت کارساز نبودن درمان دارویی، انجام عمل پیوند قلب است. به علت کم بودن تعداد قلب‌های آماده پیوند نسبت به تعداد افراد در لیست انتظار پیوند، لازم است از وسایل مکانیکی که شامل قلب مصنوعی کامل<sup>۱</sup> و یا دستگاه کمک بطنی<sup>۲</sup> که وظیفه گردش خون را بر عهده می‌گیرند، استفاده کرد [۴].

مهم‌ترین آسیب‌های خونی که در پمپ‌های خون ایجاد می‌شود و بیشترین تاثیر را روی خون می‌گذارند دو مورد هستند:

۱- خون کافت<sup>۳</sup>

۲- لخته شدن<sup>۴</sup>

خون کافت معمولاً هنگام قرار گرفتن خون در تنش برشی بالا، ناشی از سرعت زیاد پره در مدت زمان زیاد، ایجاد می‌شود و باعث پارگی گلبول‌های قرمز می‌شود. از طرفی در قسمت‌هایی از پمپ که سرعت کم‌تر باشد و یا جریان‌های برگشتی ایجاد شود، باعث لخته شدن خون می‌شود [۵-۹].

از چالش‌های اصلی در طراحی پمپ‌های خونی کاهش آسیب‌های خونی ذکر شده می‌باشد. از طرفی پمپ‌های طراحی شده باید قابلیت تولید فشار و دبی لازم برای سیستم گردش خون را داشته باشند. محدودیت اصلی دیگر که در طراحی پمپ‌های خونی وجود دارد، ابعاد پمپ می‌باشد، به طوری که ابعاد پمپ باید متناسب با مکان قرارگیری آن داخل قفسه سینه فرد بیمار باشد. کاهش ابعاد پمپ مستلزم افزودن سرعت دورانی پمپ برای تامین فشار و دبی لازم سیستم گردش خون می‌باشد که باعث افزایش تنش برشی و افزایش خون کافت می‌شود. محدودیت‌های ذکر شده استفاده از انواع مختلف پمپ در دستگاه‌های کمک بطنی را در جهت کاهش آسیب‌های خونی را قوت بخشیده است که شایع‌ترین نوع پمپ‌های مورد

<sup>۱</sup> Total artificial heart

<sup>۲</sup> Ventricular assist device

<sup>۳</sup> Hemolysis

<sup>۴</sup> Thrombosis

استفاده، پمپ‌های رفت و برگشتی، پمپ‌های محوری و پمپ‌های گریز از مرکز می‌باشند [۱۰-۱۵]. امروزه پمپ‌های رفت و برگشتی به علت بالا بودن میزان آسیب‌های خونی کم‌تر استفاده می‌شوند و دو نوع پمپ محوری و گریز از مرکز جایگزین شده‌اند. پمپ‌های محوری بیشتر برای تولید دبی بالاتر استفاده می‌شوند ولی پمپ‌های گریز از مرکز بیشتر برای تولید فشار بالا استفاده می‌شوند که با توجه به دبی و فشار لازم در بطن‌ها، پمپ گریز از مرکز نسبت به پمپ محوری مناسب‌تر است. از طرفی به علت کم بودن سرعت دورانی پمپ گریز از مرکز نسبت به پمپ محوری، تنش برشی کم‌تر و به تبع آن خون کافت کم‌تر می‌شود [۱۶-۲۲].

در سال ۲۰۱۱، دمیر و همکاران در مورد اثر شیب پروفیل تیغه‌های پره، تحقیقاتی انجام دادند. نتایج تحقیقات حاکی از آن بود که پره‌ای که شیب تیغه‌های آن در ورودی زیاد بود، تنش برشی کم‌تری ایجاد می‌کرد و همچنین خطوط جریان منظم‌تری داشت، همچنین آن‌ها دو نوع محفظه حلزونی مورد بررسی قرار دادند که برای محفظه حلزونی که زبانه خروجی آن به صورت گرد بود، میزان تنش برشی کم‌تر بود [۲۳].

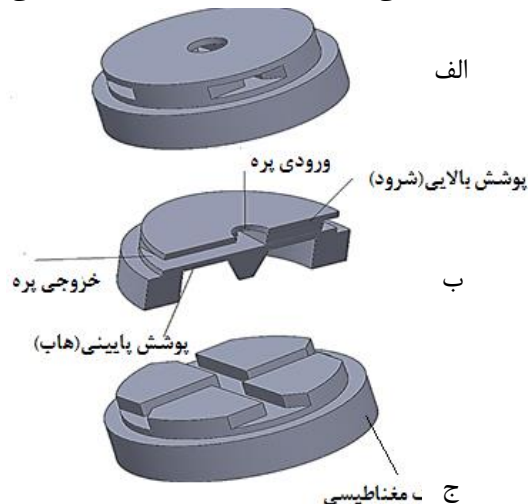
در سال ۲۰۱۶، وان و همکاران تاثیر سطح مقطع پره‌ها در ایجاد تنش برشی را مورد بررسی قرار داد، این مطالعه برای دو نوع پره که شبیه هم بودند ولی برای یکی از پره‌ها، سطح مقطع، برش داده شده و کم‌تر شده بود، انجام شد و مشاهده شد که میزان تنش برشی برای پره با سطح مقطع کم‌تر به علت سرعت دورانی بالا برای تامین فشار لازم نسبت به پره دیگر بیش‌تر است [۲۴].

در سال ۲۰۱۷، موندی و همکاران در مورد هندسه سه نوع پره پس‌رو، پیش‌رو و راست در قسمت خروجی پره، تحقیقاتی انجام دادند و به این نتیجه رسیدند که در پره پس‌رو میزان تنش برشی کم‌تر و میزان آسیب‌های خونی کم‌تر است و برای پمپ‌های خونی مناسب‌تر هستند [۱].

در تحقیقات قلبی، اکثر پره‌های مورد استفاده در پمپ‌های کمکی قلب به صورت باز یا نیمه‌باز طراحی و استفاده شده بود. به علت نبود پوشش بالایی در پره‌ها، مقدار سیالی که در بین تیغه پره‌ها به دام می‌افتاد کم بود و از آن رو عملکرد هیدرولیکی پمپ‌ها ضعیف بود و برای جبران ضعف هیدرولیکی ناچار به افزایش دور پمپ بودند. افزایش دور باعث افزایش تنش برشی و متعاقباً افزایش خون کافت می‌شد. همچنین اکثر پمپ‌های کمکی قلب طراحی شده برای بطن

پره [۲۷]				
عرض کانال پره	اطلاعاتی در دسترس نیست	۵ میلی متر		
مساحت کانال	اطلاعاتی در دسترس نیست	۲۰ میلی متر		
لقی بین محفظه و پره	اطلاعاتی در دسترس نیست	۲ میلی متر		
ارتفاع پره	اطلاعاتی در دسترس نیست	۲۰ میلی متر		
سرعت دورانی	اطلاعاتی در دسترس نیست	۱۵۰۰ دور بر دقیقه	هد	
				اطلاعاتی در دسترس نیست
				۲۱ میلی متر جیوه
دبی	اطلاعاتی در دسترس نیست	۵ لیتر بر دقیقه	دبی	
				اطلاعاتی در دسترس نیست

نمای کلی پره که در نرم افزار سالیدورک پریمیوم ورژن ۲۰۱۵<sup>۷</sup> طراحی شده است در «شکل ۱» مشاهده می گردد.



شکل (۱) - الف) نمای کلی پره طراحی شده (ب) مقطع

برش خورده پره (ج) پره بدون پوشش بالایی

## ۲-۲- معادلات حاکم

معادلات حاکم، معادلات پیوستگی و مومنتم<sup>۸</sup> می باشند که در روابط (۱) و (۲) نشان داده شده اند [۲۸]:

$$\nabla \cdot u = 0 \quad (1)$$

چپ بوده اند، در حالی که تحقیقات حاکی از آن است که ۳۰٪ افرادی که تحت عمل جراحی برای جاگذاری پمپ کمکی بطن برای بطن چپ قرار گرفته اند بعد از مدتی نیازمند جاگذاری پمپ کمکی بطن برای بطن راست هستند [۲۵]. با این حال طراحی پمپ کمکی بطن راست کم تر مورد توجه محققین قرار گرفته است. همچنین بطن راست دارای محدودیت های فیزیولوژیکی مانند تولید فشار ۱۵-۲۵ میلی متر جیوه و دبی ۵ لیتر بر دقیقه است، قابل ذکر است که فشار بالای ۲۵ میلی متر جیوه منجر به ایجاد فشار خون ریوی می شود. ما در این تحقیق می خواهیم با ایده گرفتن از پمپ مرا<sup>۵</sup>، پمپی با تمرکز بر هندسه پره طراحی کنیم و میزان آسیب های خونی مانند خون کافت و زمان ماندگاری در داخل پمپ را کاهش دهیم و همچنین این پمپ بتواند فشار و دبی لازم برای بطن راست را تامین کند و به عنوان پمپ کمکی بطن راست مورد استفاده قرار گیرد.

## ۲- مواد و روش ها

### ۲-۱- طراحی پره پمپ

ایده طراحی این نوع هندسه از یک نوع پمپ خونی به نام مرا گرفته شده است. شایان ذکر است که پوشش بالایی<sup>۶</sup> موجود در این پره تاثیر زیادی در افزایش عملکرد هیدرولیکی پمپ داشته است و همچنین نوع پره های طراحی شده و کانالی که سیال در داخل آن جریان دارد به نحوی طراحی شده است که قسمت هایی که احتمال ایجاد جریان های برگشتی زیاد، یا احتمال 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» آورده شده است. با توجه به اینکه تمامی اطلاعات پمپ مرا در دسترس نبوده است، بعضی از پارامترهای هندسی پمپ طراحی شده به صورت حدس و خطایی استفاده شده است.

جدول (۱) - مشخصات پمپ طراحی شده [۲۶ و ۲۷]

پارامتر طراحی پمپ	پمپ مرا	پمپ طراحی شده
قطر پره [۲۷]	۵۸ میلی متر	۵۸ میلی متر
قطر لوله ورودی [۲۶]	۹/۱ میلی متر	۱۰ میلی متر
قطر لوله خروجی [۲۶]	۹/۵ میلی متر	۱۰ میلی متر
ارتفاع کانال پره [۲۷]	۴ میلی متر	۴ میلی متر
تعداد کانال های	۴	۴

<sup>۷</sup> SOLIDWORKS Premium 2015

<sup>۸</sup> Momentum

<sup>۵</sup> MERA

<sup>۶</sup> Shroud

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

$$\sigma_{k2} = 1 \quad \sigma_{k1} = 0.5 \quad (17 \text{ و } 16)$$

$$\sigma_{\omega 2} = 0.856 \quad \sigma_{\omega 1} = 0.5 \quad (19 \text{ و } 18)$$

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

این معادلات در کنار معادلات مومنتم برای استخراج ویژگی-های جریان توربولانس استفاده می‌شود.

### ۲-۳- شبیه سازی عددی

امروزه با توجه به هزینه‌های بالای ساخت و همچنین زمان‌بر بودن انجام آزمایش‌ها، از شبیه سازی عددی برای تحلیل مباحث مهندسی استفاده می‌شود. نرم افزار مورد استفاده برای شبیه سازی در این پژوهش، نرم افزار انسیس سی اف ایکس ۱۱۷ می‌باشد. در زمینه دستگاه‌های کمکی قلب از نرم افزار انسیس سی اف ایکس با توجه به قابلیت خوب تحلیل جریان در پمپ‌ها، به طور گسترده استفاده می‌شود [۳۰-۳۲]. روش حجم محدود برای گسسته سازی معادلات و روش ضمنی برای حل معادلات استفاده شده است. در سال ۲۰۱۷ سازمان غذا و دارو (FDA) با توجه به نبود روش اعتبارسنجی استاندارد در مطالعات عددی تجهیزات کمک بطنی و همچنین ترغیب محققین سرتاسر دنیا به استفاده از مدل‌های عددی جهت پیش‌بینی الگوهای جریان و خونکاو در پمپ‌های کمک بطنی، اقدام به جمع‌آوری نتایج حاصل از شبیه‌سازی بیش از ۲۰ گروه تحقیقاتی مستقل که در زمینه پمپ‌های کمک بطنی فعال هستند، نمود. در این مطالعه به ارائه گزارشی از یافته‌های اخیر سازمان FDA پرداخته شده است که جزئیات شبیه‌سازی 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 ۵۷٪ از شبیه‌سازی‌های عددی مقادیر هد تولیدی توسط پمپ را در محدوده یک انحراف معیار از متوسط اندازه-گیری شده قرار دارند و بیشترین اختلاف بین سرعت‌های کمک سرعت سنجی تصویر ذرات<sup>۱۲</sup> در نواحی جدایش جریان در دیفیوژری که در خروجی پمپ قرار گرفته، گزارش شده است [۳۳].

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

$\vec{u}$  بردار سرعت و  $P$  فشار و  $\nu$  ویسکوزیته سینماتیک<sup>۹</sup> است.

با توجه به اینکه معمولاً سرعت در پمپ‌ها بالا می‌باشد و جریان به صورت مغشوش است، لازم است که شبیه سازی برای جریان مغشوش انجام گیرد. برای مدل سازی جریان مغشوش از مدل کی-امگا اس اس تی<sup>۱۰</sup> استفاده شده است. روابط مربوط به این مدل در زیر آورده شده‌اند [۲۹]. لزجت سینماتیکی اغتشاش به صورت زیر تعریف می‌شود:

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

$\Omega$  و ریتسیتی می‌باشد. انرژی جنبشی اغتشاش هم به صورت زیر تعریف می‌شود:

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

نرخ اتلاف انرژی به صورت زیر است:

$$\frac{D \rho \omega}{Dt} = \frac{\gamma}{v_t} \tau_{ij} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \beta \rho \omega^2 \quad (5)$$

$$+ \frac{\partial}{\partial x_j} [(v + \sigma_\omega v_T) \frac{\partial \omega}{\partial x_j}] + 2(1 - F_1) \rho \sigma_{\omega 2} \frac{1}{\omega} \frac{\partial k}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j}$$

ثابت‌ها به صورت زیر تعریف می‌شوند:

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

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

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

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

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

$$\alpha_1 = 0.31 \quad \beta^* = \frac{9}{100} \quad (12 \text{ و } 11)$$

$$\beta_1 = \frac{3}{40} \quad \beta_2 = 0.0828 \quad (14 \text{ و } 13)$$

<sup>۱۱</sup> ANSYS CFX 17.0

<sup>۱۲</sup> Particle Imaging Velocitometry

<sup>۹</sup> Kinematic viscosity

<sup>۱۰</sup> K- $\omega$  SST

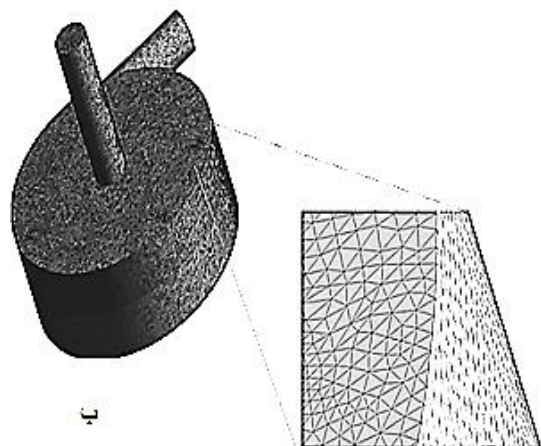
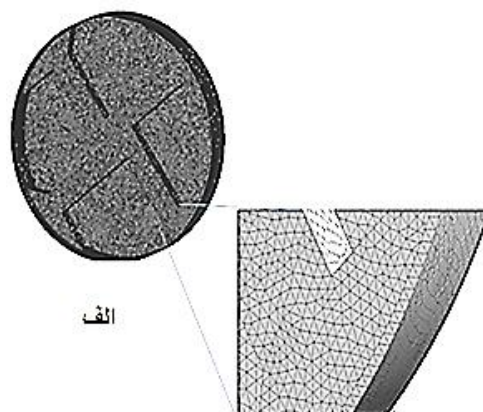
همچنین بر طبق استاندارد ISO-14705-8 استفاده از CFD در مرحله طراحی پمپ و به منظور سنجش تغییرات نسبی بین طراحی‌ها توصیه شده است [۳۴].

### ۲-۳-۱- شرایط مرزی

با توجه به بالا بودن نرخ برش در پمپ‌های قلب، فرض نیوتنی بودن خون، فرض قابل قبولی است [۳۵ و ۳۶]. شرط مرزی به صورت فشار ورودی - دبی خروجی استفاده شده است در این شبیه‌سازی چون فشار ورودی به پمپ از بطن راست است، فشار ورودی پمپ همان فشار داخل بطن راست برابر با ۵ میلی متر جیوه قرار داده شده است و شرط مرزی خروجی برای پمپ ۵ لیتر بر دقیقه قرار داده شده است. قابل ذکر است خون داخل پمپ به صورت سیال نیوتنی در نظر گرفته شده است و چگالی آن برابر با ۱۰۵۰ کیلوگرم بر متر مکعب و ویسکوزیته دینامیکی  $0.003$  پاسکال ثانیه در نظر گرفته شده است [۲۷].

### ۲-۳-۲ شبکه بندی

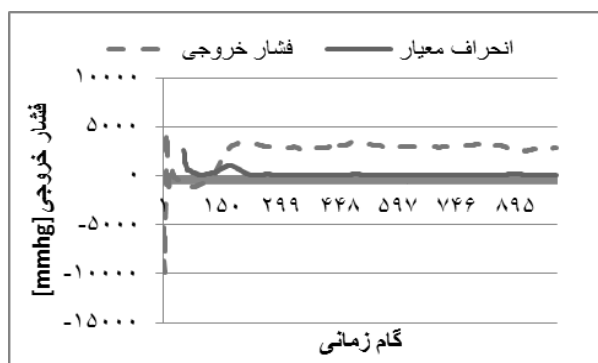
در شبکه‌بندی قلمرو سیال درون پمپ، دو ناحیه پره و حلزونی برای این پمپ در نظر گرفته شده است و هر کدام به صورت جداگانه مش‌بندی شده است. با توجه به هندسه پیچیده پره‌ها، المان تولید شده از نوع ساختار نامنظم، خطی و چهاروجهی<sup>۱۴</sup> بوده است که در «شکل ۲» قابل مشاهده است.



شکل (۲) - مش بندی مربوط به قلمرو سیال (الف) پره (ب) محفظه حلزونی

برای جلوگیری از محاسبات زمان‌بر و اضافی و همچنین ایجاد دقت کافی در محاسبات، استقلال حل از تعداد شبکه انجام گرفته است. به نحوی که ابعاد المان‌ها در هر مرحله کم-تر شده و تعداد شبکه افزایش پیدا کرده و در نهایت با مقایسه پارامترهای مهم در طراحی پمپ، شبکه بندی مدل سوم انتخاب شده و مشاهده شد پس از مرحله سوم افزایش تعداد شبکه تاثیر چندانی در حل ندارد و درصد خطای پارامترهای مختلف کم‌تر از  $2/5$  درصد می‌باشد. نتایج این مقایسه در «جدول ۳» قابل مشاهده است.

برای جلوگیری از محاسبات اضافی، با مشاهده فشار در خروجی پمپ در طول حل، پس از رسیدن فشار خروجی به یک حالت پایا، از اجرا محاسبات بعد از زمان مذکور جلوگیری به عمل آمده است. در این پژوهش حل تا تکرار ۱۰۰۰ ادامه پیدا کرده است که در این تکرار فشار خروجی پمپ پایا شده است، که در «شکل ۳» مشاهده می‌شود.



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

<sup>13</sup> Dynamic viscosity

<sup>14</sup> Tetrahedral

### جدول (۳) - 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	خطای تنش برشی
اول	۱۵۶۱۷۹۶	۴۹۹۲	۱/۲۹۲	۲۰۲/۵	۰/۰۱	۰/۱۴
دوم	۱۹۲۲۳۵۱	۴۹۲۳	۱/۲۸	۱۷۴/۱	۰/۰۵	۰/۰۷
سوم	۲۴۳۰۰۸۶	۵۲۰۵	۱/۳۳	۱۶۱/۵	۰/۰۲۱	۰/۰۱
چهارم	۲۵۱۳۴۸۴	۵۳۲۲	۱/۳۴۶	۱۶۴		

در این شبیه سازی از روش لاگرانژی برای اندازه گیری خون-کافت استفاده شده است، با جاگذاری تنش های لحظه ای و زمان ماندگاری در رابطه (۲۱) و انتگرال گیری در مسیر یک خط جریان، مقدار شاخص خون کافت محاسبه می شود.

### ۳- نتایج

در این قسمت نتایج حاصل از شبیه سازی پمپ خون طراحی شده بررسی می گردد.

#### ۳-۱- عملکرد هیدرولیکی

در «شکل ۴» نمودار هدر دبی برای دوره های مختلف برای پمپ طراحی شده و همچنین پمپ مرا و سنتری مگ که نوعی پمپ خونی گریز از مرکز برای استفاده در بطن می باشد، نمایش داده شده است. با توجه به شکل مشاهده می شود پمپ طراحی شده در سرعت دورانی ۱۵۰۰ دور بر دقیقه فشار ۲۳ میلی متر جیوه با دبی ۵ لیتر بر دقیقه را می تواند تامین کند که برای بطن راست مناسب است. با مقایسه هد تولیدی پمپ طراحی شده در سرعت دورانی ۲۰۰۰ دور بر دقیقه و پمپ مرا در سرعت دورانی ۲۰۰۰ دور بر دقیقه مشاهده می شود که داده های مربوط به هد و دبی دو پمپ همخوانی خوبی دارند و درصد اختلاف دبی پمپ طراحی شده و پمپ مرا کمتر از ۵ درصد است، از طرفی با مقایسه پمپ طراحی شده و پمپ سنتری مگ می بینیم که پمپ طراحی شده در دبی بالاتر از ۴ لیتر بر دقیقه نسبت به پمپ سنتری مگ بهتر عمل کرده است. با توجه به موارد بالا می توان گفت نتایج عددی بدست آمده اعتبار سنجی شده است.

#### ۳-۲- خطوط جریان

«شکل ۵» توزیع خطوط جریان برای پمپ طراحی شده را نمایش می دهد. در «شکل ۵» مشاهده می شود فقط در

### ۲-۴- آسیب های خونی

یکی از اساسی ترین آسیب های خونی که قبلا به آن اشاره شد خون کافت می باشد که تابعی از تنش برشی و زمان قرار-گیری تحت تنش برشی است. تنش برشی رابطه مستقیمی با سرعت دورانی پمپ دارد. با افزایش سرعت، تنش برشی نیز افزایش می یابد و از طرفی هندسه پمپ نیز در ایجاد مکان-هایی با تنش برشی بالا دخیل است به خصوص قسمت هایی از پمپ که ضخامت سیال در آن نقطه کم باشد و یا سیال مابین دو مرز ساکن، در حال حرکت باشد. این شرایط ممکن است باعث پارگی گلبول های قرمز می شوند.

روابط متعددی برای بیان ارتباط بین تنش برشی و زمان خون کافت ارائه شده است که مشهورترین آن ها مدل توانی است. محققین ضرایب متفاوتی با توجه به نتایج آزمایش ها برای این مدل ارائه نموده اند.

مدل استفاده شده در این شبیه سازی، مدل توانی هوسر<sup>۱۵</sup> می باشد که از رابطه (۲۱) بدست می آید این مدل به طور گسترده در مقالات مورد استفاده قرار گرفته است [۳۵ و ۲۱].

$$HI(\%) = \frac{\Delta Hb}{Hb} \times 100 = 1.8 \times 10^{-6} \tau^{1.001} \Delta t^{0.765} \quad (21)$$

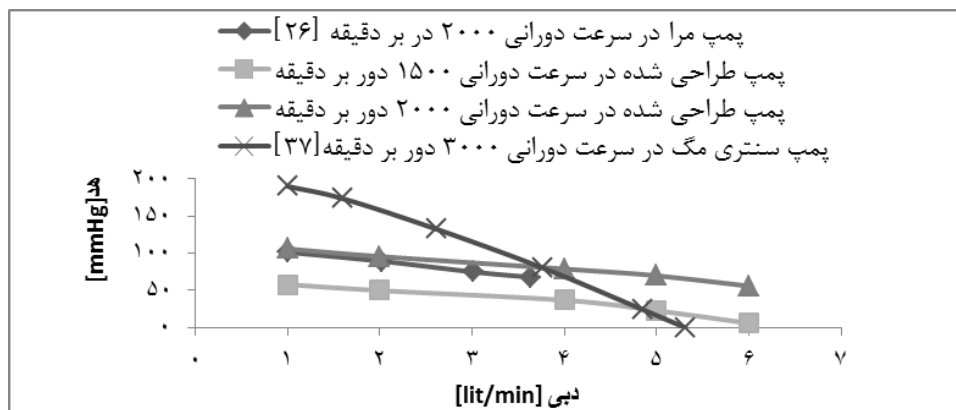
در این شبیه سازی  $\Delta t$  زمان ماندگاری و  $\Delta Hb$  شاخص خون کافت (که بیانگر درصد هموگلوبین آزاد شده به کل هموگلوبین های موجود در خون  $Hb$ ) و  $\tau$  تنش برشی اسکالر است که شامل تنش برشی لزوج و رینولدز است و به صورت زیر تعریف می شود [۳۵].

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

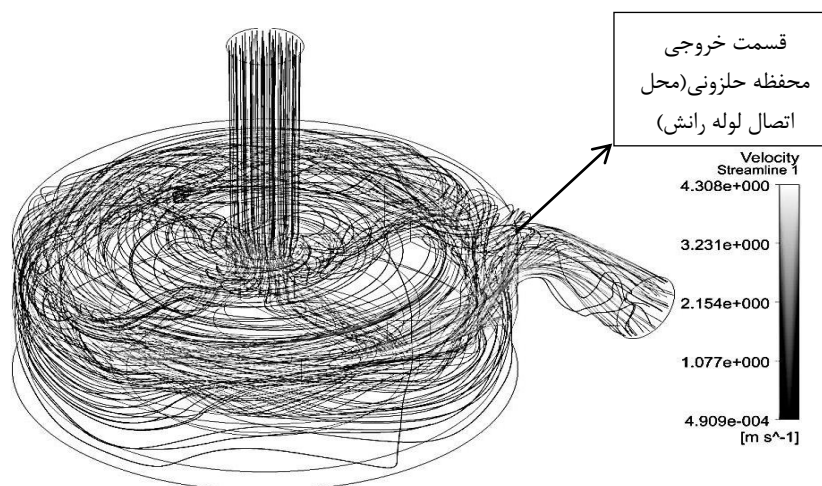
<sup>۱۵</sup> Heusre

ناشی از جریان های چرخشی کم تر خواهد بود. از طرفی کاهش جریان های چرخشی، مقدار زمان ماندگاری خون در داخل پمپ را کاهش می دهد که از چالش های مهم در طراحی پمپ های کمکی بطن است.

قسمت خروجی پمپ (لوله رانش) بی نظمیهایی در جریان وجود دارد که با فلش نشان داده شده است، در بقیه نقاط خطوط جریان تقریباً منظم هستند و جریان های چرخشی به ندرت دیده می شود. هر چه خطوط جریان منظم تر باشند میزان عملکرد هیدرولیکی پمپ بهتر خواهد بود و میزان افت



شکل (۴) - نمودار هد - دبی برای دوره های مختلف



شکل (۵) - توزیع خطوط جریان در پمپ

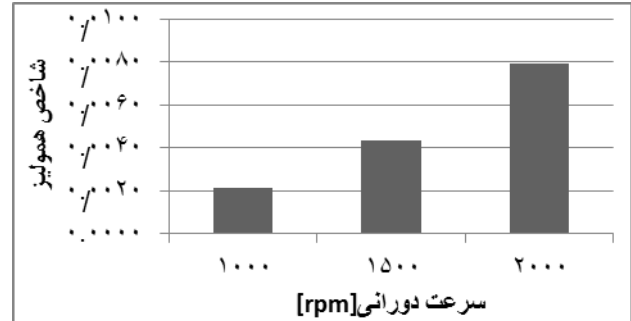
با توجه به تاثیر عوامل مختلف در ایجاد ترمبوسیز مانند تغییرات شیمیایی خون و تغییرات در ترکیبات خون، تعیین نقاط دقیق ایجاد ترمبوسیز نیازمند انجام آزمایش های تجربی است ولی بر اساس محدوده ارائه شده در مقالات [۴۰]، نقاطی که تنش برشی کمتر از ۱ پاسکال می باشد از نقاط محتمل به ایجاد ترمبوسیز می باشد همچنین در تنش برشی های بالاتر از ۹ پاسکال شکست فاکتور ون ویلبراند و برای تنش برشی های بالاتر از ۵۰ پاسکال پلاک ها فعال می شوند که این فعال شدن، عاملی بر تجمع پلاک ها و ایجاد ترمبوسیز می باشد. در « شکل ۷ » نقاطی که تنش برشی، بالای ۵۰ پاسکال است نمایش داده شده است در این نقاط احتمال فعال شدن پلاک ها و به تبع آن تجمع پلاک ها بالا می باشد. برای ۳۰۰ خط جریان

### ۳-۳- آسیب های خونی

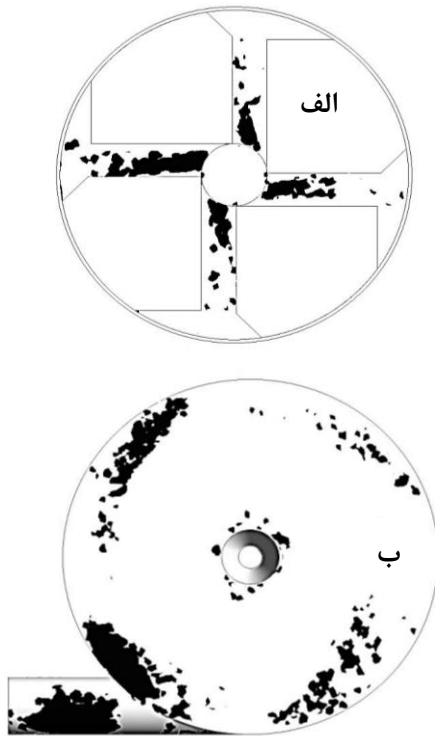
«شکل ۶» نمودار شاخص خون کافت بر حسب سرعت- های دورانی مختلف را نمایش می دهد، این نتایج با متوسط گیری بر روی تعداد خطوط جریان (شامل ۱۰۰، ۲۰۰ و ۳۰۰ خط جریان) بدست آمده است، مشاهده می شود در سرعت دورانی ۱۵۰۰ دور بر دقیقه شاخص خون کافت محاسبه شده برابر ۰/۰۴۳۱ است برای شاخص خون کافت های کمتر از ۰/۰۲ می توان گفت که پمپ مورد نظر در ناحیه امن از نظر آسیب خونی قرار دارد [۳۸]. همچنین شاخص خون کافت در مطالعه حاضر در مقایسه با پمپ های محوری طراحی شده کمتر است [۳۹].



تنش برشی میانگین نیز محاسبه شده، که برابر با ۳۷ پاسکال بدست آمد و زمان ماندگاری میانگین برای این خطوط جریان برابر با ۰/۸ ثانیه محاسبه گردید که با توجه به محدوده اشاره شده در کتاب برنزیانو، در محدوده امن از نظر ایجاد ترمبوسیز قرار دارد [۴۱].



شکل (۶) - منحنی شاخص خون کافت برای دورهای مختلف

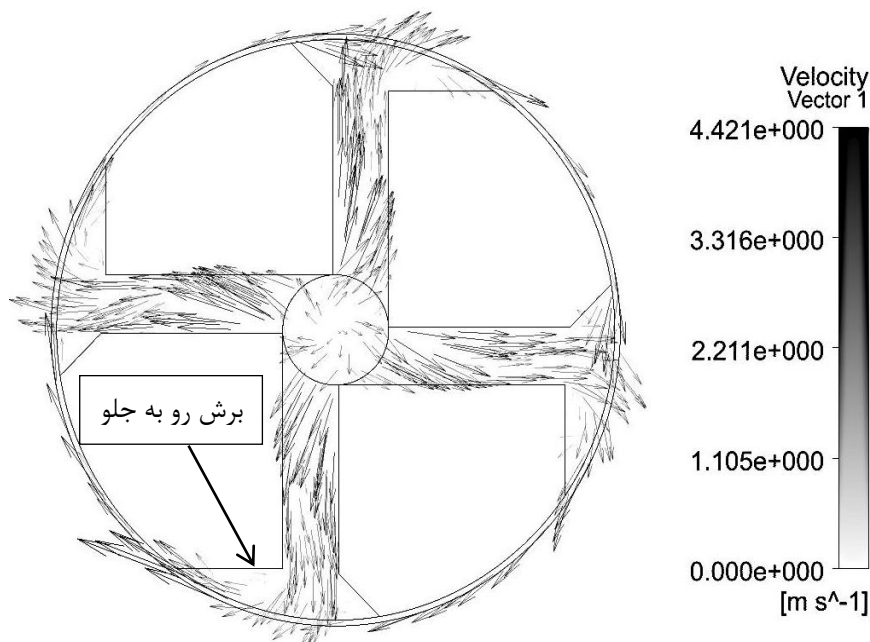


شکل (۷) - نقاط با تنش برشی بالای ۵۰ پاسکال (الف) پره (ب) محفظه حلزون

برش رو به جلو (که با فلش نمایش داده شده است) نشانه‌هایی از جریان‌های گردابی دیده می‌شود

### ۴-۳- بردارهای سرعت

«شکل ۸» بردارهای سرعت در پره را نمایش می‌دهد، بردارهای سرعت، جریان تقریباً یکنواختی را نمایش می‌دهند. در قسمت خروجی کانال‌ها در قسمت

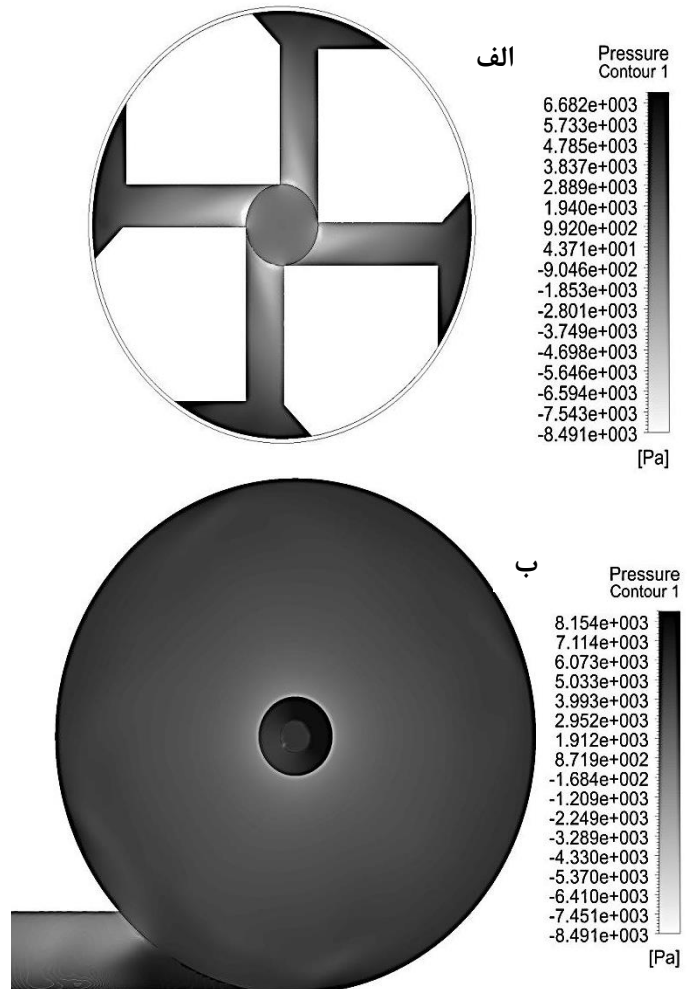
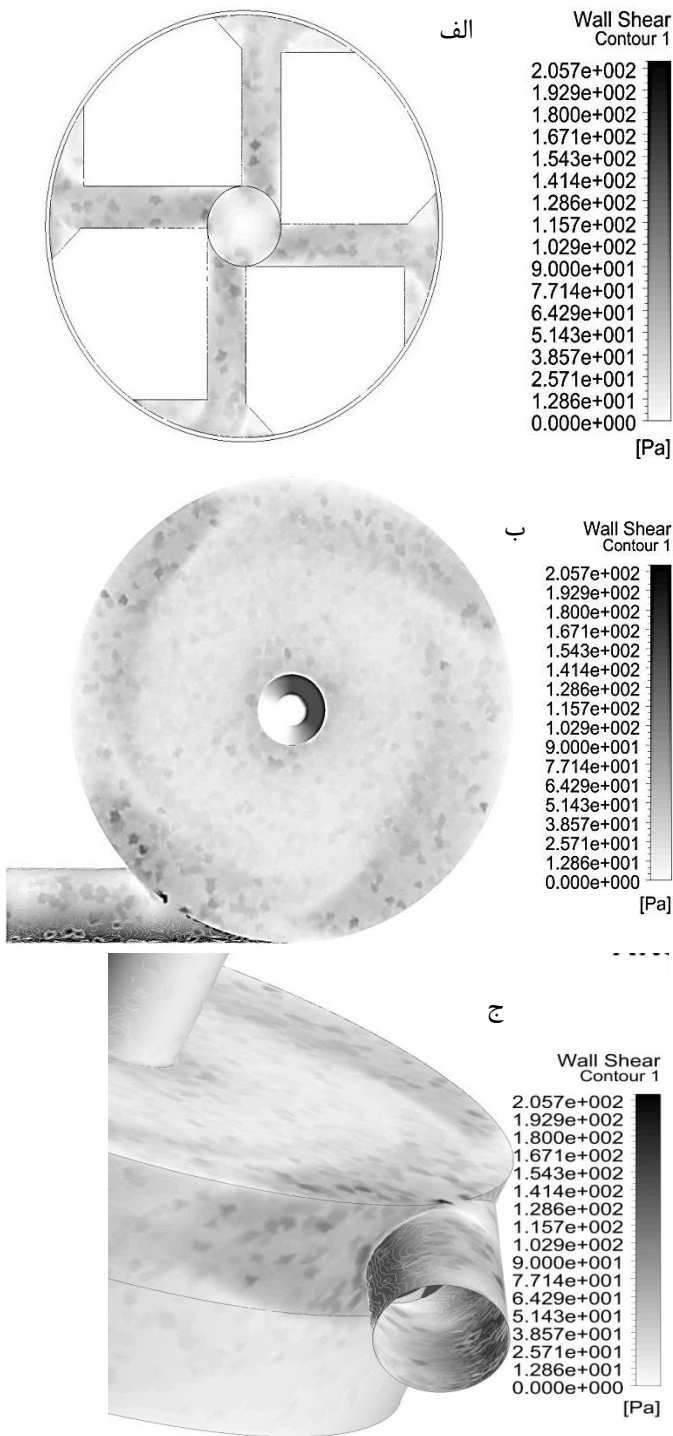


شکل (۸) - بردارهای سرعت روی پره

### ۳-۵- توزیع فشار

«شکل ۹» توزیع فشار بر روی پره و محفظه حلزونی را نمایش می دهد. همانطور که انتظار می رود توزیع فشار در جهت شعاعی پره و محفظه حلزونی پمپ افزایش می یابد.

مشاهده می شود که تنش برشی نسبت به بقیه نقاط کم تر است.



شکل (۹) - توزیع فشار (الف) پره (ب) محفظه حلزونی

### ۳-۶- توزیع تنش برشی

«شکل ۹» توزیع تنش برشی بر روی پره و محفظه حلزونی پمپ را نشان می دهد. همانطور که مشاهده می شود تنش برشی در اکثر قسمت های پمپ کم است. عدد میانگین تنش برشی در پره برابر ۳۷ پاسکال و در محفظه حلزونی برابر ۱۳ پاسکال است. در قسمت های ورودی پره (محل شروع کانال ها) و همچنین در قسمت خروجی محفظه حلزونی (نقطه ی اتصال لوله ی رانش با محفظه حلزونی) و در نقطه اتصال لوله ی مکش با محفظه حلزونی، تنش برشی نسبت به بقیه قسمت های پمپ و عدد های میانگین تنش برشی که به آنها اشاره شد، بالا است. همچنین در برش های خروجی کانال

شکل (۹) - تنش برشی بر روی (الف) پره (ب) محفظه حلزونی از نمای بالا (ج) خروجی محفظه حلزونی از نمای بالا و روبرو

### ۴- نتیجه گیری و بحث

پژوهشگران می‌توان ارائه داد، ایجاد جریان ضربانی در این پمپ‌ها با تغییر سرعت دورانی پمپ امکان‌پذیر می‌باشد از جمله الگوهای سرعت دورانی پمپ که در مقالات اشاره شده است، الگوی مستطیلی، دوزنقه‌ای و سینوسی را می‌توان نام برد [۲۱ و ۴۳].

راهکاری که می‌توان برای کاهش تنش برشی و به تبع آن خون‌کافت ناشی از این هندسه در پژوهش‌های بعدی ارائه داد، تغییر در هندسه محل اتصال لوله رانش به محفظه حلزونی است. طراحی هندسه باید به گونه‌ای باشد که خطوط جریان به راحتی هندسه مدنظر را طی کنند و کمتر دچار بی‌نظمی شوند، که این مورد باعث کاهش زمان ماندگاری خون در پمپ و به تبع آن کاهش احتمال ایجاد ترمبوسیز می‌شود، همچنین تا حد امکان قسمت‌های زاویه دار در محل اتصال لوله رانش به محفظه حلزونی را کاهش یابد.

## ۶- 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. Riassi, 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*

در این مقاله یک پمپ کمک بطنی سانتریفوژ برای بطن راست با تمرکز بیشتر بر روی هندسه پره طراحی شد. نتایج حاصل حاکی از آن است که پمپ در سرعت ۱۵۰۰ دور بر دقیقه قابلیت تولید فشار ۲۳ میلی متر جیوه و دبی ۵ لیتر بر دقیقه را دارا می‌باشد که در محدوده فیزیولوژیکی برای جریان ریوی قرار دارد. با توجه به نمودار عملکرد هیدرولیکی سرعت دورانی بالاتر از ۱۵۰۰ در این پمپ، برای بطن راست توصیه نمی‌شود، چون سبب افزایش فشار و دبی می‌شود. به این صورت که فشار به بالاتر از ۲۵ میلی متر جیوه و دبی به بالاتر از ۵ لیتر بر دقیقه می‌رسد که به ترتیب باعث ایجاد فشار خون در شریان ریوی و پر شدن خون در ریه‌ها می‌شود.

با توجه به بردارهای سرعت در پره، شاهد جریان منظم هستیم، فقط در قسمت خروجی پره‌ها جریان گردابی داریم که به علت هندسه خروجی پره است این قسمت از جمله نقاط محتمل به ایجاد ترمبوسیز می‌باشد. با توجه به نمودار توزیع تنش برشی در پره و عدد میانگین تنش برشی، در مواردی که تنش برشی روی پره کمتر از ۱۵۰ پاسکال باشد، خون‌کافت به ندرت اتفاق می‌افتد [۴۲]، پس می‌توان گفت که هندسه‌ی پره‌ی طراحی شده از نظر مقدار تنش برشی مناسب می‌باشد. شاخص خون‌کافت محاسبه شده برابر ۰/۰۰۴۱۳ است، شاخص خون‌کافت محاسبه شده در محدوده ایمن از نظر آسیب خونی قرار دارد [۳۸]، ولی توجه به مقدار میانگین تنش برشی روی پره انتظار می‌رفت شاخص خون‌کافت، کم‌تر از مقدار محاسبه شده، باشد. با بررسی خطوط جریان و بردارهای سرعت در محفظه حلزونی و خروجی پمپ شاهد بی‌نظمی‌هایی برای جریان هستیم که باعث زیاد شدن زمان ماندگاری خون در پمپ شده است. همچنین با بررسی توزیع تنش برشی روی در محفظه حلزونی مشاهده شد که تنش برشی در قسمت خروجی پمپ نسبت به پره بالا است. با توجه به موارد ذکر شده، خون‌کافت بالا را می‌توان ناشی از هندسه خروجی پمپ بیان کرد. در قسمت خروجی پمپ که بی‌نظمی‌هایی مشاهده شد و تنش برشی در این ناحیه بالاتر از ۵۰ پاسکال محاسبه شد، این نواحی از نواحی محتمل به ایجاد ترمبوسیز می‌باشد ولی در کل این نواحی کم بوده و می‌توان گفت پمپ مدنظر از نظر ایجاد ترمبوسیز در محدوده ایمن قرار دارد.

مورد دیگری که می‌توان بدان اشاره کرد عوارض ناشی از جریان پیوسته در این نوع پمپ‌ها می‌باشد که مشکلاتی مانند سفتی عروق و خون‌ریزی در ارگان‌های داخلی را ایجاد می‌کند. راهکاری که برای کاهش این عوارض برای کارهای آتی

- [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-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. Kleinheyser, 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](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. *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.
- [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

- 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., Kleinheyer, 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
- 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 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.
- [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. Kertzsch, E. Hennig, K. J. T. I. j. o. a. o. Affeld,