



Designing Centrifugal Impeller of a Left Ventricular Assist Pump using Point-by-Point Method

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Yazdanpanah-Ardakani K.¹ MSc,
Niroomand-Oskui H.^{*1} PhD

How to cite this article

Yazdanpanah-Ardakani K, Niroomand-Oskui H. Designing Centrifugal Impeller of a Left Ventricular Assist Pump using Point-by-Point Method. Modares Mechanical Engineering. 2020;20(2):371-380.

¹Biomechanics Department, Biomedical Engineering Faculty, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

*Correspondence

Address: Biomedical Engineering Faculty, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran Postal Code: 7618895571
Phone: +98 (41) 33458456
Fax: +98 (41) 33444360
niroomand@sut.ac.ir

Article History

Received: November 17, 2018

Accepted: May 29, 2019

ePublished: February 01, 2020

ABSTRACT

Increasing growth of cardiovascular disease treatment caused the occurrence of heart failure for more patients after surviving. This leads to an increase in the need for types of equipment in these patients for struggling heart failure. Ventricular assist pumps have been known as one of the main types of equipment, today. In the present study, a ventricular assist pump has been designed in which its impeller has been designed using the industrial method (point-by-point method). In this study, 7 impellers with different inlet angles (including 10, 15, 20, 30, 35, 40 and 45 degrees) and outlet angle of 25 degrees were designed and analyzed using computational fluid dynamics. The results indicate that all designed impellers in this study can fulfill the physiological requirements according to pressure difference (total head) and flow rate. Meanwhile considering hemolysis as an effective factor in the performance of ventricular assist pumps, the impeller with an inlet angle of 10 degrees is chosen due to the lowest hemolysis index, equal to 0.0045, and complying total head and flow rate, which are equal to 108 and 5, respectively.

Keywords Heart Failure; Ventricular Assist Pump; Point-by-Point Method; Hemolysis

CITATION LINKS

[1] Opportunities and challenges for LVAD therapy now and in the ... [2] Is the prognosis of heart failure ... [3] Results of the Post-U.S. food and drug administration-approval study with a continuous flow left ventricular assist ... [4] Long-term use of a left ventricular assist device for end-stage heart ... [5] Reverse remodeling following insertion of left ventricular assist devices (LVAD): A review of the morphological and molecular ... [6] Advanced heart failure treated with continuous-flow left ventricular assist ... [7] Left ventricular assist device performance with long-term circulatory support: Lessons ... [8] Early and mid-term outcomes of left ventricular assist device implantation and future ... [9] What price support? Ventricular assist device induced systemic ... [10] Incidence and patterns of adverse event onset during the first 60 days after ventricular assist device ... [11] Mechanical circulatory and respiratory ... [12] Prevalence of de novo aortic insufficiency during long-term support with left ventricular assist ... [13] Gastrointestinal bleeding rates in recipients of nonpulsatile and pulsatile left ventricular ... [14] The development of aortic insufficiency in left ventricular assist device-supported ... [15] Longest time of support by the novacor left ventricular assist device without pump ... [16] Insights from continued use of a novacor left ventricular assist system for a period of 6 ... [17] Durability of left ventricular assist devices: Interagency registry for mechanically ... [18] Mechanical circulatory support for advanced heart failure: Are we about to witness ... [19] FDA benchmark medical device flow models for CFD ... [20] Effect of blade curvature on the hemolytic and hydraulic characteristics of a ... [21] Normal fluid stresses are prevalent in rotary ventricular assist devices: A computational ... [22] Numerical study on hemolysis induced by speed-changing heart ... [23] Impeller optimized design of the centrifugal pump: A numerical and experimental ... [24] ISO 14708-5:2010, Implants for surgery — active implantable ... [25] CFD analysis and design effects in a radial pump ... [26] The optimal hydraulic design of centrifugal impeller ... [27] A review of different blade design methods for radial flow centrifugal ... [28] Ten years of industrial experience with the SST turbulence ... [29] Turbulence modeling validation, testing, and ... [30] A Couette viscometer for short time shearing of ... [31] Computational fluid dynamics-based study of possibility of generating pulsatile ... [32] The medical physics of ventricular assist ... [33] Quantitative evaluation of blood damage in a centrifugal ... [34] Computational fluid dynamics prediction of blood damage in a ... [35] Investigation of the characteristics of heartware HVAD and thoratec heartmate ...

طراحی پروانه پمپ‌گریز از مرکز کمک‌بطنی چپ به روش صنعتی نقطه به نقطه

کهیار یزدان‌پناه اردکانی MSc

گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

هانیه نیرومند اسکوئی PhD*

گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

چکیده

رشد روز افزون درمان بیماری‌های قلبی-عروقی باعث شده شمار زیادی از بیماران پس از نجات‌یافتن از این بیماری‌ها در نهایت دچار نارسایی قلبی شوند و نیاز به تجهیزات قلبی که به این بیماران برای مقابله با نارسایی قلبی کمک کند، احساس می‌شود. امروزه پمپ‌های کمک بطنی به عنوان یکی از اصلی‌ترین این تجهیزات شناخته شده است. در مطالعه حاضر به طراحی پمپ کمک بطنی پرداخته شده است که پروانه آن به روش صنعتی (روش نقطه به نقطه) طراحی شده است. در این مطالعه با به کارگیری روش نقطه به نقطه تعداد ۷ پروانه با زوایای ورودی مختلف (شامل ۱۰، ۱۵، ۲۰، ۳۰، ۳۵، ۴۰ و ۴۵ درجه) و زاویه خروجی ۲۵ درجه، طراحی و به کمک دینامیک سیالات محاسباتی تحلیل شد. نتایج حاصل از این مطالعه نشان می‌دهد که تمامی پروانه‌های طراحی شده در این مطالعه احتیاجات فیزیولوژیکی بدن را در تولید اختلاف فشار (هد کل) و دبی، ارضا می‌کنند و با در نظر گرفتن خونکاو به عنوان یکی از عوامل موثر در عملکرد پمپ قلبی، پروانه با زاویه ورودی ۱۰ درجه برای تولید اختلاف فشار مناسب (معادل با 108 mmHg) در دبی 5 (l/min) و کمترین میزان خونکاو، معادل با 45% در مقایسه با دیگر پروانه‌های طراحی شده انتخاب می‌شود.

کلیدواژه‌ها: نارسایی قلبی، پمپ کمک بطنی، روش نقطه به نقطه، خونکاو

تاریخ دریافت: ۱۳۹۷/۸/۲۶

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۸/۳/۸

*نویسنده مسئول: niroomand@sut.ac.ir

مقدمه

امروزه نارسایی قلبی از مرگبارترین بیماری‌ها در کشورهای صنعتی به شمار می‌رود^[1]. شیوع این بیماری بسیار گسترده است و شمار افرادی که به این بیماری مبتلا می‌شوند به‌طور چشمگیری در حال افزایش است. طبق آمار، ۲۹٪ از بیمارانی که در مراحل پایانی بیماری نارسایی قلبی هستند، طی ۵ سال جان خود را از دست می‌دهند^[2]. تجهیزات مکانیکی کمک‌کننده به سیستم گردش خون در کاهش میزان مرگ و میر بیمارانی که دچار نارسایی قلبی هستند موثر بوده و از جمله این تجهیزات می‌توان از پمپ‌های کمک‌بطنی قلب چپ نام برد^[3]. استفاده از پمپ کمک‌بطنی قلب چپ برای درمان بیمارانی که به نارسایی قلبی مبتلا هستند، باعث افزایش چشمگیری در کیفیت زندگی آنها نسبت به درمان‌های دیگر، شده است^[4]. امروزه به دلیل وجود محدودیت‌های درمانی، اثرات جانبی ناشی از جراحی و محدودبودن تعداد قلب‌های اهدایی استقبال از پمپ کمک‌بطنی قلب چپ در حال افزایش است^[5-7].

به‌طور کلی استفاده از پمپ کمک‌بطنی قلب چپ برای دستیابی به سه هدف درمانی مختلف برای درمان بیماران تجویز می‌شود که

شامل پلی به پیوند، پلی به بازیابی و درمان نهایی می‌شود. بیمارانی که در مرحله نهایی نارسایی قلبی و در انتظار پیوند قلب هستند به کمک این تجهیز، مدت بیشتری را برای دریافت قلب اهدایی در اختیار خواهند داشت. در این موارد هدف از تجویز پمپ کمک‌بطنی قلب چپ اصطلاحاً پلی به پیوند نامیده می‌شود. در بعضی بیماران بعد از خارج کردن این تجهیز، بازیابی عملکرد قلب به گونه‌ای است که بیمار نیازی به پیوند قلب ندارد، تحت این شرایط تجویز پمپ کمک‌بطنی قلب چپ با هدف پلی به بازیابی انجام می‌شود. در مواردی که قلب با پمپ کمک‌بطنی قلب چپ جایگزین می‌شود نیز با هدف درمان نهایی تجویز شده است^[5,8].

یکی از بزرگ‌ترین چالش‌ها در طراحی تجهیزات مکانیکی کمک‌کننده به سیستم گردش خون و به ویژه پمپ‌های کمک‌بطنی، کنترل میزان صدمات وارده به خون است. اجزای خون هنگامی که در تماس با قطعات مکانیکی قرار می‌گیرند یا در اثر الگوی جریان نامناسب، دچار صدماتی می‌شوند که عملکرد خون را مختل می‌سازد که از جمله این صدمات می‌توان به انعقاد خون و انسداد شریان اشاره کرد^[9,10].

با گذر زمان پمپ‌های کمک‌بطنی تکامل یافته‌اند و انواع مختلف آن را می‌توان در سه نسل دسته‌بندی کرد. نسل اول که به آنها پمپ‌های جابجایی حجم گفته می‌شود و عملکردی مشابه با قلب دارند. به‌طور کلی این پمپ‌ها از یک محفظه تشکیل شده‌اند و به‌منظور پر و خالی شدن این محفظه، فشار در آن به‌طور متناوب افزایش و کاهش می‌یابد. این پمپ‌ها به شکل الکتریکی یا پنوماتیکی تحریک می‌شوند. جدول ۱ شامل تعدادی از پمپ‌های کمک‌بطنی تجاری نسل اول است که تاییدیه سازمان غذا و دارو و اروپا و وزارت ژاپن را دریافت کرده‌اند. پمپ‌های نسل اول برتری بالینی ویژه‌ای نسبت به دو نسل دیگر دارند^[11]. این پمپ‌ها قابلیت تولید جریان پالسی (نوسانی) دارند و این قابلیت ویژه، منجر به کاهش خطر بروز مشکل در دریچه آئورت و خون‌ریزی دستگاه گوارش می‌شود^[12-14]. اما از آنجا که در ساختار پمپ‌های جابجایی حجم از اجزای مکانیکی و دریچه‌های مصنوعی استفاده شده است، قابلیت اطمینان این پمپ‌ها کاهش یافته و دوام آنها از حداکثر ۴ سال تجاوز نمی‌کند^[15,16]. از طرفی این پمپ‌ها دارای ابعاد بزرگی هستند که کاشت آنها را در بدن با دشواری همراه می‌سازد و صدایی که در اجزای مکانیکی (دریچه‌های مصنوعی) ایجاد می‌شود، ممکن است باعث پریشرانی مریض شود^[11].

جدول ۱) تعدادی از پمپ‌های قلبی جابجایی حجم (نسل اول پمپ‌های خونی)

تجهیز	نحوه کاشت در بدن	مکانیزم تحریک
توراک هارتمیت ۱	داخل بدنی	پنوماتیکی، الکتریکی
توراک ای‌ود	داخل بدنی	پنوماتیکی
آپومد ای بی ۵۰۰۰	خارج بدنی	پنوماتیکی
ارو لایون هارت	داخل بدنی	الکتریکی

نسل دوم و سوم پمپ‌های کمک‌بطنی، پمپ‌های دورانی هستند. پمپ‌های دورانی بر خلاف پمپ‌های نسل اول، جریان سیال پیوسته

محوری- شعاعی) با زاویه پیچش متفاوت (شامل صفر تا ۲۴۰ درجه) طراحی کردند و عملکرد هیدرولیکی و صدمات خونی (خونکاو) آنها را به روش دینامیک سیالات محاسباتی مورد مطالعه قرار دادند [20]. در آن به‌منظور سنجش خونکاو از روش اولی‌ری و مدل‌های قانون توانی استفاده شده است. نتایج حاصل از این مطالعه نشان می‌دهد که هندسه پروانه باعث بهبود عملکرد هیدرولیکی و خونکاو می‌شود.

جدول ۳) پارامترهای مربوط به نحوه شبیه‌سازی‌های انجام‌شده توسط مراکز تحقیقاتی (اعداد داخل پرانتز بیان‌کننده فراوانی آنها است)

پارامتر	توضیحات
حلقه عددی (به ترتیب حرف الفبای لاتین)	آیاکاس- سی‌اف‌دی، اکیوسالو، انسیس سی‌اف‌ایکس، انسیس فلوئنت، کد ساتورن، فلو ویژن، اس‌سی- تترا، این- هاوز پلاس، استار- سی‌سی‌ام
حالت زمانی	پایا (۱۴)، گذرا (۱۰)
مدل آشفتگی	کی- امگا اس‌اس‌تی (۱۳)، ریتلازیل کی- ایسیلون (۳)، استاندارد کی- ایسیلون (۳)، اراچی کی- ایسیلون (۱)، ارای‌جی- ایسیلون اس‌اس‌جی (۱)، اسپارس-آلماراس (۱)، گزارش‌شده (۲)
الگوی شبکه‌بندی	تتراهدرال (۱۶)، هگزاهدرال (۴)، پلی‌هدرال (۴)

خو و همکاران با هدف بررسی اثرات تنش‌های عمودی سیال بر خونکاو و بررسی میزان اثرگذاری تنش‌های عمودی نسبت به تنش‌های برشی بر خونکاو، اقدام به شبیه‌سازی عددی دو پمپ کمک‌بطنی هارت‌میت ۲ و اچ‌ود کردند [21]. در مطالعه آنها، تنش عمودی و تنش برشی به‌وسیله محاسبه گرادیان میدان سرعت از نتایج حاصل از شبیه‌سازی عددی محاسبه شد. نتایج آن نشان می‌دهد که هنگام عبور خون از پمپ، اندازه تنش‌های برشی وارده به خون بسیار بیشتر از اندازه تنش‌های عمودی است؛ اما خون تا حد غیرقابل صرف‌نظری در معرض تنش‌های نرمال قرار می‌گیرد که منجر به تغییر شکل اجزای خون می‌شود.

جباری و ریاسی به مطالعه عددی میزان خونکاو حاصل از پمپ طراحی‌شده توسط همین گروه تحقیقاتی، پرداختند [22]. هدف آنها تحلیل پمپ قلبی و محاسبه خونکاو در زمان شروع به کار پمپ قلبی بود. پروانه طراحی‌شده توسط آنها، دارای ۶ تیغه با زاویه ورودی پره ۲۲/۵ درجه و زاویه خروجی ۲۳ درجه بود. به‌منظور سنجش میزان خونکاو از روش لاگرانژی استفاده شد و خون سیال نیوتنی در نظر گرفته شده بود. نتایج حاصل از آن نشان می‌دهد که میزان خونکاو در زمان شروع به کار پمپ مقادیر قابل توجهی داشته که در این مقدار احتمال بروز واپاشی گلبول‌های قرمز وجود دارد.

هان و همکاران طی مقاله‌ای اقدام به بهینه‌سازی پروانه پمپ گریز از مرکز در مقیاس صنعتی کردند [23]. پارامترهای هندسی مربوط به پروانه که شامل زاویه پیچش و زاویه خروجی تیغه پره بود، به‌منظور بهینه‌سازی، مورد آنالیز قرار گرفت. پروانه‌هایی با زوایای پیچش ۱۲۲، ۱۲۶ و ۱۳۰ درجه و زوایای خروجی ۲۴، ۲۶ و ۲۸ درجه به کمک شبیه‌سازی عددی و آزمایشگاهی مورد بررسی قرار گرفت و پروانه با

ایجاد می‌کنند. در پمپ‌های دورانی توان لازم برای افزایش جریان و فشار خون توسط پروانه (Impeller) در حال چرخش به خون منتقل می‌شود. در ساختار پروانه از تیغه‌هایی استفاده می‌شود که وظیفه افزایش انرژی جنبشی و مومنتوم زاویه‌ای خون را بر عهده دارند. در پمپ‌های نسل دوم، پروانه به‌وسیله یاتاقان‌های مکانیکی مهار می‌شود. پمپ‌های نسل دوم اکثراً از نوع پمپ‌های جریان محوری هستند. در پمپ‌های نسل سوم پروانه به طریق هیدرودینامیکی یا تعلیق مغناطیسی مهار می‌شود. اکثر پمپ‌های نسل سوم از نوع گریز از مرکز هستند. در تحقیقاتی که هال‌من و همکاران روی پمپ‌های جابجایی حجم و پمپ‌های دورانی انجام داده‌اند، میزان نقص مکانیکی پمپ‌های دورانی کمتر از پمپ‌های جابجایی حجم، گزارش شده است [17]. پمپ‌های دورانی نسبت به پمپ‌های جابجایی حجم از ابعاد کوچک‌تر و ایمنی بیشتری برخوردار هستند [18]. در جدول ۲، تعدادی از پمپ‌های تجاری نسل دوم و سوم معرفی شده‌اند.

جدول ۲) تعدادی از پمپ‌های قلبی دورانی (نسل دوم و سوم پمپ‌های خونی)

تجهیز	نحوه کاشت در بدن	نسل	تاییدیه‌ها
هارت میت ۲	داخل بدنی	دوم	اروپا
ایوا هارت	داخل بدنی	دوم	استاندارد سازمان تجهیزات پزشکی و دارو ژاپن
تاندام هارت	خارج بدنی	دوم	اروپا
هارت‌ویر اچ‌ود	داخل بدنی	سوم	سازمان غذا و دارو
اینکور	داخل بدنی	سوم	اروپا
هارت‌میت ۳	داخل بدنی	سوم	سازمان غذا و دارو
سنتری‌مگ	خارج بدنی	سوم	سازمان غذا و دارو

سال ۲۰۱۷، سازمان غذا و دارو با توجه به نبود روش اعتبارسنجی استاندارد در مطالعات عددی تجهیزات کمک‌بطنی و همچنین ترغیب محققین سرتاسر دنیا به استفاده از مدل‌های عددی برای پیش‌بینی الگوهای جریان و خونکاو در پمپ‌های کمک‌بطنی، اقدام به جمع‌آوری نتایج حاصل از شبیه‌سازی بیش از ۲۰ گروه تحقیقاتی مستقل که در زمینه پمپ‌های کمک‌بطنی فعال هستند، نمود [19]. در این مطالعه به ارایه گزارشی از یافته‌های اخیر سازمان غذا و دارو پرداخته شده است که جزئیات شبیه‌سازی عددی مربوط به پمپی که از طرف این سازمان به‌عنوان پمپ معیار معرفی شده است را شامل می‌شود. نتایج حاصل از این پژوهش نشان می‌دهد که در ۵۷٪ از شبیه‌سازی‌های عددی، مقادیر هد تولیدی پمپ در محدوده یک انحراف معیار از متوسط اندازه‌گیری‌شده قرار دارند؛ همچنین بیشترین اختلاف بین سرعت‌های محاسبه‌شده به روش دینامیک سیالات محاسباتی و مقادیر اندازه‌گیری‌شده به کمک سرعت‌سنجی تصویری ذرات، در نواحی جدایش جریان در دیفیوزری که در خروجی پمپ قرار گرفته، گزارش شده است. جدول ۳ به‌طور مختصر به گزارش پارامترهای در نظر گرفته‌شده در انجام شبیه‌سازی‌ها گزارش شده است.

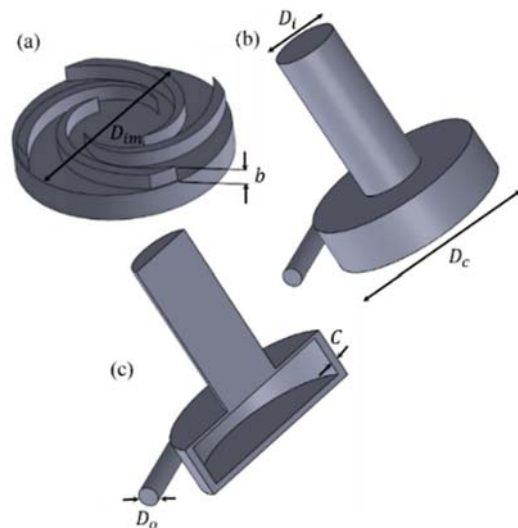
از آنجایی که طراحی پروانه، اثرات قابل توجهی در عملکرد پمپ‌های گریز از مرکز دارد، از ترک و همکاران، پنج پروانه از نوع ترکیبی (پروانه

زاویه پیچش ۱۲۶ درجه و زاویه خروجی ۲۴ درجه به‌عنوان پروانه بهینه انتخاب شد.

با توجه به اینکه طبق استاندارد ۸-۱۴۷۰۵-۱۴۷۰۵ ایزو استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی در مرحله طراحی پمپ و به‌منظور سنجش تغییرات نسبی بین طراحی‌ها توصیه شده است [24]، پژوهش حاضر بر آن است تا به امکان‌سنجی عددی استفاده از روش‌های طراحی پروانه برای پمپ‌های گریز از مرکز صنعتی در طراحی پروانه پمپ‌های کمک‌بطنی بپردازد. با این هدف، عملکرد چندین پروانه با زوایای ورودی متفاوت که هندسه تیغه آنها به روش نقطه به نقطه طراحی شده است، بررسی شده است. در آنالیز این پمپ‌ها علاوه بر بررسی عملکرد هیدرودینامیکی پمپ، صدمات خونی نیز بین طراحی‌ها مقایسه شد. به‌منظور شبیه‌سازی از نرم‌افزار انسیس سی‌اف‌ایکس ۱۷ استفاده شده است.

۲- روش‌ها

پارامترهای هندسی مربوط به اجزای پمپ در شکل ۱ نمایش داده شده است و مقادیر مربوط به هر پارامتر در جدول ۴ گزارش شده است.



شکل ۱) هندسه پمپ کمک‌بطنی: a: پروانه، b: بدنه و c: نمایی از برش عرضی محفظه پمپ

جدول ۴) پارامترهای هندسی پمپ کمک‌بطنی

پارامتر	توضیحات	مقادیر بر حسب میلی‌متر
D_i	قطر ورودی پمپ	۲۰
b	ارتفاع تیغه پروانه	۵
D_c	قطر محفظه پمپ	۵۵
C	لقی	۲
D_{im}	قطر پروانه	۵۱
D_o	قطر خروجی پمپ	۶

۱-۲- پروفیل تیغه پروانه

طراحی تیغه پروانه پمپ‌های گریز از مرکز، اثر قابل توجهی بر عملکرد پمپ دارد و اصلاح هندسه تیغه می‌تواند باعث بهبود عملکرد

پمپ‌های صنعتی باشد [25]. روش‌های تک قوس، قوس‌های هم‌مرکز و نقطه به نقطه، سه روش متداول در طراحی پمپ‌های گریز از مرکز صنعتی هستند. هر چه تعداد قوس‌هایی که برای ترسیم پروفیل تیغه مورد استفاده قرار می‌گیرند، بیشتر باشد (از آنجا که نرخ تغییرات زاویه کمتری دارند) منجر به عملکرد بهتر پمپ می‌شود. در روش نقطه به نقطه، نرخ تغییرات زاویه نسبت به دو روش دیگر کمتر است و تعداد قوس‌ها به انتخاب طراح است [26]. در مقاله حاضر با به‌کارگیری روش نقطه به نقطه و انتخاب رابطه مرتبه دوم بین زاویه تیغه و موقعیت شعاعی آن، پروفیل تیغه تعیین شده است. برای توضیحات بیشتر در مورد مراحل طراحی به مقاله *بوواد و پاراشار* مراجعه شود [27].

۲-۲- معادلات حاکم

معادلات (۱) و (۲)، معادلات حاکم بر جریان سیال نیوتنی بدون در نظر گرفتن نیروهای حجمی، هستند.

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

$$\rho \frac{D\vec{V}}{Dt} = -\nabla P + \mu \nabla^2 \vec{V} \quad (2)$$

در معادلات (۱) و (۲)، $\vec{V}$ بردار سرعت، P تانسور فشار استاتیکی، μ ویسکوزیته و ρ چگالی است. در مطالعه حاضر، خون به‌عنوان سیال نیوتنی با ویسکوزیته 3.5 Pa.s و چگالی 1050 kg/m^3 در نظر گرفته شده است.

۳-۲- مدل‌سازی آشفتگی

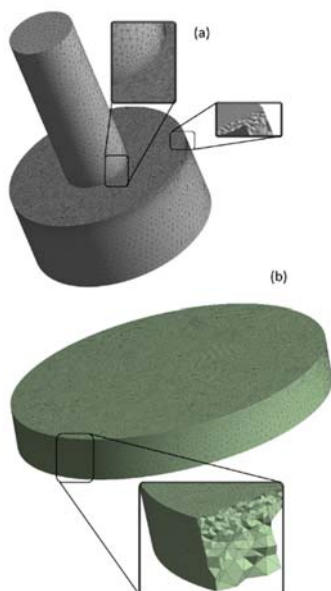
عدد رینولدز برای پمپ‌ها طبق معادله (۳) محاسبه می‌شود.

$$Re = \frac{\rho \omega D^2}{\mu} \quad (3)$$

که در آن μ ویسکوزیته، ρ چگالی، ω سرعت دورانی بر حسب rad/s و D قطر پروانه است. با توجه به سرعت دورانی و قطر پروانه در نظر گرفته‌شده، عدد رینولدز برابر با 2.1×10^5 محاسبه شد که در محدوده جریان آشفته قرار دارد [19]. انتخاب مدل آشفتگی مناسب برای شبیه‌سازی جریان آشفته به عواملی مختلفی از جمله هندسه احاطه‌کننده سیال، میزان دقت مورد نیاز، ابزار محاسباتی و زمان مورد نیاز برای انجام شبیه‌سازی بستگی دارد. در حال حاضر هیچ مدل آشفتگی فراگیری که توانایی شبیه‌سازی تمامی مسائل آشفتگی را داشته باشد، ارایه نشده است [28]. امروزه مدل $k-SST$ به‌عنوان یکی از برجسته‌ترین مدل‌های شبیه‌سازی جریان آشفته شناخته می‌شود و برتری عملکردی این مدل در بسیاری از مطالعات اعتبارسنجی‌شده، آشکار شده است [29]. همچنین این مدل از سوی گروه‌های تحقیقاتی که در مطالعه انجام‌شده توسط سازمان غذا و دارو همکاری داشته‌اند، بیشتر مورد توجه قرار گرفته است. از این رو در مطالعه حاضر از این مدل برای مدل‌سازی جریان آشفته استفاده شده است.

۴-۲- خونکاو

روش لاگرانژی و روش اویلری دو رویکرد برای بررسی خونکاو هستند. در روش لاگرانژی که در مطالعه حاضر مورد استفاده قرار گرفته است، اثرات مربوط به تغییرات تنش برشی در طول مسیر



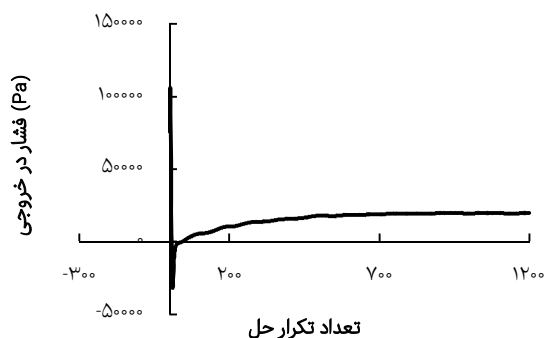
شکل ۲) شبکه‌بندی پمپ کمک‌بطنی؛ بدنه (a) و پروانه (b)

۲-۵-۲- شرایط مرزی

برای شبیه‌سازی عملکرد پمپ در ورودی و خروجی به‌ترتیب فشار و دبی حجمی به‌عنوان شرایط مرزی اعمال شده است. دبی حجمی در خروجی معادل 5 l/min و فشار در ورودی 40 mmHg معادل فشار متوسط داخل بطنی در بطن چپ است [31]. تمامی دیواره‌ها با شرط مرزی عدم لغزش شبیه‌سازی شده‌اند و سرعت دورانی پروانه 2700 rpm در نظر گرفته شده است.

۲-۵-۳- معیار همگرایی

همگرایی حل عددی به‌واسطه انتخاب خطای باقی‌مانده معادل با 10^{-4} و بررسی میانگین فشار در خروجی انجام شد. الگوی تغییرات میانگین فشار در خروجی در نمودار ۲ نشان داده می‌شود. با توجه به اینکه مقادیر مربوط به فشار میانگین از تکرار ۹۰۰ به بعد تغییراتی کمتر از 1 mmHg خواهند داشت، تعداد تکرارهای حل عددی ۱۰۰۰ تکرار انتخاب شد.



نمودار ۲) تغییرات میانگین فشار در خروجی بر حسب تعداد تکرار حل عددی

۳- نتایج و بحث

در بخش نتایج بردارهای سرعت در پروانه، خطوط جریان، توزیع تنش برشی، اختلاف فشار (هد کل) پمپ و متوسط زمان حضور سیال در پمپ و خونکای گزارش شده است.

عبور گلبول قرمز از پمپ لحاظ، برای محاسبه خونکای در نظر گرفته می‌شود.

برای محاسبه میزان خونکای از مدل ارائه‌شده توسط هوزر و وپیتر استفاده شده است [30]. مطابق معادله (۴)، در این مدل رابطه بین تنش برشی و مدت زمان اعمال تنش برشی به‌صورت مدل قانون توانی ارائه شده است.

$$\frac{dHb}{Hb} = 1.8 \times 10^{-6} \cdot \tau^{1.991} T^{0.765} \quad (4)$$

که در آن dHb میزان هموگلوبین آزاد در خون، τ تنش برشی و T مدت زمان اعمال تنش برشی هستند. با انتگرال‌گیری از معادله (۴) روی هر خط جریان و سپس میانگین‌گیری روی تمامی خطوط جریان شاخص خونکای به‌عنوان پارامتری برای مقایسه میزان خونکای مدل‌های مختلف محاسبه می‌شود که در معادله (۵) ارائه شده است.

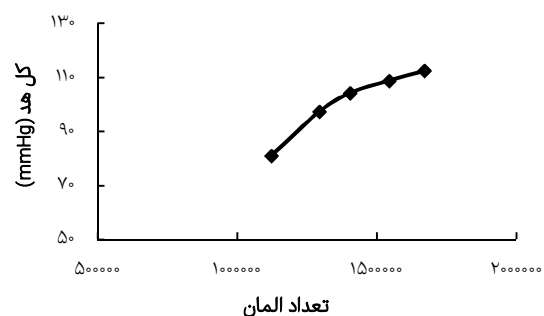
$$HI = \sum_{inlet}^{outlet} 1.8 \times 10^{-6} \cdot \tau^{1.991} \cdot dT^{0.765} \quad (5)$$

۲-۵-۴- حل عددی

به‌منظور شبیه‌سازی عددی عملکرد پمپ کمک‌بطنی چپ از نرم‌افزار تحلیلی انسیس سی‌اف‌ایکس ۱۷ استفاده شده است. این نرم‌افزار به‌طور گسترده برای شبیه‌سازی پمپ‌های کمک‌بطنی چپ به‌کار گرفته شده است. روش حجم محدود برای گسسته‌سازی معادلات و الگوریتم اتلاف فشار ربه-چاو برای کوپل فشار و سرعت با مرتبه چهار استفاده شد. پارامترهای شبیه‌سازی حاضر، بر اساس بیشترین دفعات انتخاب آنها در شبیه‌سازی‌های گزارش‌شده توسط سازمان غذا و دارو به‌عنوان مدل استاندارد پمپ خونی، انتخاب شده‌اند [19].

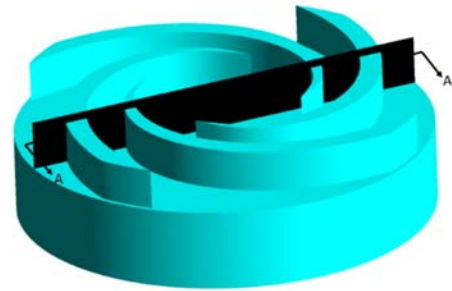
۲-۵-۵- بررسی استقلال حل از شبکه

به‌منظور گسسته‌سازی دامنه سیال برای انجام حل عددی از المان تتراهیدرال خطی استفاده شده است. به‌منظور بررسی استقلال حل از تعداد المان‌های شبکه، از چندین شبکه با تعداد المان‌های مختلف استفاده شد و مقادیر هد کل حاصل از آنالیز هر شبکه برای پروانه با زاویه ورودی 10° و در سرعت دورانی 2700 rpm در نمودار ۱ نشان داده شده است. تعداد $1/5$ میلیون المان با درصد خطای $3/3\%$ در مقایسه با شبکه ریزتر، برای انجام شبیه‌سازی انتخاب شد. در نواحی که احتمال تغییر قابل توجه پارامترهای جریان در نواحی کوچکی داده می‌شد از شبکه ریزتر استفاده شده است (شکل ۲).

نمودار ۱) تغییرات هد بر حسب تعداد المان‌ها در دبی 5 l/min و دور 2700 rpm برای پروانه با زاویه ورودی 10°

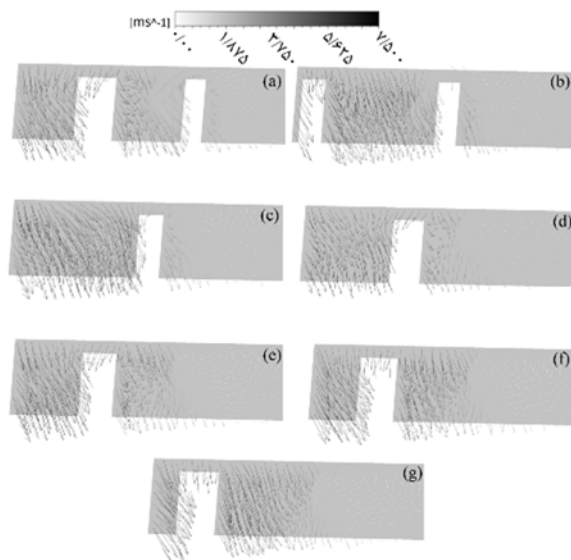
۱-۳- بردارهای سرعت

در شکل ۳، موقعیت صفحه‌ای که بردارهای سرعت روی آن گزارش خواهد شد نسبت به پروانه (صفحه A-A)، نمایش داده شده است. به‌منظور گزارش گویاتر نتایج حاصل از بردارهای سرعت، دو ناحیه مکش و افزایش انرژی، تعریف می‌شود. ناحیه مکش، فضایی است روی پروانه که در آن مولفه شعاعی بردارهای سرعت بسیار بزرگ‌تر از مولفه مماسی است و ناحیه افزایش انرژی، فضایی است روی پروانه که در آن مولفه مماسی بردارها بسیار بزرگ‌تر از مولفه شعاعی است.



شکل ۳) موقعیت صفحه بردارهای سرعت (صفحه A-A) نسبت به پروانه

در شکل ۴ بردارهای سرعت روی صفحه A-A برای پروانه‌ها با زوایای ورودی مختلف نمایش داده شده است. همان‌طور که در شکل ۴ مشاهده می‌شود، در پروانه a، تلاقی ناحیه مکش و ناحیه افزایش انرژی در فضای بین تیغه‌های پروانه اتفاق افتاده است. در پروانه b، در مقایسه با پروانه a، ناحیه کوچک‌تری از فضای بین تیغه‌ها توسط ناحیه مکش اشغال شده است. از آنجا که محل تلاقی نواحی مکش و افزایش انرژی در این دو پروانه در فضای بین تیغه‌ها قرار گرفته است، تغییرات بارز در بردارهای سرعت مشاهده می‌شود و این تغییرات منجر به افزایش مقادیر تنش برشی روی این دو پروانه خواهد شد. در پروانه c موقعیت بردارها نسبت به تیغه‌های پروانه به گونه‌ای است که ناحیه مکش وارد فضای بین تیغه‌ها نشده است؛ به عبارت دیگر تیغه پروانه تقریباً بین ناحیه مکش و ناحیه افزایش انرژی قرار گرفته است. در ناحیه افزایش انرژی، بردارهای سرعتی با مولفه شعاعی در جهت بازگشت به ناحیه مکش در مجاورت بردارهایی که جهت‌گیری مماسی دارند، مشاهده می‌شود و همچنین در ناحیه مکش، جریانات ثانویه گردابه‌ای مشاهده می‌شود که هر دو این عوامل، افزایش تنش برشی در سیال و در نهایت افزایش میزان خونکاو در این پروانه را به دنبال خواهد داشت. در پروانه d ناحیه مکش و ناحیه افزایش انرژی، قبل از رسیدن به تیغه پروانه با هم تلاقی داشته و در فضای بین تیغه‌ها، بردارهای سرعت یکنواخت‌تری در جهت‌گیری در مقایسه با پروانه c مشاهده می‌شود. الگوی قرارگیری نواحی مکش و افزایش انرژی در پروانه‌های e، f و g مانند پروانه d است؛ با این تفاوت که در پروانه e تعداد بردارهای هم‌جهت در ناحیه افزایش انرژی که در فضای بین تیغه‌ها قرار دارند، بیشتر است.



شکل ۴) بردارهای سرعت روی صفحه A-A با زوایای ورودی ۱۰ (a)، ۱۵ (b)، ۲۰ (c)، ۳۰ (d)، ۳۵ (e)، ۴۰ (f) و ۴۵ (g)

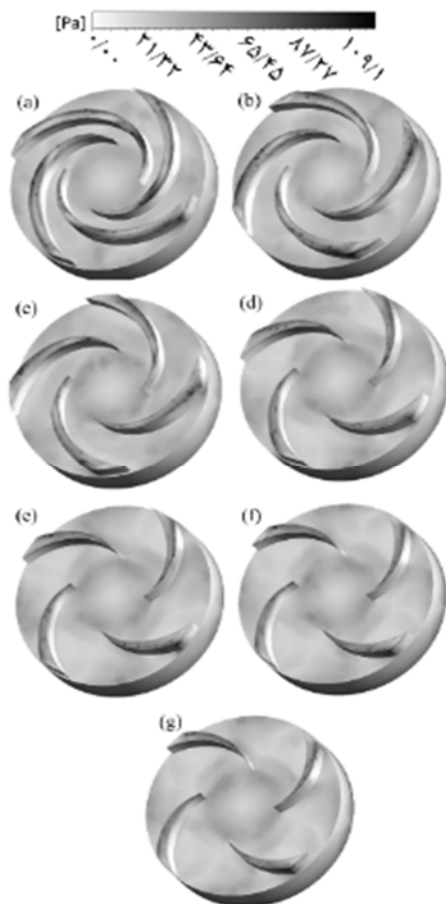
۲-۳- خطوط جریان

در شکل ۵، خطوط جریان نمایش داده شده است. تعداد خطوط جریان برای تمامی پروانه‌ها ۲۰۰ در نظر گرفته شده است. طبق شکل ۵، مشاهده می‌شود که سرعت سیال هنگام عبور از تمامی پروانه‌ها افزایش می‌یابد. از زاویه ورودی ۲۰ درجه (پروانه c) به بالا، خطوط جریان در محفظه پمپ متراکم‌تر شده و در زاویه ورودی ۳۵ درجه (پروانه e)، سیال در ناحیه بیشتری نسبت به دیگر پروانه‌ها، درون محفظه پمپ دارای سرعت بالاتری است. از این رو، انتقال انرژی در پروانه با زاویه ورودی ۳۵ درجه موثرتر انجام گرفته است، در نتیجه این پروانه اختلاف فشار (هد کل) بیشتری تولید خواهد کرد.

۳-۳- توزیع تنش برشی

توزیع تنش برشی برای پروانه‌ها با زوایای ورودی مختلف نشان می‌دهد که با افزایش زاویه ورودی پروانه‌ها، نواحی که دارای تنش برشی بالایی هستند، کاهش یافته و مقدار تنش برشی در بخش قابل توجهی از سطح پروانه در تمامی پروانه‌ها در محدوده $30Pa$ است (شکل ۶).

در جدول ۵، مقادیر مربوط به میانگین تنش برشی و میانگین سطحی تنش برشی روی پروانه گزارش شده است. مطابق با این جدول در مورد پروانه با زاویه ورودی ۱۰ درجه (پروانه a)، با وجود اینکه نواحی که دارای تنش برشی بالایی هستند نسبت به دیگر پروانه‌ها سطح بیشتری را پوشش داده‌اند، اما میانگین مقادیر تنش برشی در این پروانه نسبت به دیگر پروانه‌ها کمتر است. این پروانه تماس بیشتری با سیال نسبت به دیگر پروانه‌ها ایجاد کرده است و در نتیجه انتظار می‌رود میزان خونکاو این پروانه مقادیر کمتری نسبت به دیگر پروانه‌ها داشته باشد.



شکل ۶ توزیع تنش برشی روی پروانه با زاویه‌های ورودی ۱۰ (a)، ۱۵ (b)، ۲۰ (c)، ۳۰ (d)، ۳۵ (e)، ۴۰ (f) و ۴۵ (g) درجه

جدول ۵ مقادیر میانگین تنش برشی و میانگین سطحی تنش برشی روی پروانه‌ها با زاویه‌های ورودی مختلف

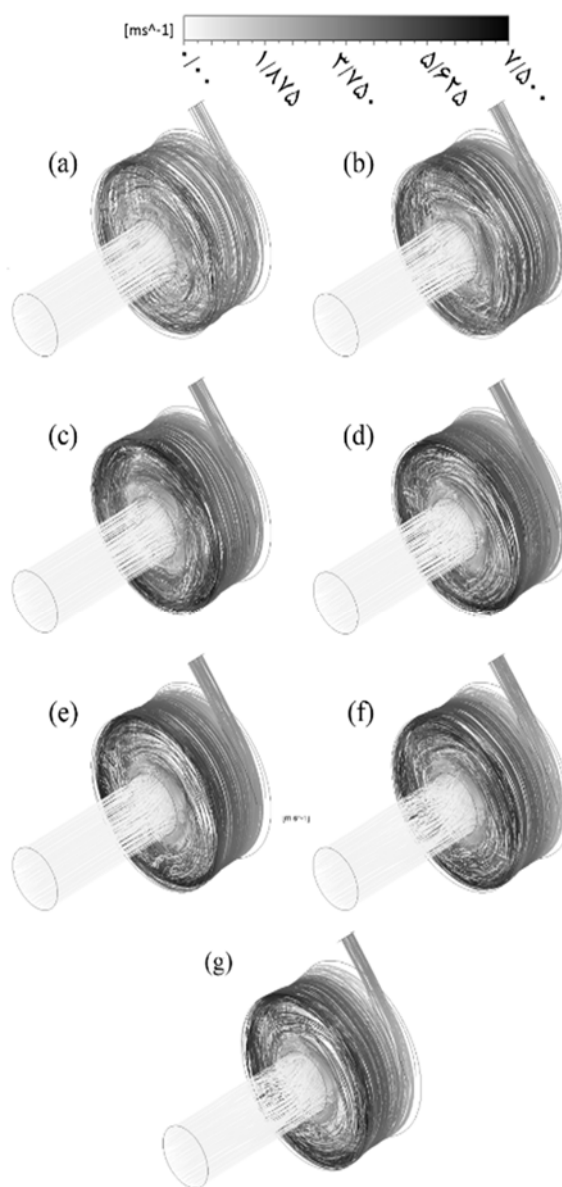
زاویه ورودی	میانگین سطحی تنش برشی روی پروانه (Pa)	میانگین تنش برشی روی پروانه (Pa)
۱۰	۲۶/۲۴	۳۰/۳۶
۱۵	۲۹/۶۹	۳۰/۸۰
۲۵	۲۹/۲۲	۲۹/۶۳
۳۰	۳۰/۵۳	۳۰/۰۴
۳۵	۲۹/۹۳	۳۰/۰۲
۴۰	۳۳/۷۱	۳۱/۳۰
۴۵	۳۳/۸۷	۳۱/۰۹

جدول ۶ هدکل و میزان ماندگاری سیال درون پمپ برای پروانه‌ها با زاویه‌های ورودی متفاوت

زاویه ورودی	هد کل (mmHg)	زمان حضور (s)
۱۰	۱۰۸/۸۵	۰/۲۳
۱۵	۱۱۶/۶۸	۰/۲۷
۲۵	۱۳۶/۲۵	۰/۳۲
۳۰	۱۴۷/۹۵	۰/۳۰
۳۵	۱۵۲/۰۸	۰/۳۲
۴۰	۱۴۰/۵۳	۰/۲۹
۴۵	۱۴۰/۹۰	۰/۲۸

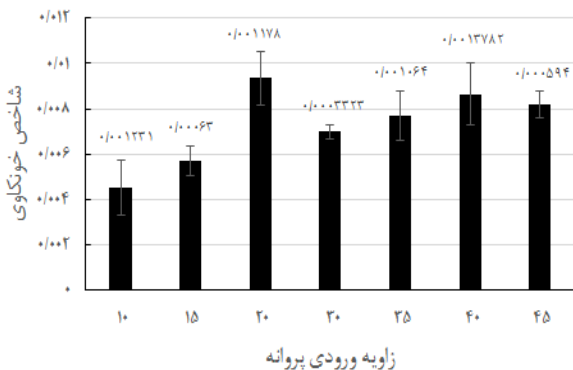
۳-۴- اختلاف فشار (هد کل) و متوسط زمان حضور سیال در پمپ

در جدول ۶ مقادیر مربوط به هد کل و میزان ماندگاری سیال درون پمپ (زمان حضور) که از میانگین‌گیری زمان روی ۲۰۰ خط جریان به‌دست‌آمده، نمایش داده شده است. مطابق با جدول ۶، هد کل پمپ با افزایش زاویه ورودی پروانه‌ها تا زاویه ورودی ۳۵ درجه، افزایش و سپس کاهش می‌یابد. زمان حضور سیال در پمپ برای پروانه با زاویه ورودی ۱۰ درجه، کمترین مقدار و برای پروانه‌ها با زوایای ورودی ۲۰ و ۳۵ درجه، بیشترین مقدار است. متعاقباً انتظار می‌رود میزان خونکاو در پروانه با زاویه ورودی ۱۰ درجه نسبت به دیگر پروانه‌ها کمتر باشد و در پروانه‌ها با زاویه ورودی ۲۰ و ۳۵ درجه بیشتر باشد.



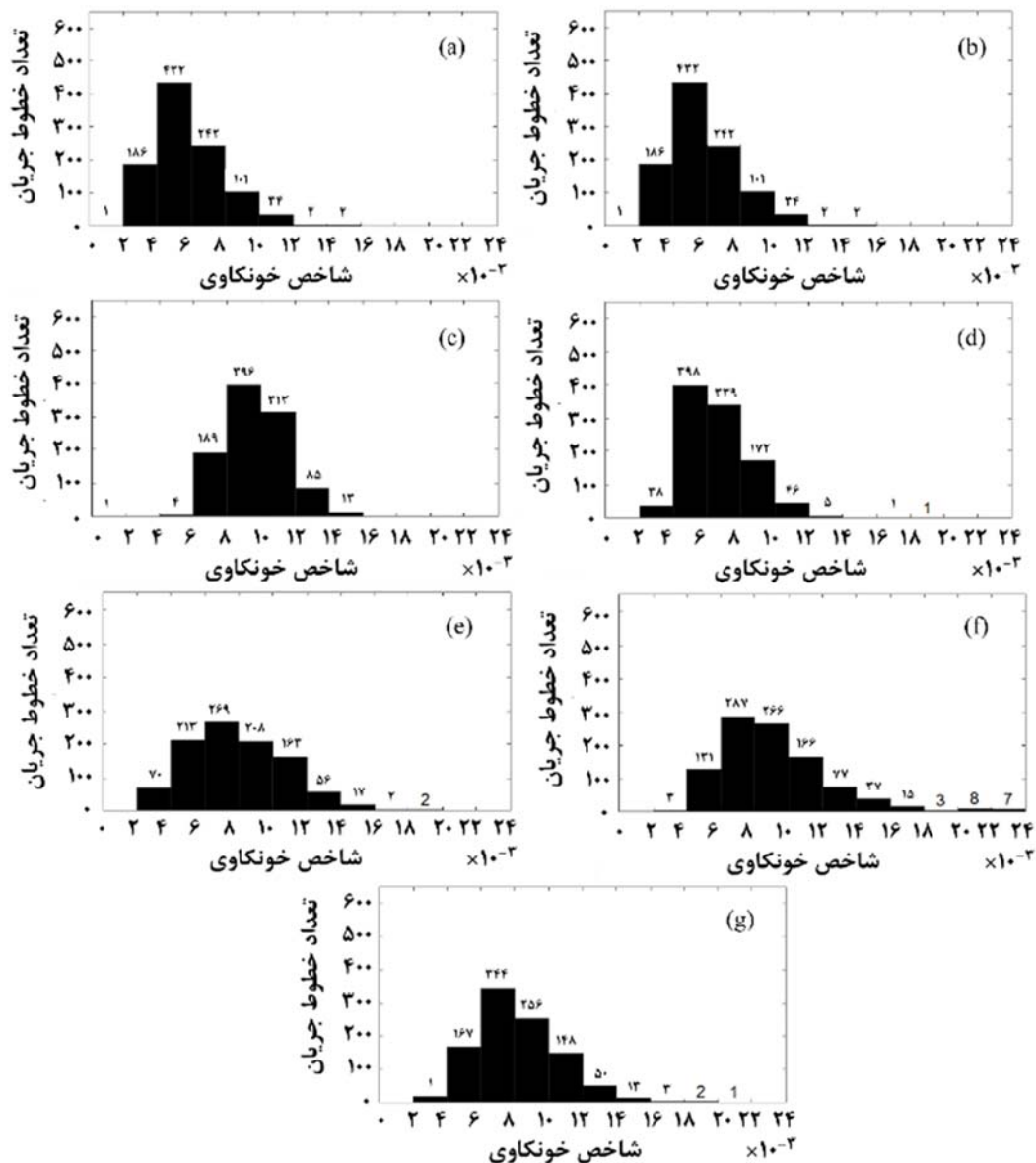
شکل ۷ خطوط جریان پروانه با زاویه‌های ورودی ۱۰ (a)، ۱۵ (b)، ۲۰ (c)، ۳۰ (d)، ۳۵ (e)، ۴۰ (f) و ۴۵ (g) درجه

گزارش شده برای پمپ‌های کمک‌بطنی که به‌صورت بالینی مورد استفاده قرار می‌گیرند، نیست.



نمودار (۳) میزان خونکاو و انحراف از معیار آن برای پروانه‌ها با زاویه‌های ورودی مختلف

خونکاو در هر یک از پروانه‌ها برای ۱۰۰ تا ۱۰۰۰ خط جریان (با افزایش پلکانی ۱۰۰ تایی) محاسبه شد. میانگین مقادیر محاسبه‌شده به‌همراه انحراف معیار در نمودار ۳ نمایش داده شده است. کمترین میزان خونکاو در پمپ با زاویه ورودی ۱۰ درجه و بیشترین میزان آن در پمپ با زاویه ورودی ۲۰ درجه مشاهده شد. با توجه به اینکه شاخص خونکاو برای پمپ‌های خونی گریز از مرکز موجود، بین ۰/۰۴ تا ۰/۰۶ گزارش شده است [32-34]، مشاهده می‌شود که میزان شاخص خونکاو تمامی پروانه‌ها در محدوده پمپ‌های کمک‌بطنی که در حال حاضر به‌صورت بالینی مورد استفاده قرار می‌گیرد، است. توزیع شاخص خونکاو حاصل از ۱۰۰۰ خط جریان نشان می‌دهد که در بین تمامی پروانه‌ها، در پروانه با زاویه ورودی ۴۰ درجه، ماکزیمم شاخص خونکاو برابر با ۰/۰۲۴ محاسبه شد (نمودار ۴). از این رو، هیچ خط جریانی دارای مقدار شاخص خونکاو بالاتر از مقادیر



نمودار (۴) توزیع شاخص خونکاو حاصل از ۱۰۰۰ خط جریان برای پروانه با زاویه‌های ورودی ۱۰ (a)، ۱۵ (b)، ۲۰ (c)، ۳۰ (d)، ۳۵ (e)، ۴۰ (f) و ۴۵ (g) درجه

تشکر و قدردانی: نویسندگان، از کارکنان آزمایشگاه سیالات زیستی پیشرفته که طی انجام این پژوهش کمال همکاری را با این گروه پژوهشی داشته‌اند، تشکر می‌نمایند.

تأییدیه اخلاقی: در جریان اجرای این تحقیق و تهیه مقاله، کلیه اصول اخلاق حرفه‌ای مرتبط با موضوع تحقیق از جمله رعایت حقوق آزمودنی‌ها، سازمان‌ها و نهادها و نیز مولفین و مصنفین رعایت شده است.

تعارض منافع: منافع کلیه افراد، سازمان‌ها و نهادهایی که به نحوی در اجرای این تحقیق مشارکت و همکاری داشته‌اند، رعایت شده است.

سهم نویسندگان: کهیار یزدان‌پناه اردکانی (نویسنده اول)، پژوهشگر اصلی (۵۰٪); هانیه نیرومند اسکوئی (نویسنده دوم)، پژوهشگر کمکی (۵۰٪)

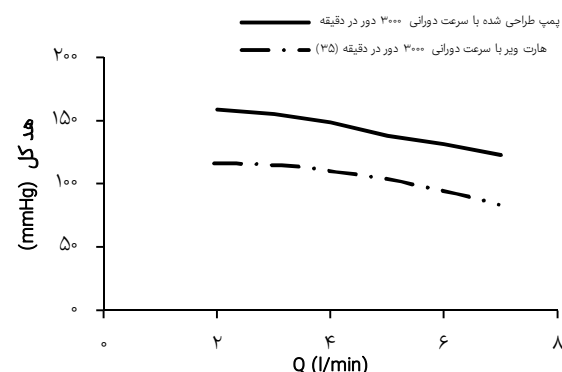
منابع مالی: هزینه‌های مربوط به این پژوهش از اعتبارات تخصیص داده‌شده به دانشجویان دکتری دانشگاه صنعتی سهند تامین شده است.

منابع

- 1- Dembitsky WP, Adamson RM. Opportunities and challenges for LVAD therapy now and in the future. In: Kyo S, editor. Ventricular assist devices in advanced-stage heart failure. Tokyo: Springer; 2014. pp. 1-22.
- 2- Cleland JG, Gemmell I, Khand A, Boddy A. Is the prognosis of heart failure improving?. European Journal of Heart Failure. 1999;1(3):229-241.
- 3- Starling RC, Naka Y, Boyle AJ, Gonzalez-Stawinski G, John R, Jorde U, et al. Results of the Post-U.S. food and drug administration-approval study with a continuous flow left ventricular assist device as a bridge to heart transplantation: A prospective study using the INTERMACS (Interagency Registry for Mechanically Assisted Circulatory Support). Journal of the American College of Cardiology. 2011;57(19):1890-1898.
- 4- Rose EA, Gelijns AC, Moskowitz AJ, Heitjan DF, Stevenson LW, Dembitsky W, et al. Long-term use of a left ventricular assist device for end-stage heart failure. New England Journal of Medicine. 2001;345(20):1435-1443.
- 5- Wohlschlaeger J, Schmitz KJ, Schmid C, Schmid KW, Keul P, Takeda A, et al. Reverse remodeling following insertion of left ventricular assist devices (LVAD): A review of the morphological and molecular changes. Cardiovascular Research. 2005;68(3):376-386.
- 6- Slaughter MS, Rogers JG, Milano CA, Russell SD, Conte JV, Feldman D, et al. Advanced heart failure treated with continuous-flow left ventricular assist device. The New England Journal of Medicine. 2009;361(23):2241-2251.
- 7- Dembitsky WP, Tector AJ, Park S, Moskowitz AJ, Gelijns AC, Ronan NS, et al. Left ventricular assist device performance with long-term circulatory support: Lessons from the REMATCH trial. The Annals of Thoracic Surgery. 2004;78(6):2123-2129.
- 8- Hata H, Fujita T, Shimahara Y, Sato S, Yanase M, Seguchi O, et al. Early and mid-term outcomes of left ventricular assist device implantation and future prospects. General Thoracic and Cardiovascular Surgery. 2015;63(10):557-564.
- 9- Thompson LO, Loebe M, Noon GP. What price support?

در مطالعات بسیاری، محققین فعال در زمینه پمپ‌های کمک‌بطنی اقدام به بررسی عملکرد پروانه‌ها با هندسه تیغه متفاوت کرده‌اند و تحقیقات برای طراحی پمپ با عملکرد بهتر همچنان مورد توجه پژوهشگران است. در مطالعه حاضر با استفاده از روش‌های طراحی صنعتی اقدام به طراحی پروانه یک پمپ کمک‌بطنی شده است و عملکرد آن مورد بررسی قرار گرفته است. بررسی بردارهای سرعت در پروانه و توزیع تنش برشی روی آن و همچنین خطوط جریان نشان می‌دهد که پروانه‌های طراحی‌شده به روش نقطه به نقطه قابلیت به‌کارگیری به‌عنوان پمپ کمک‌بطنی چپ برای تولید هد کل و دبی مورد نیاز بدن، را دارند. کمترین هد کل توسط پروانه با زاویه ورودی ۱۰ درجه (که همچنان در محدوده مورد قبول برای ارضاءکردن نیاز بدن قرار دارد) و بیشترین هد کل توسط پروانه با زاویه ورودی ۳۵ درجه تولید شد. در مقام انتخاب پروانه بهینه از میان پروانه‌های طراحی‌شده، علاوه بر هد کل و دبی، میزان خونکاو نیز در نظر گرفته شد. با توجه به اینکه کمترین میزان خونکاو در پروانه با زاویه ورودی ۱۰ درجه رخ می‌دهد، می‌توان به‌عنوان بهترین پروانه در میان پروانه‌های طراحی‌شده از آن یاد کرد.

منحنی مقایسه‌ای تغییرات هد کل بر حسب دبی پمپ طراحی‌شده با پروانه با زاویه ورودی ۱۰ درجه با پمپ هارت‌ویر در سرعت دورانی ۳۰۰۰ rpm در نمودار ۵ نشان داده می‌شود [35]. عملکرد هیدرولیکی پمپ طراحی‌شده در این مطالعه در مقایسه با پمپ خونی هارت‌ویر بهبود یافته است. در پروانه با زاویه ۳۵ درجه در مقایسه با دیگر پروانه‌ها انتقال مومنتوم به خون در سرعت دورانی یکسان، بهتر انجام می‌شود. در صورت کاهش سرعت دورانی پمپ، مومنتوم کمتری به خون انتقال داده می‌شود و این امر به احتمال فراوان منجر به کاهش تنش برشی اعمالی به خون می‌شود. با توجه به معادلات ارایه‌شده برای محاسبه صدمات خون، کاهش تنش برشی در کاهش خونکاو موثر است. در صورت کاهش سرعت دورانی و انتخاب پروانه با انتقال مومنتوم بهتر (پروانه با زاویه ورودی ۳۵ درجه) به نظر می‌رسد که با کاهش میزان خونکاو، پمپ توانایی برآورده کردن نیازهای فیزیولوژیکی را خواهد داشت که بررسی آن به پژوهشگران توصیه می‌شود.



نمودار ۵) منحنی تغییرات هد کل بر حسب دبی برای پمپ خونی هارت‌ویر [35] و پمپ طراحی‌شده در مطالعه حاضر

International Journal of Artificial Organs. 2018;41(11):738-751.

22- Jabbarifar M, Riase A. Numerical study on hemolysis induced by speed-changing heart pump. *Modares Mechanical Engineering*. 2018;18(2):273-280. [Persian]

23- Han X, Kang Y, Li D, Zhao W. Impeller optimized design of the centrifugal pump: A numerical and experimental investigation. *Energies*. 2018;11(6).

24- ISO. ISO 14708-5:2010, Implants for surgery — active implantable medical devices — part 5: Circulatory support device Arlington [Internet]. Geneva: ISO; 2010 [cited 2018 Sep 18]. Available From: <https://www.iso.org/standard/52779.html>.

25- Anagnostopoulos JS. CFD analysis and design effects in a radial pump impeller. *WSEAS Transactions on Fluid Mechanics*. 2006;1:763-770.

26- Zhou X, Zhang Y, Ji Z, Hou H. The optimal hydraulic design of centrifugal impeller using genetic Algorithm with BVF. *International Journal of Rotating Machinery*. 2014;2014:Article ID 845302.

27- Bowade A, Parashar C. A review of different blade design methods for radial flow centrifugal pump. *International Journal of Scientific Engineering and Research*. 2015;3(7):24-27.

28- Menter FR, Kuntz M, Langtry R. Ten years of industrial experience with the SST turbulence model. *Turbulence, Heat and Mass Transfer* 4. 2003.

29- Bardina JE, Huang PG, Coakley TJ. Turbulence modeling validation, testing, and development [Report]. California: National Aeronautics and Space Administration; 1997.

30- Heuser G, Opitz R. A Couette viscometer for short time shearing of blood. *Biorheology*. 1980;17(1-2):17-24.

31- Nammakie E, Niroomand-Oscui H, Koochaki M, Ghalichi F. Computational fluid dynamics-based study of possibility of generating pulsatile blood flow via a continuous-flow VAD. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2017;55(1):167-178.

32- Wood HG, Throckmorton AL, Untaroiu A, Song X. The medical physics of ventricular assist devices. *Reports on Progress in Physics*. 2005;68(3):545-576.

33- Song X, Throckmorton AL, Wood HG, Antaki JF, Olsen DB. Quantitative evaluation of blood damage in a centrifugal VAD by computational fluid dynamics. *Journal of Fluids Engineering*. 2004;126(3):410-418.

34- Song X, Throckmorton AL, Wood HG, Antaki JF, Olsen DB. Computational fluid dynamics prediction of blood damage in a centrifugal pump. *Artificial Organs*. 2003;27(10):938-941.

35- Noor MR, Ho CH, Parker KH, Simon AR, Banner NR, Bowles CT. Investigation of the characteristics of heartware HVAD and thoratec heartmate II under steady and pulsatile flow conditions. *Artificial Organs*. 2016;40(6):549-560.

Ventricular assist device induced systemic response. *ASAIO Journal*. 2003;49(5):518-526.

10- Genovese EA, Dew MA, Teuteberg JJ, Simon MA, Kay J, Siegenthaler MP, et al. Incidence and patterns of adverse event onset during the first 60 days after ventricular assist device implantation. *The Annals of Thoracic Surgery*. 2009;88(4):1162-1170.

11- Gregory S, Stevens M, Fraser JF, editors. *Mechanical circulatory and respiratory support*. Cambridge: Academic Press; 2017. pp. xxv-xxx.

12- Pak SW, Uriel N, Takayama H, Cappleman S, Song R, Colombo PC, et al. Prevalence of de novo aortic insufficiency during long-term support with left ventricular assist devices. *The Journal of Heart and Lung Transplantation*. 2010;29(10):1172-1176.

13- Crow S, John R, Boyle A, Shumway S, Liao K, Colvin-Adams M, et al. Gastrointestinal bleeding rates in recipients of nonpulsatile and pulsatile left ventricular assist devices. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2009;137(1):208-215.

14- Cowger J, Pagani Francis D, Haft JW, Romano MA, Aaronson KD, Koliass TJ. The development of aortic insufficiency in left ventricular assist device-supported patients. *Circulation: Heart Failure*. 2010;3(6):668-674.

15- Potapov EV, Weng Y, Drews T, Jurmann M, Hetzer R. Longest time of support by the novacor left ventricular assist device without pump exchange. *The Annals of Thoracic Surgery*. 2005;80(6):2421.

16- Faggian G, Santini F, Franchi G, Portner PM, Mazzucco A. Insights from continued use of a novacor left ventricular assist system for a period of 6 years. *The Journal of Heart and Lung Transplantation*. 2005;24(9):1444.

17- Holman WL, Naftel DC, Eckert CE, Kormos RL, Goldstein DJ, Kirklin JK. Durability of left ventricular assist devices: Interagency registry for mechanically assisted circulatory support (INTERMACS) 2006 to 2011. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2013;146(2):437-41.e1.

18- Capoccia M. Mechanical circulatory support for advanced heart failure: Are we about to witness a new "Gold Standard"? *Journal of Cardiovascular Development and Disease*. 2016;3(4):35.

19- Malinauskas RA, Hariharan P, Day SW, Herbertson LH, Buesen M, Steinseifer U, et al. FDA benchmark medical device flow models for CFD validation. *ASAIO Journal*. 2017;63(2):150-160.

20- Ozturk C, Aka IB, Lazoglu I. Effect of blade curvature on the hemolytic and hydraulic characteristics of a centrifugal blood pump. *The International Journal of Artificial Organs*. 2018;41(11):730-737.

21- Khoo DP, Cookson AN, Gill HS, Fraser KH. Normal fluid stresses are prevalent in rotary ventricular assist devices: A computational fluid dynamics analysis. *The*