

Design and Simulation of Blood Flow in a Left Ventricular Assist Centrifugal Pump with Single and Double Volute Casings

Alizadeh, Nasser¹ / Niroomand-Oscuii, Hanieh^{2*} / Ghalichi, Farzan²

¹- Ph.D. Student, Department of Biomedical Engineering, Tabriz University of Technology, Tabriz, Iran

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

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2025.2063734.1987

Received: 15-6-2025

Revised: 16-11-2025

Accepted: 22-2-2026

KEYWORDS

*Ventricular Assist Device
Centrifugal Pump
Hemolysis
Shear Stress
Heart Failure
Single Volute Casing
Double Volute Casing*

ABSTRACT

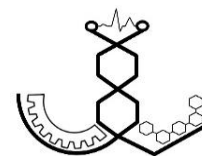
In recent years, with the increasing prevalence of cardiovascular diseases and the growing demand for mechanical circulatory support devices, novel designs of ventricular assist devices (VADs) have received significant attention. These devices must not only meet the physiological requirements of the body—such as providing adequate blood flow and pressure—but also minimize blood trauma to ensure hemocompatibility. Key challenges in the development of VADs include reducing the overall device size, minimizing blood residence time within the pump, and lowering hemolysis levels. This study investigates the design of a centrifugal VAD featuring an impeller with a diameter of 38 mm, designed using the Gulich method in CFTurbo 2023 and CATIA. The impeller diameter is approximately 27% smaller than those reported in previous studies, contributing to an overall reduction in pump size and enabling its application in space-constrained environments, such as implantable heart assist devices. Two different volute configurations—single volute and double volute—were designed and compared. Computational fluid dynamics (CFD) simulations were conducted at a rotational speed of 2500 rpm and a flow rate of 5 L/min. The results of this study demonstrate that in the double volute configuration, the average shear stress decreased by 21.7% and the hemolysis index was reduced by 22.2% compared to the single volute design. These improvements indicate a more optimized hemodynamic performance and reduced blood damage in the double volute configuration, highlighting its potential for safer and more efficient ventricular assist device applications.

***Corresponding Author**

Address: Department of Biomedical Engineering, Tabriz University of Technology, Tabriz, Iran

E-Mail: niroomand@sut.ac.ir





طراحی و شبیه‌سازی جریان خون درون پمپ سانتریفیوژ کمک بطنی چپ با محفظه‌های حلزونی تک‌گانه و دوگانه

علیزاده، ناصر^۱ / نیرومند اسکویی، هانیه^{۲*} / قالیچی، فرزانه^۲

^۱ دانشجوی دکتری، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی تبریز، تبریز، ایران

^۲ استاد، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی تبریز، تبریز، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2025.2063734.1987

پذیرش: ۱۴۰۴/۱۲/۳

بازنگری: ۱۴۰۴/۸/۲۵

ثبت در سامانه: ۱۴۰۴/۳/۲۵

واژه‌های کلیدی	چکیده
دستگاه کمک بطنی پمپ سانتریفیوژ خون‌کافت تنش برشی نارسایی قلب محفظه حلزونی تک‌گانه محفظه حلزونی دوگانه	در سال‌های اخیر، با توجه به افزایش شیوع بیماری‌های قلبی و نیاز به دستگاه‌های کمکی برای حفظ عملکرد مناسب قلب، طراحی‌های نوین در پمپ‌های کمک قلبی توجه زیادی را به خود جلب کرده‌اند. این امر نیاز به تجهیزات کمکی برای حمایت از عملکرد قلب را ضروری کرده است. پمپ‌های کمک‌بطنی یکی از راهکارهای مؤثر در این زمینه هستند که بایستی نیازهای بیولوژیکی بدن از جمله فشار و دبی خون مناسب را تأمین نماید. علاوه بر این، طراحی این پمپ‌ها باید به گونه‌ای باشد که میزان آسیب‌های خونی را در محدوده‌ای ایمن نگه دارد. از جمله چالش‌های اساسی در طراحی پمپ‌های کمک‌قلبی می‌توان به کاهش ابعاد دستگاه، کاهش زمان ماندگاری خون در داخل پمپ و کاهش آسیب‌های خونی مانند خون‌کافت اشاره کرد. در این پژوهش، طراحی یک پمپ کمک‌بطنی مورد بررسی قرار گرفته است که پروانه آن با استفاده از تئوری گولیچ در نرم‌افزارهای CATIA و CFTurbo2023 با قطر ۳۸ میلیمتر طراحی شده است. پروانه طراحی شده در این مطالعه دارای قطری معادل ۲۷٪ کوچکتر از نمونه‌های گزارش شده در مطالعات پیشین است؛ این کاهش قطر به کاهش کلی ابعاد پمپ منجر شده و امکان استفاده از آن در کاربردهای با محدودیت ابعادی، مانند پمپ‌های کمک‌قلبی قابل کاشت را فراهم می‌سازد. علاوه بر این، محفظه پمپ در دو پیکربندی حلزونی تک‌گانه و حلزونی دوگانه طراحی شده و مقایسه گردیده است. این پمپ‌ها با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی در سرعت دورانی ۲۵۰۰ دور در دقیقه و دبی ۵ لیتر بر دقیقه شبیه‌سازی شده است. نتایج این پژوهش نشان می‌دهد که در محفظه حلزونی دوگانه، مقدار میانگین سطحی تنش برشی ۲۱/۷ درصد و میزان خون‌کافت ۲۲/۲ درصد نسبت به محفظه حلزونی تک‌گانه کاهش یافته است که نشان‌دهنده عملکرد هیدرودینامیکی بهینه و آسیب‌های خونی کمتر در این طراحی می‌باشد.

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی: گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی تبریز، تبریز، ایران

پست الکترونیک: niroomand@sut.ac.ir



۱- مقدمه

نارسایی قلبی یکی از بیماری‌های مرگبار در کشورهای صنعتی است که شیوع آن به طور مداوم در حال افزایش است [۱]. آمارها نشان می‌دهد که ۲۹٪ از بیماران در مراحل پیشرفته نارسایی قلبی، ظرف پنج سال جان خود را از دست می‌دهند [۲]. برای کاهش میزان مرگ‌ومیر و بهبود عملکرد گردش خون، از تجهیزات مکانیکی کمکی استفاده می‌شود که در این میان، پمپ‌های کمک بطنی قلب چپ (LVAD) از اهمیت ویژه‌ای برخوردار هستند [۳]. مطالعات نشان داده‌اند که LVAD در مقایسه با روش‌های درمانی دیگر، به طور قابل توجهی کیفیت زندگی بیماران را بهبود می‌بخشد [۴]. با توجه به کمبود قلب‌های اهدایی، عوارض جراحی و محدودیت‌های درمانی، استفاده از LVAD به عنوان یک راهکار درمانی مؤثر در حال گسترش است [۵-۷].

پمپ کمک بطنی قلب چپ (LVAD) برای سه هدف درمانی اصلی مورد استفاده قرار می‌گیرد: پلی به پیوند، پلی به بازیابی، و درمان نهایی. در بیماران مبتلا به نارسایی قلبی پیشرفته که در انتظار پیوند قلب هستند، این پمپ به عنوان پلی به پیوند عمل کرده و امکان بقای طولانی‌تر تا دریافت قلب اهدایی را فراهم می‌کند. در برخی موارد، پس از خارج کردن LVAD، عملکرد قلب بهبود یافته و نیازی به پیوند قلب وجود ندارد که این شرایط پلی به بازیابی نامیده می‌شود. همچنین، در بیمارانی که قلب به طور دائمی با LVAD جایگزین می‌شود، این روش به عنوان درمان نهایی در نظر گرفته می‌شود [۵، ۸].

یکی از چالش‌های اساسی در طراحی تجهیزات مکانیکی کمکی سیستم گردش خون، به‌ویژه پمپ‌های کمک بطنی (VAD)، کاهش آسیب‌های وارده به خون است. تماس اجزای خون با قطعات مکانیکی یا قرارگیری در الگوهای جریان نامناسب می‌تواند منجر به آسیب‌های خونی شود که عملکرد طبیعی خون را مختل می‌کند. از مهم‌ترین این آسیب‌ها می‌توان به انعقاد خون و انسداد شریان‌ها اشاره کرد [۹، ۱۰].

در پمپ‌های خون، دو آسیب اصلی که بر عملکرد خون تأثیر می‌گذارند عبارتند از خون‌کافت^۱ و لخته شدن خون. خون‌کافت زمانی رخ می‌دهد که خون برای مدت طولانی در معرض تنش برشی بالا ناشی از سرعت بالای پره قرار گرفته و منجر به پارگی گلبول‌های قرمز می‌شود. در مقابل، لخته شدن خون در نواحی با سرعت پایین جریان یا ایجاد جریان‌های برگشتی در داخل پمپ اتفاق می‌افتد. کاهش این آسیب‌ها یکی از چالش‌های اساسی در طراحی پمپ‌های خونی محسوب می‌شود [۱۱-۱۵].

پمپ‌های کمک قلبی باید قادر به تأمین فشار و دبی مناسب برای سیستم گردش خون باشند. یکی از محدودیت‌های اساسی در طراحی این پمپ‌ها، ابعاد آن‌ها است که باید با فضای داخل قفسه سینه سازگار باشد. کاهش ابعاد پمپ مستلزم افزایش سرعت دورانی برای حفظ عملکرد مناسب است، اما این امر موجب افزایش تنش برشی و در نتیجه افزایش خون‌کافت می‌شود. به منظور کاهش آسیب‌های خونی، انواع مختلفی از پمپ‌های کمک بطنی طراحی و مورد استفاده قرار گرفته‌اند که رایج‌ترین آن‌ها شامل پمپ‌های رفت و برگشتی، محوری و سانتریفیوژ هستند [۱۶-۲۱].

پمپ‌های رفت و برگشتی به دلیل آسیب‌های خونی بالا، کمتر مورد استفاده قرار می‌گیرند و پمپ‌های محوری و سانتریفیوژ جایگزین آن‌ها شده‌اند. پمپ‌های محوری برای دبی بالا و پمپ‌های سانتریفیوژ برای ایجاد فشار بیشتر به کار می‌روند. با توجه به نیازهای بطن‌های قلبی از نظر دبی و فشار، پمپ سانتریفیوژ گزینه مناسب‌تری نسبت به پمپ محوری است. علاوه بر این، به دلیل سرعت دورانی کمتر در پمپ‌های سانتریفیوژ، میزان تنش برشی کاهش یافته و در نتیجه خون‌کافت کمتری رخ می‌دهد [۲۲-۲۸].

در سال ۲۰۱۷، سازمان غذا و دارو (FDA) به منظور استانداردسازی روش‌های شبیه‌سازی عددی در بررسی پمپ‌های کمک بطنی و تشویق محققان به استفاده از این مدل‌ها، نتایج شبیه‌سازی‌های بیش از ۲۰ گروه تحقیقاتی مستقل را گردآوری کرد [۲۹]. این مطالعه شامل تحلیل شبیه‌سازی‌های عددی مربوط به پمپ معیار معرفی‌شده توسط FDA است. نتایج نشان داد که در ۵۷٪ از شبیه‌سازی‌ها، مقادیر هد تولیدی پمپ در محدوده یک انحراف معیار از میانگین اندازه‌گیری‌شده قرار دارند. همچنین، بیشترین اختلاف بین سرعت‌های محاسبه‌شده به روش دینامیک سیالات محاسباتی (CFD) و مقادیر تجربی اندازه‌گیری‌شده، در نواحی جدایش جریان در دیفیوزر خروجی پمپ مشاهده شده است. جزئیات ابزارهای عددی مورد استفاده در شبیه‌سازی‌ها در جدول ۱ ارائه شده است.

این جدول، ابزارهای عددی مورد استفاده در شبیه‌سازی‌های مختلف را نشان می‌دهد. در بین مدل‌های آشفتگی، $k-\omega$ SST بیشترین استفاده را داشته و شبکه تتراهدral به عنوان الگوی شبکه‌بندی غالب انتخاب شده است.

دمیر و همکاران در پژوهشی به بررسی تأثیر شیب پروفیل پره‌ها پرداخته و دریافتند که افزایش شیب تیغه‌ها در ورودی موجب

¹ Hemolysis



کاهش تنش برشی و بهبود نظم خطوط جریان می‌شود. آن‌ها همچنین دو نوع محفظه حلزونی را بررسی کرده و نشان دادند که محفظه حلزونی با زبانه خروجی گرد نسبت به سایر مدل‌ها، تنش برشی کمتری ایجاد می‌کند [۳۰].

جدول (۱) - ابزارهای عددی مورد استفاده در شبیه‌سازی‌های انجام شده توسط مراکز تحقیقاتی مختلف (اعداد داخل پرانتز بیان‌کننده فراوانی آنها است)

پارامتر	توضیحات
حل‌گر عددی	آباکوس - سی اف دی، اکیوسالو، انسیس سی اف ایکس، انسیس فلوئنت، کد ساتورن، فلو ویژن، اس سی - تترا، این - هاوژ پلاس، استار - سی سی ام
حالت زمانی	پایا (۱۴)، گذرا (۱۰)
مدل آشفتگی	کی - امگا اس تی (۱۳)، رینالیزیل کی - اپسیلون (۳)، استاندارد کی - اپسیلون (۳)، اران جی کی - اپسیلون (۱)، اسپارس - آلماراس (۱)، گزارش نشده (۲)
الگوی شبکه‌بندی	تتراهدرال (۱۶)، هگزاهدرال (۴)، پلی هدرال (۴)

مطالعات گسترده‌ای با هدف بهبود عملکرد پمپ‌های خون انجام شده است که عمدتاً بر بهینه‌سازی هندسه پره‌ها و ساختار محفظه پمپ متمرکز بوده‌اند. در این پژوهش‌ها، انواع مختلف پره‌های محوری و گریز از مرکز از جمله پره‌های رو به جلو، رو به عقب و پره‌های مستقیم مورد بررسی قرار گرفته‌اند [۳۱]. همچنین، روش قوس دایره‌ای هم‌مرکز برای طراحی پروانه، تأثیر شعاع انحنای پره‌ها، فاصله شعاعی میان پروانه و بدنه، تعداد پره‌ها و نیز زاویه ورود و خروج جریان از پره‌ها به طور سیستماتیک تحلیل و ارزیابی شده‌اند [۳۲-۳۴]. این دسته از مطالعات نقش مهمی در کاهش تلفات انرژی، بهبود یکنواختی جریان و کاهش تنش‌های برشی اعمال‌شده بر خون داشته و زمینه را برای توسعه پمپ‌های کمک‌قلبی با کارایی بالاتر و آسیب همودینامیکی کمتر فراهم ساخته‌اند.

علاوه بر این، تأثیر تعداد پره‌ها و زوایای ورودی و خروجی آن‌ها بر عملکرد هیدرولیکی پمپ و شاخص‌های سازگاری خون نیز مورد تحلیل و ارزیابی قرار گرفته است [۳۵]. این پارامترها نقش تعیین‌کننده‌ای در توزیع یکنواخت تنش‌های برشی، کاهش احتمال همولیز و بهینه‌سازی انتقال انرژی به جریان خون ایفا می‌کنند و از این رو، انتخاب مناسب آن‌ها برای دستیابی به عملکرد پایدار و ایمن پمپ‌های کمک‌قلبی ضروری است [۲۹]. جباری و ریاسی در یک مطالعه عددی، میزان خون‌کافت ناشی از پمپ طراحی‌شده توسط گروه تحقیقاتی خود را بررسی کردند

[۳۶]. هدف آن‌ها تحلیل عملکرد پمپ قلبی و ارزیابی میزان خون‌کافت در لحظه راه‌اندازی پمپ بود. پروانه طراحی‌شده شامل ۶ تیغه با زاویه ورودی ۲۲/۵ درجه و زاویه خروجی ۲۳ درجه بود. برای محاسبه میزان خون‌کافت، از روش لاگرانژی استفاده شد و خون به‌عنوان سیالی نیوتنی در نظر گرفته شد. نتایج نشان داد که در لحظه راه‌اندازی پمپ، میزان خون‌کافت قابل توجه بوده و احتمال تخریب گلبول‌های قرمز در این شرایط وجود دارد. هان و همکاران در یک مطالعه به بهینه‌سازی پروانه پمپ سانتریفیوژ در مقیاس صنعتی پرداختند [۳۷]. آن‌ها تأثیر زاویه پیش تیغه‌ها و زاویه خروجی پره‌ها را بر عملکرد پمپ بررسی کردند. پروانه‌هایی با زاویه پیش ۱۲۲، ۱۲۶ و ۱۳۰ درجه و زاویه خروجی ۲۴، ۲۶ و ۲۸ درجه از طریق شبیه‌سازی عددی و آزمایش‌های تجربی ارزیابی شدند. نتایج نشان داد که پروانه با زاویه پیش ۱۲۶ درجه و زاویه خروجی ۲۴ درجه عملکرد بهینه‌ای داشته است.

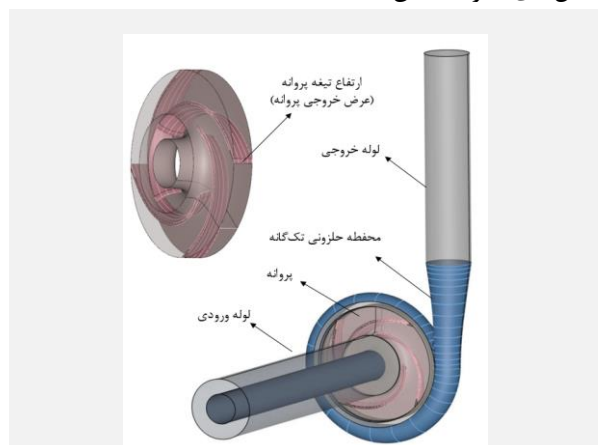
یزدان‌پناه و همکاران در مطالعه‌ای به بررسی نقش پروانه به عنوان یکی از اجزای کلیدی در پمپ‌های سانتریفیوژ کمک قلبی پرداختند. در این پژوهش به منظور طراحی پروفیل پره، از روش طراحی نقطه به نقطه که در کاربردهای صنعتی رایج است، استفاده شده بود و برای مدل‌سازی پروفیل پره، دو نوع رابطه لگاریتمی و درجه دوم در نظر گرفته شد. مجموعاً ۵۸ پره مختلف با زوایای ورودی و خروجی متنوع و روابط گوناگون بین زاویه و موقعیت شعاعی مورد بررسی قرار گرفتند. شبیه‌سازی عملکرد این پره‌ها با استفاده از نرم‌افزار ANSYS CFX 17.0 انجام شد و برای اعتبارسنجی نتایج عددی، از پمپ مرجع معرفی‌شده توسط سازمان غذا و داروی ایالات متحده (FDA) استفاده گردید. پس از تحلیل عددی، بهترین پروفیل پره انتخاب و ساخته شد و عملکرد تجربی آن نیز در مقایسه با پمپ مرجع مورد ارزیابی قرار گرفت. برای انجام آزمایش‌های تجربی، یک پایلوت تست هیدرولیکی طراحی و ساخته شد. نتایج نشان داد که پروفیل پره‌ای با زاویه ورودی ۴۵ درجه و زاویه خروجی ۵۵ درجه که با استفاده از رابطه لگاریتمی طراحی شده بود، بهترین عملکرد را داشته است. این پیکربندی توانست در دبی‌های مختلف، افزایش قابل توجهی (حدود ۲۰ درصد) در هد کل نسبت به پمپ مرجع FDA ایجاد کند [۳۸].

در پژوهش‌های پیشین، پروانه‌های مورد استفاده در پمپ‌های کمک قلبی عمدتاً به‌صورت باز یا نیمه‌باز طراحی شده‌اند. عدم وجود پوشش بالایی در این نوع طراحی، منجر به کاهش میزان سیال محبوس بین تیغه‌ها و در نتیجه کاهش بازده هیدرولیکی پمپ شده است. برای جبران این افت عملکرد، افزایش سرعت

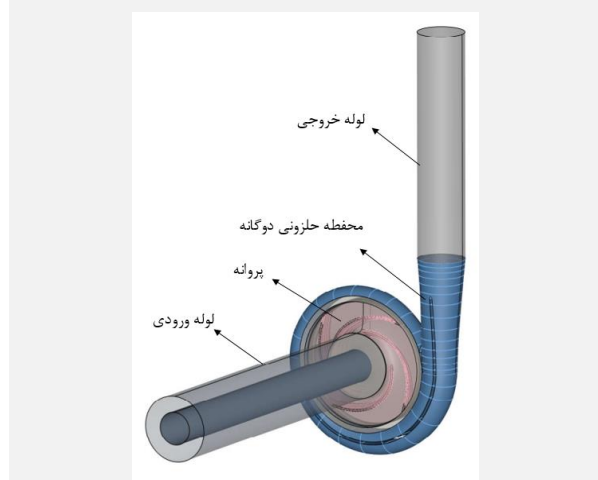
(۱) استفاده شد [۴۱]. علاوه بر این، با استناد به نتایج مطالعه‌ی یزدان‌پناه و همکاران، تعداد پره‌های پروانه برابر چهار در نظر گرفته شد تا تعادل مناسبی میان بازده هیدرولیکی و میزان همولیز برقرار گردد [۳۸].

$$d_{imp.} = \frac{60}{\pi n} \sqrt{\frac{2gH_{opt}}{\Psi_{opt}}} \quad (1)$$

که در رابطه (۱)، n سرعت دورانی پمپ بر حسب دور بر دقیقه، H_{opt} مقدار عددی هد پمپ بر حسب متر و Ψ_{opt} هم ضریب هد می‌باشد. در این پژوهش، به‌منظور شبیه‌سازی شرایط کاری فیزیولوژیک، مقادیر n ، H_{opt} و Ψ_{opt} به ترتیب برابر ۲۵۰۰ دور در دقیقه، ۸۰ میلی‌متر جیوه و ۱/۱ در نظر گرفته شد. این طراحی‌ها در نرم‌افزارهای CFTurbo 2023 و CATIA انجام شده است. محفظه پمپ در دو پیکربندی حلزونی تک‌گانه و حلزونی دوگانه طراحی و با یکدیگر مقایسه گردیده است که در شکل‌های ۱ و ۲ نشان داده شده است.



شکل (۱)- پمپ سانتریفیوژ با محفظه حلزونی تک‌گانه و پروانه‌ای شامل پره‌های سه‌بعدی



شکل (۲)- پمپ سانتریفیوژ با محفظه حلزونی دوگانه و پروانه‌ای شامل پره‌های سه‌بعدی

دورانی پمپ به‌عنوان یک راهکار در نظر گرفته شده که این امر باعث افزایش تنش برشی در سیال خون و در نتیجه افزایش میزان خون‌کافت شده است.

طبق استاندارد ISO 14705-8، استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی (CFD) در مرحله طراحی پمپ به منظور ارزیابی تغییرات نسبی بین طرح‌های مختلف توصیه شده است [۳۹]. انگیزه اصلی این پژوهش، طراحی یک پمپ کمک بطنی با ابعاد کوچک‌تر، کاهش نیروهای هیدرودینامیکی وارده بر اجزای داخلی و در نتیجه افزایش راندمان کلی پمپ بوده است. در کاربردهای کمک‌قلبی، به‌ویژه دستگاه‌های قابل کاشت، کاهش اندازه پمپ نه تنها به سهولت کاشت و کاهش تهاجم جراحی کمک می‌کند، بلکه با کاهش جرم و اینرسی قطعات دوار، می‌تواند به کاهش مصرف انرژی، سایش مکانیکی کمتر و افزایش طول عمر دستگاه منجر شود.

در این راستا، طراحی هندسه پروانه و محفظه (محفظه‌های حلزونی تک‌گانه و دوگانه) به گونه‌ای انجام شده است که ضمن تأمین دبی و فشار فیزیولوژیکی مناسب، تنش‌های برشی و زمان ماندگاری خون در پمپ کاهش یافته و میزان خون‌کافت در محدوده‌ای ایمن حفظ گردد. دستیابی همزمان به ابعاد کوچک، عملکرد هیدرودینامیکی مناسب و خون‌کافت پایین، هدف کلیدی این پژوهش بوده که می‌تواند زمینه‌ساز توسعه نسل جدیدی از پمپ‌های کمک قلبی با راندمان بالاتر و قابلیت اطمینان بیشتر باشد.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- طراحی پمپ

طراحی هندسه تیغه‌های پروانه در پمپ‌های گریز از مرکز تأثیر زیادی بر عملکرد پمپ دارد. بهینه‌سازی شکل و ابعاد تیغه‌ها می‌تواند عملکرد هیدرولیکی پمپ‌ها را به طور قابل توجهی بهبود بخشد [۴۰]. در این پژوهش، با هدف دستیابی به عملکرد مطلوب پمپ کمک بطنی چپ، شرایط فیزیولوژیکی معادل با فشار ورودی ۴۰ میلی‌متر جیوه، دبی حجمی ۵ لیتر بر دقیقه و سرعت دورانی ۲۵۰۰ دور در دقیقه به عنوان پارامترهای طراحی در نظر گرفته شد. هدف از طراحی، تولید فشاری معادل ۱۲۰ میلی‌متر جیوه در خروجی پمپ می‌باشد. بر اساس تئوری گولیچ^۱ و با بهره‌گیری از کد توسعه یافته در محیط MATLAB، هندسه اولیه پروانه متناسب با این پارامترها استخراج گردید و برای تعیین قطر بهینه پروانه نیز از رابطه‌ی

¹ Gülich



ابعاد کلیدی اجزای پمپ‌های طراحی شده در این پژوهش در جدول ۲ ارائه شده است.

جدول (۲) - ابعاد کلیدی اجزای پمپ‌های طراحی شده

پارامتر	مقادیر بر حسب میلی‌متر
قطر پروانه	۳۸
قطر محفظه پمپ	۴۲
قطر ورودی پمپ	۲۰
قطر خروجی پمپ	۱۴
تعداد تیه‌های پروانه	۴
لقی	۲
ارتفاع تیغه پروانه (عرض خروجی پروانه)	۴ (به صورت سه بعدی)

دیواره و مدل $k-\varepsilon$ در نواحی دور از دیواره است، که آن را برای کاربردهای مهندسی نظیر تحلیل عملکرد پمپ‌ها بسیار مناسب می‌سازد [۲۹،۳۸،۴۳،۴۴].

همچنین این مدل از سوی گروه‌های تحقیقاتی که در مطالعه انجام شده توسط سازمان غذا و دارو همکاری داشته‌اند، بیشتر مورد توجه قرار گرفته است (جدول ۱). از این رو در این پژوهش، برای تحلیل جریان آشفته درون پمپ کمک‌بطنی از مدل آشفتگی $k\omega - SST$ استفاده شد. این مدل به دلیل توانایی بالا در پیش‌بینی رفتار جریان‌های چرخشی و جدایش‌های موضعی، در مطالعات عددی پمپ‌های دورانی به‌ویژه در کاربردهای بیومکانیکی، از جمله پمپ‌های کمک قلبی، عملکرد بسیار مؤثری از خود نشان داده است [۲۹،۴۵]. معادلات حاکم بر جریان سیال، معادلات ناویر-استوکس می‌باشند که با توجه به عدد رینولدز بالا، از فرم متوسط‌گیری شده این معادلات به همراه مدل آشفتگی $k\omega - SST$ به منظور شبیه‌سازی دقیق‌تر رفتار آشفته جریان استفاده گردید.

۲-۳- محاسبه خون‌کافت

خون‌کافت به عنوان یکی از شاخص‌های مهم در ارزیابی عملکرد پمپ‌های کمک قلبی مورد توجه قرار دارد که به طور مستقیم به تنش برشی و مدت زمان اعمال آن بستگی دارد. تنش برشی رابطه‌ای مستقیم با سرعت دورانی پمپ دارد؛ به این معنا که با افزایش سرعت، میزان تنش برشی نیز افزایش می‌یابد. علاوه بر این، هندسه پمپ نیز تأثیر زیادی در ایجاد نواحی با تنش برشی بالا دارد. به‌ویژه در مناطقی که ضخامت سیال کم است یا سیال در حال حرکت بین دو مرز ساکن قرار دارد، ممکن است این شرایط باعث پارگی گلبول‌های قرمز و در نتیجه افزایش خون‌کافت گردد [۴۶].

برای بیان ارتباط بین تنش برشی، خون‌کافت و زمان قرارگیری تحت تنش، مدل‌های متعددی ارائه شده است. از جمله این مدل‌ها، مدل توانی است که بر اساس نتایج آزمایش‌ها، ضرایب مختلفی برای آن تعیین گردیده است. دو روش اصلی برای بررسی خون‌کافت وجود دارد: روش لاگرانژی و روش اولیری. در این پژوهش، از روش لاگرانژی استفاده شده است که در آن تغییرات تنش برشی در طول مسیر سیال مورد بررسی قرار می‌گیرد. برای محاسبه میزان خون‌کافت، از مدل ارائه‌شده توسط هوزر^۲ و اوپیتز^۳ استفاده گردیده است [۴۷]. روش لاگرانژی، امکان ردیابی ذرات خون در طول مسیر جریان و در

۲-۲- معادلات حاکم

معادلات (۲) و (۳) معادلات اصلی حاکم بر جریان سیال غیرقابل تراکم و نیوتنی بوده که به ترتیب معادلات پیوستگی و مومنتم هستند.

$$\nabla \cdot \vec{V} = 0 \quad (2)$$

$$\rho \frac{D\vec{V}}{Dt} = -\nabla P + \mu \nabla^2 \vec{V} \quad (3)$$

در این معادلات، $\vec{V}$ بردار سرعت، P فشار هیدرواستاتیکی، μ ویسکوزیته دینامیکی و ρ دانسیته سیال است. در این پژوهش، خون به عنوان یک سیال نیوتنی با ویسکوزیته 0.035 پاسکال-ثانیه و دانسیته 1050 کیلوگرم بر مترمکعب در نظر گرفته شده است [۴۲].

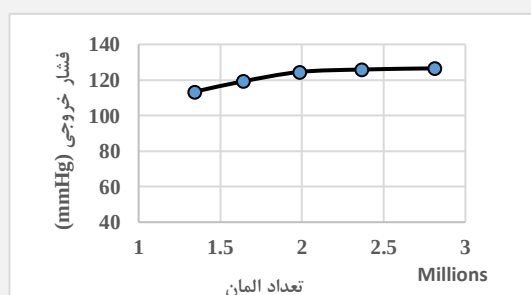
با توجه به اینکه سرعت در پمپ‌های کمک قلبی معمولاً بالا بوده و جریان اغلب به صورت آشفته است، لازم است که شبیه‌سازی‌ها برای جریان آشفته انجام گردد. انتخاب مدل مناسب برای شبیه‌سازی جریان آشفته بستگی به عواملی چون ماهیت جریان، هندسه سیستم، دقت مورد نیاز، ابزار محاسباتی و زمان محاسباتی جهت شبیه‌سازی دارد. در حال حاضر، هیچ مدل آشفتگی جامع و کاملی که در تمامی مسائل جریان نتایج بهینه ارائه دهد، وجود ندارد. در میان مدل‌های دو معادله‌ای موجود، مدل $k\omega - SST$ توسعه یافته توسط منتر^۱ به طور گسترده‌ای به عنوان یکی از دقیق‌ترین و پایاترین مدل‌ها برای شبیه‌سازی جریان‌های آشفته مورد استفاده قرار گرفته است. این مدل ترکیبی از ویژگی‌های مدل $k-\omega$ در نواحی نزدیک به

³ Opitz

¹ Menter

² Heuser

می‌شوند [۴۲،۲۹]. به منظور ارزیابی تأثیر اندازه شبکه بر دقت نتایج عددی و جلوگیری از محاسبات زمان‌بر و اضافی و همچنین اطمینان از دقت کافی در نتایج، چندین شبکه با تعداد المان‌های متفاوت تولید و مورد بررسی قرار گرفتند و استقلال حل از تعداد شبکه مورد بررسی قرار گرفت. در این فرایند، ابعاد المان‌ها در هر مرحله کاهش و تعداد شبکه‌ها افزایش یافت تا دقت مطلوب جهت استقلال نتایج از تعداد شبکه‌ها حاصل گردید. جهت بررسی استقلال از شبکه، نتایج حاصل از تحلیل عددی برای هر شبکه، در قالب نمودار فشار خروجی در شکل ۳ نشان داده شده است. بر اساس نتایج حاصل از این تحلیل، شبکه‌ای با ۱۹۸۵۷۲۶ المان با درصد خطای ۱٪ نسبت به شبکه ریزتر، به عنوان شبکه بهینه جهت انجام شبیه‌سازی‌ها انتخاب شد. این انتخاب تعادلی مناسب میان دقت نتایج و هزینه محاسباتی برقرار می‌سازد. زمان تقریبی محاسبات برای هر شبیه‌سازی عددی در این پژوهش حدود ۲۴۰ دقیقه بوده است.



شکل (۳) - تغییرات فشار خروجی بر حسب تعداد المان‌های شبکه (بررسی استقلال از شبکه)

۶-۲- شرایط مرزی

برای شبیه‌سازی عملکرد پمپ، شرایط مرزی به صورت فشار در ورودی و دبی حجمی در خروجی اعمال شده‌اند. فشار در ورودی ۴۰ میلی‌متر جیوه (معادل فشار متوسط داخل بطن چپ) و دبی حجمی در خروجی معادل ۵ لیتر بر دقیقه در نظر گرفته شده است. همچنین، تمام دیواره‌ها با شرط مرزی عدم لغزش مدل‌سازی شده و سرعت دورانی پروانه ۲۵۰۰ دور در دقیقه فرض شده است. لازم به ذکر است که این شرایط مرزی نه تنها بازتاب دهنده شرایط فیزیولوژیکی واقعی جریان خون در پمپ‌های کمک بطنی هستند، بلکه مطابق با مطالعات اخیر در شبیه‌سازی پمپ‌های کمک‌قلبی نیز مورد استفاده قرار گرفته‌اند. علاوه بر این، به منظور اعمال دقیق‌تر شرایط فیزیولوژیکی و تضمین شکل‌گیری کامل پروفیل سرعت در ورودی پمپ، طول لوله ورودی معادل پنج برابر قطر ورودی

نتیجه محاسبه دقیق‌تر تغییرات لحظه‌ای تنش برشی و زمان قرارگیری تحت تنش را فراهم می‌کند. این ویژگی برای مدل‌سازی خون‌کافت، که به شدت وابسته به تاریخچه تنش وارد بر سلول‌های خونی است، مناسب‌تر می‌باشد. طبق رابطه (۴)، رابطه میان تنش برشی و مدت زمان اعمال آن به صورت یک مدل قانون توانی تعریف شده است:

$$\frac{dHb}{Hb} = 1.8 \times 10^{-6} \cdot \tau^{1.991} \cdot T^{0.765} \times 100 \quad (4)$$

که در این معادله، dHb/Hb درصد هموگلوبین آزاد شده در خون، τ تنش برشی و T مدت زمان اعمال تنش است. برای محاسبه شاخص خون‌کافت، از انتگرال‌گیری معادله (۴) بر روی هر خط جریان و سپس میانگین‌گیری از نتایج در تمام خطوط جریان استفاده می‌گردد. بر اساس شواهد کلینیکی، محدوده مجاز شاخص خون‌کافت در دستگاه‌های خارج بدنی کمتر از ۰/۰۶ گزارش شده است [۴۸-۴۹]. این شاخص به عنوان معیاری برای مقایسه میزان خون‌کافت در مدل‌های مختلف ارائه می‌شود که در رابطه (۵) آمده است:

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

۴-۲- شبکه‌بندی

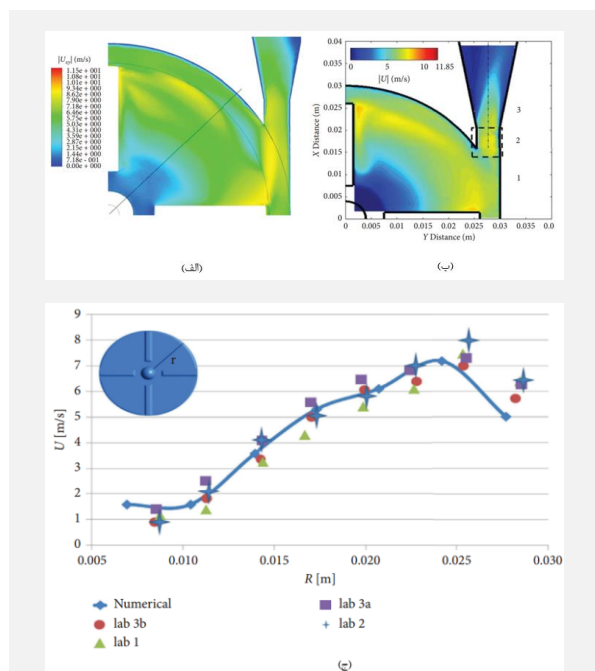
در فرآیند شبکه‌بندی دامنه سیال داخل پمپ کمک قلبی، دو ناحیه‌ی اصلی شامل پروانه و محفظه حلزونی به صورت مجزا مدل‌سازی و شبکه‌بندی شده‌اند. با توجه به هندسه پیچیده و انحناهای سه‌بعدی پره‌ها، برای گسسته‌سازی دامنه سیال در حل عددی، از المان‌های تتراهدرال خطی برای تولید مش استفاده شده است.

۵-۲- شبیه‌سازی عددی

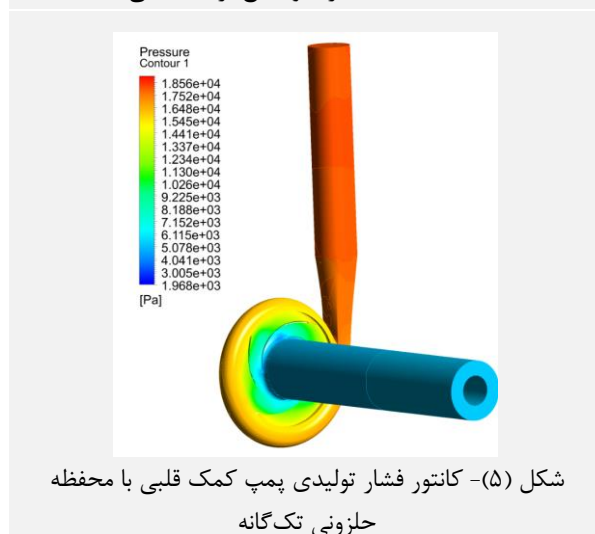
امروزه با توجه به هزینه‌های بالای ساخت و زمان‌بر بودن انجام آزمایش‌ها، استفاده از شبیه‌سازی عددی برای تحلیل مسایل مهندسی به یک روش رایج تبدیل شده است. در این تحقیق، از نرم‌افزار ANSYS CFX 2023 برای شبیه‌سازی استفاده شده است. این نرم‌افزار به دلیل قابلیت‌های پیشرفته در تحلیل جریان‌های پیچیده در پمپ‌ها، به طور گسترده‌ای در طراحی و بررسی پمپ‌های کمک قلبی مورد استفاده قرار می‌گیرد. در این پژوهش، برای گسسته‌سازی معادلات، از روش حجم محدود و از روش ضمنی برای حل معادلات بهره گرفته شده است. این روش‌ها به طور مؤثری برای حل مسائل پیچیده دینامیک سیالات در پمپ‌های کمک قلبی به کار گرفته



جریان، برای هر دو نوع محفظه، در همه نقاط تقریباً منظم بوده و جریان‌های چرخشی به ندرت دیده می‌شود. افزایش نظم خطوط جریان منجر به بهبود عملکرد هیدرودینامیکی پمپ و کاهش افت انرژی ناشی از جریان‌های گردابی می‌شود. علاوه بر این، کاهش جریان‌های چرخشی موجب کاهش زمان ماندگاری خون در پمپ شده که از چالش‌های اساسی در طراحی پمپ‌های کمک بطنی محسوب می‌شود. این پارامترها تأثیر مستقیمی بر کاهش آسیب‌های همودینامیکی و بهبود عملکرد پمپ دارند.



شکل (۴) - مقایسه سرعت جریان در پمپ مرجع FDA: (الف) کانتور سرعت پیش‌بینی‌شده توسط شبیه‌سازی عددی (CFD)، (ب) کانتور سرعت اندازه‌گیری‌شده با روش تصویربرداری سرعت ذرات (PIV) [۲۹] و (ج) مقایسه پروفیل شعاعی سرعت بین داده‌های شبیه‌سازی و نتایج آزمایشگاهی



شکل (۵) - کانتور فشار تولیدی پمپ کمک قلبی با محفظه حلزونی تک‌گانه

پمپ در نظر گرفته شده است. این پیکربندی موجب می‌شود که پروفیل سرعت در مقطع ورودی به صورت کاملاً توسعه یافته باشد. بنابراین، استفاده از این شرایط مرزی علاوه بر کاهش هزینه محاسباتی، از نظر علمی و عملی نیز معتبر و قابل استناد است.

۷-۲ - صحت‌سنجی ۱

با توجه به فقدان یک روش استاندارد جهانی برای صحت‌سنجی مطالعات عددی در زمینه پمپ‌های کمک قلبی، سازمان غذا و داروی ایالات متحده (FDA) یک مدل مرجع پمپ معرفی کرده است. این مدل به عنوان یک معیار شناخته شده در تحقیقات مختلف به کار می‌رود تا دقت پیش‌بینی‌های عددی در مقایسه با داده‌های آزمایشگاهی ارزیابی گردد. در این پژوهش نیز از پمپ مرجع FDA برای صحت‌سنجی روش عددی استفاده شد. شبیه‌سازی‌ها برای پمپ مذکور در شرایط عملیاتی با سرعت دورانی ۳۵۰۰ دور در دقیقه و دبی حجمی ۶ لیتر بر دقیقه انجام گرفته است. برای ارزیابی صحت نتایج، پروفیل‌های سرعت بر روی صفحه‌ای واقع در ۱/۲ میلی‌متر پایین‌تر از سطح بالایی پره‌ها استخراج شدند [۲۹].

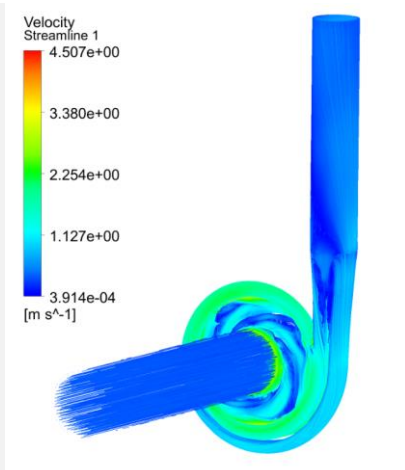
مقایسه نتایج عددی این مطالعه با داده‌های تصویربرداری سرعت ذرات (PIV) که توسط FDA منتشر شده است، در شکل ۴ ارائه شده است. یافته‌ها نشان می‌دهد که اختلاف میانگین سرعت به دست آمده از شبیه‌سازی عددی و داده‌های آزمایشگاهی بین ۸٪ (آزمایشگاه 3b) تا ۱۶٪ (آزمایشگاه ۱) متغیر است که نشان‌دهنده کفایت و دقت مناسب مدل عددی مورد استفاده می‌باشد [۲۹].

۳ - نتایج

در بخش نتایج، کانتور فشار تولیدی پمپ، خطوط جریان سیال، توزیع بردارهای سرعت، توزیع تنش برشی و میزان خون‌کافت مورد بررسی قرار گرفته و گزارش شده است.

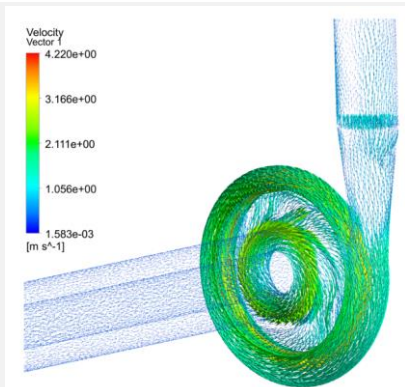
در شکل‌های ۵ و ۶، کانتور فشار تولیدی به ترتیب برای پمپ کمک قلبی طراحی شده با محفظه حلزونی تک‌گانه و محفظه حلزونی دوگانه نشان داده شده است.

در شکل‌های ۷ و ۸، خطوط جریان سیال داخل پمپ به ترتیب برای پمپ کمک قلبی طراحی شده با محفظه حلزونی تک‌گانه و محفظه حلزونی دوگانه نشان داده شده است (۱۰۰۰ خط جریان). با توجه به این شکل‌ها مشاهده می‌شود که خطوط

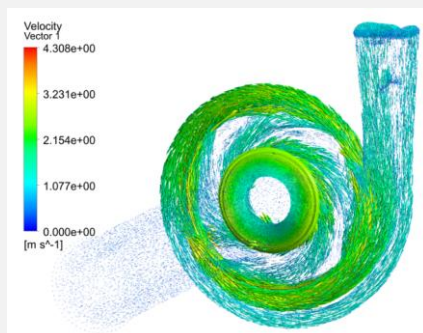


شکل (۸) - خطوط جریان سیال داخل پمپ کمک قلبی با محفظه حلزونی دوگانه

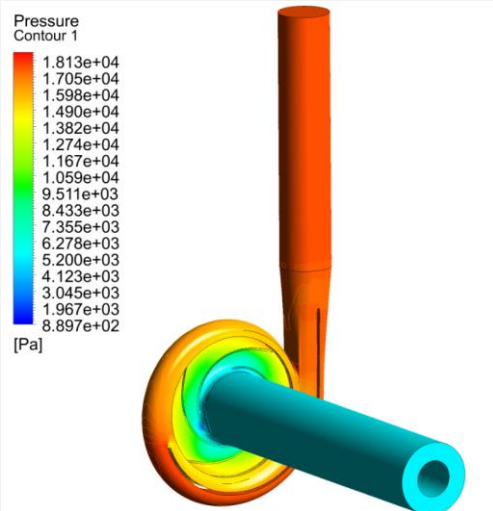
در شکل‌های ۹ و ۱۰، توزیع بردارهای سرعت به ترتیب برای پمپ‌های کمک قلبی طراحی شده با محفظه حلزونی تک‌گانه و محفظه حلزونی دوگانه نشان داده شده است. همان‌طور که در این شکل‌ها مشاهده می‌شود، الگوی جریان در هر دو پیکربندی از یکنواختی نسبی برخوردار بوده و جهت و شدت بردارهای سرعت در نواحی مختلف پمپ، روند منظم و قابل قبولی را نشان می‌دهند. نکته قابل توجه آن است که در هر دو طراحی، نواحی با اغتشاشات محلی قابل توجه یا تشکیل نقاط سکون در مسیر جریان مشاهده نمی‌شود.



شکل (۹) - توزیع بردارهای سرعت داخل پمپ کمک قلبی با محفظه حلزونی تک‌گانه

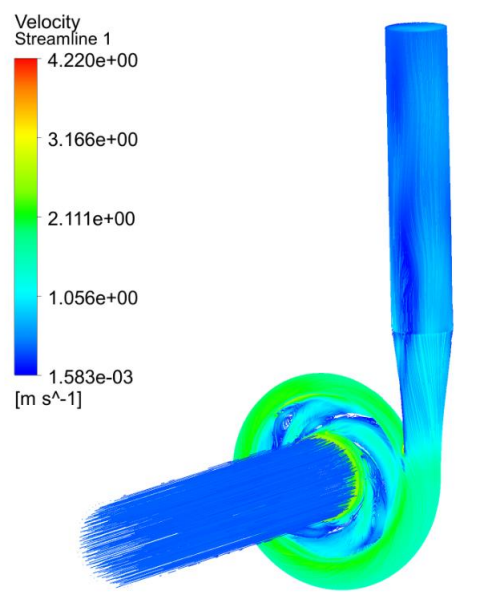


شکل (۱۰) - توزیع بردارهای سرعت داخل پمپ کمک قلبی با محفظه حلزونی دوگانه

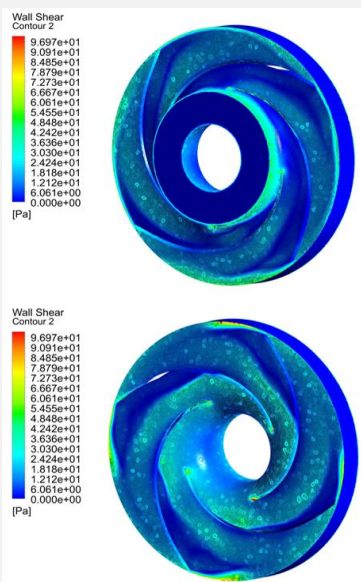


شکل (۶) - کانتور فشار تولیدی پمپ کمک قلبی با محفظه حلزونی دوگانه

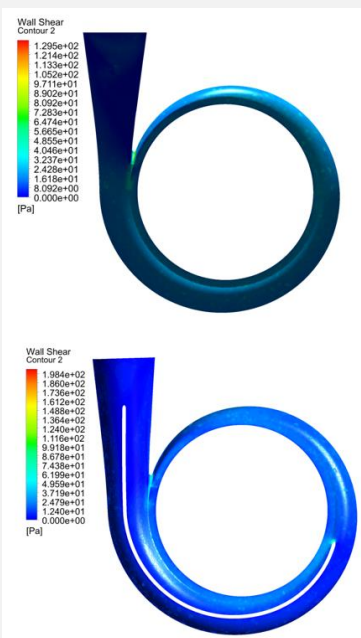
همان‌طور که در شکل‌های ۷ و ۸ نیز قابل مشاهده است، سرعت سیال در ناحیه خروجی پمپ در حالتی که از محفظه حلزونی دوگانه استفاده شده، کمتر از حالتی است که دارای محفظه حلزونی تک‌گانه است. این کاهش سرعت خروجی، نشان‌دهنده توزیع یکنواخت‌تر جریان و کاهش میزان آشفتگی در مسیر خروجی پمپ می‌باشد. چنین ویژگی‌ای موجب کاهش تلفات انرژی، کاهش تنش‌های برشی اعمال شده بر خون و در نتیجه کاهش احتمال خون‌کافت می‌گردد. به طور کلی، این رفتار جریان مؤید عملکرد همودینامیکی بهینه محفظه دوگانه در مقایسه با محفظه تک‌گانه است.



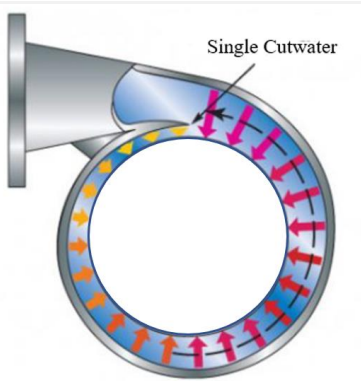
شکل (۷) - خطوط جریان سیال داخل پمپ کمک قلبی با محفظه حلزونی تک‌گانه



شکل (۱۱)- توزیع تنش برشی پروانه پمپ کمک قلبی (نمای روبرو و پشت)



شکل (۱۲)- توزیع تنش برشی پمپ کمک قلبی با محفظه حلزونی تک‌گانه (بالا) و محفظه حلزونی دوگانه (پایین)



شکل (۱۳)- توزیع فشار در اطراف پروانه برای پمپ کمک قلبی با محفظه حلزونی تک‌گانه

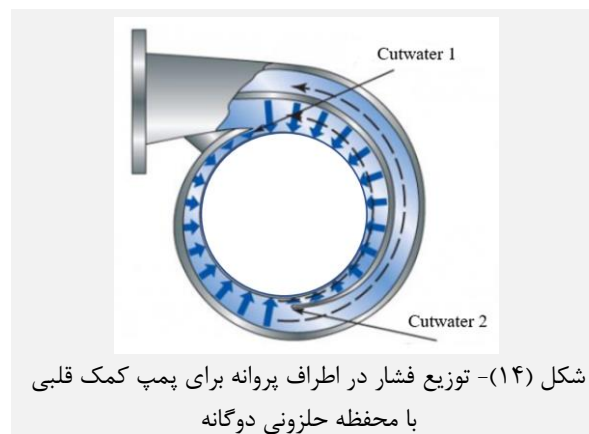
همچنین، نبود گردابه‌های محلی و توزیع منظم بردارهای سرعت، نشان‌دهنده پایداری جریان و عملکرد هیدرودینامیکی مطلوب پمپ است. این ویژگی‌ها به‌ویژه در طراحی پمپ‌های کمک قلبی اهمیت زیادی دارد، چرا که جریان‌های غیر یکنواخت و نواحی با اختلال جریان می‌توانند منجر به افزایش تنش برشی، خون‌کافت و سایر آسیب‌های همودینامیکی شوند. به‌طور کلی، نتایج بردارهای سرعت مؤید این نکته است که هر دو پیکربندی طراحی‌شده توانسته‌اند جریان خون را به‌صورت کنترل‌شده و با حداقل اختلال هدایت کنند، با این تفاوت که پیکربندی با محفظه حلزونی دوگانه، نظم و یکنواختی بیشتری از خود نشان می‌دهد.

در شکل‌های ۱۱ و ۱۲، توزیع تنش برشی به ترتیب برای اجزای مختلف پمپ کمک قلبی شامل پروانه (در نماهای روبرو و پشت)، محفظه حلزونی تک‌گانه و محفظه حلزونی دوگانه نمایش داده شده است. تحلیل نتایج نشان می‌دهد که بیشترین مقادیر تنش برشی در نواحی ورودی پره‌های پروانه، محل اتصال لوله رانش به محفظه حلزونی و در مجاورت لبه‌های جداکننده جریان در محفظه‌ها مشاهده می‌شود. در مقابل، مقطع خروجی کانال‌ها دارای سطوح تنش برشی پایین‌تری نسبت به سایر نواحی است که باعث کاهش آسیب‌های مکانیکی وارد بر سلول‌های خونی می‌گردد.

مقدار میانگین سطحی تنش برشی در پروانه برابر با ۱۴/۴۹ پاسکال، در محفظه حلزونی تک‌گانه برابر با ۱۶/۲۴ پاسکال و در محفظه حلزونی دوگانه برابر با ۱۲/۷۱ پاسکال به دست آمده است. مقدار کمتر تنش برشی در محفظه دوگانه، نشان‌دهنده توزیع یکنواخت‌تر جریان، کاهش اغتشاشات موضعی و عملکرد همودینامیکی مطلوب‌تر این پیکربندی است. این توزیع تنش برشی نقش تعیین‌کننده‌ای در میزان خون‌کافت و حفظ سازگاری خونی پمپ دارد و به‌ویژه در کاربردهای طولانی‌مدت، در کاهش عوارض بالینی و افزایش طول عمر عملکردی پمپ کمک‌قلبی مؤثر می‌باشد.

در شکل‌های ۱۳ و ۱۴، توزیع فشار در اطراف پروانه به ترتیب برای پمپ‌های کمک قلبی طراحی‌شده با محفظه حلزونی تک‌گانه و محفظه حلزونی دوگانه نشان داده شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود برای محفظه حلزونی تک‌گانه، توزیع فشار در اطراف پروانه نامتقارن می‌باشد؛ در مقابل، پیکربندی دوگانه دارای توزیع فشار متقارن پیرامون پروانه بوده که منجر به کاهش چشم‌گیر نیروهای شعاعی و در نتیجه عملکرد مکانیکی پایدارتر پمپ می‌گردد.

میانگین تنش برشی در سطح پروانه طراحی‌شده (۱۴/۴۹ پاسکال) در محدوده ایمن فیزیولوژیکی قرار داشته و کمتر از مقادیر بیشینه گزارش‌شده در مطالعات قبلی است. این نتایج نشان می‌دهد که طرح جدید پمپ کمک‌قلبی توانایی تولید فشار مناسب را داشته و در عین حال از سازگاری خونی مطلوبی برخوردار است.



همان‌گونه که در جدول ۳ مشاهده می‌شود، پمپ‌های دارای محفظه حلزونی تک‌گانه و دوگانه دارای مقادیر فشار خروجی تقریباً یکسان بوده اما در پیکربندی با محفظه حلزونی دوگانه، مقدار میانگین سطحی تنش برشی به میزان ۲۱/۷ درصد و شاخص خون‌کافت به میزان ۲۲/۲ درصد نسبت به ساختار محفظه حلزونی تک‌گانه کاهش یافته است که نشان‌دهنده عملکرد هیدرودینامیکی بهینه و آسیب‌های خونی کمتر در این طراحی می‌باشد.

جدول (۳) - مقایسه پارامترهای عملکردی پمپ‌های طراحی‌شده در دو پیکربندی محفظه حلزونی تک‌گانه و دوگانه

پارامتر	محفظة حلزونی تک‌گانه	محفظة حلزونی دوگانه
قطر پروانه (میلی‌متر)	۳۸	۳۸
فشار خروجی (میلی‌متر جیوه)	۱۳۶	۱۳۸
میانگین سطحی تنش برشی در پروانه (پاسکال)	۱۴/۴۹	۱۴/۴۹
میانگین سطحی تنش برشی در محفظه (پاسکال)	۱۶/۲۴	۱۲/۷۱
میزان خون‌کافت در پروانه (درصد)	۰/۰۱۱	۰/۰۱۱
میزان خون‌کافت در محفظه (درصد)	۰/۰۰۹	۰/۰۰۷

به منظور ارزیابی دقیق‌تر پمپ کمک‌قلبی طراحی شده، مقایسه‌ای میان نتایج به‌دست‌آمده در این پژوهش و دو مقاله منتشر شده اخیر در سال‌های ۲۰۲۴ و ۲۰۲۵ انجام گرفت. همان‌طور که در جدول ۴ خلاصه شده است، قطر پروانه در پمپ کمک‌قلبی طراحی‌شده در این پژوهش ۲۷٪ کوچکتر از نمونه‌های گزارش‌شده در مطالعات پیشین است، در حالی که دبی جریان و سرعت دورانی در تمامی مدل‌ها یکسان در نظر گرفته شده است. طرح پیشنهادی توانسته است افزایش فشاری معادل ۹۸ میلی‌متر جیوه ایجاد کند که مقدار آن بسیار نزدیک به پمپ LVAD 2 (۱۰۰ میلی‌متر جیوه) است. با این حال،

جدول (۴) - مقایسه پمپ کمک‌قلبی طراحی‌شده با پژوهش‌های منتشرشده اخیر

پارامتر	پمپ LVAD 1 (یزدان‌پناه و همکاران [۳۸])	پمپ LVAD 2 (صاحبی و همکاران [۴۵])	پمپ کمک‌قلبی طراحی‌شده (این پژوهش)
قطر پروانه (میلی‌متر)	۵۲	۵۰	۳۸
دبی حجمی (لیتر بر دقیقه)	۵	۵	۵
سرعت دورانی (دور در دقیقه)	۲۵۰۰	۲۵۰۰	۲۵۰۰
افزایش فشار (میلی‌متر جیوه)	۱۲۵	۱۰۰	۹۸
میانگین سطحی تنش برشی در پروانه (پاسکال)	۳۴	کمتر از ۵۰	۱۴/۴۹

۴- نتیجه‌گیری و بحث

طراحی بهینه پمپ‌های کمک بطنی همواره یکی از موضوعات مهم در حوزه مهندسی پزشکی و بیومکانیک بوده است. در این پژوهش، یک پروانه برای پمپ کمک بطنی چپ با قطر ۳۸ میلی‌متر، بر پایه تئوری گولچ و با استفاده از نرم‌افزارهای CFTurbo 2023 و CATIA طراحی شد. پروانه طراحی شده در این مطالعه دارای قطری معادل ۲۷٪ کوچکتر از نمونه‌های گزارش‌شده در مطالعات پیشین است؛ این کاهش قطر به کاهش کلی ابعاد پمپ منجر شده و امکان استفاده از آن در کاربردهای با محدودیت ابعادی، نظیر پمپ‌های کمک‌قلبی قابل کاشت را فراهم می‌سازد و باعث عملکرد مطلوب در ابعاد کوچکتر گردیده است. به منظور ارزیابی تأثیر هندسه محفظه بر عملکرد همودینامیکی، دو پیکربندی محفظه حلزونی تک‌گانه و دوگانه مورد مطالعه و مقایسه قرار گرفتند. بررسی کانترهای فشار، خطوط جریان، بردارهای سرعت و توزیع تنش برشی نشان داد که هر دو پیکربندی طراحی شده قادر به تأمین دبی و هد کل مورد نیاز برای عملکرد مؤثر یک پمپ کمک بطنی چپ هستند. با این حال، بر اساس نتایج به‌دست‌آمده، ساختار دارای محفظه حلزونی دوگانه با تولید فشار خروجی



یکنواخت‌تر جریان، کاهش اغتشاشات موضعی و آسیب‌های خونی کمتر در این طراحی می‌باشد.

محفظة حلزونی تک‌گانه دارای طراحی ساده‌تر و هزینه ساخت کمتر می‌باشد. اما به دلیل توزیع نامتقارن فشار در اطراف پروانه، نیروی شعاعی بیشتری روی شفت و یاتاقان‌ها وارد می‌شود که می‌تواند باعث استهلاک سریع‌تر قطعات گردد؛ این نیروهای نامتقارن، استهلاک زود هنگام اجزای مکانیکی پمپ، از جمله یاتاقان‌ها و آب‌بندها را به دنبال دارد. علاوه بر این، ساختار حلزونی تک‌گانه مستعد تشکیل جریان‌های برگشتی و نواحی با گرادینان تنش برشی بالا است؛ پدیده‌هایی که می‌توانند آسیب مکانیکی به سلول‌های خونی وارد کرده و میزان خون‌کافت را افزایش می‌دهد. بنابراین، با وجود مزایای اقتصادی و ساختاری، استفاده از محفظه تک‌گانه ممکن است در بلندمدت پیامدهای نامطلوبی بر عملکرد همودینامیکی و سازگاری زیستی پمپ‌های کمک بطنی بر جای گذارد.

در مقابل، محفظه حلزونی دوگانه به واسطه توزیع متقارن فشار پیرامون پروانه، منجر به کاهش چشمگیر نیروهای شعاعی و در نتیجه عملکرد مکانیکی پایدارتر پمپ می‌گردد. این ویژگی، استهلاک اجزای حساس نظیر یاتاقان‌ها و آب‌بندها را کاهش داده و قابلیت اطمینان عملکردی پمپ را در طولانی مدت افزایش می‌دهد. همچنین، طراحی متقارن این نوع محفظه با کاهش میزان گردابه‌های ناشی از عدم تعلیق مناسب و محدودسازی جریان‌های برگشتی، موجب بهبود یکنواختی جریان و کاهش تنش برشی گردید. این امر به‌طور مستقیم در کاهش نرخ خون‌کافت مؤثر بوده و سازگاری زیستی پمپ را ارتقا بخشید.

با این وجود، باید توجه داشت که پیچیدگی‌های ساختاری و هزینه‌های بالای تولید از جمله چالش‌های اصلی مرتبط با این پیکربندی محسوب می‌شوند. با این حال، در شرایطی که اولویت طراحی بر کاهش آسیب‌های خونی، افزایش طول عمر عملکردی و ارتقای پایداری همودینامیکی پمپ استوار باشد، محفظه حلزونی دوگانه به‌عنوان گزینه‌ای بهینه و برتر مدنظر قرار می‌گیرد.

۵- مراجع

- [1] Dembitsky WP, Adamson RM. Opportunities and challenges for LVAD therapy now and in the future. *Ventricular assist devices in advanced-stage heart failure*. 2013 Oct 19;1:22.
- [2] Cleland JG, Gemmell I, Khand A, Boddy A. Is the prognosis of heart failure improving?. *European Journal of Heart Failure*. 1999 Aug;1(3):229-41.
- [3] Starling RC, Naka Y, Boyle AJ, Gonzalez-Stawinski G, John R, Jorde U, Russell SD, Conte JV,

برابر ۱۳۸ میلی‌متر جیوه در مقایسه با ۱۳۶ میلی‌متر جیوه در ساختار حلزونی تک‌گانه، عملکرد هیدرولیکی اندکی بهتری ارائه می‌دهد. این افزایش فشار خروجی در پیکربندی دوگانه نشان دهنده توانایی بیشتر آن در تولید فشار بوده و بیانگر توزیع متعادل‌تر جریان و بازدهی بالاتر این نوع محفظه است.

بررسی نتایج عددی نشان می‌دهد که نواحی با بیشترین مقادیر تنش برشی در اطراف ورودی پره‌های پروانه، محل اتصال لوله رانش به محفظه حلزونی و همچنین در مجاورت لبه‌های جداکننده جریان درون محفظه‌ها متمرکز هستند. در مقابل، کمترین مقادیر تنش برشی در مقاطع خروجی کانال‌ها مشاهده شد که این کاهش تنش در ناحیه خروجی باعث کاهش آسیب‌های مکانیکی وارده به سلول‌های خونی می‌شود و از این طریق، نقش مهمی در بهبود سازگاری خونی دارد.

بر اساس نتایج به‌دست‌آمده، مقدار میانگین سطحی تنش برشی در پروانه برابر با ۱۴/۴۹ پاسکال، در محفظه حلزونی تک‌گانه برابر با ۱۶/۲۴ پاسکال و در محفظه حلزونی دوگانه برابر با ۱۲/۷۱ پاسکال به دست آمد.

با توجه به اهمیت تنش برشی به‌عنوان یکی از پارامترهای کلیدی در فرآیند خون‌کافت، نتایج به‌دست‌آمده حاکی از آن است که استفاده از محفظه حلزونی دوگانه می‌تواند به شکل مؤثرتری در کاهش میزان آسیب‌های خونی ایفای نقش نماید. این مزیت، به‌ویژه در کاربردهای بلندمدت پمپ‌های کمک بطنی، در کاهش بروز عوارض بالینی ناخواسته و افزایش دوام و پایداری عملکردی سیستم پمپاژ قلبی بسیار حائز اهمیت است. در این پژوهش، شاخص خون‌کافت برای پروانه و هر یک از محفظه‌های طراحی‌شده، برای ۱۰۰۰ خط جریان محاسبه شد. نتایج نشان می‌دهد که میزان خون‌کافت در پروانه برابر ۰/۱۱، در محفظه حلزونی تک‌گانه برابر ۰/۰۹ و در محفظه حلزونی دوگانه برابر ۰/۰۷ درصد می‌باشد. با توجه به اینکه محدوده شاخص خون‌کافت در پمپ‌های سانتریفیوژ کمک بطنی بالینی کمتر از ۰/۰۶ گزارش شده است، پمپ‌های طراحی‌شده در این پژوهش در محدوده مجاز استاندارد قرار دارند. در طراحی پمپ‌های کمک قلبی، انتخاب بین محفظه حلزونی تک‌گانه و محفظه حلزونی دوگانه نقش مهمی در عملکرد هیدروپمپ‌های کمک بطنی، کاهش آسیب‌های خونی و افزایش پایداری نیروهای شعاعی دارد.

نتایج این پژوهش نشان می‌دهد که در محفظه حلزونی دوگانه، مقدار میانگین تنش برشی ۲۱/۷ درصد و میزان خون‌کافت ۲۲/۲ درصد نسبت به محفظه حلزونی تک‌گانه کاهش یافته است که نشان‌دهنده عملکرد هیدروپمپ‌های بهینه، توزیع

of computational fluid dynamics analysis of blood pumps. *European Journal of Applied Mathematics*. 2009 Aug;20(4):363-97.

[15] Hund SJ, Antaki JF. An extended convection diffusion model for red blood cell-enhanced transport of thrombocytes and leukocytes. *Physics in Medicine & Biology*. 2009 Oct 7;54(20):6415.

[16] Burgreen GW, Antaki JF, Griffith BP. A design improvement strategy for axial blood pumps using computational fluid dynamics. *Asaio Journal*. 1996 Sep 1;42(5):M354-359.

[17] Kobayashi M, Horvath DJ, Mielke N, Shiose A, Kuban B, Goodin M, Fukamachi K, Golding LA. Progress on the design and development of the continuous-flow total artificial heart. *Artificial organs*. 2012 Aug;36(8):705-13.

[18] Paul G, Rezaenia A, Avital E, Korakianitis T. Machinability and optimization of shrouded centrifugal impellers for implantable blood pumps. *Journal of Medical Devices*. 2017 Jun 1;11(2):021005.

[19] Miyazoe Y, Sawairi T, Ito K, Konishi Y, Yamane T, Nishida M, Masuzawa T, Takiura K, Taenaka Y. Computational fluid dynamic analyses to establish design process of centrifugal blood pumps. *Artificial organs*. 1998 May;22(5):381-5.

[20] Qian Y, Bertram CD. Computational fluid dynamics analysis of hydrodynamic bearings of the VentrAssist rotary blood pump. *Artificial organs*. 2000 Jun 1;24(6):488-91.

[21] Warsi ZU. Fluid dynamics: theoretical and computational approaches. CRC press; 2005 Jul 26.

[22] Untaroiu A. LEV-VAD2 axial flow blood pump: optimized flow path design by means of computational fluid dynamics. University of Virginia; 2006.

[23] Murashige T, Kosaka R, Sakota D, Nishida M, Kawaguchi Y, Yamane T, Maruyama O. Evaluation of a spiral groove geometry for improvement of hemolysis level in a hydrodynamically levitated centrifugal blood pump. *Artificial organs*. 2015 Aug;39(8):710-4.

[24] Timms D, Fraser J, Hayne M, Dunning J, McNeil K, Percy M. The BiVACOR rotary biventricular assist device: concept and in vitro investigation. *Artificial organs*. 2008 Oct;32(10):816-9.

[25] Punnoose L, Burkhoff D, Rich S, Horn EM. Right ventricular assist device in end-stage pulmonary arterial hypertension: insights from a computational model of the cardiovascular system. *Progress in cardiovascular diseases*. 2012 Sep 1;55(2):234-43.

[26] Yamane T, Kosaka R, Nishida M, Maruyama O, Yamamoto Y, Kuwana K, Kawamura H, Shiraishi Y, Yambe T, Sankai Y, Tsutsui T. Enhancement of hemocompatibility of the MERA monopivot centrifugal pump: toward medium-term use. *Artificial organs*. 2013 Feb;37(2):217-21.

[27] Nammakie E, Niroomand-Oscuii H, Koochaki M, Ghalichi F. Computational fluid dynamics-based study of possibility of generating pulsatile blood flow

Aaronson KD, McGee EC, Cotts WG. Results of the post-US 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 May 10;57(19):1890-8.

[4] Ea R. Long-term use of a left ventricular assist device for end-stage heart failure. *N Engl J Med*. 2001;345:1435-43.

[5] Wohlschlaeger J, Schmitz KJ, Schmid C, Schmid KW, Keul P, Takeda A, Weis S, Levkau B, Baba HA. Reverse remodeling following insertion of left ventricular assist devices (LVAD): a review of the morphological and molecular changes. *Cardiovascular research*. 2005 Dec 1;68(3):376-86.

[6] Slaughter MS, Rogers JG, Milano CA, Russell SD, Conte JV, Feldman D, Sun B, Tatooles AJ, Delgado III RM, Long JW, Wozniak TC. Advanced heart failure treated with continuous-flow left ventricular assist device. *New England Journal of Medicine*. 2009 Dec 3;361(23):2241-51.

[7] Dembitsky WP, Tector AJ, Park S, Moskowitz AJ, Gelijns AC, Ronan NS, Piccione Jr W, Holman WL, Furukawa S, Weinberg AD, Heatley G. Left ventricular assist device performance with long-term circulatory support: lessons from the REMATCH trial. *The Annals of thoracic surgery*. 2004 Dec 1;78(6):2123-30.

[8] Hata H, Fujita T, Shimahara Y, Sato S, Yanase M, Seguchi O, Sato T, Nakatani T, Kobayashi J. Early and mid-term outcomes of left ventricular assist device implantation and future prospects. *General Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2015 Oct;63(10):557-64.

[9] Thompson LO, Loebe M, Noon GP. What price support? Ventricular assist device induced systemic response. *ASAIO journal*. 2003 Sep 1;49(5):518-26.

[10] Genovese EA, Dew MA, Teuteberg JJ, Simon MA, Kay J, Siegenthaler MP, Bhama JK, Bermudez CA, Lockard KL, Winowich S, Kormos RL. Incidence and patterns of adverse event onset during the first 60 days after ventricular assist device implantation. *The Annals of thoracic surgery*. 2009 Oct 1;88(4):1162-70.

[11] Apel J, Paul R, Klaus S, Siess T, Reul H. Assessment of hemolysis related quantities in a microaxial blood pump by computational fluid dynamics. *Artificial organs*. 2001 May 1;25(5):341-7.

[12] Arora D, Behr M, Pasquali M. Hemolysis estimation in a centrifugal blood pump using a tensor-based measure. *Artificial organs*. 2006 Jul;30(7):539-47.

[13] Grigioni M, Morbiducci U, D'Avenio G, Benedetto GD, Gaudio CD. A novel formulation for blood trauma prediction by a modified power-law mathematical model. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. 2005 Dec;4(4):249-60.

[14] Behbahani M, Behr M, Hormes M, Steinseifer U, Arora D, CORONADO O, Pasquali M. A review

- [40] Anagnostopoulos JS. CFD analysis and design effects in a radial pump impeller. *Wseas Transactions on fluid mechanics*. 2006 Jul;1(7):763.
- [41] Gülich JF. Centrifugal Pumps. In *Centrifugal Pumps* 2019 Nov 23. Cham: Springer International Publishing.
- [42] Yazdanpanah-Ardakani K, Niroomand-Oskui H. Designing Centrifugal Impeller of a Left Ventricular Assist Pump using Point-by-Point Method. *Modares Mechanical Engineering*. 2020 Jan 10;20(2):371-80.
- [43] Menter FR, Kuntz M, Langtry R. Ten years of industrial experience with the SST turbulence model. *Turbulence, heat and mass transfer*. 2003 Oct 12;4(1):625-32.
- [44] Bardina JE, Huang P, Coakley T, Bardina J, Huang P, Coakley T. Turbulence modeling validation. In *28th Fluid dynamics conference* 1997 Jun 29 (p. 2121).
- [45] Sahebi-Kuzeh Kanan R, Niroomand-Oscuii H, Badri Ghavifekr H, Ghalichi F. Design and prototyping of a magnetically and hydrodynamically suspended blood pump via multiobjective optimization. *Scientific Reports*. 2025 Jul 18;15(1):26171.
- [46] Sahebi-Kuzeh-Kanan R, Niroomand-Oscuii H, Yazdanpanah-Ardakani K. Design and simulation of the right ventricular mini assist centrifugal pump. *Iranian Journal of Biomedical Engineering*. 2019 Dec 22;13(4):315-26.
- [47] Heuser G, Opitz R. A Couette viscometer for short time shearing of blood. *Biorheology*. 1980 Jan;17(1-2):17-24.
- [48] Wood HG, Throckmorton AL, Untaroiu A, Song X. The medical physics of ventricular assist devices. *Reports on Progress in Physics*. 2005 Jan 31;68(3):545.
- [49] Song X, Throckmorton AL, Wood HG, Antaki JF, Olsen DB. Quantitative evaluation of blood damage in a centrifugal VAD by computational fluid dynamics. *J. Fluids Eng.*. 2004 May 1;126(3):410-8.
- via a continuous-flow VAD. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2017 Jan;55(1):167-78.
- [28] Moazami N, Fukamachi K, Kobayashi M, Smedira NG, Hoercher KJ, Massiello A, Lee S, Horvath DJ, Starling RC. Axial and centrifugal continuous-flow rotary pumps: a translation from pump mechanics to clinical practice. *The Journal of heart and lung transplantation*. 2013 Jan 1;32(1):1-11.
- [29] Malinauskas RA, Hariharan P, Day SW, Herbertson LH, Buesen M, Steinseifer U, Aycock KI, Good BC, Deutsch S, Manning KB, Craven BA. FDA benchmark medical device flow models for CFD validation. In *American Society for Artificial Internal Organs (ASAIO) Platinum 70th Anniversary Special Edition* 2024 Oct 3 (pp. 317-327). CRC Press.
- [30] Demir O, Biyikli E, Lazoglu I, Kucukaksu S. Design of a centrifugal blood pump: Heart Turcica Centrifugal. *Artificial organs*. 2011 Jul;35(7):720-5.
- [31] Fang P, Du J, Yu S. Impeller (straight blade) design variations and their influence on the performance of a centrifugal blood pump. *The International journal of artificial organs*. 2020 Dec;43(12):782-95.
- [32] 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 Nov;41(11):730-7.
- [33] Kannojiya V, Das AK, Das PK. Numerical simulation of centrifugal and hemodynamically levitated LVAD for performance improvement. *Artificial Organs*. 2020 Feb;44(2):E1-9.
- [34] Jing T, Cheng Y, Wang F, Bao W, Zhou L. Numerical investigation of centrifugal blood pump cavitation characteristics with variable speed. *Processes*. 2020 Mar 4;8(3):293.
- [35] 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. *Annals of biomedical engineering*. 2018 Mar;46(3):417-28.
- [36] Jabbarifar M. Numerical study on hemolysis induced by speed-changing heart pump. *Modares Mechanical Engineering*. 2018 Apr 10;18(2):273-80.
- [37] Han X, Kang Y, Li D, Zhao W. Impeller optimized design of the centrifugal pump: A numerical and experimental investigation. *Energies*. 2018 Jun 4;11(6):1444.
- [38] Yazdanpanah-Ardakani K, Niroomand-Oscuii H, Sahebi-Kuzeh Kanan R, Shokri N. Optimization of a centrifugal blood pump designed using an industrial method through experimental and numerical study. *Scientific Reports*. 2024 Mar 28;14(1):7443.
- [39] 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>.