



مطالعه عددی خونکاوای به وجود آمده توسط پمپ قلب در حال تغییر دور

محمد جباری فر¹، علیرضا ریاسی^{2*}

1- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، تهران

2- دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، تهران

* صندوق پستی 14395-515، ariasi@ut.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 27 آبان 1396

پذیرش: 21 دی 1396

ارائه در سایت: 12 بهمن 1396

کلید واژگان:

خونکاوای

پمپ قلب

شبیه سازی گذرا

چکیده

امروزه، بیماری قلبی اولین عامل مرگ و میر در جهان به شمار می‌رود. پمپ قلب وسیله‌ای مکانیکی است که برای کمک به بیماران قلبی به کار می‌رود. خون افرادی که از پمپ قلب استفاده می‌نمایند، به دلیل این که با ابزار مکانیکی در تماس است، دچار صدماتی چون لختگی و خونکاوای می‌شود. هنگامیکه پمپ قلب از وضعیت سکون شروع به کار می‌نماید، طی مدت کوتاهی سرعت زاویه ای آن افزایش یافته و سپس با سرعت ثابت کار می‌کند. تحلیل گذرای جریان خون در هنگامی که سرعت پمپ در حال تغییر است بسیار ارزشمند است. در این مقاله، جریان سیال داخل پمپ قلب و همچنین میزان آسیب وارده به گلبول‌های قرمز خون به صورت عددی تحلیل شده که در این تحلیل، اثر تنش برشی وارده از طرف پرده‌های پمپ بر گلبول‌های قرمز نیز بررسی شده است. در این پژوهش، خون به عنوان سیال نیوتونی، لزج و تراکم‌ناپذیر فرض شده و به منظور شناساندن تغییرات سرعت پرده‌های پمپ به مسئله از روش مش لغزشی استفاده شده است. فشار کل و دبی در ورودی و خروجی پمپ و همچنین تغییرات سرعت نسبی جریان داخل پمپ مورد بحث و بررسی قرار گرفته است. در انتها، خونکاوای ایجاد شده در مدت زمان شبیه‌سازی محاسبه شده است. از تحلیل خونکاوای ایجاد شده مشخص گردید که پمپ قلب در زمان شروع به کار صدمه‌ای جدی به گلبول‌های قرمز خون وارد می‌کند و احتمال از هم پاشیدن آن‌ها در این مدت زمان کوتاه، زیاد است.

Numerical study on hemolysis induced by speed-changing heart pump

Muhammad Jabbarifar, Alireza Riasi*

School of Mechanical Engineering, College of Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran

* P.O.B. 14395-515 Tehran, Iran, ariasi@ut.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 18 November 2017
Accepted 11 January 2018
Available Online 01 February 2018

Keywords:
Hemolysis
Heart pump
Transient simulation

ABSTRACT

Today, heart disease is the first cause of death in the world. The heart pump is a mechanical device used to help heart patients. The blood of people who use the heart pump, due to being in contact with the mechanical device, suffers from damage such as thrombosis and hemolysis. When the heart pump starts from a resting state, its angular velocity increases in a short period of time, and then operates at a constant rate. Transient blood flow analysis is very valuable when the pump speed is changing. In this paper, the fluid flow inside the heart pump and the amount of damage to the red blood cells were numerically analyzed. In this analysis, the effect of shear stress caused by the blades of the pump into the red blood cells was also investigated. In this study, blood was assumed as a Newtonian, viscous, and incompressible fluid, and a sliding mesh method was used to identify changes in the velocity of the blades of the pump to the problem. Total pressure and flow rate at the inlet and outlet of the pump as well as relative velocity through the blade passages have been discussed. Finally, the hemolysis created during the simulation period was calculated. In the study, hemolysis analysis showed that the heart pump during starting period causes serious damage to the red blood cells and the possibility of rupturing the red blood cells in this short period of time is high.

1- مقدمه

به نارسایی شدید قلب مبتلا شده‌اند گسترش زیادی پیدا نموده است، اما از طرفی اهدا کننده قلب به اندازه کافی وجود ندارد. روش جایگزینی که برای کمک به این‌گونه افراد وجود دارد، استفاده از ابزار مکانیکی کمک کننده به عملکرد قلب مانند پمپ‌های کمکی بطن چپ قلب¹ می‌باشد.

در طراحی و ساخت پمپ‌های قلب، نه تنها بایستی به بازده هیدرولیکی مناسب توجه شود، بلکه بایستی محدودیت‌های بیولوژیکی‌ای از قبیل خون کاوی² و لختگی¹ که در نتیجه تماس خون با اجزای مکانیکی پمپ قلب ایجاد

بیماری‌های قلبی عروقی اولین عامل مرگ و میر در دنیا به‌شمار می‌روند [1]. قلب یکی از ارگان‌های اساسی بدن است که انسان برای زنده ماندن به آن وابسته می‌باشد. بنابراین سالم نگه‌داشتن این ارگان حساس برای ادامه زندگی ضروری است. قلب اکسیژن و خون را به سرتاسر بدن پمپ می‌کند تا اعضای بدن به حیات خود ادامه دهند. در صورتی که از قلب به‌وسیله رژیم غذایی مناسب و ورزش به خوبی مراقبت نشود احتمال ابتلا به بیماری قلبی افزایش می‌یابد. تحقیقات نشان داده است که بیش از 20 میلیون نفر در جهان با مشکل نارسایی قلبی مواجه‌اند [1]. عمل پیوند قلب برای کمک به افرادی که

¹ Lvad

² Hemolysis

Please cite this article using:

M. Jabbarifar, A. Riasi, Numerical study on hemolysis induced by speed-changing heart pump, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 18, No. 02, pp. 273-280, 2018 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

شدن به نقطه کاری پمپ گردابه‌ها کوچکتر شده و به سمت ناحیه پرفشار اطراف پره‌ها حرکت می‌کنند که این موضوع باعث کاهش تلفات می‌گردد.

هو و همکارانش [8] در سال 2012 به صورت عددی و تئوری به تحلیل مشخصات گذرای جریان داخل پمپ با در نظر گرفتن تعداد پره‌های مختلف برای پمپ پرداختند. آن‌ها در تحلیلی که به صورت تئوری انجام دادند متوجه شدند که یک قسمت از جریان داخل پمپ به صورت همگن بوده و قسمتی دیگر از جریان به صورت ناهمگن و دارای گردابه‌های محوری می‌باشد. این محققان برای تحلیل عددی خود و به‌روزرسانی مش‌ها از مدل مش متحرک⁶ بهره جستند. آن‌ها سیال داخل پمپ را به صورت تراکم‌ناپذیر و لزج و همچنین رژیم جریان را به صورت آشفته در نظر گرفتند. در نتیجه ای که از تحلیل عددی آن‌ها به دست آمد مشاهده شد که در لحظات اولیه شروع به کار پمپ گردابه ای در سمت پرفشار پره و نزدیک خروجی پره‌ها ایجاد شده و این گردابه با پیشروی زمان به تدریج بزرگ و بزرگتر می‌شود و به سمت قسمت میانی فضای بین پره‌ها داخل پمپ حرکت می‌نماید.

نیرومند و همکارانش [9] در سال 2014 نوع جدیدی از پمپ قلب را طراحی کردند که برخلاف اغلب پمپ‌های قلب طراحی شده که در یک سرعت مشخص کار می‌کنند و جریان غیرضربانی تولید می‌نمایند، توانایی تولید جریانی ضربانی را داشت. پمپ طراحی شده توسط این محققان به دلیل تولید جریان ضربانی، تطابق زیادی با عملکرد قلب داشت. این پمپ همچنین قادر بود که دبی‌ای برابر 6 لیتر بر دقیقه تولید نماید. تحلیل تنش‌ی برابر انجام گرفته بر روی پمپ قلب طراحی شده نشانگر این بود که پمپ از لحاظ محدودیت‌های بیولوژیکی‌ای چون خونکاو و لختگی از ایمنی قابل قبولی برخوردار می‌باشد.

نیشیدا و همکارانش [10] در سال 2016 یک نمونه از پمپ قلب تجاری ساخته شده در ژاپن به نام مرا⁷ را توسط تکنولوژی پرینت سه بعدی ساختند و بر روی آن آزمایش انجام دادند. هدف از تحقیق آن‌ها مقایسه عملکرد پمپ ساخته شده از طریق پرینت سه‌بعدی با عملکرد پمپ تجاری موجود آن بود. به منظور این مقایسه، آن‌ها در تحقیق خود به اندازه‌گیری مواردی چون زبری سطح، عملکرد هیدرولیکی و همچنین میزان خونکاو در هر یک از پمپ‌ها پرداختند. نتایج تحقیقات صورت گرفته حاکی از این بود که، اگرچه زبری سطح پمپ ساخته شده از طریق پرینت سه‌بعدی بسیار بزرگتر از پمپ تجاری بود اما عملکرد هیدرولیکی دو مدل تقریباً یکسان بود. همچنین مطالعه آن‌ها بر روی خونکاو نشان می‌داد که هر دو پمپ در هدهای پایین خونکاو تقریباً یکسانی دارند ولی هر چقدر که هد افزایش پیدا می‌کند، خونکاوهای ایجاد شده از هم فاصله بیشتری پیدا می‌کنند.

تحقیقات انجام گرفته در زمینه پمپ قلب در سرعت ثابت انجام گرفته اند و در برخی از این تحقیقات به تحلیل خونکاو در یک سرعت ثابت و مشخص پرداخته شده است. آن‌چه که در تحقیقات انجام شده مورد بررسی قرار نگرفته است تحلیل پمپ قلب و محاسبه خونکاو در زمان شروع به کار پمپ قلب می‌باشد. تحلیل پمپ قلب در زمان شروع به کار از این جهت دارای اهمیت است که ممکن است به دلیل ایجاد خونکاو آسیب جدی ای به بدن فرد استفاده کننده از پمپ قلب وارد شود. در این مقاله به تحلیل سرعت و فشار در زمان شروع به کار پمپ قلب پرداخته شده و نهایتاً خونکاو ایجاد شده به وسیله روش لاگرانژی محاسبه شده است. با وجود این‌که خون از چندین فاز مختلف شامل پلاسما، گلبول‌های قرمز، گلبول‌های سفید و

می‌شود مورد توجه قرار بگیرد. مشکل لختگی به این معنا می‌باشد که لخته خون ایجاد شده توسط پمپ قلب ممکن است به دیواره رگ چسبیده و به تدریج بزرگ و بزرگتر شده و مسیر اصلی جریان خون را مسدود نماید، و یا این‌که معلق بوده و به قسمت‌های دیگر حرکت کرده و رگ‌های با قطر داخلی کوچک تر را مسدود نماید. مشکل خونکاو به این معنا است که گلبول‌های قرمز خون در اثر تماس با اجزای پمپ قلب فروپاشیده شده و هموگلوبین داخلشان آزاد شود که این هموگلوبین آزاد شده به دلیل سمی بودن می‌تواند موجب آسیب جدی به اندام‌های داخلی بدن شود. یکی از عوامل بسیار مهمی که باعث از هم گسیختگی گلبول‌های قرمز و آزادسازی هموگلوبین داخلشان می‌شود، تنش برشی‌ای می‌باشد که از طرف اجزای مکانیکی پمپ استفاده شده بر آن‌ها وارد می‌شود. عامل مهم دیگری که در فروپاشیدن گلبول‌های قرمز نقش مهمی را ایفا می‌کند، مدت زمانی است که گلبول‌های قرمز تحت تنش برشی معینی قرار می‌گیرند. بنابراین خونکاو عمدتاً تابعی از تنش برشی و مدت زمان اثر آن می‌باشد [2].

دینامیک سیالات محاسباتی¹ توسط محققین بسیاری به منظور تحلیل عملکرد پمپ قلب و محاسبه میزان هموگلوبین آزاد شده در اثر برخورد گلبول‌های قرمز با اجزای مکانیکی و با فرض پایا بودن جریان داخل پمپ مورد استفاده قرار گرفته است [3-5]. یکی از مزیت‌های آشکار استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی این است که بدون صرف هزینه و زمان زیاد برای ساخت نمونه واقعی پمپ قلب میتوان به جزئیات بیشتری از میدان سیال داخل پمپ دست یافت. بنابراین استفاده از این روش در آینده نوید دهنده پیشرفت بسیار زیادی در تحلیل و طراحی پمپ‌های قلب می‌باشد.

سوکاموتو و اوهاشی [6] در سال 1982 بصورت تجربی در مورد تحولات جریان داخل پمپ در هنگامی که پمپ از حالت سکون به تدریج سرعت زاویه‌ای‌اش افزایش می‌یابد به مطالعه پرداختند. آن‌ها سپس در ادامه تحقیقات خود با استفاده از روش آبشار خطی² به صورت تئوری مشخصه‌های جریان گذرای داخل پمپ را با فرض اینکه سیال به صورت تراکم‌ناپذیر و غیرلزج باشد بررسی کردند. آن‌ها در مطالعات خود جریان را یکبار به صورت شبه پایا فرض نموده و یکبار دیگر به صورت گذرا فرض کردند. این محققان دریافتند که بین نتایج حاصله از تحلیل گذرا و تحلیل شبه پایا اختلافاتی وجود دارد. از نظر این محققین بازچرخش⁴ جریان نزدیک پره‌ها دلیل اصلی این اختلاف نتایج بود.

ژیفنگ و همکارانش [7] در سال 2010 به تحلیل عددی پمپ آب در زمان شروع به کار پرداختند. آن‌ها با این فرضیات که آب سیال تراکم‌پذیر و لزج می‌باشد و زمان رسیدن سرعت زاویه ای موتور از حالت سکون به سرعت نهایی خود 0.12 ثانیه است، یک سیستم بسته شامل پمپ و لوله‌های رابط و مخزن و شیر در نظر گرفتند. در تحقیق آن‌ها موارد مختلفی از جمله دبی، هد، بازده، قدرت موتور و سرعت نسبی سیال داخل پمپ در بازه‌های زمانی مختلف مورد بررسی قرار گرفت. این محققان نتیجه گرفتند که در زمان‌های ابتدایی شروع به کار پمپ جدایش رخ می‌دهد و همچنین گردابه⁵ بزرگی در ناحیه بین پره‌های پمپ و در خلاف جهت چرخش پره‌های پمپ ایجاد می‌شود. این جدایش و گردابه‌های به‌وجود آمده باعث افت هد زیادی شده و در نتیجه بازده پمپ را دچار افت شدیدی می‌نماید. با گذشت زمان و نزدیکتر

¹ Thrombosis

² CFD

³ Linear cascade

⁴ Recirculation

⁵ Vortex

⁶ Dynamic mesh

⁷ Mera

2-2- تشریح مدل و شرایط محاسباتی

مشخصات هندسی مدل محاسباتی استفاده شده در این پژوهش در جدول 1 آورده شده است. به دلیل این که فشار و سرعت سیال در ورودی و خروجی پمپ و در هنگام شروع به کار آن ثابت نمی باشد و با گذشت زمان تا هنگام رسیدن سرعت زاویه پره های پمپ به سرعت نهایی به تدریج افزایش می یابد، تحلیل پمپ به تنهایی و بدون داشتن داده های تجربی امکان پذیر نمی باشد. به منظور رفع این مشکل از یک مدار بسته شامل پمپ قلب، حلزونی و لوله رابط استفاده گردید. لوله رابط استفاده شده در این مدار به منظور ایجاد مقاومت و افت فشار در مسیر خروجی حلزونی تا ورودی پمپ استفاده شده است و در واقع نقش رگ های بدن را در ایجاد افت فشار ایفا می کند. طول و قطر لوله رابط که بیانگر مقاومت مدار می باشد، به این گونه محاسبه می شود که وقتی که پمپ با سرعت زاویه ای 2100 دور بر دقیقه حرکت می کند دبی طراحی که برابر 5 بر دقیقه می باشد از مدار عبور نماید. در واقع افت هد مدار مطابق با رابطه داریسی-ویسباخ با هد پمپ برابر شود.

مدل سه بعدی در نظر گرفته شده برای شبیه سازی در "شکل 2" نشان داده شده است. در این سیستم مرزهای غیرهمدیس مشترک بین اجزای مختلف عبارت است از: مرز بین ورودی پمپ و پمپ، مرز بین پمپ و حلزونی، مرز بین حلزونی و سیستم پایپینگ، و مرز بین سیستم پایپینگ و ورودی پمپ.

به منظور دستیابی به جواب دقیق تر در هنگام حل معادلات ناویر استوکس، در تمام مرزهایی که نقش دیوار را دارند از مش لایه مرزی استفاده شده است. همچنین، به دلیل این که جریان داخل پمپ از پیچیدگی بیشتری نسبت به جریان داخل لوله برخوردار می باشد، مش ناحیه داخل پمپ ریزتر از مش ناحیه داخل لوله ها و حلزونی زده شده است. به طور کلی برای شبیه سازی این مساله خاص از 810,566 المان استفاده شده است که جزییات آن شامل نوع مش و همچنین تعداد و اندازه مش های داخل ناحیه های مختلف در جدول 2 آورده شده است. جزییات مش داخل چرخ پمپ در "شکل 3" نشان داده است.

تغییرات سرعت دورانی پره های پمپ به صورت معادله (2) در نظر گرفته شده و توسط کد جانی به نرم افزار فلونت اعمال شده است.

$$\omega = \begin{cases} 200t + 20 & t \leq 1 \text{ s} \\ 220 & t > 1 \text{ s} \end{cases} \quad (2)$$

2-3- تنظیمات حلگر

برای شبیه سازی از نرم افزار تجاری فلونت 15 که دارای قابلیت های بالایی در

پلاکت ها تشکیل شده است، در این تحقیق تک فاز در نظر گرفته شده است. خون در نرخ برش های زیر 100 s^{-1} رفتار غیرنیوتونی از خود بروز می دهد [12,11]. شبیه سازی های انجام گرفته در مراجع گوناگون بر روی پمپ قلب به منظور نشان داده است که به دلیل بالا بودن نرخ برش داخل پمپ قلب، فرض نیوتونی گرفتن خون فرض قابل قبولی بوده و به نتایج دقیقی منجر می شود [12,11,9,3]. با توجه به این موضوع و به منظور ساده سازی شبیه سازی، در این پژوهش نیز خون سیالی نیوتونی در نظر گرفته شده است.

2- روش ها

1-2- تشریح روش های محاسباتی

در این پژوهش برای شبیه سازی از روش مش لغزشی¹ استفاده شده است. در این روش کل دامنه حل به دو ناحیه ثابت و متحرک تقسیم می شود. ناحیه متحرک به وسیله رابطه ای که برای سرعت دورانی اش تعریف می شود به تدریج سرعتش افزایش می یابد (شکل 1). معادلات حاکم در قسمت متحرک به روش اولیری یا لاگرانژی قابل توصیف می باشد.

در ناحیه متحرک، به منظور دست یافتن به تاثیرات افزایش یا کاهش سرعت مرزها بر مشخصات سیال بجای این که ترم چشمه جدیدی مربوط به شتاب زاویه ای به معادلات ناویر استوکس اضافه شود از حرکت مش در دستگاه مختصات ساکن استفاده می شود. در ناحیه ای که ساکن می باشد از معادلات ناویر استوکس عادی استفاده می شود. هر کدام از ناحیه های ساکن و متحرک جدا از هم گسسته سازی می شوند و بنابراین مش های مربوط به مرزهایی که بین دو ناحیه ساکن و متحرک قرار گرفته اند از نوع غیرهمدیس خواهند بود.

برای جریان سیال داخل قسمت متحرک، فرم انتگرالی معادلات پایای دینامیک مش برای فضا، جرم و مومنوم در یک حجم کنترل دلخواه V که توسط سطح بسته S احاطه شده است می تواند به صورت زیر نوشته شود.

$$\frac{d}{dt} \int_V Q dV + \int_S F dS = \int_S D dS + \int_V S_U dV \quad (1-الف)$$

متغیرهای بیان شده در این معادله به صورت زیر تعریف می شوند.

$$Q = \begin{bmatrix} 1 \\ \rho \\ \rho u \end{bmatrix}, F = \begin{bmatrix} -u_b \\ \rho(u - u_b) \\ \rho u(u - u_b) \end{bmatrix}, D = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \mu \nabla^2 u \end{bmatrix} \quad (1-ب)$$

$$S_u = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -\text{grad } p \end{bmatrix}$$

در این روابط چگالی سیال، u سرعت سیال، u_b سرعت مرز مش جابجا شونده، μ لزجیته دینامیکی سیال و p فشار سیال می باشد. روش حل معادله (1) با جزییات در مراجع شرح داده شده است [13].

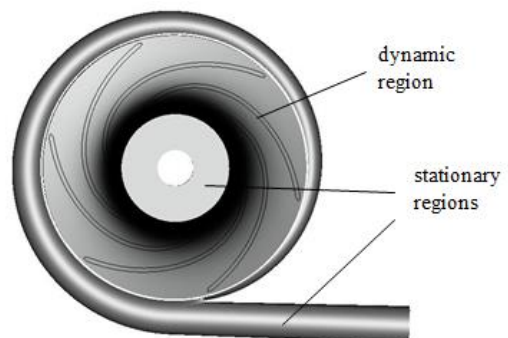


Fig. 1 3D description of sliding mesh method

شکل 1 تشریح سه بعدی روش مش لغزشی

¹ Sliding mesh

جدول 1 مشخصات مدل پمپ محاسباتی

Table 1 Specifications of numerical pump model	
مقدار پارامتر	پارامتر های طراحی پمپ
18 میلی متر	قطر لوله مکش
44 میلی متر	قطر لوله رانش
21.6 میلی متر	قطر خارجی چرخ
3.5 میلی متر	پهنای مجرای خروجی
23 درجه	زاویه ورودی پره
22.5 درجه	زاویه خروجی پره
6	تعداد پره ها
2100 دور بر دقیقه	سرعت دورانی
5 لیتر بر دقیقه	دبی
1.25 متر	هد کل

داده شد و در هر گام زمانی حداکثر تعداد تکرار برای رسیدن به همگرایی برابر 200 تعریف شد. هنگام شبیه سازی مقادیر باقیمانده در انتهای هر گام زمانی برای معادله پیوستگی کمتر از 10^{-3} و برای معادلات مومنوم کمتر از 10^{-5} به دست آمد. محاسبات به صورت موازی بر روی سیستم 4 هسته‌ای (1.8 گیگاهرتز) با سیستم عامل ویندوز انجام گرفت و هر شبیه‌سازی انجام شده حدوداً 72 ساعت زمان برد.

4-2- خونکاو

وورزینگر [15] در سال 1986 به تحقیق آزمایشگاهی برای محاسبه خونکاو پرداخت. او برای این منظور از یک دستگاه لزجت‌سنج چرخان استفاده کرد تا به وسیله آن تنش برشی ثابتی را به خون اعمال نماید. تنش برشی و زمان اعمال این تنش در آزمایشات او به ترتیب 255 Pa و 700 ms بود. در سال 1990 گیرزپین [16] بر مبنای آزمایشات انجام شده توسط وورزینگر یک رابطه بین خونکاو و تنش برشی و زمان مؤثر به صورت توانی پیشنهاد کرد که این رابطه عبارت است از:

$$D = \int_{inlet}^{outlet} c \tau^a dt^b \quad (3)$$

در این معادله D اندیس صدمه وارد به خون بوده و a ، b و c مقادیری ثابت هستند. اندیس صدمه وارد به خون معیاری برای پی بردن به میزان خونکاو است [4].

مقدار تنشی که در معادله بالا جایگذاری می‌شود، یک تنش اسکالر می‌باشد که بلاذویت [17] بر اساس معیار فن مایززا¹ به دست آورده است. این تنش عبارت است از:

$$\tau = \left[\frac{1}{6} \sum (\tau_{ii} - \tau_{jj})^2 + \sum (\tau_{ij})^2 \right]^{0.5} \quad (4)$$

در سال 2011 ژنگ و همکارانش [18] دستگاهی برای ایجاد تنش برشی ثابت ساختند و از خون تازه گاو برای محاسبه خونکاو استفاده کردند. در تحقیق انجام شده از تنش‌های بین 50 Pa تا 320 Pa و بازه زمانی بین 39 ms تا 1480ms استفاده گردید.

ثوابتی که گیرزپین و ژنگ برای معادله توانی به دست آوردند در جدول 3 آمده است.

به‌طور کلی دو روش اصلی برای محاسبه خونکاو وجود دارد: روش لاگرانژی؛ روش اویلری. روش اویلری بر مبنای جمع‌بندی میزان آسیب وارده بر همه ذرات خون داخل پمپ در حالتی که جریان پایا باشد می‌باشد. در روش لاگرانژی ذرات خون را در طول حرکتشان روی خط مسیر مربوط به هر کدامشان دنبال کرده و برای هر لحظه از حضور روی خط جریان عبارت مربوط به خونکاو را حساب کرده و از این عبارات تا زمان خروج ذره از پمپ انتگرال‌گیری می‌نماییم و سپس متوسط آسیب رخ داده روی تمام خطوط مسیر را به عنوان میزان کل خون‌کاو در نظر می‌گیریم. روش لاگرانژی به این دلیل که زمان تاثیرگذاری تنش‌های برشی وارد شونده بر هر ذره را نیز در نظر می‌گیرد و در حالت گذرا نیز قابل استفاده می‌باشد مناسب‌تر از روش اویلری می‌باشد. محاسبه خونکاو با استفاده از روش لاگرانژی برای این که به جواب دقیقی بی‌انجامد، نیازمند در نظر گرفتن ذرات زیادی می‌باشد. میزان خونکاو از روش لاگرانژی بر اساس معادله (5)، قابل محاسبه می‌باشد [19].

$$\int_{inlet}^{outlet} c \tau^a dt^b = \sum_{inlet}^{outlet} c \tau^a \Delta t^b \quad (5)$$

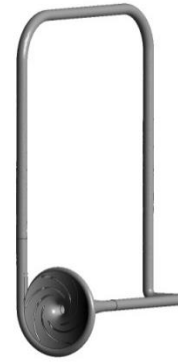


Fig. 2 numerical model of circuit system

شکل 2 مدل محاسباتی مدار

جدول 2 خلاصه تعداد المان‌های اجزای متفاوت

Table 2 Summary of element number of different regions

تعداد مش	اجزای مدار
586,334	چرخ
8,436	حلزونی
215,796	لوله‌های مدار

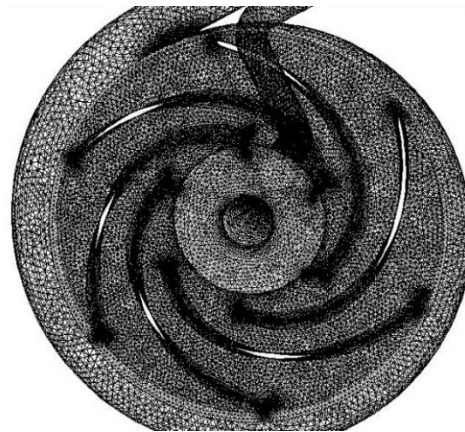


Fig. 3 Detail of the pump mesh

شکل 3 جزئیات مش پمپ

شبیه‌سازی جریان سیالات به روش حجم محدود می‌باشد استفاده شده است. تنظیمات گسسته‌سازی ترم وابسته زمان در نرم‌افزار به صورت درجه اول و صریح انتخاب گردید به منظور برقراری ارتباط بین سرعت و فشار از الگوریتم سیمپل استفاده شد. برای گسسته‌سازی ترم جابجایی و پخشی معادلات ناویر استوکس به ترتیب از روش درجه دوم بالاسو به همراه ضرایب زیر تخفیف و روش تفاضل مرکزی استفاده گردید.

با توجه به این که عدد رینولدز در ورودی پمپ از مقدار 11.2 در زمان شروع به کار پمپ تا مقدار 2.1×10^4 زمانی که سرعت زاویه‌ای پمپ به حداکثر مقدار خود می‌رسد تغییر می‌نماید، انتخاب مدلی برای شبیه‌سازی جریان آشفته داخل پمپ ضروری می‌باشد. هیچکدام از مدل‌های آشفستگی دقت کافی را برای شبیه‌سازی پمپی که در حالت شروع به کار می‌باشد ندارند. در این پژوهش به دلیل این که مدل کا-امگا اس تی افزایش هد را بهتر پیش‌بینی می‌کند [14] به مدل‌های دیگر ترجیح داده شده و مورد استفاده قرار گرفت.

کل بازه زمانی در نظر گرفته شده برای شبیه‌سازی 1 ثانیه می‌باشد که این زمان به 1000 قسمت تقسیم شد و در نتیجه گام زمانی 0.001 به نرم‌افزار

¹ Von Mises

$$H(t) = \frac{P_o(t) - P_i(t)}{\rho g} + \frac{Q(t)^2}{2g} \left[\left(\frac{4}{\pi D_o^2} \right)^2 - \left(\frac{4}{\pi D_i^2} \right)^2 \right] + \left(\frac{L_{eq}}{g A_0} \right) \frac{dQ(t)}{dt} \quad (6)$$

$$L_{eq} = \int_{s=0}^L \frac{A_0}{A(s)} ds \quad (7)$$

عبارت آخر در معادله (6) بیانگر هد اینرسی می باشد. A_0 مساحت مقطع لوله، L_{eq} طول مشخصه پمپ، s فاصله اندازه گیری شده از مقطع مکش پمپ، L طول کل مسیر، $A(s)$ سطح مقطع مجرای پمپ، D_i و D_o به ترتیب قطر سطح مقطع نازل های رانش و مکش، P_i و P_o میانگین فشار استاتیک در نازل های رانش و مکش و $Q(t)$ دبی حجمی گذرای داخل پمپ می باشد. هد اینرسی در پمپ های با سرعت مشخصه کم به دلیل این که تغییرات دبی قابل ملاحظه نمی باشد قابل صرف نظر می باشد.

در "شکل 5" تغییرات هد کل پمپ در بازه زمانی شروع به کار پمپ نشان داده شده است. از این نمودار مشاهده می شود که هد پمپ با افزایش سرعت دورانی پمپ افزایش می یابد. نوسانات هد که به دلیل برهمکنش قسمت های ساکن و دوار داخل پمپ بوجود می آید در این نمودار قابل مشاهده است. دامنه و فرکانس نوسانات هد با گذشت زمان افزایش می یابد.

به منظور بررسی دقیق تر رفتار پمپ تغییرات دبی مدار پس از شروع به کار پمپ در "شکل 6" رسم شده است. از نمودار "شکل 6" مشخص است که دبی کل بلافاصله پس از شروع به کار پمپ با شیب کمی و وقفه کوتاهی افزایش می یابد ولی به تدریج با گذشت زمان این شیب افزایش پیدا می کند و به طور کلی تغییرات دبی در کل بازه روندی افزایشی داشته در انتها به مقدار 0.083 kg/s همگرا می گردد.

3-3- تحولات جریان داخلی

یکی از مهمترین مزیت های دینامیک سیالات محاسباتی این است که می توان با استفاده از آن به جزئیات میدان سیال درون پمپ و بررسی تغییر و تحولات آن با گذشت زمان پرداخت. بدین منظور، کانتورهای فشار کل داخل پمپ در زمان های متفاوت گزینش شده از کل بازه زمانی مربوط به شروع به کار پمپ در "شکل 7" نشان داده شده است.

از "شکل 7" قابل مشاهده است که فشار کل با افزایش سرعت دورانی پمپ به دلیل افزایش کار انجام شده توسط چرخ بر سیال به آرامی افزایش می یابد.

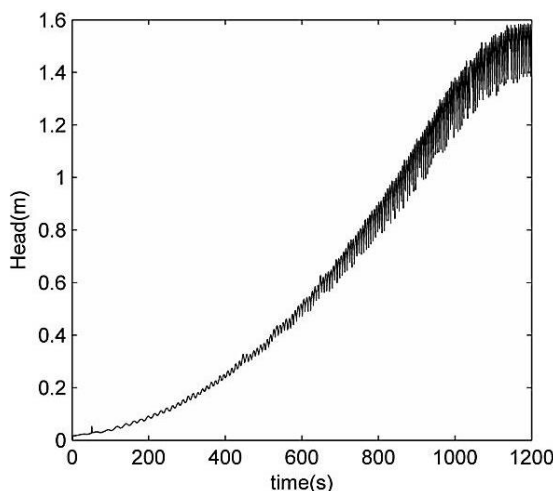


Fig. 5 Head variation during pump starting period

شکل 5 تغییرات هد در زمان شروع به کار پمپ

در این مقاله از روش لاگرانژی و معادله (5) برای محاسبه خونکاوای استفاده شده است. همچنین برای محاسبه تنش اسکالر از معادله (4) استفاده شده است. در هنگام محاسبه تنش اسکالر از تنش های رینولدز به دلیل این که وابستگی شدیدی به مش و نوع مدل آشفتگی دارد و خطای زیادی را وارد محاسبات تنش اسکالر می نماید صرف نظر شده است.

3- نتایج

3-1- بررسی استقلال حل از شبکه

به منظور بررسی اطمینان از مستقل بودن جوابها از تعداد المان ها، از چندین شبکه با تعداد المان های مختلف استفاده گردید و هد ایجاد شده توسط هر کدام محاسبه شد. این روند تا جایی طی شد که خطا به کمتر از 1 درصد برسد. نمودار مربوط به تغییرات هد نسبت به تعداد المان های شبکه در "شکل 4" نشان داده شده است. همچنین مقادیر دقیق تعداد المان ها، مقادیر هد و درصد خطای مربوط به هر کدام در جدول 4 نشان داده شده است. با توجه به این که در شبیه سازی با شبکه ای با تعداد المان 810566 درصد خطا به زیر 1 درصد می رسد، از این شبکه برای شبیه سازی استفاده گردید.

3-2- تغییرات هد و دبی

از جمع اختلاف انرژی مکانیکی سیال بین مقاطع ورودی و خروجی پمپ و هد اینرسی سیال هد کل قابل محاسبه می باشد که معادله آن عبارت است از:

جدول 3 ثوابت معادله توانی

مدل	a	b	c
گیرزبین	2.416	0.785	3.62×10^{-5}
زنگ	1.9918	0.6606	1.754×10^{-5}

جدول 4 مقادیر هد و درصد خطای نسبی بر حسب تعداد المان ها

Table 4 Head and Relative error percentage relative to number of elements

تعداد المان ها	مقدار هد (m)	درصد خطای نسبی
670386	1.1	4.5
708325	1.15	3.4
753256	1.19	2.5
810566	1.22	0.8
852589	1.23	0.6
897242	1.238	-----

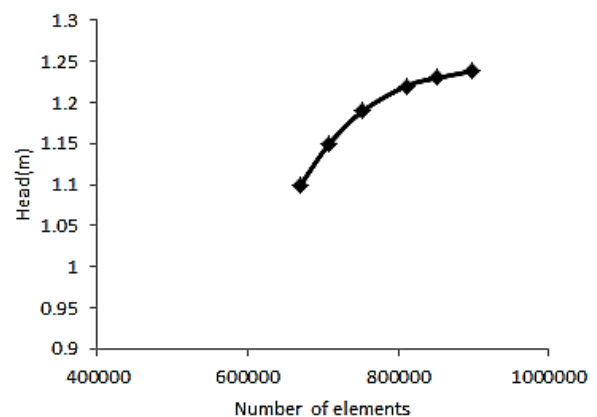
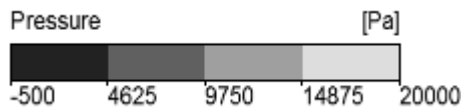


Fig. 4 Head vs. number of elements in 5 L/min and 2100 rpm

شکل 4 تغییرات هد بر حسب تعداد المان ها در دبی 5 L/min و دور 2100 rpm



(a)



(b)



(c)

Fig. 7 Total pressure at (a) $t=0.1s$ (b) $t=0.5s$ (c) $t=1s$

شکل 7 توزیع فشار کل در زمان‌های (a) $t=0.1s$ (b) $t=0.5s$ (c) $t=1s$

تنش اسکالر وارد شده به این ذرات براساس معادله (4) محاسبه گشته و سپس با در نظر گرفتن ثوابت زنگ به توان 1.9918 رسیده و بر روی محور عمودی نشان داده شده است. زمان حضور ذرات نیز به توان 0.6606 رسیده و بر روی محور افقی نشان داده شده است. براساس معادله (3) اگر مساحت زیر هر یک از این نمودارها در مقدار ثابت 1.754×10^{-5} ضرب شود مقدار اندیس صدمه وارد شده برای هر ذره قابل محاسبه خواهد بود. این محاسبات برای این ذرات و بقیه انجام شد و بدین صورت اندیس صدمه وارد شده به آن‌ها مورد محاسبه قرار گرفت.

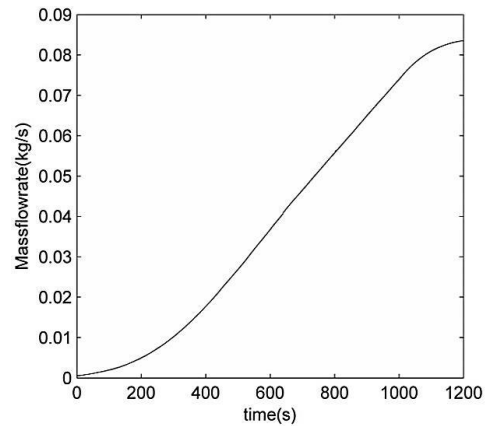


Fig. 6 Mass flow rate variation during pump starting period

شکل 6 تغییرات دبی در زمان شروع به کار پمپ

در هر زمانی، سرعت مماسی سیال با افزایش فاصله از ورودی پره افزایش می‌یابد که این موضوع باعث افزایش نیروهای شعاعی می‌شود و در نتیجه فشار کل از ورودی تا خروجی پمپ روند افزایشی دارد. قابل ذکر است که بیشترین فشار کل برابر 13475 پاسکال است و در قسمت انتهایی پره پمپ و سمت پرفشار آن رخ می‌دهد. فشار کل ذکر شده در نمودار، فشار کل گیج می‌باشد. از آنجایی که مجموع فشار منفی به وجود آمده در ورودی پمپ و فشار هوا در دردمای شبیه‌سازی (فشار کل مطلق) بسیار بالاتر از فشار اشباع خون در این دما می‌باشد، در نتیجه مشکل کاویتاسیون نیز در ورودی پمپ به وجود نخواهد آمد.

در هنگام شروع به کار پمپ، افزایش مداوم دبی منجر به افزایش تدریجی سرعت نصف‌النهاری سیال گشته و همچنین زاویه سرعت جریان ورودی به پره گام به گام دستخوش تغییر می‌گردد. این تغییرات باعث می‌شود که الگوی جریان داخل پمپ دگرگونی و تحول را تجربه نماید.

4-3- محاسبه خونکاوای

به منظور تحلیل لاگرانژی خونکاوای، از ابتدای شبیه‌سازی 66 ذره با توزیع یکنواخت در ورودی پمپ تزریق گردید و مسیر این ذرات از لحظه تزریق تا انتهای مدت زمان شبیه‌سازی تعقیب شد و مقدار تنش برشی وارد بر آن‌ها در طول مسیری که داخل مدار طی می‌کنند ضبط گردید. پس از اتمام شبیه سازی‌ها، اندیس صدمه وارد شده به خون براساس معادله (3) محاسبه شد.

22 عدد از این 66 ذره در زمانی کمتر از 1 ثانیه به طور کامل از پمپ خارج شدند اما 44 عدد از ذرات داخل پمپ باقی ماندند. کمترین زمان حضور ذرات داخل پمپ 0.7 ثانیه بود. "شکل 7" توزیع اندیس صدمه وارد شده به خون را برای همه ذرات را نشان می‌دهد. میانگین اندیس صدمه وارد شده برابر 0.89 درصد و بیشترین مقدار آن برابر 2.07 درصد محاسبه گردید.

در صورتی که اندیس صدمه بالاتر از 0.0021 باشد احتمال فروپاشی ذره بالا می‌باشد [4] و از طرفی "شکل 8" گویای آن است که تعدادی زیادی از ذرات تزریق شده (62 ذره) دارای اندیس صدمه‌ای بالاتر از این مقدار دارند که یعنی میزان خونکاوای قابل ملاحظه بوده و احتمال از هم پاشیدن گلبول‌های قرمز خون و آزادسازی هموگلوبین داخلشان زیاد می‌باشد.

در نمودارهای "شکل 9 و 10" اطلاعات مربوط به تنش تعدادی از ذرات را در طول مسیری که داخل پمپ طی می‌کنند را نشان داده شده است. در نمودارهای "شکل 9 و 10" تغییرات تنش نسبت به زمان ذراتی که به ترتیب دارای کمترین و بیشترین اندیس صدمه می‌باشند رسم شده است.

4- نتیجه گیری

اغلب تحقیقات انجام گرفته در زمینه پمپ به تحلیل خونکاوای در یک سرعت ثابت و مشخص برای چرخ پمپ پرداخته شده است. آن چه که در تحقیقات انجام شده مورد بی توجهی قرار گرفته است تحلیل پمپ قلب و محاسبه خون کاوای در زمان شروع به کار می باشد. تحلیل پمپ قلب در زمان شروع به کار از این جهت دارای اهمیت می باشد که ممکن است به دلیل تماس گلبول های قرمز با پره های پمپ و ایجاد خونکاوای آسیب جدی ای به بدن فرد استفاده کننده از پمپ قلب وارد شود. تحقیق حاضر با هدف تحلیل سرعت و فشار در زمان شروع به کار پمپ قلب انجام گرفت و نهایتاً خونکاوای ایجاد شده بوسیله روش لاگرانژی محاسبه شد.

برای نیل به این هدف به دلیل در دسترس نبودن داده های تجربی برای تعریف دقیق شرایط مرزی از یک مدل سه بعدی بسته استفاده گردید و شبیه سازی داخل نرم افزار فلونت 15 بدون تعریف شرایط مرزی انجام پذیرفت. لازم به ذکر است که در این شبیه سازی از فرض تک فاز و نیوتونی بودن خون استفاده گردید.

در این تحقیق مشاهده شد که هد و دبی پمپ با افزایش سرعت دورانی پمپ افزایش یافته و شیب این افزایش با گذشت زمان نیز بیشتر می شود. نوسانات فشار که به دلیل برهمکنش قسمت های ساکن و دوار به وجود می آید در این تحقیق مشاهده گردید. همچنین مشاهده شد که دامنه و فرکانس نوسانات فشار با گذشت زمان و افزایش سرعت دورانی پمپ افزایش می یابد. در مطالعه انجام گرفته بر روی میزان صدمه وارد شده به خون حین راه اندازی پمپ معلوم گردید که پمپ قلب در زمان شروع به کار صدمه جدی- ای به گلبول های قرمز خون وارد ساخته و احتمال از هم پاشیدن گلبول های قرمز در این مدت زمان کوتاه وجود دارد.

5- فهرست علائم

A_o	سطح مقطع لوله (m^2)
D	ترم پخشی (N)
F	نیرو (N)
g	شتاب (ms^{-2})
$H(t)$	هد (m)
L_{eq}	طول مشخصه (m)
P	فشار (Pa)
Q	دبی (m^3s^{-1})
S_u	ترم چشمه (N)
u	سرعت (ms^{-1})
u_b	سرعت مرز مش (ms^{-1})

علائم یونانی

μ	لزجت دینامیکی ($kgm^{-1}s^{-1}$)
ρ	چگالی (kgm^{-3})
τ	تنش (Pa)
ω	سرعت زاویه ای ($rads^{-1}$)

زیرنویس ها

i	ورودی پمپ
o	خروجی پمپ

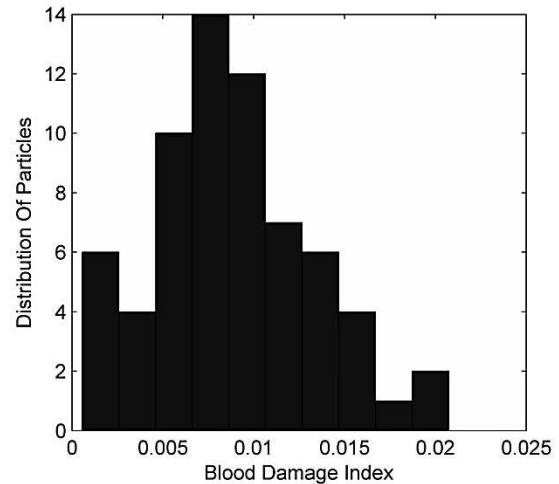


Fig. 8 Distribution of Blood Damage Index for Population of 66 Particles Studied:

شکل 8 توزیع اندیس صدمه خون مربوط به 66 ذره مطالعه شده

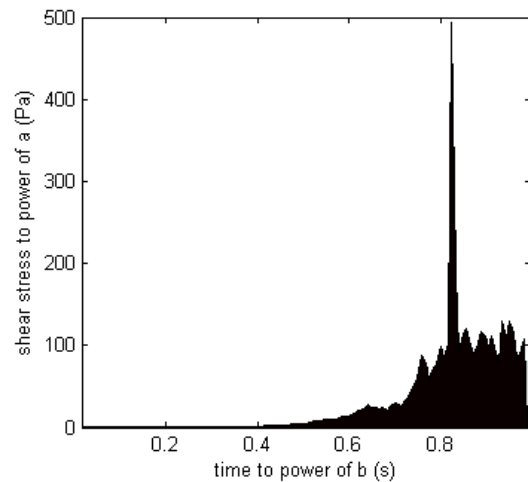


Fig. 9 Shear stress power versus time for particle with lowest blood damage index

شکل 9 تغییرات تنش نسبت به زمان برای ذره با کمترین اندیس صدمه خونی

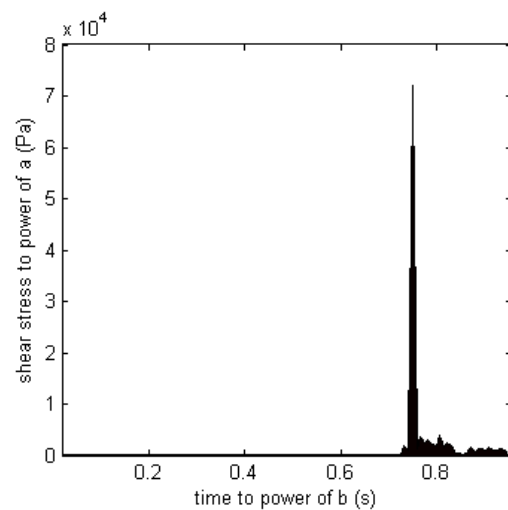


Fig. 10 Shear stress power versus time for particle with highest blood damage index

شکل 10 تغییرات تنش نسبت به زمان برای ذره با بیشترین اندیس صدمه خونی

6- مراجع

- [10] M. Nishida, T. Negishi, D. Sakota, R. Kosaka, O. Maruyama, T. Hyakutake, K. Kuwana, T. Yamane, Properties of a monopivot centrifugal blood pump manufactured by 3D printing, *Journal of Artificial Organs*, Vol. 19, No. 4, pp. 322-329, 2016.
- [11] 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.
- [12] 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.
- [13] I. Demirdžić, M. Perić, Finite volume method for prediction of fluid flow in arbitrarily shaped domains with moving boundaries, *International Journal for Numerical Methods in Fluids*, Vol. 10, No. 7, pp. 771-790, 1990.
- [14] K. H. Fraser, T. Zhang, M. E. Taskin, B. P. Griffith, Z. J. Wu, A quantitative comparison of mechanical blood damage parameters in rotary ventricular assist devices: Shear stress, exposure time and hemolysis index, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 134, No. 8, pp. 081002, 2012.
- [15] L. Wurzinger, R. Opitz, H. Eckstein, Mechanical bloodtrauma, An overview, *Angeologie*, Vol. 38, No. 3, pp. 81-97, 1986.
- [16] M. Giersiepen, L. Wurzinger, R. Opitz, H. Reul, Estimation of shear stress-related blood damage in heart valve prostheses--in vitro comparison of 25 aortic valves, *The International Journal of Artificial Organs*, Vol. 13, No. 5, pp. 300-306, 1990.
- [17] C. Bludszweit, Three-Dimensional numerical prediction of stress loading of blood particles in a centrifugal pump, *Artificial Organs*, Vol. 19, No. 7, pp. 590-596, 1995.
- [18] T. Zhang, M. E. Taskin, H. B. Fang, A. Pampori, R. Jarvik, B. P. Griffith, Z. J. Wu, Study of flow-induced hemolysis using novel couette-type blood-shearing devices, *Artificial organs*, Vol. 35, No. 12, pp. 1180-1186, 2011.
- [19] J. Apel, R. Paul, S. Klaus, T. Siess, H. 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.
- [1] D. Hussein, H. Gitano-Briggs, M. Addullah, Design analysis and performance prediction of the cardiac axial blood pump, *Research Journal of Biological Sciences*, Vol. 4, No. 6, pp. 637-643, 2009.
- [2] K. H. Fraser, M. E. Taskin, B. P. Griffith, Z. J. Wu, The use of computational fluid dynamics in the development of ventricular assist devices, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 33, No. 3, pp. 263-280, 2011.
- [3] W. Chan, Y. Wong, Y. Ding, L. Chua, S. Yu, Numerical investigation of the effect of blade geometry on blood trauma in a centrifugal blood pump, *Artificial Organs*, Vol. 26, No. 9, pp. 785-793, 2002.
- [4] X. Song, A. L. Throckmorton, H. G. Wood, J. F. Antaki, D. B. Olsen, Quantitative evaluation of blood damage in a centrifugal VAD by computational fluid dynamics, *Journal of Fluids Engineering*, Vol. 126, No. 3, pp. 410-418, 2004.
- [5] X. Song, H. G. Wood, D. Olsen, Computational fluid dynamics (CFD) study of the 4th generation prototype of a continuous flow ventricular assist device (VAD), *Transactions-American Society of Mechanical Engineers Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 126, No. 2, pp. 180-187, 2004.
- [6] H. Tsukamoto, H. Ohashi, Transient characteristics of a centrifugal pump during starting period, *Journal of Fluids Engineering*, Vol. 104, No. 1, pp. 6-13, 1982.
- [7] Z. Li, D. Wu, L. Wang, B. Huang, Numerical simulation of the transient flow in a centrifugal pump during starting period, *Journal of Fluids Engineering*, Vol. 132, No. 8, pp. 081102, 2010.
- [8] F. Hu, X. Ma, D. Wu, L. Wang, Transient internal characteristic study of a centrifugal pump during startup process, *Proceeding of, IOP Publishing*, pp. 04, 2016.
- [9] H. Niroomand-Oscuii, M. Koochaki, E. Nammakie, An innovative method for generating pulsatile blood flow via an axial ventricular assist device, *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, Vol. 27, No. 03, pp. 1550026, 2015.