

## **Numerical Study of the Performance of a Blood Pump by Comparison of Three Different Impeller Blade Geometries to Improve Efficiency and Decrease Blood Damages**

E. Nammakie<sup>1</sup>, H. Niroomand-Oscuii<sup>2\*</sup>, F. Ghalichi<sup>3</sup>, M. Koochaki<sup>4</sup>

<sup>1</sup>M.Sc., Division of Biomechanics, Department of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, Sahand, Iran

<sup>2</sup>Associate Professor, Division of Biomechanics, Department of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, Sahand, Iran

<sup>3</sup> Professor, Division of Biomechanics, Department of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, Sahand, Iran

<sup>4</sup>M.Sc., Division of Biomechanics, Department of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, Sahand, Iran

Receipt in the online submission system 12 November 2015, received in revised form 10 January 2016, accepted 24 April 2016

---

### **Abstract**

Myocardial diseases are on the rise all over the world and due to lack of sufficient donors, heart transplants are not the perfect solutions to treat all patients with heart failure. Therefore, in recent years, blood pumps have received a worldwide admissibility and have become the unrivalled tools for replacing a failed heart. In addition to biological needs such as sufficient head and flow rate, an assist blood pump should be in an acceptable margin of safety in terms of blood injuries such as hemolysis and thrombosis. Reducing blood damages, minimizing dimensions, reducing exposure time and simulating blood flow of natural heart are amongst the greatest challenges in designing assist blood pumps. One of the most important factors in determining the amount of blood injuries inside the pump is the blades' shape of different parts of the pump. Studies have been conducted about heart pumps show that it is feasible to increase the efficiency of the pump and reduce the stagnation points that lead to thrombus formation by changing the type of blades of the impeller. The purpose of this study is to compare the performance of several airfoils for the blades of the impeller of an assist heart pump in order to optimize the performance and efficiency of the pump and reduce blood damages.

**Key words:** *blood pump, impeller, computational fluid dynamics (CFD), hemolysis, efficiency*

---

#### **\*Corresponding author**

**Address:** Division of Biomechanics, Department of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, P.O. Box: 51335-1996, Sahand New Town, Tabriz, Iran

**Tel:** +98-41-33459494

**Fax:** +98-41-33459494

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

## بررسی عددی عملکرد یک پمپ کمک قلبی با مقایسه‌ی سه نوع ایرفویل متفاوت به منظور بهبود بازده و کاهش آسیب‌های خونی

عرفان نمکی<sup>۱</sup>، هانیه نیرومند اسکوئی<sup>۲\*</sup>، فرزانه قالیچی<sup>۳</sup>، مجتبی کوچکی<sup>۴</sup>

<sup>۱</sup> کارشناس ارشد مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز  
<sup>۲</sup> دانشیار، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز  
<sup>۳</sup> استاد، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز  
<sup>۴</sup> کارشناس ارشد مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۴/۸/۲۱، بازنگری: ۱۳۹۴/۱۰/۲۰، پذیرش قطعی: ۱۳۹۵/۲/۵

### چکیده

بیماری‌های حاد قلبی در سراسر جهان رو به افزایش است و پیوند قلبی به دلیل نبود اهداکنندگان کافی، راه حل مناسبی برای درمان تمامی بیماران قلبی نیست؛ بنابراین استفاده از پمپ‌های کمک قلبی می‌تواند جایگزین مناسبی برای پیوندهای قلبی حتی در درمان‌های طولانی مدت باشد. یک پمپ کمک قلبی علاوه بر برآورده کردن نیازهای بیولوژیکی مانند دبی و هد مناسب، باید از لحاظ آسیب‌های خونی نیز در ناحیه ایمن قرار بگیرد. از مهم‌ترین چالش‌ها در زمینه‌ی طراحی پمپ‌های کمک قلبی می‌توان به کاهش آسیب‌های خونی، ابعاد و زمان ماندگاری و به شبیه‌سازی جریان قلب طبیعی اشاره کرد. یکی از مهم‌ترین عواملی که در تعیین میزان آسیب‌های خونی در پمپ تأثیر گذار است، نوع پره‌های قسمت‌های مختلف پمپ است. مطالعاتی که در زمینه‌ی پمپ‌های قلبی انجام شده‌اند، نشان می‌دهند که می‌توان با تغییر نوع پره‌های ایمپلر پمپ و جایگزین نمودن ایرفویل مناسب‌تر، بازدهی پمپ را افزایش داده و نقاط سکون سیال درون پمپ که منجر به ترومبوسیز می‌گردد را کاهش داد. هدف از انجام این پژوهش، مقایسه‌ی عملکرد چندین ایرفویل برای پره‌های ایمپلر یک پمپ کمک قلبی به منظور بهینه‌سازی عملکرد و بازدهی پمپ و همچنین کاهش آسیب‌های خونی است.

کلیدواژه‌ها: پمپ خون، ایمپلر، دینامیک سیالات محاسباتی، همولیز، بازده

\*نویسنده مسئول

نشانی: گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، شهر جدید سهند، تبریز، ایران، صندوق پستی: ۱۹۹۶-۱۳۳۵

تلفن: +۹۸(۴۱)۳۳۴۵۹۴۹۴

دورنگار: +۹۸(۴۱)۳۳۴۵۹۴۹۴

پست الکترونیکی: niroomand@sut.ac.ir

## ۱- مقدمه

هندسه‌ی پره‌ها از دیگر موارد موثر در عملکرد پمپ است، که شامل نوع ایرفویل، مقدار لقی بین هاب<sup>۳</sup> و شروید<sup>۴</sup>، ضخامت و نیز تعداد آن‌ها است [۲-۵].

تاکنون تحقیقات متعددی در زمینه‌ی پمپ‌های قلبی صورت گرفته و یا در حال انجام است، که تمرکز اصلی آن‌ها بر روی طراحی پمپ‌هایی بهینه به لحاظ ابعاد و بازده است.

در سال ۲۰۰۶، آنتاریو<sup>۵</sup> پمپ جریان محوری طراحی نمود که با سرعت دورانی ثابت قادر به تولید دبی ۶ lit/min بود [۶]. از جمله معایب این پمپ می‌توان به طول نسبتاً زیاد آن (۱۱۵ mm) اشاره نمود. فان و همکارانش<sup>۶</sup> در سال ۲۰۰۹ [۷]، با استفاده از شبیه‌سازی‌های عددی پمپی دورانی طراحی نمودند که در محدوده‌ی فشارهای ۱۸۰~۱۰۰ mmHg به دبی تولیدی ۸/۰~۰/۰ lit/min دست یافتند. در این طراحی اشاره‌ای به اندازه‌گیری آسیب‌های خونی نشده است. در سال ۲۰۱۱، هوآچان<sup>۷</sup> دو پره‌ی مختلف با ضخامت‌های متفاوت را برای ایمپلر یک و دو طراحی نمود و به بررسی عددی آن پرداخت. طبق نتایج تحلیل‌های وی، در پره‌ای که ضخامت بیشتری دارد، تنش‌های برشی کمتر و بنابراین آسیب‌های خونی کمتر است [۸]. در همین سال، تراکمارتون و همکارانش<sup>۸</sup> یک ود جریان محوری با ابعاد کوچک (طول ۳۰ mm و قطر ۹ mm) طراحی نمودند که داخل رگ آئورت قرار می‌گرفت. این پمپ برای بیمارانی که عمل جراحی فونتان<sup>۹</sup> بر روی آنان انجام گرفته است و تا مدتی که قلب کارآیی خود را باز یابد، قابل استفاده است. دور ثابت این پمپ ۶۰۰۰ rpm بوده و قادر به تولید دبی ۴ lit/min بود [۹]. در سال ۲۰۱۲، کارسول و همکارانش<sup>۱۰</sup> پمپی کوچک با نام میکروود<sup>۱۱</sup> طراحی نمودند [۱۰].

در این پژوهش، هدف بهینه‌سازی یک پمپ خون جریان محوری (که مطالعات پیشین این گروه طراحی گردید [۱۱]) از نظر میزان آسیب‌های خونی و بازدهی آن است. بدین

شیوع بیماری‌های ایسکمیک قلب در سراسر دنیا در حال افزایش است، که خود زمینه‌ساز نارسائی‌های پیشرفته‌ی قلبی است. با وجود تلاش‌های صورت گرفته در جهت کاهش احتمال و عوامل خطر ناشی از بیماری‌های قلبی، اما بیماری‌های قلبی اولین عامل مرگ و میر در کشورهای قدرتمند اقتصادی هستند. اگرچه دارو درمان اصلی اکثر بیماران قلبی است، بسیاری نیز پاسخ کافی به درمان‌های دارویی نداده و در نتیجه کاندید پیوند قلبی می‌گردند. این بیماران در فهرست انتظار قرار می‌گیرند و تا زمانی که اهدای قلب صورت گیرد یا نوبت پیوند قلب به آنان برسد، می‌توانند از قلب مصنوعی و پمپ‌های خون بهره‌مند گردند [۱].

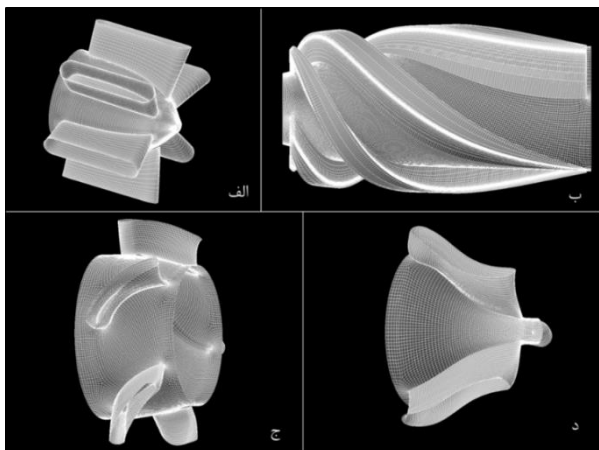
آسیب‌های خونی ایجاد شده درون پمپ از جمله مهم‌ترین چالش‌های موجود در طراحی پمپ‌های خون و به-خصوص انواع دورانی است. سرعت دورانی بسیار زیاد ایمپلر<sup>۱</sup> در این پمپ‌ها به تنش‌های برشی نسبتاً زیادی منجر می‌شود، که خود عامل پارگی غشای گلبول‌های قرمز است که به آن همولیز<sup>۲</sup> گفته می‌شود. از سوی دیگر، چنانچه سرعت دورانی ایمپلر به مقدار زیادی کاهش یابد، خون درون پمپ ساکن می‌شود که این امر خود به تشکیل لخته درون پمپ می‌انجامد. بنابراین تعیین میزان دقیق این آسیب‌ها و همچنین تلاش برای به حداقل رساندن آن‌ها از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. موضوع غیر قابل اغماض دیگر این است که از طرفی پمپ به لحاظ عملکرد هیدرولیکی و میزان بازده باید دارای حالتی بهینه باشد و از طرف دیگر برای دست‌یابی به ابزاری قابل کاشت در بدن باید محدودیت‌های مربوط به ابعاد پمپ نیز در نظر گرفته شوند. اما ابعاد پمپ با میزان دبی تولیدی نسبت مستقیم دارد؛ بنابراین با کاهش ابعاد باید سرعت دورانی پمپ افزایش یابد، تا کاهش دبی ناشی از کوچک کردن پمپ جبران شود. این در حالی است که افزایش سرعت دورانی باعث ایجاد تنش‌های برشی زیاد در محل تماس سیال با پره‌های پمپ می‌گردد، که خود اصلی‌ترین عامل در نابودی سلول‌های خونی و به ویژه پارگی گلبول‌های قرمز است.

<sup>۱</sup>Impeller<sup>۲</sup>Hemolysis<sup>۳</sup>Hub<sup>۴</sup>Shroud<sup>۵</sup>Untaroiu<sup>۶</sup>FAN et al.<sup>۷</sup>Huachun<sup>۸</sup>Throckmorton et al.<sup>۹</sup>Fontan procedure<sup>۱۰</sup>Carswellet al.<sup>۱۱</sup>μVAD

که در آن  $t$  نسبت حداکثر ضخامت ایرفویل به طول کورد و  $x$  نسبت فاصله‌ی ابتدای ایرفویل تا هر نقطه بر روی خط کورد<sup>۹</sup> (خط مستقیمی که از ابتدای ایرفویل به انتهای آن وصل می‌شود) به طول کورد است [۱۲].

### ۲-۲- شبکه‌بندی

شبکه‌بندی نواحی مختلف پمپ در شکل ۲ قابل مشاهده است.



شکل (۲) - شبکه‌بندی پمپ (الف) ایندوسر (ب) ایمپلر (ج) دیفیوزر (د) استریتور

به دلیل پیچیدگی هندسه‌ی پره‌ها، نمی‌توان مش‌بندی آن‌ها را به طور خودکار و توسط نرم‌افزار انسیس انجام داد. بنابراین باید از ماژول توربوگرید که مخصوص شبکه‌بندی پره‌ها است، بهره برد. نرم‌افزار توربوگرید با بهره‌گیری از روش ای.تی.ام.ا.پتیمایز<sup>۱۰</sup>، توانایی منحصر به فردی در شبکه‌بندی نواحی اطراف پره‌ها و مرزهای نواحی مختلف توربوماشین دارد. در این نرم‌افزار پارامترهای مهمی قابل تعیین هستند، از جمله میزان لقی پره و اینکه این لقی از سمت هاب باشد و یا شروع شود.

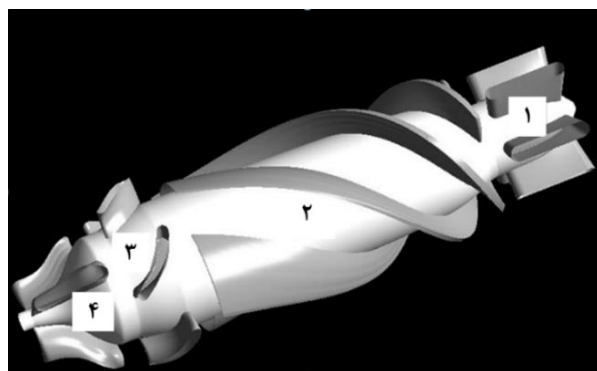
به منظور دستیابی به دقت کافی و نیز جلوگیری از انجام محاسبات زائد و زمان‌بر، استقلال حل از تعداد شبکه نیز صورت گرفته است. در این بررسی که نتایج آن در جدول ۱ ارائه شدند، تعداد شبکه‌ها در هر مرحله افزایش یافته و تأثیر آن بر دو پارامتر دبی و حداکثر تنش برشی، که کمیت‌هایی

منظور سه نوع پره‌ی مختلف از سری ایرفویل‌های ناکا<sup>۱۱</sup> برای ایمپلر یک پمپ خون انتخاب شده و عملکرد پمپ تحت این شرایط توسط شبیه‌سازی‌های عددی و به کمک نرم‌افزارهای آنسیس<sup>۱۲</sup> و متلب<sup>۱۳</sup> با یکدیگر مقایسه شده و در نهایت پروفیل پره‌ی بهینه انتخاب می‌گردد.

### ۲- مواد و روش‌ها

#### ۱-۲- هندسه‌ی پمپ

نمای کلی پمپ طراحی شده (شکل ۱) ملاحظه می‌گردد، توسط نرم‌افزار بلیدجن<sup>۱۴</sup> ایجاد شده است.



شکل (۱) - نمای کلی پمپ طراحی شده

سایر مشخصات مربوط به هندسه‌ی قسمت‌های مختلف این پمپ در مطالعات پیشین این گروه موجود است [۱۱].  
سطح مقطع پره‌های قسمت‌های مختلف یک توربوماشین معمولاً به صورت ایرفویل است. در این پروژه نیز در طراحی پره‌های ایمپلر از نوع خاصی از ایرفویل‌ها موسوم به ایرفویل‌های ناکا استفاده شده است. در این ایرفویل‌ها نسبت ضخامت ایرفویل به فاصله‌ی بین ابتدا و انتهای ایرفویل ( $y_i$ ) به صورت زیر تعریف می‌گردد.

$$y_i = \frac{t}{0.1} (0.29690\sqrt{x} - 0.12600x - 0.35160x^2 + 0.28430x^3 - 0.10150x^4) \quad (1)$$

<sup>۱</sup>NACA airfoils

<sup>۲</sup>ANSYS Incorporated

<sup>۳</sup>MATLAB

<sup>۴</sup>BladeGen<sup>TM</sup>

<sup>۹</sup>Chord length

<sup>۱۰</sup>ATM optimize

با توجه به منابع علمی، در یک پمپ جریان محوری، رژیم جریان زمانی که عدد رینولدز بزرگتر از  $10^4$  شود، مغشوش در نظر گرفته می‌شود [۶]. همچنین در این شبیه‌سازی با توجه به قطر ایمپلر و سرعت دورانی پمپ، عدد رینولدز بیش‌تر از مقدار بحرانی بوده و بنابراین جریان مغشوش است. در این پروژه، برای مدل‌سازی جریان مغشوش به دلیل تجربه‌های موفق و کسب نتایج قابل قبول در کارهای پیشین از مدل اغتشاشی  $k-\varepsilon$  استفاده شده است [۱۶-۱۴]. در مدل  $k-\varepsilon$  پس از متوسط‌گیری از معادلات ناویر-استوکس، جملات غیر خطی در معادلات ظاهر می‌شوند که در آن‌ها  $k$  انرژی جنبشی اغتشاش و  $\varepsilon$  نرخ اتلاف انرژی است و توسط روابط نیمه تجربی زیر بدست می‌آیند.

$$\frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \bar{U}_j k)}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left( \Gamma_k \frac{\partial k}{\partial x_j} \right) + P_k - \rho \varepsilon \quad (2)$$

$$\frac{\partial(\rho \varepsilon)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \bar{U}_j \varepsilon)}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left( \Gamma_\varepsilon \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right) + \frac{\varepsilon}{k} (c_{\varepsilon 1} P_k - \rho c_{\varepsilon 2} \varepsilon) \quad (3)$$

در این روابط  $c_{\varepsilon 1}$  و  $c_{\varepsilon 2}$  ضرایب ثابت می‌باشند که مقادیر آن‌ها در جدول ۲ نشان داده شده‌اند.  $\Gamma_k$  و  $\Gamma_\varepsilon$  نیز ضرایب نفوذ هستند که به صورت زیر تعریف می‌شوند.

$$\Gamma_k = \mu_t + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \quad (4)$$

$$\Gamma_\varepsilon = \mu_t + \frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon} \quad (5)$$

در این روابط  $\sigma_k$  و  $\sigma_\varepsilon$  ضرایب ثابت می‌باشند که مقادیر آن‌ها در جدول ۲ نشان داده شده است.

در معادلات (۲) و (۳)، نرخ تولید انرژی جنبشی،  $P_k$ ، برای سیال غیر قابل تراکم به صورت زیر است.

$$P_k = \mu_t \left( \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{U}_j}{\partial x_i} \right) \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} \quad (6)$$

تعیین‌کننده در میزان کارایی پمپ هستند، بررسی شده‌است. در نهایت تعداد ۲،۵۰۳،۱۹۰ المان (شبکه‌ی سوم) برای مدل نهایی انتخاب شده‌است. لازم به ذکر است که المان تولیدشده توسط نرم‌افزار از نوع شش وجهی<sup>۱</sup> است.

جدول (۱) - نتایج استقلال حل از تعداد شبکه

مرحله	تعداد شبکه	حداکثر تنش برشی [Pa]	دبی تولیدی [lit/min]	
			تنش دبی	تنش برشی
شبکه - اول	۱،۱۶۷،۵۶۹	۴۰۳/۵	۸۸/۴	-
شبکه - دوم	۲،۲۲۸،۷۰۲	۳/۳۹۱	۲۷/۵	۹۹/۷
شبکه - سوم	۲،۵۰۳،۱۹۰	۳۸۷/۵	۵۱/۵	۹۷/۰
شبکه - چهارم	۲،۸۱۱،۹۵۰	۲/۳۸۶	۵۶/۵	۳۳/۰

### ۲-۳- شرایط مرزی

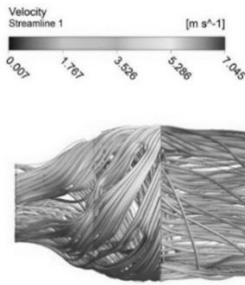
با توجه به اینکه در این شبیه‌سازی و به طور کلی در طراحی پمپ‌های خون، فشار ورودی و خروجی پمپ معلوم بوده و هدف تعیین میزان دبی تولیدی توسط پمپ است، مناسب‌ترین شرط مرزی، شرط مرزی فشار ورودی - فشار خروجی است که در آن دبی پمپ تعریف نمی‌گردد. هنگامیکه شرط مرزی فشار انتخاب می‌شود، اختلاف فشار ورودی و خروجی دارای اهمیت است؛ بدین معنا که فشار ورودی و خروجی به‌گونه‌ای تعریف می‌شوند تا اختلاف فشار مورد نظر حاصل گردد. در مطالعه‌ی حاضر، محدوده‌ی فشار ورودی (۷۰ ~ ۲۰ mmHg) و فشار خروجی (۱۵۰ ~ ۱۳۵ mmHg) به‌گونه‌ای تنظیم شده‌اند تا اختلاف فشار ورودی و خروجی در محدوده‌ی ۷۰ ~ ۱۳۰ mmHg قرار گیرد.

### ۲-۴- معادلات حاکم

نرم‌افزار سی.اف.ایکس معادلات پیوستگی و ناویر-استوکس<sup>۲</sup> (که بیانگر جریان سیال بر اساس قانون دوم حرکت نیوتن است) را با بهره‌گیری از روش عددی حجم محدود حل می‌کند [۱۳].

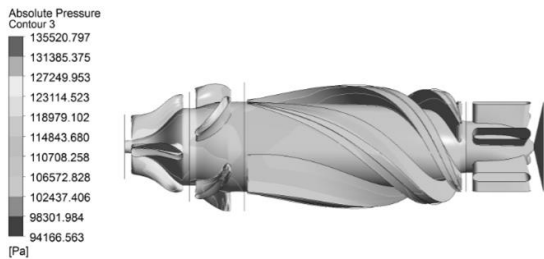
<sup>۱</sup>Hexahedron

<sup>۲</sup>Navier-Stokes Equations



شکل (۴) - بررسی خطوط جریان درون پمپ برای ایرفویل

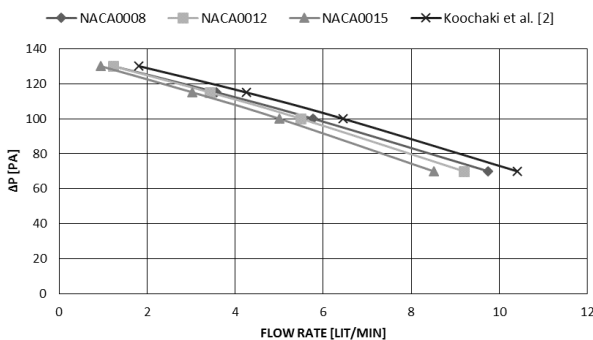
شماره‌ی ۲ (y<sub>max</sub>=۱۲/۰)



شکل (۵) - توزیع فشار در طول پمپ برای ایرفویل شماره‌ی ۲

(y<sub>max</sub>=۱۲/۰)

در شکل ۶، میزان دبی پمپ با به کارگیری پره‌های مختلف در اختلاف فشارهای ورودی و خروجی متفاوت با یکدیگر مقایسه شده‌است. با توجه به این نمودار، ذکر دو نکته ضروری است. نخست کاهش دبی با افزایش فشار است، که با توجه به تئوری توربوماشین‌ها و روابط موجود بین افت فشار و دبی نتیجه‌ای قابل انتظار است [۱۲]. علاوه بر آن، از روی این نمودار به خوبی ملاحظه می‌گردد که هرچه پره ضخیم‌تر می‌گردد، در یک افت فشار ثابت دبی پمپ کاهش می‌یابد و این کاهش دبی در اختلاف فشارهای کمتر، محسوس‌تر است.



شکل (۶) - نمودار دبی - فشار برای ایرفویل‌های مختلف

در معادلات (۴) تا (۶)، لزجت اغتشاش  $\mu_t$  به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\epsilon} \quad (7)$$

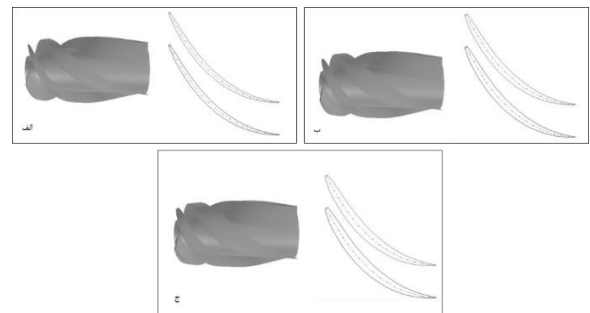
مقادیر ضریب ثابت  $C_\mu$  در جدول ۲ ذکر گردیده‌اند [۱۳].

جدول (۱) - ثوابت مدل  $k-\epsilon$  اغتشاش

$C_{e1}$	$C_{e2}$	$\sigma_k$	$\sigma_\epsilon$	$C_\mu$
۱/۴۴	۱/۹۲	۱/۰۰	۱/۳۰	۰/۰۹

### ۳- نتایج

در این قسمت نتایج حاصل از مقایسه‌ی سه نوع پره از سری ایرفویل‌های استاندارد ناکا برای ایمپلر یک پمپ خون و نیز بررسی تأثیر هر یک از آن‌ها بر روی عملکرد هیدرولیکی پمپ و میزان آسیب‌های خونی ایجاد شده، ارائه شده‌است. سه ایرفویل انتخاب شده دارای ضخامت‌های متفاوت هستند، به طوریکه نسبت ضخامت حداکثر به طول کورد (y<sub>max</sub>) در آن‌ها به ترتیب برابر است با: ۰/۰۸، ۰/۱۲ و ۰/۱۵. شایان ذکر است که در تمامی این بررسی‌ها تعداد دور ثابت و برابر با ۶۲۵۰ rpm انتخاب شده‌است. در شکل ۳، سه ایمپلر انتخاب شده به همراه سطح مقطع آن‌ها ملاحظه می‌شود.



شکل (۱) - ایمپلرهای انتخاب شده (الف) y<sub>max</sub>=۰/۸ (ب) y<sub>max</sub>=۰/۱۲

(ج) y<sub>max</sub>=۱۵/۰

### ۳-۱- عملکرد هیدرولیکی

در شکل ۴ توزیع خطوط جریان درون پمپ برای ایرفویل شماره‌ی ۲ (y<sub>max</sub>=۱۲/۰) و در شکل ۵ توزیع فشار در طول پمپ مشخص شده‌اند.

در سال ۱۹۸۰، هوسر<sup>۱</sup> مدلی توانی که بیانگر ارتباط تنش برشی و زمان ماندگاری گلبول‌های قرمز تحت آن تنش برشی با همولیز بود، به صورت زیر ارائه نمود [۱۷].

$$\Delta BDI = \frac{\Delta Hb}{Hb} = 1.8 \times 10^{-6} \tau^{1.991} \Delta t^{0.765} \quad (9)$$

در این رابطه  $\Delta t$  زمان ماندگاری و  $BDI$  شاخص آسیب خون<sup>۲</sup> است.  $\tau$  نیز تنش برشی اسکالر است که بلاذوویت<sup>۳</sup> برای محاسبه‌ی آسیب‌های خونی، مقدار آن را به کمک رابطه‌ی زیر که بر اساس تنش‌های وان‌مایسس است، محاسبه نمود [۱۸].

$$\sigma_{ss} = \left( \frac{1}{6} \left[ (\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{yy} - \sigma_{zz})^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{xx})^2 \right] + (\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2) \right)^{\frac{1}{2}} \quad (10)$$

در  $\sigma_{ss}$  تنش اسکالر،  $\sigma_{ii}$  و  $\tau_{ij}$  درایه‌های تانسور تنش هستند. لازم به ذکر است که نرم‌افزار انسیس هنگام محاسبه‌ی تنش‌های برشی، بدون در نظر گرفتن تنش‌های رینولدز، تنها تنش‌های ویسکوز را محاسبه می‌کند که مقدار آن با تنش برشی اسکالر بلاذوویت اختلاف دارد. اما نتایج بررسی‌ها در گذشته نشان داده‌است که چنانچه نرخ برش ( $\dot{\gamma}$ ) توسط نرم‌افزار محاسبه شود، با ضرب آن در ویسکوزیته مقادیری بدست می‌آیند که بسیار نزدیک به تنش برشی بلاذوویت هستند [۱۹].

نرخ برش توسط رابطه‌ی زیر توسط نرم‌افزار محاسبه می‌گردد.

$$\dot{\gamma} = \left[ 2 \left\{ \left( \frac{\partial u_x}{\partial x} \right)^2 + \left( \frac{\partial u_y}{\partial y} \right)^2 + \left( \frac{\partial u_z}{\partial z} \right)^2 \right\} + \left( \frac{\partial u_x}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial x} \right)^2 + \left( \frac{\partial u_x}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial x} \right)^2 + \left( \frac{\partial u_y}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial y} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (11)$$

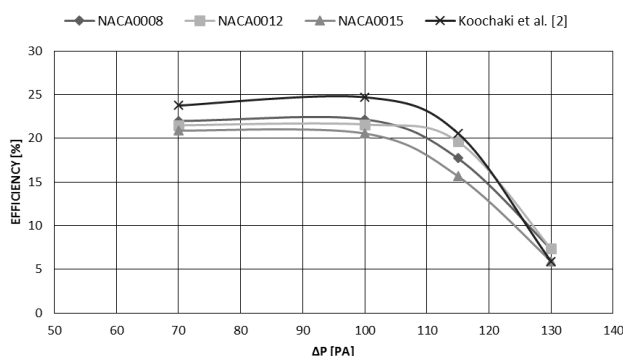
در این رابطه  $u_x$ ،  $u_y$  و  $u_z$  مؤلفه‌های سرعت هستند.

برای اندازه‌گیری همولیز در پمپ‌های خونی از روش لاگرائژی استفاده می‌شود. بدین صورت که با اندازه‌گیری آنی

شکل ۷ بیانگر مقایسه‌ی بازدهی هیدرولیکی پمپ با چهار ایمپلر مختلف است. بازدهی هیدرولیکی از رابطه‌ی زیر محاسبه می‌شود.

$$\eta = \frac{\dot{m} (P_2 - P_1)}{\rho M \omega} \quad (8)$$

که در آن  $\dot{m}$  دبی جرمی جریان ( $\text{kg/sec}$ )،  $M$  گشتاور اعمال شده به ایمپلر ( $\text{N.m}$ ) و  $P_2 - P_1$  اختلاف فشار خروجی و ورودی پمپ ( $\text{N/m}^3$ ) است [۶].



شکل (۷) - نمودار فشار-بازدهی برای ایرفویل‌های مختلف

با توجه به این نمودار مشخص است که بازدهی پمپ ایمپلر *Koochaki et al.* [11] در اختلاف فشارهای کم، به طور چشمگیری بیشتر از سایر پره‌ها است. اول به دلیل بیشتر این پره نسبت به سایر ایرفویل‌ها و دوم گشتاور واردهی کمتر به ایمپلر آن است. اما در اختلاف فشارهای بیشتر بازدهی هیدرولیکی هر چهار پره تقریباً برابر می‌گردد.

## ۲-۳- بررسی آسیب‌های خونی

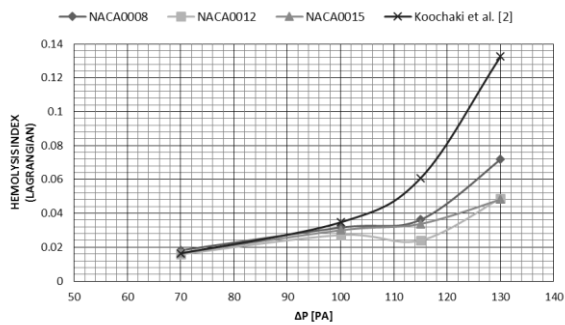
همانطور که پیش‌تر ذکر شد، همولیز تابع تنش برشی و زمان ماندگاری تحت این برش است. در پمپ‌های چرخشی محوری، به دلیل سرعت دورانی زیاد و لقی باریک بین قسمت‌های ساکن و قسمت‌های چرخشی پمپ، مقادیر تنش‌های برشی زیادی ایجاد می‌گردند. پارگی گلبول‌های قرمز معمولاً با غلظت هموگلوبین آزاد در جریان خون شناخته می‌شود.

<sup>۱</sup>Heuser

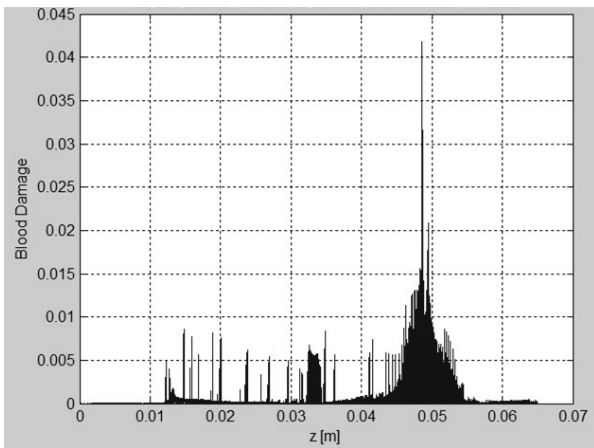
<sup>۲</sup>Blood damage index

<sup>۳</sup>Bludszuweit

همانگونه که از نمودار معلوم می‌شود، شاخص همولیز در تمامی طول پمپ جز در ناحیه‌ی کوچکی بین ایمپلر و دیفیوزر بسیار ناچیز و در حد است.



شکل (۹) - نمودار فشار - شاخص همولیز برای ایرفویل‌های مختلف



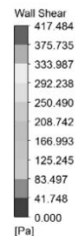
شکل (۱۰) - توزیع شاخص همولیز در طول پمپ برای ایرفویل شماره ۲ ( $y_{tmax}=12/0$ )

#### ۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله، سه ایرفویل مختلف برای ایمپلر یک پمپ خونی انتخاب گردید و عملکرد پمپ در حالات مختلف مورد بررسی قرار گرفت. از بین سه ایمپلر بررسی شده، ایمپلر شماره ۱ در فشارهای پایین دارای بیشترین مقدار دبی و بازدهی هیدرولیکی هستند، اما محدوده‌ی بازدهی هر سه ایمپلر بررسی شده بین ۱۵٪ تا ۲۵٪ است (تنها در اختلاف فشارهای بالاتر از ۱۲۰ mmHg این مقدار تا حدود ۷٪ افت می‌یابد) که برای پمپ‌های خونی مقداری قابل قبول است [۲۴]. اما بررسی‌های مقدار شاخص همولیز نشان می‌دهد که مقدار این شاخص در ایمپلر شماره ۱ پمپ به طور محسوسی بیش‌تر از سایر ایرفویل‌ها است، که نکته‌ای قابل

یا لحظه‌ای تنش (شکل ۸) و زمان ماندگاری، از نرخ همولیز در امتداد یک خط مسیر انتگرال‌گیری شده و از طریق آن مقدار همولیز محاسبه می‌گردد.

$$BDI = \int_{t_0}^t 1.8 \times 10^{-6} \tau^{1.991} dt^{0.765} \quad (12)$$



شکل (۸) - توزیع تنش برشی برای ایرفویل شماره ۲ ( $y_{tmax}=12/0$ )

با متوسط‌گیری از تعداد زیادی خطوط مسیر، این امکان وجود دارد تا مقدار آزاد شدن هموگلوبین در یک پمپ خونی محاسبه گردد. این روش توسط افراد مختلفی به کار برده شده‌است، از جمله: اپل<sup>۱</sup> [۲۰]، چان<sup>۲</sup> [۲۱]، یانو<sup>۳</sup> [۲۲] و آرورا<sup>۴</sup> [۲۳].

در شکل ۹، مقدار شاخص همولیز در هر چهار نوع ایرفویل مشاهده می‌شود. همان‌طور که پیش‌تر ذکر گردید، شاخص همولیز به معنای درصد هموگلوبین‌های آزاد موجود در پلاسما به کل هموگلوبین‌های خون است. در این نمودار ملاحظه می‌گردد که با کاهش ضخامت ایرفویل کاهش، شاخص همولیز افزایش می‌یابد. تفاوت میزان همولیز در اختلاف فشارهای بالا بیشتر قابل مشاهده است، به طوریکه میزان همولیز در اختلاف فشار ۱۳۰ mmHg در ایمپلر اولیه‌ی پمپ تقریباً بیش از دو برابر سایر ایرفویل‌ها است.

در توزیع شاخص همولیز در طول پمپ تحت استفاده از ایرفویل شماره ۲ در شکل ۱۰ مشاهده می‌شود. لازم به ذکر است که این بررسی مربوط به ۲۵۰ خط جریان است و

<sup>۱</sup>Apel

<sup>۲</sup>Chan

<sup>۳</sup>Yano

<sup>۴</sup>Arora



- [6] A. Untaroiu, "LEV-VAD2 Axial Flow Blood Pump Optimized Flow Path Design by Means of Computational Fluid Dynamics," Doctor of Philosophy in Mechanical and Aerospace Engineering, University of Virginia, USA, 2006.
- [7] H.-m. FAN, F.-w. HONG, L.-d. Zhou, Y.-s. CHEN, Y. Liang, and Z.-m. LIU, "Design of implantable axial-flow blood pump and numerical studies on its performance," *Journal of Hydrodynamics, Ser. B*, vol. 21, pp. 445-452, 2009.
- [8] H. Wu, Z. Wang, and X. Lv, "Design and simulation of axial flow maglev blood pump," *International Journal of Information Engineering and Electronic Business (IJIEEB)*, vol. 3, p. 42, 2011.
- [9] A. L. Throckmorton, J. Y. Kapadia, S. G. Chopski, S. S. Bhavsar, W. B. Moskowitz, S. D. Gullquist, et al., "Numerical, hydraulic, and hemolytic evaluation of an intravascular axial flow blood pump to mechanically support Fontan patients," *Annals of biomedical engineering*, vol. 39, pp. 324-336, 2011.
- [10] D. Carswell, D. McBride, T. Croft, A. Slone, M. Cross, and G. Foster, "A CFD model for the prediction of haemolysis in micro axial left ventricular assist devices," *Applied Mathematical Modelling*, vol. 37, pp. 4199-4207, 2013.
- [11] M. Koochaki and H. Niroomand-Oscuii, "A new design and computational fluid dynamics study of an implantable axial blood pump," *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, vol. 36, pp. 417-422, 2013.
- [12] O. Balje, *Turbomachines*: John Wiley, 1981.
- [13] ANSYS Incorporated ANSYS CFX-Solver Theory Guide. Canonsburg, PA, 2010.
- [14] J. Anderson, H. G. Wood, P. E. Allaire, and D. B. Olsen, "Numerical analysis of blood flow in the clearance regions of a continuous flow artificial heart pump," *Artificial organs*, vol. 24, pp. 492-500, 2000.
- [15] K. Takiura, T. Masuzawa, S. Endo, Y. Wakisaka, E. Tatsumi, Y. Taenaka, et al., "Development of Design Methods of a Centrifugal Blood Pump with In Vitro Tests, Flow Visualization, and Computational Fluid Dynamics: Results in Hemolysis Tests," *Artificial organs*, vol. 22, pp. 393-398, 1998.
- [16] A. L. Throckmorton, A. Untaroiu, P. E. Allaire, H. G. Wood, G. P. Matherne, D. S. Lim, et al., "Computational analysis of an axial flow pediatric ventricular assist device," *Artificial organs*, vol. 28, pp. 881-891, 2004.
- [17] G. Heuser and R. Opitz, "A Couette viscometer for short time shearing of blood," *Biorheology*, vol. 17, pp. 17-24, 1979.
- [18] C. Bludszweit, "Model for a general mechanical blood damage prediction," *Artificial Organs*, vol. 19, pp. 583-589, 1995.
- تأمل است. نکته‌ی بسیار مهم دیگر ضخامت ایرفویل‌ها می‌باشد؛ بدین صورت که ایرفویل ایمپلر شماره‌ی ۱ پمپ نازک‌تر از دو ایرفویل دیگر است که همین موضوع امکان ساخت آن را دشوار می‌کند. بنابراین از بین ایرفویل‌های بررسی‌شده ایرفویل شماره‌ی ۲ حالتی بهینه دارد، زیرا در این حالت نه تنها آسیب‌های وارد شده به سلول‌های خونی درون پمپ کاهش می‌یابد، بلکه امکان ساخت آن نیز آسان‌تر است. ضمن اینکه در این حالت، بازده و دبی تولیدی توسط پمپ نیز کاهش چشمگیری نخواهد داشت. همچنین بررسی خطوط جریان درون این پمپ نشان می‌دهد که اثری از جریان‌ات برگشتی و نقاط سکون درون پمپ ملاحظه نشده و بنابراین امکان تشکیل ترومبوسیز درون این پمپ بسیار کم است (شکل ۴).
- علاوه بر این، توزیع فشار در طول پمپ (شکل ۵) نشان می‌دهد که حداقل فشار درون پمپ بسیار بیشتر از فشار بخار خون برای ایجاد کاویتاسیون بوده و بنابراین پمپ از این لحاظ در ناحیه‌ی امن قرار دارد. لازم به ذکر است که طبق منابع موجود، فشار مطلق بخار خون در شرایط فیزیولوژیکی برابر با ۴۷mmHg (۶۲۶۶ Pa) است [۲۵].

## ۵- مراجع

- [1] S. Takatani, "Beyond implantable first generation cardiac prostheses for treatment of end-stage cardiac patients with clinical results in a multicenter," *Annals of thoracic and cardiovascular surgery*, vol. 8, pp. 253-263, 2002.
- [2] G. W. Burgreen, J.F. Antaki, and B. P. Griffith, "A design improvement strategy for axial blood pumps using computational fluid dynamics," *ASAIO Journal*, vol. 42, pp. M354-359, 1996.
- [3] Y. Miyazoe, T. Sawairi, K. Ito, Y. Konishi, T. Yamane, M. Nishida, et al., "Computational Fluid Dynamics to Establish the Design Process of a Centrifugal Blood Pump: Second Report," *Artificial Organs*, vol. 23, pp. 762-768, 1999.
- [4] Y. Qian and C. Bertram, "Computational Fluid Dynamics Analysis of Hydrodynamic Bearings of the VentrAssist Rotary Blood Pump," *Artificial Organs*, vol. 24, pp. 488-491.
- [5] Z. U. Warsi, *Fluid dynamics: theoretical and computational approaches*: CRC press, 2005.

- [23] D. Arora, M. Behr, and M. Pasquali, "Hemolysis Estimation in a Centrifugal Blood Pump Using a Tensor-based Measure," *Artificial organs*, vol. 30, pp. 539-547, 2006.
- [24] D. Zimpfer, P. Zrunek, W. Roethy, M. Czerny, H. Schima, L. Huber, et al., "Left ventricular assist devices decrease fixed pulmonary hypertension in cardiac transplant candidates," *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*, vol. 133, pp. 689-695, 2007.
- [25] E. U. Dexter, S. Aluri, R. R. Radcliffe, H. Zhu, D. D. Carlson, T. E. Heilman, et al., "In vivo demonstration of cavitation potential of a mechanical heart valve," *ASAIO journal*, vol. 45, pp. 436-441, 1999.
- [19] O. Myagmar, Evaluation of CFD based hemolysis prediction methods: Rochester Institute Of Technology, 2011.
- [20] J. Apel, R. Paul, S. Klaus, T. Siess, and H. Reul, "Assessment of hemolysis related quantities in a microaxial blood pump by computational fluid dynamics," *Artificial Organs*, vol. 25, pp. 341-347, 2001.
- [21] W. Chan, Y. Wong, Y. Ding, L. Chua, and S. Yu, "Numerical investigation of the effect of blade geometry on blood trauma in a centrifugal blood pump," *Artificial organs*, vol. 26, pp. 785-793, 2002.
- [22] T. Yano, K. Sekine, A. Mitoh, Y. Mitamura, E. Okamoto, D. W. Kim, et al., "An estimation method of hemolysis within an axial flow blood pump by computational fluid dynamics analysis," *Artificial organs*, vol. 27, pp. 920-925, 2003.