

ارزیابی سازوکار پمپاژ در وسیله کمک بطنی از نوع دیافراگمی با استفاده از روش برهم کنش سیال و جامد

میر حسین موسویⁱ؛ ناصر فتورائیⁱⁱ؛ حمیدرضا کاتوزیانⁱⁱⁱ

چکیده

در این مطالعه، میدان جریان خون در داخل وسیله کمک بطنی از نوع دیافراگمی با استفاده از روش عددی برهم کنش سیال و جامد تحلیل شده است. در تحلیل انجام گرفته، حرکت و تغییر شکل دیافراگم، برهم کنش خون با دیافراگم و لته دریچه ها، کنترل باز و بسته شدن دریچه های ورودی و خروجی و نیز برخورد دریچه ها با نشیمن گاه ها در نظر گرفته شد. خون و سیال محرک به صورت سیال لزج، نیوتنی و دما ثابت مدلسازی شدند و جریان آنها بصورت لایه ای فرض شد. به علت وجود جریان ضربانی، نوع تحلیل برای میدانهای سیال و جامد دینامیک گذرا بود. نتایج نشان می دهند که در طول یک سیکل کامل قلبی عروقی، گردابه هایی درون محفظه خون و مجاری ورودی و خروجی آن پدیدار می شوند که بیشتر در فاز دیاستول شکل می گیرند. در فاز سیستول، این گردابه ها به طور پیوسته به سمت مجرای خروجی حرکت کرده و در پایان به سیستم گردش قلبی-عروقی انتقال می یابند.

کلمات کلیدی

وسيله کمک بطنی، برهم کنش سیال و جامد، شبیه سازی عددی

Analysis of Pumping Mechanism in a Diaphragm-type Ventricular Assist Device Using Fluid-Structure Interaction Method

M. H. Moosavi; N. Fatouraei; H. Katouzian

ABSTRACT

In this study, the blood flow domain inside the diaphragm-type Ventricular Assist Device has been analyzed using numerical Fluid-Structure Interaction method. In the performed analysis, the motion and deformation of the diaphragm, the interaction of blood with the diaphragm and leaflet of valves, the control of opening and closing of the inlet and outlet valves, and also the contact of the valves leaflet with the seats were taken into the account. The blood and driving fluid were modeled as viscous, Newtonian and isothermal, and their flow was also assumed to be laminar. Because of the presence of pulsatile flow, analysis type for fluid and solid domains was the transient dynamic. The results show that during the complete cardiovascular cycle, some wakes appear inside the blood chamber and around the inlet and outlet channels, which generally formed during the diastolic phase. In the systolic phase, these wakes continually move toward the outlet channel and finally, they go to the cardiovascular circulation system.

KEYWORDS

Ventricular Assist Device, Fluid-Structure Interaction, Numerical Simulation

ⁱ دانشجوی دکترای مهندسی پزشکی، بیومکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر. Email: moosavi_mh@yahoo.com

ⁱⁱ استادیار دانشکده مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر. Email: nasser@aut.ac.ir

ⁱⁱⁱ دانشیار دانشکده مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر. Email: katouzian@engineer.com

با وجود اینکه علوم و فن آوری پیشرفت شایانی دارد، اما هنوز هم بیماریهای قلبی- عروقی علت اصلی مرگ و میر در دنیای امروزی می‌باشند. یکی از انواع بسیار جدی بیماریهای قلبی، ناتوانی و ضعیف بودن قلب است که در این حالت نمی‌تواند مقدار کافی از خون را به اعضاء و اندامهای بدن برساند. در حال حاضر بهترین روش برای درمان بیماری ناتوانایی قلب، پیوند قلبهای اهدایی است اما تعداد این قلبها بسیار کم بوده و پاسخگوی نیاز نمی‌باشد [۱]. برای پاسخ به این نیاز محققان بیومکانیک در حال توسعه وسایل پزشکی هستند که می‌توانند برای پمپاژ خون در بدن فرد بیمار مورد استفاده قرار بگیرند. وسیله کمک بطنی^۱ یک نوع مهم از این تجهیزات می‌باشد که در صورت عملکرد ناقص قلب یا از کار افتادن آن، در سیستم گردش خون به کار گرفته می‌شود و به عنوان یک پمپ مکانیکی دبی جریان خروجی قلب را تا مقدار مناسبی افزایش می‌دهد. این وسیله بین بطن چپ و آئورت یا بین بطن راست و شریان پالمونری (بسته به اینکه کدام قسمت از قلب بیمار شده باشد) متصل می‌شود. استفاده از این وسایل روز به روز در حال گسترش می‌باشد، چه کسانی که نیاز به عمل جراحی دارند و در حین عمل و بعد از آن باید از این وسایل برای مدت کوتاهی استفاده کنند و چه افرادی که قلبشان از کار افتاده است و تا زمان یافتن قلبی مناسب و سازگار از فردی که فوت می‌شود، باید از این وسایل برای مدت طولانی استفاده کنند. نیاز روز افزون به این وسایل باعث شده است که در دهه‌های اخیر بسیاری از پژوهشگران، تحقیقات خود را به سمت این وسایل و اصلاحات بر روی طرحهای موجود و نوآوری ببرند.

برای طراحی و ساخت این وسایل، باید برخی از جنبه‌های بیولوژیکی مد نظر قرار گیرد. برای کاهش آسیب به سلولهای قرمز خون، وسیله کمک بطنی باید به گونه‌ای باشد که تا جای ممکن از ایجاد نواحی سکون، برگشت جریان و نواحی با تنش برشی خیلی بالا دوری شود. همچنین خون باید به طور کامل جاروب^۲ شده و منطقه‌ای وجود نداشته باشد که خون مدت زیادی در آن قسمت بماند که در غیر این صورت احتمال انعقاد خون زیاد می‌باشد [۲].

از آنجا که شرایط کاری بسیار حساس است، استفاده از وسایل اندازه گیری جریان بسیار سخت و خطرناک می‌باشد. بنابراین برای بدست آوردن مشخصات جریان نیاز است که از روشهای محاسباتی استفاده گردد. همچنین روشهای محاسباتی برای بهینه سازی طراحی وسایل مکانیکی با هزینه و

زمان کمتر نسبت به روشهای آزمایشگاهی مورد استفاده قرار می‌گیرد. با وجود اینکه مدلسازی عددی یکی از مراحل مهم این گونه تحقیقات می‌باشد ولی به علت هندسه پیچیده وسایل کمک بطنی، وابستگی حرکت سیال و جامد و همچنین تنوع رژیم جریان، تحقیقات انجام گرفته در این زمینه با ساده سازیهای زیادی همراه بوده است.

نمونه‌های زیادی از وسایل کمک بطنی وجود دارد. به هر حال این تحقیق به نوع دیافراگمی از این وسایل متمرکز شده است. برای تحلیل عددی وسایل کمک بطنی از نوع غیر دیافراگمی گزارشهای زیادی ارائه شده است [۳]، [۴]. اما برای شبیه سازی عددی وسایل کمک بطنی از نوع دیافراگمی به علت پیچیده بودن شرایط جریان، گزارشات محدودتر هستند. در این وسایل پمپاژ خون به وسیله یک سیال محرک و یک دیافراگم که بین خون و سیال محرک قرار دارد از طریق دو عدد شیر یک طرفه انجام می‌گیرد. بنابراین به دلیل بر هم کنش هر دو سیال (خون و سیال محرک) با دیافراگم و همچنین مدلسازی شیرهای یک طرفه، حل میدان جریان بسیار پیچیده می‌باشد. یکی از دستگاه‌های کمک بطنی از نوع دیافراگمی که برای مدلسازی عددی مورد توجه قرار گرفته است دستگاه هارت سیور^۲ در دانشگاه اتاوا می‌باشد که به سرپرستی پروفیسور موسیوند از سال ۱۹۹۰ تحقیقات در زمینه آن شروع شده است [۵]. فیروزی و همکاران [۶] میدان جریان دو بعدی این دستگاه را به روش دینامیک سیالات محاسباتی حل کردند. در این مطالعه یک حرکت مشخص و از پیش تعیین شده برای دیافراگم استفاده شده است. دویله [۷] یک مدل سه بعدی از وسیله کمک بطنی از نوع دیافراگمی ساخته شده در دانشگاه برلین را بصورت عددی شبیه سازی کرد. در این مدل، بر هم کنش سیال و جامد^۳ در نظر گرفته شده ولی از هندسه شیرهای یک طرفه و حرکت آنها چشم پوشی شده و شیرهای یک طرفه بصورت باز و یا بسته مدلسازی شده بود. آوراها می و همکاران [۸] کار انجام شده توسط دویله را با ارزیابی جوابهای بدست آمده با یک مدل آزمایشگاهی شبیه سازی شده توسعه دادند. در این پژوهش نیز از مدلسازی حرکت دریاچه‌ها و بررسی تاثیر آن در میدان جریان خون صرف نظر شده است.

در این تحقیق یک مدل واقعی تر از وسیله کمک بطنی از نوع هارت سیور با در نظر گرفتن بر هم کنش سیال و جامد مدلسازی شده است. هارت سیور متعلق به خانواده پمپهای دیافراگمی تولید کننده جریان پالسی می‌باشد. همانطوریکه در شکل ۱ نشان داده شده است پمپ شامل دو محفظه است که بوسیله دیافراگم از همدیگر جدا شده است. یکی از آنها محفظه خون است که بوسیله لوله‌های ورودی و خروجی به بدن

۲-۲- معادلات حاکم

سیال:

در این مساله خون و سیال محرک به صورت سیال لزج، نیوتنی و دما ثابت در نظر گرفته شده اند و جریان سیال بصورت لایه ای فرض شده است. به علت جریان پالسی در این نوع وسیله های کمک بطنی نوع تحلیل برای سیال و جامد دینامیک گذرا می باشد. همچنین سیال، تراکم پذیر جزئی در نظر گرفته می شود. بر پایه این فرض، از تغییرات چگالی به علت فشار در معادله ممتوم چشم پوشی شده است ولی در معادله پیوستگی به علت همگرایی حل، قابل چشم پوشی نیست. چنین فرضی برای حل این مساله ضروری می باشد زیرا فرض سیال غیر قابل تراکم که نمی تواند در یک محفظه بسته ممتوم شود باعث واگرا شدن چنین مسائلی می شود. بنابراین معادلات پیوستگی و ممتوم حاکم بر جریان سیال به صورت روابط (۱) و (۲) می باشد.

$$\frac{1}{\beta} \frac{\partial p}{\partial t} + \frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (1)$$

$$\rho \frac{\partial u_i}{\partial t} + \rho \left(u_j - \frac{\partial d_j^f}{\partial t} \right) \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = \frac{\partial \tau_{ij}^f}{\partial x_j} \quad (2)$$

در این معادلات β مدول بالک، p فشار، ρ چگالی، u_i سرعت سیال در جهت i ، و d_j^f مولفه جابجایی سیال در فصل مشترک سیال و جامد و مرزهای محرک دیگر می باشد. تانسور نرخ تنش و نرخ کرنش نیز به صورت روابط (۲) و (۳) می باشند.

$$\tau_{ij}^f = -p\delta_{ij} + 2\mu e_{ij} \quad (3)$$

$$e_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (4)$$

δ_{ij} دلتای کرونکر و μ ویسکوزیته سیال می باشد. از جمله جاذبه (وزن سیال) چشم پوشی شده است. جامد:

جامد نیز الاستیک خطی در نظر گرفته شده است و برای مدلسازی ریاضی آن از فرمول بندی لاگرانژی بصورت رابطه (۵)، استفاده شده است.

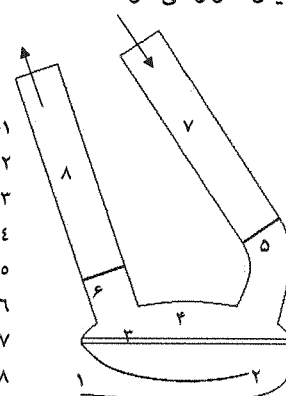
$$\frac{\partial \tau_{ij}^s}{\partial x_j} = \rho^s \frac{\partial^2 d_i^s}{\partial t^2} \quad (5)$$

τ_{ij}^s تانسور تنش کوشی، d_i^s مولفه جابجایی و ρ^s چگالی جامد می باشد.

بر هم کنش سیال و جامد:

برای حل مسائلی که اثر بر هم کنش سیال و جامد در نظر گرفته شده است باید شرایط سازگاری سینماتیکی و دینامیکی در مرز سیال و جامد برآورده شوند. سازگاری سینماتیکی که

متصل می شود. لوله ورودی به بطن چپ (یا بطن راست) و لوله خروجی به آئورت (یا شریان پالمونری) متصل می شود. محفظه دیگر شامل سیال محرک است که توسط یک پمپ بصورت نوسانی به محفظه سیال محرک وارد و خارج می شود. زمانی که دیافراگم به علت ورود سیال محرک به سمت بالا حرکت می کند در زیر دریچه های ورودی و خروجی فشار خون زیاد می شود. فشار زیاد خون باعث باز شدن دریچه خروجی و بسته ماندن دریچه ورودی می شود و خون به سمت خروجی هدایت می شود. همچنین زمانی که دیافراگم به علت خروج سیال محرک به سمت پایین حرکت می کند در زیر دریچه های ورودی و خروجی فشار خون کم می شود. فشار کم خون باعث بسته شدن دریچه خروجی و باز شدن دریچه ورودی می شود و خون وارد مخزن می شود. با حرکت دوباره دیافراگم به سمت بالا سیکل تکرار می شود.



- ۱- ورودی/خروجی سیال محرک
- ۲- محفظه سیال محرک
- ۳- دیافراگم الاستیک
- ۴- محفظه خون
- ۵- دریچه ورودی خون
- ۶- دریچه خروجی خون
- ۷- مجرای ورودی خون
- ۸- مجرای خروجی خون

شکل (۱): هندسه مدل شبیه سازی شده

در تحلیل انجام شده، حرکت و تغییر شکل دیافراگم، اثر بر هم کنش سیال و جامد بین دیافراگم و خون، بین دیافراگم و سیال محرک و بین خون و دریچه های ورودی و خروجی و نیز برخورد دریچه های ورودی و خروجی و نشیمن گاه ها در نظر گرفته شده است. یکی از محدودیتهای مطالعه حاضر، ساده سازی یک وسیله سه بعدی با مدل دو بعدی می باشد.

۲- روش تحقیق

۲-۱- هندسه مدل

شکل ۱ هندسه مدل دو بعدی وسیله کمک بطنی از نوع هارت سیور که در این مطالعه استفاده شده را نشان می دهد. شکل و اندازه تمام قسمتهای مدل شبیه سازی شده بر اساس اطلاعات موجود در مرجع [۹] می باشد. دریچه های یک طرفه در مجاری ورودی و خروجی که هر کدام در یک جهت اجازه حرکت دارند، در موقعیت مشابه نمونه اصلی قرار دارند.

بیان کننده شرط عدم لغزش در دیواره است بصورت روابط (۶) و (۷) می باشد.

$$d_i^f = d_i^s \quad (6)$$

$$\frac{\partial d_i^f}{\partial t} = \frac{\partial d_i^s}{\partial t} \quad (7)$$

d_i^f و d_i^s به ترتیب مولفه های جابجایی سیال و جامد در مرز می باشند. این شرط بیان کننده این مطلب است که در مرز سیال و جامد مقادیر جابجایی و سرعت برای سیال و جامد باهم برابر است.

شرط سازگاری دینامیکی نیز بصورت رابطه (۸) بیان می شود.

$$n_j \tau_{ij}^f = n_j \tau_{ij}^s \quad (8)$$

در این معادله n بردار نرمال مرز سیال و جامد می باشد. این شرط یعنی در مرز سیال و جامد، نیرویی که از سیال به جامد وارد می شود برابر با نیرویی است که در همان قسمت جامد به سیال وارد می کند.

۳-۳- شرایط مرزی

سیال:

در مدل سیال، پنج نوع شرط مرزی استفاده شده است که عبارتند از:

۱- در دیواره شرط عدم لغزش برقرار بوده و مقادیر مولفه های سرعت سیال صفر می باشد.

۲- شرط مرزی بر هم کنش سیال و جامد بین سیال محرک و دیافراگم، بین خون و دیافراگم و بین خون و دریچه های ورودی و خروجی در نظر گرفته شده است.

۳- خط متصل کننده انتهای لتها به نشیمن گاه ها، بصورت شرط مرزی فاصله^۱ تعریف شده اند. شرط مرزی فاصله می تواند بسته به اندازه طول خط، باز یا بسته باشد. اگر دریچه به نشیمن گاه نزدیک شده و طول خط از یک مقدار مشخصی که پیشتر تعریف گردیده، کوتاهتر شود به شرط مرزی دیوار تبدیل شده، از عبور جریان جلوگیری می کند.

بنابراین دریچه بسته می شود. و اگر دریچه از نشیمن گاه دور شده و طول خط از یک مقدار مشخص دیگری که تعریف شده، بلندتر شود شرط مرزی دیوار برداشته می شود. بنابراین خط فاصله یک خط داخلی شده و جریان می تواند از آن عبور کند.

۴- شرط مرزی فشار خروجی برابر فشار شریان آئورت (۷۰ میلیمتر جیوه) و شرط مرزی فشار ورودی صفر می باشد.

۵- شرط ورودی سرعت بصورت یک تابع کسینوسی بصورت $U=U_0 \cos(\gamma t/T)^{1/2}$ ساده سازی شده است که T دوره زمانی هر سیکل و برابر 0.87 ثانیه [۱۰] و U_0 مقدار قله جریان می باشد. برای بدست آوردن U_0 باید دقت شود مدل شبیه سازی شده دو بعدی می باشد. با فرض اینکه نرخ دبی حجمی خون $0.005 \text{ m}^3/\text{min}$ (برابر با دبی یک قلب عادی) [۱۰] و عرض سیستم هارت سیور سه بعدی 10 سانتیمتر می باشد بنابراین مقدار نرخ جریان استفاده شده برای یک مدل دوبعدی از این وسیله باید برابر $0.05 \text{ m}^3/\text{min}$ باشد. با داشتن نرخ جریان و طول قسمت ورودی سیال محرک مقدار $U_0=0.12 \text{ m/s}$ بدست می آید. نتایج نیز نشان می دهد که این مقدار سرعت بدست آمده برای پروفیل سرعت باعث حرکت مناسبی برای دیافراگم می شود. همچنین با توجه به ماهیت فیزیکی مساله، جوابهای متناوب اهمیت دارند، بنابراین برای رسیدن به جواب سیکل پایدار، ۳ سیکل حل شده و بوسیله مقایسه نتایج بدست آمده از سیکلهای متوالی از پایداری جوابهای بدست آمده اطمینان حاصل شده است.

جامد:

در مدل جامد نیز سه نوع شرط مرزی استفاده شده است که بصورت زیر می باشند.

۱- شرط جابجایی صفر برای دو انتهای دیافراگم و انتهای دریچه های ورودی و خروجی در نظر گرفته شده است.

۲- برای جلوگیری از حرکت دریچه های یک طرفه در جهت مخالف، سطوح تماس دریچه ها و نشیمن گاهشان بصورت جفت سطح هایی که می توانند با هم برخورد داشته باشند (هنگام بسته شدن دریچه ها) تعریف شده اند.

۳- همانند مدل سیال، شرط مرزی بر هم کنش سیال و جامد بین سیال محرک و دیافراگم، بین خون و دیافراگم و بین خون و دریچه های ورودی و خروجی در نظر گرفته شده است.

۳-۴- مدل سازی مواد و مقادیر پارامترها

سیال:

در این مدل دو نوع سیال استفاده شده است. آب به عنوان سیال محرک که در محفظه بیرونی بوده و خون که در محفظه داخلی می باشد. با وجود اینکه خون یک سیال غیر نیوتنی می باشد ولی در قلب و شریانهای بزرگ می توان از اثر غیر نیوتنی آن چشم پوشی کرد [۱۰]. بنابراین هر دو سیال بصورت نیوتنی با ضریب لزجت ثابت مدل سازی شده اند. در جدول (۱) مقادیر مشخصات فیزیکی سیال استفاده شده در این مدل سازی

جامد:

در این مدل سه نوع جامد استفاده شده است. دریچه های ورودی و خروجی، نشیمن گاه های دریچه ها و دیافراگم که هر سه نوع جامد بصورت الاستیک خطی مدلسازی شده اند. پارامترهای لازم برای تعریف این مواد در جدول (۲) آمده است. مقدار ضریب پواسون ۰/۴۹۵ در نظر گرفته شده تا مواد شبیه جسم غیر قابل تراکم مدلسازی شوند. مدول یانگ نشیمن گاه نیز بسیار زیاد در نظر گرفته شده تا در برخورد دریچه ها هیچ حرکتی قابل توجهی نداشته باشند.

جدول (۱): مشخصات فیزیکی سیال مدلسازی شده

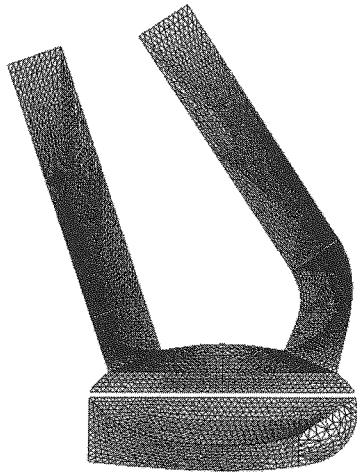
ضریب لزجت kg/m.sr	مدول بالک N/m ^۲	چگالی kg/m ^۳
۰/۰۰۱	۱۰۱۳	۱۰۰۰
۰/۰۰۴۶۶	۳×۱۰ ^۸	۱۱۰۵

جدول (۲): مشخصات فیزیکی جامد مدلسازی شده

ضریب پواسون	مدول یانگ N/m ^۲	چگالی kg/m ^۳
۰/۴۹۵	۶۵×۱۰ ^۸	۱۰۰۰
۰/۴۹۵	۲۰×۱۰ ^۹	۱۰۰۰
۰/۴۹۵	۱۰ ^۸	۱۰۰۰

سیال:

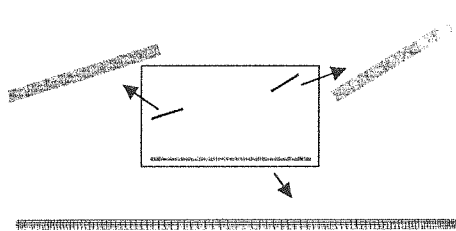
برای شبکه بندی سیال از ۳۷۲۹۹ المان ۲-D Fluid از نوع سطحی^۱ استفاده شده است. شبکه بندی برای سطوحی که با چهار خط تعریف شده اند از نوع منظم^{۱۱} و برای سطوحی که با سه خط تعریف شده اند از نوع آزاد^{۱۱} انتخاب شد. تعداد نقاط درهرالمان ۳ عدد بوده و المانها مثلثی شکل می باشند. در مناطق مهم جریان مثل گوشه ها از شبکه بندی ریزتری (نسبت به بقیه مناطق) استفاده شد.



شکل (۲): نمایی از شبکه های محاسباتی در مدل سیال. شبکه در سمت بالای دیافراگم برای خون و پائین دیافراگم برای سیال محرک می باشد.

جامد:

برای شبکه بندی جامد از ۱۸۹۳ المان ۲-D Solid از نوع کرنش صفحه ای^{۱۲} استفاده شده است. شبکه بندی از نوع منظم انتخاب شد. تعداد نقاط درهرالمان ۹ عدد بوده و المانها مربعی شکل می باشند.



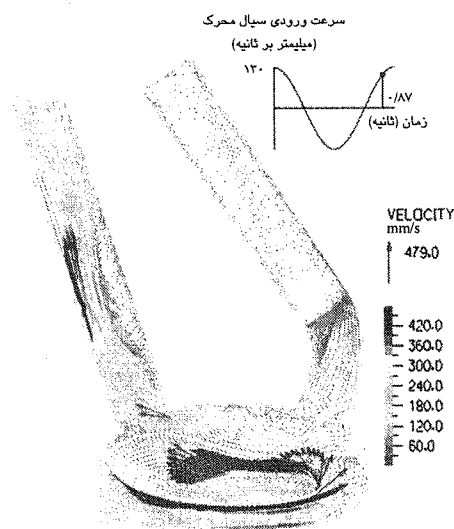
شکل (۳): نمایی از شبکه بندی در مدل جامد. شبکه پهن افقی پائین برای دیافراگم و شبکه های مورب بالا برای دریچه های یک طرفه ورودی و خروجی و نشیمن گاه ها می باشد.

این تعداد المانها برای مدل های سیال و جامد بعد از آزمایشات زیادی انتخاب شده است و به میزانی ریز شده اند

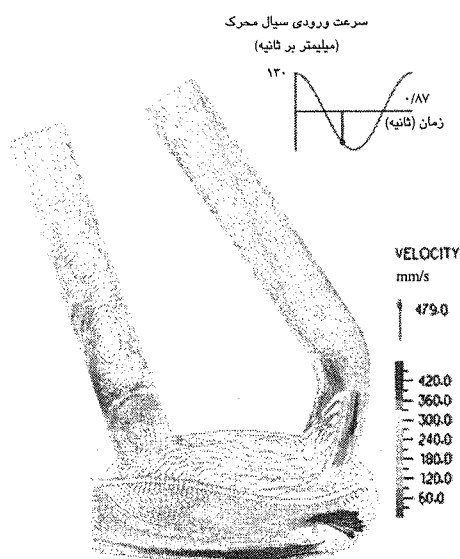
۴-۵- روش حل

برای حل معادلات حاکم، میدان سیال و جامد به المانهای محاسباتی تقسیم بندی شد. تحلیل غیر خطی برای سطوح برخورد شیرهای الاستیک و تغییر شکل زیاد دیافراگم و شیرها ضروری می باشد. برای حل معادلات حاکم در مدل که یک مساله برهم کنش سیال و جامد می باشد از روش المان محدود و از حل کننده اسپارس^{۱۳} استفاده شده است. با استفاده از فرمول بندی لاگرانژی برای مدل جامد و فرمول بندی لاگرانژی-اولیری اختیاری^{۱۴} برای مدل سیال سیستم کویل شده با استفاده از نرم افزار ADINA حل شده است. نرم افزار ADINA قابلیت های خوبی برای حل مسائل برهم کنش سیال و جامد دارد و در مرجع شماره [۱۱] دقت و قابلیت های این نرم افزار برای حل مسائل برهم کنش سیال مورد بررسی و تایید قرار گرفته است. در این نرم افزار برای روش المان محدود از شیوه گالرکین جهت استخراج فرم ضعیف معادلات حاکم استفاده شده است. برای حل معادلات استخراج شده از روش تکرار نیوتنی استفاده شده است. تعداد تکرار و خطای تکرار برای هر دو مدل جامد و سیال به ترتیب ۱۰۰ و ۰/۰۰۱ در نظر گرفته شده است.

جریان لایه ای استفاده شده است. نتایج نیز نشان می‌دهد مقدار بیشینه عدد رینولدز در حدود ۱۹۰۰ می‌باشد. در این شرایط می‌توان از اثر جریان گذرا چشم پوشی کرده و جریان خون را بصورت لایه ای در نظر گرفت [۱۰].



شکل (۴): نمونه ای از بردارهای سرعت بدست آمده در تحلیل عددی جریانهای خون و سیال محرک در فاز سیستول



شکل (۵): نمونه ای از بردارهای سرعت بدست آمده در تحلیل عددی جریانهای خون و سیال محرک در فاز دیاستول

که جوابهای بدست آمده مستقل از شبکه بندی سیستم باشد. مدت زمان لازم برای تحلیل یک سیکل، ۱۶ ساعت بر روی یک پردازنده (۱/۸ GHz Dual Core Intel (۱/۰ GB RAM) می‌باشد.

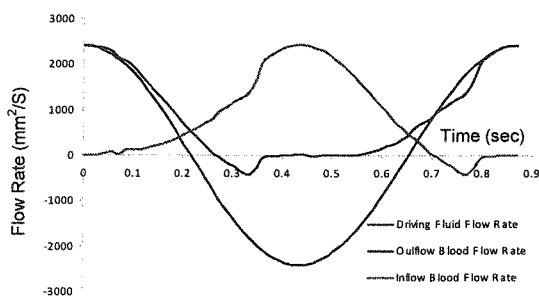
۳- نتایج و بحث بر روی نتایج

نمونه هایی از نتایج تحلیل عددی جریانهای خون و سیال محرک داخل وسیله کمک بطنی که به روش برهم کنش سیال و جامد انجام شده است در شکلهای (۴) الی (۷) نشان داده شده است. شکلهای (۴) و (۵) میدان سرعت خون و سیال محرک و شکلهای (۶) و (۷) خطوط جریان این دو سیال را به ترتیب در فازهای سیستول و دیاستول نشان می‌دهند. این نتایج نشان می‌دهند که در طول یک سیکل کامل قلبی عروقی گردابه هایی در محفظه خون و مجاری ورودی و خروجی آن وجود دارد. وجود این گردابه ها باعث برهم زدن خون شده و تا میزان زیادی از لخته شدن خون جلوگیری می‌نماید [۱۰]. همچنین نتایج این شبیه سازی نشان می‌دهد که گردابه ها بیشتر در فاز دیاستول تشکیل می‌شوند و در فاز سیستول این گردابه ها به طور پیوسته به سمت مجرای خروجی و در پایان به سیستم گردش قلبی- عروقی بدن هدایت می‌شوند. بنابراین در این طرح خون بطور کامل جاروب شده و منطقه ای وجود ندارد که خون مدت زیادی در آن قسمت بماند و این خود یک پارامتر بسیار مهم در طراحی می‌باشد. باز و بسته شدن دریچه ها و تاثیر آن در میدان جریان را بطور روشن می‌توان در این شکلهای ملاحظه کرد. شکل گردابه های تولید در کنار دریچه ها نشان دهنده این مطلب است که نوع دریچه ها در گردابه های تشکیل شده در اطراف آن تاثیر زیادی دارند. این نوع از دریچه ها که در این شبیه سازی استفاده شده است باعث ایجاد جریان چرخشی خوبی در خون شده و از ایجاد نواحی سکون تا حد زیادی جلوگیری می‌کند. تنها منطقه سکون در مجرای ورودی در طول فاز سیستول بوجود می‌آید.

نتایج آزمایشگاهی نشان می‌دهند که سلولهای قرمز خون می‌توانند بدون آسیب جدی در برابر تنش برشی 150 N/m^2 قرار بگیرند [۱۰]. نتایج حاصل از این تحقیق نیز نشان می‌دهد که بیشینه تنش برشی در هر گام زمانی در کنار دریچه های ورودی و خروجی در زمان باز شدن آنها اتفاق می‌افتد و بیشینه آن در طول کل سیکل نزدیک 50 N/m^2 می‌باشد. بنابراین این مدل از دریچه ها تنش برشی بحرانی در سلولهای قرمز خون ایجاد نمی‌کند.

در این مطالعه، هر دو میدان سیال محرک و خون لایه ای فرض شده اند و برای مدلسازی آنها، معادلات مربوط به

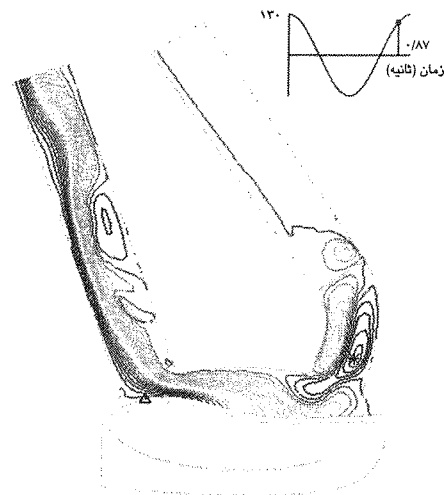
به بسته شدن داشته و دریچه ورودی به تدریج باز می‌شود. همچنین زمانی که سیال محرک به سیستم وارد می‌شود، دریچه ورودی تمایل به بسته شدن داشته و دریچه خروجی به تدریج باز می‌شود. بنابراین در زمان کوتاهی از سیکل قلبی-عروقی هر دو دریچه باز هستند که یکی در حال باز شدن کامل و دیگری در حال بسته شدن کامل است. مقادیر منفی در این شکل به علت جریان برگشتی است که قبل از بسته شدن کامل شیر ایجاد می‌شود. جریان برگشتی از این دریچه هابک فاکتور مهمی است که باعث کاهش بازده پمپاژ شده و یک فاکتور مهم در طراحی دریچه ها می‌باشد. البته فاکتورهای دیگری نیز از جمله تنش برشی سیال و تاثیر دریچه در میدان سیال و گردابه های تشکیل شده نیز مد نظر قرار می‌گیرد. خط افقی در این شکل نشان دهنده زمانی است که شیر مربوطه بسته می‌باشد.



شکل (۸): مقادیر دبی ورودی سیال محرک، دبی ورودی خون از مجرای ورودی و دبی خروجی خون از مجرای خروجی

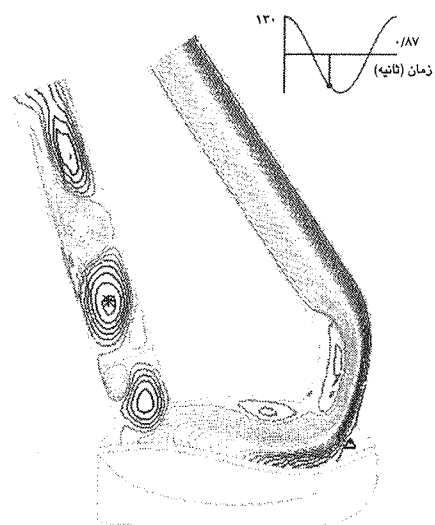
در شکلهای (۹) و (۱۰) نمونه هایی از تحلیل میدان فشار خون و سیال محرک به ترتیب در فازهای سیستول و دیاستول آورده شده است. در فاز سیستول که دریچه ورودی بسته است مقادیر توزیع فشار قبل از دریچه ورودی که سرعت سیال در این منطقه نزدیک صفر است تغییرات قابل توجهی نداشته و گرادیان فشار صفر می‌باشد. ولی مقادیر فشار در محفظه خون و مجرای خروجی تغییرات قابل توجهی دارد. در فاز دیاستول نیز که دریچه خروجی بسته است مقادیر توزیع فشار بعد از دریچه خروجی که سرعت سیال در این منطقه کم است تغییرات قابل توجهی ندارد و میزان کم گرادیان فشار کم دیده شده نیز به علت وجود جریان های چرخشی بعد از دریچه می‌باشد. در این فاز نیز مقادیر فشار در محفظه خون و مجرای ورودی تغییرات قابل توجهی دارد. همچنین نتایج توزیع فشار نشان می‌دهد که مقادیر بحرانی فشار در نوک دریچه های ورود و خروج در زمان باز بودن دریچه اتفاق می‌افتد.

سرعت ورودی سیال محرک (میلیمتر بر ثانیه)



شکل (۶): نمونه ای از خطوط جریان بدست آمده در تحلیل عددی جریان خون در فاز سیستول

سرعت ورودی سیال محرک (میلیمتر بر ثانیه)



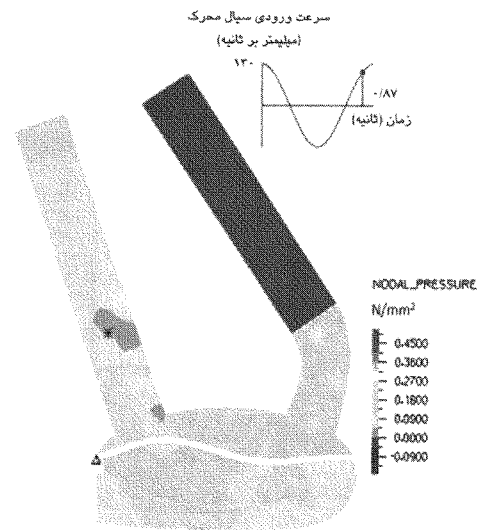
شکل (۷): نمونه ای از خطوط جریان بدست آمده در تحلیل عددی جریان خون در فاز دیاستول

شکل (۸) نرخ جریان ورودی سیال محرک، نرخ جریان ورودی خون از مجرای ورودی و نرخ جریان خروجی خون از دریچه خروجی را نشان می‌دهد. نرخ جریان ورودی سیال محرک همانند سرعت ورودی اعمالی از آن شکل موج کسینوسی دارد. در ابتدا سیال محرک و خروجی خون نرخ جریان مثبتی داشته ولی نرخ جریان ورودی صفر است. زمانی که سیال محرک به حالت مکش در می‌آید، دریچه خروجی تمایل

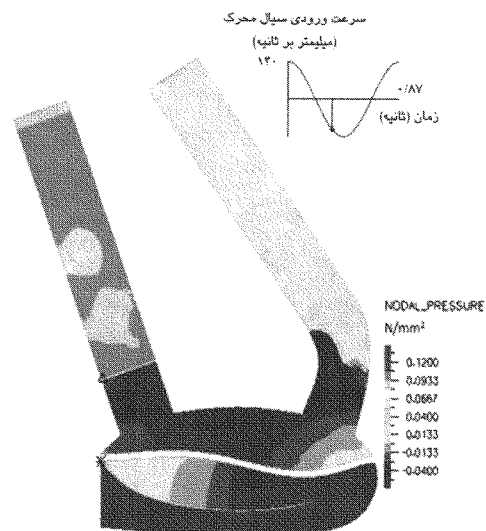
سیکل کامل قلب گردابه‌هایی درون محفظه خون و مجاری ورودی و خروجی آن به وجود می‌آید، که بیشتر در فاز دیاستول تشکیل شده‌اند. در فاز سیستول، این گردابه‌ها به طور پیوسته به سمت مجرای خروجی و در پایان به سیستم گردش قلبی-عروقی انتقال می‌یابند. نتایج حاصل از توزیع فشار نیز نشان می‌دهند که در فاز سیستول که در ریچه ورودی بسته است، مقادیر فشار قبل از ریچه ورودی که سرعت سیال در این منطقه نزدیک صفر است، تغییرات قابل توجهی نداشته و گرادیان فشار نیز صفر می‌باشد. ولی مقادیر فشار در محفظه خون و مجرای خروجی تغییرات زیادی دارند. در فاز دیاستول نیز که در ریچه خروجی بسته است، مقادیر فشار بعد از ریچه خروجی (که سرعت سیال در این منطقه کم است) تغییرات قابل توجهی ندارند و وجود گرادیان فشار ناچیز نیز به علت وجود جریان‌های چرخشی بعد از ریچه می‌باشد. در این فاز نیز مقادیر فشار در محفظه خون و مجرای ورودی مقدار بالایی دارند. با توجه به این نکته که سیال از مناطق با فشار زیاد به سمت مناطق کم فشار تمایل به جاری شدن پیدا می‌کند، از نظر کیفی، توزیع جریان و فشار محاسبه شده، درست به نظر می‌رسند. البته برای ارزیابی دقیق و کمی نتایج باید از روشهای اندازه‌گیری آزمایشگاهی برای جریان و فشار کمک گرفت.

۵- مراجع

- [۱] Collard E., Van Dyck M. J., Jacquet L. M.; "Ventricular assist devices", Current Opinion in Anesthesiology, vol. 16, p.p. 33-43, 2003.
- [۲] Kiris C., Kwak D., Benkowski R.; "Incompressible Navier-Stokes Calculations for the Development of a Ventricular Assist Device", Computer & Fluids, vol. 27, p.p. 709-719, 1998.
- [۳] Burgreen G. W., Antaki J. F.; "Computational Fluid Dynamics as a Development Tool for Rotary Blood Pump", Artificial Organs, vol. 25, p.p. 336-340, 2001.
- [۴] Pinotti M., Rosa E. S.; "Computational Prediction of Hemolysis in a centrifugal Ventricular Assist Devices", Artificial Organs, vol. 19, p.p. 267-273, 1995.
- [۵] Mussivand T., Day K. D., Naber B. C.; "Fluid Dynamic Optimization of a Ventricular Assist Device Using Particle Image Velocimetry", ASAIO J, vol. 45, p.p. 25-31, 1999.
- [۶] Firouzi F., Fatourae N., Najarian S.; "Simulation of Blood Flow in Ventricular Assist device Using Computational Fluid dynamic", Iranian Journal of Biomedical Engineering, vol. 1, p.p. 129-142, 2005.
- [۷] Doyle M. G.; "Simulation of Blood Flow in Ventricular Assist device with Fluid-Structure Interaction effects", M. S. thesis, Ottawa University, Ottawa, Canada, 2003.



شکل (۹): نمونه‌ای از میدان فشار بدست آمده در تحلیل عددی جریانهای خون و سیال محرک در فاز سیستول



شکل (۱۰): نمونه‌ای از میدان فشار بدست آمده در تحلیل عددی جریانهای خون و سیال محرک در فاز دیاستول

۶- نتیجه‌گیری

در این تحقیق میدان جریان خون در داخل وسیله کمک بطنی از نوع دیافراگمی با استفاده از روش اجزای محدود تحلیل شد. با انتخاب مقیاس و شرایط مرزی مناسب یک مدل دو بعدی از این وسیله شبیه‌سازی شد. استفاده از روش برهم‌کنش سیال و جامد این امکان را فراهم ساخت که حرکت دیافراگم، حرکت لت‌دریچه‌ها و تاثیر آنها بر میدان جریان، محاسبه و تحلیل شود. نتایج توزیع جریان نشان می‌دهند که در طول یک

Fung Y. C.; Biomechanics: Mechanical property of living tissue, 2nd Edition, Springer, New York, 1993.

Zhang H., Zhang X., Ji S., Guo Y., Ledezma G., Elabbasi N., deCougny H.; "Recent Development of Fluid-Structure Interaction Capabilities in the ADINA System", Computers & Structures, vol. 81, p.p. 1071-1085, 2003.

[۸] Avrahami I., Rosenfeld M., Raz S., Einav S.;

"Numerical Model of Flow in a Sac-Type Ventricular Assist device", Artificial Organs, vol. 30, p.p. 529-538, 2006.

[۹] Mussivand T.; "Electrohydraulic Ventricular Assist Device", United State Patent, No. 5569156, 1996.

۶- زیر نویس ها

- \ Ventricular Assist Device
- ^ Wash Out
- ^ HeartSaver
- ^ Fluid-Structure Interaction
- ^ Seats
- \ Gap Boundary Condition
- ^ Sparse
- ^ Arbitrary Lagrangian-Eulerian
- ^ Planar
- ^ Rule-Based
- ^ Free-Form
- ^ Plane Strain