DOI: 10.22041/ijbme.2005.13524

Simulation of Blood Flow in the Sac–Type Ventricular Assist Device Using Computational Fluid Dynamic

F. Firouzi, N. Fatouraee*, S. Najarian

Biological Fluid Mechanics Laboratory, Department of Biomedical Engineering, AmirKabir University of Technology

Received 23 April 2004; received in revised form 31 October 2004; accepted 7 February 2005

Abstract

Nowadays in the industrial world, because of increase of heart transplantation demand, long-term ventricular assist devices (VAD) are more needed. Implantable sac-type is one of the newest of them producing pulsatile flow. In this research, three different models of sac-type VAD are numerically simulated. Simple motion is supposed for moving wall in model 1. In model 2, the motion of moving wall is assumed wavy form to study the effect of moving wall form on blood flow. In model 3, the pressure boundary condition is added to model 2. In this model, the effect of actual blood pressure on flow pattern is considered. Results of each model demonstrate the viscose term of blood flow stresses applied to the membrane is negligible, and only pressure term is effective. However, the motional pattern of membrane and also applied pressure on boundary are approximately ineffective on blood flow pattern.

Keywords: **Computational fluid dynamics; Simulation of blood flow; Ventricular assist device; Sac-type blood pump; Pulsatile flow; Moving boundary**

* **Corresponding author**
Address: *Biological Fluid Mechanics Laboratory, Department of Biomedical Engineering, AmirKabir University of Technology, Tehran, I.R.Iran*
Tel: *+98 21 64542397*
E-mail: *Nasser@aut.ac.ir*

DOI: 10.22041/ijbme.2005.13524

شبيه‌سازي جريان خون در وسيله كمكي بطن چپ از نوع كيسه‌اي با استفاده از روش ديناميك سيالات محاسباتي

فرامرز فيروزي، ناصر فتورائي*، سيامك نجاريان

دانشگاه صنعتي اميركبير، دانشكده مهندسي پزشكي، آزمايشگاه سيالات بيولوژيكي

تاریخ ثبت اولیه: ۱۳۸۳/۲/۳، تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۱۳۸۳/۸/۱۰، تاریخ پذیرش قطعی: ۱۳۸۳/۱۱/۱۹

چكيده

در زندگي صنعتي امـروز، تقاضا براي پيوند قلب رو به افـزايش است. به همين دليل نياز به وسـايل كمكي كاشتني در بـدن به منظور استفاده طولاني مدت بيشتر شده است. يكي از جديدترين اين وسايل، از نوع كيسه‌اي آن است كه قابليت كاشتن در بدن را داشته و مولد جـريان ضرباني مي‌باشد. در تحقيق حاضر, سه مدل مختلف از وسيله كمكي بطن چپ قلب از نوع كيسه‌اي به صورت عددي تحليل شده است. در مدل ۱، حركت ديواره متحرك وسيله كمكي به صورت ساده فرض شده است. در مدل ۲، به منظور بـررسي اثر شكل مرز متحرك در جـريان، اين حركت به صورت مـواج در نظر گرفته شده است. در مـدل ۳، شرايط مرزي فشار به مدل ۲ اضافه شده تا تأثير شرايط فشار واقعي موجود در بدن بر الگوي جريان عبوري بررسي شود. نتايج حاصل از بررسي تنش هـاي اعمال شـده توسط جريان خون به غشاء كيسه‌اي در مـدل هاي مختلف و مقايسه آنها نشان مي دهـد ترم ويسكـوز تنش اعمـال شده از سيال در مقـايسه با تـرم فشار آن قـابـل صرف نظر كردن است. هم چنين الگوي حركتي ديواره متحرك و اعمال فشار سيال در شرايط مرزي باعث تغيير عمده‌اي در الگوي جريان خون عبوري نمي‌شود.

واژه‌هاي كليدي: تحليل عددي جريان خون؛ وسيله كمكي بطن چپ؛ پمپ خون از نوع كيسه‌اي؛ جريان ضرباني؛ مرز متحرك؛ ديناميك سيالات محاسباتي

* عهده‌دار مكاتبات

نشاني: دانشگاه صنعتي اميركبير، دانشكده مهندسي‌پزشكي، آزمايشگاه سيالات بيولوژيكي

تلفن: ۶۶۴۵۴۲۳۹۷-۰۲۱، پيام نگار: Nasser@aut.ac.ir

۱- مقدمه

امـروزه، اگر چـه علـوم و تكنولوژي پيشرفت شايان توجهي كرده است، اما هنوز هم بيماري هاي قلبي جان عده زيادي را مي‌گيـرد. وسـايـل كمكي بطن از جملـه تجهيزاتي هستند كه بيماران با عملكرد ناقص قلب و/ يـا بـا قلب از كـار افتاده را قادر به ادامة حيات مي سازند. اين وسايـل بـا كمك به قلب بيمار و/ يا جايگزينـي با آن ممكن است از چنـد روز تا چند ماه مـورد استفـاده مداوم قرار گيرند. اولين بار در سال ۱۹۶۳ ميـلادی، Liotta در انستيتـو قلـب تگزاس مـوفـق به كاشتن وسيلـه كمكـي بطـن چپ مـولد جريان ضرباني در بدن یک بيمار شد [۱، ۲].

از نقطه نظـر طـراحي مهنـدسي، طـراحي وسيله كمكي بطن چپ از نظـر همـوديناميك بايد به گونه‌اي بـاشد كه از ايجاد نواحي سكون، بـرگشت جريان و نواحي با تنش برشي خيلي بالا و خيلي پايين, حتي الامكان اجتناب شود [۱].

تاكنون وسـايل مـكانيكي زيادي به منظور كمك به بطن چپ طراحي و ساخته شده است و تحت بررسي‌هاي آزمايشگاهي [۳، ۴]، حيـواني [۳-۵] و حتي انسانـي [۶، ۷] قرار گرفته‌اند، اما به جهت پيچيدگي هندسي آنها و الگوي جريان پيچيده‌اي كه ايجـاد مي‌كنند، بـراي تعـداد محـدودي از آنها مدل‌سازي رياضي و تحليل عـددي انجام شده است. اكنون به جهت در دسترس بودن نرم‌افزارهاي قوي تحليل ديناميك جريان سيال اين امكان مهيا شده است تـا تحليل هاي عددي جايگاه خود را در روند تحقيقات مربوط به وسايل كمكـي بطن چپ پيدا كنند.

در خصـوص تحليل عـددي جـريان خـون عبوري از وسايل كمكي بطن چپ مولد جريان پيوسته تحقيقـات زيادي انجام شده است [۸-۱۰]، اما از آنجايـي كـه ايـن تحليل ها غالباً از نوع مسائل با ديواره متحرك (غشاء ارتجاعی[1] محـرك خـون نشان داده شـده در شكل ۱) مي‌بـاشند، لـذا هنـوز هم, انجام پـژوهـش در خصـوص وسـايـل كمكـي بطـن چپ مـولـد جـريـان ضـربـاني ارزشمند خـواهد بـود. يكـي از مطالعات گـزارش شده در اين خصوص مربوط به مدل از نوع سيلندر و پيستوني بـا حركت نـوساني پيستـون مي‌باشد كه در آن دو مجراي متفاوت براي ورود و خروج سيال در نظر گرفته شده است [۱۱].

در تحقيـق حـاضـر, به منظـور درك بيشتر از ارتبـاط الگوي حـركتي ديـواره متحرك و الگوي جريان سيال عبوري و هم چنين تـأثير فشـار سيـال بـر الگوي جريان و الگوي حركت ديـواره متحرك، سه مدل دوبعدي از وسيلة كمكي بطن چپ از نوع هارت‌سيـور,[2] كه يكي از جديدترين وسايل كمكي از نـوع كيسـه‌اي مولـد جريان ضرباني است، به صورت عددي شبيه‌سازي شـده است. در مدل ۱، حركت ديواره متحرك بـه صورت يك بيضي‌گون در زمان هاي مختلف فرض شد و در مدل ۲، اين حركت، مواج در نظـر گرفته شده است. در مدل ۳، به منظور مدل نمودن هـر چه واقعي‌تر موقعيت كاري اين وسيله در حين كار، شرايط مرزي فشار درون بدن در ورودي و خروجي به مدل ۲ اضـافه شد. شرايط فشار مشـابه با فشار دهلـيز چـپ (در فـاز ديـاستـول) و شـريـان آئورت (در فاز سيستول) در يك سيكل كامـل از قلب طبيعي در نظـر گرفته شد. در هر سه مدل، حركت ديواره متحرك به گونه‌اي فرض شد تا پروفيل زماني جريان خروجـي از وسيلـه و ورودي به آن، مشـابه بـا ورودي و خـروجـي قلب طبيعي و به صورت ضرباني باشد. جريان خـون درون كيسه مربوطه با استفاده از حل معادلات كـامل جـريـان در هـر سه مدل و با استفاده از روش اجزاء محـدود با روش حـل جـدا شده و فرمولاسيون تركيبي اولري – لاگرانژي و استفاده از روش ستون ها جهت شبكه بندي مجدد شبيه‌سازي شده‌اند.

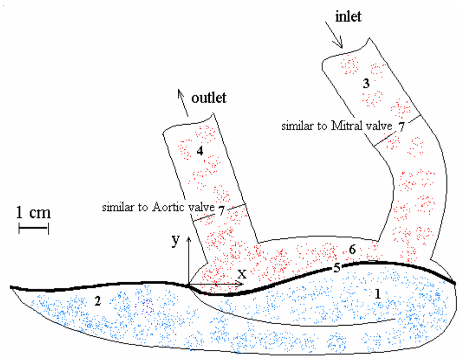
۲- روش تحقيق

۲-۱- وسيله كمكي هارت‌سيور

ايـن وسيله از خانـوادة پمپ هـاي كيسه‌اي جـريـان ضرباني مي‌بـاشد. همـان گونه كـه در شكل ۱ به طور شماتيك نشان داده شده است اساس كار اين وسيله بر پايه الكتروهيدروليك است به گونه‌اي كه سيال ثانويه‌اي (۱) توسط پمپ، وارد يك مخزن مي‌شود. يك وجـه ايـن مخـزن از مـادة الاستيك (۵) سـاخته شـده است و با ورود سيال ثانويه به مخزن، اين وجه جابجا مي‌شود. طرف ديگر اين وجه, محفظة مربوط به خون

[1] membrane

[2] HeartSaver



شكل ۱- شماتيك وسيله كمكي بطن هارت‌سيور [۱۳]
۱: سيال ثانويه؛ ۲: محفظه جابجايي حجم؛ ۳: مجراي ورودي؛ ۴: مجراي خروجي؛ ۵: غشاء الاستومري؛ ۶: محفظه خون؛ ۷: دريچه يك طرفه

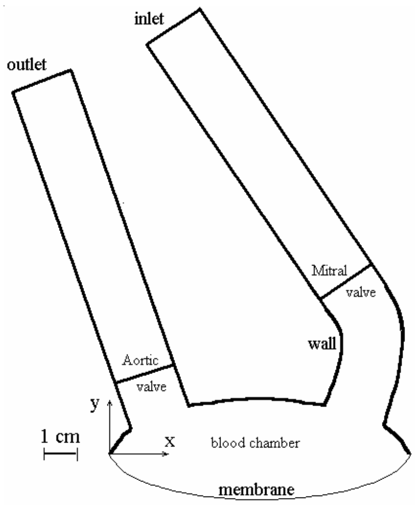
(۶) است. جابجا شـدن وجـه الاستيك باعث رانش خون بـه بيرون از محفظه و يـا كشش خون به داخل محفظه مي شود. ورود و خـروج خـون از محفظه توسط دو دريچه يك جهته (۷) انجام مي شود (مشابه با عملكرد بطن چپ و دريچه‌هاي ميترال و آئـورت) [٤، ١٢]. ديـواره‌هـاي صلب اطراف ديواره متحـرك بـاعث مي‌شـود كـه در دو انتهـاى بازه حركتي اين ديواره (انتهاي فاز سيستول و دياستول), هندسه آن مستقل از زمان باشد.

۲-۲- هندسه مدل ها

بـر اسـاس اطلاعات موجـود در مرجـع ۱۳، هندسـه تمـامي مـدل هـاي انتخـابي همـانـند شكل ۲ است. حـركت غشاء الاستيك برابر با بيشترين حركت مربوط به مدل سه بعدي در نظر گرفته شده است. اندازه مجـاري ورودي و خـروجي نيز برابر با قطر لوله‌هـاي ورودي و خروجـي به اندازه كافي بلند فرض شده است. دريچه‌هاي يك جهته در مجاري ورودي و خروجي در موقعيت مشابه نمونة اصلي قرار دارند.

۲-۳- شبكه بندي مدل ها

از آنجايي كه حركت ديواره متحرك در جهت محور y است، بنابراين شبكه بندي عددي به گونه‌اي انجام شد كه شبكه‌هاي تـوليد شـده حتي‌الامكان نسبت بـه محـور y منظـم (متعامد) باشند. تعداد گره‌هاي شبكه توليـد شده در مدل، ۲۰۵۵۰ عدد اسـت و اجـزاء نيـز, از نـوع مستطيلي چهارگره‌اي مي‌باشند. شكل ۳، شبكه عددي مدل ها را نشان مي دهد.



شكل ۲- هندسه مدل شبيه‌سازي شده
در اين مدل، عامل جريان خون, حركت غشاء ارتجاعي است. خون از مجراي ورودي دهليز چپ وارد و به خروجي آئورت تخليه مي‌شود.

۲-٤- مدل رياضي

۲-٤-۱- معادلات حاكم

ديـواره‌هاي احـاطه كننده محفظه خـون, صلب در نظر گرفته شده و تنها يكي از آنها, متحرك فرض شده است. خون، يك سيال همگن، تراكم‌ناپذير و نيوتني فرض گرديد و جـريان به صورت ضرباني با رژيمي آرام در حركت در نظر گرفتـه شد. اصـول بقـاء جـرم و انـدازه حـركت (كـه بـا در نظر گرفتن فرضيات فـوق همان معادله ناوير و استوكس است) معادلات حـاكم بـر جـريان سيال عبوري را تشكيل مي‌دهند كه روابط آنها به ترتيب عبارتند از:

$$u_{j,j}=0 \qquad (۱)$$

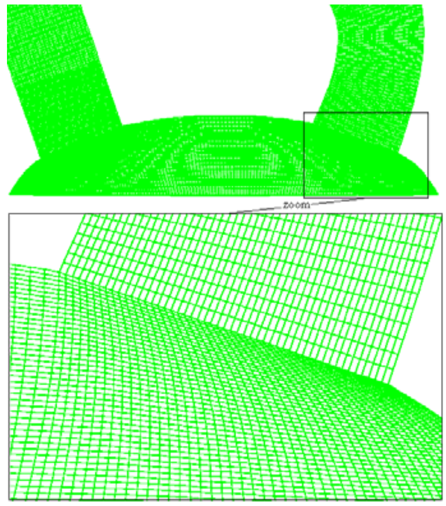
$$\rho\left(\frac{\partial u_i}{\partial t}+u_j u_{i,j}\right)=-p_{,i}+\mu\left(u_{i,j}\right)_{,j} \qquad (۲)$$

در روابط فوق, u_i، مؤلفه‌هاي بـردار سرعـت؛ p، فشار سيال؛ ρ، دانسيته سيال و μ، ويسكوزيته سيال مي باشد.

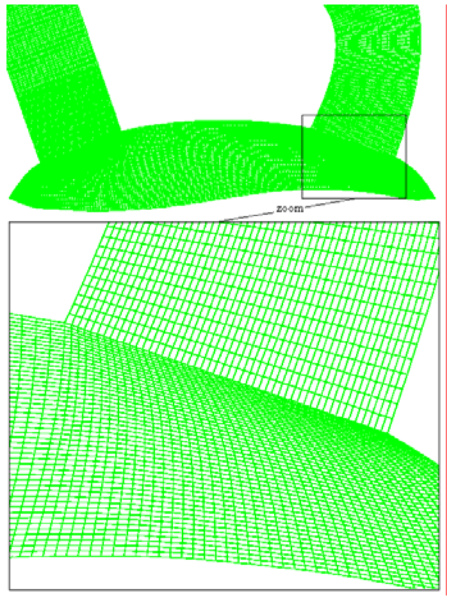
فرض شـده است گره‌ها در راستـاي خطوط تعـريف شده‌اي (ستون ها) مقيد به حـركت باشند و براي وارد كردن سرعت گـره‌هـا در معـادلات حاكم, فـرمـول بندي تـركيبي اولري-لاگرانژي زير استفاده شده است [۱۴].

$$\frac{\delta}{\delta t}=\frac{\partial}{\partial t}+\frac{\partial \vec{x}}{\partial t}.\vec{\nabla} \qquad (۳)$$

در رابطه ۳، $\frac{\delta}{\delta t}$ مشتق زماني مربوط به گره‌هاي متحرك، $\frac{\partial}{\partial t}$



الف



ب

شكل ۳- نمونه‌اي از شبكه‌بندي مدل ها در لحظه فاز $\varphi = ۵۱/۴^{\circ}$
الف- مدل ۱؛ ب- مدل ۲

مشتـق زمـانـي از نـوع اولـري و $\vec{x}$, مختصـات گره متحرك مي‌باشد. بنابراين, در روابط ۱ و ۲ به جاي $\partial/\partial t$، معادل آن از رابطة ۳ قرار مي‌گيرد.

۲-۴-۲- شرايط مرزي

به هـر يك از مـرزهاي مـدل ها (شكل ۲) شرايط مرزي زير اعمال شده است:

- بـراي ديـواره‌هـا شـرط سـرعت صفر و شرط مرزي بدون لغزش

- مـرزهاي ورودي و خـروجي در مـدل ۱ و ۲ شـرط صفـر بودن سرعت مماس بر مرز ($u_t = 0$)

- در مـدل ۳ علاوه بـر شــرط قبلـي، شـرط فشـار مطابق با شكل ۴- ج

منحنـي فشـار در فـاز سيستول بـه مـرز خـروجـي و در فاز دياستول به مرز ورودي اعمـال مي‌شـود. طول خروجي براي مدل ها به حـد كافي بلند در نظر گرفته شـده است (۱۵ cm) تا جريان در خروج, كاملاً تـوسعه يـافته شـود. بـه منظور مد نظـر قـرار دادن تـأثير جـريـان بـالادست دريچـه يك جهته ورودي روي جريان عبوري از مـدل هـا، طول ورودي برابـر بـا ۱۵ cm براي مدل ها در نظر گرفته شد. فـرض شده است در فـاز سيستـول, دريچه يك‌جهته خروجي كاملاً باز باشد و دريچه يك‌جهته ورودي, كـاملاً بسته يعني به صورت ديواره باشد و در فـاز دياستول, بـرعكس حـالت فوق برقرار باشد. بـراي ديـواره متحـرك هـر مدل, فرض شده است سرعت و جابجايي آن در هر لحظه معلوم بوده و مقـادير آن به گونه‌اي باشد كه پـروفيل زمـاني جريان خروجي از مدل و ورودي به آن, مشـابـه بـا قلـب طبيعـي بـاشـد. منحنـي حجـم جـابجا شده، $Q(t)$ ، دبي حجمي، $\dot{Q}(t)$ و فشار براي يك سيكل كامـل ضربان كه در ۰/۷ s تكميل مي‌شود، در شكل ۴ آمده است.

۲-۴-۳- الگوي حركتي ديواره متحرك بـه عنـوان شـرط مرزي

جـابجـايي و سرعت غشـاء الاستيك براي مدل ۱ به صورت بيضي‌گون در لحظـات مختلـف فـرض شـده است. موقعيت غشـاء (جـابجـايي) و سـرعت آن از روابط ۴، ۵ و۶ محاسبه مي‌شوند:

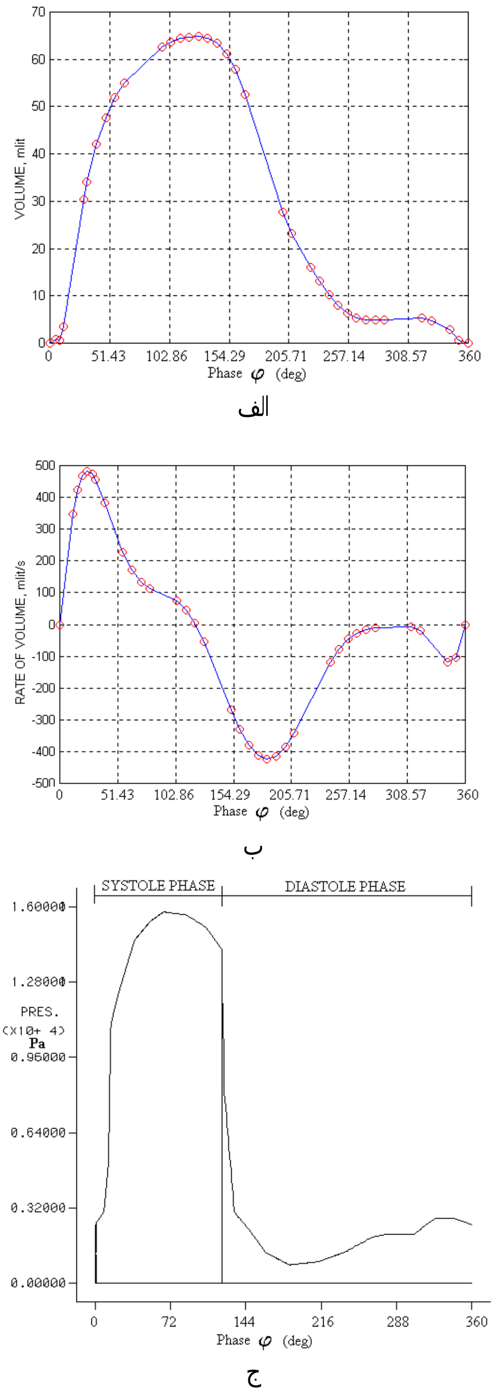
$$y(x,t) = \left(0.41 - \frac{0.533}{64}Q(t)\right)A(x) \quad (۴)$$

$$v(x,t) = -\frac{0.533}{64}\dot{Q}(t)A(x) \quad (۵)$$

كه در اين روابط:

$$A(x) = 0.0149 - \sqrt{2.6476\times10^{-3}(x-0.04925)^2} \quad (۶)$$

است. در روابط ۴ تا ۶، $y(x,t)$، منحني جابجايي (m)؛ $v(x,t)$، منحني سرعت غشاء متحرك (m/s)؛ $Q(t)$، حجم جابجا شده خـون (ml) و $\dot{Q}(t)$ دبـي حجمي جـابجـا شـده (ml/s) براي وسيله كمكي مي باشد.



شكل ۴

الف- حجم خون جابجا شده؛ ب- دبي حجمي در يك پريـود كامل؛ ج- منحني فشار آئورت در فاز سيستول و دهليز چپ در فاز دياستول براي قلب طبيعي [۱۵]

از آنجایی که با توجه به شکل ۱, سيال ثانويه در فاز سيستول از سمت مجـراي ورودي به محفظة زير ديواره متحرك وارد مي‌شـود و از طـرف ديگر, از همين نـاحيـه در فـاز دياستول خارج مي شود، بنـابـرايـن در صـورت مـواج بـودن حركت ديـواره متحرك, قاعدتاً مجاور اين ناحيه, در آغاز, هر دو فاز زودتـر بـه حـركت در مي‌آينـد و در ساير نواحي ديـواره با يك تأخير فـاز از حـركت پيـروي مي‌كنند. بـر همين اساس حركت ديـواره متحرك در مـدل هاي ۲ و ۳ به صورت مواج در نظـر گـرفته شـده است. بـر اساس اين اصل، فرض شده است حركت مـواج ديواره متحـرك تركيبي از حـركت ساده ديـواره متحـرك در مـدل ۱ و يـك مـوج سينـوسي با طـول موجي برابر با قطر بزرگ محفظه باشد. روابط مـربوط به اين حركت عبارتند از:

$$y(x,t)=\left(0.41-\frac{0.533}{64}Q(t)\right)A(x)-\dot{Q}(t)B(x) \qquad (۷)$$

$$v(x,t)=-\frac{0.533}{64}\dot{Q}(t)A(x)-\ddot{Q}(t)B(x) \qquad (۸)$$

کـه در ايـن روابــط, A(x), از رابطـه ۶ و B(x), از رابطـه ۹ پيروي مي‌كند.

$$B(x)=9\times10^{-6}\,Sin\left(2\pi\frac{x}{0.0985}\right) \qquad (۹)$$

$\ddot{Q}(t)$ عبـارت اسـت از مشـتق دوم حجـم جابجـا شـده در محفظه (ml/s^2).

۲-۴-۴- خواص فيزيكي سيال

اگـر چـه در حالت كلي، خون رفتاري غيرنيوتني دارد، اما در مدل هاي حاضر براي ساده سازي فـرض شـده است خـون رفتـاري نيــوتنـي بـا دانسيتــه ۱۰۶۰ Kg/m^3 و ويسـكوزيته ۰/۰۰۴۸۶۶ Pa.s از خود نشان مي‌دهد [۱۶].

حداكثر عـدد بدون بعـد رينـولدز (Re_{max}) بر اساس حداكثر سـرعت متوسط براي مدل ها، ۳۲۸۸ مي‌باشد, بنـابراين رژيم جـريان عبـوري از هر يك از مدل هـا به صورت آرام است. عـدد بـدون بعـد ومـرسلي (Wo) بـر اسـاس حـداقـل قطر هيدروليك, برابر با ۱۳/۵۸ مي‌باشد.

۲-۴-۵- روش حل

در اين بررسي, از رونـد حـل تغيير فرم شـبكه بندي استفاده شده است و به گـره‌ها اجـازه داده شد كه در جهت محور y جابجا شوند. همچنين تغيير فرم شبكه بندي با روند تكرار از نوع جـدا شده[3] به مجموعة حل كلي كوپل شده است, به اين معني كه, موقعيت گره‌هاي روي ديواره متحرك و متغيرهـاي

[3]Segregated-type

جريان به طور مجـزا محاسبه مي‌شوند. بـراي حـل معادلات, رونـد اجـزاء محـدود گالـركين[۴] در نظـر گرفته شده است و ترم هاي زماني به صورت غيرصـريح[۵] وارد معادلات شده‌اند و روش حل نيز روش جدا شـده[۶] انتخاب گـرديد. به منظور وارد كردن فشار در معادلات، روش پيـش بيني فشـار به كار رفت. معيار همگـرايي بـراي سرعت، $۱۰^{-۴}$ و بـراي جابجايي ديـواره متحرك، $۱۰^{-۶}$ انتخاب شد. گام هـاي زمـاني استفاده شده در حـل، مقـداري ثابت و برابر با ۶/۲۵ * $۱۰^{-۴}$s فـرض شد. كليه موارد فوق براي نرم‌افزار فايدپ تعريف شد و مدل با اين نرم‌افزار تحليل شد.

به منظور ارزيـابي صحت نتـايج حـاصـل از نرم‌افزار استفاده شده، جريان نوساني سيال عبـوري از ميـان دو صفحه موازي كـه تـوسط غشـائي الاستيك تـوليـد شـده است، با نرم‌افزار مذكور مدل شد و نتايج حـاصـل, بـا روابط تئـوري آمده در مرجع ۱۷ مقـايسه گـرديد (شكل ۵). حـداكـثر اخـتلاف بين نتايج، ۶% ارزيابي شد كه مقدار مطلوبي است.

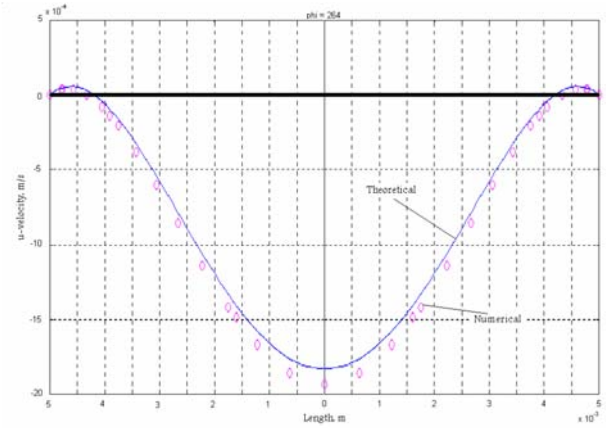
۲-۵- بررسي مقدماتي مدل

۲-۵-۱- مستقل بودن نتايج از شبكه بندي توليد شده

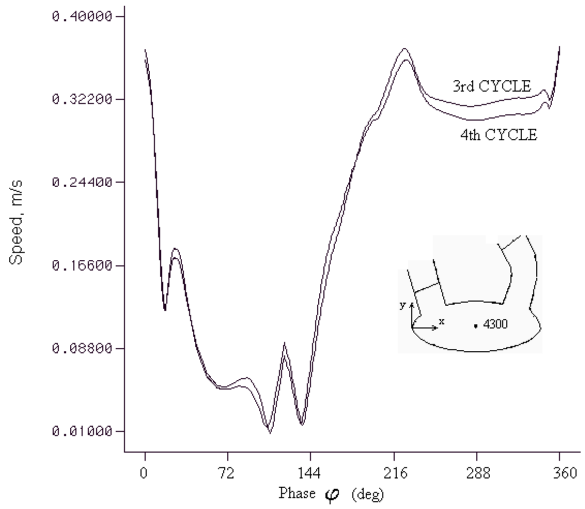
بـراي اطمينان از صـحت نتـايـج در مـدل ۱، شبكه‌بندي‌هاي مخـتلـف (شـامـل ۱۲۸۰۰، ۱۵۴۰۰، ۲۰۵۵۰ و ۲۹۴۶۰ گـره) توليد شـد و پس از تحليل, نتايج حـاصـل با يكديگر مقايسه گرديد. بر ايـن اسـاس, تعـداد ۲۰۵۵۰ گـره بـراي ايـن مدل مناسب ارزيـابي شـد چـرا كـه حـداكثـر اختـلاف در مقادير سرعت بين نتايج مـدل با ۲۰۵۵۰ گره و ۲۹۴۶۰ گره كمتر از ۲% ارزيـابي شد. از آنجايی كه, هندسه كلي مدل هاي ۲ و ۳ و هم چنين شرايط مرزي آنها با مدل ۱ تفاوت عمده‌اي ندارد لذا براي دو مدل ديگر نيز تعداد گره‌ها ۲۰۵۵۰ انتخاب شد.

۲-۵-۲- از بين بردن تأثير شرايط اوليه

به دليل مـاهيت فيـزيكي مسـأله, جواب هاي پريوديك حائز اهميت مي‌باشند، لذا, نتايج حـاصل از چند سيكل متـوالي بـا يكـديگر مقـايسه شـد و ملاحظه گـرديد بين سيكـل سوم و چهـارم در نتـايج، تفـاوت هـاي بسيار ناچيزي (كمتر از ۰/۵



شكل ۵- پروفيل سرعت در ناحيه توسعه يافته از مجرا, در لحظه فاز φ =۲۶۴° از سيكل نوساني سرعت غشاء الاستيك



شكل ۶- سرعت سيال عبوري از گره واقع در ناحيه مركزي محفظه در مدل ۳

درصد) وجـود دارد (شكل ۶). بر اين اساس, به نتايج حاصل از تحليل مدل ها در سيكل سوم اكتفا شد.

۳- نتايج

۳-۱- الگوي جريان

نمونه‌هـايي از نتـايج تحليل عددي جـريان داخل كيسه خون وسيله كمكي براي سه مدل در شكل ۷ نشان داده شده است. اين نتايج نشان مي‌دهند كه در طول يك سيكل كامل ضربان، در تمامي لحظات, گردابه‌هـايي در محفظه و مجاري ورودي و خروجي وجـود دارد. منشاء تشكيل گردابه ۱ در آغـاز فاز ديـاستـول، هنگام ورود سيـال از مجـراي ورودي به محفظه

[4] Galerkin Finite Element (GFE)   [5] Implicit   [6] Segregated Approach

مي‌باشد. چرخش سيال در اين گردابه در جهت ساعتگرد است. با گذشت زمان اين گردابه از سمت مجراي ورودي به سمت مجراي خروجي جابجا مي‌شود به طوري كه در انتهاي فاز سيستول, ناحية وسيعي از مدخل مجراي خروجي را اشغال مي‌كند. در ادامه, با پيشرفت فاز دياستول از سيكل بعدي گردابه در مدل ۱ تضعيف شده و از بين مي رود، اما در مدل هاي ۲ و ۳ تا انتهاي فاز دياستول برقرار است و در آغاز فاز سيستول با باز شدن دريچة آئورت از بين مي‌رود. در شكل ۷، موقعيت گردابه ۱ و ساير گردابه‌ها در فازهاي مختلف از سيكل ضربان نشان داده شده است و هم چنين, به منظور مقايسه بهتر در هر لحظه براي مدل هاي مختلف, خطوط تراز با ترازهاي يكسان رسم شده است.

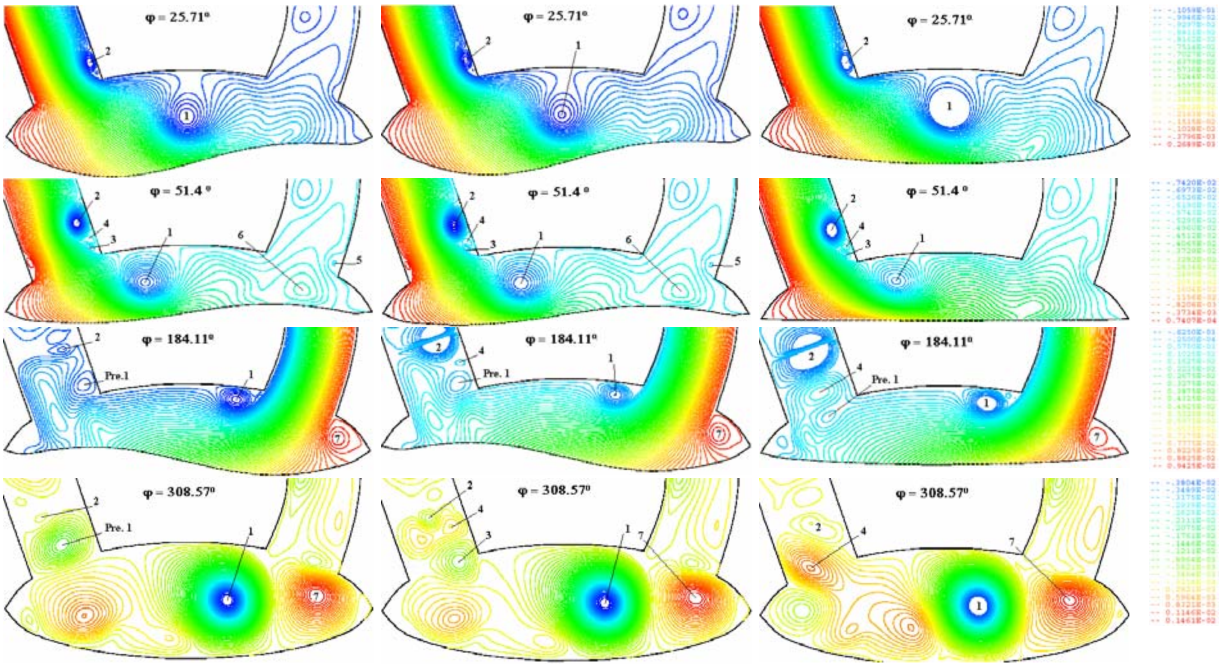
منشاء تشكيل گردابه ۲، كه در جهت ساعتگرد است، ابتداي فاز سيستول هنگام ورود سيال از محفظه به مجراي خروجي مي‌باشد. با پيشرفت فاز سيستول، اين گردابه رشد كرده و به سمت دريچه آئورت جابجا مي‌گردد. سرعت سيال ورودي به مجراي خروجي در حدي است كه پشت گردابه ۲، گردابه ۳ در جهت ساعتگرد از لحظة مربوط به فاز $\varphi=۲۵/۷۱^{\circ}$ تشكيل مي‌شود و در حد فاصل اين دو گردابه با گذشت زمان, گردابه كوچك ۴ در جهت پادساعتگرد تشكيل مي‌شود. به مرور, گردابه ۳ با گردابه ۱ تركيب مي‌شود. از فاز $\varphi=۸۲/۲۹^{\circ}$ به بعد, رفتار جريان در مدل ها اندكي با يكديگر متفاوت مي‌شوند به طوري كه در مدل ۱ تا انتهاي فاز سيستول, گردابه‌هاي ۲ و ۴ وجود دارند ولي در مدل هاي ۲ و ۳، گردابه ۲ وجود دارد اما گردابه ۴ از بين مي‌رود. اين تفاوت در طول فاز دياستول بعدي ادامه دارد به طوري كه در انتهاي اين فاز, در مدل ۱ هر دو گردابه ۲ و ۴ به قوت خود باقي هستند، هم چنين در مدل ۲ نيز اين دو گردابه وجود دارند ولي به مرور, گردابه ۲ تضعيف شده و برعكس گردابه ۴ تقويت شده است، اما در مدل ۳, هر دو گردابه از بين رفته و گردابه ۱ كه از محفظه به داخل مجراي خروجي آمده جايگزين اين دو گردابه شده است. در ادامه, با شروع فاز سيستول, كليه گردابه‌هاي موجود در مجراي خروجي از بين مي‌روند و روند تشكيل گردابه از سر گرفته مي‌شود.

در آغاز فاز دياستول با ورود خون به محفظه, گردابه ۷ در جهت پادساعتگرد تشكيل مي‌شود كه با شروع فاز سيستول اين گردابه از بين مي‌رود.

با مقايسة الگوهاي جريان براي مدل ها ملاحظه مي‌شود كه در ابتداي فاز سيستول در هر سه مدل هيچ اختلافي وجود ندارد. در لحظات مياني فاز سيستول، بيشتر بودن سرعت ديواره متحرك در سمت مجراي ورودي در مدل هاي ۲ و ۳ نسبت به مدل ۱ باعث شده است كه براي اين دو مدل گردابه ۵ ايجاد شود. هم چنين به دليل سرعت و شكل ديواره متحرك در اين دو مدل، گردابه ۶ در داخل محفظه تشكيل شده است. در اين لحظه, ساير نواحي براي هر سه مدل از الگوي يكساني پيروي مي‌كنند. در انتهاي فاز سيستول, الگوي جريان براي مدل هاي ۲ و ۳ عيناً يكسان است اما مدل ۱ با اين دو اندكي تفاوت دارد. در اين لحظه براي مدل ۱، ۱۲ گردابه مشاهده مي‌شود در حالي كه براي مدل هاي ديگر تنها ۹ گردابه مشاهده مي گردد. هم چنين الگوي كلي مجاري ورودي و خروجي در سه مدل يكسان است تنها تفاوت در محفظه مشاهده مي شود. در دو كنج محفظه, براي مدل ۱ دو گردابه ضعيف مشاهده مي‌شود اما براي مدل هاي ديگر, سيال داراي سرعت ناچيزي است.

در طول فاز دياستول, الگوي جريان در مجراي ورودي و محفظه براي مدل هاي ۲ و ۳ عيناً يكسان است اما در مجراي خروجي و پشت دريچة بسته الگو, اندكي تفاوت مي‌كند. هم چنين الگوي جريان براي مدل ۱ و دو مدل ديگر در مجراي ورودي و محفظه به جز ناحية مجاور مجراي خروجي كاملاً يكسان است. با توجه به اينكه در نواحي با سرعت زياد, احتمال تخريب ياخته‌هاي خون وجود دارد و در نواحي با سرعت كم ممكن است چسبندگي بين ياخته‌ها بوجود آمده و لخته تشكيل شود، سرعت جريان بررسي شده است. در يك سيكل ضربان, حداكثر سرعت در فاز سيستول اتفاق مي‌افتد. مقدار حداكثر سرعت، زمان و مكان مربوط براي هر دو فاز در جدول ۱ آمده است.

نكته جالب اينكه موقعيت حداكثر سرعت براي هر سه مدل يكسان است.



ج ب الف

شکل ۷- خطوط تراز تابع جريان خون عبوري در لحظات مختلف از سيكل ضربان

الف- مدل ۱؛ ب- مدل ۲؛ ج- مدل ۳

(در قسمت هاي مختلف اين شكل, ترازهاي يكسان براي تمامي مدل ها انتخاب شده است.)

بـه منظـور بـررسي نواحي با سرعت بسيار كم در مدل ها و مقايسه آنها با يكديگر، خطوط تراز سرعت تا حداكثر سرعت m/s ۰/۰۲ بـراي فـازهـاي مختلف رسـم شد كه نتايج آن در شكل ۸ آمده است. بر اساس ايـن شكل ملاحظـه مي‌شود كه در فاز سيستول براي هر سه مدل, نواحي با سرعت كم شامل قسمـتي از مجـراي ورودي و كـنج محفظـه سـمـت مجراي ورودي مي‌شود. مساحت اين نواحي تقريباً براي هر سه مدل, يك اندازه است.

با توجه به شكل ۸ در لحظة انتهاي فاز سيستول بين مدل ۱ و ۲ اندكي تفـاوت مشاهده مي‌شود. در مدل ۱ قسمتي از ناحية مياني محفظه داراي سرعت كم است كه اين مسأله براي مدل ۲ قـابل مشاهـده نيسـت. از طـرف ديگر، در مجراي ورودي مخصوصاً ناحية مجاور دريچه ورودي، در مدل ۲ سطح قابل ملاحظه‌اي داراي سرعت كم است كه براي مدل ۱ اين ناحيه سطـح كمتري را شـامل شـده است. براي هر دو مدل در دو كنج محفظه، ناحية با سرعت كم قابل مشاهـده است. در اين لحظه بـراي مـدل هاي ۲ و ۳, هيچ تفـاوت قابل ملاحظه اي مشـاهـده نمي شـود. بيشتـرين نـواحـي بـا سرعت كم براي مدل ها در اين لحظه اتفاق مي‌افتد.

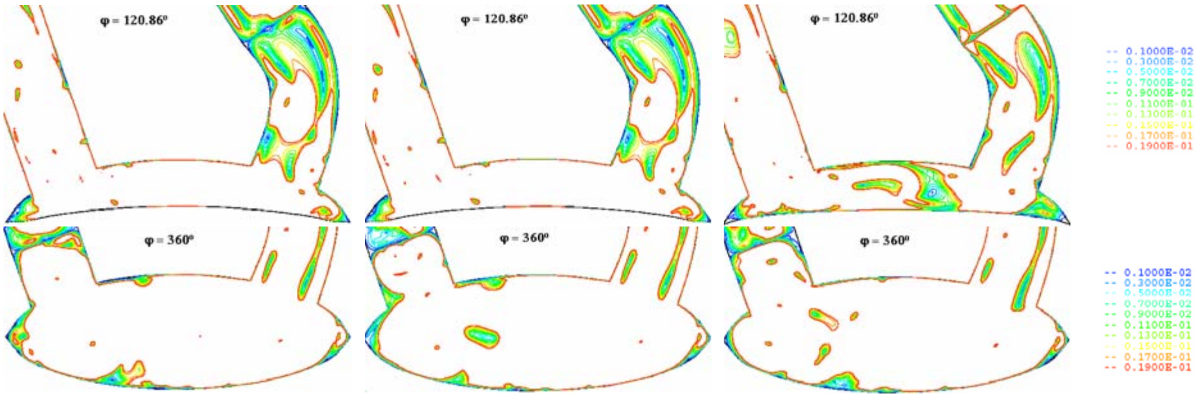
در فاز دياستول، براي هـر سه مـدل نـواحي بـا سرعـت كم،

جدول ۱- حداكثر سرعت جريان خون، زمان و مكان وقوع آن در فاز سيستول و دياستول

فاز	ويژگی ها	مدل ۱	مدل ۲	مدل ۳
سيستول	حداكثر سرعت (m/s)	۱/۳۳۴	۱/۱۷۲	۱/۱۸۳
	زمان (s)	۰/۰۴۸	۰/۰۵۲	۰/۰۵۲
	مكان	A	A	A
دياستول	حداكثر سرعت (m/s)	۰/۶۴۱	۰/۵۷۱	۰/۵۷۹
	زمان (s)	۰/۳۵	۰/۳۵	۰/۳۵
	مكان	B	B	B

A: كنج داخلي محل اتصال مجراي خروجي با محفظه

B: گردابه اصلي ناحية مركزي محفظه



الف ب ج

شکل ۸- خطوط تراز سرعت تا ۰/۰۲ m/s در لحظات مختلف از سیکل ضربان
. الف- مدل ۱؛ ب- مدل ۲؛ ج- مدل ۳

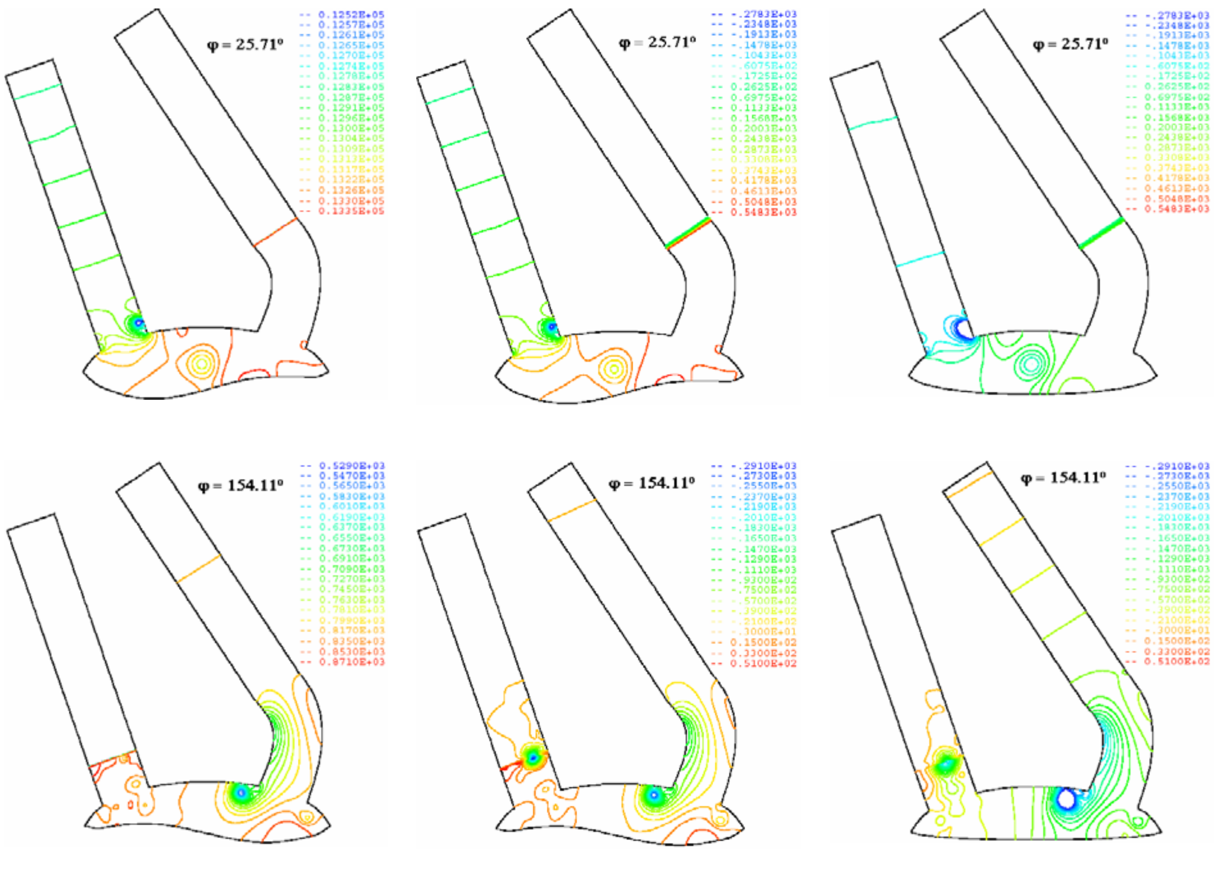
داراي مساحتي اندك و در دو كنج محفظه مشاهده مي‌شوند. نكته جالب توجه اينكه به دليل وجود گردابه‌هايي در مجراي خروجي، نواحي با سرعت كم در اين مجرا تقريباً وجود ندارد. در انتهاي فاز دياستول از آنجايي كه دبي سيال ورودي بسيار اندك است، در مجراي ورودي براي هر سه مدل نواحي با سرعت كم قابل مشاهده است و موقعيت اين نواحي براي تمامي مدل ها يكسان است. نكته جالب توجه اينكه در لحظات انتهايي فاز دياستول, اگر چه سرعت سيال عبوري به مدل بسيار ناچيز است اما در كنج هاي محفظه, مساحت ناحيه با سرعت كم كاهش يافته است.

۳-۲- توزيع فشار و تنش اعمالي از خون

با مقايسة نتايج مربوط به توزيع فشار در مدل ها كه نمونه‌اي از آن در شكل ۹ آمده است، مشاهده مي‌شود براي هر سه مدل در فاز سيستول، هنگامي كه حركت ديواره متحرك در جهت محور y داراي شتاب مثبت است (از ابتداي فاز سيستول تا لحظه فاز $\varphi = 25/71^\circ$), فشار سيال از محفظه به سمت خروجي كاهش مي‌يابد و برعكس, هنگامي كه شتاب حركتي ديواره متحرك در جهت محور y منفي است (از لحظه فاز $\varphi = 25/71^\circ$ تا انتهاي فاز سيستول), فشار سيال از محفظه به سمت خروجي افزايش مي‌يابد. مشابه اين روند، در فاز دياستول نيز، هنگامي كه شتاب حركتي ديواره متحرك در جهت محور y منفي است (از ابتداي فاز دياستول تا لحظه فاز $\varphi = 184/11^\circ$), فشار سيال هنگام ورود به محفظه كاهش مي‌يابد و برعكس, هنگامي كه شتاب حركتي مثبت باشد (از لحظه فاز $\varphi = 184/11^\circ$ تا تقريباً انتهاي فاز دياستول), فشار سيال هنگام ورود به محفظه افزايش مي‌يابد.

در شكل ۹، به منظور مقايسه بهتر در هر لحظه براي مدل هاي ۱ و ۲, خطوط تراز با ترازهاي يكسان رسم شده است. هم چنين, براي مدل هاي ۲ و ۳ در كدبندي خطوط تراز, اختلاف فشار بين دو مدل لحاظ شده است.

با توجه به شكل ۹ مشاهده مي‌شود در ابتداي فاز سيستول، توزيع فشار در دو مدل ۱ و ۲ يكسان است و براي مدل ۲ و ۳ نيز اين توزيع يكسان است با اين تفاوت كه در مدل ۳, فشار در تمامي نقاط مدل به اندازه ۲۵۰۰ Pa بيشتر است. چون در لحظات ابتدايي فاز سيستول, شتاب حركتي ديواره متحرك در سمت مجراي ورودي براي مدل ۲ از مدل ۱ بيشتر است، اين موضوع باعث شده تا فشار سيال در اين لحظات براي مدل ۲ به اندازه حداكثر ۲۸۰ Pa بيشتر شود. در ادامه, اين اختلاف كاهش مي‌يابد به طوري كه, در انتهاي فاز سيستول مجدداً توزيع فشار براي دو مدل يكسان مي‌شود. نتايج نشان مي‌دهد مدل هاي ۲ و ۳ در تمامي لحظات از فاز سيستول, توزيع فشار يكساني دارند با اين تفاوت كه در هر لحظه فشار در مدل ۳ همواره به اندازه عددي ثابت از مدل ۲ بيشتر است. مقدار اين افزايش تقريباً معادل با فشار اعمال شده به شرط مرزي است. در لحظات اوليه فاز دياستول



ج ب الف

شکل ۹- خطوط تراز فشار در لحظات مختلف از سیکل ضربان
الف- مدل ۱؛ ب- مدل ۲؛ ج- مدل ۳

مشابه با لحظات اولیه فاز سیستول، از آنجایی که, سمت مجراي ورودي ديواره متحرك در مدل ۲ داراي شتاب بيشتري نسبت به مدل ۱ است، بنابراین, قاعدتاً باید در مدل ۲, فشار اندكي كمتر از مدل ۱ باشد، اما این مسأله محقق نشده است بلكه برعكس, فشار در حدود Pa ۴۰ افزایش يافته است. این موضوع ناشي از شكل هندسي ديواره متحرك در این لحظات مي‌باشد. به مرور, با نزديكتر شدن به انتهاي فاز دياستول، توزيع فشار در مدل هاي ۱ و ۲ يكسان تر مي‌شود به طوري كه, در انتهاي این فاز توزيع ها يكسان است. در فاز دياستول نيز مشابه با فاز سيستول, توزيع فشار در مدل هاي ۲ و ۳ يكسان است با این تفاوت كه در هر لحظه, فشار در مدل ۳ به اندازه عددي ثابت كه تقريباً معادل با فشار اعمال شده به شرط مرزي است، از مدل ۲ بيشتر است.

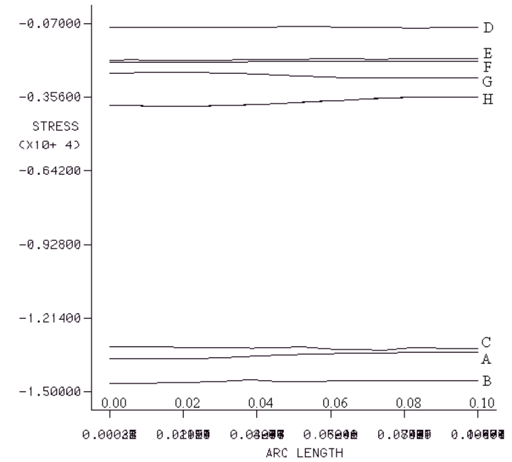
به منظور درك تأثير ديناميك سيال بر ديواره متحرك، در تحليل انجام شده نيروها و تنش هاي اعمال شده از سيال بر ديواره متحرك جهت رانش آن به داخل يا خارج از محفظه مورد بررسي قرار گرفت. بردار تنش كلي سيال براي هر المان عبارت است از [۱۴]:

$$t_i = \sigma_{ij} n_j \qquad (۱۰)$$

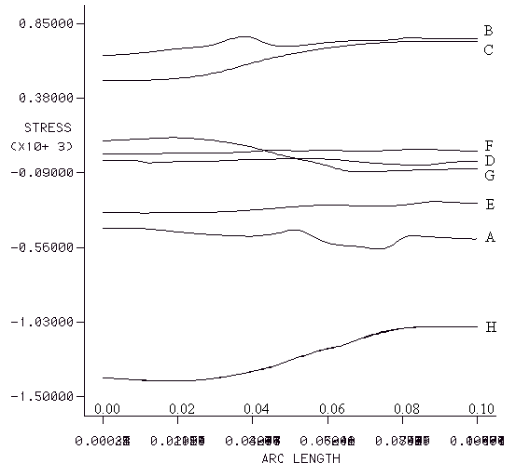
كه در این رابطه:

$$\sigma_{ij} = -p\delta_{ij} + \mu\left(u_{i,j} + u_{j,i}\right) \qquad (۱۱)$$

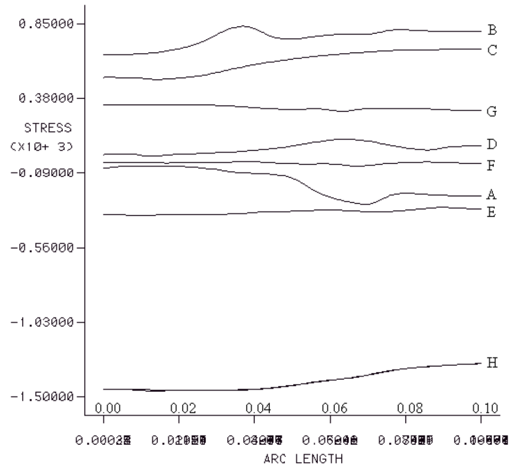
مقدار تنش هاي عمودي اعمال شده به المان هاي ديواره متحرك از طرف المان هاي سيال مجاور براي لحظات مختلف از سيكل ضربان در شكل ۱۰ آمده است. هم چنين, مقادير مربوط به نيروهاي كلي اعمال شده از طرف سيال به ديواره متحرك براي لحظات مختلف در جدول ۲ مشاهده



الف



ب



ج

A: φ = 25.71°, B: φ = 51.40°, C: φ = 120.86, D: φ = 184.11°,
E: φ = 257.14°, F: φ = 308.57°, G: φ = 344.57°, H: φ = 360°

شکل ۱۰- منحني تنش هاي کلي عمودي بين المان هاي ديواره متحرك و المان هاي سيال مجاور براي لحظات مختلف از سيکل ضربان
الف- مدل ۱؛ ب- مدل ۲؛ ج- مدل ۳

مـي شـود. در شکـل ۱۰ و جـدول ۲ مقـادیـر منفـي, معرف تنش ها و نيروهاي اعمال شده از طـرف ديـواره متحرك به سيـال مي باشد.

جدول ۲- نيروهاي کلي عمودي اعمال شده از طرف خون به ديواره متحرك

فاز (deg)	نیرو (N) مدل ۱	نیرو (N) مدل ۲	نیرو (N) مدل ۳
۲۵/۷۱	-۱۵	-۵۰	-۱۳۶۶
۵۱/۴	۷۵	۷۲	-۱۴۵۰
۱۲۰/۸۶	۶۰/۳۵	۶۲/۶	-۱۳۴۶
۱۸۴/۱۱	۶/۳۷	-۱/۷	-۸۵
۲۵۷/۱۴	-۳۵	-۳۲/۶	-۲۱۹
۳۰۸/۵۷	-۲/۸	۴/۷	-۲۳۰
۳۴۴/۵۷	۳۴/۲	۲/۲	-۲۸۸
۳۶۰	-۱۴۹/۲	-۱۳۹/۲	-۴۰۰

با توجه به شکل ۱۰- الف، ملاحظه مي‌شود حداکثر تغييرات تنـش عمـودي در طول ديواره متحـرك Pa ۲۴۳ اسـت. اين مقـدار بـا تـوجـه به شکل ۱۰- ب, برابر با Pa ۳۴۲ و شکل ۱۰- ج, برابر با Pa ۳۴۱ است. با مقـايسة اشکال ۱۰- الف و ۱۰- ب ملاحظه مي‌شود تغييرات تنـش عمودي روي ديواره متحرك در مـدل ۲ اندکي بيشتر از مدل ۱ است و هم چنين, بـا مقـايسه نتايج مربوط به مدل هاي ۲ و ۳ ملاحظه مي‌شود تغييرات تنش هاي عمودي روي ديواره متحرك براي اين دو مدل يکسان اسـت، هـر چند که, در هر لحظه مقدار تنش در مدل ۳ به انـدازه مقـدار ثـابتي از تنش در مدل ۲ بيشتر است (اين نتيجه از خطوط تراز فشار نيز قبلاً حاصل شده بود).

۴- بحث

٤-۱- الگوي جريان

بـا توجه به شکل هـا و نتـايج بيان شده در بند ۳-۱ ملاحظه مي‌شود در هر سه مدل، در لحظات مختلف الگوي جريان از آشفتگي خـاصـي برخـوردار اسـت و در لحظاتي که سرعت رانش سيال (سـرعت ديوارة متحرك) کم مي‌شود گردابه‌هاي

موضعي زيادي به وجود مي‌آيد كه اين گردابه‌ها مي‌توانند بسيار مفيد باشند چرا كه باعث حركت سيال (كه در مدل اصلي خون مي‌باشد.) شده و مانع از سكون آن و تشكيل پلاك ها مي‌شوند و از طرف ديگر, سبب جاروب كردن تمامي نقاط محفظه مي گردند.

نكته جالب ديگري كه از الگوهاي جريان قابل استنتاج است ارتباط سرعت ديواره متحرك و تعداد گردابه‌هاي موضعي است به طوري كه، هر كجا سرعت ديواره متحرك زياد باشد، اين گردابه‌ها تعدادشان كم است و برعكس, با كاهش سرعت ديواره، تعداد گردابه هاي موضعي در سراسر مدل ها افزايش مي‌يابد. به اين ترتيب ملاحظه مي‌شود هندسة اين وسيله كمكي به گونه‌اي طراحي شده است كه در زمان اينرسي دادن به سيال، انرژي كافي به سيال داده مي‌شود تا در هنگام كاهش اعمال انرژي، سيال ساكن نشود و انرژي كسب شده را با تشكيل گردابه‌هايي تلف نمايد و در نتيجه مناطق سكون سيال در وسيله ايجاد نشود.

همان گونه كه قبلاً اشاره شد تنها اختلاف مدل ۱ با دو مدل ديگر, در نوع حركت ديواره متحرك مي‌باشد. نتايج نشان مي دهد اگر چه الگوي حركت ديواره متحرك در مدل ۲ و ۳ نسبت به مدل ۱, تفاوت قابل ملاحظه‌اي داشته است، به طوري كه, در بعضي لحظات ميزان جابجايي تا سه برابر افزايش يافته يا سرعت ۱/۵ برابر شده است، اما الگوي جريان در مدل ها اختلاف بسيار كمي دارند و روند تشكيل و تغيير الگو براي هر سه مدل يكسان است. هم چنين مقدار دبي ورودي به مدل و خروجي از آن در هر لحظه براي مدل ها يكي است. از نظر مقدار و موقعيت زماني و مكاني حداكثر سرعت در فاز سيستول و دياستول و تعداد گردابه هاي موضعي در لحظات مختلف، اختلاف بين مدل ها بسيار ناچيز است.

اختلاف بين مدل هاي ۲ و ۳ در اين است كه در مدل ۳, شرايط مرزي فشار دخالت داده شده است. نتايج نشان مي‌دهد با وارد كردن شرايط مرزي فشار در ورود و خروج سيال، الگوي جريان عملاً تغييري نكرده است (به جز در لحظات انتهايي فاز دياستول در مجراي خروجي پشت دريچه).

۴-۲- توزيع فشار و تنش

همان گونه كه در قسمت نتايج بيان شد تغيير فشار سيال هنگام خروج از مدل يا ورود به آن, بستگي به شتاب حركتي ديواره متحرك دارد. از آنجايي كه سيال، تراكم‌ناپذير در نظر گرفته شده است و بر اساس اصل پيوستگي جريان، هنگامي كه شتاب حركتي جريان در جهت جريان باشد در طول مسير فشار سيال كاهش مي‌يابد و برعكس، هنگامي كه شتاب جريان در جهت جريان منفي باشد در طول مسير، فشار سيال افزايش مي‌يابد. اين اصل مكانيك سيالات را مي‌توان به راحتي بر اساس اصول بقاء جرم و مومنتوم استنتاج كرد.

در رابطه با تغييرات تنش كلي عمودي روي ديواره متحرك، ملاحظه شد در مدل ۲, با وجود اينكه الگوي حركتي ديواره متحرك به واقعيتي كه انتظار مي‌رود نزديك تر شده بود، اما نسبت به مدل ۱, اين تغييرات بيشتر بود هرچند كه, حداكثر تغييرات در دو مدل كمتر از ۱۰۰ Pa اختلاف داشت. بنابراين مي‌توان نتيجه‌گيري نمود كه تغيير در الگوي حركتي ديواره متحرك تأثيري بر تغييرات تنش عمودي روي ديواره متحرك ندارد.

با توجه به روابط ۹ و ۱۰, مقدار تنش كلي عمودي اعمال شده از سيال به ديواره متحرك شامل دو ترم فشار و ويسكوزيته مي‌باشد. ترم ويسكوزيته همان تنش برشي سيال است، يعني:

$$\mu\left(u_{i,j}+u_{j,i}\right)=\tau_{ij} \qquad (۱۲)$$

از طرف ديگر, چنانچه نرخ برش در سيال (S.R.) از رابطه ۱۳ به دست آيد:

$$S.R.=\left(2S_{ij}S_{ij}\right)^{1/2} \qquad (۱۳)$$

كه در آن

$$S_{ij}=\frac{1}{2}\left(u_{i,j}+u_{j,i}\right) \qquad (۱۴)$$

مي‌توان بين نرخ برشي و تنش برشي رابطه زير را برقرار دانست:

$$\tau_{ij}=\sqrt{2}\mu\, S.R. \qquad (۱۵)$$

به ایـن ترتیب, ترم ویسکوزیته مربوط به تنش کلي عمـودي با نرخ برش سیال, رابطه ۱۴ را خواهد داشت.

نتایج حـاصـل از تحلیـل مدل ها نشان داد که حداکثر مقدار نرخ برش سیال مجاور دیواره متحرک براي مدل ۱, در لحظه فاز $\varphi = ۳۱/۸۹^\circ$ رخ مي‌دهـد و مقـدار آن ۱۹۰۴ s^{-1} مي‌باشد، بـراي مـدل ۲, مقـدار ۱۹۶۹ s^{-1} در لحظه فاز $\varphi = ۲۶/۷۴^\circ$ و بـراي مـدل ۳, مقـدار ۱۹۹۸ s^{-1} در لحظـه فـاز $\varphi = ۲۶/۷۴^\circ$ است. از آنجـایی که, این مقـدار در هیـچ یـك از مدل ها از ۲۰۰۰ s^{-1} تجـاوز نمي‌کنـد بنابـرایـن, بـر اسـاس رابطـه ۱۴, حـداکثر مقـدار ترم ویسکوزیته مربوط به تنش کلي عمودي, ۱۵ Pa خواهد شد.

بـه ایـن تـرتیب ملاحظـه مي‌شود عامل اصلي در تنش کلي عمودي ترم فشار است و ترم ویسکوزیته تأثیر بسیار ناچیزي بـر این تنش مي‌گذارد. ایـن نکته مهـم را مـي‌توان از مقایسه نتایج مربوط به خطوط تراز فشار (شکل ۹) و تنش هاي کلي عمودي بر دیواره متحرك (شکل ۱۰) نیز استنتاج کرد.

همـان گـونه کـه قبلاً اشاره شد در مدل اصلي وسیله کمکي بطـن چـپ هـارت‌سیور دو محفظه براي خون و سیال ثانویه وجـود دارد کـه ایـن دو بـا استفاده از یك غشاء الاستیك از یکـدیگر جدا شده‌اند. براي به حرکت در آوردن خون، سیال ثانویه وارد محفظه مربوط مي‌شود. چنانچه فشار این سیال بر نیـروي لازم بـراي تغییـر شکل غشاء و فشار خون غلبه کند، غشاء جابجا مي‌شود و متعاقب آن خون به حرکت در مي‌آید. به عنوان یك ایده, چنانچـه فـرض شود شکل غشاء الاستیك در هر لحظه به صورت قطاعي از کـره بـاشد (مشـابه مدل ۱ ایـن تحقیـق) و مـدول الاستیـك آن ۲ MPa و ضخـامت آن ۲ mm بـاشـد، در انتهـاي فـاز سیستول (حداکثـر جابجایي), اختلاف فشاري که لازم است در دو طرف غشاء برقرار باشد تقـریباً ۲۵۰۰ Pa است. به عبـارتي دیگـر, این فشار معادل با نیروي لازم جهت تغییر شکل غشاء است.

از آنجـایی که, محفظه سیال ثانویه هندسه‌اي مشابه با محفظه خون دارد بنابـراین، مي‌تـوان انتظار داشت در سیال ثانویه نیز در هـر لحظـه از سیکـل ضربان, تـوزیـع فشـار روي دیواره متحرك تقریباً یکنواخت باشد (مشابه با سمت محفظه خون).

به ایـن ترتیب, با توجه به اینکه از یك طرف, عامل دینامیك سیـالاتي مـؤثـر بـر دیـواره متحرك فشار سیال مي‌باشد و از طـرف دیـگـر, تـوزیـع فشـار روي دیـواره متحـرك تقریبـاً یکنواخت است، مي‌تـوان نتیجه گرفت الگوي حرکتي دیواره متحـرك نسبـت بـه حـالت فـرض شـده در مـدل ۱ تفاوت ناچیزي خواهد داشت و بنـابرایـن, تحلیل الگـوي جریان بر اساس مدل ۱, دور از واقعیت نیست.

۵- نتیجه‌گیري

نتـایج حـاصـل از تحلیـل مـدل هاي دو بعدي وسیله کمکي هارت‌سیور عبارتند از:

۱- موقعیت و سرعت حداکثر در مدل ها در لحظات مختلف از سیکل ضربان, مشابه است.

۲- گردابه‌هاي موضعي زیادي در مدل ها مشاهده مي‌شود.

۳- توزیع فشار در مدل هاي ۱ و ۲ مشابه است و در مدل ۳، در هـر لحظـه به اندازه عـددي ثابت که تقریباً معادل با فشار اعمال شده به شرط مرزي است بیشتر است.

۴- ارتبـاط معکـوس بیـن سـرعت دیـواره متحـرك و تعداد گردابه‌هاي ایجاد شده وجود دارد.

۵- الگـوي حـرکتي دیواره متحرك, تأثیـر ناچیزي بر الگوي جریان مي‌گذارد.

۶- اعمـال فشار به شرایط مرزي بر روي الگوي جریان بي‌اثر است.

۷- الگوي حرکتي دیواره متحرك تأثیري بر مقادیر و تغییرات تنش عمودي روي دیواره متحرك ندارد.

۸- در تنش کلي عمـودي اعمال شده به دیواره متحرك، ترم ویسکوزیته قابل صرف نظر کردن است.

۹- توزیع فشار روي دیواره متحرك تقریباً یکنواخت است.

۱۰- الگـوي حرکتي دیواره متحرك نسبت به مدل ۱ انحراف قابل توجهي ندارد.

علائم اختصاري

τ_{ij}	تنش برشي سیال
η و μ	ویسکوزیته ظاهري سیال

t	مدت زمان
p	متغيرهاي وابسته فشار براي هر المان
u_j	سرعت متوسط جرمي
ρ	دانسيته سيال يا جامد
σ_{ij}	تانسور تنش در سيال يا تانسور تنش هاي موجود در ناحية جامد
s_{ij}	نرخ كرنش برشي
n_i	بردار واحد عمود بر مرز و به طرف خارج
$\delta/\delta t$	مشتق زماني مربوط به گره‌هاي متحرك
$\partial/\partial t$	مشتق زماني از نوع اولري
$\vec{x}$	مختصات گره متحرك
t_i	بـردار نيـروهاي كششي اعمال شده از خارج بـه سطح جامد
Q(t)	حجم جـابجا شده خون عبوري از بطن چپ يك قلب طبيعي
$\dot{Q}(t)$	دبي حجمي خون عبوري از بطن چـپ يك قلب طبيعي
Y(x,t)	منحني جابجائي غشاء
V(x,t)	منحني سرعت غشاء
$\ddot{Q}(t)$	مشتق دوم حجم جابجا شده در محفظه
Re	عدد رينولدز
Wo	عدد ومرسلي
φ	زاويه فاز نوسان يا ضربان
S.R.	نرخ برش محاسبه شده توسط نرم‌افزار
$-p\delta_{ij}$	ترم تنش ناشي از فشار سيال
$\mu\left(u_{i,j}+u_{j,i}\right)$	ترم تنشي ناشي از ويسكوزيته سيال
T	زمان پريود نوسان يا ضربان

مراجع

[1] Bronzino JD; The Biomedical Engineering Handbook; CRC Press LC 2000.

[2] Cristensen DM; The Ventricular Assist Device: An Overview; Nurs Clin North Am 2000; 35(4): 945-959.

[3] Macris MP, Parnis SM, Frazier OH, Jarvik RD; Development of an implantable ventricular assist system; Ann Thorac Surg 1997; 63: 367-370.

[4] Hendry PJ, Mussivand TV, Master RG, Bourke ME; The HeartSaver ventricular assist device: An update; Ann Thorac Surg 2001, 71(3): S166-S170.

[5] Qian KX, Zheng M; Realization of a permanent impl-anttable pulsatile impeller heart with magnetically sus-pended motor; Artificial Organs 1997; 21(7): 670-674.

[6] Votapka V, Pennington DG; Circulatory assist devices in congestive heart failure; Cardiology Clinics 1994; 12(1): 143-154.

[7] Copeland JG, Smith RG, Arabia FA, Nolen PE; Comparison of the CardioWest total artificial heart, the novacor left ventricular assist system and the thoratec ventricular assist system in bridge to transplantation; Ann Thorac Surg 2001; 71(3): S92-S97.

[8] Schima H, Trubel W; The vienna implantable centri-fugal blood pump; Artificial Organs 1994; 18(7): 500-505.

[9] Burgreen GW, Antaki JF; Computational fluid dyna-mics as a development tool for rotary blood pump; Artificial Organs 2001; 25(5): 336-340.

[10] Burke DJ, Parsaie F, Bulter K; The HeartMate II: Design and development of a fully scaled axial flow left ventricular assist system; Artificial Organs 2001; 25(5): 380-385.

[11] Konig CS, Clark C; Flow mixing and fluid residence times in a model of a ventriclar assist device; Med Eng Phys 2001; 23(2): 99-110.

[12] Mussivand T, Handry PJ; Progress with the Heart-Saver ventricular assist device; Ann Thorac Surg 1999; 68: 785-789.

[13] Mussivand T; Electrohydraulic ventricular assist de-vice; United State Patent 1995; 5569156.

[14] FIDAP 8, Theory Manual; Fluent Inc 1998.

[15] Farrel AP; Encyclopedia of life sciences circulation in vertebrates; Nature Publishing Group 2001.

[١٦] فيـروزي فـرامـرز؛ تحليـل جـريـان خون در انشقاق ها و اثرات آن بر تغييـر ضخـامت ديـواره شريـان ها؛ دانشكده مهندسي مكانيك دانشگاه صنعتي شريف ١٣٧٦.

[17] Currie IG; Fundamental Mechanics of Fluids; McG-raw–Hill 1992.