

ارزیابی کمی ویژگی‌های جریان در شریان الاستیک با مدل اندرکنش سیال-جامد با استفاده از شکل موج فشار نوسانی واقعی

هانیه نیرومند اسکویی دانشجوی دکتری بیومکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر
فرزان قالیچی استادیار دانشگاه صنعتی سهند
محمد تفضلی شادپور استادیار دانشگاه صنعتی امیرکبیر

چکیده

در این مقاله مدل اندرکنش سیال-جامد برای شبیه سازی اثر متقابل دیواره الاستیک و نوسان فشار خون داخل شریان ارائه شده است. جریان خون نوسانی بر اساس معادلات ناویه استوکس متقارن محوری ناپایدار برای سیال نیوتنی مدل شده است. دیواره شریان به عنوان ماده الاستیک غیرقابل تراکم با در نظر گرفتن جابه‌جایی‌های بزرگ مدل شده است. شرط مرزی برای سیال عبارت از شکل موج فشار نوسانی واقعی شریان بازویی در ورودی و خروجی مدل در طول یک سیکل قلبی می‌باشد. معادلات سیال و جامد با روش کولپینگ ضعیف توسط نرم افزار FIDAP 8.5 حل شده اند. نتایج کاهش محسوسی در تنش برشی دیواره با افزایش مدول الاستیک را نشان می‌دهد. همچنین در گرادیان فشار معین با تغییر سختی دیواره نرخ جریان نیز تغییر محسوسی نشان می‌دهد. می‌توان نتیجه گرفت چنانکه اندازه‌گیری موج فشار غیر تهاجمی تر و ساده‌تر باشد برای مطالعه ویژگی‌های جریان و دیواره مناسب تر است.

کلمات کلیدی: اندرکنش سیال-جامد، شکل موج فشار نوسانی واقعی، شریان الاستیک، جابه‌جایی بزرگ.

Quantitative Analysis Evaluation of Flow Characteristics in Elastic Artery with Fluid-Structure Interaction Model Using Real Pulsatile Pressure Waveforms

H. Niroomand Oscuii Faculty of Biomedical Eng., Amirkabir University of Technology
F. Ghalichi Faculty of Mechanical Eng., Division Biomechanics, Sahand University of Technology
M. Tafazoli Shadpour Faculty of Biomedical Eng., Amirkabir University of Technology

Abstract

In this paper, we have studied a FSI model to simulate fluid-solid interaction on the blood vessel. The computer simulation of pulsatile blood flow was carried out based on the time dependent axisymmetric Navier-Stokes equations for incompressible Newtonian fluid flow. An elastic incompressible material with large deformation was considered for arterial wall. The specified boundary conditions for the Navier-Stokes equations are real pulsatile pressure waveform of brachial artery at inflow and outflow. Fluid and solid equations were solved with ALE-based loose coupling method for FSI problems. Results were showed the significant decreasing in time dependent wall shear stress with increasing elastic modulus of vessel wall. Also, at the same pressure gradient and different stiffness of vessel wall, different flow rate was obtained. It can be concluded that the measuring of pressure wave and using it as a boundary condition is non-invasive and more suitable to study the blood vessel characteristics.

Key words: Fluid- structure interaction, Real pulsatile pressure waveforms, Elastic artery, Large displacement.

۱- مقدمه

آشکار شده است که بسیاری از بیماری‌های قلبی و عروقی با پارامترهای همدینامیکی و ویژگی‌های مکانیکی دیواره شریان ارتباط نزدیکی دارند. سلول‌های اندوتلیال در دیواره داخلی شریان‌ها تحت تاثیر تنش برشی ناشی از جریان خون از یک طرف و کرنش محیطی ناشی از نوسان دیواره شریان از طرف دیگر قرار دارند. این باور وجود دارد که این دو نیرو و اندرکنش آنها نقش مهمی در تغییر یافتن ساختار شریان و گسترش بیماری ایفا می‌کنند.

سیستم سرخرگی انسان را می‌توان شبکه‌ای از لوله‌ها با قطرهای متفاوت فرض کرد. در زمان برقراری جریان خون، یک سیال غیرقابل تراکم، در بدن این لوله‌ها در اثر نوسانات فشار ناشی از قلب تغییر شکل می‌دهند. انتقال موج‌های فشار با سرعت معین در خون در نتیجه تبادل انرژی مابین خون و دیواره شریان است. بنابراین مدل‌سازی تغییرات زمانی تغییر شکل‌های شریان یا انتشار موج، تقابل سیال با دیواره جامد بوده و یک مسئله^۱ FSI است. با توجه به اهمیت موضوع محققین تلاش‌های زیادی در این زمینه انجام داده‌اند. شاید ویت زینگ اولین کسی بود که معادلات حرکت را برای لوله الاستیک حاوی سیال حل کرد. مطالعه او محدود به سیال غیر لزج بود [۱۹]. در سال ۱۹۵۷ ون مرسلی یک حل هارمونیک برای حرکت سیال و دیواره در یک جداره تغییر شکل‌پذیر به دست آورد [۱۶]. کار او شروع تحقیقات زیادی در این زمینه شد. ون مرسلی معادلات ناویه استوکس خطی شده را برای پوسته استوانه‌ای الاستیک، با دیواره نازک و ایزوتروپ، به طور تحلیلی حل کرد. او در مطالعات خود سیال را لزج در نظر گرفت. پس از او محققین زیادی در راستای گسترش تئوری ون مرسلی به لوله‌های جدار ضخیم، رفتار ویسکوالاستیک و Anisotropic ماده و در نظر گرفتن جمله‌های غیر خطی در معادلات ناویه استوکس، تحقیقاتی را انجام دادند. در همه این مطالعات حرکت دیواره از نظر فیزیکی و هندسی خطی بود. با پیشرفت روش‌های عددی و نیاز به استفاده از مدل‌های کامل‌تر تلاش‌هایی برای شبیه‌سازی عددی اندرکنش سیال-جامد در سیستم قلب و عروق شروع شد. ردینک (۱۹۹۱)، پیتراپیزا و اینزولی (۱۹۹۳) از روش غیر همبسته استفاده نمودند. در روش غیر همبسته، معادلات برای دیواره و

سیال به صورت جداگانه حل می‌شوند [۱۷، ۱۸]. با جریان ورودی معین، موج فشار با استفاده از تئوری انتشار موج خطی به دست می‌آید. سپس معادلات تعادل برای دیواره با استفاده از فشار قبلی محاسبه شده به عنوان شرط مرزی طبیعی حل می‌شوند. شبکه سیال برای محاسبه حرکت سیال بر اساس نیاز تغییر داده می‌شود. ردینک (۱۹۹۱) فقط المان‌های بیرونی شبکه رگ کاروتید سه بعدی را تغییر داد. در حالی که در کارهای بعدی ردینک و همکارانش (۱۹۹۳) روی لوله دو بعدی، همه المان‌ها تغییر داده شدند. در هر دو مدل دو بعدی و سه بعدی حرکت نقاط گره نسبت به مختصات ساکن حذف شدند. در نهایت حرکت سیال با روش المان محدود تابع Penalty توسط ون دی وز و همکارانش محاسبه شد [۲۰]. از آنجا که در مسائل با پیچیدگی‌های مختلف، نظیر جنس ماده و شکل هندسی آن مدل انتشار موج مناسبی در دسترس نمی‌باشد، روش غیر همبسته به مدل‌های ساده محدود شد [۴].

هیلبرت (۱۹۸۶)، استینمن و همکارانش (۱۹۹۴) و پرکتولد و همکارانش (۱۹۹۵) روش حل همبسته سازی ضعیف^۲ را برگزیدند. در ورودی این مدل ها جریان توصیف شده و در خروجی فشارها را آزمایش به دست آمده‌اند [۱]. برای به دست آوردن یک حل تناوبی ۲/۵ ضربان در جریان شبیه‌سازی شده است. پرکتولد و همکارانش (۱۹۹۵) نتیجه گرفتند که مقدار تنش برشی در دیواره الاستیک تا ۲۵ درصد نسبت به دیواره صلب کاهش می‌یابد. استینمن و همکارانش (۱۹۹۴) روش مشابه ارائه شده توسط هیلبرت (۱۹۸۶) را به کار برده‌اند. آنها معادله حرکت سیال را با روش تابع penalty حل و فشار خروجی را با تئوری موج خطی به جای استفاده از داده‌های آزمایشگاهی محاسبه نمودند. روتن (۱۹۹۸) از روش همبسته‌سازی ضعیف برای شبیه‌سازی دو بعدی و سه بعدی جریان ضربانی خون در رگ ایزوتروپ و غیر ایزوتروپ بهره برد [۴]. او از تابع دانسیته انرژی کرنشی برای مدل‌سازی رفتار غیرخطی دیواره استفاده نموده است. کیو و همکارانش (۲۰۰۰) خاصیت الاستیک دیواره رگ کرونری را با منحنی تغییر شعاع رگ که از آزمایش حاصل شده بود، به صورت شرط مرز متحرک در مدل لحاظ نموده است. او از تابع Free surface نرم افزار FIDAP7.62 بهره برده

1- Fluid-structure interaction (FSI)

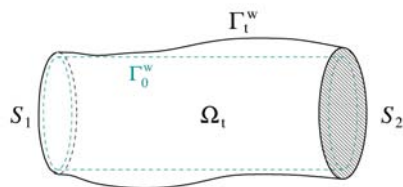
2- Loose coupling

است که یک نرخ جریان تقریباً یکنواختی را در بستر مویرگی شاهد هستیم. همچنین اندازه‌گیری فشار توسط ابزارهای موجود غیر تهاجمی‌تر از اندازه‌گیری جریان است. به منظور مطالعه این پدیده، در این تحقیق از شرایط مرزی فشار نوسانی در ورودی و خروجی مدل FSI جریان استفاده شده است.

۲- روش تحقیق

۲-۱- مدل ریاضی

با وجود ترکیب پیچیده خون، در رگ‌های بزرگ این ذرات ابعاد بسیار کوچکتری از قطر رگ دارند و خون را می‌توان سیال هموزن و غیر قابل تراکم فرض کرد. به علاوه، می‌توان فرض کرد که خون در تنش‌های برشی بالا شبیه سیال نیوتنی رفتار می‌کند [۳]. شکل (۱) قطعه‌ای از شریان قابل اتساع را نشان می‌دهد.



شکل ۱- قطعه‌ای از شریان قابل اتساع

معادلات ممنتوم و پیوستگی سیال نیوتنی ضمن صرف‌نظر کردن از نیروهای حجمی به صورت ذیل بیان می‌شوند:

در Ω_f^f داریم:

$$\begin{cases} \rho_f \partial_t \mathbf{v}_f + \rho_f \mathbf{v}_f \cdot \nabla \mathbf{v}_f - \text{div} \mathbf{T}(\mathbf{v}_f, p_f) = 0 \\ \text{div} \mathbf{v}_f = 0 \end{cases} \quad (1)$$

در این معادله:

Ω_f^f میدان سیال در هر لحظه

$\mathbf{v}_f(\mathbf{x}, t)$ بردار سرعت سیال $\mathbf{x} \in \Omega_f^f, t > 0$

$p_f(\mathbf{x}, t)$ فشار سیال

ρ_f چگالی سیال

μ_f ویسکوزیته دینامیکی سیال

$\mathbf{T}(\mathbf{v}_f, p_f) = -p_f \mathbf{I} + 2\mu_f \mathbf{D}(\mathbf{v}_f)$ تانسور تنش کاوچی

$\mathbf{D}(\mathbf{v}_f) = 1/2(\nabla \mathbf{v}_f + (\nabla \mathbf{v}_f)^T)$ تانسور نرخ کرنش

است. ورودی اکثر این مدل‌ها شکل موج جریان نوسانی است [۵]. دهارت و همکارانش (۲۰۰۱) از الگوی گسسته‌سازی ناحیه مجازی و الگوریتم همبسته‌سازی ضعیف برای مدل‌سازی دو بعدی حرکت دریچه آئورت، در اثر جریان خون در فاز سیستول استفاده نموده‌اند. آنها مدل خود را با فرضیاتی مانند صلب بودن رگ آئورت و ناچیز بودن اینرسی دریچه ساده کرده‌اند. در عوض جابه‌جایی‌های بزرگ دریچه را در مدل لحاظ نموده‌اند. دهارت و همکارانش (۲۰۰۳) از روش مشابهی برای مدل‌سازی سه بعدی حرکت دریچه آئورت در اثر جریان خون، در رگ قابل اتساع استفاده نمودند ولی این بار با ارائه یک الگوریتم همبسته‌سازی ضمنی تلاش در بالا بردن بازده محاسبات و رفع مشکلات مسئله قبلی دارند [۹، ۱۲، ۱۳]. یکی از مشکلاتی که محققین در مدل‌سازی اندرکنش جریان ضربانی و دیواره شریان می‌کنند، تفاوت ناچیز بین جرم حجمی خون و دیواره شریان است، که باعث ناپایدار شدن الگوریتم‌های همبسته‌سازی ضعیف می‌شود. نوبیل (۲۰۰۱) با ارائه چند الگوریتم همبسته‌سازی ضمنی سعی در رفع بعضی از این مشکلات داشت. او در کار خود دیواره شریان را با مدل غشای الاستیک با جابه‌جایی شعاعی شبیه‌سازی نموده است. همچنین او سعی نموده فشار نوسانی را به عنوان ورودی در مدل اعمال کند [۸]. سبرال (۲۰۰۲) جریان خون در رگ کاروتید را با مدل سیال نیوتنی غیر قابل تراکم و مدل جامد ساده شبیه‌سازی کرده است. او در راستای کلینیکی کردن تحقیق خود از مدل‌های واقعی شریان حاصل از تصاویر MRI استفاده نموده است [۱۰]. او نتیجه گرفت که در مدل شریان الاستیک نواحی با تنش برشی کم‌تر از (10 dyne/cm^2) گسترده‌تر از مدل شریان صلب است. بعضی از محققین از روش‌های همبسته کردن دو نرم افزار برای حل مسائل همودینامیکی بهره برده‌اند. از جمله لی و همکارانش (۲۰۰۲) از نرم افزارهای ABAQUS7 و CFX4.2 برای بررسی جریان خون در رگ با گرفتگی متوسط استفاده نموده‌اند. گروهی نیز با همبسته کردن نرم افزارهای ANSYS و CFX سعی در بررسی جریان خون در دریچه‌ها و شریان‌ها دارند [۷ و ۱۱].

همانطور که از مطالعه مقالات دیده می‌شود اکثر محققین از شرط مرزی جریان نوسانی در مدل‌های خود استفاده کرده‌اند. اما واقعیت این است که عامل جریان نوسانی در سیستم شریانی از تولید موج فشار توسط قلب ناشی می‌شود. مکانیزم انتشار موج‌های فشار ناشی از قلب به سمت رگ‌های محیطی طوری

$$\sigma_s = {}^4 C : \varepsilon \quad (3)$$

در این معادله:

تانسور مرتبه چهار الاستیک ${}^4 C$
 علامت ضرب دوگانه
 تانسور کرنش برای تغییر شکل‌های کوچک

$$\varepsilon = 1/2(\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T)$$

اما این روش بیان کرنش برای تغییر شکل‌های بزرگ مناسب نیست. لذا برای این منظور باید از کرنش گرین- لاگرانژ استفاده نمود. برای استفاده از این کرنش باید تنش متناظر با آن تطبیق داده شود. تانسور تنش متناظر با این کرنش، تانسور تنش مرتبه دوم پیولا- کریشف است. این تانسور (S) پایا است و برای محاسبه تغییر شکل‌های بزرگ مناسب است. رابطه آن با تنش کاوچی عبارت است از:

$$\sigma_s = \frac{1}{J} F \cdot S \cdot F^T \quad (4)$$

که J ژاکوبین (دترمینان F) و $F^T = (\nabla_0 \vec{x})^T$ تانسور گرادیان تغییر شکل نسبت به شکل اولیه جامد است. این تانسور هم چرخش و هم تغییر طول را در بر می‌گیرد. بنابراین، تانسور کرنش گرین- لاگرانژ به صورت زیر بیان می‌شود:

$$E = \frac{1}{2}(F^T F - 1) \quad (5)$$

البته این تانسور برای تغییر شکل‌های کوچک به شکل تانسور کرنش خطی ε ساده می‌شود. لازم به ذکر است که برای تغییر شکل‌های بزرگ معادله پیوستگی جامد غیر قابل تراکم به شکل ذیل در می‌آید.

$$\det(F) = 1 \quad (6)$$

۲-۲- شرایط همبسته‌سازی

تا به حال معادلات سیال و جامد به طور جدا بیان شدند. اما برای رسیدن به یک همبسته‌سازی معادلات، شرایطی باید به

دیواره شریان‌ها از سه لایه مجزا از نظر ساختار و خواص مکانیکی تشکیل شده‌اند که به ترتیب از داخل به خارج با نام‌های تونیکا اینتیما، تونیکا مدیا و تونیکا ادونتیشیا شناخته شده‌اند. الاستین موجود در مدیا قسمت اعظم فشار را در کرنش‌های کم تحمل می‌کند. فیبرهای کلاژن در ادونتیشیا، جابه‌جایی شعاعی جداره را در فشارهای بالاتر خون محدود کرده و باعث افزایش شیب منحنی سختی جداره در کرنش‌های بالا می‌شود که این پدیده باعث بروز خاصیت غیرخطی در مکانیک دیواره شریان‌ها می‌گردد [۳]. پدیده‌هایی همچون انتشار موج در طول سیستم شریانی و توزیع موضعی کرنش‌ها، کاملاً متأثر از این خاصیت غیر خطی می‌باشند. لذا باید حداقل امکان از تئوری‌های جابه‌جایی‌های بزرگ برای مدل‌سازی این خاصیت استفاده شود. در این تحقیق جداره شریان جامد الاستیک ایزوتروپ فرض شده و از تئوری تغییر شکل‌های بزرگ برای بیان تغییر شعاع شریان استفاده شده است.

از نظر مکانیک جامدات، بهترین توصیف برای بیان معادلات جامد توصیف لاگرانژی است. در این توصیف از نقطه مادی ذرات توسط دستگاه مختصات متحرک دنبال می‌شوند. در حالت کلی معادلات منتم و پیوستگی الاستودینامیک جامد را می‌توان به شکل ذیل بیان نمود:

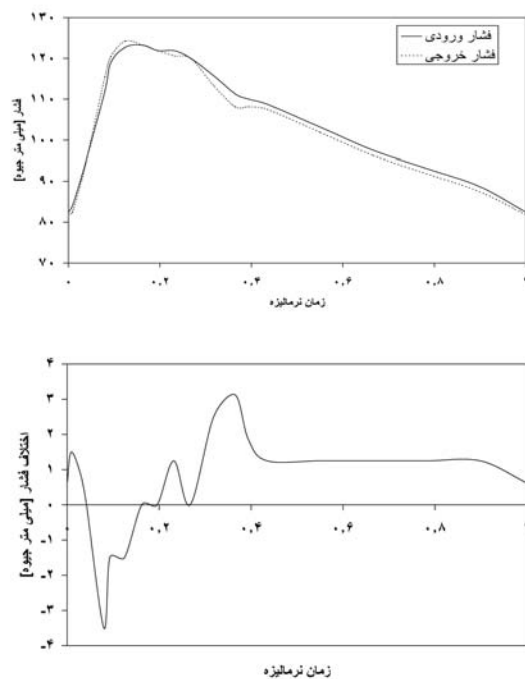
$$\begin{cases} \rho_s \ddot{\mathbf{u}}_s = \nabla_0 \cdot \sigma_s + \rho_s \mathbf{f} \\ \frac{\partial \rho_s}{\partial t} + \nabla_0 \cdot \rho_s \mathbf{u}_s = 0 \end{cases} \quad \text{در } \Omega_0^s \text{ داریم:} \quad (2)$$

در این معادله:

Ω_0^s میدان جامد اولیه
 \mathbf{u}_s بردار جابه‌جایی جامد
 σ_s تانسور تنش کاوچی
 \mathbf{f} بردار نیروهای خارجی وارد بر جامد
 ρ_s چگالی جامد

در معادله (۲) گرادیان بر اساس مختصات متحرک تعریف و با گرادیان تعریف شده در معادلات سیال متفاوت است. اگر جامد الاستیک و ایزوتروپ بوده و از قانون هوک پیروی کند، تانسور تنش کاوچی به صورت ذیل بیان می‌شود:

المانها بررسی شده است. از دو توزیع فشار ثبت شده به صورت *in vivo*، به عنوان شرط مرزی ورودی و خروجی استفاده شده است [۲]. این دو پروفیل از دو نقطه به فاصله ۵ سانتیمتر از شریان براکیال، که با ابعاد مسئله ارائه شده همخوانی دارد، به دست آمده است (شکل ۲). همچنین در ابتدا و انتهای شریان جابه‌جایی محوری محدود شده است. در مرکز شریان نیز به علت تقارن سرعت شعاعی صفر فرض شده است.



شکل ۲- شکل موج فشار ورودی و خروجی واقعی و اختلاف فشار متناظر

از آنجا که قطر و ضخامت شریان مورد نظر در منابع در فشار متوسط گزارش شده است، یک روش سعی و خطا برای بدست آوردن ابعاد شریان در فشار صفر به کار برده شد. کمیت‌های سیال و جامد مورد استفاده در مسئله حاضر در جدول (۱) خلاصه شده‌اند.

مسئله اضافه شود که این شرایط، شرایط همبسته‌سازی گفته می‌شوند [۶ و ۱۴]:

شرط اول: مرز مشترک سیال و جامد به عنوان یک مرز Dirichlet برای سیال عمل می‌کند، یعنی سرعت سیال باید با سرعت جامد در مرز برابر باشد (این شرط چسبندگی سیال به مرز جامد را تضمین می‌کند):

در Γ^c داریم:

$$v_f = \dot{u}_s \quad (7-الف)$$

که Γ^c معرف مرز مشترک سیال و جامد است. شرط دوم: مرز مشترک سیال جامد به عنوان یک مرز Neumann برای جامد عمل می‌کند، یعنی نیروی سطحی سیال در مرز به عنوان بارهای سطحی جامد عمل می‌کند.

در Γ_{0s}^c داریم:

$$t_{0s} = -\frac{d\Gamma_{ts}}{d\Gamma_{0s}} t_f \quad (7-ب)$$

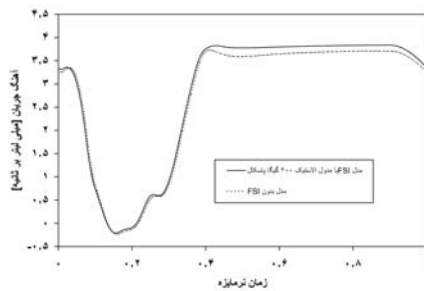
اندیس‌های 0 و t به ترتیب شکل اولیه مرز مشترک سیال-جامد و شکل تغییر یافته آن در لحظه t را نشان می‌دهند. بنابراین، نیروهای سطحی روی شکل مرجع تصویر می‌شوند و تغییر علامت می‌دهند، چون بردارهای نرمال سطح به سمت خارج برای سیال و جامد در مرز خلاف جهت هم هستند. این فرمول‌بندی طوری بیان شده است که مرز سیال با جامد حرکت کند. شرایط همبسته‌سازی بقای جرم، ممنتوم و انرژی مکانیکی را در مرز مشترک ارضا می‌کنند. درجه همبسته‌سازی معادلات سیال و جامد به میزان مشارکت این شرطها در سیستم معادله‌ها دارد.

۲-۳- روش حل

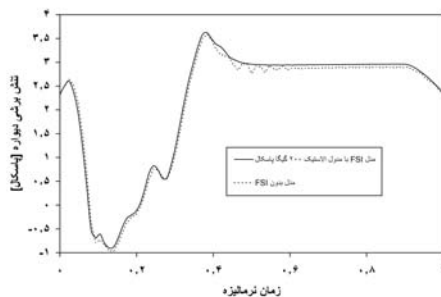
معادله‌های سیال و جامد در کنار شرایط همبسته‌سازی با استفاده از الگوریتم همبسته‌سازی ضعیف بر اساس روش ALE توسط نرم افزار FIDAP8.5 برای شریان متقارن محوری حل شده‌اند. تعداد المان‌های سیال و جامد به ترتیب ۲۸۰۰ و ۱۱۲۰ می‌باشند. باید خاطر نشان نمود که وابستگی جوابها به تعداد

جدول ۱- کمیت‌های خون و دیواره شریان

ضریب پواسن	مدول الاستیک [MPa]	ضخامت شریان در فشار متوسط [mm]	شعاع شریان در فشار متوسط [mm]	ضخامت شریان در فشار صفر [mm]	شعاع شریان در فشار صفر [mm]	دانسیتیه [kg/m ³]	ویسکوزیته [Pa.s]	کمیت‌ها
		۰/۶۷	۲/۰	۰/۷۳	۱/۸			مدل
۰/۴۵	۰/۴۵	-	-	-	-	۱۱۰۰	-	دیواره شریان
۰/۰۰۱	۱/۰	-	-	-	-	۱۰۵۰	۰/۰۰۳۵	خون



شکل ۳- مقایسه تقریب دبی مدل FSI و مدل بدون FSI



شکل ۴- مقایسه تقریب تنش برشی دیواره مدل FSI و مدل بدون FSI

FSI بدون

۳-۲- تغییرات شعاع

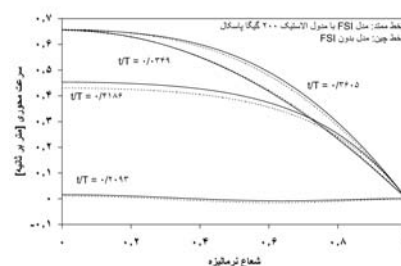
بعد از ارزیابی الگوریتم FSI، مدل (ابعاد شریان در فشار صفر) با مدول الاستیک ۴۵۰ کیلوپاسکال حل شده است تا تغییر شعاع شریان و پارامترهای مربوطه مورد تحلیل قرار گیرند. شکل (۶) فشار و شعاع شریان در مقطع میانی را نشان می‌دهد. همان طور که از نتایج واضح است شریان در شرایط حاضر ۴/۶ درصد تغییر شعاع را تجربه می‌کند و تغییرات فشار را دنبال می‌کند.

در ابتدا برای همگرایی حل فشار داخل شریان مورد نظر در مدت زمان یک ثانیه تا فشار متوسط ۸۰ میلی‌متر جیوه رسانده و سپس تغییرات فشار به آن اعمال شد. سپس مسئله ارائه شده برای پنج سیکل قلبی با تناوب ۰/۸۶۲۵ ثانیه حل شده است. نتایج نشان می‌دهند جابه‌جایی‌ها بعد از سیکل دوم تغییر نمی‌کنند ولی سرعت‌ها از سیکل چهارم ثابت می‌شوند. بنابراین نتایج حاصل از سیکل پنجم و در مرکز شریان جمع‌آوری شده‌اند.

۳- نتایج

۳-۱- ارزیابی

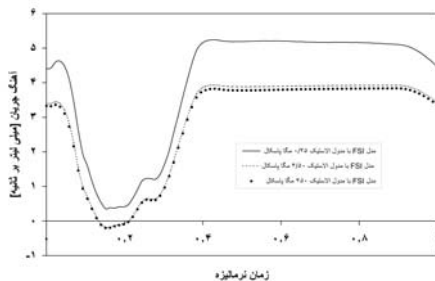
برای ارزیابی الگوریتم FSI مسئله ارائه شده برای مدول الاستیک بالا حل شده است. در این شرایط جابه‌جایی‌های دیواره بسیار اندک است. بنابراین، نتایج آن با مدل بدون FSI (صلب بودن دیواره) مقایسه شده‌اند. نتایج نشان می‌دهند که مقادیر سرعت‌ها در مدل بدون FSI بعد از سیکل هشتم ثابت می‌شوند. شکل (۳) مقایسه پروفیل‌های سرعت در مدل FSI و مدل بدون FSI را نشان می‌دهد. با توجه به این شکل می‌توان از نتایج حل FSI مطمئن شد. اختلاف اندکی در سرعت‌ها در نزدیکی خط مرکزی شریان دیده می‌شود. به طوری که خطای تقریب دبی ۳/۳ درصد و خطای تقریب تنش برشی دیواره ۲/۵ درصد می‌باشد. این اختلاف در شکل‌های (۴ و ۵) نشان داده شده‌اند.



شکل ۵- پروفیل‌های سرعت در زمان‌های مختلف سیکل قلبی

مدل FSI و مدل بدون FSI

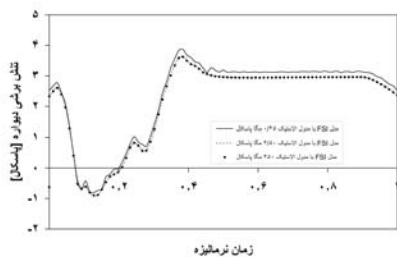
شکل (۸) تغییرات آهنگ جریان عبوری از شریان را در سختی‌های مختلف دیواره نشان می‌دهد. نتایج نشان می‌دهند، به ازای اختلاف فشار یکسان، با افزایش سختی دیواره شریان آهنگ جریان عبوری از شریان کاهش می‌یابد. به طوری که با افزایش ده برابری مدول الاستیک، دبی ۳۷ درصد کاهش می‌یابد. اما باید توجه داشت که این کاهش با افزایش بیشتر مدول الاستیک تغییر محسوسی نمی‌کند. بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که وقتی سختی دیواره طوری باشد که جابه‌جایی‌ها از مرتبه میلی‌متر باشند، دبی به شدت متأثر از خاصیت الاستیک دیواره است.



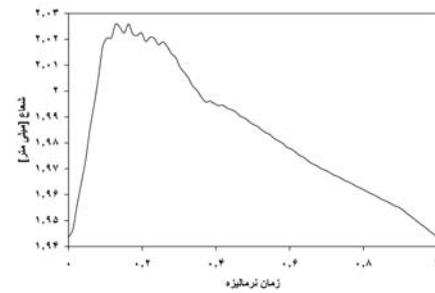
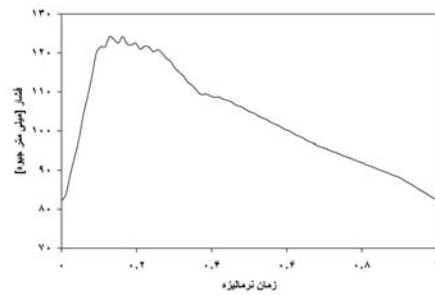
شکل ۸- تغییر آهنگ جریان با تغییر سختی شریان در یک سیکل قلبی

۳-۴- اثر الاستیسیته بر تنش برشی

شکل (۹) تغییرات تنش برشی دیواره در اثر سخت شدن دیواره را نشان می‌دهد. همانطور که از نتایج واضح است با افزایش ده درصدی مدول الاستیک تنش برشی حداکثر و حداقل به ترتیب ۶ درصد و ۱۲ درصد کاهش می‌یابند. این تأثیر با سخت شدن بیشتر شریان به مراتب کمتر می‌شود.



شکل ۹- تغییر تنش برشی دیواره با تغییر سختی شریان در یک سیکل قلبی

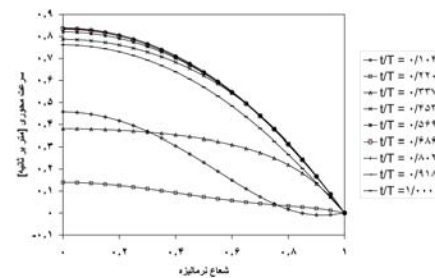


شکل ۶- فشار و شعاع شریان در مقطع میانی در مدل الاستیک (E=0.45 MPa)

نکته مهمی که از نتایج بر می‌آید اختلاف فاز بین تنش برشی و کرنش محیطی (هم فاز با تغییر شعاع شریان) در شریان الاستیک می‌باشد. مقدار این اختلاف فاز به عنوان عامل مهم در بیماری‌های شریان مطرح می‌باشد.

۳-۳- اثر سختی دیواره بر آهنگ جریان

پروفیل‌های سرعت در طول سیکل قلبی شریان الاستیک در شکل (۷) رسم شده‌اند.



شکل ۷- پروفیل‌های سرعت در زمانهای مختلف سیکل قلبی مدل الاستیک (E=0.45 MPa)

۳-۵- مقایسه نتایج با مدل صلب

از آنجا که تحقیقات انجام شده بر روی مدل‌های صلب اکثراً با ابعاد شریان در فشار متوسط انجام شده‌اند، لذا برای بررسی خطای حاصل از حذف خاصیت الاستیک دیواره در مدل‌سازی، نتایج مدل الاستیک با مدل صلب با ابعاد در فشار متوسط مقایسه شده‌اند. شکل (۱۰) تفاوت تقریب دبی و تنش برشی دیواره در مدل الاستیک و صلب را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود در شرایط یکسان تقریب آهنگ جریان توسط مدل صلب بیشتر از مدل الاستیک است. این خطا در حدود ۱۰ درصد می‌باشد. تنش برشی حداکثر و حداقل شریان الاستیک به ترتیب $3/8673$ و $-0/80$ پاسکال و شریان صلب به ترتیب $3/8701$ و $-0/7084$ پاسکال می‌باشد. خطای پیش‌بینی تنش برشی حداکثر و حداقل توسط مدل‌های صلب به ترتیب $0/2$ و 12 درصد می‌باشد. در مدل حاضر افزایش شعاع شریان حدود $4/6$ درصد است. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت در صورتی که افزایش شعاع شریان بیشتر باشد الاستیسیته شریان در نتایج حاصل تاثیر بیشتری خواهد داشت.

۴- نتیجه‌گیری

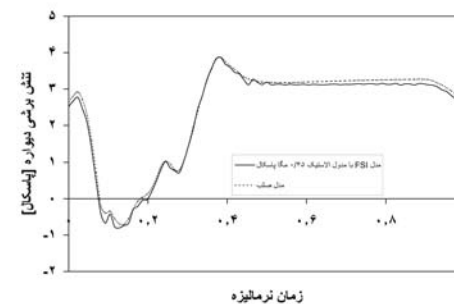
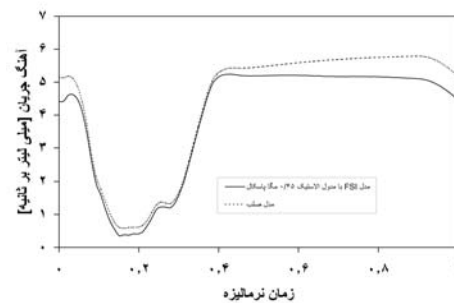
مدل FSI برای شبیه‌سازی اثر متقابل دیواره الاستیک و جریان خون ارائه شده است. شرط مرزی گردایان فشار به عنوان عامل اصلی جریان در سیستم شریانی (به علت خاصیت پمپاژ قلب) استفاده شده است. علت استفاده از شریان براکیال در دسترس بودن داده‌های آزمایشی فشار نوسانی در مراجع می‌باشد. در صورت داشتن اطلاعات مورد نیاز این مدل قابل تعمیم به شریان‌های مختلف و در شرایط بیماری می‌باشد. ارزیابی مدل نشان می‌دهد که مدل حاضر در به دست آوردن پارامترهای سیال و جامد موفق است. در صورت دسترسی به موج‌های فشار غیر تهاجمی ابزار مفیدی در مطالعه سیستم شریانی به حساب می‌آید. در حال حاضر اکثر شبیه‌سازی‌ها با شرط مرزی جریان نوسانی و بدون در نظر گرفتن فشار واقعی در شریان حل می‌شوند.

این مدل امکان مطالعه همزمان دو عامل شناخته شده در بیماری‌های شریان‌ها را (که همان تنش برشی سیال در دیواره و کرنش محیطی ناشی از تغییرات شعاع شریان) فراهم می‌کند. اختلاف فاز بین این دو و تغییرات آن به هنگام تغییر هندسه یا تغییر سایر پارامترها به عنوان عامل حیاتی مطرح است.

خطای ده درصدی تقریب دبی توسط مدل صلب گواه خوبی برای استفاده از مدل‌های الاستیک در جهت بهره‌گیری کلینیکی از نتایج عددی می‌باشد. خطا در تقریب تنش برشی دیواره در مدل صلب به مراتب کمتر از تقریب دبی است.

مراجع

- [1] Perktold, K., Rappitsch, G. "Computer Simulation of Local Blood Flow and Vessel Mechanics in a Compliant Carotid Artery Bifurcation Model", J. Biomechanics, Vol. 28, Issue 7, pp. 845-856, July 1995.
- [2] Nichols, W.W., O'Rourke M.F. "McDonald's Blood Flow in Arteries", Fourth edition, Oxford University Press. Inc., pp. 184, 1998.
- [3] Fung, Y.C. "Biomechanics: Circulation", Second edition, Springer, pp. 125-129, 1996.
- [4] Rutten, M.C.M. "Fluid-Solid Interaction in Large Arteries", PhD thesis, Eindhoven University of Technology, September 1998.
- [5] Qiu, Y., Tarbell, J.M. "Numerical Simulation of Pulsatile Flow in a Compliant Curved Tube Model of a Coronary Artery", J.



شکل ۱۰- تغییرات دبی و تنش برشی در شریان الاستیک و صلب در یک سیکل قلبی

- Computational Analysis of Fluid-Structure Interaction in the Aortic Valve”, J. Biomechanics, Vol. 36, pp. 103-112, 2003.
- [13] De Hart, J., Baaijens, F.P.T., Peters, G.W.M., Schreurs, P.J.G. “A Computational Fluid-Structure Interaction Analysis of a Fiber-Reinforced Stentless Aortic Valve”, J. Biomechanics, Vol. 36, pp. 699-712, 2003.
- [14] Collins, M.W., Pontrelli, G., Atherton, M.A. “wall- Fluid Interactions in Physiological Flows”, WITpress, 2004.
- [15] Hilbert, D. “An efficient Navier-Stokes solver and its application to fluid in elastic tubes”, Colloquia Mathematica Societatis Janos Bolyai, Vol. 50, pp. 439-447, 1986.
- [16] Womersley, J.R. “An elastic tube theory of pulse transmission and oscillatory flow in mammalian arteries”, Technical report, Wright Air Development Centre: tr 56-614, 1957.
- [17] Reuderink, P.J.R. “Analysis of the flow in 3D distensible model of the carotid artery bifurcation”, PhD thesis, Eindhoven university of Technology, 1991.
- [18] Pietrabissa, R., Inzoli, F. “Computational analysis of the fluid dynamics of a pulsatile flow in an elastic tube”, Isb XIVth Cogress, Vol. 14, pp. 1040-1041, 1993.
- [19] Witzing, K., “Über erzwungene wellenbewegungen zaher, inkompressibilen flüssigkeiten in elastischen rohren”, Inaugural Dissertation, University of Bern, 1914.
- [20] Van de Vosse, F.N., van Steenhoven, A.A. “Segal A., Janssen J.D., A finite element analysis of the steady laminar flow in 90 degree curved tube”, Intern J Numer Meth Fluids, Vol. 9, pp. 275-287, 1989.
- Biomechanical Engineering, Vol. 122, pp. 77-85, February 2000.
- [6] Shirouzu, S., Kawakami, M., Sugano, H. “A Coupled Fluid-Structure Analysis of Mechanical Interactions between Pulsatile Blood Flows and Arteries”, 2001 Bioengineering Conference, BED-Vol. 50, ASME 2001.
- [7] Hose, D.R., Lawford, P.V., Narracott, A.J., Penrose, J.M.T., Staples, C.J., Jones I.P., Hamill I.S., Sweeney D. “Fluid Structure Interaction: Coupling of CFD FE”, 18th CAD-FEM Users’ Meeting, International FEM-Technologietage, Graf-Zepplin-Haus, Friedrichshafen, 20-22th September 2000.
- [8] Nobile, F. “Numerical Approximation of Fluid-Structure Interaction Problems with Application to Haemodynamics”, PhD thesis, laurea in ingegneria elettronica, Politecnico di Milano, Italie et de nationalite italienne, 2001.
- [9] De Hart, J. “Fluid-Structure Interaction in the Aortic Heart Valve: a three-dimensional computational analysis”, PhD thesis, Eindhoven : Technische Universiteit Eindhoven, 2002.
- [10] Cebal, J.R., Yim, P.J., Lohner, R., Soto, O., Choyk,e P.L. “Blood Flow Modeling in Carotid Arteries with Computational Fluid Dynamics and MRI Imaging”, Acad. Radiol., Vol. 9, pp. 1286-1299, 2002.
- [11] Lee, K.W., Xu, X.Y. “Modeling of Flow and Wall Behavior in A Mildly Stenosed tube”, Medical Engineering & Physics, Vol. 24, Issue 9, pp. 576-586, November 2002.
- [12] De Hart, J., Peters, G.W.M., Schreurs, P.J.G., Baaijens, F.P.T. “A Three-Dimensional