

شبیه سازی جامد - سیال رگ مصنوعی آئورت ساخته شده از مواد هدفمند با ضرایب ناهمگنی متفاوت

آرزو خسروی

میلاذ سلیمی بنی

حسین بحرینی زاد*

استادیار، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی بقیه الله، تهران، ایران
 کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران
 کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

چکیده

گرافت رگ مصنوعی از جمله عمل های پرکاربرد در بدن انسان است. برای جلوگیری از آسیب به همودینامیک خون، رفتار مکانیکی این پروتز باید هرچه نزدیکتر به رفتار رگ طبیعی باشد. هدف اصلی این مقاله ایجاد یک مدل مناسب برای بررسی رفتار رگ مصنوعی و سپس ارائه یک رگ مصنوعی مناسب با استفاده از مواد هدفمند تابعی است. در این مقاله، هندسه، ضخامت سه لایه ای مرکب و شرایط فشار خون در قسمت صعودی رگ واقعی آئورت به روش المان محدود درون نرم افزار Adyna شبیه سازی شده و جایجایی شعاعی بر حسب زمان، جایجایی شعاعی بر حسب طول، تنش پیرامونی و تنش فون مایز رگ به دست آمده است. پس از اعتبارسنجی شبیه سازی های انجام شده با نتایج کد نویسی، از دو ماده مصنوعی موجود و متداول برای ساخت رگ های مصنوعی جهت طراحی مواد هدفمند با ضرایب ناهمگنی مختلف استفاده شد. پس از شبیه سازی مواد هدفمند توانی و رگ واقعی (منظور از رگ واقعی اعمال خواص مکانیکی و لایه های مشابه رگ واقعی درون نرم افزار می باشد) در نرم افزار بصورت جامد-سیال، پارامترهای پاسخ برای مقادیر مختلف ناهمگنی محاسبه و با رفتار رگ واقعی مقایسه شد. نتایج این پژوهش پیشنهاد می کنند که استفاده از ماده هدفمند ساخته شده از داکرون، تفلون و پلی اورتان با ضریب ناهمگنی مناسب می تواند نزدیکترین رفتار را نسبت به رگ واقعی داشته باشد.

واژه های کلیدی: استوانه جدار ضخیم؛ رگ مصنوعی؛ روش المان محدود؛ ضریب ناهمگنی؛ مواد هدفمند.

Fluid-Structure Interaction Simulation of Aorta Artificial Vessel Made of Functionally Graded Material with Different Heterogeneous Indexes

A. Khosravi

M. Salimi bani

H. Bahreinizad

Medical School, Baqiyatallah University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Mechanical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

Abstract

Artificial vessel graft is one of most common procedures. In order to prevent damaging the blood hemodynamic's, mechanical behavior of this prosthesis should be close to the natural blood vessel. The main goal of this study is to develop an adequate model for artificial blood vessel analysis and to use that model to design a good artificial vessel with functionally graded material. In this study, geometry, three layer structure and pressure conditions of blood in ascending part of aorta have been modeled, and radial displacement versus time, radial displacement versus length, circumferential and von-mises stress have been obtained. After validating this simulation, two common materials for artificial blood vessel were used to design functionally graded materials with different heterogeneous indexes. After FSI simulation of artificial vessel made of parabolic functionally graded material and natural vessel, response parameters for different heterogeneous indexes were calculated and compared with the natural vessel behavior. Results of this study suggest that using a functionally graded material made of Dacron, Teflon and Polyurethane with intermediate heterogeneous index shows a close behavior to the natural blood vessel.

Keywords: Thick cylinder; Artificial vessel; Finite element method; Heterogeneous index; Functionally graded materials.

۱- مقدمه

با توجه به ساختار و هندسه رگ ها، یک مدل ساده، استفاده از استوانه های جدار ضخیم یا پوسته استوانه ای در نرم افزارهای مدل سازی با لحاظ خواص مواد تشکیل دهنده رگ می باشد [۱، ۲]. البته مدل های دقیق تر سه بعدی نیز با استفاده از عکس های سی تی اسکن CTscan رگ در نرم افزارهای شبیه ساز انجام شده است [۳].

ارائه و استفاده از مواد هدفمند (Functionally graded materials) در کاربردهای مختلف بیومهندسی در سال های اخیر گسترش یافته و مدل های مختلفی برای این مواد پیشنهاد شده اند. مشخصاً در کاربرد فعلی، بکارگیری مواد همگن یا مرکب (Composite) با مشکلاتی مانند عدم ارضای توامان شرایط دو محیط

رگ های مصنوعی جایگزین بخشی از رگ های طبیعی می شوند که در اثر بیماری های عروقی مانند گشاد شدگی دیواره رگ بر اثر بیماری آنوریسم و گرفتگی عروق بر اثر بیماری آترواسکلروز قادر به انجام وظیفه خود به عنوان مجرای خون نیستند. پیوند رگ های مصنوعی امروزه در دنیا بسیار متداول بوده و در ایران نیز صورت می پذیرد. در این تحقیق تحلیل جامد-سیال بر اساس مواد هدفمند و با استفاده از دو ماده مصنوعی موجود و متداول جهت ساخت رگ مصنوعی آئورت، با توجه به گستردگی استفاده از آن، انجام و با رگ واقعی مقایسه شده است.

حل کلی استوانه جدار ضخیم FGM تحت فشار متغیر با مکان را حل و با نتایج الاستیسیته مستوی مقایسه کردند [۱۹].

کمرات و سوئس در ۲۰۱۵ هم مدل سازی ناحیه نزولی آنورت رو انجام داده و جریان خون را بصورت ضربانی در نظر گرفتند [۲۰]. سلطان و کاواناق هم در سال ۲۰۱۵ آنورسیم را درون آنورت مدل سازی کرده و بازسازی آنرا نیز شبیه سازی کرده اند [۲۱]. همچنین در همان سال ۲۰۱۵ پیرس و میر یک مدل ساختاری برای آنورسیم آنورت ارائه داده اند [۲۲]. موربیدوچی و گالو نیز سال ۲۰۱۵ تاثیر جریان ماریچی را روی تنش برشی دیواره آنورت بررسی کردند [۲۳].

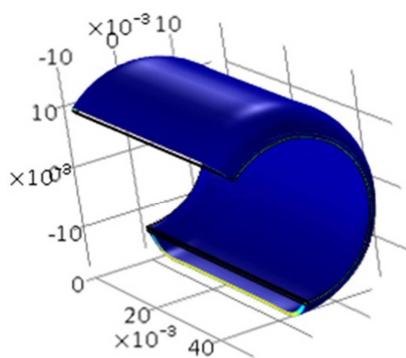
با توجه به مزایای استفاده از مواد هوشمند، هدف اصلی این مقاله ایجاد یک مدل مناسب برای بررسی رفتار رگ مصنوعی و سپس ارائه یک رگ مصنوعی با رفتار مکانیکی نزدیک به رگ طبیعی با استفاده از مواد هدفمند است.

۲- مدل سازی و اعتبارسنجی نتایج

در این بخش، ابتدا مدل متداول یک رگ با دیواره FGM الاستیک ارائه و سپس رفتار آن در نرم افزار شبیه سازی Comsol می گردد. از خروجی این شبیه ساز برای مقایسه و بررسی نتایج ماده الاستیک در این تحقیق استفاده خواهد شد. با توجه به وجود نتایج مشخص در تاریخچه برای رگ الاستیک، ابتدا کد شبیه ساز مورد استفاده و سپس سیال مدل شده با زمان در این تحقیق اعتبار سنجی می شود. مطابق شکل ۱ یک استوانه ای جدار ضخیم با مشخصات ارائه شده در جدول ۱ و روابط ۱ تا ۴ را در نظر بگیرید.

جدول ۱- مشخصات دیواره رگ الاستیک [۱۷]

ضریب پواسون	شعاع درونی (m)	شعاع بیرونی (m)
۰/۳	۰/۸	۰/۱



شکل ۱- پوسته استوانه ای بکار رفته برای مدل سازی رگ

$$\rho(r) = 8900 \left(\frac{r}{0.08} \right)^{-5.93} \quad (1)$$

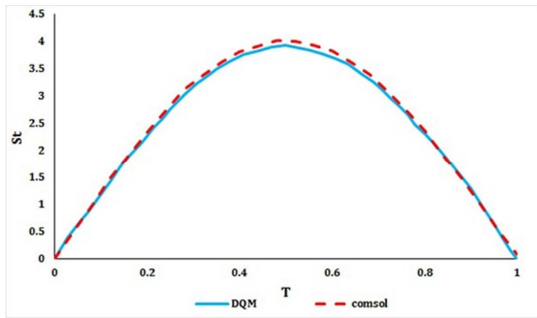
$$E(r) = 223 \times 10^9 \left(\frac{r}{0.08} \right)^2 \quad (2)$$

سیال و جامد، مقادیر تنش دور از مقدار واقعی، جدایش بین لایه‌های و تغییرات ناگهانی خواص مکانیکی خواهد شد [۴].

با توجه به مشکلات وارد گشته شده، تحقیقات برای جایگزین کردن مواد هدفمند در ساخت رگ‌های مصنوعی قوت گرفت. دلیل اصلی به کارگیری این مواد ارضای توامان شرایط بعضاً متضاد در طراحی یک سازه است. ترکیب هوشمند و پیوسته مواد با خواص مختلف (مکانیکی، حرارتی و مغناطیسی)، علاوه بر تامین نیازهای طراحی، از بروز رفتارهای ناگهانی نظیر تمرکز تنش در سازه جلوگیری خواهد نمود. مواد هدفمند یا مدرج تابعی (FGM) ابتدا توسط نینو و همکاران در سال ۱۹۸۴ مطرح [۴] و به دنبال آن مطالعات تحلیلی قابل توجهی در سال‌های نخستین قرن جدید بر روی سازه‌های ساخته شده از این مواد در کاربردهای مختلف از جمله در مدل سازی سازه‌های بیومکانیکی دیده می‌شود. بعنوان نمونه، از مواد هدفمند برای ساخت ایمپلنت دندان [۵] و جایگزین ساختن عضو تخریب شده در نواحی مختلف بدن ناشی از حادثه یا بعضی بیماریها مثل پروتز زانو [۶] یا حفره تکیه‌گاهی استخوان استابولوم مفصل لگن استفاده می‌شود [۷].

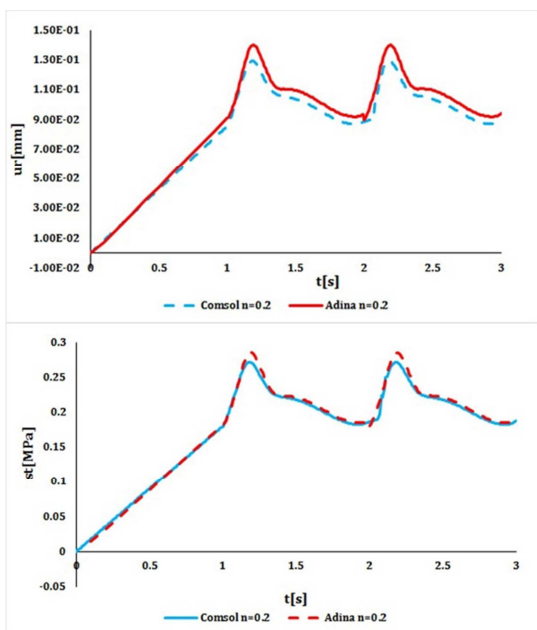
در تحقیق حاضر، با توجه به هندسه رگ، بر استفاده از مدل‌های سازه هدفمند استوانه‌ای در تحقیقات تمرکز شد. لامه نخستین بار در سال ۱۸۵۲ با استفاده از نظریه الاستیسیته مستوی، حل دقیق استوانه‌های ضخیم متقارن محوری با جدار ثابت از ماده همگن و همسانگرد تحت فشار یکنواخت را ارائه کرد و توزیع تنش و جابجایی را در استوانه توخالی بدست آورد [۸]. فوکویی و یامانا در ۱۹۹۲ روابط حاکم بر لوله‌های جدار ضخیم مدرج تابعی تحت فشار داخلی را به کمک معادلات لامه استخراج و به روش عددی حل کردند [۹]. هورگان و چان در ۱۹۹۹ معادلات یک استوانه توخالی FGM را در حالت کرنش صفحه‌ای در راستای شعاعی را استخراج و توزیع تنش را بدست آوردند [۱۰]. توتونچو و ازترک در ۲۰۰۱ حل دقیق مخازن تحت فشار استوانه‌ای و کروی جدار ثابت FGM را ارائه کردند [۱۱]. جباری و همکاران در ۲۰۰۲ تنش‌های مکانیکی و حرارتی را در یک استوانه‌ای توخالی تحت بارهای متقارن و در سال ۲۰۰۳ تحت بارهای پایدار نامتقارن محوری با توزیع توانی خواص مکانیکی و حرارتی را ارائه کردند [۱۲، ۱۳]. ژیفای و هونگ جون در ۲۰۰۶ حل دقیق استوانه‌های توخالی با تغییرات خطی خواص مکانیکی در راستای شعاعی [۱۴] و ۲۰۰۷، استوانه‌ای FGM را با روش چند لایه‌ای کردن استوانه، تحلیل و با حل توتونچو مقایسه کردند [۱۵]. توتونچو در ۲۰۰۷ با در نظر گرفتن تغییرات مدول الاستیسیته به صورت نمایی، توزیع تنش‌ها را در یک استوانه ناهمگن به دست آورد [۱۶]. همچنین در سال ۲۰۰۶ گائو و همکاران تحلیل تنش را روی قوس آنورت روی مدل واقعی (منظور از رگ واقعی اعمال خواص مکانیکی و لایه‌های مشابه رگ واقعی درون نرم افزار می‌باشد) و تحت جریان خون ضربانی انجام دادند. ستوده و همکاران در سال ۲۰۱۱ پوسته‌ای استوانه‌ای متقارن محوری را تحت تنش متغیر با زمان با روش DQ حل کردند و نتایج آن را با نرم افزار المان محدود کامسول مقایسه نمودند [۱۷].

همچنین در سال ۲۰۱۲ ارتعاشات آزاد پوسته‌ای استوانه‌ای متقارن محوری با ضخامت متغیر را تحت تنش متغیر با زمان با روش DQ حل کردند و نتایج آن را با نرم افزار المان محدود Comsol مقایسه نمودند [۱۸]. رحیمی و همکاران در سال ۲۰۱۳ با استفاده از روش FSĐT



شکل ۲- مقایسه جابجایی شعاعی، تنش محوری و تنش پیرامونی اخذ شده از روش دیفرانسیل مربعات [۱۷] و شبیه ساز المان محدود بکار رفته در تحقیق حاضر برای رگ الاستیک

در ادامه نیز نتایج شبیه ساز المان محدود حاضر با نتایج حاصل از تحلیل جامد-سیال در نرم افزار المان محدود Adyna برای اعتبارسنجی سیال مدل شده با فشار متغیر با زمان مقایسه شده اند.



شکل ۳- مقایسه جابجایی شعاعی و تنش پیرامونی برحسب زمان اخذ شده تحلیل جامد-سیال و شبیه ساز المان محدود بکار رفته در تحقیق حاضر برای رگ الاستیک انتخاب مواد هدفمند مناسب برای ضریب ناهمگنی ۰/۲ در وسط لوله و در وسط ضخامت و در زمان ۲/۲ ثانیه

مطابق شکل، نیز نتایج دو روش هم خوانی خوبی با هم دارند. حداکثر خطا برای تنش پیرامونی بر حسب زمان ۸/۹۳ و جابجایی شعاعی بر حسب طول رگ ۴/۶۸ درصد می باشد. (این خطا برای تحلیل های وابسته به زمان ثانیه ۲-۳ تحلیل می باشد) پس، شبیه ساز المان محدود بخوبی قادر به مدل سازی سیال با فشار متغیر با زمان می باشد.

در مدل جامد-سیال بررسی شده جریان خون بصورت غیر قابل تراکم و لایه ای در نظر گرفته شده است. جریان خون همچنین بصورت ناپایا (تغییرات با زمان داریم) است و با توجه به اینکه رگ مورد استفاده

$$P(t) = P_0 \sin(\pi t) \quad (3)$$

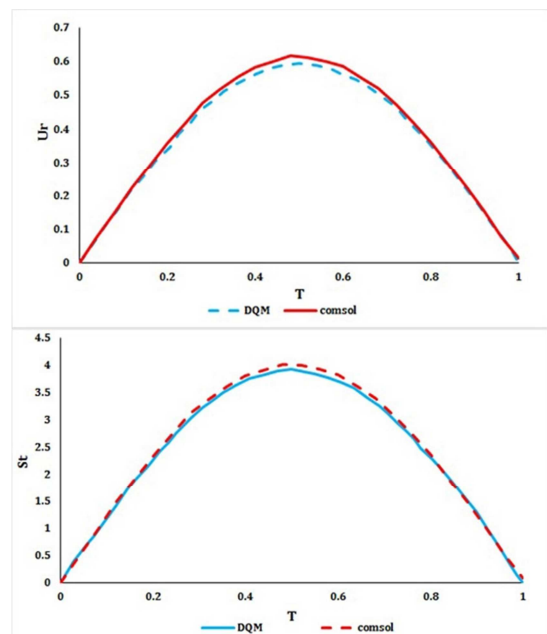
$$T = \frac{t}{t_e}, Z = \frac{z}{L}, R = \frac{r}{r_i}, U_r = \frac{u_r \times K}{P_0 \times h}, K = 10GRu \quad (4)$$

$$S_i = \frac{\sigma_i}{P_0} (i = r, z, t)$$

همان طور که مشاهده می شود برای اعتبار سازی از مدلی با مدول الاستیک و چگالی متغیر با شعاع و فشار متغیر با زمان طبق روابط (۱) تا (۳) استفاده شد. همچنین روابط تنش های بی بعد شده نیز در رابطه (۴) مشاهده می شود [۱۸]. زمان بارگذاری، h ضخامت و L طول پوسته می باشد.

پس از المان بندی هندسه شکل ۱ در نرم افزار المان محدود کامسول، شرایط بارگذاری و قیود مساله تعیین می گردد. با توجه به تغییر فشار رگ بصورت تابعی از زمان در تحقیق حاضر، که بر روی قسمت صعودی رگ آنورت می باشد فشار سیال متغیر با زمان فرض شده است.

با توجه به شکل ها هم خوانی خوبی بین دو نتیجه برقرار است و خطای کمی مشاهده می شود به این صورت که خطای حداکثر بین دو نمودار دیفرانسیل مربعات و نرم افزار المان محدود Comsol در جابجایی شعاعی ۳/۱۸ درصد، تنش پیرامونی ۱/۹۶۲ درصد، تنش طولی ۵/۹۹۳ درصد می باشد. پس می توان از مدل المان محدود برای تحلیل های بعدی استفاده کرد. (دلیل خطاها تعداد نقاط در نظر گرفته شده برای حل می باشد) به عبارت بهتر، شبیه ساز المان محدود بخوبی قادر به تحلیل رفتار رگ با خواص مورد نظر و شرایط و قیود حاکم بر آن می باشد.

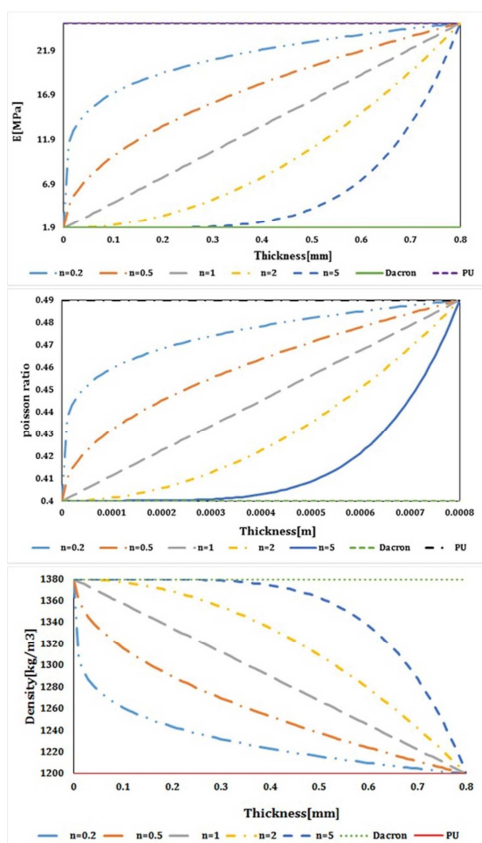


ناهمگنی هستیم. ماده هدفمند با خواص مکانیکی متغیر و پیوسته بصورت توانی از داکرون به پلی اورتان مطابق روابط (۵) و ۶ در نظر گرفته شد.

$$f(r) = (f_{out} - f_{in}) \left(\frac{1}{2} + \frac{r-R}{t} \right)^n + f_{in} \quad (5)$$

$$R = \left(\frac{r_{in} + r_{out}}{2} \right) \quad (6)$$

که f پارامتر متغیر (در اینجا E) و n ضریب ناهمگنی می باشد. نمودار تغییر مدول الاستیسیته و ضریب پواسون از داکرون به پلی اورتان در شکل ۶ نمایان است.



شکل ۶- نحوه تغییرات مدول الاستیسیته، ضریب پواسون و چگالی با ضرایب ناهمگنی متفاوت در ماده هدفمند توانی

مدل رگ واقعی، شامل یک ماده مرکب است که در راستای ضخامت به سه قسمت با نسبت های ۱، ۶ و ۳ تقسیم شده و در هر قسمت مدول الاستیک، ضریب پواسون و چگالی مشابه آنچه در شکل ۷ و جدول ۳ نمایش داده شده است [۲۵] اعمال می گردد.

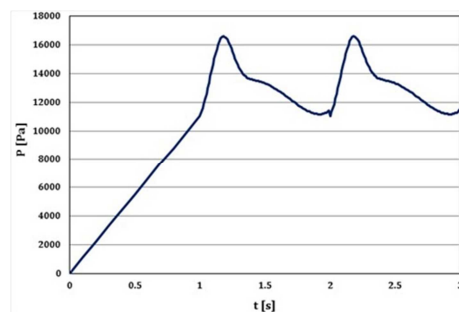
آئورت می باشد و شعاع آن نسبتا زیاد است چگالی خون ثابت یعنی نیوتونی در نظر گرفته می شود.

در مدل بررسی شده یک نیروی گرانش ۹/۸۱ (متر بر مجذور ثانیه) هم بطرف پایین در نظر گرفته شده است مشرزی در راستای طول ۸۰۰ المان و در راستای ضخامت ۸۰ المان بصورت نسبت دار (۵=اندازه اولین المان/اندازه آخرین المان) و هر المان از نوع دو بعدی Rule-Based با تعداد ۹ گره در هر المان می باشد. (المان لاگرانژی مرتبه ۲) برای سیال و المان مربعی ۴ گره ای Rule-Based برای جامد همچنین شرط عدم لغزش در دیواره نیز درون نرم افزار آدینا اجرا شده است. که این نوع مشرزی با خطای تقریبا ۳ درصد قابل قبول می باشد. تعداد المان های سیال و جامد طوری تعیین شده اند که اختلاف در مقادیر سرعت متوسط سیال و جابجایی دیواره جامد بین شبکه ریز و درشت کمتر از ۰/۰۰۱ باشد. خواص خون طبق جدول ۲ در نظر گرفته شده است. همچنین تحلیل نیز به صورت دینامیک (کوپل دو طرفه) انجام شده است.

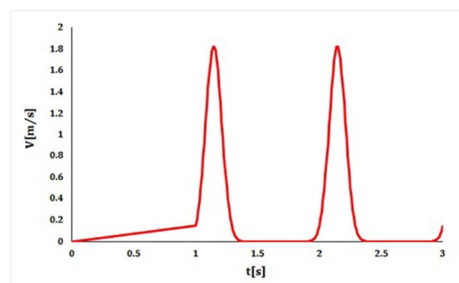
جدول ۲- خواص خون به کار رفته [۱۴]

خواص خون	گرانروی (پاسکال ثانیه)	چگالی (کیلوگرم بر متر مکعب)
مقدار	۰/۰۰۳۵	۱۰۵۰

چرخه فشار برای رگ آئورت از روی نتایج تجربی موجود بدست آمده اند که در شکل ۴ مشخص می باشد [۲۴].



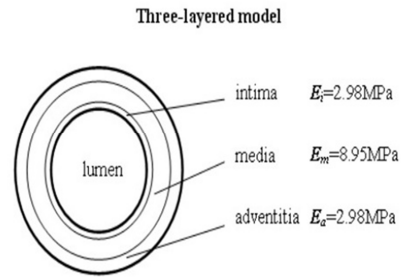
شکل ۴- مقدار فشار ورودی بر حسب زمان در رگ آئورت واقعی [۲۴]



شکل ۵- مقدار سرعت خروجی بر حسب زمان در رگ آئورت واقعی [۲۴]

در تحقیق حاضر با تحلیل نتایج مواد هدفمند به دنبال ضریب ناهمگنی مناسب و همچنین تغییرات تنش و جابجایی با تغییر ضریب

دورتر می‌شوند. این حالت برای نتایج تنش پیرامونی کاملاً عکس می‌باشد بطوریکه مدل با ضریب ناهمگنی کمتر از ۰/۲ نزدیک‌ترین حالت به مدل واقعی می‌باشد. ولی در این حالت نیز مدل با ضریب ناهمگنی ۵ و بالاتر سطح تنش کمی دارند که با وجود دور بودن از حالت واقعی مناسب می‌باشد. نتایج حاصل از مدل ماده هدفمند پیشنهادی نیز نسبت به بقیه ضرایب ناهمگنی بسیار شبیه به حالت واقعی می‌باشد که البته نتایج بالا به دلیل افزایش سطح تنش با توجه افزایش ضریب ناهمگنی خیلی دور از ذهن نمی‌باشد.



شکل ۷- مدل ماده مرکب برای رگ آئورت [۱۴]

بر طبق مرجع [۱۴]، ضریب پواسون، چگالی و هندسه قسمت‌های مختلف رگ آئورت مطابق جدول ۳ در نظر گرفته می‌شود.

جدول ۳- خواص مکانیکی و هندسی رگ آئورت [۱۴]

ضریب پواسون	شعاع درونی (m)	شعاع بیرونی (m)	چگالی (کیلوگرم بر متر مکعب)	طول رگ (m)	مقدار
۰/۴۵	۰/۰۱۲۵	۰/۰۱۳۳	۱۰۹۰	۰/۰۲۵۰	

جهت اطمینان از استقلال جواب‌ها از اندازه مش، اندازه‌ی ۰/۱۵ میلی متر با خطای نسبی ۲/۹۹ درصد به عنوان اندازه‌ی بهینه انتخاب شد. خواص مواد بکار رفته برای مواد هدفمند، در جدول ۵ قابل رویت است.

جدول ۴- مقادیر تنش فون مایز نسبت برای هر مش برای بدست آوردن مقدار بهینه

اندازه مش (mm)	خطای نسبی
۰/۲۰	۵/۰۲
۰/۱۵	۲/۹۹
۰/۱۰	۲/۷۵

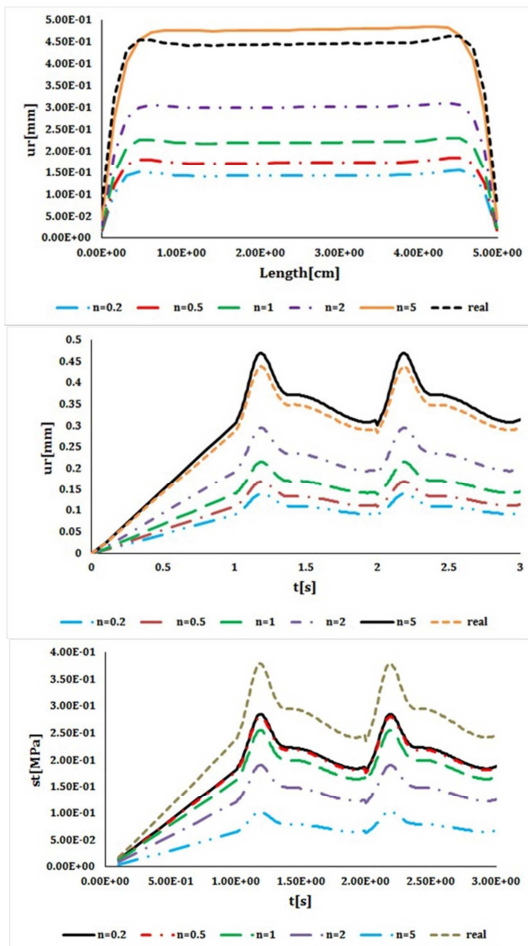
جدول ۵- خواص مکانیکی مواد مورد استفاده در مواد هدفمند [۲۵]

مدول الاستیسیته [۲۶] (Mpa)	ضریب پواسون	چگالی (کیلوگرم بر مترمکعب)
۱/۹۰	۰/۳۷-۰/۴۴	۱۳۸۰
۲۵	۰/۴۹	۱۲۰۰

۳- نتایج و بحث

در این قسمت نتایج تحلیل جامد-سیال در نرم افزار Adyna ارائه خواهد شد که قبلاً معتبرسازی شده‌اند. در شکل‌های زیر (شکل ۷) نتایج جابجایی شعاعی بر حسب ضخامت و زمان و تنش پیرامونی بر حسب زمان آورده شده است.

نتایج جابجایی شعاعی بر حسب زمان و بر حسب طول رگ برای ماده‌ی هدفمند با ضریب ناهمگنی ۵ بسیار نزدیک به حالت واقعی می‌باشد و هرچه ضریب ناهمگنی کمتر می‌شود نتایج از حالت واقعی



شکل ۷- نمودار جابجایی شعاعی بر حسب ضخامت، جابجایی شعاعی بر حسب زمان و تنش پیرامونی بر حسب زمان در مواد ناهمگن با ضرایب ناهمگنی متفاوت و حالت واقعی

در شکل ۸ به وضوح مشخص است که ضریب ناهمگنی کمتر سطح تنش فون مایز متناسب‌تری نسبت به بقیه حالات دارد. البته استفاده از ضریب ناهمگنی پایین تر باعث ایجاد تنش حفاظتی (تنشی که در صورت فاصله زیاد سفتی ایجاد می‌شود) نیز می‌شود که مناسب نیست. همچنین با توجه سه لایه بودن رگ واقعی، توجه به تغییرات ناگهانی تنش در راستای ضخامت در سه لایه‌ی رگ قابل توجه می‌باشد. دقت شود که این تغییرات ناگهانی در راستای ضخامت رگ واقعی برای همه تنش‌ها و جابجایی‌ها وجود خواهد داشت. این تغییرات دلیل قانع کننده‌ای برای استفاده نکردن از مواد مرکب (حتی رگ مصنوعی که از مواد مصنوعی با خواص مکانیکی مشابه رگ واقعی ساخته شده است)

realistic three-dimensional models of the aneurysmatic aorta as a guidance to assess the risk of rupture of the aneurysm. *Med. Eng. Phys.* 23:647-655, 2001.

[4] Miyamoto Y, Kaysser W, Rabin B, Kawasaki A, Ford RG. *Functionally graded materials: design, processing and applications*. Springer Science & Business Media., 2013.

[5] Sadollah A, Bahreininejad A., Optimum gradient material for a functionally graded dental implant using metaheuristic algorithms. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 4:1384-1395., 2011.

[6] Enab TA., A comparative study of the performance of metallic and FGM tibia tray components in total knee replacement joints. *Computational Materials Science* 53:94-100., 2012.

[7] Hedia H, El-Midany T, Shabara M, Fouda N., Development of cementless metal-backed acetabular cup prosthesis using functionally graded material. *International Journal of Mechanics and Materials in Design* 2:259-267, 2005.

[8] Timoshenko S. 1956. Strength of materials, part 2: advanced theory and problems. Van nostrand

[9] FUKUI Y, YAMANAKA N., Elastic analysis for thick-walled tubes of functionally graded material subjected to internal pressure. *JSME international journal. Ser. 1, Solid mechanics, strength of materials* 35:379-385, 1992.

[10] Horgan C, Chan A., The pressurized hollow cylinder or disk problem for functionally graded isotropic linearly elastic materials. *J. Elast.* 55:43-59, 1999.

[11] Tutuncu N, Ozturk M., Exact solutions for stresses in functionally graded pressure vessels. *Composites Part B: Engineering* 32:683-686, 2001.

[12] Jabbari M, Sohrabpour S, Eslami M., Mechanical and thermal stresses in a functionally graded hollow cylinder due to radially symmetric loads. *International Journal of Pressure Vessels and Piping* 79:493-497, 2002

[13] Jabbari M, Sohrabpour S, Eslami M., General solution for mechanical and thermal stresses in a functionally graded hollow cylinder due to nonaxisymmetric steady-state loads. *Journal of Applied Mechanics* 70:111-118, 2003.

[14] Gao F, Watanabe M, Matsuzawa T., Stress analysis in a layered aortic arch model under pulsatile blood flow. *Biomed Eng Online* 5:1-11., 2006.

[15] Shi Z, Zhang T, Xiang H Exact solutions of heterogeneous elastic hollow cylinders. *Composite Structures* 79:140-147 2007.

[16] Tutuncu N., Stresses in thick-walled FGM cylinders with exponentially-varying properties. *Engineering Structures* 29:2032-2035, 2007.

[17] Setoodeh A, Tahani M, Selahi E., Hybrid layerwise-differential quadrature transient dynamic analysis of functionally graded axisymmetric cylindrical shells subjected to dynamic pressure. *Composite Structures* 93:2663-2670, 2011.

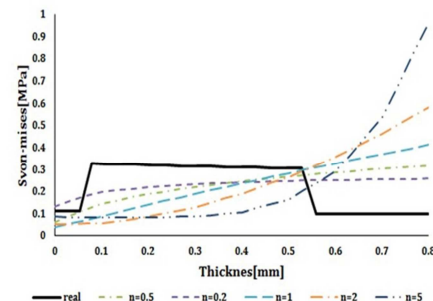
[18] Setoodeh A, Tahani M, Selahi E., Transient dynamic and free vibration analysis of functionally graded truncated conical shells with non-uniform thickness subjected to mechanical shock loading. *Composites Part B: Engineering* 42:17-3:2161, 2012.

[19] Khoshgoftar M, Rahimi G, Arefi M., Exact solution of functionally graded thick cylinder with finite length under longitudinally non-uniform pressure. *Mechanics Research Communications* 51:61-66, 2013.

[20] Kamrath, B. D., Suess, T. N., & Gent, S. P., (November). Assessment of Pulsatile Blood Flow Models for the Descending Aorta Using CFD. In *ASME 2015 International Mechanical Engineering Congress and Exposition* (pp. V003T03A100-V003T03A100). American Society of Mechanical Engineers, 2015.

[21] Sultan, S., Kavanagh, E. P., Bonneau, M., Kang, C., & Hynes, N., Abdominal aortic aneurysm repair using the multilayer flow modulator in porcine animal models. *Universal Journal of Medical Science*, 3(1), 1-10, 2015.

برای ساخت رگ خواهد بود. شکل ۹ به وضوح این نکته را نشان میدهد افزایش ضریب ناهمگنی با توجه به افزایش زیاد سطح تنش در انتهای ضخامت مناسب نیست و تنش فون مایزر نتایج بهتری را برای ضریب ناهمگنی پایینتر نشان میدهد چون سطح تنش به مراتب قابل کنترل تر می باشد.



شکل ۸- نمودار تنش فون مایزر بر حسب ضخامت در زمان ۲/۲ ثانیه در مواد ناهمگن با ضرایب ناهمگنی متفاوت و حالت واقعی

اگر مجموعی از نمودارهای تنش فون مایزر، جابجایی شعاعی، تنش پیرامونی، را مد نظر قرار دهیم، ماده هدفمند با ضریب ناهمگنی کمتر در همه نمودار مربوط وضعیت تنش مناسبتری دارد. و اگر جابجایی را مد نظر قرار دهیم ضریب ناهمگنی بالاتر مناسب می باشد. در صورتی که نیاز به ارضاء توامان شرایط هر ۴ نمودار باشد، انتخاب ماده هدفمند با ضریب ناهمگنی بینابین مناسب تر و منطقی تر خواهد بود.

۳- نتیجه گیری

در این تحقیق، با بکارگیری مواد هدفمند توانی رفتار رگ طراحی شده از مواد هدفمند با رفتار رگ واقعی که ماده ای مرکب است مقایسه شد. و فشار سیال خون در طول رگ متغیر در نظر گرفته شده است. باید توجه داشت که ساخت رگ مصنوعی با ماده مرکبی مشابه رگ واقعی به دلیل نبود موادی با خواص مکانیکی مشابه سه لایه رگ امکان پذیر نیست، لذا تلاش برای یافتن بهترین جایگزین از مواد هدفمند قابل ساخت مد نظر بوده است.

در این تحقیق، مشخصاً جابجایی شعاعی، تنش پیرامونی و تنش فون مایزر بعنوان شاخصه های رفتار انتخاب و تلاش شد تا رفتار ماده مورد نظر بر اساس این شاخصه ها با رفتار رگ واقعی نزدیک باشد. با مقایسه رفتار مدل های در نظر گرفته شده بر اساس مواد هدفمند، همچنین با توجه به اینکه رفتار تنش و جابجایی رگ برای با افزایش ضریب ناهمگنی گاهی افزایش و گاهی کاهش می یابد میتوان دریافت که ضریب ناهمگنی بینابین می تواند مناسب باشد.

۴- مراجع

[1] Brossollet LJ, Vito RP., An alternate formulation of blood vessel mechanics and the meaning of the in vivo property. *J. Biomech.* 28:679-687,1995.

[2] Dinno K, Gill S., The limit analysis of a pressure vessel consisting of the junction of a cylindrical and spherical shell. *International Journal of Mechanical Sciences* 7:21-42, 1965.

[3] Di Martino E, Guadagni G, Fumero A, Ballerini G, Spirito R, et al., Fluid-structure interaction within

- [22] Pierce, D. M., Maier, F., Weisbecker, H., Viertler, C., Verbrugge, P., Famaey, N., ... & Holzapfel, G. A., Human thoracic and abdominal aortic aneurysmal tissues: damage experiments, statistical analysis and constitutive modeling. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 41, 92-107, 2015.
- [23] Morbiducci, U., Gallo, D., Cristofanelli, S., Ponzini, R., Deriu, M. A., Rizzo, G., & Steinman, D. A., A rational approach to defining principal axes of multidirectional wall shear stress in realistic vascular geometries, with application to the study of the influence of helical flow on wall shear stress directionality in aorta. *Journal of biomechanics*, 48(6), 899-906, 2015.
- [24] Hall JE. *Guyton and Hall textbook of medical physiology*. Elsevier Health Sciences 2015.
- [25] Chandran K, Gao D, Han G, Baraniewski H, Corson J., Finite-element analysis of arterial anastomoses with vein, Dacron and PTFE grafts. *Med. Biol. Eng. Comput.* 30:413-418, 1992.
- [26] Chaurasia SS, Champakalakshmi R, Li A, Poh R, Tan XW, et al Effect of fibrin glue on the biomechanical properties of human Descemet's membrane. *PloS one* 7:e37456, 2012.