



اندازه گیری و مدل سازی تجربی خواص مکانیکی غیرخطی بافت رگ صافن انسان با استفاده از آزمون های کشش دومحوری

آیسا رسولی¹، ناصر فتورائی^{2*}، محمد شفیق³

1- کارشناس ارشد، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران
 2- دانشیار، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران
 3- مربی، دانشکده مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد اسلامشهر
 * صندوق پستی: 15875-4413، nasser@aut.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل
 دریافت: 05 اردیبهشت 1393
 پذیرش: 03 تیر 1393
 ارائه در سایت: 12 مهر 1393

کلید واژگان:

رفتار غیرخطی
 بافت غیرایزوتروپ
 تنش صفحه ای
 مدل فانگ
 مدل مونی-ریولین

چکیده

بیماری های سیستم قلب و عروق، یکی از دلایل مهم مرگ و میر در جهان هستند و ارتباط نزدیکی با دینامیک خون و مکانیک دیواره شریان دارند. نه تنها در سیستم قلبی-عروقی، بلکه در تمام سیستم بدن، قلب مهم ترین عضو است که اگر رگ های خون-رسان آن دچار گرفتگی یا تنگی شوند، عملکرد قلب مختل می شود. از راه کارهای مفید در برطرف کردن تنگی عروق قلب انجام عمل بای پس است که در آن از یک رگ جایگزین برای خون رسانی به قلب استفاده می کنند. بنابراین مطالعه رفتار عروق متداولی که جهت انجام پیوند بای پس قلبی مورد استفاده قرار می گیرند مهم می نماید. رگ صافن انسان یکی از این عروق است. هدف این مطالعه بررسی رفتار مکانیکی ورید صافن با استفاده از آزمون های کشش دومحوری می باشد. بنابراین هشت نمونه صافن انسانی تهیه شد و آزمون های مسطح دومحوری بر نمونه ها با اعمال همزمان نیرو در دو جهت طولی و پیرامونی انجام شد. سپس نمودار تنش-کرنش بدست آمده از آزمون ها با دو مدل های پیرلاستیک ناهمسانگرد چهار پارامتری فانگ و پنج پارامتری مونی-ریولین که می توان از آنها برای تحلیل های عددی در بسته های اجزای محدود استفاده کرد، برازش و مدل سازی شدند. میزان سفتی راستای طولی نمونه ها نسبت به راستای پیرامونی بیشتر بود. نمونه ها درجه ای از ناهمسانگردی را از خود نشان دادند.

Experimental measurement and modeling of nonlinear mechanical properties of the human saphenous vessel tissue by the tensile biaxial tests

Aisa Rassoli¹, Nasser Fatouraei^{2*}, Mohammad Shafigh²

1- Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran
 2- Department of Mechanical Engineering, Islamic Azad University, Islamshahr Branch, Iran
 * P.O.B.158754413 Tehran, Iran, nasser@aut.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
 Received 25 April 2014
 Accepted 24 June 2014
 Available Online 04 October 2014

Keywords:

Nonlinear characteristics
 anisotropic tissue
 plain stress
 Fung model
 Mooney-Rivlin model

ABSTRACT

Cardiovascular diseases are a major cause of death in the world and are closely related to the dynamics of the blood and arterial wall mechanics. Not only in the cardiovascular system, but also in the whole body system, the heart is the most important organ, if the blood vessels of the heart are blocked heart function will be impaired. Effective solutions to resolve blockage of coronary is the bypass surgery in which are placement vessel for the blood supply to the heart. So studying the behavior of the vessels that are used for the bypass is important. The goal of this study is the investigation of the mechanical behavior of saphenous vein by using the tensile biaxial tests. Eight human saphenous samples were obtained and the planar biaxial tests were performed on the tissue specimens by applying simultaneous loads along the circumferential and longitudinal directions. Then the measured data were fitted into the four-parameter Fung-type model and also to the five-parameter Mooney-Rivlin model, this could be used in finite element packages for numerical analysis. The specimens were stiffer in the longitudinal than in the circumferential direction. The specimens showed some degree of anisotropy.

1- مقدمه

قلبی دچار گرفتگی می شوند. با عمل بای پس¹ مسیره های فرعی برای شریان-هایی که دچار گرفتگی شده اند گذاشته می شود. در شرایط جدید گردش

آترواسکلوزیس یکی از بیماری های سیستم قلب و عروق می باشد که از آسیب به سلول های پوششی شریانی ناشی می شود [1] و در این حالت رگ های

1- Bypass

اگرچه داده های تست کشش تک محوری به طور جامع ارائه شده است، اما آنها اطلاعات کافی از خصوصیات پاسخ ناهمسانگرد را انتقال نمی دهند و آزمون های تورم انجام شده فاقد تطبیق پذیری آزمایش های مسطح هستند در این آزمون ها اندازه و محدوده نمونه ها به اندازه فشار بستگی دارد [18]. بنابراین برای مدل سازی دقیق خواص ناهمسانگرد غیرخطی ورید صافن نیاز به آزمون های کشش دومحوری مسطح است. در این آزمون ها نیرو در دو جهت طولی و پیرامونی به طور همزمان اعمال می شود و تاثیر تنش شعاعی نادیده گرفته می شود.

بر اساس مطالعه نویسنده، اندازه گیری های تجربی حاصل از بارگذاری مسطح همزمان در دو جهت عمود برهم، برای گسترش مدل بنیادی صافن مورد توجه نبوده است. هدف این مقاله، گسترش یک مدل بنیادی برای بافت صافن می باشد. آزمون های دومحوری در نمونه های بافت در دو جهت طولی و پیرامونی انجام می گیرد و مدل های پیرالاستیک فانگ و مونی-بولین بهینه شده به بافت صافن تعمیم داده می شود.

2- مواد و روش ها

2-1- آماده سازی نمونه

هشت نمونه رگ صافن با مراجعه به بیمارستان تخصصی قلب شهید رجائی تهران تهیه شد. نمونه ها در نرمال سالین 0/9٪ قرار داده شدند. ضخامت نمونه ها با استفاده از کولیس اندازه گیری شدند و ضخامت میانگین محاسبه شد. با استفاده از کاتر، نمونه ها در ابعاد 6x6 بریده شدند. جهت هر نمونه از بافت مورد نظر در محور اول (11) راستای پیرامونی و محور دوم (22) راستای طولی بود. برای حفظ شرایط بیولوژیکی و تازگی بافت، آزمایش به طور میانگین 10 ساعت پس از بدست آوردن نمونه ها انجام شد. در طول آزمایش نیز نمونه ها در نرمال سالین 0/9٪ در 37 درجه سانتی گراد نگهداری شدند.

2-2- روند آزمون دومحوری

2-2-1- توصیف تجهیزات

آزمایش ها روی هر نمونه با استفاده از سیستم دومحوری مسطح توسعه یافته انجام شد (شکل 1). گیره های این دستگاه می توانند به طور مستقیم نمونه با ابعاد بزرگ تر از 5x5 میلی متر مربع را بدون آنکه آسیبی به بافت برسانند، نگه داری کنند. این دستگاه می تواند نمونه ها را در طول آزمایش مرطوب نگه دارد، به طوری که خواص آنها تغییری نکند. در این سیستم نیروهای کششی توسط دو لودسل⁵ با دقت 0/0025 نیوتن اندازه گیری می شود. دوربین میکروسکوپی دیجیتالی با قابلیت بزرگنمایی 300x، فرکانس 30 هرتز و رزولوشن 640x480 در این سیستم کار گذاشته شده است. در این سیستم اطلاعات توسط کنترلرها به یک کامپیوتر منتقل می شوند و ذخیره می شوند. برای همگام سازی اطلاعات، داده ها از لودسل ها و دوربین هر دو به طور همزمان با یک فرکانس 5 هرتز با استفاده از برنامه نوشته شده در پایتون، ذخیره می شوند.

2-2-2- روند بارگذاری

پس از قرارگیری هر نمونه در دستگاه آزمایش، پیش بار 0/01 نیوتن در طول هر دو محور اعمال شد تا یک شکل مسطح مناسب یعنی شرایطی که اندازه گیری معنی دار را فراهم می کند، بدست آید. میزان سرعت 0/02 میلی متر بر

خون در رگ جدید به جای رگ مسدود شده است. عروق متداول برای این پیوند شریان سینه ای، شریان رادیال دست و سیاهرگ صافن می باشد [2]. با توجه به اینکه در عمل جراحی بای پس عمدتاً ورید صافن در پیوند عروق به کار گرفته می شود و اغلب در طی 10 سال برخی از پیوندها دوباره دچار گرفتگی می شوند [2] و از آنجایی که ممکن است بیماری کرونری با تنش و کرنش داخل رگ متناسب باشد [3-5] از این رو تعیین خواص مکانیکی آن از اهمیت ویژه ای برخوردار است.

تمام رگ ها از بخش هایی مانند الاستین¹، کلاژن، فایبروبلاست²، ماهیچه های نرم³ و ماده پایه⁴ تشکیل شده اند. نسبت هر یک از این اجزا در رگ های مختلف متفاوت است و با وظیفه آن رگ متناسب می باشد. خواص مکانیکی دیواره رگ به نقش مکانیکی اجزای غیر فعال (الاستین و فیبرهای کلاژن) و اجزای فعال (سلول های ماهیچه نرم رگ) بستگی دارد [6]. رگ ها را همچنین می توان به سه لایه درونی، میانی و بیرونی تقسیم بندی کرد [7]. لایه درونی معمولاً بسیار نازک است و در استحکام مکانیکی می توان از آن صرف نظر نمود [8]. لایه های میانی و بیرونی وظیفه ایجاد استحکام در دیواره رگ ها را برعهده دارند و نقش مهم و قابل توجهی در تحمل تنش های وارده ایفا می کنند [9].

برای تخمین خواص مکانیکی ورید صافن دنووان و همکارانش آزمون هایی تک محوری بر روی این رگ در راستای طولی و پیرامونی انجام داده، نیروی تحمیلی و مدول کششی این رگ را بدست آوردند و به این نتیجه دست یافتند که سن، قند خون و فشار خون بالا بر استحکام کششی پیرامونی رگ صافن تاثیرگذار هستند [10]. همچنین همدانی و همکارانش آزمون های تک محوری بر روی صافن انسان انجام دادند و به این نتیجه دست یافتند که میزان سفتی بافت صافن در راستای طولی بیشتر از پیرامونی است و کشش در راستای عرضی بیشتر از راستای طولی است و همچنین استحکام آن را با ورید نافی مقایسه کردند و به این نتیجه رسیدند که استحکام صافن بیشتر از نافی می باشد [11]. پرانجوسی و همکارانش با انجام آزمون های تورم به این نتیجه رسیدند که بافت صافن ناهمگن و تراکم پذیر است [12]. همچنین بروسلت و ویثو آزمون های کشش دومحوری بر روی صافن سگ انجام دادند و اثر انجماد را بر روی بافت بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که منجمد و ذوب کردن بر روی ماهیچه های نرم اثر می کند ولی بر روی کلاژن و الاستین بی تاثیر است [13]. ملسی و همکارانش با انجام آزمون هایی بر روی ورید افراد با فشارخون بالا و طبیعی به این نتیجه رسیدند که استحکام ورید افراد با فشار خون طبیعی با افراد فشارخون بالا متفاوت است و این مورد می تواند نتایج کلینیکی را تحت تاثیر قرار دهد [14]. چامیتو و همکارانش آزمون هایی تک محوری بر روی شریان سینه ای و شریان رادیال انجام دادند و به این نتیجه رسیدند که استحکام شریان سینه ای بیشتر از شریان رادیال است و کرنش بافت رادیال بیشتر از شریان سینه ای می باشد [15]. اندل و همکارانش در سال 2001 آزمون های تک محوری با نرخ کرنش های مختلف بر روی عروق کرونری و شریان سینه ای انجام دادند و با مقایسه این عروق به این نتیجه رسیدند که شریان سینه ای نسبت به عروق کرونری استحکام بالایی دارند [16]. همچنین تاکنون هولزافل و همکارانش به تجزیه و تحلیل خواص مکانیکی الاستیک رگ های مختلف مربوط به قلب با فرض چند لایه بودن آنها پرداخته اند [17,4].

1- Elastin
2- Fibroblast
3- Smooth muscle
4- Ground substance

5- Loadcells

تنش های کوشی در دو راستا برای مدل فانگ همانند روابط (۶.۵) محاسبه شد:

$$\sigma_{11} = \frac{1}{2} c \lambda_1^2 [a_1 (\lambda_1^2 - 1) + a_3 (\lambda_2^2 - 1)] \times \frac{1}{e^{\frac{1}{4} [a_1 (\lambda_1^2 - 1)^2 + a_2 (\lambda_2^2 - 1)^2 + 2a_3 (\lambda_1^2 - 1)(\lambda_2^2 - 1)]}} \quad (5)$$

$$\sigma_{22} = \frac{1}{2} c \lambda_2^2 [a_2 (\lambda_2^2 - 1) + a_3 (\lambda_1^2 - 1)] \times \frac{1}{e^{\frac{1}{4} [a_1 (\lambda_1^2 - 1)^2 + a_2 (\lambda_2^2 - 1)^2 + 2a_3 (\lambda_1^2 - 1)(\lambda_2^2 - 1)]}} \quad (6)$$

دومین مدل انتخابی مدل مونی-ریولین بهینه شده است که رفتار ناهمسانگرد بافت را نشان می دهد و می تواند در نرم افزارهای اجزای محدود مورد استفاده قرار گیرد. تابع انرژی کرنشی این مدل به صورت رابطه (7) است:

$$w = C_1 (I_1 - 3) + D_1 [\exp(D_2 (I_1 - 3)) - 1] + \frac{k_1}{2k_2} [\exp(k_2 (I_1 - 1)^2) - 1] \quad (7)$$

که در آن $I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + (\lambda_1 \lambda_2)^2$ و $I_4 = C_{ij}(n_i)(n_j)$ راستای پیرامونی بافت و C_1, D_1, D_2, k_1 و k_2 ضرایب مدل هستند [27].

مطابق تابع انرژی کرنشی، تنش کوشی در دو راستا برای این مدل با روابط (۸.۹) بدست آمد:

$$\sigma_{11} = (2 \times (\lambda_1^2 - \lambda_3^2)(C_1 + D_1 \times D_2 \times \exp(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3))) + (2 \times k_1 \times \lambda_1^2 \times (\lambda^2 - 1) \times \exp(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3)) \quad (8)$$

$$\sigma_{22} = (2 \times (\lambda_2^2 - \lambda_3^2)(C_1 + D_1 \times D_2 \times \exp(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3))) \quad (9)$$

سپس داده های تجربی بر روی تنش های کوشی هر مدل با استفاده از روش بهینه سازی الگوریتم ژنتیک توسط نرم افزار متلب و برایش 13 برازش شدند و پارامترهای هر مدل بدست آمدند. همچنین برای مدل فانگ میزان ناهمسانگردی با استفاده از رابطه (10) بدست آمد [28]:

$$\text{ناهمسانگردی} = \min \left[\frac{a_1 + a_3}{a_2 + a_3}, \frac{a_2 + a_3}{a_1 + a_3} \right] \quad (10)$$

4-2- تحلیل آماری

نتایج داده های تجربی و مدل سازی به صورت میانگین \pm انحراف معیار بیان شدند. مقایسه استحکام بافت در دو راستای طولی و پیرامونی با استفاده از آزمون تی-تست در نرم افزار SPSS V22.0 انجام شد.

3- نتایج

بعد از اینکه نمونه ها در سیستم دومحوری مسطح قرار گرفتند، نیروی بسیار کوچکی برای بدست آوردن موقعیت دقیق بافت بر آنها اعمال شد. از آنجا که محافظت از بافت برای جلوگیری از فاسد شدن امکان پذیر نبود، بنابراین تعدادی از نمونه ها، داده های قابل قبولی ندادند. ضخامت میانگین نمونه ها 0/65 میلی متر در نظر گرفته شد. شکل 2 نمودار تنش کوشی-کشش از آزمون کشش دومحوری برای نمونه ها را در دو راستای پیرامونی و طولی نشان می دهد. استحکام راستای طولی نمونه ها بیشتر از راستای پیرامونی می باشد.

سپس داده های آزمایشگاهی با معادلات فانگ و مونی-ریولین برازش شدند. جدول های 1 و 2 نشان دهنده پارامترهای مدل های بنیادی برای تمامی نمونه ها می باشد و مقدار میانگین برای پارامترهای هر مدل محاسبه شد. طبق

ثابته برای کشش در آزمون شبه استاتیک انتخاب شد. داده ها از نیرو و جابجایی در فواصل زمانی 0/02 ثانیه ثبت شد. برای اندازه گیری کرنش، یک دوربین میکروسکوپی USB دیجیتالی که در بالا و به صورت عمود بر نمونه ها نصب شده بود، استفاده شد. سپس تصاویر بدست آمده توسط نرم افزار ایمج-ج پردازش شدند. فاصله انتهایی گیره ها به عنوان طول مرجع نمونه ها در نظر گرفته شد. برای اندازه گیری تنش همان طور که بیان شد متناسب هر تصویر نیرو در هر دو جهت توسط لودسل های نصب شده در دو جهت طولی و پیرامونی اندازه گیری و ثبت شد و از آنجا با توجه به ابعاد میانگین بدست آمده از نمونه ها، تنش در هر دو راستا با استفاده از روابط (1،2) بدست آمد:

$$\sigma_{11}^{\text{exp}} = \lambda_1 \frac{F_{11}}{l_2 t} \quad (1)$$

$$\sigma_{22}^{\text{exp}} = \lambda_2 \frac{F_{22}}{l_1 t} \quad (2)$$

که در این روابط λ_1 و λ_2 میزان کشش در دو راستا هستند، F_{11} و F_{22} نیروهای اندازه گیری شده توسط لودسل ها می باشند. t ضخامت نمونه ها می باشد و l_1 و l_2 عرض نمونه ها قبل از بارگذاری است.

2-3- توسعه مدل بنیادی

در این مطالعه بافت صافن به عنوان بافتی تراکم ناپذیر، همگن و هایپرا الاستیک مدل شد. اغلب داده های آزمایشگاهی عموماً با کمک یک تابع دانسیته انرژی کرنش تحلیل می شوند. این تابع معیاری از انرژی ذخیره شده در ماده در نتیجه تغییر شکل است. اگر یک رابطه یک به یک بین کرنش و تنش وجود داشته باشد، آنگاه تئوری الاستیسیته نشان می دهد که یک تابع انرژی کرنش w وجود دارد که با آن می توان تنش ها را از روی کرنش ها بصورت رابطه (3) محاسبه کرد [19-21]:

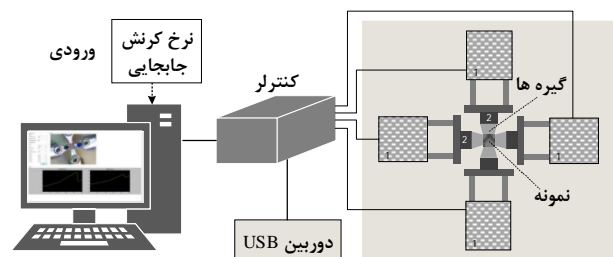
$$\sigma_{ij} = P I + 2 F_{ij} \frac{\partial w}{\partial C_{ij}} F_{ij}^T = P I + F_{ij} \frac{\partial w}{\partial E_{ij}} F_{ij}^T \quad (3)$$

که در آن σ_{ij} تانسور تنش کوشی، P ضریب لاگرانژ، $F_{ij} = C_{ij} T$ تانسور تغییر شکل گرین-کوشی راست، I_j تانسور واحد، $E_{ij} = 0.5(C_{ij} - I_j)$ تانسور کرنش گرین-لاگرانژ و F_{ij} تانسور گرادیان تغییر شکل که می تواند به صورت $F = \frac{\partial x}{\partial X}$ تعریف شود می باشد که در آن x و X به ترتیب موقعیت مرجع و کنونی در پیکره بندی می باشند.

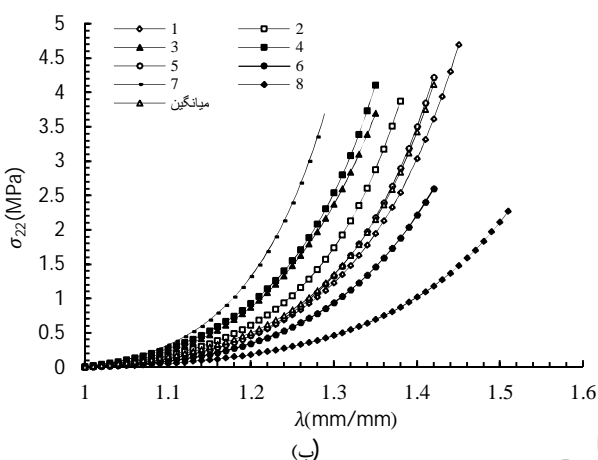
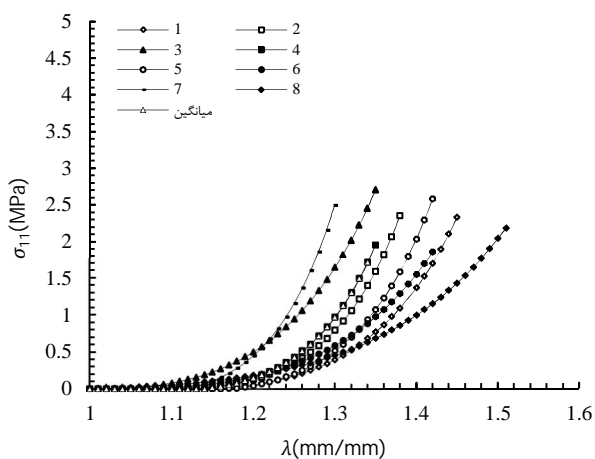
بر اساس تابع انرژی کرنشی و مدل های هایپرا الاستیک [22-26] دو مدل بنیادی مناسب برای توصیف خواص مکانیکی صافن انتخاب شد. اولین مدل که استفاده شد مدل چهار پارامتری فانگ [22] که رفتار ناهمسانگرد بافت را توصیف می کند، بود. در مدل فانگ تابع انرژی کرنشی به صورت رابطه (4) است:

$$w(Q) = \frac{1}{2} c (e^Q - 1) \quad (4)$$

که در آن $Q(E) = a_1 E_{11}^2 + a_2 E_{22}^2 + 2a_3 E_{11} E_{22}$ و c, a_1, a_2 و a_3 ضرایب مدل هستند.



شکل 1 شماتیکی از دستگاه کشش دومحوری (1: میکروموتورها، 2: لودسل ها)



شکل 3 نمودار تنش-کشش حاصل از ضرایب مونی - ربولین الف) در راستای پیرامونی و ب) راستای طولی ($\lambda_1 = \lambda_2 = \lambda$)

سلولهای ماهیچه‌های نرم در لایه‌های مختلف بستگی دارد. فیبرهای الاستین در آغاز کشش درگیر می‌شوند و سپس فیبرهای کلاژن در تحمل تنش شرکت می‌کنند. استحکام بیشتر رگ صافن در راستای طولی نسبت به راستای پیرامونی می‌تواند نشان‌دهنده‌ی این مورد باشد که فیبرهای کلاژن تأثیرشان در این راستا بیشتر است، چون فیبرهای الاستین دارای استحکام کمتری هستند [29] و در میزان کشش‌های بالا نقش فیبرهای کلاژن بیشتر از الاستین است.

همان‌طور که در قسمت‌های قبل ذکر شد، در این مطالعه دو مدل ناهمسانگرد بنیادی که به خوبی بر روی داده‌های تجربی برازش می‌شدند و در تحقیقات قبلی از آنها استفاده شده بود، به کار برده شد. مدل نمایی غیرخطی فانگ برای توصیف شریان‌ها [22]، عضله قلبی [30]، اپی کاردیوم [31] و میزنای خرگوش [32] و روده خوک [28] قبلاً استفاده شده است. مدل مونی-ریولین بهینه شده نیز به‌طور رایج در تحقیقات قبلی [33] استفاده شده است و مدلی است که می‌توان برای تحلیل‌های عددی اجزای محدود استفاده نمود. این مدل‌های بنیادی ناهمسانگردی و غیرخطی بودن بافت را توصیف می‌کنند.

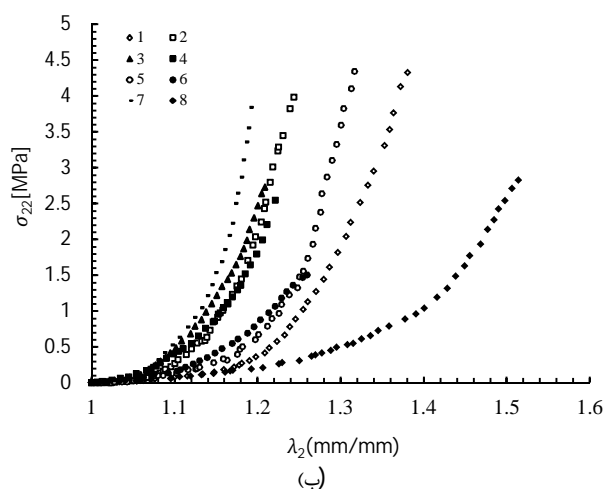
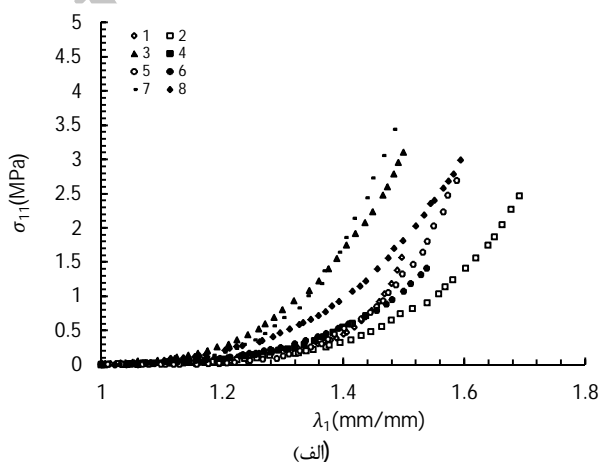
همان‌طور که ذکر شد میزان استحکام بافت در جهت طولی بیشتر از عرضی است. در مدل فانگ مقدار بیشتر پارامتر a_2 ($1/27 \pm 4/9634$) نسبت

خطای جذر میانگین مربعات محاسبه شده، نمونه‌ها تقریباً با مدل مونی-ریولین بهتر برازش شدند (جدول 2).

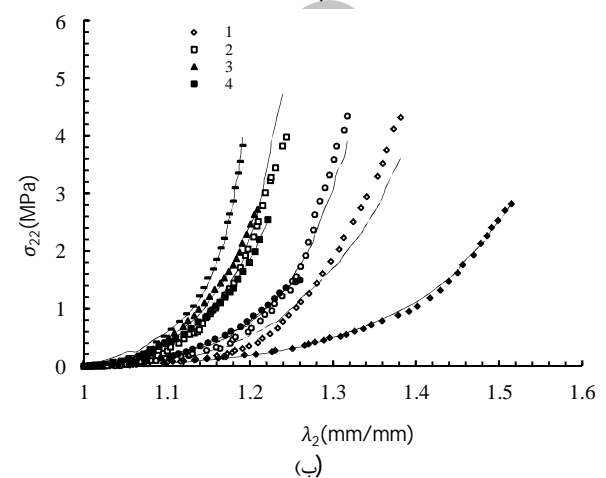
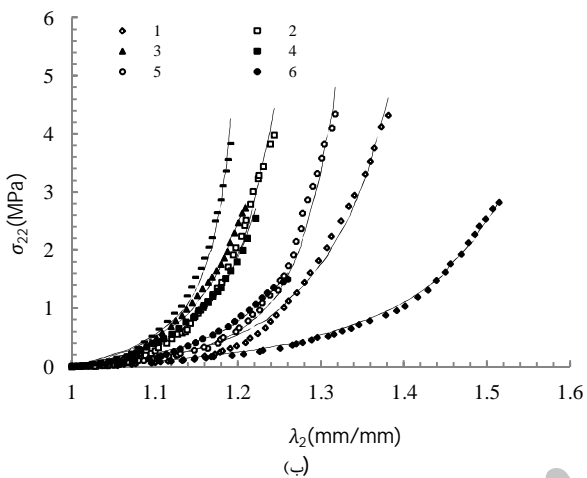
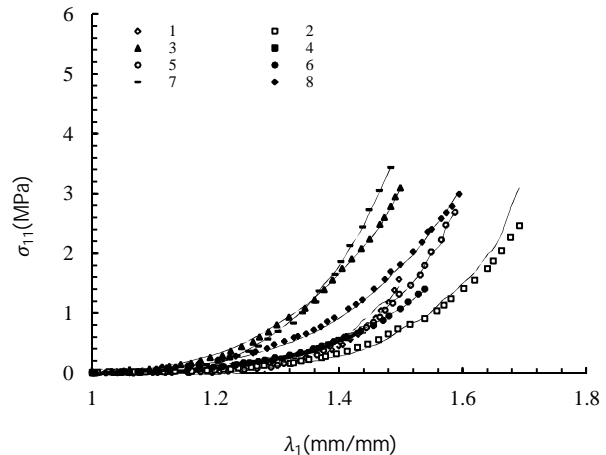
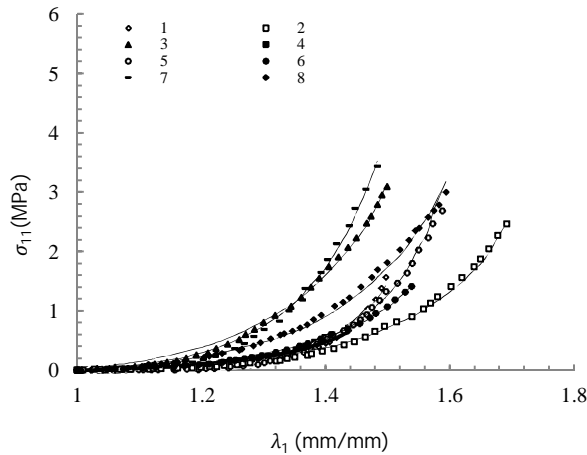
با استفاده از ضرایب مدل مونی-ریولین نمودار تنش-کشش بدست آمد (شکل 3). همچنین نمودار تنش-کشش میانگین برای داده‌های دومحوری با استفاده از پارامترهای میانگین ذکر شده در جدول 2 رسم شد. برای اعتبارسنجی روش برازش، داده‌های آزمایشگاهی با داده‌های حاصل از مدل‌سازی که با استفاده از پارامترهای مدل بدست آمدند با هم در یک نمودار رسم شدند (شکل 4). همان‌طور که مشاهده می‌شود می‌توان نتیجه گرفت که داده‌های حاصل از مدل‌سازی به‌درستی بر روی داده‌های آزمایشگاهی برازش شده‌اند.

4- بحث

این مطالعه مجموعه کاملی از داده‌های دومحوری مسطح تجربی برای ورید صافن انسان را که با دو مدل ناهمسانگرد بنیادی برازش شده‌اند ارائه می‌دهد. استحکام بافت در جهت طولی توسط همدانی و همکارانش با استفاده از آزمون‌های تک‌محوری ارائه شده است [11]. در این مطالعه نیز نمونه‌ها میزان استحکام بیشتری را در جهت طولی از خود نشان دادند. میزان استحکام در راستای طولی حدود $0/36 \pm 3/26$ مگاپاسکال و برای راستای پیرامونی $0/34 \pm 2/29$ مگاپاسکال بدست آمد ($P < 0.05$). رفتار رگ تا نقطه گسیختگی در راستای طولی و پیرامونی به موقعیت شبکه‌های فیبرهای کلاژن و الاستین و



شکل 2 نمودار تنش-کشش برای نمونه‌های صافن انسان. الف) تنش و کشش در راستای پیرامونی (11) و ب) تنش و کشش در راستای طولی (22)



شکل 5 مقایسه نمودارهای تنش-کشش حاصل از مدل فانگ با داده های تجربی در (الف) راستای پیرامونی و (ب) راستای طولی

شکل 4 مقایسه نمودارهای تنش-کشش حاصل از مدل مونی-ریولین با داده های تجربی در (الف) راستای پیرامونی و (ب) راستای طولی

جدول 1 ضرایب مدل فانگ

نمونه ها	c (MPa)	a_1	a_2	a_3	ناهمسانگردی	rms
1	0/266	0/0002	3/199	1/314	0/29	0/020
2	0/331	0/520	5/771	0/835	0/21	0/014
3	0/811	0/901	1/902	1/072	0/66	0/018
4	0/236	0/477	9/629	1/005	0/14	0/011
5	0/139	1/564	7/479	0/085	0/22	0/015
6	0/412	0/594	1/798	0/879	0/55	0/010
7	0/300	1/931	9/367	1/019	0/28	0/029
8	0/745	0/541	0/563	0/378	0/98	0/011
میانگین	0/321	0/913	4/432	0/732	0/32	0/012

جدول 2 ضرایب مدل مونی-ریولین بهینه شده

نمونه ها	C_1 (MPa)	D_1 (MPa)	D_2	k_1 (MPa)	k_2	rms
1	-0/066	0/237	1/006	-0/284	0/480	0/045
2	0/059	0/160	1/281	-0/365	0/233	0/048
3	-0/477	0/888	0/809	-0/281	0/239	0/011
4	0/093	0/273	1/208	-0/575	0/331	0/007
5	-0/075	0/200	1/115	-0/313	0/239	0/030
6	-0/221	0/392	0/781	-0/129	0/338	0/007
7	-0/118	0/374	1/335	-0/663	0/183	0/015
8	-0/074	0/207	0/725	-0/002	1/240	0/007
میانگین	0/069	0/150	1/181	-0/355	0/223	0/009

به $a_1 (0/8161 \pm 0/22)$ شاید دلیل بر این می باشد که جهت فیبرهای کلاژن در راستای طولی است، همان طور که برای بافت میزناهی این مورد قبلاً ذکر شده است [32].

همه مدل هایی که در این مطالعه استفاده شدند غیرخطی و ناهمسانگرد هستند. به ویژه مدل مونی-ریولین را که می توان برای تحلیل های عددی تعامل جامد-سیال در بسته های اجزای محدود همانند نرم افزار آدینا استفاده کرد.

متأسفانه پارگی نمونه ها در نزدیک گیره ها به علت سفت بسته شدن و سر خوردن آنها به علت شل بسته شدن نتایج درستی برای بسیاری از نمونه ها نداشت. این مسأله باعث از بین رفتن چندین نمونه شد. محدودیت در تهیه نمونه ها امکان نمونه گیری بیشتر را فراهم نیاورد، بنابراین می توان در آینده با تعداد نمونه های بیشتری تأثیر سن و جنس را نیز بر روی خواص مکانیکی رگ صافن بررسی کرد. همچنین در نظر گرفتن قطر میانگین در نمونه ها و ضخامت یکنواخت برای رگ نیاز به بررسی بیشتر دارد.

5- نتیجه گیری

در این مطالعه، خواص مکانیکی ورید صافن انسان از طریق آزمون های مکانیکی دوماحوری بررسی شد. داده های تجربی با مدل بنیادی چهار

- پارامتری فانگ و پنج پارامتری مونی-ریولین تطبیق داده شدند و متوسط ثابت‌های آنها گزارش شدند. منحنی‌های تنش-کرنش به دست آمده از مدل-ها با داده‌های تجربی سازگار بودند. استحکام رگ در جهت طولی بیشتر از راستای پیرامونی بود و این نشان‌دهنده ضرورت در نظر گرفتن رفتار ناهمگن رگ‌های خونی است. همچنین نمونه‌ها درجه‌ای از ناهمسانگردی را از خود نشان دادند. در واقع این مطالعه می‌تواند به عنوان یک مرجع برای توصیف رفتار مکانیکی ورید صافن استفاده شود.
- 6- مراجع**
- [1] M.G. Khan, *Encyclopedia of heart diseases*, Academic Press, New York, pp. 118, 2005.
 - [2] S.G. Raja, Z. Haider, M. Ahmad, H. Zaman, Saphenous vein grafts: to use or not to use?, *Heart, Lung and Circulation*. Vol. 13, No. 2, pp.150-156, 2004.
 - [3] C. Lally, A.J. Reid, P.J. Prendergast, Elastic behavior of porcine coronary artery tissue under uniaxial and equibiaxial tension, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 32, No. 10, pp. 1355-1364, 2004.
 - [4] G.A.Holzapfel, G. Sommer, C.T. Gasser, P. Regitnig, Determination of layer-specific mechanical properties, *Circulation*, Vol. 289, H2048-2058, 2005.
 - [5] M.H. Kural, Cai, M.D. Tang, T. Gwyther, J. Zheng, K.L. Billiar, Planar biaxial characterization of diseased human coronary and carotid arteries for computational modeling, *Journal of biomechanics*, Vol. 45, No. 5 pp. 790-798, 2012.
 - [6] R. Armentano, J.L. Megnien, A. Simon, F. Bellenfant, J. Barra, J. Levenson, Effects of hypertension on viscoelasticity of carotid and femoral arteries in humans, *Hypertension*, Vol. 26, No.1, pp. 48-54, 1995.
 - [7] L. Waite, J.M. Fine, *Applied biofluid mechanics*, The McGraw-Hill Companies, Inc. Sydney, 2007.
 - [8] G.A. Holzapfel, T.C. Gasser, M. Stadler, A structural model for the viscoelastic behavior of arterial walls: continuum formulation and finite element analysis, *European Journal of Mechanics-A/Solids*, Vol. 21, No. 3, pp. 441-463, 2002.
 - [9] J. Xie, J. Zhou, Y.C. Fung, Bending of blood vessel wall: stress-strain laws of the intima-media and adventitial layers. *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 117, No. 1, pp. 136-145, 1995.
 - [10] D.L. Donovan, S.P. Schmidt, S.P. Townshend, G.O. Njus, W.V. Sharp, Material and structural characterization of human saphenous vein, *Journal of vascular surgery*, Vol. 12, No. 5, pp. 531-537, 1990.
 - [11] B.A. Hamedani, M. Navidbakhsh, H.A. Tafti, Comparison between mechanical properties of human saphenous vein and umbilical vein, *Biomedical engineering online*, Vol. 11, No. 1, pp. 59, 2012.
 - [12] K. Paranjothi, U. Saravanan, R. KrishnaKumar, K.R. Balakrishnan, Mechanical Properties of Human Saphenous Vein, *In Mechanics of Biological Systems and Materials*, Vol. 2, pp. 79-85, 2011.
 - [13] L.J. Brossollet, R.P. Vito, The effects of cryopreservation on the biaxial mechanical properties of canine saphenous veins, *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 119, No. 1, pp. 1-5, 1997.
 - [14] V. Milesi, A. Rebolledo, F. A. Paredes, N. Sanz, J. Tommasi, G. J. Rinaldi, A. O. Grassi, Mechanical properties of human saphenous veins from normotensive and hypertensive patients, *The Annals of thoracic surgery*, Vol. 66, No. 2, pp. 455-461, 1998.
 - [15] P. Chamiot-Clerc, X. Copie, J.F. Renaud, M. Safar, X. Girerd. Comparative reactivity and mechanical properties of human isolated internal mammary and radial arteries, *Cardiovascular research*, Vol. 37, No. 3, pp. 811-819, 1998.
 - [16] C.J. Van Andel, P.V. Pistecky, C. Borst. Mechanical properties of coronary arteries and internal mammary arteries beyond physiological deformation, *Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference*, pp. 113-115, 2001.
 - [17] F. Cacho, M. Doblare, G.A. Holzapfel, A procedure to simulate coronary artery bypass graft surgery, *Med Bio Eng Comput*, Vol. 45, pp. 819-827, 2007.
 - [18] H. Hung, C. Chong, A. Steinhart, J. Trexler, K. Billiar, Design of a biaxial test device for compliant tissue, *In Bioengineering Conference, of the IEEE 31st Annual Northeast*, pp. 200-201, 2005.
 - [19] W. Sun, M.S. Sacks, M.J. Scott, Numerical simulations of the planar biaxial mechanical behavior of biological materials, *ASME Summer Bioengineering, Miami, FL*, 2003.
 - [20] J.D. Humphrey, R.K. Strumpf, F.C.P. Yin, Determination of a constitutive relation for passive myocardium: A New Functional Form, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 112, pp.3 33-339, 1990.
 - [21] J.D. Humphrey, R.K. Strumpf, F.C.P. Yin, Determination of a constitutive relation for passive myocardium: II. Parameter Estimation, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 112, pp. 340-346, 1990.
 - [22] Y.C. Fung, K. Fronek, P. Patitucci, Pseudoelasticity of arteries and the choice of its mathematical expression, *American Journal of Physiology*, Vol. 237, No. 5, pp. 620-631, 1979.
 - [23] G.A. Holzapfel, T.C. Gasser, R.W. Ogden, A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models, *Journal of Elasticity*, Vol. 61, pp. 1-48, 2000.
 - [24] G.A. Holzapfel, R. Eberlein, P. Wriggers, H. Weizsacker, Large strain analysis of softbiological membranes: Formulation and finite element analysis, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Vol. 132, pp. 45-61, 1996.
 - [25] G.A. Holzapfel, T.C. Gasser, R.W. Ogden, Comparison of a multi-layer structural model for arterial walls with a Fung-type model, and issues of material stability, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 126, pp. 264-275, 2004.
 - [26] G.A. Holzapfel, Similarities between soft biological tissues and rubberlike materials, *In constitutive models for rubber-proceedings, Balkema*, Vol. 4, pp. 607, 2005.
 - [27] C. Yang, R.G. Bach, J. Zheng, I.E. Naqa, P.K. Woodard, Z. Teng, K. Billiar, D. Tang, In vivo IVUS-based 3-D fluid-structure interaction models with cyclic bending and anisotropic vessel properties for human atherosclerotic coronary plaque mechanical analysis, *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, Vol. 56, pp. 2420-2428, 2009.
 - [28] C. Bellini, P. Glass, M. Sitti, E.S. Di Martino, Biaxial mechanical modeling of the small intestine, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, Vol. 4, No. 8, pp. 1727-1740, 2011.
 - [29] D.P. Sokolis, E.M. Kefaloyannis, M. Kouloukoussa, Marinos, E. H. Boudoulas, P.E. Karayannacos, A structural basis for the aortic stress-strain relation in uniaxial tension, *Journal of biomechanics*, Vol. 39, No. 9, pp. 165, 2006.
 - [30] F.C. Yin, R.K. Strumpf, P.H. Chew, S.L. Zeger, Quantification of the mechanical properties of noncontracting canine myocardium under simultaneous biaxial loading, *Journal of biomechanics*, Vol. 20, No. 6, pp. 577-589, 1987.
 - [31] J.D. Humphrey, R.K. Strumpf, F.C.P. Yin, A constitutive theory for biomembranes: application to epicardial mechanics, *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 114, No. 4, pp. 461-466, 1992.
 - [32] D.P. Sokolis, Multiaxial mechanical behavior of the passive ureteral wall: experimental study and mathematical characterization, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 15, No. 11, pp. 1145-1156, 2012.
 - [33] D. Tang, C. Yang, S. Kobayashi, J. Zheng, Z. Teng, K. Billiar, P.K. Woodard, 3D MRI-based anisotropic FSI models with cyclic bending for human coronary atherosclerotic plaque mechanical analysis, *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 131, No. 6, 2009.