

Determination of parameters of Fung hyperelastic model for intracranial blood vessel of human using biaxial tensile test

M. Shafigh¹, N. Fatouree^{2*}, A.S. Sedighi³

¹ Biomedical Engineering Department, Sciences and Research Branch, Islamic Azad University
Shafigh_mohammad@yahoo.com

² Biological Fluid Mechanics Research Laboratory, Biomechanics Department, Biomedical Engineering Faculty,
Amirkabir University of Technology, Nasser@aut.ac.ir

³ Biomedical Engineering Department, Sciences and Research Branch, Islamic Azad University
A_Sedighi@sbmu.ac.ir

Abstract

Understanding of mechanical properties of healthy brain arteries is a key element in the development of clinical diagnosis and prevention. For this reason we make biaxial measurements to have appropriate parameters for the underlying material models. To acquire these properties, eight samples were obtained from middle cerebral arteries of human cadavers, whose death were not due to injuries or diseases of cerebral vessels, and tested within twelve hours after resection. The changes of force and deformation until the vessel rupture were recorded. Thereafter, the stress-strain curves were plotted and fitted with a hyperelastic five-parameter Fung model parameters, according to the best fit, were determined. It was found that the arteries were remarkably stiffer in circumferential than in axial direction. It was also found that the use of multi-parameter hyperelastic constitutive models is applicable for mathematical description of behavior of cerebral vessel tissue. The reported material properties can be a proper reference for numerical simulation of cerebral arteries of healthy or diseased intracranial arteries.

Keywords: Cerebral Blood Vessels, Anisotropic Tissue, Nonlinear Material, Plain Stress, Fung Model

* Corresponding author

Address: Nasser Fatouree, Biological Fluid Mechanics Research Laboratory, Biomechanics Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic),

Tehran, Iran. Tel: +98 21 66542368

Fax: +98 21 66468186

E-mail: Nasser@aut.ac.ir

استخراج پارامترهای خواص مکانیکی عروق مغزی انسان با استفاده از آزمون کشش دومحوری

محمد شفیق^۱، ناصر فتورائی^{۲*}، امیرسعید صدیقی^۳

^۱ دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران،

Shafigh_mohammad@yahoo.com

^۲ آزمایشگاه تحقیقاتی مکانیک سیالات زیستی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)

Nasser@aut.ac.ir

^۳ مرکز تحقیقات جراحی اعصاب کاربردی، بیمارستان شهدای تجریش، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تهران

A_Sedighi@sbmu.ac.ir

چکیده

خواص مکانیکی شریان‌های مغزی، با توجه به ارتباطشان با بیماری‌های این عضو، از ارزش بالینی بالایی برخوردار هستند. در راستای تحقق اهداف پروژه یک دستگاه آزمون کشش دومحوری منحصراً برای این مطالعه و با توجه به ابعاد، حساسیت و ماهیت ناهمگن نمونه‌ها ساخته شد. سپس هشت نمونه از شریان مغزی میانی از جسد انسان‌هایی که مرگشان به علت جراحات یا بیماری عروق مغزی نبود، از اجساد گرفته شدند. نمونه‌ها طی کم‌تر از دوازده ساعت بعد از جدا کردنشان از جسد، توسط دستگاه آزمون کششی دومحوری آزموده شدند. منحنی تنش-کشش به دست آمده از آزمون‌ها رسم شدند و سپس با مدل ریاضی‌ای که فانگ برای بافت با خاصیت هایپرالاستیک ارائه کرده است، برازش داده شدند. نتایج حاصل از این مطالعه نشان دادند که شریان‌ها به طور محسوسی در راستای محیطی سخت‌تر از جهت محوری هستند. همچنین نتایج نشان داد که استفاده از مدل‌های چندپارامتری هایپرالاستیک که دربرگیرنده معادلات رفتاری ماده است، می‌تواند برای توصیف ریاضی رفتار بافت عروق مغزی مفید باشد. خواص به دست آمده از نمونه‌ها در این مقاله یک مرجع مناسب برای مدل‌سازی عددی، تجزیه و تحلیل رفتار عروق مغزی برای حالات سالم و یا بیمار است.

کلیدواژگان: عروق مغزی، بافت ناهمگن، مواد غیرخطی، تنش صفحه‌ای، مدل فانگ

عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان حافظ، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، آزمایشگاه تحقیقاتی مکانیک سیالات زیستی، کدپستی ۱۵۸۷۵-۳۴۱۳

تلفن: ۰۲۱۶۴۵۴۲۳۶۸، دورنگار: ۰۲۱۶۶۴۶۸۱۸۶، پیام نگار: Nasser@aut.ac.ir

۱- مقدمه

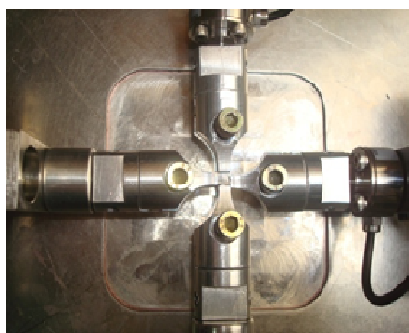
مشخصه‌های مکانیکی دیواره‌های عروق مغزی اثر مهمی روی تابع کارکرد رگ‌های خونی دارند. از این رو مورد ارزیابی قرار می‌گیرند تا ارتباط بین جریان خون ضربانی و سطح مقطع مجرا تحقیق شود [۱]. این موارد برای بیماری‌های عروقی مثل تصلب شراین نیز قابل بررسی است. مشخصه‌های ساختاری یک بافت زنده را می‌توان در تشخیص، درمان و همچنین جراحی نیز به کار گرفت [۱]. به‌علاوه، مدل‌سازی‌های رایانه‌ای بیماری‌های مغزی-عروقی نظیر آنوریزم نیازمند داده‌هایی مانند مشخصات ساختاری عروق مغزی هستند. عواملی همچون سن، جنسیت و کشیدن سیگار نیز روی خصوصیات فیزیکی شریان‌ها و کارکردشان تأثیر می‌گذارد [۵،۶،۷]. از سوی دیگر، این ویژگی‌ها به ساختار و جهت‌گیری عناصر تشکیل دهنده دیواره شریان‌ها وابسته هستند. عمدتاً کلاژن و الاستین بافت عروق هستند که باعث تغییر خواص در جهت طولی، شعاعی و محیطی می‌شوند. همچنین دیواره را در جهت شعاعی سخت‌تر از جهت محوری می‌سازند [۸]. سرخرگ‌ها و بسیاری از بافت‌های بیولوژیکی خواص غیرخطی الاستیک و ناهمگن نشان می‌دهند [۹]. در نتیجه، برای تعیین خواص مکانیکی آنها می‌توان از آزمون تک محوری و آزمون دومحوری استفاده کرد.

آزمون تک محوری تنها برای تعیین خصوصیات بافت در جهت اعمال نیرو است. در مورد مواد ناهمگن، آزمون-های تک محوری دیگر جامع و مفید نخواهد بود [۹]. بنابراین، آزمون دومحوری صفحه‌ای ممکن است جایگزین مناسبی برای رسیدن به درک بهتر از رفتار شریانی باشد [۱۰،۱۱،۱۲،۱۳]. در تحقیقات قبلی، ریزساختار دیواره شریان در فرمولاسیون معادلات تشکیل دهنده رفتار مکانیکی بافت، به حساب نمی‌آمد. به همین دلیل، برخی از پژوهشگران به تدوین مدل‌های ساختاری کامل‌تری که اطلاعات بافتی بیشتری را شامل گردد، روی آورده‌اند [۱۴،۱۵،۱۶،۱۷]. معادلات توصیف‌کننده رفتار غیرخطی عروق ممکن است یک فرم پیچیده چندپارامتری داشته باشد. مدل‌های الاستیک

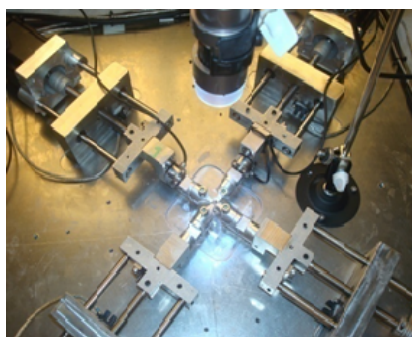
(به عنوان مثال با سه پارامتر) برای این منظور مناسب نشان داده شده است [۱۸،۱۹]. شریان مغزی ساختار متفاوتی از عروق دیگر انسان دارد. پوشش میانی و بیرونی سرخرگ در شریان مغزی معمولاً ضخامت کم‌تری را نسبت به سرخرگ‌های دیگر با قطر مشابه دارد.

مقدار الاستین موجود در قسمت میانی شریان مغزی نسبت به مقدار آن در دیگر قسمت‌ها و همچنین لایه نازک الاستیک خارجی موجود در عروق دیگر کم‌تر است [۲۰،۲۱]. به دلیل مشکلات دسترسی به شریان مغزی مجموعه‌ای محدود از داده‌های بیومکانیکی برای آنها در دسترس است و بسیاری از مطالعات بر روی عروق غیرمغزی متمرکز شده‌اند. با توجه به تفاوت ذکرشده بین عروق مغزی و دیگر عروق، تعیین ویژگی‌های بیومکانیکی عروق مغزی از طریق آزمایش کششی دو محوری می‌تواند راه را برای تحقیقات بیشتر هموار کند. با توجه به محدودیت دسترسی به شریان مغزی انسان بسیاری از محققان نمونه‌های حیوانات را بررسی کردند. هیو و همکاران تنش-کرنش در جهت محوری و محیطی از نمونه‌هایی با فشار خون بالا و فشار خون سالم از شریان مغزی خوک تحقیق کردند [۲۲] و برای اولین بار تغییر خواص مکانیکی شریان اصلی خوکی را ناشی از فشار خون بالا گزارش کردند [۲۳]. ویکر و همکاران شریان مغزی خرگوش را به طور مکانیکی تحت شرایط بارگذاری دومحوری با و بدون تنش فعال آزمون کردند. آنها نتایج را با رابطه چهار-فیبری مکانیکی غیر منفعل تنش-کرنش تطبیق دادند [۲۴]. ناگاساوا و همکاران به مطالعه خواص الاستیک شریان اساسی در یک سگ تحت درمان پرداختند و مدول الاستیک پایینی در شریان‌های درمان شده مشاهده کردند [۲۵]. مطالعه توسط مونسون، و همکاران یکی از مطالعات اندک بر روی عروق مغزی انسان بود. آنها به بررسی خواص دومحوری عروق مغزی با اعمال فشار داخلی و انبساط آن پرداختند و مدل هایپرالاستیک فانگ را برای توصیف آنها مورد استفاده قرار دادند [۲۶]. اسکات و همکاران منحنی‌های فشار-حجم استاتیک در داخل جمجمه را برای تعدادی آنوریزم کیسه‌ای شکل و شریان‌های اصلی

آن لاین به رایانه منتقل و ذخیره شد. یک عدد دوربین میکروسکوپ دیجیتال USB (زوم X300 با فرکانس ۳۰ هرتز و رزولوشن ۶۴۰*۴۸۰) برای اندازه‌گیری جابجایی-های بافت در حین آزمون انتخاب و در راستای عمود بر بافت و صفحه گیره‌ها، بر روی دستگاه نصب شد. فاصله انتهایی گیره‌ها از یکدیگر به عنوان معیار طول نمونه در دو راستای عمود بر هم در نظر گرفته شد. (شکل ۱)



(الف)



(ب)

شکل ۱. نمایش دستگاه مورد استفاده (الف) گیره‌های طراحی شده برای اتصال مستقیم بافت به لودسل (ب) دوربین و سیستم کشش در حین آزمون

استفاده از نشان گذاری بافت به علت ابعاد کوچک نمونه‌ها عملی نبود. لذا برای جلوگیری از هر گونه اشتباه در اثر لیز خوردن بافت درون گیره، فاصله گیره‌های محاسبه شده توسط بررسی تصاویر و جابجایی حاصل از چرخش استپرموتورها با هم مقایسه می‌شد. در صورت مشاهده اختلاف، داده مورد بررسی حذف می‌گردید.

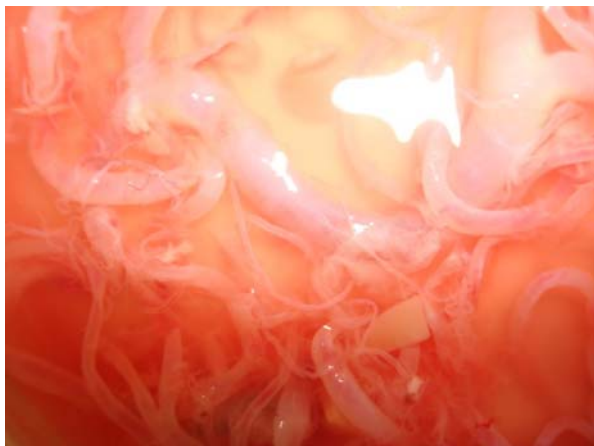
مغزی انسان به دست آوردند و داده‌های تجربی گزارش شده آنها بعداً توسط برخی از محققان استفاده شد [۲۷]. سشیار و همکاران اولین نتایج آزمون مکانیکی چند محوری در آنورسیم کیسه‌ای شکل انسان را گزارش کردند و روش المان محدود معکوس را به منظور برآورد بهترین پارامترهای ماده‌ای مناسب با تابع انرژی فانگ مورد استفاده قرار دادند [۲۸]. سپس توث و همکاران نیز به بررسی خصوصیات بیومکانیکی نمونه‌هایی از آنورسیم مغزی انسان، به دست آمده از عمل جراحی و اجساد، با ساخت دستگاه اندازه‌گیری آزمون تک محوری و آزمون دومحوری پرداختند [۲۹]. بنابراین با توجه به دانش نویسندگان، اطلاعات قطعی در مورد پارامترهای مدل هایپر-الاستیک برای عروق مغزی به دست آمده از آزمون دومحوری (روش تنش صفحه‌ای) وجود ندارد. از این رو، مطالعه حاضر به منظور تعیین ضرایب ذکر شده بالا و همچنین بررسی عوامل مؤثر بر آن انجام می‌شود. این یکی از اولین مطالعات ارائه منحنی تنش و کشش برای عروق مغزی در دو جهت است.

۴- مواد و روش‌ها

۲- طراحی و ساخت دستگاه کشش دو محوری

اختصاصی:

با توجه به ابعاد نمونه‌ها و طیف وسیعی از نیروهای کاربردی، یک دستگاه آزمون کششی دو محوری طراحی و ساخته شد. بافت در حین آزمایش مرطوب و در دمای ۳۷ درجه سانتی گراد نگه داشته شد، تا از تغییر خواص آن به علت خشک شدن جلوگیری شود. نیروی کشش توسط دو لودسل مدل UMM 2 kgf (Dacell Co., Ltd), Korea با دقت ۱۶ بیت ۵ تا ۸ نمونه در ثانیه اندازه‌گیری شد. در این دستگاه نیروی لازم برای کشش توسط چهار میکرو استپرموتور پنج فاز با دقت ۰/۳۶ درجه با گشتاور ۱/۲ کیلوگرم سانتی متر (Autonics Corporation, Gyeonggi-do, Korea) تأمین می‌شود. از چهار عدد درایور برای راه اندازی استپرموتورها (Autonics model MD5-H14) استفاده شد. داده‌های ارسالی توسط کنترلر به صورت



شکل ۳. جدا کردن کلیه عروق مغزی از بافت نرم

نمونه‌ها در محلول فیزیولوژی ۰.۹ درصد نگهداری و ضخامت نمونه‌ها از طریق یک کولیس ورنیه اندازه گرفته می‌شد. نمونه‌ها با ابعاد ۵*۵ میلی‌متر توسط یک کاتر اختصاصی بریده می‌شدند. نمونه‌ها در زمان آزمون در محلول فیزیولوژی ۰.۹ درصد و ۳۷ درجه سانتی‌گراد که با هیتر گرم شده بود، نگهداری می‌شدند. برای انجام آزمون‌های شبه‌استاتیکی نرخ کشش ۰.۲ میلی‌متر بر ثانیه اختیار گردید.



شکل ۴. انتخاب نمونه و جدا کردن آن برای بریدن و بستن به دستگاه

در بازه‌های ۰.۲ ثانیه (بسامد ۵ هرتز) مقادیر نیرو و جابجایی ثبت گردید. باتوجه به سرعت پایین بارگذاری نیازی به ویسکوز گرفتن نمونه وجود نداشت. اطلاعات مربوط به بیماران استخراج گردید.

۲-۳- مدل هایپیرالاستیک فانگ

اغلب داده‌های آزمایشگاهی عموماً با کمک یک تابع دانسیته انرژی کرنش تحلیل می‌شوند. این تابع معیاری از

۲- تهیه نمونه‌ها و روند آزمایش

۸ نمونه از ۲۳ شریان مغزی میانی از ۲۰ جسد که فوت آنها به علت مشکلات عروق مغزی نبود، تحت یک پروتکل خاص از پزشکی قانونی تهیه شد و تا مدت حد اکثر ۱۲ ساعت توسط آزمون کشش دو محوری مورد آزمایش قرار گرفتند. قبل از اخذ نمونه، فرم رضایت نامه از خانواده افراد فوت شده اخذ گردید. برای رسیدن به توزیع تنش یکنواخت به بافت، گیره‌های خاصی طراحی شد که قادرند بافت را تا ابعاد ۵*۵ میلی‌متر مستقیماً بگیرند و با طراحی سبک مستقیماً به نیروسنج وصل شدند. ابتدا مغز افراد فوت شده به صورت کامل برای جلوگیری از آسیب احتمالی به عروق خارج می‌شد (شکل ۲).



شکل ۲. خارج کردن مغز افراد فوت شده از بدن به منظور جلوگیری از آسیب احتمالی به عروق

سپس، کلیه عروق مغزی توسط جراح متخصص مغز و اعصاب از بافت نرم مغز جدا شده (شکل ۳) و پس از آن، برای استاندارد کردن تست‌ها قسمت 10mm پروگزیمال شریان (شریان مغزی میانی) برای همه نمونه‌ها استخراج می‌شدند (شکل ۴). برای رعایت شرایط فیزیولوژی همه تست‌ها در همان روز اخذ نمونه مورد آزمون قرار می‌گرفتند، تا تازگی نمونه‌ها رعایت شوند و خواص آنها تغییر نیابند.

$$W(Q) = \frac{1}{2}c(e^Q - 1) \quad (۳الف)$$

$$Q(E) = a_1 E_{11}^2 + a_2 E_{22}^2 + 2a_3 E_{11} E_{22} \quad (۳ب)$$

که c, a_1, a_2, a_3 پارامترهای مدل هستند [31].

منحنی نیرو-جابجایی برای هر نمونه در دو جهت عمود برهم به دست آمد. تنش‌های آزمایشگاهی برای نمونه‌ها نیز همان‌طور که در ادامه آمده است محاسبه شد:

$$\sigma_{11}^{\text{exp}} = \lambda_1 \frac{F_{11}}{b_1 t} \quad (۴)$$

$$\sigma_{22}^{\text{exp}} = \lambda_2 \frac{F_{22}}{b_2 t} \quad (۵)$$

انرژی ذخیره شده در ماده در نتیجه تغییرشکل است. اگر یک رابطه یک به یک بین کرنش و تنش وجود داشته باشد، آنگاه تئوری الاستیسیته نشان می‌دهد که یک تابع انرژی کرنش W وجود دارد که با آن می‌توان تنش‌ها را از روی کرنش‌ها به صورت زیر محاسبه کرد [11,18,30]:

$$S_{ij} = \frac{\partial W}{\partial E_{ij}} \quad (۱)$$

$$E_{ij} = \frac{1}{2}(F_{ij} \cdot F_{ij}^T - I_{ij}) \quad (۲)$$

که S_{ij}, E_{ij}, F_{ij} و I_{ij} به ترتیب عبارتند از: مولفه‌های تانسور دوم تنش پیولا-کیرشوف (S)، تانسور کرنش گرین لاگرانژ (E)، تانسور کرنش محدود (F)، و تانسور واحد (I).

تابع انرژی کرنشی فانگ (W) استفاده شد:

جدول ۱. ثابت‌های مواد به دست آمده از بهترین حالت تطبیق داده‌های آزمایش با مدل هایپرلاستیک فانگ

Fung constants	Specimens: age/gender								Average
	53M	87F	18M	45M	30F	80F	78M	35M	
c	0.232	0.355	0.367	0.361	0.483	0.052	0.173	0.366	0.313
a_1	0.515	3.998	1.764	0.659	5.234	12.968	10.234	1.994	2.898
a_2	1.560	0.754	0.775	0.963	0.0163	0.0379	0.013	1.558	1.186
a_3	0.400	0.140	0.120	0.099	1.078	0.960	0.780	0.810	0.130
Anisotropy	0.470	0.220	0.480	0.710	0.170	0.071	0.072	0.840	0.430

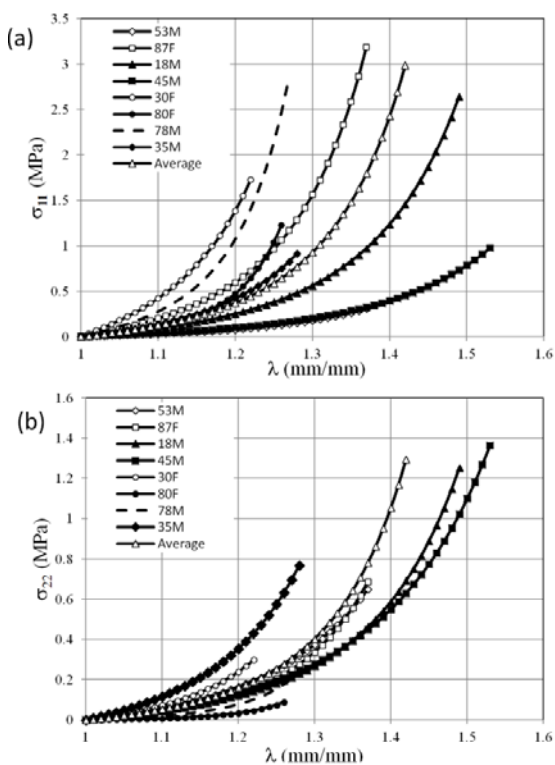
$$\sigma_{22}^{\text{model}} = \left\{ \frac{1}{2} c \lambda_2^2 [a_2 (\lambda_2^2 - 1) + a_3 (\lambda_1^2 - 1)] \right. \\ \left. * e^{\frac{1}{4} [a_1 (\lambda_1^2 - 1)^2 + a_2 (\lambda_2^2 - 1)^2 + 2a_3 (\lambda_1^2 - 1)(\lambda_2^2 - 1)]} \right\} \quad (۷)$$

سپس داده‌های آزمایشگاهی به کمک معادله ۶ و ۷ و با به کار بردن حداقل مربعات الگوریتم و با استفاده از بهینه سازی برنامه متلب به روش الگوریتم ژنتیک صورت گرفته است و پارامترهای تشکیل دهنده مدل c, a_1, a_2, a_3 برای هر دسته از داده‌ها به دست آمد. ناهمگنی نیز از معادله زیر به دست آمد [32].

که در آن λ_1 و λ_2 نسبت های کشش و F_{11} و F_{22} نیروهای محاسبه شده با لودسل هستند. t نیز ضخامت نمونه است. b_1 و b_2 نیز پهنای نمونه در دو جهت هستند. پس از آن، اجزاء تنش را، به شکل زیر، محاسبه نمودیم:

$$\sigma_{11}^{\text{model}} = \left\{ \frac{1}{2} c \lambda_1^2 [a_1 (\lambda_1^2 - 1) + a_3 (\lambda_2^2 - 1)] \right. \\ \left. * e^{\frac{1}{4} [a_1 (\lambda_1^2 - 1)^2 + a_2 (\lambda_2^2 - 1)^2 + 2a_3 (\lambda_1^2 - 1)(\lambda_2^2 - 1)]} \right\} \quad (۶)$$

این مشاهدات نشان دهنده این است که آزمون تک محوری برای تعیین خواص مکانیکی عروق خونی کافی نیست و لازم است که رفتار ناهمگن بافت عروق در تحقیقات آزمایشگاهی و مدل‌سازی در نظر گرفته شود. این اظهارات به دلیل آنکه دو محور تفاوت عمده‌ای با هم دارند. در ادامه، داده‌های آزمایشگاهی با کمک معادلات ۶ و ۷ که قبلاً ذکر شد، نسبت به مدل سه پارامتری فانگ تطبیق داده شد. جدول ۱ بهترین حالت برازش شدن پارامترهای ماده را برای همه نمونه‌های ماده نشان می‌دهد و متوسط داده‌ها در ستون آخر جدول ۱ آمده است. با اقتباس بهترین حالت ثابت‌های ماده، منحنی‌های تنش-کرنش به دست آمد و در شکل ۶ بیان شد. همچنین متوسط منحنی تنش-کرنش دومحوری برای شریان میانی مغزی انسان از متوسط ثابت-های فانگ ذکر شده در جدول ۱ و شکل ۶ به دست آمد.

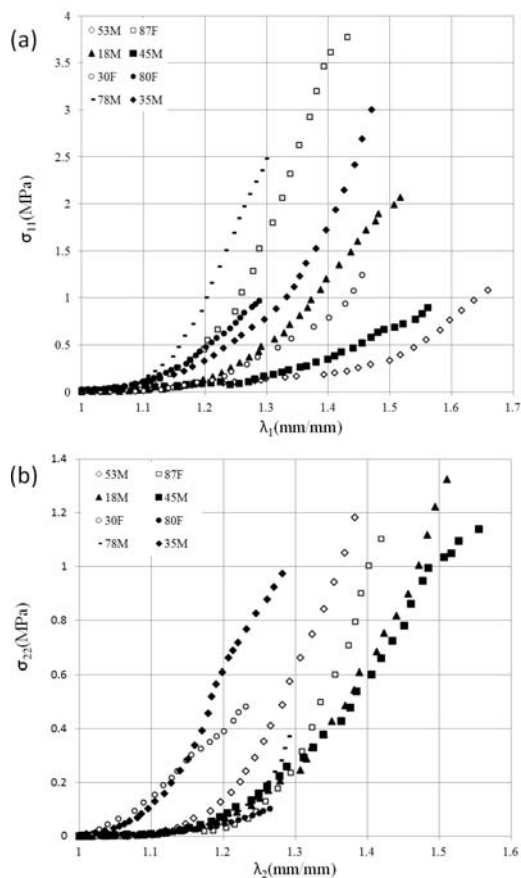


شکل ۶. منحنی‌های تنش-کرنش به دست آمده از ضرایب به دست آمده در جهات محیطی (a) و محوری (b)

$$\text{Anisotropy} = \min \left[\frac{a_1 + a_3}{a_2 + a_3}, \frac{a_2 + a_3}{a_1 + a_3} \right] \quad (۸)$$

۳- نتایج

آزمایش بر روی تعداد هشت نمونه شریان مغزی میانی انسان انجام شد. ضخامت متوسط عروق ۰.۶ میلی متر در نظر گرفته شد و سطح مقطع 3 mm^2 تحت تنش بود. اطلاعات نیرو-جاب‌جایی به دست آمده از آزمایش‌های مکانیکی از طریق معادلات ۴ و ۵ به رابطه کرنش-تنش تبدیل شدند. شکل ۵ منحنی کرنش-تنش به دست آمده از آزمایش مکانیکی دومحوری از تمام نمونه‌ها را در راستاهای محیطی (a) و محوری (b) به ترتیب نشان می‌دهد. مجموعه داده‌ها در تمام ارقام شامل اطلاعات سن و جنسیت است. بدیهی بود که عروق در جهت محیطی نسبت به جهت محوری به طور قابل توجهی سفت‌تر هستند.



شکل ۵. منحنی‌های تنش-کرنش به دست آمده از آزمون مکانیکی دو محوری از تمام نمونه‌ها در جهات محیطی (a) و محوری (b)

دست نمی‌دهند. از این رو از ۲۵ نمونه به دست آمده از ۲۲ جسد، تنها اطلاعات مربوط به ۸ نمونه قابل قبول و قابل گزارش بودند.

۵- نتیجه گیری

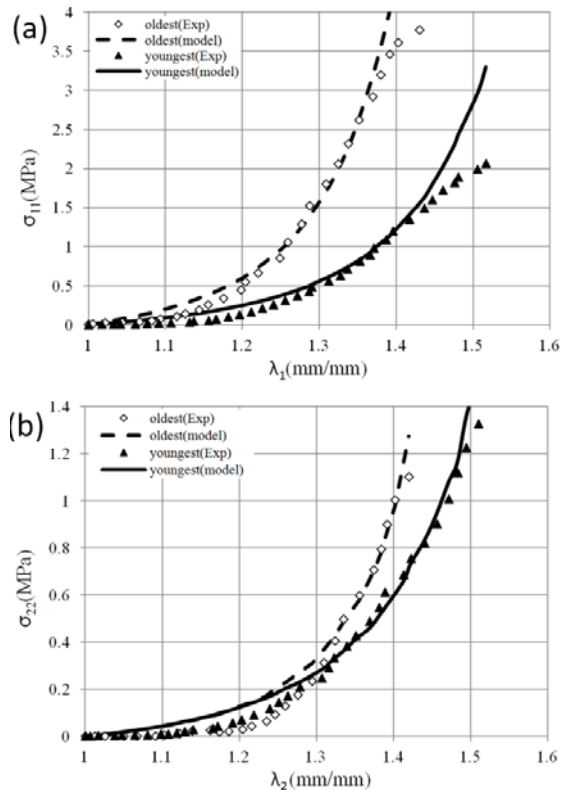
در مطالعه حاضر، خواص مکانیکی شریان میانی مغزی از طریق آزمایش‌های مکانیکی دومحوری و با تحقیق روی هشت نمونه انسانی بررسی شد. سپس داده‌های تجربی با مدل مواد سه پارامتری فانگ تطبیق داده شدند و متوسط بهترین ثابت‌های ماده گزارش شد.

منحنی‌های تنش-کرنش به دست آمده از مدل با داده‌های اصلی سازگار بودند. می‌توان نتیجه گرفت که شریان‌ها به شکل محسوسی در جهت محیطی سفت‌تر از جهت محوری هستند و این نشان دهنده ضرورت در نظر گرفتن رفتار ناهمگن رگ‌های خونی است. خواص مواد گزارش شده می‌تواند یک مرجع مناسب برای مدل‌سازی عددی عروق مغزی در موارد تروما یا حوادث باشد. همچنین این نتایج در تجزیه و تحلیل محاسباتی عروق مغزی سالم و بیمار با توجه به تعامل بین دیواره رگ و جریان خون، سودمند است و در پیش بینی مقاومت عروق و پارگی نیز می‌تواند مفید باشد. علاوه بر این، نتایج پژوهش حاضر اطلاعات قابل اعتمادی را برای بانک اطلاعات خواص مکانیکی عروق مغزی ارائه می‌دهد.

مراجع

- [1] Coulson RJ, Cipolla MJ, Vitullo L, Chesler NC, 2004, Mechanical properties of rat middle cerebral arteries with and without myogenic tone, J Biomech Eng, 126
- [2] Holzapfel GA, Gasser TC, Ogden RW, 2000, A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models, J Elasticity 61.
- [3] Gourisankaran V, Sharma MG, 2000, The finite element analysis of stresses in atherosclerotic arteries during balloon angioplasty, Crit Rev Biomed Eng 28.
- [4] Feng Y, Wada S, Tsubota K, Yamaguchi T, 2004, Growth of intracranial aneurysms arising from curved vessels under the influence of elevated wall shear stress a computer simulation study, JSME Int. J. Ser. C, 47.

برای تأیید روش تطبیق، داده‌های تجربی و ثابت‌های مدل استخراج شده اند و این اطلاعات برای جوان‌ترین و پیرترین موارد با هم در شکل ۷ نشان داده شد.



شکل ۷. مقایسه منحنی‌های تنش-کرنش به دست آمده از مدل به دست آمده و داده‌های آزمایشگاهی در جهت محیطی (a) و محوری (b)

۴- بحث

در مطالعه حاضر خواص مکانیکی عروق مغزی واقع در چرخه ویلیس از طریق آزمایش‌های مکانیکی دومحوری تعیین و اثر سن و جنسیت تحلیل شده است. با توجه به فقدان اطلاعات آزمون دومحوری و ثابت‌های مواد مرتبط با عروق مغزی، مطالعه حاضر می‌تواند یک مرجع مناسب برای مدل‌سازی عددی عروق مغزی در موارد تصادفات، ضربه به سر و یا بیماری‌های شریانی مانند آنوریسم داخل جمجمه باشد.

با توجه به مشکلات جابجا کردن عروق مغزی و جدا کردن آنها از بافت نرم اطراف آن بدون اینکه آسیب ببینند، بسیاری از نمونه‌ها داده‌های قابل قبول برای گزارش را به

- basilar artery in hypertension, *Ann Biomed Eng*, 35, 19-29.
- [24] Wicker BK, Hutchens HP, Wu Q, Yeh AT, Humphrey JD, 2008, Normal basilar artery structure and biaxial mechanical behavior, *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 11, 539-551.
- [25] Nagasawa S, Handa H, Naruo Y, Moritake K, Hayashi K, 1982, Experimental cerebral vasospasm arterial wall mechanics and connective tissue composition, *Stroke*, 13, 595-600.
- [26] Monson K, 2001, Mechanical and failure properties of human cerebral blood vessels, Ph.D. Thesis, University of California, Berkeley, USA.
- [27] Scott S, Fergosun GG, Roach MR, 1972, Comparison of the elastic properties of human intracranial arteries and aneurysms, *Can J Appl Physiol Pharmacol*, 50, 328-32.
- [28] Seshaiyer P, Hsu FPK, Shah AD, Kyriacou SK, Humphrey JD, 2001, Multiaxial mechanical behavior of human saccular aneurysms, *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 4, 281-289.
- [29] Toth K, 2005, Analysis of the mechanical parameters of human brain aneurysm, *Acta Bioeng Biomech*, 7, 1-21.
- [30] Monson KL, Barbaro NM, Manley GT, 2008, Biaxial response of passive human cerebral arteries, *Ann Biomed Eng*, 36, 28-41.
- [31] Fung YC, Fronek K, Patitucci P, 1979, Pseudoelasticity of arteries and the choice of its mathematical expression, *Am J Physiol*, 237, 620-631.
- [32] Bellini C, Glassb P, Sitti M, Martino ESD, 2011, Biaxial mechanical modeling of the small intestine, *J mechanical behavior of biomedical materials*, 4, 1727-1740.
- [5] Aronow WS, Schwartz KS, Koenigsberg M, 1987, Correlation of serum lipids calcium, and phosphorus, diabetes mellitus and history of systemic hypertension with presence or absence of calcified or thickened aortic cusps or root in elderly patients, *Am J Cardiol* 59.
- [6] Lindroos M, Kupari M, Heikkila J, Tuilvis R, 1993, Prevalence of aortic valve abnormalities in the elderly: An echocardiography study of a random population sample, *Am J Cardiol* 21.
- [7] Ourie K, 2001, *Peripheral Arterial Disease*, Lancet 358.
- [8] Ally C, Reid AJ, 2004, Prendergast PJ, Elastic behavior of porcine coronary artery tissue under uniaxial and equibiaxial tension, *Ann Biomed Eng* 32.
- [9] Dixon SA, Heikes RG, Vito RP, 2003, Constitutive modeling of porcine coronary arteries using designed experiments, *J Biomech Eng* 125.
- [10] Lu SH, Sacks MS, Chung SY, Gloeckner DC, Pruchnic R, Huard J, Degroat WC, Chancellor MB, 2005, Biaxial mechanical properties of muscle derived cell seeded small intestinal submucosa for bladder wall reconstitution, *Biomaterials* 26.
- [11] Criscione JC, Sacks MS, Hunter WC, 2003, Experimentally tractable pseudoelastic constitutive law for biomembranes, *J Biomech Eng* 125.
- [12] Okamoto RJ, Wagenseil JE, DeLong WR, Peterson SJ, Kouchoukos NT, 2002, Mechanical properties of dilated human ascending aorta, *Ann Biomed Eng*, 30.
- [13] L'Italien GJ, Chandrasekar NR, Lamuraglia GM, Pevec WC, Dhara S, 1994, Warnock DF, Abbott WM, Biaxial elastic properties of rat arteries in vivo: Influence of vascular wall cells on anisotropy, *Am J Physiol*, 267.
- [14] Holzapfel GA, Eberlein R, Wriggers P, Weizsacker H, 1996, Large strain analysis of soft biological membranes: Formulation and finite element analysis, *Comput Meth Prog Bio*, 132.
- [15] Ogden RW, 1997, *Nonlinear elastic deformations*, 1st Ed, Dover Publication.
- [16] Zulliger MA, Fridez P, Hayashi K, Stergiopoulos N, 2004, A strain energy function for arteries accounting for wall composition and structure, *J Biomech*, 37.
- [17] Gasser TC, Schulze-bauer CA, Holzapfel GA, 2002, A three dimensional finite element model for arterial clamping, *J Biomech Eng* 124.
- [18] Humphrey J.D, Strumpf R.K, Yin F.C.P, 1990, Determination of a constitutive relation for passive myocardium: a new functional form, *J Biomech Eng*, 112.
- [19] Humphrey JD, Strumpf RK, Yin FCP, 1990, Determination of a constitutive relation for passive myocardium: II. Parameter estimation, *J Biomech Eng*, 112.
- [20] Stehbens WE, *Pathology of the Cerebral Blood Vessels*, 1972, St Louis, MO: CV Mosby, 351-470
- [21] Busby DE, Burton AC, 1965, The effect of age on the elasticity of the major brain arteries, *Can J Appl Physiol Pharmacol*, 43
- [22] Hu JJ, Baek S, Humphrey JD, 2007, Strain behavior of the passive basilar artery in normotension and hypertension, *J Biomech*, 40.
- [23] Hu JJ, Fossum TW, Miller MW, Xu H, Liu JC, Humphrey JD, 2006, *Biomechanics of the porcine*