

Measurement of mechanical properties of human saphenous vein using an inflation experiment

F. Forouzandeh¹, M. Haji-Bozorgi², B. Meshkat¹, N. Fatourae^{3*}

¹M.Sc Student, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

²B.Sc Student, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

³Associate Professor, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

Abstract

Coronary Artery Diseases are one of the main reasons of mortality. When these arteries occlude, usually a Coronary Artery Bypass Graft (CABG) surgery is performed. Since human Saphenous Veins (SV) is used for CABG, they are of interest for researchers. In this study human SV samples undergo inflation test, using an inflation test device. Displacements of the samples for different pressures are analyzed, and average values are used as input of a computational method. In the numerical simulation the tissue is assumed as an elastic, isotropic, and homogenous solid material, and its output is Young's Modulus (E) of the tissue. Results show that E of the SV increases linearly with the distension pressure. Although simplifications were applied in this study, it can be helpful for giving a basic insight about mechanical properties of human Saphenous Vein, which can be followed by more realistic studies in the future.

Keywords: *Saphenous Vein, Inflation method, Young's Modulus, Computational method*

* Corresponding author

Address: Naser Fatourae, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), P. O. Box: 15875-3413, Postal Code: 15914, Tehran, Iran

Tel: +98 21 64542368

Fax: +98 21 66468186

E-mail: nasser@aut.ac.ir

اندازه‌گیری خواص مکانیکی ورید سافینوس انسان با استفاده از آزمایش تورم

فرزاد فروزنده^۱، مهدیه حاجی بزرگی^۲، بهروز مشکات^۱، ناصر فتورائی^{۳*}

^۱دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی

^۲دانشجوی کارشناسی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی

^۳دانشیار دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر

چکیده

بیماری‌های شریان کرونری یکی از عوامل اصلی مرگ‌ومیر است. وقتی که این شریان دچار انسداد شود، عمل بای‌پس شریان کرونری صورت می‌گیرد. استفاده از ورید سافینوس انسان درین جراحی، مورد توجه پژوهش‌گران است. درین مطالعه، نمونه‌های انسانی ورید سافینوس به وسیله‌ی یک دستگاه تست تورم، تحت آزمایش تورم قرار گرفت. انبساط نمونه‌ها به عنوان ورودی یک روش محاسباتی مورد بررسی قرار گرفت. در مدل‌سازی عددی بافت به صورت یک ماده‌ی جامد همگن، هم‌سان‌گرد و الاستیک در نظر گرفته شد. خروجی مدل، مدول یانگ بافت است. نتایج نشان داد که مدول ورید سافینوس به صورت خطی با فشار انبساطی افزایش می‌یابد. هرچند که فرضیه‌های ساده‌ی سازانه‌ی درین مطالعه استفاده شد، ولی به دلیل ارائه‌ی یک دید کلی در رابطه با خواص مکانیکی بافت، ورید سافینوس انسان می‌تواند مفید بوده و زمینه‌ای برای مطالعه‌های بیش‌تر و دقیق‌تر باشد.

کلیدواژه‌ها: ورید سافینوس، روش تورم، مدول یانگ، روش عددی

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان حافظ، رو به روی سمیه، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی‌تکنیک تهران)، دانشکده مهندسی پزشکی، کدپستی: ۱۵۹۱۴

تلفن: ۰۲۱۶۴۵۴۲۳۶۸، دورنگار: ۰۲۱۶۶۶۶۸۱۸۶، پیام‌نگار: nasser@aut.ac.ir

۱- مقدمه

بیماری‌های شریان کرونری یکی از دلایل اصلی مرگ‌ومیر در کشورهای توسعه یافته است. براساس گزارش سال ۲۰۰۶ انجمن قلب آمریکا^۱ بیماری‌های شریان کرونری قلب^۲ عامل حدود ۵۱ درصد از کل^۳ ۸۳۱۰۰۰ مرگ‌ومیر ناشی از بیماری‌های قلبی/عروقی را دربر داشته است [۱].

وقتی شریان کرونری دچار گرفتگی شود، از عروقی مانند ورید سافینوس به منظور ایجاد یک مسیر انحرافی در عمل بای پس شریان کرونری^۳ استفاده می‌شود. بعد از قراردادن ورید سافینوس در دستگاه گردش خون، فشار اتساعی به دیواره ورید وارد می‌شود. این فشار می‌تواند بافت دیواره‌های ورید را تحت تأثیر قرار دهد. ویژگی‌های مکانیکی این ورید برای تحمل فشار بالاتر در شرایط جدیدی که پس از جای‌گزینی برای آن ایجاد می‌شود، اهمیت دارد [۲، ۳].

به هر حال، این حقیقت را باید در نظر داشت که پس از حدود ده سال، ۳۳ درصد از وریدهایی که جای‌گزین شده‌اند، دچار گرفتگی خواهند شد. بدین روی، مطالعه‌ی خواص مکانیکی ورید سافینوس از اهمیت بالایی برخوردار است. در مطالعات پیشین، سه روش را برای اندازه‌گیری خواص مکانیکی رگ‌های خونی به کار برده‌اند.

روش اول، سرعت پالس موج^۴ است که یک روش برون بدنی^۵ بوده و به طور مستقیم مدول یانگ^۶ رگ‌ها را تعیین می‌کند. درین روش، اندازه‌گیری هم‌زمان سرعت انتقال پالس و رابطه‌ی فشار/قطر برای به دست آوردن خاصیت ارتجاعی رگ‌های خونی استفاده می‌شود. غیرتهاجمی بودن این روش، توجه بیش‌تر پژوهش‌گران را به خود جلب نموده است [۴].

روش دوم، تنسیومتر^۷ را برای اندازه‌گیری خواص مکانیکی رگ‌های خونی به کار می‌رود. به عنوان مثال، بالاز و رُزن^۸ به ترتیب این روش را برای وریدهای کمری و زیرگلوبی خوک و شریان کرونری گاو استفاده کردند [۵، ۶].

روش سوم، رگ‌های خونی را تحت فشار انبساطی قرار می‌دهند. کامپلیانس^۹ و سختی رگ‌ها با استفاده از بررسی رابطه‌ی فشار/قطر رگ به دست می‌آید. مناسب بودن این روش، آن را برای تست شکست چندمحوره، به طور گسترده استفاده می‌شود [۷-۱۱]. بافت می‌تواند از طریق یک سطح وسیع به دستگاه متصل شود تا تمرکز تنش به حداقل برسد. همچنین، دست‌کاری بافت‌ها کم‌تر شده و برش زده می‌شوند. بدین صورت، برای دستگاه این امکان فراهم می‌شود که بافت‌ها شکل طبیعی خود را حفظ کنند. با استفاده ازین روش، میلیسی^{۱۰} و هم‌کارانش نشان دادند که در بیماران شریان کرونری، ورید سافینوس هایپرتنسیو^{۱۱} سخت‌تر از نورموتنسیو^{۱۲} است [۱۲]. اندل^{۱۳} و هم‌کارانش، پژوهشی را به منظور مقایسه عروق کرونری و سینه‌ای خوک و انسان انجام داده‌اند. آن‌ها گزارش کردند که هردو شریان اشاره شده در انسان بسیار سخت‌تر هستند. همچنین، آن‌ها نشان دادند که سختی شریان سینه‌ای و شریان کرونری در انسان تقریباً برابر است. این خصوصیت، شرایط مناسب شریان سینه‌ای را برای پیوند به وجود می‌آورد [۶].

داناون^{۱۴} و هم‌کارانش، ۴۵ نمونه را در دو جهت متعامد بررسی کردند که از پژوهش‌های جامع انجام شده درین زمینه است [۱۴]. میاموتو^{۱۵} نیز مطالعه‌ای را روی تنش نهایی رگ گاو و ورید سافینوس انجام داد [۱۵]. همچنین، برای مقایسه شریان ریوی و آئورتی خوک، پژوهشی توسط ماتیبو^{۱۶} انجام شده است [۱۶]. ژائو^{۱۷} از یک دستگاه متسع‌کننده^{۱۸} استفاده کرد. نتایج آن نشان داد که ویژگی‌های مکانیکی و مورفومتریک^{۱۹} ورید سافینوس با اعمال فشار اتساعی به رگ تغییر می‌کند. به عبارت دیگر، اعمال فشار کنترل نشده سختی دیواره رگ را افزایش می‌دهد [۱۷].

⁹ Compliance

¹⁰ Milesi

¹¹ Hypertensive

¹² Normotensive

¹³ Andel

¹⁴ Donovan

¹⁵ Miyamoto

¹⁶ Mathews

¹⁷ Zhao

¹⁸ Distination set-up

¹⁹ Morphometric

¹ American Heart Society

² Coronary Heart Disease (CHD)

³ Coronary Artery Bypass Graft (CABG)

⁴ Pulse Wave Velocity (PWV)

⁵ in vitro

⁶ Young's Modulus

⁷ Tensiometers (universal testing machine)

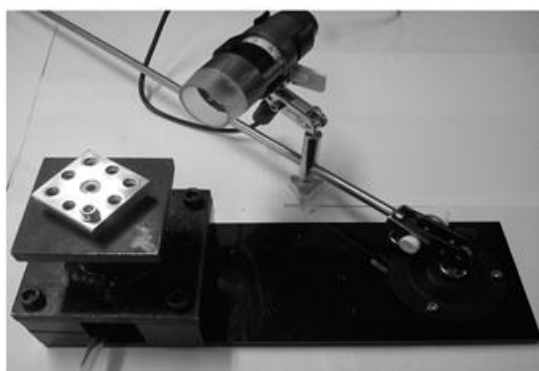
⁸ Balaz & Rossman

پذیرفت. بلافاصله پس از خارج کردن وریدها از بدن بیمار، در محلول نرمال سالین^۱ قرار داده شد. آزمایش‌ها ۲ تا ۱۲ ساعت پس از خارج شدن از بدن انجام شد. تمام نمونه‌ها به قطعه‌های ۸ میلی‌متری تقسیم شد (در مجموع ۴۴ قطعه از سافینوس ۱۱ بیمار به دست آمد). سپس، یک برش طولی زده شد. بدین صورت، همه‌ی تست‌ها روی نمونه‌های تقریباً مربعی شکل با ابعاد ۸ میلی‌متر انجام شد.

۲-۲- روش آزمایشگاهی

به منظور انجام آزمایش تورم، یک دستگاه تست تورم بهینه‌سازی، طراحی و ساخته شد. این دستگاه شامل، یک مخزن استوانه‌ای شکل، صفحه‌ی پایه که بافت روی آن قرار دارد، پیچ اتصال غیردائم مخزن و پایه، یک اورینگ^۲ برای آب‌بندی و دو گیره‌ی نگهدارنده‌ی بافت است.

یک سوراخ ۵ میلی‌متری در مرکز گیره‌های نگهدارنده‌ی بافت قرار گرفته که اجازه‌ی متورم شدن را به بافت می‌دهد. تا وقتی که فشار پایین است، مشکلی از نظر نشت هوا و یا عدم ثبات بافت وجود ندارد. در بالای مخزن و نزدیک پیچ اتصال صفحه به مخزن دستگاه، یک سنسور دقیق فشار (Model 1620 Measurement Specialties Inc., USA) قرار دارد که در شکل (۱) نشان داده شده‌است.



شکل (۱) - دستگاه تست تورمی به کار رفته؛ یک دوربین میکروسکوپی جابه‌جایی عمودی بافت متورم شده را ثبت می‌کند.

هدف از این پژوهش، به دست آوردن مدول یانگ ورید سافینوس انسان با استفاده از ترکیبی از روش آزمایشگاهی و مدل‌سازی و حل عددی است. با توجه به اینکه در طی عمل بای‌پس شریان کرونری فشارهای بالاتری از فشار فیزیولوژیک به بافت رگ اعمال می‌شود، از طریق تست تورم، فشار در محدوده‌ی ۲۲ تا ۸۴ کیلوپاسکال بر قطعه‌ی بریده شده‌ای از نمونه سافینوس، برای آزمایش اعمال شد. در مدل‌سازی عددی، جابه‌جایی ناشی از تورم بافت که از آزمایش به دست آمده‌است، برای محاسبه‌ی مدول یانگ (E) در فشارهای مختلف مورد استفاده قرار گرفت. سایر اطلاعات و شرایط لازم از نتایج مطالعه‌های قبلی استخراج شده‌است.

۲- مواد و روش‌ها

به منظور یافتن مدول یانگ ورید سافینوس انسان، از ترکیب تست آزمایشگاهی و حل عددی استفاده شد. چندین نمونه ورید سافینوس، با استفاده از دستگاه تست تورم، تحت فشارهای ۲۲، ۲۵، ۳۱، ۳۷، ۴۳، ۴۹، ۶۰، ۷۲ و ۸۴ کیلوپاسکال انجام شد. تصاویر دقیقی از بافت متورم شده با یک دوربین عکاسی به دست آمد و در کامپیوتر ذخیره شد. تصاویر آنالیز شده و جابه‌جایی بافت در فشارهای مختلف حاصل شد. سپس، این جابه‌جایی به عنوان یک شاخص و ملاک در مدل‌سازی محاسباتی معکوس استفاده شد. به عبارت دیگر، در مدل عددی مدول یانگ ورید سافینوس به اندازه‌ای تغییر داده می‌شود تا منحنی جابه‌جایی که از مدل‌های محاسباتی حاصل شده‌است بر منحنی جابه‌جایی که از نمونه‌های آزمایشگاهی به دست می‌آید، به طور تقریبی منطبق شود.

۲-۱- آماده‌سازی ورید سافینوس

درین مطالعه، از ورید سافینوس ۱۱ بیمار (۷ مرد) که تحت عمل بای‌پس شریان کرونری قرار گرفته‌اند، استفاده شده‌است. بیماران در محدوده سنی ۴۲ تا ۷۰ سال، با میانگین سنی ۶۲٫۳ و میانه‌ی ۶۶ سال قرار داشتند. داروهای بی‌هوشی رایج استفاده شده و سایر مراحل جراحی به صورت معمول انجام

^۱ Normal Soline

^۲ O-Ring

میکروسکوپ دیجیتالی جابه‌جایی بافت را ثبت می‌کند. این تصاویر آنالیز شده و برای مدل‌سازی و حل عددی استفاده شد.

۲-۳- روش عددی

مدل‌سازی این مطالعه با استفاده از نرم‌افزار ADINA 8.8 انجام شد. هندسه‌ی بافت به یک استوانه با قطر ۵ میلی‌متر (برابر با سوراخ وسط گیره‌ی بالایی نگهدارنده‌ی بافت) و ارتفاع ۰/۶ میلی‌متر ساده‌سازی شد. درین مدل، بافت یک ماده‌ی همگن، الاستیک، و ایزوتروپیک با ضریب پواسن ۰/۴۲ در نظر گرفته شد [۱۷].

در هر فشاری، E در آن از طریق سعی و خطا به دست آمد. معادله‌ی حاکم، معادله‌ی هوکین^۳ تنش-کرنش برای جسم جامد است:

$$\sigma = 2\mu\varepsilon + \lambda \cdot tr(\varepsilon) \quad (1)$$

درین معادله، λ ، μ ، ε به ترتیب نشان دهنده‌ی تانسور واحد، ثوابت لامه^۴ و تانسور کرنش است.

مش‌ها درین مدل، ساختار مستطیلی دارند. به منظور بررسی استقلال مدل از اندازه‌ی مش‌ها، بیشینه‌ی جابه‌جایی در مدل بافت، پس از تورم در یک فشار و با چگالی مش‌های مختلف امتحان شد.

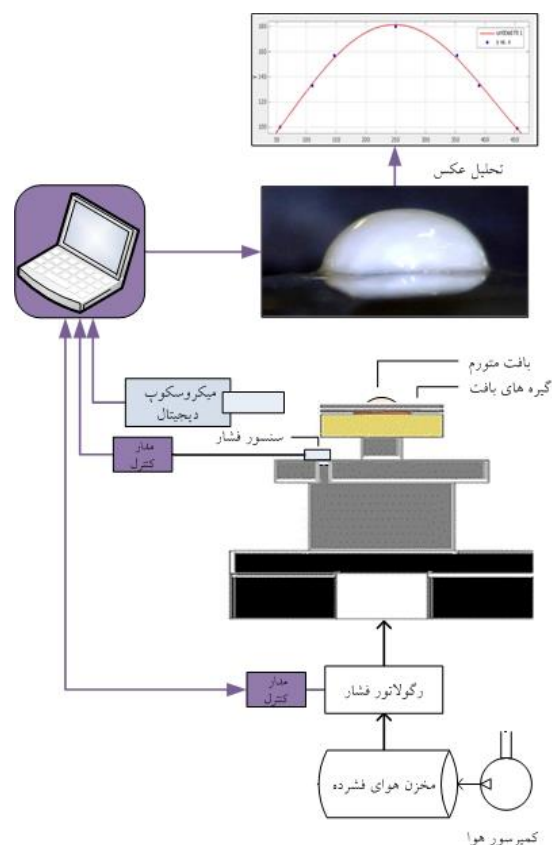
تعداد مش‌ها تا جایی افزایش داده شده‌است که اختلاف جابه‌جایی با مقداری که از حل معادله‌ی قبلی به دست می‌آید کم‌تر از ۰/۵ درصد باشد. درنهایت، تعداد مش حدود ۱۷۱۰۰۰ مناسب تشخیص داده شد.

شکل‌های (۳) و (۴) به ترتیب مدل محاسباتی از بافت و جابه‌جایی بافت بر حسب تعداد مش‌ها را نشان می‌دهند.

تصاویر آزمایش‌ها برای فشارهای مختلف ثبت و آنالیز شد. انحنای متوسط درین فشار به دست آمد. سپس، در یک چرخه‌ی سعی و خطا، مدول یانگ ماده در حل عددی تغییر داده شد تا وقتی که مربع باقی‌مانده‌های^۵ اختلاف بیشینه‌ی

نتایج ثبت شده به وسیله‌ی سنسور فشار، به یک کامپیوتر شخصی انتقال داده شد. این سنسور می‌تواند با استفاده از نرم افزار لب ویو^۱ و با فرکانسی بین ۲۰ تا ۸۰ هرتز داده‌برداری کند. یک میکروسکوپ دیجیتالی به صورت افقی و هم‌سطح با بافت قرار دارد. هنگامی که فشار اتساعی به بافت اعمال می‌شود، جابه‌جایی آن را ثبت می‌کند. یک کمپرسور هوا و یک رگولاتور فشار مغناطیسی، که به یک کامپیوتر متصل است، با استفاده از یک برنامه‌ی متلب^۲ کنترل می‌شود که فشار انبساطی مورد نیاز را فراهم می‌کند.

تصاویر ثبت شده با میکروسکوپ دیجیتالی به صورت برخط قابل مشاهده است که پس از ذخیره‌سازی، با یک نرم‌افزار پردازش تصویر (نرم افزار ImageJ) آنالیز شد. در شکل (۲) اجزای این سیستم تورم نشان داده شده‌است.



شکل (۲) - سیستم طراحی شده برای آزمایش‌های تورم. قطعه‌های ورید سافینوس بین دو عدد گیره‌ی نگهدارنده‌ی بافت قرار داده شد. رگولاتور فشار، فشار انبساطی مورد نیاز را فراهم می‌کند.

³ Hookean

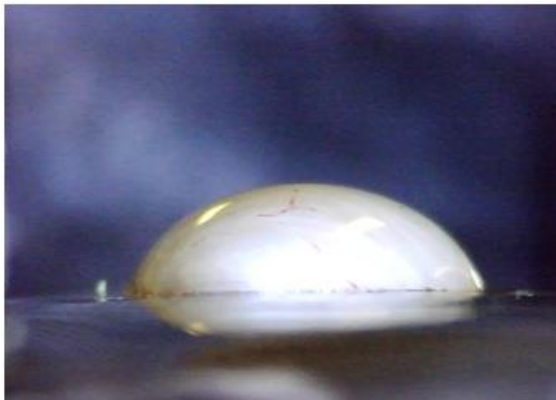
⁴ Lamé's coefficients

⁵ R-square

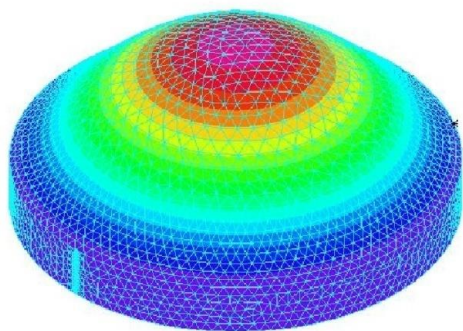
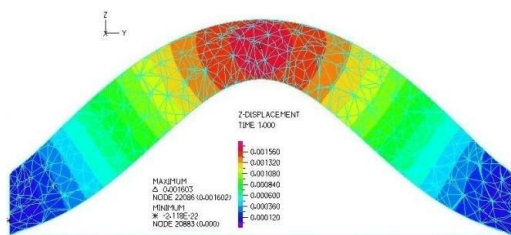
¹ Lab View

² MATLAB

شکل (۶) تصویری از برش در صفحهی X و دید ایزومتریک از کانتور جابه‌جایی مدل عددی را تحت فشار ۲۲ کیلوپاسکال منبسط شده را نشان می‌دهد. همان‌طور که انتظار می‌رود، بیش‌ترین جابه‌جایی در مرکز بافت رخ می‌دهد که می‌تواند برای اعتبارسنجی و قیاس با روش عددی از آن استفاده کرد. به‌علاوه، شکل تورم در روش آزمایشگاهی و عددی یک‌سان است، بنابراین شبیه‌سازی عددی را می‌توان به عنوان مدلی از تورم نمونه‌ی آزمایشگاهی استفاده کرد.



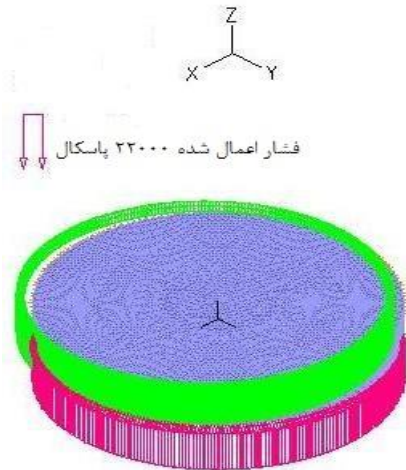
شکل (۵) - تصویری از تورم بافت تحت فشار انبساطی ۲۲ کیلوپاسکالی، که توسط یک میکروسکوپ دیجیتال گرفته شده



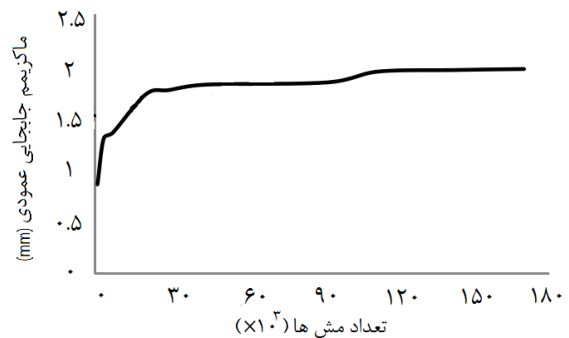
شکل (۶) - مدل عددی از بافتی که تحت فشار ۲۲ کیلوپاسکالی دچار تورم شده

جابه‌جایی بین حل عددی و تست آزمایشگاهی به حداقل برسد. فرمول مربع باقی‌مانده‌ها به صورت ذیل است:

$$R - square = 1 - \left[\frac{\sum(Y_i - Y_{ave-ADINA})^2}{\sum(Y_i - Y_{ave-Exp})^2} \right] \quad (2)$$



شکل (۳) - مدل عددی قطعات سافینوس. در مرزها بافت ثابت نگهداشته شده و این شرایط مرزی با رنگ سبز نمایش داده شده‌است، فشار انبساطی ۲۲ کیلو پاسکال به بافت اعمال شده که با رنگ صورتی نشان داده شده‌است.



شکل (۴) - بررسی استقلال از شبکه، براساس جابه‌جایی عمودی بافت

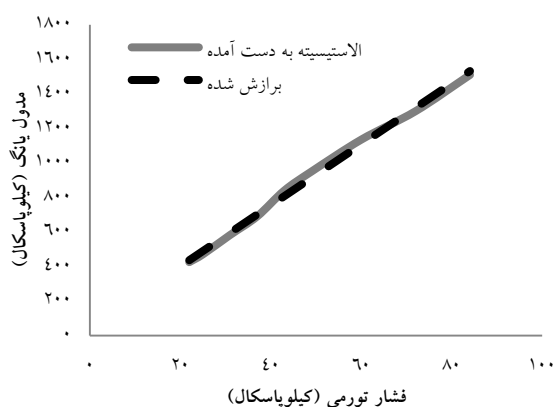
۳- نتایج

شکل (۵) یک قطعه بافت ورید سافینوس را که تحت فشار ۲۲ کیلوپاسکال منبسط شده را نشان می‌دهد. این تصویر توسط یک نرم‌افزار آنالیز تصویر، پردازش شده و شکل منحنی آن به دست آمد. ازین منحنی به عنوان ورودی مدل محاسباتی کمک گرفته‌شد.

در معادله‌ی فوق E و P به ترتیب مدول یانگ و فشار انبساطی برحسب کیلوپاسکال است.

۴- بحث

درین مطالعه، تغییرات E ورید سافینوس انسان برحسب فشار وارد بر آن و با استفاده از یک روش تورم همراه با مدل‌سازی عددی بررسی شد. هرچند که پژوهش‌های بسیاری، ویژگی‌های مکانیکی بافت‌ها را مورد مطالعه قرار داده‌اند، ولی هیچ‌کدام از آن‌ها ازین روش برای این بافت خاص استفاده نکرده‌اند.



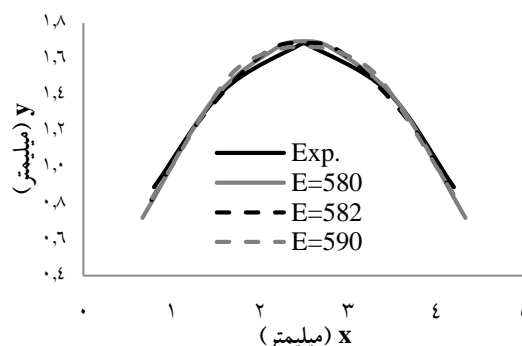
شکل (۸) - مدول یانگ بافت بر حسب فشار؛ مدول یانگ با افزایش فشار تقریباً به صورت خطی افزایش یافته

درین تحقیق، ابتدا یک سیستم تست تورم طراحی و ساخته شد. سپس، نمونه‌های سافینوس انسانی با استفاده ازین دستگاه در فشارهای مختلف آزمایش شد و جابه‌جایی آن‌ها ثبت گردید.

در مرحله‌ی بعد، مدل عددی معکوس همین فرآیند با استفاده از نرم‌افزار ADINA 8.8 ساخته و اجرا شده را با در نظر گرفتن جابه‌جایی بافت به عنوان ورودی مدل، E در فشارهای مختلف خروجی مدل خواهد بود.

با توجه به نتایج حاصل شده، با افزایش فشار انبساطی، مدول یانگ به صورت خطی افزایش می‌یابد. به علاوه، با توجه به اینکه امکان اعمال فشار کم‌تر از ۲۲ کیلوپاسکال وجود

مقایسه‌ی منحنی تورم مدول عددی و نمونه آزمایشگاهی در فشار ۳۱ کیلوپاسکال در شکل (۷) نشان داده شده‌است. براساس نتایج مدل‌سازی عددی، درین فشار، E برابر با ۵۸۲ کیلوپاسکال را می‌توان با مربع باقی‌مانده‌ها معادل ۰٫۹۳، به بافت نسبت داد.



شکل (۷) - مقایسه‌ی شکل منحنی تورم در اثر فشار ۳۱ کیلوپاسکالی برای نمونه‌ی آزمایشگاهی و مدل عددی

این فرآیند برای فشارهای مختلف انجام شد که نتایج آن در جدول (۱) گزارش شده‌است.

جدول (۱) - مدول یانگ به دست آمده برای بافت، در فشارهای مختلف

مربع باقیمانده	E (kPa)	فشار (kPa)
۰٫۸۳	۴۲۵	۲۲
۰٫۸۱	۴۷۰	۲۵
۰٫۹۳	۵۲۸	۳۱
۰٫۸۸	۶۹۰	۳۷
۰٫۷۶	۸۴۰	۴۳
۰٫۷۹	۹۵۰	۴۹
۰٫۷۳	۱۱۳۵	۶۰
۰٫۷۴	۱۳۰۰	۷۲
۰٫۷۶	۱۵۱۰	۸۴

هم‌چنین شکل (۸) نتایج را با استفاده از نمودار نشان می‌دهد. رابطه‌ی خطی زیر با مربع باقی‌مانده‌ها برابر ۰٫۹۹۵۸ بین فشار انبساطی و مدول یانگ برقرار است:

$$E = 17.67P + 47.151 \quad (۳)$$

- [5] J. S. Rossman, "Elastomechanical properties of bovin veins" *J The mechanical behavior of biomechanical materials* vol 3, 210-215, 2010.
- [6] T. Balazs, E Bognar, E Zima, J. Dobranszky, "Mechanical properties of coronary vein," 6th Conf. Mechanical engineering: Gepeszett Proceeding" 2008.
- [7] A. Neufang, C. Espindola-Klein, B. Dorweiler, C. Martina Messow, W. Schmiedt, C. Friedrich Vahl, "Femoropopliteal prosthetic bypass with glutaraldehyde stabilized human umbilical vein (HUV)" *J Vascular surgery* vol 46, 280-288, 2007.
- [8] J. Gebrane Younes, H. N. Minh, L. Orce, "Ultrastructure of human umbilical vessels: a possible role in amniotic fluid formation" *J Placenta* vol 7, 173-185, 1986.
- [9] A. J. Sexton, M. Turmaine, W. O. Cia, G. A. Burnstock, "Study of the ultrastructure of developing human umbilical vessels" *J Anat* vol 188, 75-85, 1996.
- [10] S. E. Mills, "Histology for Pathologists, Virginia: Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
- [11] J. Svejcar, I. Prerovsky, J. Linhart, J. Kruml, "Content of collagen, elastin, and water in walls of the internal saphenous vein in man" *J American heart association* vol 11, 296-300, 1962.
- [12] V. Milesi, A. Rebolledo, F. A. Paredes, N. Sanz, J. Tommasi, J. R. Gustavo, A. O. Grassi, "Mechanical properties of human saphenous veins from normotensive and hypertensive patients" *J Ann thorac surg* vol 66, 455-461, 1998.
- [13] C. J. V. Andel, C. Borast, "Mechanical properties of porcine and human arteries: implications for coronary anastomotic connectors" *J Ann thorac surg* vol 76, 58-65, 2003.
- [14] D. L. Donovan, S. P. Schmidt, S. P. Townshend, G. O. Njus, W. V. Sharp, "Material and structural characterization of human Saphenous vein" *J Vasc surg* vol 12, 531-537, 1990.
- [15] M. Miyamoto, C. E. Del Valle, R. C. R. Moreira, J. R. R. Timi, "Comparative analysis of rupture resistance between glutaraldehyde-treated bovine pericardium and great Saphenous vein" *J Vasc. Bras* vol 8, 723-732, 2009.
- [16] P. B. Matthews, A. N. Azadani, C. S. Jhun, L. Ge, T. S. Guy, J. M. Guccione, E. E. Tseng, "Comparison of porcine pulmonary and aortic root material properties" *J Ann thorac surg* vol 89, 1981-1989, 2010.
- [17] J. Zhao, J. J. Andreasen, J. Yang, B. S. Rasmussen, D. Liao, H. Gregersen, "Manual pressure distension of the human saphenous vein changes its biomechanical properties—implication for coronary artery bypass grafting" *J Biomechanics* vol 40, 2268-2276, 2006.

ندارد، در نتیجه با این رابطه‌ی خطی می‌توان مدول یانگ را در فشارهای پایین تخمین زد.

روش‌های آزمایشگاهی معمولاً معایبی دارند که باعث کاهش دقت آن می‌شود. در اینجا، خطاهایی ممکن است در رگولاتور فشار، اندازه‌گیری فشار، و فرآیند پردازش تصویر وجود داشته‌باشد. همچنین، فرضیه‌های ساده‌سازانه‌ای مانند در نظر گرفتن بافت به عنوان ماده‌ی ایزوتروپیک، همگن و الاستیک، در مدل‌سازی بافت انجام شد که می‌تواند دقت نتایج را تحت تأثیر قرار دهد.

به طور خلاصه، این مطالعه مقدار مدول یانگ را در فشارهای مختلف مورد بررسی قرار داد و نشان داد که رابطه‌ی این دو به صورت خطی است. تحقیقات آینده می‌تواند با استفاده از فشار ناپایا و البته روی نمونه‌های بیش‌تر صورت پذیرد. به علاوه، فرضیه‌های ساده‌سازانه‌ی اعمال شده روی مدل عددی را می‌توان به شرایط فیزیولوژیکی واقعی نزدیک‌تر کرد.

۵- سپاس‌گزاری

از مرکز آموزش و تحقیقات قلب و عروق شهید رجایی تهران، برای فراهم نمودن نمونه‌ها و همچنین از سرکار خانم آیسا رسولی برای کمک‌های ارزنده‌ی ایشان در طی انجام این پژوهش، قدردانی می‌شود.

۶- مراجع‌ها

- [1] American Heart Association: American Stroke Association: heart disease and stroke statistics, 2010.
- [2] P. B. Dobrin, F. N. Littoy, E. D. Endean, "Mechanical factors predisposing to intimal hyperplasia and medial thickening in autogenous vein grafts" *J Surgery* vol 105, 393-400, 1989.
- [3] Y. C. Fung, "Mechanical properties of living tissue" Springer, New York, 1-568, 1993.
- [4] H. Alderson, M. Zamir, "Smaller, stiffer coronary bypass can moderate or reverse the adverse effects of wave reflections" *J Biomechanics* vol 34, 1455-1462, 2001.