

## Non-linear Behavior of Human Saphenous Vein in Longitudinal and Circumferential Tension

B. Alhoseini Hamedani<sup>1</sup>, M. Navidbakhsh<sup>2\*</sup>, H. Ahmaditafti<sup>3</sup>

<sup>1</sup> M.Sc Graduate, Biomechanics Group, Faculty of Mechanical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran, B\_alhoseini@iust.ac.ir

<sup>2</sup> Associate professor, Biomechanics Group, Faculty of Mechanical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

<sup>3</sup> Professor, School of Medicine, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran, Shossien1330@yahoo.com

---

### Abstract

In this paper, study of mechanical properties of human blood vessels is considered, especially those of related to the Coronary Artery Bypass Graft (CABG). Unfortunately more than 30% of saphenous grafts are re-occluded within 10 years while mammary artery shows better results. In this study elastomechanical properties of human saphenous vein, which is common in CABG, is studied. Stress-stretch behavior of these samples after a cyclic loading was obtained and large deformation formulation was used to obtain real stress and stretch ratio of these vessels. Then a fourth order polynomial was used to show nonlinear behavior of these results. Results show that blood vessel stiffness in longitudinal direction is two times greater than circumferential direction, while it is more than 74% stretchable in the circumferential direction. So modulus of elasticity in longitudinal direction is greater than circumferential direction. If we continue stretching until final rupture after maximum strength, longitudinal samples will be broken down faster than circumferential samples because of collagen fibers orientation.

**Key words:** Saphenous vein, Non-linear behavior, Universal Testing Machine, Collagen fibers, Anisotropic properties.

---

\*Corresponding author

Address: Mahdi Navidbakhsh, Biomechanics Group, Faculty of Mechanical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran  
Tel: +98 21 77209027  
Fax: +98 21 77240488  
E-mail: Mnavid@iust.ac.ir

## مطالعه تجربی و تحلیل رفتار غیرخطی رگ سافنوس انسان تحت کشش طولی و عرضی

برهان الحسینی همدانی<sup>۱</sup>، مهدی نویدبخش<sup>۲\*</sup>، حسین احمدی تفتی<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup> کارشناسی ارشد بیومکانیک-آزمایشگاه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران

B\_alhoseini@iust.ac.ir

<sup>۲</sup> دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران

<sup>۳</sup> استاد، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران Shossien1330@yahoo.com

### چکیده

در این مقاله، خواص مکانیکی عروق انسان به ویژه رفتار عروقی که برای انجام پیوند بای پس قلبی استفاده می‌شوند؛ بررسی شده است. متأسفانه بیش از ۳۰٪ پیوندهایی که از سافنوس استفاده می‌کنند، ظرف مدت ۱۰ سال دوباره مسدود می‌شوند؛ در حالیکه شریان مامری نتایج بهتری را نشان داده است. در این تحقیق به بررسی رفتار الاستومکانیک رگ سافنوس انسان پرداخته شده که در عمل بای پس به طور متداول استفاده می‌شود. رفتار تنش کرنش نمونه‌های انسانی تهیه شده در این مطالعه پس از آنکه انجام آزمایش بارگذاری سیکلی و کشش یکنواخت، با یک تابع ریاضی مدلسازی شده‌اند. نتایج نشان می‌دهد که استحکام طولی این رگ به طور متوسط دو برابر استحکام عرضی آن است و این در حالی است که کرنش عرضی سافنوس بطور متوسط ۷۴٪ از کرنش طولی آن بیشتر است. بنابراین مدول الاستیسیته این رگ در راستای طولی بیشتر از مدول آن در راستای عرضی است. با ادامه دادن کشش تا گسیختگی کامل رگ نمونه‌های طولی پس از استحکام با شیب زیاد تا پارگی کامل پیش می‌روند و رگ به طور کامل گسیخته می‌شود، در حالیکه نمونه‌های عرضی با شیب ملایم‌تری تا گسیختگی کامل پیش می‌روند و این مطلب ناشی از جهت‌گیری فیبرهای کلاژن است.

کلیدواژگان: رگ سافنوس، رفتار غیر خطی، دستگاه آزمون کشش یونیورسال، فیبر کلاژن، خواص غیر ایزوتروپیک

\*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، دانشگاه علم و صنعت ایران، دانشکده مهندسی مکانیک، کدپستی: ۱۶۸۴۶۱۳۱۱۴

تلفن: ۰۲۱-۷۷۲۰۹۰۲۷، دورنگار: ۰۲۱-۷۷۲۴۰۴۸۸، پیام نگار: mnavid@iust.ac.ir

## ۱- مقدمه

بیماری تصلب شراین از جمله بیماری‌های کشنده است و درمان این بیماری سالانه سهم بزرگی از تحقیقات را به خود اختصاص داده است. بوجود آمدن این بیماری در عروق قلبی منجر به کاهش خون‌رسانی به قلب و ایسکمی قلبی می‌شود [۱]. کلسترول نوعی چربی است که برای سلول‌های بدن بخصوص سلول‌های مغز، نخاع و اعصاب لازم است. خون، کلسترول را از دستگاه گوارش یا از کبد به بافت‌هایی که نیاز دارند؛ می‌برد. در صورت حضور بیش از حد کلسترول طی فرایند خاصی در زیر لایه اندوتلیال، یک پلاک فیبری تشکیل شده که با نام پلاک آترواسکلروزه شناخته می‌شود [۲]. در چنین شرایطی انجام عمل پیوند بای‌پس متداول‌ترین راه برای درمان طولانی مدت است. در این روش با استفاده از دیگر عروق، جریان لازم برای تغذیه و اکسیژن‌رسانی به قلب فراهم می‌شود. عروق متداول برای این پیوند شریان سینه‌ای، شریان رادیال دست و سیاهرگ سافنوس هستند [۳]. بطور کلی عروق از ۳ لایه مختلف تشکیل شده‌اند که از خارج به داخل به ترتیب شامل ادونشیا، مدیا و اینتیما هستند و در طبقه‌بندی مواد در دسته بافت نرم قرار می‌گیرند. این مواد رفتارشان به تنش‌های پیشینه آنها وابسته است. فرایند تعدیل تنش<sup>۱</sup> و خزش<sup>۲</sup> در آنها وجود دارد و تحت بارهای متناوب دارای هیستریزیس<sup>۳</sup> هستند. همچنین رابطه تنش- کرنش غیر خطی از جمله ویژگی‌های این مواد است [۴]. برای بدست آوردن خواص الاستیک رگ سه روش متداول وجود دارد: اولین روش اعمال فشار درون رگ و مطالعه رفتار رگ با تغییر فشار است. کامپلیانس رگ در این روش مهمترین داده‌ای است که بدست می‌آید. مراجع [۵-۷] نمونه‌ای از اینگونه مطالعات هستند. روش دوم مبتنی بر انجام آزمایش‌هایی با استفاده از دستگاه‌های آزمون کشش<sup>۴</sup> است [۸-۱۲]. روش سوم، یک روش درون بافت زنده<sup>۵</sup> است که در آن بافت آسیب نمی‌بیند و از این حیث یک روش با ارزشی محسوب می‌شود. این روش بر اساس سرعت موج یک پالس<sup>۶</sup> در درون رگ است [۱۳]. مطالعات پزشکی نشان داده که شریان‌ها در

پیوندهای طولانی مدت نتایج بهتری دارند و احتمال هایپرپلاسی در آنها کمتر است [۳]. آلدرسون<sup>۷</sup> و همکارانش با تحلیل ریاضی از جریان پالسی نشان دادند که استفاده از عروق مستحکم‌تر آثار نامطلوب کمتری در کاهش جریان و موج فشاری معکوس دارد. این مسأله به علت تطابق خاصیتی و الاستیسیته‌ای این عروق با یکدیگر است [۱۴]. متأسفانه بیش از ۳۰٪ پیوندهایی که از سافنوس استفاده می‌کنند ظرف مدت ۱۰ سال دوباره مسدود می‌شوند [۱۵]. اخیراً تشخیص بیماری‌ها از طریق مطالعه رفتار عروق توجه بسیاری از پزشکان را به خود جلب کرده است [۹]. دونوان<sup>۸</sup> در سال ۱۹۹۳ جامع‌ترین تحقیق را در مورد رگ سافنوس در ۴۵ نمونه از این رگ انجام داده است [۱۶]. آسول<sup>۹</sup> و همکارانش در مورد خواص مکانیکی آنورت شکمی و سینه‌ای موش صحرایی مطالعه جامعی انجام دادند و اثر نرخ کرنش و میزان کرنش را بر این رگ برای کشش طولی و عرضی بررسی کردند [۱۰]. تانگ<sup>۱۰</sup>، هولزآپفل<sup>۱۱</sup> و همکارانشان بطور جداگانه نمونه‌های رگ کرومر و کاروتید انسان را بلافاصله بعد از مرگش جدا کردند و ویژگی‌های مکانیکی لایه‌های مختلف رگ را بررسی کردند [۱۷، ۹]. راسمن<sup>۱۲</sup> در سال ۲۰۰۸ ویژگی‌های الاستومکانیکی سیاهرگ گاوی را بررسی کرد و برای دو ناحیه رگ در کشش طولی دو مدول الاستیک تعریف کرد [۸]. میاموتو<sup>۱۳</sup> در سال ۲۰۰۹ مقایسه‌ای بین استحکام پریکاردیوم گاو و سافنوس انسان انجام داد و نتایج خود را با نتیجه مطالعه دونوان مقایسه کرد؛ اما از جابجایی و کرنش رگ توضیحاتی ارائه نکرد [۱۸]. آرشی و گرین<sup>۱۴</sup> با اعمال فشار درون رگ، فشار پارگی رگ خانم‌ها و آقایان را یکدیگر مقایسه کردند [۱۹].

خوک جانوری است که بصورت گسترده در مطالعات مورد توجه بسیاری از محققان قرار گرفته است. پیترو<sup>۱۵</sup> درباره عروق آنورت شکمی و سینه‌ای خوک مطالعاتی انجام داد و استحکام آن را با استحکام یک نمونه از عروق قلب انسان مقایسه کرد [۷]. در مطالعات انجام شده رفتار تنش کرنش رگ بر حسب پارامترهای مختلفی ارائه شده است.

<sup>1</sup>Stress relaxation<sup>2</sup> Creep<sup>3</sup> Hysteresis<sup>4</sup> Universal Testing Machine (UTM)<sup>5</sup>Non invasive<sup>6</sup> Pulse Wave Velocity (PWV)<sup>7</sup> Alderson<sup>8</sup> Donovan<sup>9</sup> Assoul<sup>10</sup> Tang<sup>11</sup> Holzapfel<sup>12</sup> Rossmann<sup>13</sup> Myamoto<sup>14</sup> Archie & Green<sup>15</sup> Peter

شد. با باز کردن یک قطعه از رگ طول محیطی رگ بدست آمد و قطر رگ نیز با در نظر گرفتن یک لوله دایره‌ای طبق این روش بدست آمد. این مقدار به عنوان مقدار متوسط قطر رگ در نظر گرفته شد و ضخامت رگ با استفاده از میکرومتری با دقت  $0.01(mm)$  اندازه‌گیری شد. هرچند نمونه‌ها حداکثر تا ۲۴ ساعت درون محلول نگهدارنده زنده می‌مانند؛ اما نمونه‌های تهیه شده حداکثر ۴ ساعت بعد از اتمام پیوند بای پس آزمایش شدند. دستگاهی که برای آزمودن کشش استفاده شد، (HCR400-25, Zwick/Roell, Germany) بود که با لودسل ۵۰ نیوتونی، دقتی در حد  $1(N)$  و حداکثر ظرفیت ۱ تن دارد. برای انجام آزمایش‌ها فرکانس نمونه‌گیری دستگاه ۱۰۰ نمونه در ثانیه تنظیم شد.



شکل (۱) - الف: دستگاه کشش ب: نمونه شسته شده سافنوس

## ۲-۲- بستن نمونه‌های طولی

برای بستن نمونه‌های طولی، ابتدای رگ‌ها با دستمال کاغذی خشک شد و درون کاغذ سنباده قرار داده شد تا از روی فک‌های دستگاه سر نخورند. سپس نمونه درون فک‌های دستگاه قرار گرفت و فک‌ها به آرامی بسته شدند. مقدار نیروی مناسب جهت بستن فک‌ها بصورت تجربی بعد از چند نمونه بدست آمد. با بسته شدن فک بالایی دستگاه، فک دستگاه قدری پایین آمد تا فاصله مناسب جهت بستن فک پایین فراهم شود. با توجه به اینکه طول نمونه‌ها متفاوت بود، فاصله دو فک در نمونه‌های مختلف تغییر می‌کرد، پس با استفاده از بی بعد کردن میزان کشش و طول نمونه‌ها در راستای طولی، نرخ جابجایی در آزمون سیکلی و

روشی که در بررسی رفتار تنش کرنش در رگ بیش از سایر روش‌ها استفاده می‌شود؛ اعمال فشار در درون رگ یا روش پی-دبلیو-وی<sup>۱۶</sup> است. با توجه به پارامترهای متعددی که تغییر می‌کند، مقایسه نتایج حاصل از بررسی استحکام عروق قدری مشکل است؛ علاوه بر روش‌های مختلفی در برآورد تنش-کرنش در رگ مطرح شده است. هدف مطالعه حاضر بررسی خواص رگ سافنوس با در نظر گرفتن رفتار غیر خطی رگ و در نظر گرفتن تابعی برای رفتار تنش کرنش رگ است.

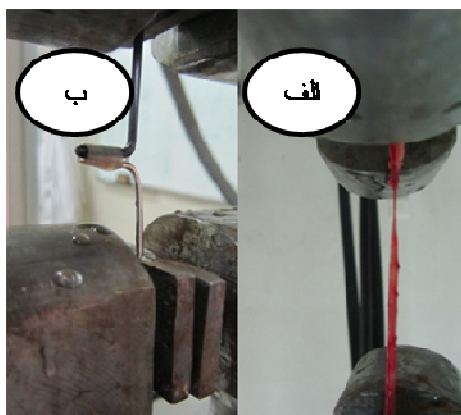
## ۲- روش آزمایش

در این آزمایش ابتدا از نمونه‌های لاستیکی استفاده شد تا از نتایج دستگاه اطمینان حاصل شود و نتایج بدست آمده از آزمایش‌ها دقت خوب دستگاه را نشان داد. پس از بررسی این نتایج، به تهیه نمونه‌های انسانی و آماده‌سازی دستگاه برای انجام آزمایش‌ها پرداخته شد. در انجام این آزمون‌ها به دلیل پرهیز از مشکلات ناشی از آلودگی دستگاه با خون انسان مرتباً بایستی با مواد ضدعفونی‌کننده شسته می‌شد تا از بروز عفونت در مجموعه جلوگیری شود. بدین منظور پس از انجام هر آزمایش دستگاه با الکل صنعتی شستشو داده شد. در انجام آزمون‌ها از روشی که آسول و همکارانش [۱۰] برای آئورت موش انجام داده بودند؛ استفاده شده است. همچنین در خلال انجام آزمایش محلول نرمال سالین مرتباً بر روی نمونه‌ها پاشیده شد تا نمونه‌ها خشک نشوند.

## ۲-۱- تهیه نمونه‌های انسانی

۱۶ نمونه رگ سافنوس برای آزمایش آماده شد. نمونه‌ها از مرکز قلب تهران تهیه و درون خون هپارینه خود بیمار در یخچال نگهداری و به آزمایشگاه منتقل شدند. سپس نمونه‌ها با محلول نرمال سالین ۰/۹٪ به آرامی شسته شدند و مواردی که از نظر ماکروسکوپی ایرادی نداشتند، داخل محلول نرمال سالین قرار داده شدند. پس از آن دستگاه برای انجام آزمایش‌ها آماده شد و قبل از هرگونه آزمایش، ابعاد اولیه رگ با استفاده از کولیس اندازه‌گیری

<sup>16</sup> Pulse Wave Velocity (PWV)



شکل (۲) - الف: پارگی رگ در نزدیکی نقطه‌ای که شاخه‌های مجاور بسته شده‌اند، ب: قرار گرفتن نمونه‌ها در کشش عرضی

#### ۲-۴- روابط مربوط به تنش واقعی بر حسب نسبت کشش

استفاده از روابط تنش - کرنش مهندسی در تغییر شکل‌های بزرگ جایز نیست. برای بدست آوردن رابطه تنش - کرنش حقیقی، اگر یک رگ باز شده را به شکل یک مکعب مستطیل در نظر بگیریم، از حاصلضرب محیط رگ در ضخامت آن سطح مقطع رگ بدست می‌آید. مجدداً اگر  $L_0$  را طول اولیه رگ در نظر بگیریم،  $l_0$  پهنای رگ (محیط رگ) و  $S_0$  سطح مقطع مستطیلی رگ در شرایط اولیه تعریف می‌شود:

$$S_0 = V_0 / L_0 = t_0 \times l_0 \quad (1)$$

که در آن  $t_0$  ضخامت اولیه رگ است. با توجه به تراکم‌ناپذیری حجم رگ، در هر لحظه می‌توان بر اساس سطح مقطع حقیقی رگ که با  $S$  بیان می‌شود و در هر لحظه  $S = S_0 L_0 / L$  است؛ مقدار تنش واقعی در هر لحظه یا تنش کوشی را بصورت زیر بدست آورد:

$$\sigma = F / S \quad (2)$$

در جابجایی‌های بزرگ معمولاً به جای استفاده از کرنش، نسبت کشش<sup>۱۸</sup> معرفی می‌شود:

$$\lambda_1 = L / L_0 \quad (3)$$

با بدست آوردن تنش بر حسب نسبت کشش، بهترین تابعی که بر نتایج این عروق برازش می‌شود، چند جمله‌ای از مرتبه چهار است. این تابع علاوه بر اینکه رفتار غیر خطی رگ را به خوبی نشان می‌دهد، انطباق خوبی بین داده‌ها و تابع چند جمله‌ای نسبت

آزمون کشش، نمونه‌های مختلف در شرایط یکسان آزمایش قرار گرفتند. با بستن فک پایین، فک دستگاه تا نیروی  $0.1(N)$  بطور دستی، به آرامی بالا برده شد. در این حالت فاصله بین دو فک با استفاده از کولیس اندازه‌گیری و به عنوان طول اولیه رگ در نظر گرفته شد. نسبت کشش (تنش کوشی) در رگ به صورت  $\lambda = L / L_0$  و نرخ کرنش به شکل  $SR = L / 100 * 1/s$  تعریف شد که در آن  $\lambda$  بیانگر نسبت طول،  $L$  طول المان در هر لحظه،  $L_0$  طول اولیه و  $SR$  بیانگر نرخ کرنش است. برای حذف آثار تنش اولیه در رگ، در ۱۰ سیکل نمونه‌ها تا ۱۱۰٪ طول اولیه با دوره تناوب ۲۰ ثانیه کشیده شدند و به حالت اولیه بازگشتند. پس از پایان ۱۰ سیکل، بدون باز کردن نمونه آزمایش کشش روی رگ انجام شد. در این آزمایش نمونه بدون اینکه از دستگاه باز شود با نرخ کرنش  $1\%/s$  کشیده شد تا در نهایت، پارگی در رگ اتفاق بیفتد. در مطالعه آسول [۱۰] نرخ سرعت ۱-۸٪ در ثانیه تغییر می‌کند و در این مطالعه تنها نرخ ۱٪ در ثانیه برای کشش در نظر گرفته شد.

#### ۲-۳- بستن نمونه‌های حلقه‌ای

در بستن نمونه‌های حلقه‌ای از دو قلاب استفاده شد. نمونه‌ها بوسیله دو سوزن درون قلاب‌ها قرار داده شدند و سپس روی دستگاه قرار گرفتند. در چنین حالتی اگر قلاب‌ها قدری کج باشند نمونه‌ها از روی قلاب سر می‌خورند. در نمونه‌های عرضی با توجه به نزدیک بودن قطر نمونه‌ها سرعت کشش  $6(mm/min)$  تنظیم شد. با قرار گرفتن نمونه‌ها بین دو قلاب پهنای نمونه‌ها با استفاده از کولیس اندازه‌گیری شد. سپس نمونه‌ها تحت کشش سیکلی تا نیروی ۱ نیوتون قرار گرفتند و بعد از پایان سیکل دهم تحت کشش قرار گرفتند تا نمونه پاره شود.

داده‌های خروجی از دستگاه بر حسب ولت هستند و رایانه این مقادیر را به نیرو، جابجایی و زمان تبدیل می‌کند. هر نمونه آزمون بیش از ۱۰۰۰ نقطه اطلاعات بود و مقادیر نیرو و جابجایی خروجی دستگاه به نرم‌افزار متلب<sup>۱۷</sup> برده شد تا نمودارهای تنش بر حسب نسبت کشش برای هر رگ بدست آمد.

<sup>17</sup>Matlab

<sup>18</sup> Stretch ratio

نمونه‌ها در راستای عرضی امکان‌پذیر نبود و سعی شد نمونه‌ها حدوداً پهنای (mm) ۱۰ داشته باشند.

جدول (۲) - نیرو و جابجایی فک‌ها در دو راستای طولی و عرضی

شماره رگ	حداکثر نیرو در کشش طولی	جابجایی در حداکثر کشش طولی	پهنای نمونه	حداکثر نیرو در کشش عرضی	فک در حداکثر نیرو	جابجایی
۱	۲۴/۲	۲۸/۲	۱۰/۶	-	-	-
۲	۳۱/۸	۱۲/۲۴	۱۱/۱	۲۱/۱	۳/۲۹	-
۳	۲۶/۴	۲۲/۲	۹/۶	۱۱/۹	۳/۰۱	-
۴	۳۱/۴	۱۰/۱۶	۱۰/۵	۲۲/۷	۳/۵۳	-
۵	۱۹/۶	۲۸/۱	۱۰/۸	۱۸/۲	۳/۴۱	-

### ۳-۱- تنش واقعی - کرنش کوشی:

با استفاده از روابط ذکر شده، تنش حقیقی و نسبت کشش برای حالت‌های مختلف بدست می‌آید. نتایج حاصل از رسم نمودارهای تنش بر حسب نسبت کشش در شکل (۳) نشان داده شده است.

با توجه به نسبت کشش‌های زیاد در هر دو رگ و رابطه (۲) درمی‌یابیم که تنش واقعی به میزان قابل توجهی بیشتر از تنش مهندسی خواهد بود. نمودارهای شکل (۳) رفتار غیر خطی این رگ را در هر دو راستا به خوبی نشان می‌دهند. در ابتدای کشش فیبرهای الاستین درگیر می‌شوند و بعد از آن فیبرهای کلاژن نیز در تحمل تنش شرکت می‌کنند. استحکام بیشتر این رگ در راستای طولی نسبت به راستای عرضی حاکی از تأثیر بیشتر کلاژن در این راستا است؛ چرا که فیبرهای الاستین استحکام کمتری دارند و در کرنش‌های بالا نقش کلاژن پر رنگ‌تر از الاستین می‌شود. با افزایش کشش ابتدا فیبرهای الاستین و سپس فیبرهای کلاژن پاره می‌شوند.

به دیگر تابع‌های چندجمله‌ای بوجود می‌آورد (مجموع مربعات خطاها در تمام حالتها کمتر از ۰/۰۰۱ است). بعلاوه این تابع توسط آسول [۱۰] نیز در نظر گرفته شده است و می‌توان نتایج ضرایب را با یکدیگر مقایسه کرد. بنابراین در بازه تنش صفر تا حداکثر، تابع چندجمله‌ای مرتبه چهار بر روی منحنی تنش-نسبت کشش رگ برازش شد:

$$\sigma(\lambda) = ax^4 + bx^3 + cx^2 + dx + e \quad (4)$$

بنابراین با استفاده از مشتق این تابع که بیانگر شیب در هر لحظه است، مدول یانگ لحظه‌ای را می‌توان بدست آورد:

$$E = 4ax^3 + 3bx^2 + 2cx + d \quad (5)$$

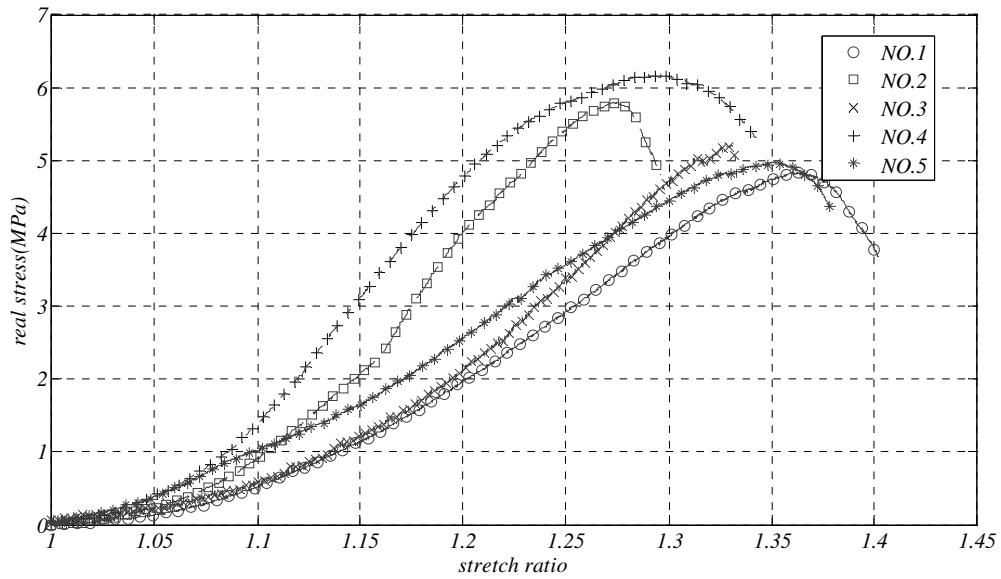
### ۳- نتایج

از میان نمونه‌های تهیه شده، ۵ نمونه به درستی آزمایش شد؛ درحالی که یکی از نمونه‌ها در راستای عرضی از روی فک‌ها سر خورده بود. جدول (۱) اطلاعات مربوط به این رگ‌ها را نشان می‌دهد. ضخامت متوسط این رگ (mm) ۰/۵۱ و قطر متوسط این عروق (mm) ۳/۹۵ است، بعلاوه کمترین قطر و ضخامت مربوط به یک خانم بود.

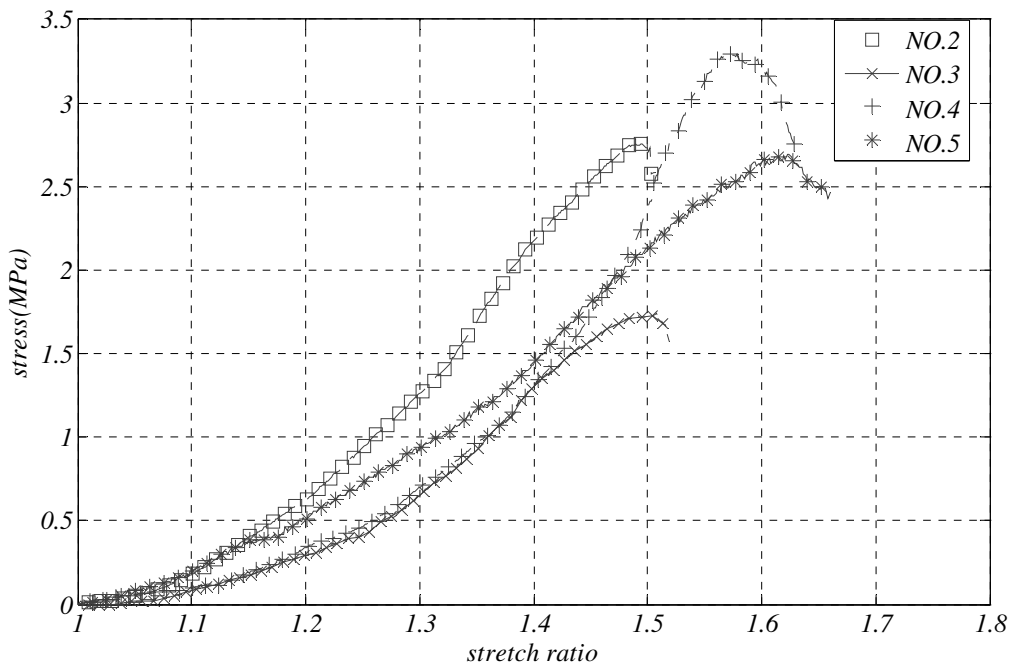
جدول (۱) - مشخصات اولیه عروق

نمونه رگ	جنسیت	سن	محیط رگ (mm)	ضخامت رگ (mm)	طول نمونه	قطر نمونه
۱	مرد	۶۴	۱۳	۰/۵	۷۸	۴/۱۳
۲	مرد	۵۸	۱۳/۷	۰/۵۱	۴۵	۴/۳۶
۳	زن	۶۸	۱۲	۰/۵۶	۶۷	۳/۸۲
۴	مرد	۵۷	۱۲/۳	۰/۵۳	۳۵	۳/۹۲
۵	زن	۵۹	۱۱	۰/۴۹	۸۰	۳/۵

در جدول (۲) ابعاد نمونه‌ها، حداکثر نیرویی که رگ تحمل کرده و میزان جابجایی رگ در این نیرو برای همه رگ‌ها ارائه شده است. جابجایی تا حداکثر نیرو از آن جهت حائز اهمیت است که فیبرهای کلاژن تا این نقطه نیرو را تحمل می‌کنند و بعد از این نقطه دیگر قسمت عمده‌ای از بافت گسیخته شده است. تهیه دقیق



شکل (۳) - (الف) منحنی تنش - کشش در راستای طولی



شکل (۳) - (ب) منحنی تنش - کرنش در کشش عرضی

جدول (۳) - مقدار حداکثر تنش حقیقی و نسبت کشش در این تنش.

۵		۴		۳		۲		۱		شماره رگ
$\sigma_m$ (MPa)	$\lambda_m$	$\sigma_m$ (MPa)	$\lambda_m$	$\sigma_m$ (MPa)	$\lambda_m$	$\sigma_m$ (MPa)	$\lambda_m$	$\sigma_m$ (MPa)	$\lambda_m$	
۴/۹۲	۱/۳۹	۶/۲۳	۱/۲۹	۵/۲۰	۱/۳۳	۵/۷۴	۱/۲۷	۴/۸۱	۱/۳۷	سافنوس طولی
۲/۶۹	۱/۶۲	۳/۲۸	۱/۵۷	۱/۶۹	۱/۵	۲/۷۸	۱/۴۹	-	-	سافنوس عرضی

از چندین بار تکرار، نمونه‌ها بخوبی مقید شده بودند. چنین افت تنشی ممکن است ناشی از پاره شدن بافت‌هایی نظیر الاستین و حتی چربی‌های اطراف رگ سافنوس باشد.

### ۳-۲- رفتار رگ بعد از نقطه حداکثر تنش

با انجام آزمایش‌ها تا جدا شدن کامل بافت از هر طرف، نتایج قابل توجهی در دو حالت کشش طولی و عرضی بین دو آزمایش دیده می‌شود. در کشش طولی، پس از نقطه حداکثر تنش، مقدار تنش تحمیلی با شیب شدیدتری افت می‌کند، در حالیکه در کشش عرضی، رگ بصورت ملایم‌تری دچار گسیختگی کامل می‌شود. رفتار رگ سافنوس شماره ۲ در هر دو راستا نشان داده شده است. در گسیختگی کامل در راستای طولی رگ تا ۱/۳۷ برابر کشش در حداکثر تنش هنوز گسیخته نشده است و این در حالی است که در راستای عرضی رگ تا ۲/۵ برابر افزایش طول دارد.

این رفتار می‌تواند ناشی از جهت‌گیری سلول‌های صاف عضلانی، فیبرهای کلاژن و الاستین باشد. فیبرهای کلاژن به طور عمده در راستای طولی قرار دارند و هرچند کشش آنها در راستای طولی هرچند با استحکام بیشتر است، میزان افزایش طول رگ را کاهش می‌دهند. این فیبرها نقش اصلی را در تحمل تنش بازی می‌کنند و با پارگی آنها در راستای طولی، با توجه به مقادیر زیاد تنش، افت سریع اتفاق می‌افتد. سلول‌های عضلانی جهت‌گیری عرضی دارند. در این راستا با وجود جهت‌گیری تعداد کمتری از فیبرها پارگی این رشته‌ها با سرعت کمتری رخ می‌دهد و با توجه به مقادیر کمتر تنش، عضلات مسطح هنوز سهم قابل توجهی در استحکام رگ بازی می‌کنند.

استحکام طولی رگ سافنوس به میزان قابل توجهی بیشتر از استحکام عرضی آن است. بیشترین استحکام طولی برای نمونه شماره ۴ بوده که در راستای طولی و راستای عرضی بیشترین مقدار استحکام را نشان می‌دهد. نسبت استحکام طولی به استحکام عرضی، برای نمونه شماره ۳ حتی تا ۳/۰۷ برابر بیشتر است، در حالیکه این مقدار برای نمونه شماره ۵ به ۱/۸ برابر می‌رسد. کرنش عرضی نیز به میزان قابل ملاحظه‌ای بیشتر از کرنش طولی است. در نمونه شماره ۴ کرنش طولی ۹۷٪ از کرنش عرضی بزرگتر است. این مقادیر بیانگر الاستیسیته کمتر این رگ در راستای عرضی نسبت به راستای طولی است. مقادیر متوسط تنش و نسبت کشش، در جدول (۴) آورده شده است.

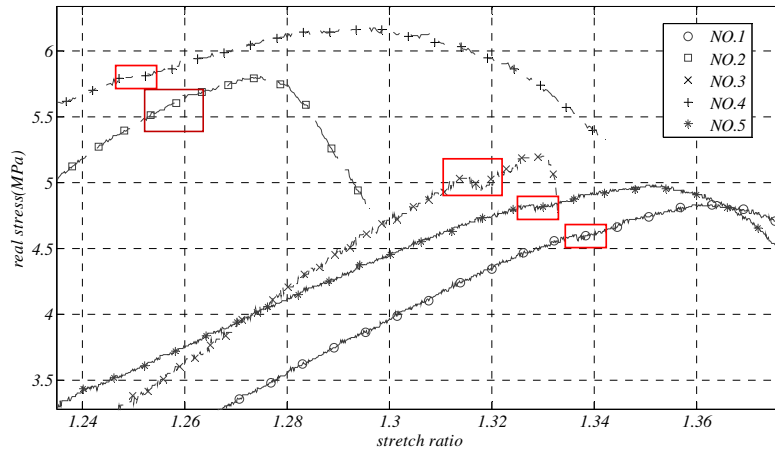
جدول (۴) - مقادیر متوسط تنش و نسبت کشش

STD	$\Delta_{m,ave} \%$	STD	$\sigma_{m,ave} \text{ (MPa)}$	
۰/۰۴	۳۲	۰/۶	۵/۳۸	سافنوس طولی
۰/۰۶	۵۵	۰/۶۷	۲/۶۱	سافنوس عرضی

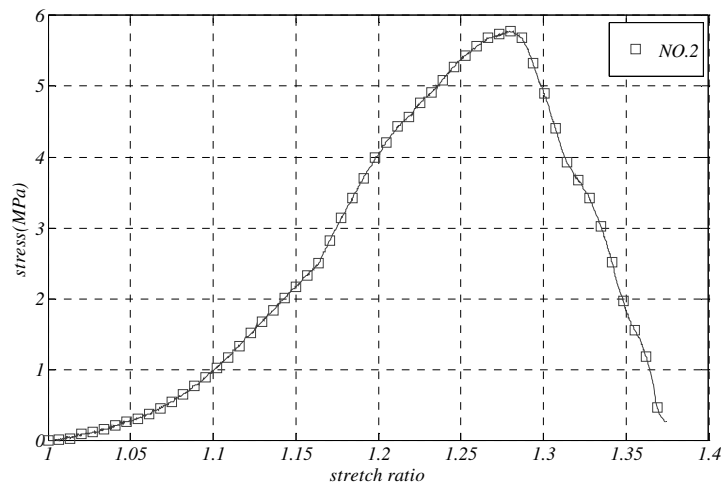
استحکام متوسط این رگ در راستای طولی بیش از ۲ برابر است؛ در حالیکه کشش در راستای عرضی ۷۰٪ از کشش در راستای طولی بیشتر است. عروق داخل بدن همواره مقداری کشش طولی را در خود دارند و فشار خون و بافت‌های مجاور دور رگ نیز بر تنش شعاعی این بافت اثر می‌گذارند.

در خلال کشش، رگ سافنوس در برخی نقاط دچار افت ناگهانی تنش می‌شود که این موضوع در شکل (۴) نشان داده شده است. این تغییر در نزدیکی استحکام نهایی رگ رخ می‌دهد و به نظر می‌رسد سرخوردن نمونه عامل این افت نیست؛ چرا که بعد

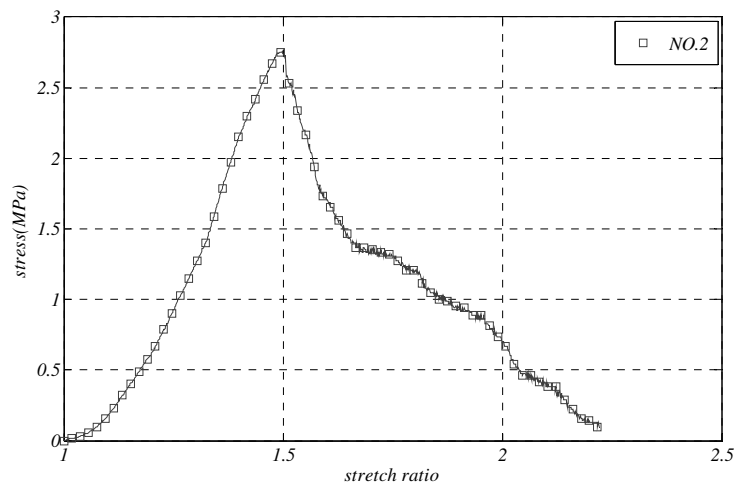




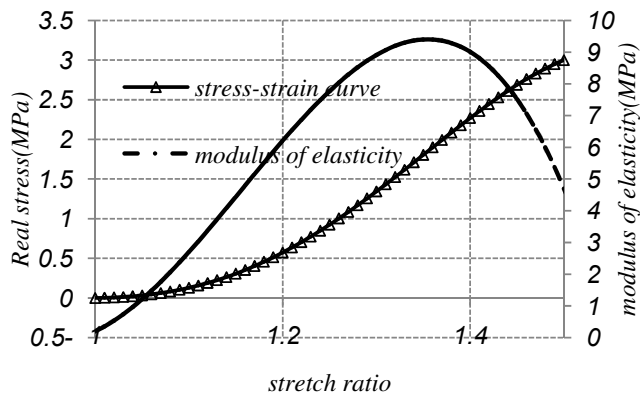
شکل (۴) - افت تنش در مراحل انتهایی کشش



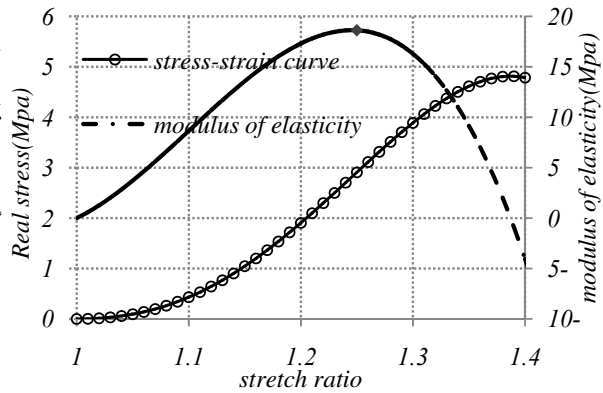
شکل (۵) - (الف) تنش بر حسب کرنش کوشی در کشش طولی تا انتها



شکل (۵) - (ب) تنش بر حسب کرنش کوشی در کشش محیطی تا انتها



شکل (۶) - (ب) منحنی برازش و مشتق آن برای رگ ۲ در راستای عرضی



شکل (۶) - (الف) منحنی برازش و مشتق آن برای رگ ۱ در راستای طولی

اینجا  $d$  بیانگر شیب نمودار است وقتی  $1 \rightarrow \lambda$  این فیبرها در مراحل اولیه کشش تقریباً به طور کامل درگیر شده؛ اما با ادامه دادن کشش فیبرهای کلاژن بیشتر درگیر می‌شوند. مدول الاستیک زیاد در راستای طولی و عرضی از آنجایی ناشی می‌شود که با افزایش نیرو و درگیر شدن تعداد بیشتری از فیبرهای کلاژن، سطح مقطع نیز کاهش می‌یابد. بنابراین در چنین حالتی تنش در رگ با سرعت بیشتری نسبت به حالت مهندسی افزایش می‌یابد.

#### ۴- بحث و نتیجه‌گیری

هدف این مطالعه بررسی رفتار غیر خطی رگ سافنوس بود. تنش حقیقی رگ بر حسب نسبت کشش آن بیان شد و با استفاده از یک تابع چندجمله‌ای درجه چهار رفتار رگ مدل‌سازی شده؛ در ادامه استحکام طولی و عرضی این رگ مقایسه شد. رفتار رگ تا نقطه گیسختگی کامل در راستای طولی و عرضی به علت نحوه قرارگیری کلاژن‌ها و عضلات مسطح در لایه‌های مختلف رگ است. برازش منحنی بر رگ سافنوس یک دیدگاه ریاضی از رفتار این رگ بوجود می‌آورد و داشتن یک تابع ریاضی از رفتار رگ امکان مقایسه عددی را بین عروق مختلف به آسانی فراهم می‌کند. ضرایب چنین معادلاتی برای عروق مختلف می‌تواند به راحتی با یکدیگر مقایسه شود. استحکام طولی در این رگ تا ۲ برابر بیشتر از استحکام عرضی است و کرنش‌های طولی در این رگ به میزان ۷۰٪ از کرنش‌های عرضی کوچکتر

#### ۳-۳- تخمین تابع تنش کرنش

برای به دست آوردن تابعی از رفتار رگ در مقادیر مختلف تنش و کرنش، رفتار رگ تا حداکثر تنش تحمل شده آن بررسی شد. درصدهای اولیه کشش رفتار رگ را حتی به صورت خطی نیز می‌توان تخمین زد؛ اما یک تابع درجه چهار این رفتار را به خوبی نشان می‌دهد. با استفاده از رابطه (۵) مقدار مدول الاستیک برای رگ در هر لحظه قابل بیان است.

نتایج برازش رفتار رگ با تابع چند جمله‌ای درجه چهار با دقت خوبی با نتایج آزمایش‌ها مطابقت دارد. این شکل‌ها رفتار غیر خطی رگ را با مدول الاستیک رگ بطور همزمان نشان می‌دهند. در قسمت (الف) شکل (۶) در راستای طولی نشان می‌دهد که مدول الاستیک در رگ تا حداکثر ۱۸/۷ مگا پاسکال افزایش می‌یابد. این در حالی است که در راستای عرضی، مطابق با قسمت (ب) شکل (۶) حداکثر مدول الاستیک ۹/۴ مگا پاسکال بوده که نصف راستای طولی است. ضرایب این تابع برای رگ در هر دو راستا در جدول ۵ آورده شده است.

جدول (۵) - ضرایب معادله برازش برای سافنوس در راستای طولی و عرضی

ضریب	a	b	c	d	e
سافنوس طولی	-۴/۴۵۰۰۵E۸	۱/۹۵۷۶E۹	-۳/۱۷۵۹E۹	۲/۲۵۶۱E۹	-۵/۹۳۷E۸
سافنوس عرضی	-۷/۵۲۰۰E۷	۳/۴۷۶۰E۸	-۵/۸۴۶۰E۸	۴/۲۷۴۰E۸	-۱/۱۵۲۰E۸

سهم فیبرهای الاستین و کلاژن‌هایی را که در ابتدا درگیر می‌شوند با ضریب  $d$  در تابع  $\sigma(\lambda)$  می‌توان برآورد کرد. در

استفاده از عروق با استحکام بیشتر، قطعاً نتایج مطلوب‌تری در الگوی جریان و موفق بودن دراز مدت در پیوند عروق دارد و بعلاوه می‌توان با مداخلات شیمیایی و مکانیکی تغییراتی را در استحکام این عروق ایجاد کرد. همچنین مستحکم‌تر شدن عروق پیوندی با مهندسی بافت می‌تواند یک هدف دراز مدت باشد. عدم تطابق کامپلیانس سافنوس و کرونر یکی از عوامل مؤثر در کاهش جریان و افزایش احتمال هایپرپلاسی است. مستحکم‌تر کردن رگ سافنوس با پوشش خارجی نیز ایده‌ای است که ارزش مطالعه و بررسی بیشتر را دارد و می‌تواند عمر پیوندهای سافنوسی را افزایش دهد.

### ۵- محدودیت‌های مطالعه

متأسفانه محدودیت در تهیه نمونه‌ها و استفاده از دستگاه کشش، امکان نمونه‌گیری بیشتر را فراهم نکرد. هرچند نتایج بدست آمده برای رگ سافنوس حاکی از آن است که این رگ استحکام کمتری در راستای عرضی دارد؛ مطالعه نمونه‌های بیشتر کاملاً ضروری است. اندازه‌گیری ابعاد اولیه برای نمونه‌ها قطعاً یکی از پارامترهای مؤثر در تحلیل رفتار رگ است. میزان صحت برای در نظر گرفتن قطر میانگین در نمونه‌ها و ضخامت یکنواخت برای رگ نیز به بررسی بیشتری دارد. این مقادیر به همراه طول آزاد نمونه به میزان مختصر می‌تواند استبر نتایج تأثیرگذار باشد. سر خوردن نمونه‌ها به علت شل بسته شدن و پارگی آنها در نزدیک فک‌ها به علت محکم بسته شدن بیش از حد آنها، نتایج درستی برای بسیاری از نمونه‌ها به همراه نداشت و مقادیر نیروی کمی را برای رگ‌ها نشان می‌داد و این مسأله باعث از بین رفتن چندین نمونه شد. نتایج یکی از آزمون‌های سافنوس نیز به دلیل مشکلات کامپیوتری متأسفانه از دست رفت و آزمایش‌ها مجدداً تکرار شدند.

### قدردانی

نگارنده لازم می‌داند از راهنمایی‌های آقای دکتر حسین احمدی از مرکز قلب تهران که در انجام آزمایش، تحلیل رفتار عروق و تهیه نمونه‌ها مساعدت بسیاری داشتند صمیمانه تشکر کند. فراهم شدن شرایط برای انجام آزمایش‌ها و ضرورت مطالعه عروق بدون شک حاصل همراهی، حمایت، صبر و حوصله

است. مطالعات بالاز دربارهٔ سیاهرگ کرونر خوک رفتار مشابهی را گزارش کرده است؛ هرچند استحکام کششی این رگ کمتر از سافنوس بود. درگیر شدن فیبرهای کلاژن در راستای طولی شدیدتر از راستای عرضی است و قرار گرفتن بیشتر این فیبرها در راستای طولی استحکام و مدول الاستیک رگ در راستای طولی را به مراتب بیشتر می‌کند. هرچند مطالعات مختلف به اثر نرخ کشش توجه کرده‌اند، در این مطالعه نرخ کشش پایینی برای رگ در نظر گرفته شد و حالت شبه تعادلی برای رگ بوجود آمد. کشش رگ در سرعت‌های بالاتر به علت رفتار ویسکوز آن مقادیر تنش تحمیلی را افزایش خواهد داد. راسمن در مطالعات خود چنین تغییری را نشان داده است. تانگ از معادلات پیولا-کیرشهف برای رگ کاروتید استفاده کرد و استفاده از این فرمول‌بندی می‌توانست مقایسه خوبی بین یک شریان و ورید را فراهم کند.

تحقیقات دونوان نیروی تحمیلی  $(N) 6/7 \pm 24/24$  را برای سافنوس نشان داده که با مقدار بدست آمده برای عروق سافنوس در این آزمایش با  $(N) 5/11 \pm 26/7$ ، به میزان ۸٪ متفاوت است، اما مقدار ضخامت دیواره در سافنوس  $(mm) 0/38$  گزارش شد که در مطالعه حاضر مقدار میانگین ضخامت دیواره  $(mm) 0/51$  است.

آرشی و گرین برای پارگی رگ فشار  $5/32$  اتمسفر را در آقایان و فشار  $3/45$  اتمسفر را در خانم‌ها گزارش کرده‌اند. این مقدار با در نظر گرفتن استوانه جدار نازک برای رگ تنش  $(MPa) 2/13$  را برای آقایان نتیجه می‌دهد که این مقدار به اندازه ۲۲٪ از تنش‌های بدست آمده در این مطالعه کمتر است. میاموتو و همکارانش - که در ادامه مطالعات دونوانخواص رگ سافنوس را با عروق گاو بررسی کرده‌اند - حداکثر تنش رگ سافنوس را  $(kgF/cm^2) 49/19$  گزارش کرده‌اند که معادل  $(MPa) 4/9$  است. هرچند که از روابط تنش مهندسی برای بدست آوردن خواص مکانیکی استفاده شده است، این تنش در مقایسه با مطالعه ما - که  $(MPa) 5/38$  است - به میزان ۹٪ اختلاف دارد. همچنین آسول مرتبه ضرایب را برای موش صحرایی به دست آورده که قدری کوچکتر از ضرایب بدست آمده برای سافنوس است؛ اما رفتار تابع‌های بدست آمده با یکدیگر همخوانی دارند.

- Biomechanics, 2001; 34: 1455-1462.
- [15] Raja SG, Haider Z, Ahmad M, Zaman H., Saphenous vein grafts: to use or not to use?; Heart Lung Circ, 2004;13(4):403-9.
- [16] Donovan DL, Schmidt SP, Townshend SP, NjusGO, Sharp WV. Material and structural characterization of human saphenous vein; JVascSurg, 1990;12:531-7.
- [17] Holzapfel GA, Sommer G, Gasser CT, RegitnigP. "Determination of layer-specific mechanical properties of human coronary arteries with nonatherosclerotic intimal thickening and related constitutive modeling; Am J Physiol Heart CircPhysiol.2005;289:2048-2058.
- [18] MarcioMiyamoto, et al., Comparative analysis of rupture resistance between glutaraldehyde-treated bovine pericardium and great saphenous vein; J. vasc. Bras, 2009; 8(2).
- [19] Archie J.P., Green J.J., Saphenous J.R., vein rupture pressure, rupture stress, and carotid endarterectomy vein patch reconstruction; Surgery, 1990; 107: 389-396.
- ایشان در مقام یک استاد برای توضیح مسائل بوده است. همکاری دانشگاه صنعتی امیرکبیر و متصدی آزمایشگاه جناب آقای حیدری و همچنین همکاری کارکنان بیمارستان قلب تهران، به خصوص خانم قاسملو- که تهیه نمونه‌های انسانی سافنوس به عهده ایشان بود- شایسته تقدیر و تشکر فراوان است.

## مراجع

- [1] American Heart Association, American Stroke Association, heart disease and stroke statistics; update 2010.
- [2] Ross R., Atherosclerosis – an Inflammatory Disease; N. Engl J Med. 1999; 340(2):115-126.
- [3] Shahzad G. Et al., Saphenous Vein Grafts: to Use or Not to Use?; Heart Lung and Circulation 2004;13:150-156.
- [4] Valenta, J. et al., Biomechanics (Clinical Aspectsof Biomedicine; Amsterdam: ELSEVIER, 1993; 2: 397, 497.
- [5] Veronica Milesi, et al., Mechanical Properties of Human Saphenous Veins From Normotensive and Hypertensive Patients; Ann ThoracSurg 1998;66:455-461
- [6] Carolien J. van Ande, et al. "Mechanical Properties of Porcine and Human Arteries: Implications for Coronary Anastomotic Connectors". Ann ThoracSurg 2003, (76) pp:58-65
- [7] Peter B. Matthews, et al., Comparison of Porcine Pulmonary and Aortic Root Material properties; Ann ThoracSurg, 2010;89:1981-9
- [8] Jenn Stroud Rossmann, Elastomechanical properties of bovine veins; JOURNAL OF THE MECHANICAL BEHAVIOR OF BIOMEDICAL MATERIALS, 2010; 3: 210-215
- [9] ZhongzhaoTeng, Dalin Tang., An experimental study on the ultimate strength of the adventitia and media of human atherosclerotic carotid arteries in circumferential and axial directions; Journal of Biomechanics, 2009; 42: 2535-2539
- [10] Assoul N., Mechanical properties of rat thoracic and abdominal aortas; Journal of Biomechanics, 2008; 41: 2227-2236.
- [11] TiborBalázs, et al., Mechanical Properties of Coronary Vein –in vitro Evaluation of Longitudinaland Transversal samples; BiomechanicaHungarica III, Gépészet 2008.
- [12] TiborBalázs, et al., Mechanical properties of coronary veins; Budapest, 2009: 29-30.
- [13] Stephanis C.G., Mourmouras D.E., Tsagadopoulos D.G., On the elastic properties of arteries; Journal of Biomechanics, 2003; 36: 1727-1731.
- [14] Alderson H., Zamir M., Smaller, stiffer coronary bypass can moderate or reverse the adverse effects of wave reflections; Journal of