

خواص ویسکوالاستیک گرافت های رگ: مقایسه بین شریان سینه‌ای داخلی و ورید سافنوس کوچک

آرزو خسروی

استادیار، مرکز تحقیقات آترواسکلروزیس، دانشگاه علوم پزشکی بقیه‌الله، تهران، ایران

میلاذ سلیمی بنی*

کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

حسین بحرینی زاد

کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

چکیده

شریان سینه‌ای داخلی (ITA) و ورید سافنوس کوچک (SSV) دو گزینه مناسب برای پیوند بایپس شریان کرونری هستند. هدف این مطالعه بررسی خواص ویسکوالاستیک شریان سینه‌ای داخلی و ورید سافنوس کوچک تحت کشش و فشار در دمای بدن است. از تحلیل پویای مکانیکی (DMA) برای اندازه‌گیری خواص ویسکوالاستیک این دو رگ در دما و فرکانس بارگذاری مناسب استفاده شد. مدول ذخیره، مدول اتلافی و زاویه فاز هر دو رگ در دمای 37 ± 1 درجه سلسیوس و تحت فرکانس بارگذاری ۱ تا ۲ هرتز بررسی شد. متوسط مدول‌های ذخیره و اتلافی SSV بیشتر از ITA بود. به علاوه SSV سفتی و اصطکاک داخلی بیشتری در فشار در مقایسه با کشش داشت. با وجود اینکه ITA در کشش سفت‌تر بود، مدول اتلافی کششی و فشاری آن تفاوت قابل توجهی نداشتند. این امر منجر به رفتار لزج‌تر این شریان در جهت شعاعی شد. نتایج این مطالعه نشان می‌دهند که SSV سفتی بیشتر و رفتار لزج کمتری نسبت به ITA دارد و این امر در جهت شعاعی تشدید می‌شود. یافته‌های این مطالعه می‌تواند به درک بهتر رفتار مکانیکی این دو رگ کمک کند. **واژه‌های کلیدی:** ورید سافنوس کوچک، شریان سینه‌ای داخلی، تحلیل پویای مکانیکی، خواص ویسکوالاستیک.

Viscoelastic Properties of Vascular grafts: a Comparison Between Small Saphenous Vein and Internal Thoracic Artery

A. Khosravi

Atherosclerosis Research Center, Baqiyatallah University of Medical science, Tehran, Iran

M. Salami Bani

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

H. Bahreinizad

Mechanical Engineering Department, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

Abstract

Internal thoracic artery and small saphenous vein are two options to be used as a coronary artery bypass grafts. The purpose of this paper was to investigate the viscoelastic properties of the small saphenous vein and internal thoracic artery under compression and tension at body temperature. The dynamic mechanical analysis was used to measure the viscoelastic properties of the ITA and SSV at each temperature and loading frequency range. Storage modulus, loss modulus and phase angle of the ITA and SSV were measured at the body temperature and under a periodic load with frequency ranging between 1 and 2 Hz. Storage and loss modulus of the SSV was higher than ITA. Furthermore SSV was stiffer and had higher internal friction in compression. While ITA was stiffer in tension, its compression and tension's loss modulus were about the same. Results of this research can help to improve the understanding of the mechanical behavior of ITA and SSV.

Keywords: Small saphenous vein, Internal thoracic artery, Dynamic mechanical analysis, Viscoelasticity

دنده‌ها و جلوی عضلات توراسیک عرضی وارد حفره قفسه سینه می‌شود و در راه پایین آمدن شاخه‌های متعددی از آن جدا می‌شوند [۱]. این شریان که به شریان پستانی نیز معروف است، خون قسمت جلویی سینه و پستان‌ها را تأمین می‌کند. هردوی این رگ‌ها برای درمان بیماری شریان کرونری به‌عنوان پیوند بایپس مورد استفاده قرار گرفته‌اند [۳-۶]. به‌علاوه هردوی این رگ‌ها ممکن است که دچار گرفتگی شده و کارایی خود را از دست دهند [۴، ۷].

منظور از خواص پویای مکانیکی پاسخ یک ماده درحالی‌که مورد یک نیروی نوسانی قرار داده شده باشد، است. این خواص شامل مدول پویا، مدول اتلاف پویا و میرایی مکانیکی است. در DMA یک تنش سینوسی متغیر به ماده وارد شده و کرنش حاصله اندازه‌گیری می‌شود. اگر ماده مورد آزمایش کاملاً الاستیک باشد زاویه فاز بین موج سینوسی

۱- مقدمه

ورید سافنوس کوچک یک ورید سطحی در پا است. این ورید از سمت جانبی قوس ورید پشتی منشأ گرفته، سپس از پشت انتهای دور فیویلا عبور کرده، از پشت پا بالا رفته و به فاسیای عمقی نفوذ می‌کند. سپس در پشت زانو به رگ رکیبی ملحق می‌شود [۱]. این رگ دومین رگ بزرگ پا است. همانند اغلب وریدهای سطحی، در ساختمان ادونتیشیا و مدیای داخلی آن سلول‌های عضله صاف وجود دارد [۲]. همچنین SSV در خطر متسع شدن و یا ترومبوزیس قرار دارد [۲]. در طرف دیگر شریان سینه‌ای داخلی به‌عنوان یکی از شاخه‌های اصلی شریان زیر ترقوهای در گردن شروع می‌شود. این شریان از پشت ترقوه و وریدهای بزرگ آن ناحیه رد می‌شود. شریان سینه‌ای داخلی در پشت

۲- روش آماده سازی نمونه ها و آزمایش مکانیکی

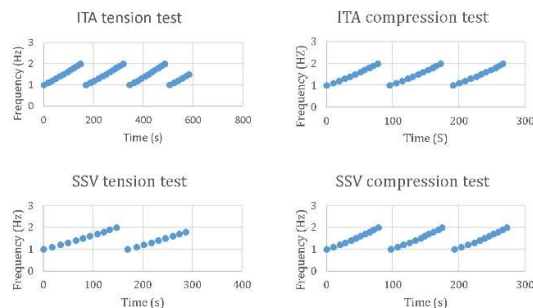
یک ورید سافنوس کوچک و یک شریان سینه ای داخلی از دو فرد که رگ مورد نظر آن ها سالم بود استخراج شد. افرادی که رگ از آن ها استخراج شد، این کار را داوطلبانه و پس از پر کردن فرم تحت قوانین دانشگاه علوم پزشکی بقیه الله انجام دادند. پنج سانتی متر از هر رگ برای استفاده در این پژوهش بریده شد. سپس هر رگ به صورت عرضی به وسیله تیغ جراحی بریده شد. دو نمونه از هر رگ بریده شد. ضخامت، طول و عرض هر نمونه به وسیله کولیس اندازه گیری شد. این ابعاد در جدول ۱ نشان داده شده اند.

جدول ۱- ابعاد نمونه های آزمایشی

عرض (cm)	طول (cm)	ضخامت (cm)	
۷/۴۵	۷/۱۴	۰/۸۰	ککش ITA
۵/۰۰	۱۴/۲۰	۰/۷۰	فشار ITA
۷/۵۱	۷/۱۴	۰/۴۰	ککش SSV
۵/۵۶	۱۱/۵۸	۰/۴۳	فشار SSV

هر دو آزمایش کششی و فشاری به وسیله دستگاه TT DMA (triton technology) انجام شد. یک نمونه از هر رگ برای آزمایش کششی و یکی برای آزمایش فشاری مورد استفاده قرار گرفت. برای آزمایش های کششی و فشاری نمونه ها در گیره های به ترتیب کششی و فشاری دستگاه قرار گرفتند. به علت این که خواص مکانیکی عروق در راستای شعاعی از اهمیت بالایی برخوردار بوده است [۱۸، ۱۹]، خواص مکانیکی این جهت مورد مطالعه قرار گرفته است. به علاوه فرض شده است که خواص مکانیکی ITA و SSV در جهت های پیرامونی و محوری یکسان باشد. بنابراین در آزمایش کششی نمونه در زاویه ۴۵ درجه قرار گرفته تا خواص آن در جهت های پیرامونی و محوری اندازه گیری شود، و آزمایش فشاری برای اندازه گیری خواص ویسکوالاستیک این عروق در راستای شعاعی انجام شد. برای آزمایش کششی فکها دستگاه به فاصله ۵ سانتی متری یکدیگر قرار داده شدند. در هر دو آزمایش یک نیروی سینوسی پویا به نمونه وارد شد.

تمامی آزمایش ها در دمای 37 ± 1 درجه سلسیوس و تحت فرکانس متغیر ۱ تا ۲ هرتز انجام شد. تغییرات فرکانس با زمان در شکل ۱ نشان داده شده است.

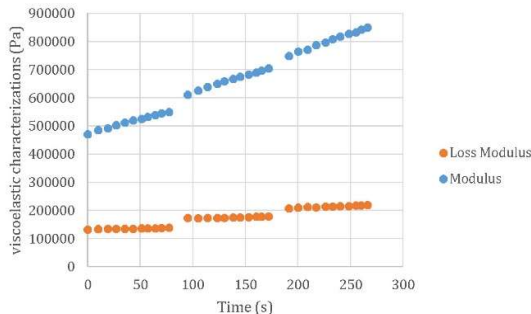


شکل ۱- تغییرات فرکانس بارگذاری با زمان در آزمایش های مختلف

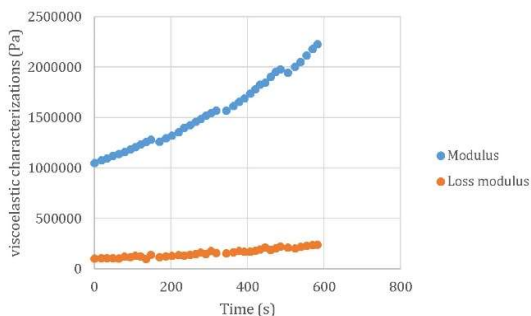
تنش و کرنش صفر درجه خواهد بود. اگر ماده کاملاً لزج باشد اختلاف فاز نود درجه به دست خواهد آمد. اغلب مواد بیولوژیکی خواص ویسکوالاستیک داشته و زاویه فاز آن ها بین این دو مقدار است. به علاوه از آنجایی که DMA یک روش تحلیل گرمایی می باشد، برای تحلیل خواص ویسکوالاستیک مواد بیولوژیک تحت دمای بدن مناسب است [۸، ۹].

اتوگرافت برای پیوند بایپس شریان کرنی مدت زیادی است که مورد استفاده قرار گرفته است. در سال ۱۹۶۷ رنه فاولورو از اتوگرافت ورید سافنوس برای جایگزین کردن قسمت گرفته شریان کرونری راست استفاده کرد. بعدها او از همان ورید برای اولین بار برای پیوند بایپس شریان کرونری راست استفاده کرد [۱۰]. دادلی جانسون و همکاران کاربرد استفاده از اتوگرافت ورید سافنوس را به شریان کرونری چپ افزایش دادند [۱۱]. به علاوه در سال ۱۹۶۸ چارلز بایلی و تراو هیروسه و جورج گرین از شریان سینه ای داخلی به جای ورید سافنوس برای پیوند بایپس شریان کرونری استفاده کردند [۱۲، ۱۳]. از آن پس پیوند بایپس شریان کرونری رشد عظیمی داشته، به طوری که امروزه به یکی از رایج ترین اعمال در دنیای پزشکی قلبی عروقی تبدیل شده است. گرچه پیوند بایپس عملکرد خوبی را از خود نشان داده است، ولی رگ پیوندی می تواند مسدود شده و مسیر مناسبی برای جریان خون فراهم نکند. بنابراین درک رفتار مکانیکی این مواد می تواند بینش خوبی درباره عملکرد آن ها به ما ارائه دهد. برخی مطالعات خواص مکانیکی ITA و SSV را بررسی کرده اند. والدن و همکاران کامپلینس و خواص الاستیک ورید سافنوس را بررسی کردند [۱۴]. زامبونی و همکاران کامپلینس هر دو ورید سافنوس بزرگ و کوچک را اندازه گیری کردند [۱۵]. همچنین شامیوت کلرک و همکاران خواص مکانیکی الاستیک شریان پستانی را با شریان شعاعی مقایسه کرده اند [۱۶]. تغییرات قطر و نیروی محوری با فشار، روابط تنش کرنش در جهت های محوری و پیرامونی و ابعاد شریان کرونری و پستانی خوکی را آندل و همکاران مقایسه کردند [۱۷]. کوینگ و همکاران قطر داخلی، فشار burst، حفظ بخیه و کامپلینس شریان پستانی و ورید سافنوس را با رگ خونی ساخته شده به وسیله مهندسی بافت مقایسه کردند [۱۵].

تا به امروز هیچ مطالعه ای بر روی خواص ویسکوالاستیک ITA و یا SSV نبوده است. با این حال رفتار ویسکوالاستیک رگ خونی می تواند در عملکرد آن ها مهم باشد. برخلاف مواد الاستیک تنش در زمان و مکان مشخصی به کرنش در آن زمان و زمان های قبل از آن وابسته است. به علاوه اگر ماده ای رفتار ویسکوالاستیک داشته باشد، به علت میرا کنندگی قسمت لزج ماده، پاسخ آن ماده به تنش و کرنش در بارگذاری و باربرداری متفاوت خواهد بود. با این حال روابط تنش کرنش در هر سیکل بارگذاری و باربرداری منحصر به فرد می باشد [۸]. بنابراین بررسی رفتار ویسکوالاستیک ITA و SSV می تواند اطلاعات مفیدی درباره این رگ ها به ما ارائه دهد. در این پژوهش، مشخصات ویسکوالاستیک شریان سینه ای داخلی و ورید سافنوس کوچک به عنوان دو گزینه برای پیوند بایپس شریان کرونری تحت بارگذاری نوسانی و در دمای بدن مورد مطالعه قرار گرفته است.

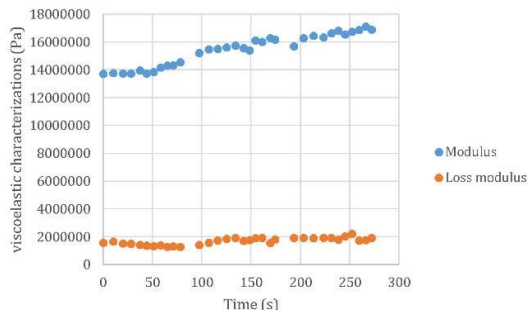


شکل ۲- مدول برشی و اتلافی شریان سینه‌ای داخلی در جهت شعاعی



شکل ۳- مدول برشی و اتلافی شریان سینه‌ای داخلی در آزمایش کششی

مدول برشی و مدل اتلافی SSV در فشار و کشش به ترتیب در شکل‌های ۴ و ۵ نشان داده شده‌اند. در حالی که هر دو مدول SSV در فشار بیشتر بودند، زاویه فاز فشاری و کششی تفاوت قابل توجهی نداشتند. به علاوه در حالی که مدول برشی و اتلافی SSV از ITA در تمامی موارد بیشتر بود، این اختلاف در جهت شعاعی بسیار بیشتر از دیگر جهات دیده شد.



شکل ۴- خواص ویسکوالاستیک ورید سافنوس کوچک در جهت شعاعی

۱-۲- مدل ویسکوالاستیک

اغلب مواد بیولوژیک رفتار ویسکوالاستیکی از خود نشان می‌دهند. مواد ویسکوالاستیک از بخش لزوج و بخش الاستیک تشکیل شده‌اند. با اعمال بار نوسانی، ماده ویسکوالاستیک کرنش نوسانی از خود بروز می‌دهد. کرنش ماده ویسکوالاستیک با تنش اعمالی اختلاف فاز دارد. این اختلاف فاز بر اثر زمان مورد نیاز برای حرکت مولکولی و استراحت ماده است. بنابراین رابطه بین تنش و کرنش با رابطه (۱) توصیف می‌شود. در این معادله σ ، ε ، E' و E'' به ترتیب تنش، کرنش مدول ذخیره و مدول اتلافی هستند. معادلات (۲) و (۳) روابط مدول ذخیره و اتلاف را با تنش و کرنش نشان می‌دهند [۸، ۲۰].

$$\sigma = \varepsilon_0 E' \sin(\omega t) + \varepsilon_0 E'' \cos(\omega t) \quad (1)$$

$$E' = \frac{\sigma_0}{\varepsilon_0} \cos(\delta) \quad (2)$$

$$E'' = \frac{\sigma_0}{\varepsilon_0} \sin(\delta) \quad (3)$$

$$E^* = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{\sigma_0}{\varepsilon_0} (\cos(\delta) + i \sin(\delta)) = E' + i E'' \quad (4)$$

معادله (۴) نشان می‌دهد که مدول مختلط از قسمت‌های حقیقی و موهومی تشکیل شده است. قسمت حقیقی توانایی ماده در ذخیره سازی انرژی و رها کردن آن در هنگام تغییر شکل را توصیف می‌کند. قسمت موهومی مربوط به اتلاف انرژی در هنگام تغییر شکل است. این معادله می‌تواند برای مدول برشی بازنویسی شود (معادله ۵). در این معادله G' مدول ذخیره و G'' مدول اتلافی است. همچنین زاویه فاز بین تنش و کرنش از معادله (۶) بدست می‌آید.

$$G^* = G' + i G'' \quad (5)$$

$$\tan(\delta) = \frac{G''}{G'} \quad (6)$$

مدول ذخیره معمولاً سفتی ماده را بیان می‌کند، در حالی که مدول اتلافی با اصطکاک داخلی ماده در ارتباط است. در مواد ویسکوالاستیک مدول در دمای ثابت تابعی از زمان و در زمان دلخواه متغیر با دما است.

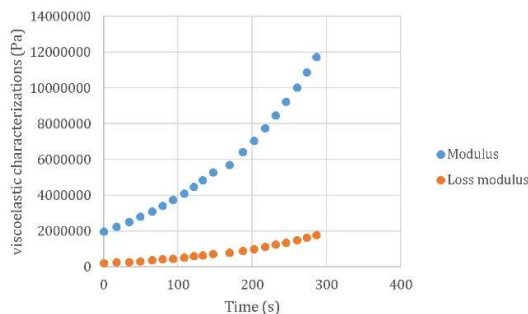
۳- نتایج

نتیجه ویسکوالاستیسیته در رگ تبدیل خروجی نوسانی قلب به جریان یکنواخت است. به صورتی که قسمتی از انرژی در سیستول ذخیره شده و در دیاستول آزاد می‌شود [۲۱]. در نتیجه خواص ویسکوالاستیک رگ در انتقال و اتلاف انرژی مهم است. شکل ۲ مدول برشی و اتلافی ITA در فشار را نشان می‌دهد، این در حالی است که این مدول‌ها در کشش برای این شریان در شکل ۳ نشان داده شده‌اند. این شریان مدول برشی بیشتری در کشش از خود نشان داد، در حالی که مدول اتلافی کششی و فشاری تفاوت چندانی نداشتند. این امر منجر به زاویه فاز کمتر ITA در جهت شعاعی نسبت به دیگر جهات شد.

ساخته شد به وسیله مهندسی بافت نیز مطرح هستند. گرچه در این زمینه مطالعاتی انجام شده ولی تا به امروز گرافت مناسبی که به صورت گسترده استفاده شود از این روش حاصل نشده است [۵، ۲۱]. به دلیل این شرایط آتوگرافت‌ها بهترین گزینه برای پیوند بایوس شریان کرونری هستند. معدودی از رگ‌های بدن به‌عنوان کانال برای بایوس قسمت بیمار شریان کرونری مورد استفاده قرار گرفته‌اند. یکی از این رگ‌ها شریان سینه‌ای داخلی که به شریان پستانی معروف است هست. این شریان یکی از اولین عروق خونی است که به‌عنوان گرافت در پیوند بایوس شریان کرونری مورد استفاده قرار گرفت و عملکرد درازمدت بسیار مناسبی را از خود نشان داده است [۲۴]. رگ خونی دیگری که به‌عنوان کانال بایوس برای شریان کرونری مورد استفاده قرار گرفته، ورید سافنوس کوچک است. گرچه استفاده از این ورید به‌اندازه استفاده از ورید سافنوس بزرگ نیست ولی به هر صورت گزینه‌ای مناسب برای عمل پیوند بایوس هست [۴، ۶].

شریان‌ها باید با فشار بیشتری نسبت به وریدها مقابله کنند، بنابراین آن‌ها سفتی کمتری دارند که نتیجه نسبت کمتر کلاژن به الاستین در آن‌ها است. به‌علاوه وریدها عضله صاف کمتری نسبت به شریان‌ها دارند که معمولاً منجر به کاهش ضخامت دیواره آن‌ها نسبت به شریان‌ها می‌شود [۲۵]. ITA و SSV از این قضیه مستثنی نیستند. نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که مدول برشی ITA بسیار کمتر از SSV است، در حالی که ضخامت آن دو برابر است. به‌علاوه با وجود اینکه مدول اتلافی SSV بیشتر از ITA بود، ولی تفاوت به‌اندازه تفاوت در مدول برشی نبود. این بدین معناست که SSV از ITA سفت‌تر بوده و خواص لزج کمتری دارد. خواص ویسکوالاستیک این دو رگ در کشش به هم نزدیک بود. با وجود اینکه همچنان ITA دارای سفتی کمتر و خواص لزج بیشتری بود، تفاوت در زاویه فاز آن‌ها از ۸/۵۹ درجه در فشار به ۱/۷۷ درجه رسید. همچنین تفاوت در مدول برشی از ۲۳ برابر به ۳/۷ برابر رسید. همچنین باید به این نکته اشاره کرد که SSV در جهت شعاعی سفت‌تر و الاستیک‌تر بود، در حالی که ITA در همین جهت دارای سفتی کمتر و خواص لزج بیشتری بود. گرچه که در مطالعات گذشته گزارش شده بود که SSV دارای کامپلینس بیشتری نسبت به ورید سافنوس بزرگ دارد [۲۶] ولی همچنان از ITA سفت‌تر بود.

در این پژوهش رفتار ویسکوالاستیک ورید سافنوس کوچک و شریان سینه‌ای داخلی تحت بارگذاری نوسانی و در دمای بدن مورد بررسی قرار گرفت. نتایج این مطالعه نشان داد که SSV دارای سفتی بیشتر و خواص لزج کمتری نسبت به ITA هست. و این امر در جهت شعاعی تشدید می‌شود. گرچه رفتار مکانیکی SSV از لوله صلب فاصله زیادی دارد، ولی از لحاظ مکانیکی به لوله صلب بسیار نزدیک‌تر از ITA هست. نتایج این مطالعه می‌تواند به‌عنوان ورودی برای مطالعات عددی و یا تحلیل بر روی این دو رگ، چه در مکان اصلی آن‌ها و چه به‌عنوان گرافت، مورد استفاده قرار گیرد. به علت کمبود اطلاعات بر روی خواص ویسکوالاستیک رگ‌های خونی و یا مشکلات محاسباتی در شبیه‌سازی این رفتار، اغلب شبیه‌سازی‌های مکانیکی رگ‌های خونی، دیواره‌ی آن‌ها را الاستیک و یا صلب فرض کرده و از خواص ویسکوالاستیک آن‌ها صرف نظر می‌کنند [۲۷-۲۹]. در حالی که این فرضیات می‌تواند برای برخی مطالعات بر روی رگ‌هایی با خواص لزج کم معتبر باشد، ولی



شکل ۵- مدول برشی و اتلافی ورید سافنوس کوچک در آزمایش کششی

برای استفاده کاربردی این اطلاعات برای شبیه‌سازی و یا حل تحلیل یک مدول برشی و اتلافی برای هر رگ در هر جهت مورد نیاز است. به همین علت مقادیر مدول ذخیره و اتلافی به‌صورت متوسط \pm انحراف معیار در جدول ۲ نشان داده شده است.

جدول ۲- خواص ویسکوالاستیک بدست آمده از آزمایش‌های کششی و فشاری

	مدول ذخیره (MPa)	مدول اتلاف (MPa)	Tan(δ)	
کشش ITA	۱/۵۵±۰/۳۴	۰/۱۶±۰/۰۴	۰/۱۰±۰/۰۱	
فشار ITA	۰/۶۶±۰/۰۱۲	۰/۱۷±۰/۰۰۳	۰/۲۶±۰/۰۰۱	
کشش SSV	۵/۷۹±۲/۹۴	۰/۸۲±۰/۴۸	۰/۱۳±۰/۰۰۱	
فشار SSV	۱۵/۴۵±۱/۱۲	۱/۷۰±۰/۲۴	۱/۱۰±۰/۰۰۱	

۴- بحث و نتیجه‌گیری

بیماری شریان کرونری اولین عامل مرگ در دنیا است. این بیماری به‌تهایی باعث ۷ میلیون مرگ در سال می‌شود، که این میزان بیش از ۱۳٪ کل مرگ جهانی است [۲۲]. یکی از مؤثرترین روش‌های درمانی برای این بیماری استفاده از پیوند بایوس است [۲۳]. در پیوند بایوس شریان کرونری، جریان خون از مسیر اصلی و بیمار خود به کانال پیوند داده شده منحرف می‌شود. این کانال پیوندی خود نیز می‌تواند به بیماری‌های شایع عروق بدن مبتلا شود. به‌علاوه، خواص مکانیکی نامطلوب رگ پیوندی می‌تواند به عملکرد ناکافی و یا ناکارآمدی گرافت منجر شود. بنابراین دانش درباره رفتار مکانیکی گرافت مورد استفاده می‌تواند در درمان بیماری شریان کرونری مفید باشد.

برای کانال بایوس در عمل پیوند بایوس شریان کرونری چند گزینه وجود دارد. متداول‌ترین این موارد استفاده از اتوگرافت است. در این مورد از یک رگ خونی خود شخص برای کانال بایوس استفاده می‌شود. نوع دیگر پیوند بایوس با استفاده از کانال‌های مصنوعی ساخته شده از موادی همچون داکرون و PTFE است. این گرافت‌ها نیز به‌صورت گسترده‌ای مورد استفاده قرار گرفته‌اند ولی عملکرد ضعیف‌تری نسبت به گرافت‌های طبیعی از خود نشان داده‌اند [۲۱]. به‌علاوه گرافت‌های

coronary anastomotic connectors, *The Annals of thoracic surgery*, Vol. 76, pp. 58-64, 2003.

[18] Li M., Beech-Brandt J., John L., P. Hoskins, and W. Easson, Numerical analysis of pulsatile blood flow and vessel wall mechanics in different degrees of stenoses, *Journal of biomechanics*, Vol. 40, pp. 3715-3724, 2007.

[19] Khosravi A., Bani M. S., Bahreinizad H., and Karimi A., A computational fluid-structure interaction model to predict the biomechanical properties of the artificial functionally graded aorta, *Bioscience Reports*, p. BSR20160468, 2016.

[20] Fung Y.-c., *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*: Springer Science & Business Media, 2013.

[21] Sarkar S., Salacinski H., Hamilton G., and Seifalian A., The mechanical properties of infrainguinal vascular bypass grafts: their role in influencing patency, *European journal of vascular and endovascular surgery*, Vol. 31, pp. 627-636, 2006.

[22] Lozano R., Naghav M.i, Foreman K., Lim S., Shibuya K., Aboyans V., et al., Global and regional mortality from 235 causes of death for 20 age groups in 1990 and 2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010, *The Lancet*, Vol. 380, pp. 2095-2128, 2013.

[23] Yusuf S., Zucker D., Passamani E., P. Peduzzi, T. Takaro, Fische L.r, et al., Effect of coronary artery bypass graft surgery on survival: overview of 10-year results from randomised trials by the Coronary Artery Bypass Graft Surgery Trialists Collaboration, *The Lancet*, Vol. 344, pp. 563-570, 1994.

[24] Galbut D. L., Traad E. A., Dorman M. J., DeWitt P. L., Larsen P. B., Kurlansky P. A., et al., Bilateral internal mammary artery grafts in patients with left main coronary artery disease, *Journal of cardiac surgery*. Vol. 8, pp. 18-24, 1993.

[25] Shah P. J., Gordon I., Fuller J., Seevanayagam S., Rosalion A., Tatoulis J., et al., Factors affecting saphenous vein graft patency: clinical and angiographic study in 1402 symptomatic patients operated on between 1977 and 1999, *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, Vol. 126, pp. 1972-1977, 2003.

[26] Davies A., T. Magee, Baird R., Sheffield E., and Horrocks M., Vein compliance: a preoperative indicator of vein morphology and of veins at risk of vascular graft stenosis, *British journal of surgery*, Vol. 79, pp. 1019-1021, 1992.

[27] Perktold K. and Rappitsch G., Computer simulation of local blood flow and vessel mechanics in a compliant carotid artery bifurcation model, *Journal of biomechanics*, Vol. 28, pp. 845-856, 1995.

[28] Oshima M., Torii R., T. Kobayashi, Taniguchi N., and K. Takagi, Finite element simulation of blood flow in the cerebral artery, *Computer methods in applied mechanics and engineering*, Vol. 191, pp. 661-671, 2001.

[29] Lally C., Dolan F., and Prendergast P., Cardiovascular stent design and vessel stresses: a finite element analysis, *Journal of biomechanics*, Vol. 38, pp. 1574-1581, 2005.

برای شبیه‌سازی شریان‌هایی همچون ITA که دارای خواص ویسکوالاستیک قابل ملاحظه‌ای هستند نامعتبر هست.

۵-مراجع

[1] Drake R., Vogl A. W., and Mitchell A. W., *Gray's anatomy for students*, Elsevier Health Sciences, 2014.

[2] Mendoza E., Lattimer C. R., and N. Morrison, *Duplex ultrasound of superficial leg veins*: Springer, 2014.

[3] Lytle B., Loop F. D., Cosgrove, D. Ratliff N., Easley K., and Taylor P., Long-term (5 to 12 years) serial studies of internal mammary artery and saphenous vein coronary bypass grafts, *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, Vol. 89, pp. 248-258, 1985.

[4] Chang B. B., Paty P. S., Shah D. M., and Leather R. P., The lesser saphenous vein: an underappreciated source of autogenous vein, *Journal of vascular surgery*, Vol. 15, pp. 152-157, 1992.

[5] Konig G., McAllister T. N., Dusserre N., Garrido S. A., Iyican C., Marini A., et al., Mechanical properties of completely autologous human tissue engineered blood vessels compared to human saphenous vein and mammary artery, *Biomaterials*, Vol. 30, pp. 1542-1550, 2009.

[6] Sarwar U., Chetty G., and Sarkar P., The short saphenous vein :A viable alternative conduit for coronary artery bypass grafts harvested using a novel technical approach, *Journal of surgical technique and case report*, Vol. 4, pp. 61-63, 2012.

[7] Goldman S., Zadina K., Moritz T., Ovitt T., Sethi G., Copeland, J. G. et al., Long-term patency of saphenous vein and left internal mammary artery grafts after coronary artery bypass surgery: results from a Department of Veterans Affairs Cooperative Study, *Journal of the American College of Cardiology*, Vol. 44, pp. 2149-2, 2004, 156.

[8] Kwan K. S., The role of penetrant structure in the transport and mechanical properties of a thermoset adhesive, *Virginia Polytechnic Institute and State University*, 1998.

[9] Menard K. P., *Dynamic mechanical analysis: a practical introduction*: CRC press, 2008. R. A

[10] Favaloro R. G., Effle D. B.r, Cheanvecha C. i., Quint, and Sones F. M., Acute coronary insufficiency (impending myocardial infarction and myocardial infarction): surgical treatment by the saphenous vein graft technique, *The American journal of cardiology*, Vol. 28, pp. 598-607, 1971.

[11] Johnson, W. D. Flemma R. J., Lopley Jr D., and Ellison E. H., Extended treatment of severe coronary artery disease: a total surgical approach, *Annals of surgery*, Vol. 170, p. 460, 1969.

[12] Bailey C., and Hirose T., Successful internal mammary-coronary arterial anastomosis using aminivascular suturing technic, *International surgery*, Vol. 49, p. 416, 1968.

[13] Green G. E., Internal mammary artery-to-coronary artery anastomosis: three-year experience with 165 patients, *The Annals of thoracic surgery*, Vol. 14, pp. 260-271, 1972.

[14] Walden R., Gilbert J., Megerman J., and Abbott W. M., Matched elastic properties and successful arterial grafting, *Archives of Surgery*, Vol. 115, pp ,1980, 1169-1166.

[15] Zamboni P., Portaluppi F., Marcellino M. G., Quaglio D., Manfredin R.i, Feo C. V., et al., In vitro versus in vivo assessment of vein wall properties, *Annals of vascular surgery*, Vol. 12, pp. 324-329, 1998.

[16] Chamiot-Clerc, P. Copie X., Renaud J.-F., Safar M., and X. Girerd, Comparative reactivity and mechanical properties of human isolated internal mammary and radial arteries, *Cardiovascular research*, Vol. 37, pp. 811-819, 1998.

[17] van Andel C. J., Pisteccky P. V., and .Borst C., Mechanical properties of porcine and human arteries: implications for