

Application of the Bridgman Method in More Accurate Determination of Uniaxial Mechanical Properties of Liver

Taghizadeh, Hadi

Assistant Professor, Tissue Mechanics Laboratory, Faculty of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2020.115624.1526

Received: 12 October 2019

Revised: 9 February 2020

Accepted: 19 February 2020

KEYWORDS

Tissue Biomechanics
Stress Correction in Necking Zone
Tissue Microstructure
Tensile Tests
Liver Lobule Size

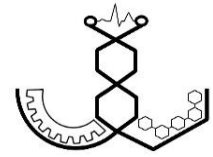
ABSTRACT

Determining mechanical properties of very soft tissues have been considered as a popular and challenging topic in biomechanics only in the last decades. In addition, these tissues do not have any weight-bearing functions, however, their mechanical characterization is important for designing new safety equipment, diagnosis and treatment of the diseases and tumors. Liver is one of the vital body organs that is highly porous and tearable and is highly susceptible to mechanical damage during accidents and minimally invasive surgeries. In this study, a set of uniaxial tension tests was performed on a bovine liver tissue. Linear elastic model in combination with the Bridgman correction method was utilized to determine the mechanical properties, i.e., Young's modulus. An image processing software was also developed utilizing MS Visual Fortran language in order to obtain and track required geometric dimensions, i.e., radii of curvature, minimal sample radius in the necking zone, and probable detaching during the test session. Our experiments showed a tensile elastic modulus of 15.51 ± 1.62 kPa for the samples ($p < 0.05$). Different amounts for elastic modulus of the liver have been reported in the literature. Hence, we conducted tension tests on samples with progressively increasing diameters. The changes in the sample diameter was in the range of 2.5 to 20 mm. In this way, the effect of sample diameter on elastic modulus was inquired. Our results indicate an inverse relation between elastic modulus and diameter in the tested zone. Such phenomena can be attributed to small sample size which is similar to the size of liver lobules (a few millimeters). Hence, samples with diameters in the range of lobule size cannot constitute a suitable representative element for the liver tissue. To obtain valid results the sample diameters should be more than three times that of the lobule.

*Corresponding Author

Address	Tissue Mechanics Laboratory, Faculty of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran		
Postal Code	51335/1996	Tel	+98-41-33458415
E-Mail	taghizadeh@sut.ac.ir	Fax	+98-41-33444360





استفاده از روش تصحیح بریجمن برای تعیین دقیق تر رفتار مکانیکی بافت کبد حاصل از تست‌های کششی تک‌محوره

تقی‌زاده، هادی

استادیار، آزمایشگاه مکانیک بافت، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2020.115624.1526

پذیرش: ۳۰ بهمن ۱۳۹۸

بازنگری: ۲۰ بهمن ۱۳۹۸

ثبت در سامانه: ۲۰ مهر ۱۳۹۸

چکیده

در دهه‌های اخیر، تعیین رفتار مکانیکی بافت‌های بسیار نرم به عنوان یک موضوع مورد علاقه و چالش برانگیز در بیومکانیک مطرح شده است. چنین بافت‌هایی عمل کرد مکانیکی مشخصی ندارند اما مشخصه‌یابی مکانیکی آن‌ها از جنبه‌ی طراحی تجهیزات ایمنی، شناسایی الگوهای پیشرفت بیماری‌ها و سرطان از اهمیت بالایی برخوردار است. بافت کبد یکی از ارگان‌های حیاتی بدن است که دارای ساختاری متخلخل و پاره شونده بوده و در بسیاری از سوانح رانندگی و نیز در عمل‌های جراحی حداقل تهاجم در معرض آسیب مکانیکی قرار دارد. در پژوهش حاضر، تست‌های کششی تک‌محوره روی نمونه‌های کبد گاوی انجام شده است. سپس مدل الاستیک خطی به نتایج حاصل از تست اعمال شده و با اعمال روش تصحیح بریجمن به نتایج، تخمین دقیق‌تری از تنش در ناحیه‌ی گلوبی‌شدگی بافت به دست آمده است. در طول تست برای به دست آوردن پارامترهای هندسی (شعاع انحنا و کم‌ترین سطح مقطع نمونه) در ناحیه‌ی گلوبی، یک رابط کاربری نرم‌افزاری در محیط فرترن ایجاد شده است. شایان ذکر است که عدم انفصال نمونه از فک‌های دستگاه تست نیز در تصاویر حاصل از نمونه در طول آزمایش، کنترل شده است. بر اساس آزمایش‌ها و روش تصحیح به کار گرفته شده، مدول الاستیک کبد برابر با $1/62 \pm 15/51$ کیلوپاسکال به دست آمده است. با توجه به اعداد بسیار متفاوت گزارش شده برای مدول الاستیک کبد، تاثیر قطر نمونه روی مدول الاستیک مورد بررسی قرار گرفته است. قطر مقطع نمونه‌ها بین $2/5$ تا 20 میلی‌متر تغییر داده شده و مشاهده شده است که مدول الاستیک و قطر نمونه در بخشی از محدوده‌ی آزمایش رابطه‌ی معکوس دارند. این پدیده را می‌توان به نزدیکی اندازه‌ی نمونه به واحدهای ریزساختاری کبد (لوبل‌ها) نسبت داد. بنابراین نمونه‌های نزدیک به ابعاد لوبل، نمی‌توانند المان نماینده‌ی مناسبی برای بافت کبد به شمار آیند و برای به دست آوردن نتایج درست، قطر مقطع نمونه باید بیش از سه برابر ابعاد لوبل باشد.

واژه‌های کلیدی

مکانیک بافت
تصحیح تنش در ناحیه‌ی گلوبی
ریزساختار بافت
تست کششی
سایز لوبل کبد

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی: آزمایشگاه مکانیک بافت، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

تلفن: ۹۸-۴۱-۳۳۴۵۸۴۱۵

۱۹۹۶/۵۱۳۳۵

دورنگار: ۹۸-۴۱-۳۳۴۴۴۳۶۰

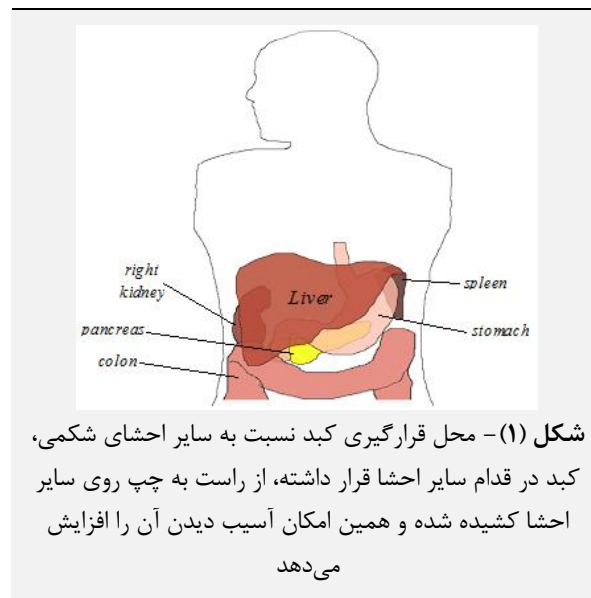
taghizadeh@sut.ac.ir

پست الکترونیک



۱- مقدمه

محیط مکانیکی بافت‌های بیولوژیک به صورت مستقیم بر عمل کرد آن‌ها در سلامت و بیماری موثر است. این اثرات هم در رشد و بازسازی بافت‌ها و هم در پدیده‌هایی از قبیل ایجاد و پیشرفت بیماری‌ها مورد توجه قرار گرفته است [۱-۳]. در میان این بافت‌ها، خواص مکانیکی ارگان‌های شکمی و به ویژه کبد از اهمیت بالایی در سیستم‌های جراحی مجازی، جراحی با حداقل تهاجم و کاربردهای مهندسی بافت برخوردار است [۴]. اگر چه عمل کرد فیزیولوژیک این بافت مستقل از رفتار مکانیکی آن است، اما نشان داده شده که الاستیسیته‌ی کبد می‌تواند نشان‌گر مناسبی برای فیبروز، سیروز و تومورهای کبد باشد [۵]. کبد یک بافت متخلخل است که به آسانی دچار پارگی شده و به همین دلیل در اغلب سوانح رانندگی و سقوط از ارتفاع دچار آسیب دیدگی می‌شود [۷، ۸]. شایان ذکر است که قرارگیری کبد در بخش قدامی شکم و گستردگی این بافت منجر به افزایش احتمال آسیب در سوانح می‌شود (شکل ۱). همچنین در جراحی‌های شکم برای دسترسی به احشای زیرین باید کبد کنار زده شود که تغییر شکل‌های بزرگ ناشی از این عمل ممکن است منجر به آسیب مکانیکی کبد گردد. تنها در آمریکا و ژاپن سالانه بیش از ۵۰ هزار نفر به دلیل بیماری‌های مرتبط با کبد و به ویژه سیروز کبدی جان خود را از دست می‌دهند [۹، ۱۰].



شکل (۱) - محل قرارگیری کبد نسبت به سایر احشای شکمی، کبد در قدام سایر احشا قرار داشته، از راست به چپ روی سایر احشا کشیده شده و همین امکان آسیب دیدن آن را افزایش می‌دهد

خواص مکانیکی غیرخطی بوده و همچنین اندرکنش بین بافت‌های مختلف هم‌چنان به صورت کامل شناخته نشده است [۱۱، ۱۲]. در پژوهش‌های پیشین، هم از روش‌های *in-vivo* و هم از روش‌های *ex-vivo* برای مشخصه‌یابی بافت کبد استفاده شده است. در روش‌های *in-vivo* استفاده از تست‌های مکش و نیز الاستوگرافی مرسوم بوده [۱۳، ۱۴] و در مطالعاتی که در آن‌ها بافت کبد به صورت *ex-vivo* مورد بررسی قرار گرفته اغلب از تست‌های کششی و فشاری استفاده شده است [۵، ۱۵]. بافت کبد مانند بسیاری از بافت‌های بیولوژیک، در کشش و فشار رفتار متفاوتی را از خود نشان می‌دهد به طوری که مدول الاستیک این بافت در فشار بیش از نه برابر مدول الاستیک کششی آن گزارش شده است [۱۶]. با این وجود در مطالعه‌ی روی موش‌های آزمایشگاهی، تفاوت معنی‌داری بین رفتار مکانیکی موش‌های نر و ماده مشاهده نشده است [۱۷]. هم‌چنین فیبروز بافت کبد نیز می‌تواند مدول الاستیک این بافت را تا بیش از سه برابر افزایش دهد [۱۸].

در دهه‌های اخیر با پیشرفت چشم‌گیر تکنولوژی‌ها و روش‌های درمانی، مکانیک بافت به عنوان بخش جدایی‌ناپذیری از فرایند جراحی و درمانی مطرح شده و مدل‌سازی ریزساختاری (ارتباط ریزساختار بافت با رفتار مکانیکی آن) از اهمیت بالایی برخوردار شده است [۱۹]. بدون شک برای استفاده‌ی موثر از این مقوله در درمان‌های جدید، قدم اول تعیین دقیق رفتار مکانیکی بافت نرم است. استفاده از مدل‌های ساده برای رفتار مکانیکی بافت نرم که حجم محاسباتی پایینی دارند، برای کاربردهایی از قبیل جراحی رباتیک و جراحی از راه دور دارای اولویت هستند. با بررسی پژوهش‌های پیشین مشاهده می‌شود که محدوده‌ی وسیعی برای مدول الاستیک بافت کبد گزارش شده است. در میان مقادیر گزارش شده، اعداد متفاوتی از ۷ کیلوپاسکال [۲۰] تا ۲۷۰ کیلوپاسکال [۲۱] در کشش به چشم می‌خورد.

در مقاله‌ی حاضر، آزمایش‌های تک‌محوره‌ی کششی روی نمونه‌هایی از بافت کبد انجام شده است. برای ارزیابی خواص مکانیکی بافت کبد و تعیین دقیق رفتار مکانیکی آن از یک روش تصحیح سطح مقطع استفاده شده است تا امکان در نظر گرفتن تاثیر تغییرات هندسی نمونه در آزمایش بر محاسبه‌ی خواص مکانیکی نیز فراهم گردد. در نهایت تلاش شده است تا با مقایسه‌ی نتایج آزمایش، توجیهی برای تفاوت مقادیر گزارش شده در منابع برای خواص مکانیکی کبد ارائه گردد.

در ادامه، در بخش ۲ روش آماده‌سازی نمونه‌ها، ساختار آزمایش^۱، روش تصحیح بریجمن^۲ و روش پس‌پردازش داده‌های

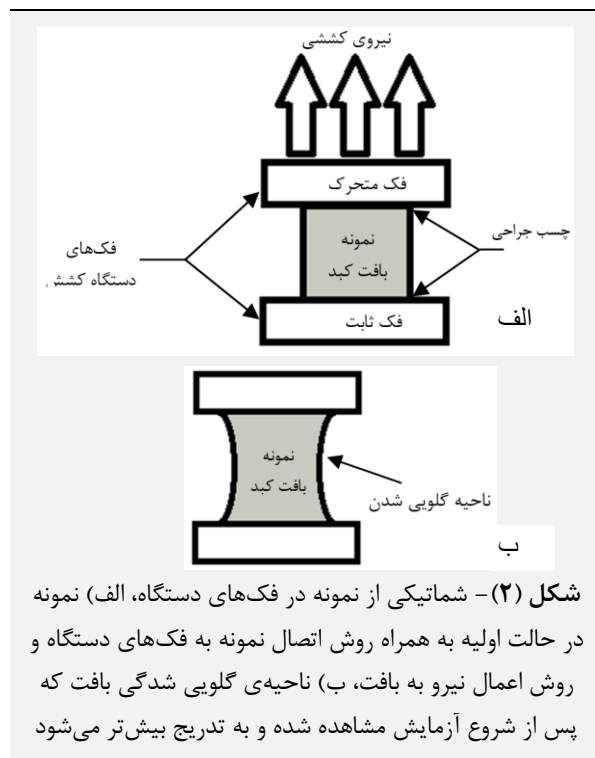
^۱ Experimental Setup

^۲ Bridgman



دستگاه مشاهده نشده است. هم‌چنین روی نمونه قبل از آغاز آزمایش سرم فیزیولوژیک به صورت اسپری پاشیده شده تا نمونه در طول آزمایش آب خود را از دست ندهد. آزمایش‌ها در دمای اتاق (۲۵ درجه‌ی سانتی‌گراد) انجام شده است.

دستگاه تست مکانیکی^۱ به کار رفته در این آزمایش، دارای دقت اندازه‌گیری در مقیاس صدم نیوتون برای نیرو و میکرومتر برای جابه‌جایی می‌باشد. هم‌چنین برای دسترسی به ابعاد هندسی نمونه در طول آزمایش، به وسیله‌ی یک دوربین فیلم‌برداری (۲۴۰ فریم‌برثانیه) از نمونه تصویربرداری شده است. نمای کلی ساختار آزمایشگاهی مورد استفاده در شکل (۲-الف) قابل مشاهده است. شایان ذکر است که در کشش نمونه‌های بافت نرم بلافاصله پس از شروع آزمایش، ناحیه‌ی گلوبی^۲ مشاهده می‌شود و در نتیجه نمی‌توان سطح مقطع نمونه در طول آزمایش را ثابت در نظر گرفت (شکل ۲-ب).



شکل (۲) - شماتیکی از نمونه در فک‌های دستگاه، الف) نمونه در حالت اولیه به همراه روش اتصال نمونه به فک‌های دستگاه و روش اعمال نیرو به بافت، ب) ناحیه‌ی گلوبی شدن بافت که پس از شروع آزمایش مشاهده شده و به تدریج بیش‌تر می‌شود

برای پس‌پردازش و محاسبه‌ی مشخصات هندسی نمونه و به ویژه شعاع انحنای گلوبی شدن بافت در حین تست، در فواصل مشخص از فیلم به دست آمده فریم‌هایی استخراج شده و به یک نرم‌افزار ایجاد شده در محیط فرترن^۳ جهت تحلیل نتایج حاصل از آزمایش وارد شده است. در این نرم‌افزار قطر و شعاع انحنای نمونه در طول تست محاسبه شده که مثالی از محاسبات آن در شکل (۳) نشان داده شده است.

آزمایشگاهی توضیح داده شده و سپس به ارائه‌ی نتایج حاصل از آزمایش و بحث و نتیجه‌گیری از پژوهش پرداخته شده است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- شرح آزمایش

با توجه به مشابهت رفتار مکانیکی بافت‌های نرم در انسان و گاو [۲۲] و هم‌چنین برای کاهش پیامدهای اخلاقی و بهداشتی آزمایش روی بافت‌های انسان، آزمایش‌های مکانیکی روی نمونه‌های کبد گاوی انجام شده است. نمونه‌های تازه استحصال شده‌ی کبد از یک کشتارگاه تهیه شده و در زمانی کم‌تر از ۳ ساعت از مرگ حیوان به آزمایشگاه منتقل شده است. در مدت انتقال و پیش از انجام آزمایش، نمونه‌ها در داخل سرم فیزیولوژیک نگهداری شده تا بافت کبد محتوای آب خود را از دست ندهد و رفتار مکانیکی مشابه درون بدن داشته باشد. نمونه‌های آزمایش از بخش فوقانی لوب راست کبد استخراج شده که این قسمت از کبد دارای ساختار همگنی بوده و میزان تخلخل و بافت‌های همبند در آن کم‌تر است. در استخراج نمونه‌ها دقت شده است تا جهت‌گیری نمونه‌ها همواره عمود بر سطح قدامی کبد بوده و نمونه نیز در همان راستا مورد آزمایش قرار گرفته است. نمونه‌ها به صورت استوانه‌هایی با قطر مقطع ۵-۲۰ میلی‌متر و ارتفاع ۱۰ میلی‌متر آماده شده که برای برش آن‌ها از شابلون‌های فلزی برش بافت نرم استفاده شده است. برای دستیابی به قطر مقاطع کوچک‌تر، برخی از نمونه‌های با قطر ۵ میلی‌متر به کمک تیغ جراحی از وسط مقطع به دو نیم تقسیم شده است. هم‌چنین از میان نمونه‌های استخراج شده نیز مواردی که در آن‌ها عروق خونی بزرگ و یا ناهمگنی مشاهده گردیده، کنار گذاشته شده است.

مساله‌ی مهم دیگر در تست مکانیکی نمونه‌های کبد، روش اتصال نمونه به فک‌های دستگاه تست است که در انتقال نیروی دستگاه به نمونه نقش بسیار مهمی ایفا می‌کند. یکی از روش‌های مرسوم برای اتصال بافت نرم به فک‌های فلزی دستگاه تست، استفاده از چسب است [۱۵، ۲۳-۲۵]. در این پژوهش نیز از چسب جراحی برای اتصال فک بالا و پایین دستگاه به نمونه استفاده شده است. آزمایش‌های کششی در حالت کنترل جابه‌جایی و با سرعت ۱ میلی‌متر بر دقیقه انجام شده است. نشان داده شده که در این محدوده از نرخ کشش بافت، می‌توان از رفتار وابسته به زمان و اثرات ویسکوالاستیک صرف نظر کرد [۲۶]. در طول آزمایش، لغزش یا جداشدگی بافت از فک

^۱ Necking

^۲ Visual Fortran

^۱ Dynamic Testing Machine, Hct/25-400, Servo Hydraulic Valve PID Controller, Zwick/Roell Co., Germany

تنش حقیقی^۱ نمونه در کم‌ترین سطح مقطع ناحیه‌ی گلوبی به دست آورد [۲۷].

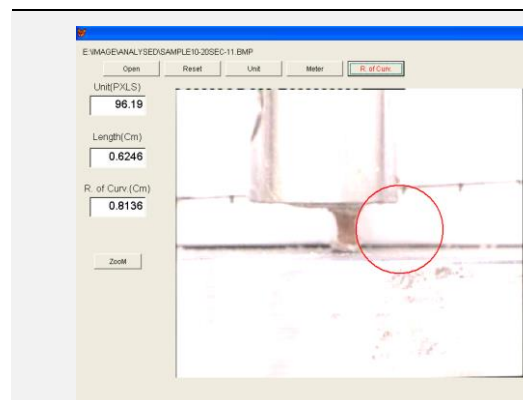
$$\sigma_{eq} = \frac{\sigma_a}{\left(1 + \frac{2\rho}{a}\right) \ln\left(1 + \frac{1}{2\rho}\right)} = k \cdot \sigma_a \quad (1)$$

در این رابطه، σ_{eq} تنش تصحیح شده یا تنش معادل در ناحیه‌ی گلوبی σ_a تنش حقیقی اولیه در کم‌ترین سطح مقطع نمونه، ρ شعاع انحنای گلوبی شدن و a شعاع کم‌ترین مقطع نمونه می‌باشد. با توجه به رابطه‌ی (۱)، ضریب k به عنوان ضریب تصحیح هندسی بریجمن در نظر گرفته شده که با توجه به میزان گلوبی شدن و مقادیر ρ و a ، دارای مقداری کم‌تر از ۱ است. می‌توان پس از محاسبه‌ی تنش اولیه در نمونه به کمک پارامترهای هندسی در ناحیه‌ی گلوبی شدن تخمین بهتری از میزان تنش در این ناحیه به دست آورد. در صورتی که از چنین ضریب تصحیحی استفاده نشود، تخمین بالاتری از تنش در ناحیه‌ی گلوبی به دست آمده و در نتیجه مدول الاستیک مقداری بیش‌تر از واقعیت گزارش خواهد شد.

مجموعه‌ی آزمایش‌های طراحی شده در این تحقیق در دو گروه قابل تقسیم‌بندی است. در گروه اول، نمونه‌های با قطر مقطع ۱۵ میلی‌متر مورد آزمایش قرار گرفته تا بتوان نتیجه‌ای قابل قبول در مورد مدول الاستیک بافت کبد به دست آورد. در گروه دوم، نمونه‌های بافت کبد با قطر مقطع متفاوت مورد آزمایش قرار گرفته تا تاثیر این پارامتر هندسی روی نتایج پژوهش مشخص گردد. شایان ذکر است که تغییر قطر مقطع بین ۲/۵ تا ۲۰ میلی‌متر انجام شده است. برای گروه اول از تست آماری t دوطرفه^۲ استفاده شده است تا مشخص شود که تفاوت بین مقادیر به دست آمده برای مدول الاستیک معنی‌دار نمی‌باشد.

۳- یافته‌ها و بحث

نتایج حاصل از تست کششی نمونه‌های با قطر ثابت ۱۵ میلی‌متر (۱۰ نمونه) مقدار $15/51 \pm 1/62$ کیلوپاسکال را برای مدول الاستیک بافت کبد نشان می‌دهد. نمونه‌های مورد آزمایش از بخش فوقانی لوب راست کبد استخراج شده که مقادیر مدول الاستیک به دست آمده در بخش‌های مختلف لوب اختلاف معناداری نداشته است ($p < 0/05$). هم‌چنین نتایج به دست آمده با مدول الاستیک گزارش شده در تعدادی از پژوهش‌های پیشین هم‌خوانی دارد [۱۳، ۱۴، ۲۰، ۲۴، ۲۸]. تاثیر روش تصحیح به کار گرفته شده روی نتایج تنش برای یکی از نمونه‌های گروه یک در شکل (۴) نشان داده شده است.



شکل (۳) - در طول تست از نمونه‌ی تحت کشش در فواصل زمانی مشخص تصویر تهیه شده که مثالی از این تصویرها در شکل فوق در محیط نرم‌افزاری کدنویسی شده مشاهده می‌شود. میله‌ی استوانه‌ای فوقانی: فک متحرک دستگاه، صفحه‌ی تحتانی: فک ثابت دستگاه، فواصل مدرج در زمینه‌ی تصویر: ۱ سانتی‌متر، برای ایجاد شرایط عدم لغزش از اتصال چسب بین فک‌های دستگاه و نمونه استفاده شده است. در محیط نرم‌افزار شعاع انحنای کم‌ترین مقطع نمونه در ناحیه‌ی گلوبی اندازه‌گیری می‌شود

۲-۲- مدل الاستیک با در نظر گرفتن تغییرات سطح مقطع

با توجه به رفتار نرم بافت کبد، در اثر کشش از همان ابتدای آزمایش، سطح مقطع میانی نمونه به تدریج کاهش می‌یابد که از این پدیده در متون فنی با عنوان ناحیه‌ی گلوبی یاد می‌شود. با توجه به تغییرات زیاد سطح مقطع در طول آزمایش، معادلات استاندارد محاسبه‌ی مدول الاستیک در این حالت قابل اعمال نیستند. لذا در پژوهش حاضر، از روش تصحیح بریجمن [۲۷] برای به دست آوردن نتایج دقیق‌تر استفاده شده است. این روش در اصل برای تعیین تنش واقعی در ناحیه‌ی پلاستیک فلزات معرفی شده اما با توجه به مشاهده‌ی پدیده‌ی مشابه در بافت‌های نرم به عنوان ابزاری کارآمد در تعیین مدول الاستیک بافت‌های نرم نیز قابل استفاده است. روش تصحیح بریجمن مبتنی بر سه فرض زیر می‌باشد.

۱- کانتور ناحیه‌ی گلوبی شدن را می‌توان با کمانی از دایره تقریب زد

۲- سطح مقطع نمونه در طول تست، گرد باقی می‌ماند

۳- توزیع کرنش در نازک‌ترین سطح مقطع ناحیه‌ی گلوبی یک‌نواخت است

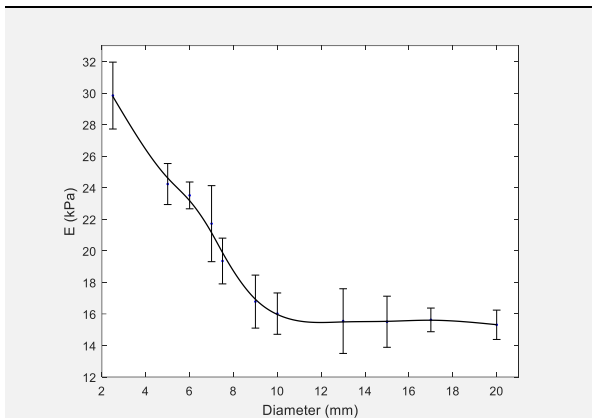
بر پایه‌ی روش بریجمن، تنش در ناحیه‌ی گلوبی را می‌توان مطابق رابطه‌ی (۱) با ضرب نمودن یک پارامتر تصحیحی از

^۱ Two Tailed T-Test

^۱ True Stress

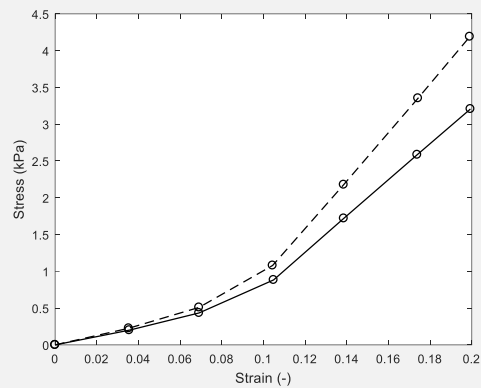


که ریزساختار بافت کبد مد نظر قرار داده شود، می‌توان وجود واحدهای ساختاری با هندسه‌ی چندضلعی به نام لوبل^۱ با ابعادی حدود چند میلی‌متر را مشاهده نمود [۳۲، ۳۳].



شکل (۵) - نمودار مدول الاستیک نمونه‌های بافت کبد به صورت تابعی از قطر نمونه (۲/۵ تا ۱۰ میلی‌متر)، مشاهده می‌شود که با افزایش قطر مقطع، مدول الاستیک کاهش می‌یابد

زمانی که ابعاد نمونه‌ی مورد آزمایش به ابعاد این لوبل‌ها نزدیک باشد، این نمونه‌ی المان نماینده‌ی حجم مناسبی برای رفتار کبد نبوده و نمی‌توان چنین نمونه‌ای را برای ارزیابی رفتار مکانیکی کبد با اطمینان خاطر به کار برد. در صورتی که قطر نمونه‌ی استخراج شده از حدی بالاتر باشد (با توجه به شکل، بیش از ۱۰ میلی‌متر) تعداد لوبل‌ها در مقطع نمونه به میزانی خواهد بود که می‌توان نمونه‌ی به دست آمده را المان همگن نماینده‌ی کل کبد در نظر گرفت. توجه به چنین نکاتی در مطالعه‌ی بافت‌های بیولوژیک از اهمیت بالایی برخوردار بوده و تنها زمانی که شرط پیوسته بودن بافت برقرار باشد، می‌توان انتظار داشت که نتایج حاصل از تست مکانیکی نماینده‌ی رفتار مکانیکی کل کبد باشد. چنین پدیده‌ای به صورت مشابه در مورد استخوان نیز مشاهده شده است [۳۴]. با توجه به نتایج حاصل، پیشنهاد می‌شود که در تحقیقات روی رفتار مکانیکی بافت‌های بیولوژیک توجه به ریزساختار بافت در درجه‌ی اول اهمیت قرار گیرد تا بتوان رفتار مکانیکی حاصل را در کنار ریزساختار موجود تفسیر و توجیه نمود. توجه به مدل‌های ریزساختاری در سال‌های اخیر از رشد بسیار خوبی برخوردار بوده و منجر به پیش‌بینی پدیده‌های مکانیکی متعددی شده است [۳۵-۳۷]. از سوی دیگر باید بین ساده‌سازی به کار رفته در مدل مکانیکی و دقت مورد نیاز نیز مصالحه‌ای صورت گیرد. فرض الاستیک خطی برای یک بافت اگر چه از یک طرف حجم محاسباتی مدل در سیستم‌های جراحی رباتیک را بسیار کاهش می‌دهد، اما باید



شکل (۴) - نمودار تنش حقیقی اولیه (خط‌چین) و تنش اصلاح شده (خط ممتد) برای یکی از نمونه‌های مورد آزمایش، اختلاف دو نمودار با افزایش کرنش بیش‌تر شده، بنابراین در مورد تغییر شکل‌های بزرگ کبد در جراحی‌های مختلف به اختلاف چشم‌گیری در دو نمودار منجر خواهد شد

با رسم تنش حقیقی اولیه (خط‌چین) در کنار تنش اصلاح شده (خط ممتد) می‌توان در محدوده‌های مختلف کرنش، میزان تغییرات را بررسی نمود. مطابق شکل (۴)، در هر دو نمودار با افزایش میزان کرنش، سختی بافت (شیب نمودار) افزایش می‌یابد که این رفتار سخت‌شونده‌ی بافت‌های نرم کاملاً شناخته شده است [۲۹]. هم‌چنین در کرنش‌های کم‌تر از ۱۰٪ اختلاف بین دو نمودار ناچیز بوده و حتی مدول الاستیک خطی بدون تصحیح نیز مقادیر قابل قبولی از مدول الاستیک را نتیجه می‌دهد. اما با افزایش میزان کرنش، گلوپی شدن نمونه بیش‌تر شده و اختلاف بیش‌تری بین تنش حقیقی اولیه و تنش تصحیح شده به چشم می‌خورد که نشان دهنده‌ی ضرورت تصحیح تنش در محدوده‌های بالاتر تغییر شکل است. اهمیت این مساله با توجه به این نکته که بافت‌های نرم رفتار الاستیک خود را تا کرنش‌های بیش از ۵۰٪ حفظ کرده [۳۰، ۳۱] و بافت کبد نیز در فرایندهای معمول جراحی دچار تغییر شکل‌های بزرگ شده بیش‌تر مشخص می‌شود.

هم‌چنین در گروه دوم داده‌ها که نمونه‌های با قطرهای مقطع متفاوت مورد آزمایش قرار گرفتند (۳ نمونه از هر قطر مقطع) نتایج جالبی از نظر مقادیر مدول الاستیک به دست آمده است. تغییرات مدول الاستیک به صورت تابعی از قطر مقطع نمونه در شکل (۵) نشان داده شده است. در این نمودار مشاهده می‌شود که مدول الاستیک با افزایش قطر مقطع نمونه، کاهش می‌یابد. این رفتار می‌تواند بخشی از تفاوت‌های بسیار زیاد بین مقادیر مدول الاستیک گزارش شده در مطالعات مختلف (از چند کیلوپاسکال تا چندصد کیلوپاسکال) را توجیه نماید. در صورتی

^۱ Lobule

- chronic liver disease. *Aliment Pharmacol Ther* 2006; 24(3), 513-518.
- [5] Mazza E, Nava A, Hahnloser D, Jochum W, Bajka M. The mechanical response of human liver and its relation to histology: an in vivo study. *Med Image Anal* 2007; 11(6):663-672.
- [6] Yeh WC, Li PC, Jeng YM, Hsu HC, Kuo PL, Li ML, Yang PM, Lee PH. Elastic modulus measurements of human liver and correlation with pathology. *Ultrasound Med Biol* 2002; 28(4):467-474.
- [7] Atanasijevic TC, Savic SN, Nikolic SD, Djoki VM. Frequency and severity of injuries in correlation with the height of fall. *J Forensic Sci*, 2005, 50 (3), 608-612.
- [8] Parks RW, Chrysos E, Diamond T. Management of liver trauma. *Br J Surg* 1999; 86(9):1121-1135.
- [9] Miniño AM, Arias E, Kochanek KD, Murphy SL, Smith BL, Rep NVS. Deaths: final data for 2000. *statistics* 2002; 34:36.
- [10] Kogure T, Ueno Y, Kawagishi N, Kanno N, Yamagiwa Y, Fukushima K, Satomi S, Shimosegawa T. The model for end-stage liver disease score is useful for predicting economic outcomes in adult cases of living donor liver transplantation. *Journal of gastroenterology* 2006; 41(10): 1005-1010.
- [11] Hutter R, Schmitt KU, Niederer P. Mechanical modeling of soft biological tissues for application in virtual reality based laparoscopy simulators. *Technol Health Care* 2000; 8(1):15-24.
- [12] Rosen J, Brown JD, De S, Sinanan M, Hannaford B. Biomechanical properties of abdominal organs in vivo and postmortem under compression loads. *J Biomech Eng* 2008; 130(2):021020.
- [13] Brown JD, Rosen J, Moreyra M, Sinanan M, Hannaford B. Computer-controlled motorized endoscopic grasper for in vivo measurement of soft tissue biomechanical characteristics. *Stud Health Technol Inform* 2002; 85:71-73.
- [14] Nava A, Mazza E, Furrer M, Villiger P, Reinhart WH. In vivo mechanical characterization of human liver. *Med Image Anal* 2008; 12(2):203-216.
- [15] Roan E, Vemaganti K. The nonlinear material properties of liver tissue determined from no-slip uniaxial compression experiments. *J Biomech Eng* 2007; 129(3):450-456.
- [16] Karimi A, Shojaei A. An Experimental Study to Measure the Mechanical Properties of the Human Liver. *Dig Dis* 2018, 36 (2), 150-155.
- [17] MacManus DB, Mailliet M, O'Gorman S, Pierrat B, Murphy JG, Gilchrist MD. Sex- and age-

توجه داشت که به نسبت سادگی، تقریب بیش‌تری نیز در نتایج وارد خواهد شد که این مساله از محدودیت‌های مدل خطی به شمار می‌رود. از این رو استفاده از ضرایب تصحیح و نیز استفاده از مدول الاستیک تکه‌ای می‌تواند دقت مدل را افزایش دهد. در صورتی که دقت بیش‌تری مد نظر باشد، باید از مدل‌های مکانیکی هایپرالاستیک بهره گرفته شود.

۴- نتیجه‌گیری

در پژوهش حاضر، آزمایش‌های مکانیکی کششی روی نمونه‌های کبد گاوی انجام شده و داده‌های نیرو-جاب‌جایی با اطلاعات حاصل از فیلم‌برداری و پردازش تصاویر تلفیق شده تا تنش حقیقی اولیه در کم‌ترین مساحت ناحیه‌ی گلوبی به دست آید. سپس با استفاده از روش تصحیح بریجمن، این تنش به مقدار نزدیک‌تر به واقعیت تقلیل یافته است. نتایج حاصل از این پژوهش لزوم توجه به هندسه‌ی نمونه در مطالعات بافت نرم را بیش از پیش مشخص کرده و باید در آزمایش‌های مشابه روی بافت نرم، این مساله مد نظر قرار داده شود. با توجه به افزایش اختلاف بین تنش حقیقی اولیه و تنش تصحیح شده در محدوده‌های بالای کرنش، در نظر گرفتن این مساله در مورد بافت‌های نرم که در طی جراحی‌های شکمی متحمل تغییر شکل‌های بزرگ می‌شوند ضروری است. در سال‌های اخیر توان محاسباتی به صورت تصاعدی رشد کرده اما در کاربردهای کلینیکی هم‌چنان روش‌های با حجم محاسبات کم که در عین حال تقریب مناسبی از رفتار مکانیکی را به دست می‌دهند، مطلوب و مد نظر هستند.

۵- مراجع

- [1] Maul TM, Chew DW, Nieponice A, Vorp DA. Mechanical stimuli differentially control stem cell behavior: morphology, proliferation, and differentiation. *Biomech Model Mechanobiol* 2011; 10(6):939-953.
- [2] Rubin C, Turner AS, Bain S, Mallinckrodt C, McLeod K. Anabolism. Low mechanical signals strengthen long bones. *Nature* 2001; 412(6847):603-604.
- [3] Niestrawska JA, Regitnig P, Viertler C, Cohnert TU, Babu AR, Holzapfel GA. The role of tissue remodeling in mechanics and pathogenesis of abdominal aortic aneurysms. *Acta Biomater* 2019; 88:149-161.
- [4] Gomez-Dominguez E, Mendoza J, Rubio S, Moreno-Monteaegudo JA, Garcia-Buey L, Moreno-Otero R. Transient elastography: a valid alternative to biopsy in patients with

- [28] Samur E, Sedef M, Basdogan C, Avtan L, Duzgun O. A robotic indenter for minimally invasive characterization of soft tissues. In International Congress Series. 2005. Elsevier.
- [29] Nicolle S, Vezin P, Palierne JF. A strain-hardening bi-power law for the nonlinear behaviour of biological soft tissues. *J Biomech* 2010; 43(5):927-932.
- [30] Taghizadeh H, Tafazzoli-Shadpour M. Characterization of mechanical properties of lamellar structure of the aortic wall: Effect of aging. *J Mech Behav Biomed Mater* 2017; 65:20-28.
- [31] Holzapfel GA. Biomechanics of soft tissue. The handbook of materials behavior models 2001; 3:1049-1063.
- [32] Johnson FP. The isolation, shape, size, and number of the lobules of the pig's liver. *American Journal of Anatomy* 1918; 23(2):273-283.
- [33] Kuntz E, Kuntz H-D. *Hepatology: Textbook and atlas*. Springer Science & Business Media.
- [34] Hoffler CE, Moore KE, Kozloff K, Zysset PK, Brown MB, Goldstein SA. Heterogeneity of bone lamellar-level elastic moduli. *Bone* 2000; 26(6):603-609.
- [35] Taghizadeh H, Tafazzoli-Shadpour M, Shadmehr MB, Fatourae N. Evaluation of Biaxial Mechanical Properties of Aortic Media Based on the Lamellar Microstructure. *Materials (Basel)* 2015; 8(1):302-316.
- [36] Jayyosi C, Coret M, Bruyere-Garnier K. Characterizing liver capsule microstructure via in situ bulge test coupled with multiphoton imaging. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016; 54:229-243.
- [37] Wang Y, Jiang J. Influence of Tissue Microstructure on Shear Wave Speed Measurements in Plane Shear Wave Elastography: A Computational Study in Lossless Fibrotic Liver Media. *Ultrason Imaging* 2018; 40(1):49-63.
- specific mechanical properties of liver tissue under dynamic loading conditions. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019; 99:240-246.
- [18] Zhu Y, Chen X, Zhang X, Chen S, Shen Y, Song L. Modeling the mechanical properties of liver fibrosis in rats. *J Biomech* 2016; 49(9):1461-1467.
- [19] Taghizadeh H, Shadpour MT. Structurally Motivated Models of the Arterial Wall Tissue. *Journal of Multiscale Modelling* 2015; 05(04).
- [20] Huwart L, Peeters F, Sinkus R, Annet L, Salameh N, ter Beek LC, Horsmans Y, Van Beers BE. Liver fibrosis: non-invasive assessment with MR elastography. *NMR Biomed* 2006; 19(2):173-179.
- [21] Carter FJ, Frank TG, Davies PJ, McLean D, Cuschieri A. Measurements and modelling of the compliance of human and porcine organs. *Med Image Anal* 2001; 5(4):231-236.
- [22] Snedeker JG, Barbezat M, Niederer P, Schmidlin F, Farshad M. Strain energy density as a rupture criterion for the kidney: impact tests on porcine organs, finite element simulation, and a baseline comparison between human and porcine tissues. *Journal of Biomechanics* 2005; 38(5):993-1001.
- [23] Chui C, Kobayashi E, Chen X, Hisada T, Sakuma I. Combined compression and elongation experiments and non-linear modelling of liver tissue for surgical simulation. *Med Biol Eng Comput* 2004; 42(6):787-798.
- [24] Ottensmeyer M. TeMPeST ID: An instrument for measuring solid organ soft tissue properties. *Experimental Techniques* 2002; 26(3):48-50.
- [25] Prange MT, Margulies SS. Regional, directional, and age-dependent properties of the brain undergoing large deformation. *J Biomech Eng* 2002; 124(2):244-252.
- [26] Velardi F, Fraternali F, Angelillo M. Anisotropic constitutive equations and experimental tensile behavior of brain tissue. *Biomech Model Mechanobiol* 2006; 5(1):53-61.
- [27] Bridgman PW. *Studies in large plastic flow and fracture*. McGraw-Hill New York .