Non-Invasive Extraction of Mechanical Skin Parameters by Ultrasonic Image Processing: Validation by Invasive Tensiometric Method

Mohadese Estaji[1], Manijhe Mokhtari-Dizaji[2], Mansoureh Movahedin[3]

1. MSc., Department of Medical Physics, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran. ORCID ID: 0000-0002-9442-9910
2. Professor, Department of Medical Physics, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran., (Corresponding Author), Email: mokhtarm@modares.ac.ir, Tel: +98-021-82883893, ORCID ID: 0000-0003-1598-2038
3. Professor, Department of Anatomical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran. ORCID ID: 0000-0002-0767-6519

ABSTRACT

Background and aim: Conventional methods for evaluation of skin aging are based mainly on physiological or biochemical observations. The aim of this study is to provide a non-invasive method based on the extraction of biomechanical parameters of the skin resulting from the processing of sequential high-frequency ultrasound images in order to investigate the process of formation of skin lesions.

Materials and Methods: In order to evaluate the process of skin damage, 25 C57BL6 mice were exposed to UVB radiation. The mechanical parameters of the skin derived from the processing of sequential ultrasound images were also estimated weekly by the motion estimation algorithm (gradient and block matching) during the injury process and mean ± standard deviation was used to report the results. Repeated measures analysis of variance was used to compare the elastic parameters in the trend of changes over 5 weeks.

Results: Significant correlation was obtained between elasticity extracted from non-invasive ultrasonic image processing method and invasive tensiometric method with a correlation coefficient of more than 0.79. By analysis of the sequential ultrasound images, the results showed that the axial elastic and the shear modulus of the skin layers were significantly increased, which indicated the increased skin firmness ($p < 0.05$).

Conclusion: According to the findings of the present study we recommend a non-invasive method for extraction of local biomechanical parameters of skin based on the processing of sequential high-frequency ultrasound images for following the skin damage caused by ultraviolet radiation.

Keywords: Ultrasound, Mechanical tests, Non invasive, Skin, Extraction

Received: Feb 1, 2019 **Accepted:** June 26, 2021

How to cite the article: Mohadese Estaji, Manijhe Mokhtari-Dizaji, Mansoureh Movahedin Non-Invasive Extraction of Mechanical Skin Parameters by Ultrasonic Image Processing: Validation by Invasive Tensiometric Method. SJKU 2019;24(4):126-136.

Copyright © 2018 the Author (s). Published by Kurdistan University of Medical Sciences. This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-Non Commercial License 4.0 (CCBYNC), where it is permissible to download, share, remix, transform, and buildup the work provided it is properly cited. The work cannot be used commercially without permission from the journal

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.52547/sjku.27.1.126]

مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی کردستان / دوره بیست و هفت / فروردین و اردیبهشت ۱۴۰۱؛۱۳۶-۱۲۶

استخراج غیرتهاجمی پارامترهای مکانیکی پوست با پردازش تصاویر فراصوتی: اعتبارسنجی با روش تهاجمی تنسیومتری

محدثه استاجی[۱]، منیژه مختاری دیزجی[۲]، منصوره موحدین[۳]

۱. کارشناسی ارشد، گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس تهران، ایران. کد ارکید: ۹۹۱۰-۹۴۴۲-۰۰۰۲-۰۰۰۰

۲. استاد، گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران (نویسنده مسئول)، پست الکترونیک: mokhtarm@modares.ac.ir، تلفن: ۸۲۸۸۳۸۹۳-۰۲۱، کد ارکید: ۲۰۳۸-۱۵۹۸-۰۰۰۳-۰۰۰۰

۳. استاد، گروه علوم تشریح، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران. کد ارکید: ۶۵۱۹-۰۷۶۷-۰۰۰۲-۰۰۰۰

چکیده

زمینه و هدف: روش‌های مرسوم برای پیری پوست به‌طور عمده بر اساس مشاهدات فیزیولوژیکی یا بیوشیمی استوار است. هدف از این مطالعه ارائه روش غیرتهاجمی مبتنی بر استخراج پارامترهای بیومکانیکی پوست حاصل از پردازش تصاویر متوالی فراصوتی فرکانس بالا به‌منظور بررسی روند ایجاد ضایعه پوستی است.

مواد و روش‌ها: به منظور بررسی روند آسیب پوستی تعداد ۲۵ سر موش C57BL6 تحت تابش امواج فرابنفش B قرار گرفت. پارامترهای مکانیکی پوست حاصل از پردازش تصاویر متوالی فراصوتی با الگوریتم تخمین حرکت (گرادیان و تطبیق بلوک) در طول روند ایجاد آسیب به صورت هفتگی برآورد شد و نتایج به صورت میانگین و انحراف معیار گزارش شد. برای بررسی تمایز آماری پارامترها در هفته‌های ایجاد آسیب، از آزمون آماری تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر به صورت مقایسه پارامترهای الاستیک در طول روند تغییرات در طول ۵ هفته استفاده شد.

یافته‌ها: همبستگی معنی‌داری میان الاستیسیته به دست آمده از دو روش غیر تهاجمی پردازش تصاویر فراصوت و روش تهاجمی تنسیومتری، با ضریب همبستگی بیش از ۰/۷۹ حاصل شد. با آنالیز تصاویر متوالی فراصوتی، نتایج نشان داد که مدول الاستیک محوری و مدول برشی لایه‌های پوست به طور معنی‌داری افزایش یافت که حاکی از افزایش سفتی پوست است ($P<0/05$).

نتیجه‌گیری: به کمک یافته‌های مطالعه حاضر، روشی غیرتهاجمی متکی بر استخراج پارامترهای بیومکانیکی پوست به صورت موضعی بر اساس پردازش تصاویر متوالی فراصوتی فرکانس بالا برای پیگیری آسیب پوستی ناشی از تابش امواج فرابنفش و ارزیابی ضایعات پوستی پیشنهاد می‌شود.

کلمات کلیدی: فراصوت، آزمون‌های مکانیکی، غیرتهاجمی، پوست، استخراج

وصول مقاله:۹۷/۱۱/۱۲ اصلاحیه نهایی:۱۴۰۰/۱۰/۲۱ پذیرش:۱۴۰۰/۴/۵

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.52547/sjku.27.1.126]

مقدمه

تابش اشعه فرابنفش سبب آسیب مستقیم و غیرمستقیم به ساختار سلول می‌شود و در نتیجه روند پیری را سرعت می‌بخشد. UVB عمدتاً مسئول آسیب مستقیم است. بخش قابل توجهی از اشعه فرابنفش در لایه شاخی پوست جذب می‌شود و بخشی که به سلول‌های اپیدرمی می‌رسد، موجب آسیب زیستی می‌شود(۱). اختلال در عملکرد لایه‌های پوست، معمولاً در مراحل اولیه بیماری‌های پوستی رخ می‌دهد و حتی ممکن است پیش از مشاهده تغییرات عمده آناتومیکی در ظاهر پوست، تغییرات بیومکانیکی در لایه‌های پوست رخ دهد. در بسیاری از موارد میان بیماری و تغییرات قابل لمس ناشی از سفتی بافت، رابطه وجود دارد(۲). با توجه به تغییر خواص بیومکانیکی بافت پوست طی روند پیری به نظر می‌رسد استخراج پارامترهای بیومکانیکی پوست می‌تواند در پیگیری بسیاری از بیماری‌های پوستی و هم‌چنین بررسی آثار درمانی داروهای موضعی مؤثر باشد(۳). روش‌های متنوعی جهت انجام آزمایش بیومکانیکی در پوست انسان طراحی شده است. با این حال، همه با این مشکل عمده مواجه هستند که پوست به بدن متصل است و اندازه‌گیری پارامترهای مکانیکی پوست تحت تأثیر ساختارهای متصل به آن قرار می‌گیرد(۴). پوست می‌تواند به سمت بالا یا موازی در یک یا چند جهت کشیده، فشرده و پیچ‌خورده شود. علاوه بر این، نیروهای وارد شده به پوست ممکن است در شدت و زمان اعمال متفاوت باشد(۵). هر چند گزارش‌های متعدد حاکی از پراکندگی نتایج مدول الاستیک پوست از ۴/۵ کیلو پاسکال تا ۲۲۱/۹ مگا پاسکال است. این تفاوت ناشی از شرایط آزمایش متنوع در شرایط in vivo و in vitro، در گونه‌های مورد مطالعه (انسان، گربه، موش صحرایی، خوک، خرگوش)، ماهیت آزمایش انجام شده (آزمایش‌های in vivo بر اساس تکنیک‌های کشش یکسان، پیچ‌خوردگی، مکش، انتشار موج، فشردگی و تکنیک‌های تغییر شکل سه‌بعدی و چندمحوری)، ویژگی‌های ذاتی پوست (مانند ناهمگونی، بی‌نظمی و غیرخطی بودن) است(۶). به علاوه اطلاعات استخراج شده مربوط به پاسخ کلی پوست و بافت‌های درگیر با آن، به استرس اعمال شده است و اطلاعات جزئی از لایه‌های پوستی و نحوه درگیری آن تحت استرس اعمال شده را ندارد(۷).

در حال حاضر با استفاده از تصاویر فرا صوتیB-mode می‌توان اطلاعاتی در مورد وضعیت پاتولوژیکی بافت‌ها و تغییرات ساختمانی که اجزاء تشکیل دهنده بافت را استخراج می‌کند، به دست آورد(۹, ۸). با توسعه روش‌های آنالیز متکی بر الگوریتم‌های تخمین حرکت در تصاویر فراصوتی، امکان افزایش کارایی روش‌های تصویربرداری فراصوتی در تشخیص ضایعات فراهم می‌شود؛ لذا در این مطالعه بر اساس روش‌های الاستومتری با ردیابی حرکت لحظه‌ای لایه‌های پوست، رفتار بیومکانیکی آن به صورت بهنگام و دینامیک پیشنهاد و بررسی شد. برای اعتبار سنجی الاستیسیته به دست آمده در روش غیرتهاجمی پردازش تصاویر متوالی فراصوتی از تنسیومتری استفاده شد.

مواد و روش‌ها

۲۵ سر موش نر از نژاد C57BL/6J که در هنگام انجام آزمایش با سن ۴ تا ۵ هفته و وزن بین ۲۰-۱۵ گرم از موسسه تحقیقات پاستور (کرج، ایران) خریداری شدند. برای دستیابی به مدل حیوانی چروک در پوست، موش‌ها تحت تابش امواج UVB (۲۸۰-۳۴۰ نانومتر) با شدت تابش ۳۰ میکرو وات بر سانتی‌متر مربع (اندازه‌گیری شدت چشمه تابش در فواصل مختلف با دستگاه UV متر مدلUV-۳ انجام شد) قرار گرفتند. تابش ۵ بار در هفته به مدت ۵ هفته انجام شد(۱۰).

تصویربرداری فراصوتی B- mode فرکانس بالا (Sonix TOUCH Ultrasound System، Ultrasonix Medical، Richmond، Canada) با پروب خطی به ابعاد ۱/۵ سانتی‌متر در ۰/۵ سانتی‌متر، محدوده فرکانس مرکزی ۴۰ مگاهرتز، انجام شد تا لایه‌های درم و اپیدرم پوست کاملاً قابل مشاهده باشد (شکل ۱ الف). پروتکل ثبت تصویر جهت

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.52547/sjku.27.1.126]

بررسی و اندازه‌گیری پارامترهای بیومکانیکی لایه‌های پوست در طول روند ایجاد ضایعه به صورت هفتگی انجام شد. برای استخراج رفتار مکانیکی بافت پوست در طی مراحل ایجاد ضایعه پوستی، دستگاه نیروسنج (Force gage, Lutron Co, Taipei, Taiwan) با دقت ۰/۰۱ نیوتن توسط حلقه نگه دارنده از جنس پلی لاکتیک اسید جهت بارگذاری بر روی پوست به سر پروب، وصل گردید. این نیروسنج امکان بررسی و کنترل استرس اعمالی در طول فرایند ثبت تصویر را فراهم می‌کند. در ابتدا با اعمال نیروی صفر به پوست، تصاویر فراصوت ثبت شد. بعد از این مرحله نیرویی با میانگین ۰/۲± ۰/۹ نیوتون توسط نیروسنج به پوست وارد گردید. در طول بارگذاری محوری به پوست (استرس)، تصاویر متوالی فراصوتی با آهنگ ۳۰ فریم در هر ثانیه با فرمت AVI ثبت گردید. تغییرات لایه‌های پوست در نیروی کم‌تر از ۰/۲± ۰/۹ نیوتون به صورت بصری چندان مشهود نبود و در نیروی بالاتر از ۰/۲± ۰/۹ نیوتون نیز لایه‌ها کاملاً فشرده‌شده و اندازه‌گیری لایه‌ها مشکل است. ضمناً در این نیرو فرض می‌شود، رفتار بافت خطی است و از قانون هوک تبعیت می‌کند. بعد از انتقال فیلم به کامپیوتر شخصی، برنامه‌ای در محیط MATLAB نوشته شد تا فیلم را با فریم‌های متوالی (تصاویر) و به فرمت BMP تبدیل کند. با استفاده از نرم‌افزار آنالیز حرکت و الگوریتم تطبیق بلوک(۱۱)، حرکت لایه‌های درم و اپیدرم پوست در طول استرس اعمال شده، استخراج شد. پس از استخراج ابعاد لایه‌های پوست در شرایط اعمال استرس و بدون آن، استرین محوری و برشی (تغییرات نسبی طول در راستای طولی و عرضی) برآورد شد. براساس استرس اعمال شده و استرین محاسبه شده، مدول الاستیک محوری (مدول یانگ) و مدول الاستیک برشی لایه‌های پوست برآورد گردید.

برای اندازه‌گیری جابجایی لحظه‌ای لایه‌های پوست در راستای عمق، از الگوریتم بر پایه گرادیان تصویر استفاده شد(۱۱). ابتدا محدوده جستجو مربوط به مختصات طولی با استفاده از مارکرهای طولی در اولین تصویر مورد جستجو تعیین شد. سپس مرزهای تقریبی لایه‌های اپیدرم و درم به طور دستی با استفاده از دو مارکر جستجو در بالا و پایین لایه‌های اپیدرم و درم مشخص شدند. بدین ترتیب محدوده جستجو در راستای محوری تعیین گردید (شکل ۱ ب). پس از استخراج آهنگ تغییرات ضخامت لایه‌درم و اپیدرم در طول استرس (p) وارد شده، استرین ($\Delta y/y_0$) محاسبه شد. بر اساس استرین ($\Delta y/y_0$) استخراج شده، مدول الاستیک محوری (E) از نسبت استرس اعمال شده به استرین برآورد می‌شود.

از مزایای روش آنالیز اتوماتیک با استفاده از گرادیان شدت، نمایش دقیق مرزهایی با ماکزیمم گرادیان است که می‌توانند محتوی اطلاعات کلینیکی منحصر به‌فردی باشد. به نظر می‌رسد اندازه‌گیری اتوماتیک تغییرات جابه‌جایی لایه‌های پوست علاوه بر ویژگی‌های کاهش زمان بررسی، کاهش خطای کاربران سیستم‌ها و افزایش تکرارپذیری روش اندازه‌گیری می‌تواند امکان بررسی رفتار بیومکانیکی پوست را با بروز بیماری یا پس از درمان فراهم آورد(۱۲).

برای اندازه‌گیری جابه‌جایی طولی دیواره می‌توان از روش فلو نوری و روش تطبیق بلوک استفاده کرد. ازآنجاکه روش تطبیق بلوک از الگوریتم قابل فهم‌تر و پیچیدگی محاسباتی کم‌تری برخوردار است(۱۳)؛ لذا در مطالعه حاضر برای تخمین استرین طولی لایه‌های پوست از الگوریتم تطبیق بلوک استفاده شد. هرچند این ابزار به دلیل سادگی و نویز کم برتری دارد؛ اما در نواحی از مرز که به دلیل اکوی ضعیف، فاقد پیوستگی مرز هستند، کارایی نداشته و مرزهای نامنظم تشکیل می‌دهند(۱۴). تطبیق بلوک به معنی انتخاب یک پنجره (یا بلوک) در فریم اول به عنوان بلوک مرجع و یافتن مشابه‌ترین بلوک نسبت به بلوک مرجع در فریم‌های بعدی است(۱۵). در روش تطبیق بلوک فرض می‌شود که بلوک‌ها از نظر اندازه در کل زمان و حرکت ثابت باقی می‌ماند(۱۵).

برای اندازه‌گیری تغییرات طولی لایه‌های اپیدرم و درم پس از تبدیل فیلم به فریم‌های متوالی،برنامه‌ای که در محیط MATLAB طراحی و پیاده شده بود بر روی آن اجرا گردید. دو بلوک با ابعاد یکسان (۵۳×۴۲ پیکسل) بر روی

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.52547/sjku.27.1.126]

لایه درم در فاصله معلوم (مثلاً ۱۰ پیکسل) نسبت به هم قرار داده شد (شکل ۱ ج). اجرای برنامه برای فریم‌های متوالی، به ترتیب ظهور انجام شد(۱۵).

بعد از اجرای برنامه، برای محاسبه استرین طولی، مقادیر حداکثر فاصله دو بلوک و کم‌ترین فاصله بین دو بلوک استخراج شد. بعد از اندازه‌گیری جابه‌جایی طولی حداکثر و جابه‌جایی طولی حداقل در طول استرس وارد شده (۰/۲± ۰/۹ نیوتن)، استرین برشی از تفاضل جابه‌جایی طولی حداکثر و جابه‌جایی طولی حداقل (برحسب میلی مترΔx) بر جابه‌جایی طولی حداکثر (برحسب میلی مترx_0) به دست آمد. برای برآورد پارامتر مدول الاستیک برشی، پس از سه‌بار اندازه‌گیری استرین در راستای X در نقاط مشخص و با توجه به میزان استرس اعمالی که ۰/۲± ۰/۹ نیوتن (P) بود، مدول الاستیک برشی (G) از نسبت استرس به استرین برشی حاصل می‌شود(۱۱). برای اعتبار سنجی الگوریتم‌های بیشینه گرادیان و تطبیق بلوک از دو روش دستی و اتوماتیک حرکت بافت استخراج شد و تمایز معنی‌داری را میان دو روش اتوماتیک و دستی نشان ندادند(۱۲).

برای اعتبار سنجی الاستیسیته به‌دست‌آمده در روش غیرتهاجمی از ۸ عدد موش سالم قبل از ایجاد چین و چروک، استفاده شد. از ناحیه پشت هر حیوان، پوست به طول ۳ سانتی متر و عرض ۱ سانتی متر با چاقوی جراحی برداشت شد و تحت کشش در دستگاه تنسیومتری قرار گرفت. نمونه‌ها به وسیله دستگاه تنسیومتری (Machine Z2.5 Zwick Uuniversal Testing ساخت کشور آلمان) تحت کشش قرار گرفتند. در این آزمایش سفتی پوست استخراج گردید. همبستگی میان الاستیسیته به دست آمده از دو روش تهاجمی تنسیومتری و روش غیرتهاجمی با پردازش تصاویر متوالی فراصوتی توسط آنالیز همبستگی پیرسون و رگرسیون خطی بررسی شد. نتایج پارامترهای فیزیکی و مکانیکی به صورت میانگین و انحراف معیار گزارش شد. برای بررسی تمایز آماری پارامترها در هفته‌های ایجاد آسیب، از آزمون آماری واریانس با اندازه‌گیری مکرر و آزمون تکمیلی بانفرونی برای تجزیه- تحلیل داده‌ها به صورت مقایسه گروه‌ها استفاده شد. برای انجام این مراحل از نرم افزار SPSS نسخه ۱۶ استفاده گردید.

یافته‌ها

نتایج حاصل از آنالیز مطالعه حاضر نشان دادند که مقادیر مدول الاستیک محوری (شکل ۲ الف و جدول ۱) در روز صفر و روز هفتم تابش امواج فرابنفش به طور معنی‌داری (۴/۵ برابر) افزایش می‌یابد (P=۰/۰۰). هم‌چنین با توجه به میانگین تغییرات در روز چهاردهم تابش نسبت به روز صفر افزایش معنی‌داری (۸ برابر) در مدول یانگ دیده شد (P=۰/۰۰). در میانگین مدول یانگ در روز بیست‌ویکم در مقایسه با روز صفر، افزایش معنی‌داری (۹/۲) مشاهده شد (P=۰/۰۰). با مقایسه نتایج حاصل از میانگین مدول یانگ در روز بیست و هشتم، افزایش معنی‌داری (۱۰ برابر) نسبت به روز صفر حاصل شد (P=۰/۰۰). در روز سی و پنجم تابش نیز مدول یانگ افزایش معنی‌داری را نسبت به روز صفر(۱۱ برابر) نشان داد (P=۰/۰۰) (جدول۱).

مقایسه میانگین مقادیر مدول برشی (شکل۲ ب و جدول ۱) برحسب کیلو پاسکال در روز صفر و روز هفتم تابش امواج فرابنفش نشان‌داد که آسیب پوست (پیری) به دنبال تابش امواج فرابنفش موجب افزایش معنی‌دار (۱/۰۵ برابر) مدول برشی می‌شود (P=۰/۰۳). علاوه بر این افزایش معنی‌دار مدول برشی در روز چهاردهم تابش امواج فرابنفش نسبت به روز صفر (۱/۲۱ برابر) مشاهده شد (P=۰/۰۰). در روز بیست- و یکم تابش امواج فرابنفش، مدول برشی نسبت به روز صفر افزایش معنی‌داری (۱/۷۹ برابر) را نشان داد (P=۰/۰۰). مقایسه میانگین مقادیر مدول برشی در روز بیست‌وهشتم تابش موجب افزایش معنی‌دار (۲ برابر) نسبت به روز صفر شد (P=۰/۰۰). تغییرات مدول برشی در روز سی‌وپنجم تابش در مقایسه با روز صفر افزایش معنی‌داری (۲/۱۹ برابر) داشت

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

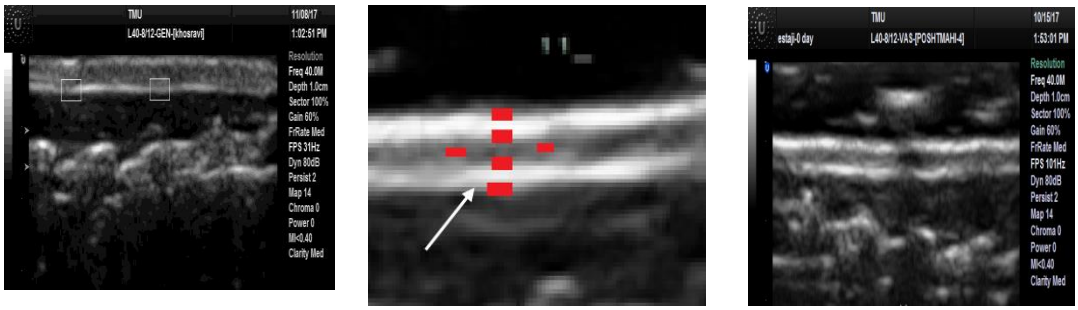
[DOI: 10.52547/sjku.27.1.126]

(P=۰/۰۰) (جدول۱). نتایج تحلیل واریانس با اندازه مکرر تمامی پارامترهای مدول الاستیک و مدول برشی ضایعه پی از تابش امواج فرابنفش نشان داد که تفاوت معنی‌داری در روزهای هفتم تا روز سی‌وپنجم وجود دارد. در ادامه با استفاده از آزمون مقایسه‌های جفت شده بنفرونی اصلاح شده، مشخص شد که پارامترهای مدول الاستیک و مدول برشی در روزهای ۷، ۱۴، ۲۱، ۲۸ و ۳۵ام تفاوت معنی‌داری وجود دارد. شکل ۲ پیشرفت سفتی زخم را در طول روند ایجاد ضایعه نشان می‌دهد.

نتایج اعتبارسنجی استخراج الاستیسیته پوست سالم از روش غیرتهاجمی با همین پارامتر در شرایط کشش پوست داده شد. از ناحیه پشت هر حیوان، پوست با مساحت ده سانتی‌متر مربع برداشته شد و تحت کشش به صورت تهاجمی در شکل ۴ آمده است. نتایج حاصل از آنالیز پیرسون و رگرسیون خطی نشان می‌دهد همبستگی معنی‌داری میان الاستیسیته پوست میان دو روش تهاجمی و غیرتهاجمی با ضریب همبستگی ۰/۷۹ وجود دارد (عددp کوچک‌تر از ۰/۰۵). در شکل ۴ تابع رگرسیون خطی با ضریب همبستگی با سطح اطمینان ۹۵ درصد نشان داده شده‌است.

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار مدول الاستیک محوری (یانگ) و مدول الاستیک برشی در طی روند ایجاد ضایعه

روز	مدول یانگ (kPa)	مدول برشی (kPa)
صفر	۱۴/۹۰ ± ۲/۲	۱/۰۶ ± ۰/۰۴
هفتم	۶۴/۵۲ ± ۲/۳	۱/۱۲ ± ۰/۰۶
چهاردهم	۱۱۳/۶۶ ± ۱۰/۱۹	۱/۲۹ ± ۰/۱۶
بیست و یکم	۱۳۰/۸۸ ± ۶/۳	۱/۸۹ ± ۰/۰۶
بیست و هشتم	۱۴۰/۳۵ ± ۱۳/۳	۲/۱۱ ± ۰/۰۶
سی و پنجم	۱۵۴/۴۱ ± ۸/۸	۲/۳۳ ± ۰/۰۴
عدد-p	۰/۰۰	۰/۰۰

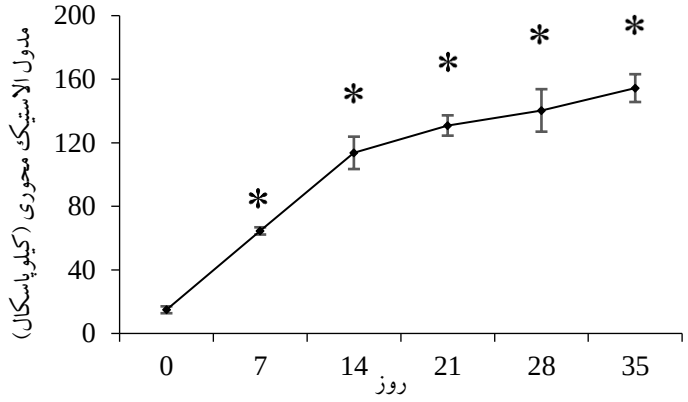


(الف) (ب) (ج)

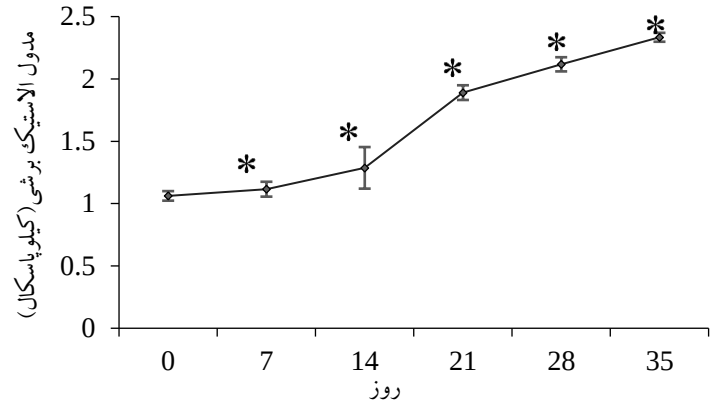
شکل ۱. الف) تصویر سونوگرافی از پوست موش C57BL/6J توسط دستگاه سونوگرافی۴۰ مگاهرتز. لایه‌های درم و اپیدرم مشخص است. ب) تعیین مختصات برای استخراج تغییرات لحظه‌ای محوری بر اساس الگوریتم گرادیان، ج) بلوک‌ها بر روی لایه درم در تصویر سونوگرافی از پوست موش C57BL/6J برای استخراج تغییرات لحظه‌ای برشی بر اساس الگوریتم تطبیق بلوک.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.52547/sjku.27.1.126]

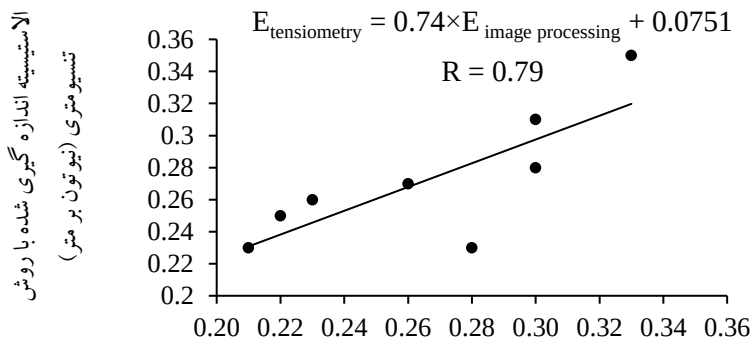


(الف)



(ب)

شکل ۲. میانگین و انحراف معیار الف) مدول الاستیک محوری و ب) مدول الاستیک برشی برحسب کیلوپاسکال در طول روند ایجاد ضایعه



الاستیسیته اندازه گیری شده با روش پردازش تصاویر فراصوتی (نیوتون بر متر)

شکل ۳. آنالیز همبستگی و رگرسیون خطی الاستیسیته پوست سالم استخراج شده بر حسب نیوتن بر متر از دو روش غیر تهاجمی (پردازش تصاویر فراصوتی) و تهاجمی (آزمون تنسیومتری).

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.52547/sjku.27.1.126]

بحث

بررسی ویژگی‌های ظاهری و خواص مکانیکی ضایعه نقش بسزایی در تشخیص نوع بیماری دارد. خواص الاستیک یک بافت با تخمین جابه‌جایی محوری و عرضی بافت و مؤلفه استرین مرتبط با آن در اثر اعمال نیروی خارجی ثابت، به دست می‌آید. تکنیک‌های متفاوتی جهت اندازه‌گیری خواص الاستیک بافت بررسی شده است(۱۶)؛ هم‌چنین با توسعه روش‌های آنالیز متکی بر الگوریتم تخمین حرکت، امکان اندازه‌گیری ضخامت لایه‌های پوست افزایش یافته؛ لذا امکان افزایش کارایی روش‌های تصویربرداری فراصوتی در تشخیص ضایعات فراهم می‌شود. در مطالعه حاضر با ردیابی حرکت لحظه‌ای لایه‌های پوست، رفتار بیومکانیکی آن به صورت بهنگام و دینامیک بررسی شد. تکنیک‌های تخمین حرکت دیواره شریان با استفاده از تصاویر فراصوتی، به طور گسترده‌ای استفاده شده‌اند(۱۷). رفعتی و همکاران (۱۳۸۷) نیز الگوریتم حداکثر گرادیان را برای آشکارسازی تغییرات لحظه‌ای دیواره بالایی و پایینی شریان کاروتید پیشنهاد کردند(۱۱).

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که مقادیر میانگین مدول الاستیک محوری (مدول یانگ) و مدول الاستیک برشی به دنبال تابش امواج فرابنفش به میزان معنی‌داری در طی روند ایجاد آسیب (پیری) افزایش می‌یابد. مقادیر میانگین مدول الاستیک محوری (مدول یانگ) تحت استرس در محدوده ۰/۱ نیوتن به دنبال تابش امواج فرابنفش به میزان معنی‌داری (P=۰ /۰۰) در طی روند ایجاد آسیب (پیری) افزایش می‌یابد، به گونه‌ای که پس از سی‌وپنج روز تابش امواج فرابنفش، پارامتر مدول یانگ نسبت به روز صفر به ترتیب در روز هفتم ۴/۵ برابر، در روز چهاردهم ۸ برابر، در روز بیست-ویکم ۹/۲ برابر، در روز بیست‌وهشتم ۱۰ برابر و در نهایت در روز سی‌وپنجم ۱۱ برابر افزایش را نسبت به روز صفر (موش سالم) نشان داد. نتایج بافت شناسی تائید کرد که افزایش مدول یانگ به دلیل از دست دادن کشش ناشی از تخریب و تکه‌تکه شدن الیاف الاستیک با تابش امواج فرابنفش به عنوان یک مدل پیری است؛ زیرا با افزایش سن، پوست سفت‌تر و سخت‌تر می‌شود و انعطاف پذیری کم‌تری در هنگام قرار گرفتن تحت استرس دارد. هر چند نتایج مطالعه گروه حاضر در مطالعه قبلی(۱۸) نشان می‌دهد که افزایش ضخامت پوست با چگالی انرژی تابش فرابنفش همبستگی معنی‌داری دارد. Wei و همکاران (۲۰۱۷)(۱۹) با استفاده از آزمایش پیچشی با گشتاور $۸/۳\times۱۰^{-۴}$ نیوتن در متر بر روی پوست انسان نشان دادند، سختی پوست تحت شرایط پیچشی با افزایش سن (۱/۰۳–۰/۰ مگاپاسکال برای افراد کم‌تر از ۳۰ سال و ۰/۰۲–۰/۰۵ مگاپاسکال برای افراد بیش‌تر از ۳۰ سال) تغییر می‌کند. نتیجه مطالعه Wei می‌تواند به دلیل تقید پوست از لایه‌های زیرین تحت چرخش باشد(۱۹). در مقابل Hall و همکاران(۲۰۰۵)(۲۰) با تکنیک پیچشی و میزان گشتاور ۲۸/۶mN.m، خواص مکانیکی پوست را در شرایط in vivo به دست آورد. طبق تجربیاتش، کشش پوست در حدود ۳۰ سالگی کاهش‌یافته و مدول الاستیک پوست با افزایش سن، افزایش می‌یابد، به گونه‌ای که مقادیر مدول یانگ برای افراد سالم و پیر به ترتیب ۴۲۰ کیلوپاسکال و ۸۵۰ کیلوپاسکال برآورد شد. Escoffier و همکاران (۱۹۸۹)(۲۱) نیز با استفاده از تکنیک پیچش نتیجه گرفت که ضخامت و کشش پوست به‌طور خاص در ۶۵ سالگی کاهش می‌یابد و منجر به افزایش مدول یانگ به میزان ۲۰ درصد (۱/۱۲ مگاپاسکال) می‌شود. Molak و همکارانش (۲۰۱۴)(۲۲) با استفاده از تکنیک فشرده سازی پوست نشان دادند با افزایش سن مدول یانگ ۱۲–۱۱ کیلوپاسکال افزایش می‌یابد.

مدول یانگ در مطالعه حاضر، یافته‌های قبلی در مورد تغییر خواص بیومکانیکی پوست با افزایش سن را تائید می‌کند(۲۳ ,۲۲). به طور کلی، مقدار مطلق مدول یانگ به دست آمده برای پوست در مطالعات گذشته بیش از مطالعه حاضر است که می‌تواند ناشی از نوع بارگذاری (استرس) در این مطالعه باشد. در این مطالعه برای استخراج مدول الاستیک محوری و برشی بارگذاری دینامیک به‌صورت فشاری است

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.52547/sjku.27.1.126]

که کاملاً متفاوت با روش‌های مطالعات قبلی که به صورت پیچشی و یا چرخشی است. در مطالعات Wei و Hall، قید لایه‌های درم و اپیدرم از لایه‌های زیر جلدی، چربی و عضله درنظرگرفته‌نشد و مدول یانگ مجموع لایه‌های پوست، چربی و عضله زیر جلدی برآورد می‌شد(۲۰ ,۱۹). هر چند نتایج این مطالعه دقیق‌تر از بقیه مقالات است و احتمالاً به واقعیت(۲۴) نزدیک‌تر است.

انتظار بر این است که بافت‌های احاطه کننده لایه اپیدرم مانع از بروز حرکت شوند؛ اما از آنجا که پوست چندلایه و هم‌چنین دارای خواص الاستیک است، صحیح نیست که انتظار داشته باشیم لایه‌های داخلی همان مقدار جابه‌جایی محدود لایه خارجی را داشته باشند. به همین علت نیروهای برشی در پوست ایجاد می‌شود و در نتیجه اندازه‌گیری روی لایه خارجی ممکن است حرکت طولی لایه‌های پوست را در لایه‌های زیرین به طور دقیق نشان ندهد. رفعتی و همکارانش (۱۳۸۷)(۱۱) یک سیستم ردیابی اکو را بر مبنای تطبیق بلوک، طراحی کردند و به کمک آن حرکت شعاعی و حرکت طولی دیواره شریان رادیال را استخراج نمودند. در یک مطالعه بر روی حرکت دیواره شریان کاروتید با الگوریتم تطبیق بلوک، آهنگ تغییرات قطر شریان کاروتید و حرکت طولی شریان دریک فرد سالم تخمین زده شده است(۲۶). در مطالعه عرب و همکارانش (۱۳۸۹) تغییرات لحظه‌ای دیواره میوکارد قلب در دو نمای طولی و عرضی را به روش آنالیز کامپیوتری متکی بر الگوریتم تطبیق بلوک استخراج کردند(۲۶). Kular و همکارانش (۲۰۱۴) از ساختار، ترکیب و تفاوت‌های مرتبط با سن پوست به عنوان ابزارهایی برای تجزیه و تحلیل در مهندسی بافت استفاده کردند(۲۷) لکن هیچ تأکیدی بر معرفی مدول برشی پوست به عنوان یک شاخص ضایعه پوستی، ارائه ندادند. در مطالعه حاضر علاوه بر محاسبه مدول الاستیک در راستای محوری (مدول یانگ)، تغییرات مدول الاستیک جانبی (مدول برشی) نیز با استفاده از پردازش تصاویر فراصوتی با الگوریتم تطبیق بلوک به‌دست‌آمد(۱۱).

مدل چروک شدگی پوست در مطالعه حاضر موجب افزایش ضخامت لایه درم و اپیدرم پوست می‌شود(۲۵)، بدیهی است با ضخیم شدگی لایه‌ها، پارامترهای بیومکانیکی هم تحت تأثیر قرار می‌گیرند. در تنسیومتری لایه‌های پوست شامل درم و اپیدرم همراه با بافت زیر جلدی تحت کشش قرار می‌گیرند؛ ولی در روش غیرتهاجمی با وجود تقید لایه‌ها نسبت به هم هر لایه مستقل بررسی و پارامتر الاستیک آن استخراج می‌شود؛ لذا در بررسی اعتبار مدل، کشش پوست با تنسیومتری نتایج دقیقاً مشابه با روش پردازش را ارائه نکرد. هر چند همبستگی معنی‌داری میان دو روش برآورد شد (با ضریب همبستگی ۰/۷۹). مدول برشی به دست آمده در روز هفتم ۱/۰۵ برابر، روز چهاردهم ۱/۲۱ برابر، روز بیست‌ویکم ۱/۷۹ برابر، روز بیست‌وهشتم ۲ برابر و سرانجام در روز سی و پنجم ۲/۱۹ برابر نسبت به روز صفر افزایش داشت. بررسی کلی نتایج حاکی از این است که ضریب الاستیک که بیانگر رفتار مکانیکی ماده و مقیاسی از سفتی ماده (مقاومت ماده در برابر بارهای خارجی) است، به‌طور خطی با سن افزایش می‌یابد؛ به عبارت دیگر با افزایش سن، پوست سفت‌تر و ضریب الاستیک آن افزایش می‌یابد. با توجه به یافته‌های حاصل از مطالعه حاضر توانایی اندازه‌گیری لحظه‌ای تغییرات حرکت لایه‌های اپیدرم و درم در فریم‌های متوالی تصاویر فراصوتی، با سرعت محاسبه زمانی بالا توسط الگوریتم ماکزیمم گرادیان و تطبیق بلوک تائید شد. از مزایای این روش نمایش دقیق مرزهای با ماکزیمم گرادیان و به ویژه در تشخیص دقیق مرزهای مشخص در تصاویر فراصوتی مانند مرز بین اپیدرم و درم است و می‌تواند محتوی اطلاعات کلینیکی منحصر به فردی باشد.

نتیجه‌گیری

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.52547/sjku.27.1.126]

با نتایج به دست آمده از ارزیابی تصاویر فراصوتی به‌عنوان روشی غیرتهاجمی می‌توان نتیجه گرفت که استخراج پارامترهای بیومکانیکی پوست حاصل از پردازش تصاویر فراصوتی (مدول الاستیک و مدول برشی) در طول فرآیند آسیب حاصل از تابش فرابنفش به‌طور معنی‌داری تغییر می‌کند و نتیجه تنسیومتری، روش غیرتهاجمی را تائید کرد.

تشکر و قدردانی

این تحقیق قسمتی از پایان‌نامه کارشناسی ارشد رشته فیزیک پزشکی دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس با کد اخلاق ۴۲۸۴ است. هیچ‌کدام از نویسندگان این مطالعه، افراد و یا دستگاه‌ها تعارض منافعی برای انتشار این مقاله ندارند.

منابع

1. Krutmann J, Schikowski T, Hüls A, Vierkötter A, Grether-Beck S. Environmentally induced (extrinsic) skin aging. Der Hautarzt. 2016;67(2):99-102.
2. Kammeyer A, Luiten R. Oxidation events and skin aging. Ageing Res Rev. 2015; 21: 16-29.
3. Gutowski KA. Microfocused ultrasound for skin tightening. Clin Plast Surg. 2016; 43(3):577-82.
4. Joodaki H, Panzer MB. Skin mechanical properties and modeling: A review. Proc Inst Mech Eng. 2018;232(4):323-343.
5. Kalra A, Lowe A, Al-Jumaily A. Mechanical behaviour of skin: A review. J Mater Sci Eng. 2016;5(4):254-261.
6. Nicolle S, Decorps J, Fromy B, Palierne JF. New regime in the mechanical behavior of skin: Strain-softening occurring before strain-hardening. J Mech Behav Biomed Mater. 2017;69:98-106.
7. Firooz A, Estarabadi AR, Zartab H. Methods for skin biophysical analysis and imaging: A review (Part I). J Cosmet Dermatol. 2012;3(4):219-226.
8. Sigrist RM, Liau J, El Kaffas A, Chammas MC, Willmann JK. Ultrasound elastography: Review of techniques and clinical applications. Theranostics. 2017;7(5):1303-1329.
9. Doherty JR, Trahey GE, Nightingale KR, Palmeri ML. Acoustic radiation force elasticity imaging in diagnostic ultrasound. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Cont. 2013;60(4):685-701.
10. Sharma MR, Werth B, Werth VP. Animal models of acute photodamage: Comparisons of anatomic, cellular and molecular responses in C57BL/6J, SKH1 and Balb/c mice. Photochem Photobiol. 2011;87(3):690-698.
11.Rafati M, Mokhtari-Dizaji M, Saberi H, Grailu H. Automatic measurement of instantaneous changes in the walls of carotid artery with sequential ultrasound imaging. Physiol Pharmacol. 2009;13(3):308-318.
12.Rafati M, Mokhtari-Dizaji M, Saberi H, Soleimani E. Extraction of the longitudinal movement of the carotid artery wall using consecutive ultrasonic images: A block matching algorithm. Iran J Med Phys. 2011;8(3):49-59.
13.Soleimani E, Mokhtari Dizaji M, Saberi H, Shams Hakimi Sh. Radial motion of the carotid artery wall: A block matching algorithm approach. Koomesh. 2012;13(4):465-473.
14.Chartier C, Mofid Y, Bastard C, Miette V, Maruani A, Machet L, et al. High-resolution elastography for thin-layer mechanical characterization: Toward skin investigation. Ultrasound Med Biol. 2017;43(3):670-681.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.52547/sjku.27.1.126]

15. Golemati S, Stoitsis J, Nikita KS. Motion analysis of the carotid artery wall and plaque using B-mode Ultrasound Vasc Dis Prev. 2007;4(4):296-302.
16. Alekya B, Sanjay R, Hardic J. Engineering approaches for characterizing soft tissue mechanical properties : Areview. Clin Biomech. 2019;69(1):127-140.
17. Soleimani E, Mokhtari Dizaji M, Saberi H, Shams Hakimi Sh, Raiesdana S. Kinematics parameter extraction of longitudinal movement of common carotid arterial wall in healthy and atherosclerotic subjects based on consecutive ultrasonic image processing. Physiol Pharmacol. 2012;16(2):165-178.
18. Estaji M, Mokhtari-Dizaji M, Movahedin M, Ghaffari Khaligh S. Correlation of energy density of ultraviolet radiation with skin thickening in an animal mouse model: Creation of a Trichoepithelioma model. Iran J Med Phys. 2021;18(2):106-110.
19. Wei JCJ, Edwards GA, Martin DJ, Huang H, Crichton ML, Kendall MA. Allometric scaling of skin thickness, elasticity, viscoelasticity to mass for micro- medical device translation: From mice, rat, rabbits, pigs to humans. Sci Rep. 2017;7(1):15885-15901.
20. Hall G, Phillips TJ. Estrogen and skin: The effects of estrogen, menopause, and hormone replacement therapy on the skin. J Am Acad Dermatol. 2005;53(4):555-68.
21. Escoffier C, Pharm M, Regal J, Rochefort A, Vasselet R, Leveque J, et al. Age-related mechanical properties of human skin: An in vivo study. J Invest Dermatol. 1989;93(3):353-357.
22. Dulińska-Molak I, Pasikowska M, Pogoda K, Lewandowska M, Eris I. Age-related changes in the mechanical properties of human fibroblasts and its prospective reversal after anti-wrinkle tripeptide treatment. Int J Pept Res Ther. 2014;20(1):77–85.
23. Diridollou S, Vabre V, Berson M, Vaillant L, Black D, Lagarde J, et al. Skin ageing: Changes of physical properties of human skin in vivo. Int J Cosmet Sci. 2001;23(6):353-62.
24. Cinthio M, Ahlgren AR, Jansson T, Eriksson A, Persson HW, Lindstrom K. Evaluation of an ultrasonic echo-tracking method for measurements of arterial wall movement in two dimensions. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Cont. 2005;52(8):1300-11.
25. Estaji M, Mokhtari-Dizaji M, Movahedin M, Ghaffari Khaligh S. Evaluation of physical parameters of skin by consecutive ultrasonic image processing during ultraviolet radiation in an animal model of wrinkled skin. J Babol Univ Med Sci. 2019;21:279-85.
26. Arab Z, Mokhtari Dizaji M, Roshanali F, Emamdadi E. Measurement of left ventricular myocardium wall instantaneous motions with echocardiographic sequence images. J Kerman Univ Med Sci. 2011;19(2):126-139.
27. Kular JK, Basu S, Sharma RI. The extracellular matrix: Structure, composition, age-related differences, tools for analysis and applications for tissue engineering. J Tissue Eng. 2014;5:1-17.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.52547/sjku.27.1.126]