لیزرپزشکی؛ ۱۳۸۷، دوره ۵، شماره ۳و۴

مقاله پژوهشی

بررسی مبانی و کاربردهای بالینی تکنیک جدید تصویربرداری "الاستوگرافی نوری"

مریم مهدی زاده دستجردی^ا دکترعلی محلوجی فر^۲

^۱ دانشجوی مقطع کارشناسی ارشـد مهندسـی پزشکی دانـشگاه تربیت مدرس ۲ استاد گروه مهندسی پزشکی دانشگاه تربیت مدرس

نويسنده مسئول: مريم مهديزاده دستجردي پست الکترونيکي: mmehdizadehd@yahoo.com

خلاصه

ارزیابی و تعیین کمی خواص مکانیکی بافتها و بخصوص خواص الاستیک بافتهای نرم در حالی که در محل طبیعی خود در بدن قرار دارند، به دلیل کاربردهای بالینی منحصر به فرد و رو به گسترش آن توجه محققان بسیاری را در سراسر جهان در دو دهه گذشته به خود جلب کرده است، ولی این ارزیابی با استفاده از روش های متداول اندازه گیری دشوار می باشد. الاستو گرافی یک تکنیک جدید تصویربرداری با قابلیت تعیین ویژگیهای بافتها در حالی که در محل طبیعی خود در بدن قرار دارند، می باشد. این تکنیک که همانند تست لمس بر این اصل استوار است که میزان سفتی یک بافت می تواند مشخص کننده وجود تومور در بافت باشد، با هدف تشخیص سرطان سینه مطرح شده است. تکنیک جدید تصویربرداری "الاستو گرافی نوری" به عنوان یک ابزار بالینی قابلیت تعیین میزان سفتی بافتهای بیولوژیکی را در حالی که در محل طبیعی خود در بدن قرار دارند، دارد. در این مقاله نتایج تحقیقات انجام شده در طول یک دهه گذشته مراین زمینه ارائه شده است. کاربردهای این تکنیک در تشخیصهای پزشکی نیز در این مقاله به صورت اجمالی مرور شدهاند. به علاوه، برخی زمینههای تحقیقاتی ضمن توصیف این تکنیک و کاربردهای آن به خواند گان گرامی معرفی می گردند. سودمندی این تکنیک و اطلاعات جدیدی که این تکنیک می تواند در اختیار متخصصان پزشکی قرار دهد، بر می گردند. سودمندی این تکنیک و اطلاعات جدیدی که این تکنیک می تواند در اختیار متخصصان پزشکی قرار دهد، بر می گردند. اود مندی این تکنیک و اطلاعات جدیدی که این تکنیک می تواند در اختیار متخصصان پزشکی قرار دهد، بر

واژه های کلیدی: الاستوگرافی نوری، خواص مکانیکی، خاصیت ارتجاعی، بافت نرم، کاربردهای بالینی.

مقدمه

تکنیک لمس^۱، که در آن اعمال فشار بر سطح بافت نرم به منظور احساس حالات غیرطبیعی در بافت صورت می گیرد، ابزار تشخیصی است که به طور متداول استفاده می شود. این روش در طول صدها سال استفاده شده است و اولین ابزار تشخیص برخی بیماریها می باشد[۱]. تست لمس با هدف تشخیص زود هنگام سرطانهایی مانند سرطان سینه، پروستات، تیروئید و رکتال صورت می گیرد از آنجا که تشخیص زود هنگام این بیماریها درمان آنها و کاهش مرگ ناشی از آنها را ممکن می سازد [۲]. تشخیص بیماری ها با استفاده از این تکنیک وابسته به فرد و تجربیات فرد می باشد و همچنین این تکنیک تشخیص حساسیتی نسبت به حالات غیرطبیعی کوچک که در سطوح زیرین پوست و در اعماق بافتها قرار دارند، ندارد. بهبود حساسیت و کاهش وابستگی این روش به فرد، تاثیرقابل توجهی در تشخیص های سریع و زودهنگام بسیاری از سرطانها خواهد داشت[۱]. کاربری بالینی استاندارد تکنیک

لمس بافت نرم مبتنی بر ارزیابی کیفی سفتی^۲ فرکانس پایین بافت میباشد [۳].

خاصیت ارتجاعی (کشسانی)^۳ خاصیت فیزیکیای از ماده است که میزان سفتی یک ماده از آن منتج میشود [۴]. ارزیابی و تعیین کمّی خواص مکانیکی بافتهای مختلف بخصوص خواص الاستیک بافتهای نرم به دلیل کاربردهای بالینی منحصر به فرد و رو به گسترش آن توجه محققان بسیاری را در سراسر جهان در طول دو دهه گذشته به خود جلب کرده است [۵].

خواص الاستیک بافتهای نرم به ساختار ملکولی اجزاء مختلف بافت و ویژگیهای ماکروسکوپی ساختارهایی از بافت مانند توزیع بافت بنیادی[†] و المانهای رابط⁶ بستگی دارد [۵]. بررسی آسیب شناسی^² و تحلیل بافت شناسی^۲ ضایعات مختلف ثابت کرده است که تغییرات در بافتها مانند ایجاد تومورهای سرطانی سبب ایحاد تغییر در ساختارهای

² Stiffness

³ Elasticity 4 Stromal tissue distribution

⁵ Connective elements

⁶ Pathological assessment

⁷ Histological analysis

ماکروسکوپی و میکروسکوپی آنها می گردند [۶]. این تغییرات عموماً با تغییر در میزان سفتی بافتها همراه می باشند[۳].

به منظور اندازه گیری خاصیت الاستیک یک بافت با استفاده از تکنیکهای متداول اندازه گیری لازم است که بخشی از بافت از بدن خارج شده و میزان تغییر شکل آن در اثر اعمال نیروهای خارجی مشخص اندازه گیری شود؛ از این رو با استفاده از تکنیکهای متداول اندازه گیری نمی توان میزان سفتی یا دیگر پارامترهای مرتبط از یک بافت را در حالی که بافت در محل طبیعی خود در بدن قرار دارد، اندازه گیری نمود و درنتیجه، این خواص نمی توانند به عنوان شاخصی کمی برای تشخیص غیر تهاجمی^۱ بیماریهای مختلف استفاده گردند [۴].

پارامتر سفتی بافت که تابعی از ضریب الاستیک بافت و هندسه آن می باشد، نمی تواند بـه طـور مـستقیم انـدازه گیـری شـود. بـه منظـور اندازه گیری این پارامتر می بایست یک محـرک مکانیکی در بافـت سـیر کند و سپس آشکارسازی حرکت هـای داخلـی ایجـاد شـده در بافـت بـا استفاده از ابزاری دقیق صورت گیرد. این ابزار کمکی مـیتوانـد سیـستم تصویربرداری التراسـوند^۲ (USI) [۲۰۳]، تـشدید مغناطیـسی^۳ (MRI) استفاده از ایزای میـدوسی تور^۴ [۲۰–۱۰] باشد که تکنیکهای نوری همچون تکنیکهای همدوسی نور^۴ [۲۱–۱۰] باشد که قابلیت دنبال نمودن حرکتهای بسیار جزئی در بافـت را بـا دقـت بـالا

هدف در این مقاله معرفی تکنیک الاستوگرافی⁶ و بخصوص تکنیک الاستوگرافی نوری⁶ که در واقع جایگزینی کمّی برای تست لمس میباشند، است. این تکنیک یک روش جدید تصویربرداری میباشد که در طول یک دهه گذشته با هدف تصویر نمودن برخی خواص مکانیکی مانند خاصیت الاستیک بافتهای بیولوزیک و در نتیجه تعیین مقادیر کمّی از آنها توسعه یافته است و در نتیجه این تکنیک میتواند تشخیصهای پزشکی را از حوزه دیگری متفاوت با آنچه تاکنون میسر بوده است، امکانپذیر سازد. با توجه به هدف این مقاله «معرفی مبانی و کاربردهای بالینی تکنیک الاستوگرافی نوری» در ادامه در بخش دوم مفاهیم پایه از خاصیت ارتجاعی مواد و در بخش سوم مبانی تکنیک الاستوگرافی بررسی میگردند. در بخش چهارم در دو زیر بخش مبانی تکنیک الاستوگرافی نوری و کاربردهای بالینی آن ارائه میگردند. در بخش پنجم نیز به جمع بندی مطالب ارائه شده میپردازیم.

مفاهيم پايه خاصيت ارتجاعي مواد

با بررسی فیزیک پایه اعمال تغییر شکل خارجی بر یک شیء میتوان به نحوه عملکرد تست لمس و در ادامه تکنیک الاستوگرافی پی

برد. یک مفهوم پایه در فیزیک مقدماتی تغییر شکل الاستیک یک فنر ساده (جسم یک بعدی) در اثر اعمال نیرویی مشخص بر آن میباشد. در صورتی که یک جرم مشخص از یک فنر ساده آویزان شود، باعث میشود که طول فنر تغییر کند؛ آویزان نمودن جرم مشخص دیگری از فنر طول آن را متفاوت با حالت قبل تغییر میدهد. هر جرم در میدان جاذبه استاندارد زمین نیروی مشخصی را بر فنر اعمال میکند. تفاوت در نیروهای اعمالی بر فنر و تفاوت در تغییرات طول آن در اثر اعمال این نیروها میتوانند با استفاده از قانون هوک به منظور تخمین ثابت فنر، k، که ویژگی ای از فنر و شاخصی کمی از میزان سفتی آن است، با یکدیگر ترکیب شوند[۴].

قــانون دوم نیــوتن، F = m.a، رابطــه نیـرو، F، جـرم، m، و شتاب، a، را نشان میدهد؛ یک جرم مـشخص کـه از یک فنر آویـزان شود، نیروی مشخصی را به دلیـل شـتاب جاذبـه زمـین بـر فنـر اعمـال می کنـد. قـانون هـوک^۲، $\Delta F = k.\Delta x$ ، اخـتلاف در میـزان کـشیدگی فنر، ΔX ، را به تغییر نیرو، ΔF ، در نتیجـه آویـزان نمـودن جـرم هـای مختلف به فنر مرتبط مینماید. ثابت تناسب، k، میـزان سفتی فنـر را نشان میدهد[۱].

به منظور گسترش مفهوم نیرو و تغییر شکل به یک شیء سه بعدی، نیروها و جابجاییهای حاصل شده به طور مجزا در نظرگرفته می شوند. آنالیز روابط با فرض اینکه ماده تحت بررسی همگن^۸ و همسان^۹ است، بدین مفهوم که خواص الاستیک ماده در ترکیب بدون وابستگی به جهت خاصی یکسان می باشد، ساده می گردد. دراین بررسی تنها مجموعه نیروهایی که نیروهای سطحی^{۱۰} (نیروهایی که واحدهای نیرو بر واحد سطح دارند و می توانند هنگامی که بریک المان سطحی از ماده عمل می کنند، ملاحظه گردند) نامیده می شوند، در نظر گرفته می شوند، به عبارت دیگر، از مجموعه نیروهایی که نیروهای حجمی^{۱۱} نامیده می شوند و بر همه المانهای حجمی ماده عمل می کنند، مانند جاذب و اینرسی، چشم پوشی می شود. در بررسی نیروهای سطحی لازم نیست المان سطحی در مرز خارجی شیء باشد، بلکه می تواند سطح هر المان حجمی داخلی دلخواهی در شیء باشد.[۱].

موقعیت هر سطح با یک بردار (بردار نرمال^۲) که عمود بر المان سطحی میباشد، توصیف می گردد؛ از اینرو نیاز به یک سیستم مختصات سه بعدی (x_i , i=1,2,3) به منظور توصیف بردار نرمال میباشد. از آنجا که جهت نیرویی که بر المان سطحی وارد می شود، لزوماً عمود بر المان سطحی نمی باشد، به منظور توصیف جهت بردار نیرو نیز نیاز به سیستم مختصات سه بعدی دیگری (y_j , j=1,2,3) می باشد. به

¹ Noninvasive

² Ultrasound Imaging

³ Magnetic Resonance Imaging 4 Coherent light techniques

⁵ Elastography

⁶ Optical elastography

⁷ Hooke's law 8 Homogeneous

⁹ Isotropic

¹⁰ Surface forces

¹¹ Body forces

¹² Normal vector

منظور حفظ عمومیت و سادگی در توصیف نیروی سطحی، دو سیستم مختصات سه بعدی مجزا (X_i, Y_j) در نظر گرفته می شود. تنسور استرس^۱ با برآورد هر المان سطحی دلخواه با یک نقطه به دست میآید. تنسور در واقع تعمیم مفهوم بردار میباشد و درعلم حساب تنسور به مطالعه مشتقات میدانهای برداری پرداخته می شود. تنسور مطالعه مشتقات میدانهای برداری پرداخته می شود. مختصات استرس، σ_{ij} ، ماتریسی سه در سه حاصل از ترکیب دو سیستم مختصات سه بعدی مستقل نیرو و المان سطحی که نیرو بر آن عمل میکند، است[۱].

به طور مشابه، جابجایی یک المان حجمی که بر آن یک نیروی خارجی اعمال می شود، در نظر گرفته می شود. در این حالت فرض می شود که حرکت جسم از نوع حرکت جسم صلب باشد بدین معنی که حرکت تغییری در حجم یا قالب جسم ایجاد نکند از آنجا که اگر قالب یا حجم جسم در نتيجه اعمال نيروى خارجي تغيير كند، توصيف حركت بسیار پیچیده خواهد شد. یک سیستم مختصات سه بعدی به منظور توصيف حركت در فضا لازم است. به منظور حفظ عموميت و سادگي در توصیف گرادیان های (آهنگ تغییرات نسبت به مکان) تغییر موضع جسم، با توجه به اینکه استرین آهنگ تغییرات نسبت به مکان موضع جسم میباشد، نیاز به سیستم مختصات سه بعدی دیگری میباشد. تنسور استرین^۲، *ا*_k، ماتریس سه در سه دیگری حاصل از ترکیب این دو سیستم مختصات سه بعدی مستقل می باشد [۱]. اشاره به این مطلب ضروری است که حجم بالای آب در بافتهای بدن، آنها را موادی تراکم ناپذیر⁷ یا تقریباً تراکم ناپذیر میسازد[۱۳]. ویژگی تراکم ناپذیری سبب می شود که این مواد نتوانند همزمان در سه جهت متراکم یا کشیده شوند؛ به عبارت دیگر در اثر ایجاد تغییر شکل در این مواد حجم آنها تغيير نمي كند [۱۴].

معادلهای که نه درایه تنسور استرس را به نه درایه تنسور استرین مرتبط میکند، معادله بنیادی[†] نامیده میشود. ساختار معادله بنیادی به این ویژگی از ماده که ماده سیال (یک سیال ایدهال بدون خاصیت چسبندگی یا یک سیال چسبناک نیوتنی)، الاستیک خالص (یک جامد ایده ال) و یا ویسکوالاستیک⁶ (ماده چسبنده و الاستیک خالص نباشد) است، بستگی دارد. در صورتی که نیرو بر یک جسم الاستیک خالص اعمال شود، استرس تنها وابسته به استرین خواهد بود، به عبارت دیگر، رابطه مشابه با قانون هوک برای فنر یک بعدی است با این تفاوت که این رابطه مرابه با قانون هوک برای فنر یک بعدی است با این تفاوت که این رابطه برای نیروها و جابجاییها در هر سه راستا صادق می باشد[۱].

- ¹ Stress tensor
- ² Strain tensor
- ³ Incompressible
- ⁴ Constitutive equation
- ⁵ Viscoelastic

کمیت C_{ijkl} تنسور مدول ^{*} از ضرایب الاستیک و معادل با ثابت فنر، k، است که به منظور توصیف تغییرشکل یک فنر استفاده می شود. چهار زیرنویس این کمیت بر این امر دلالت دارد که چهار مجموعه سیستم مختصات سه بعدی برای توصیف کلی رابطه بین تنسورهای استرس و استرین لازم است و از اینرو C_{ijkl} هشتاد ویک درایه دارد. تنسور استرس، σ_{ij} ، استرین، \mathcal{E}_{kl} ، متقارن می باشند و از اینرو این دو تنسور هریک حداکثر شش درایه مستقل دارند؛ در نتیجه در صورت ایجاد تغییرشکل الاستیک بسیار جزئی در جسم، تنسور ضرایب رایب اینستیک، C_{ijkl} ، منقارن می باشند و از اینرو این دو درینو هریک حداکثر شش درایه مستقل دارند که مان ما سی و می ایجاد تغییر مستقل خواهد بود. ثابت شده است در صورتی که ماده کاملاً می یابد. این سه ثابت می توانند برحسب دو پارامتر مستقل Λ و \mathcal{H} که می یابد. این سه ثابت می توانند برحسب دو پارامتر مستقل Λ و \mathcal{H} که

 $C_{1122} = \lambda, C_{1111} = \lambda + 2\mu, C_{1212} = 1/2.(C_{1111} - C_{1122}) = \mu$ (۱) ثابت الاستیک مهم سختی^{*}، μ ، که ضریب برشی^{*} نیز نامیده شده و با حرف G نیز نمایش داده میشود، میزان تغییر شکل یک جسم را تحت نیرویی که در جهتی موازی با سطح جسم بر آن اعمال می شود، نشان می دهد[۳].

ضریب کشیدگی K، K و نسبت پویسون n، σ که توصیف کننده خاصیت ارتجاعی وابسته به تراکم و استرین سه بعدی جسم می اشند، نیز ثابتهای الاستیک دیگری از جسم می اشند. تغییر حجم در واحد حجم در نتیجه اعمال استرس متقارن (نسبت به محور تقارن جسم) به ضریب کشیدگی، K، جسم وابسته است. رابطه زیر بین این ضریب و ثابتهای لامه برقرار می اشد:

$$K = \frac{3\lambda + 2\mu}{2} \tag{(7)}$$

ثابت E که ضریب یانگ^{۱۲} نامیده می شود، نیز یکی دیگر از ثابتهای الاستیک جسم و مشخصهای از میزان سفتی آن می باشد. اگر چه این ثابت یکی از ثابتهای الاستیک جسم می باشد، ضریب الاستیک نیز نامیده می شود. تنها دو ضریب از این ضرایب مستقل می باشند؛ از اینرو با دانستن مقدار هردو ثابت الاستیک، دو ثابت الاستیک دیگر می توانند محاسبه گردند؛ برای نمونه، روابط زیر بین دو پارامتر ضریب یانگ، E، نسبت پویسون، σ و ضرایب G و K برقرار می باشد[۳]:

$$K = \frac{E}{3(1-2\sigma)}, G = \frac{E}{2(1+\sigma)}$$
 (7)

⁶ Modulus tensor

⁷ Lame's constants

⁸ Rigidity

⁹ Shear modulus

¹⁰ Bulk modulus

¹¹ Poisson's ratio

¹² Young's modulus

داده پایه که در تکنیکهای تصویرکننده میزان سفتی و یا برخی دیگر از خواص مکانیکی مانند خاصیت الاستیک بافت مورد استفاده قرار می گیرد، جابجایی نسبی بافت می باشد. یک سیستم تصویربرداری تصویری از بافت، دربردارنده دادههایی متناظر با نقشه آناتومی بافت قبل از تغییر شکل آن، تهیه مینماید. سپس یک تغییر شکل کوچک در بافت ایجاد می شود. این تغییر شکل می تواند به کمک یک دستگاه متراکم کننده خارجی در بافت صورت گیرد؛ تغییر شکلی که در اثر یک عملکرد فیزیولوژیک بدن مانند تنفس و یا تغییرات فـشار قلـب در بافـت صـورت می گیرد، نیز می تواند مورد استفاده قرار گیرد. تصویر دیگری از بافت پس از تغییر شکل بافت در اثر اعمال نیرو بر آن تھیے می شود. میدان جابجایی در بافت تغییر شکل یافته با مقایسه دو نقشه آناتومی به دست آمده تخمین زده می شود. استرین مکانیکی ٔ با محاسبه گرادیان ٔ (آهنگ تغییرات نسبت به مکان[†]) میدان جابجایی تخمین زده شده، به صورت تصویری با سطوح خاکستری که الاستوگرام[°] نامیده میشود، نمایش داده می شود [1]. لازم به ذکر است که نتایج تحقیقات نشان می دهند با توجه به اینکه حرکتهای کنترل نشده بافت مانند ضربان قلب، جریان خون، تنفس، حركت ماهيچهها و حركت فردى كه تصوير الاستوگرافي از بدن او تهیه می شود، کیفیت الاستو گرامهایی را که از بافتهایی که در محل طبيعي خود در بدن قرار دارند، توليد مي شوند، كاهش مي دهد، به منظور توليد الاستوگرامهايي با كيفيت بالا از بافتهايي كه در محل طبيعي خود در بدن قرار دارند، لازم است زمان بين اخذ دو تصوير أقبل و بعد از ایجاد تغییر شکل در بافت که بازه بین فریمی^۷ نامیده می شود. به اندازه کافی کوتاه (بسیار کمتر از ۰٫۵ ثانیه) باشد تا ناهمبستگی^۸ قابل توجهی بین دو تصویر (و یا به بیانی دیگر بین دو توزیع از امواج منعکس شده قبل و بعد از متراکم نمودن بافت) ایجاد نشود؛ به عبارت دیگر لازم است دو تصویر با حداقل فاصله زمانی ممکن از یکدیگر تهیه شوند[۱۵].

تشخیص قسمت آسیب دیده بافت از روی تصویر به دست آمده از استرین مکانیکی که از روی میدان جابجایی در بافت تغییر شکل یافته با مقایسه دو نقشه آناتومی به دست آمده قبل و بعد از ایجاد تغییر شکل در بافت تخمین زده میشود، به دلیل این پدیده فیزیکی امکان پذیر میگردد که وقتی یک نیروی تک محوری ثابت تغییر شکلی را در یک محیط الاستیک ایجاد میکند، اجراء مختلف محیط مقادیر استرین مختلفی را که جزء اصلی آن در راستای محور اعمال نیرو میباشد، تجربه میکند. اگر یک یا تعدادی از اجزای بافت پارامتر سفتی متفاوتی نسبت

4 Spatial rate of change 5 Elastogram

به کل بافت داشته باشند، سطح استرین در آن اجزاء به طور معمول بزرگتر یا کوچکتر از سطح استرین در کل بافت خواهد بود؛ یک جزء سخت ر بافت به طور معمول استرین کمتری را نسبت به یک جزء نرمتر بافت تجربه میکند[۷].

اگرچه مواد نرم غالباً موادی ناهمگن^{*}، ویسکوالاستیک و غیرخطی (از نظر ویژگی الاستیک) میباشند، معمولاً با هدف ساده سازی روابط و تحلیل ها فرض میشود که این مواد رفتاری مشابه با مواد خطی، الاستیک و همگن دارند. این فرض در کاربردهایی که در آنها استرینهای کوچک با سرعت بالا بر بافت اعمال میشوند و مقیاس فضایی در مقایسه با طول همبستگی نسبی تغییر پذیری الاستیک در نمونه بافت زیاد میباشد، منطقی به نظر میرسد [۳].

تکنیک الاستوگرافی براساس فرضیات زیر میباشد: (۱) نیرویـی کـه بر بافت اعمال میشود، میتواند نیرویی ثابت فرض شود. از آنجا که زمان اخذ داده در مقایـسه بـا زمـانی کـه در طـول آن نیـروی اعمـالی تغییـر میکند، بسیار کوچک میباشد، میتوان نیرو را در زمان اخـذ داده ثابت فرض کرد. این فرض مـشکلاتی را کـه در نتیجـه انعکاسـات، مـوجهـای ایستا^{۱۰} و الگوهای مد روی میدهد و ممکن است بـر کیفیـت تـصویر در هنگام تولید تصویر الاستوگرافی اثر بگذارد، کاهش میدهـد؛ (۲) نیـروی اعمالی از پیچیدگی معادله عمومی پویای ویـسکوالاستیک نیـرو حرکـت با ساده نمودن آن به معادله هوک میکاهد و (۳) استرین در بافت بـسیار کوچک (از مرتبه ٪۱ یا کمتر) است و در نتیجه آن، معادله بنیادی خطی فرض میشود [۱۶].

مبانى تكنيك الاستوگرافي

تکنیک الاستوگرافی با التراسوند که همانند تست لمس بر این اصل استوار است که میزان سفتی بافت میتواند مشخص کننده وجود تومور در بافت باشد، توسط پروفسور جاناتان افیر^{۱۱} و همکارانش در سال ۱۹۹۱ با هدف تشخیص و تعیین خوش خیم و بدخیم بودن سرطان سینه مطرح گردید [۱۷]. تکنیکهای دیگر تصویر کننده خواص مکانیکی مرتبط با خاصیت الاستیک بافت، برای نمونه تکنیک الاستوگرافی تشدید مغناطیسی و الاستوگرافی نوری پس از آن بر مبنای تکنیک الاستوگرافی با التراسوند مطرح گردیدند.

با استفاده از تکنیک الاستوگرافی با التراسوند، خواص الاستیک یک بافت با ارزیابی جابجاییهایی که در اثر اعمال تراکم خارجی ثابت کم در بافت ایجاد می شوند، تخمین زده می شوند؛ در این روش به منظور تخمین جابجایی محوری بافت و مؤلفه استرین مرتبط با آن از سیگنالهای التراسوند با فرکانس رادیویی قبل و بعد از اعمال تراکم استفاده می شود؛ در صورتی که میدان استرس اعمالی بر بافت ثابت در

¹ Relative tissue displacement

² Mechanical strain

³ Gradient

⁶ Frame

⁷ Interframe interval

⁸ Decorrelation

⁹ Heterogeneous 10 Standing wave

¹¹ Jonathan Ophir

نظر گرفته شود، میدان استرین به عنوان مقیاس نسبی از توزیع ضرایب الاستیک بافت قابل حصول میباشد[۱۷].

به طور کلی تخمین استرین اعمال شده بر بافت نرم در این تکنیک در پنج مرحله صورت می گیرد: (۱) مجموعه ای از امواج دیجیتال با فرکانس رادیویی^۱ (RF) انعکاس یافته از ناحیه مورد نظر در بافت اخذ مى گردد؛ (٢) بافت توسط مبدل التراسوند يا يک دستگاه متراکم کننده مجزا به میزان کم (معمولاً در حدود یک درصد یا کمتر نسبت به ارتفاع بافت) در راستای محور انتشار امواج التراسوند متراکم میشود؛ (۳) دومین مجموعه از امواج انعکاس یافته از ناحیه موردنظر پس از تراکم اخذ می گردد؛ (۴) امواج انعکاس یافته متجانس به بازههای زمانی کوچک تقسیم شده و سپس این بازهها با استفاده از یکی از تکنیکهای شناخته شده تخمين تأخير زماني قابل استفاده مانند تكنيك همبستكي مقطعي دو به دو با یکدیگر مقایسه شده و از این مقایسه، تغییر در زمان رسیدن سیگنالهای انعکاس یافته پیش و پس از اعمال تراکم تخمین زده می شود. از آنجا که تراکم اعمالی بر بافت دامنه کوچکی دارد، میزان تغییرات ناخواسته ایجاد شده در امواج انعکاس یافته (که ممکن است باعث دشوار شدن تخمین استرین و یا ایجاد ناهمبستگی بین دو توزیع از امواج منعکس شده قبل و بعد از متراکم نمودن بافت شوند) کم میباشد و تغییرات در زمانهای رسیدن سیگنالهای انعکاس یافته نیز کوچک میباشد؛ (۵) اگر چه تغییرات در زمانهای رسیدن سیگنالهای انعکاس یافته از ناحیه مورد نظر قبل و بعد از متراکم نمودن آن کم میباشد، از روی این تغییرات تحت فـرض سـرعث ثابـت صـوت، میـزان جابجایی ایجاد شده در محیط مورد نظر محاسبه می گردد. گرادیان جابجایی تخمینی از استرین طولی محلی میباشد:

$$e_{ii,local} = \frac{(t_{1b} - t_{1a}) - (t_{2b} - t_{2a})}{t_{1b} - t_{1a}} \tag{(f)}$$

در این رابطه، t_{1a} زمان رسیدن سیگنالهای انعکاس یافته پیش از تراکم از پنجره ابتدایی، t_{1a} زمان رسیدن سیگنالهای انعکاس یافته پیش از تراکم از پنجره انتهایی، t_{2a} زمان رسیدن سیگنالهای انعکاس یافته پس از تراکم از پنجره ابتدایی و t_{2b} زمان رسیدن سیگنالهای انعکاس یافته پس از تراکم از پنجره انتهایی میباشد. طرح کلی از تأخیر زمانی و پروسه محاسبه استرین در شکل (۱) نیشان داده شده است. معمولاً بازههایی که در نظر گرفته میشوند، در گامهایی کوچک که همپوشانی نیز دارند، در راستای محور زمان امواج انعکاس یافته پیش میروند و این تکنیک فرض میشود که تغییرات ایجاد شده در امواج انعکاس یافته پیش و پس از اعمال تراکم به طور مناسب حرکت بافت را در صورتی که نیروهای تک محوری کوچک بر بافت اعمال شود، نمایش میده دو این فرض بنیادی در این تکنیک میباشد؛ این فرض تا زمانی که درجه بالایی

از همبستگی بین توزیعهای نقاط انعکاس دهنده امواج پیش و پس از اعمال تراکم برقرار باشد، صادق میباشد[۳].

حرکتهای جانبی^۳ نقاط انعکاس دهنده امواج در بافت در نتیجه اعمال فشار بر آن نیز میتواند با استفاده از تکنیکهای درونیابی که بر سیگنالهایی که از دو موج که همپوشانی کمی دارند، به دست آمدهاند، عمل می کنند، با دقت زیاد تخمین زده شود؛ در نتیجه، تولید الاستوگرامهایی که درایههای تنسور جانبی استرین را نمایش میدهند و یا حداقل ایجاد همبستگی جزئی بین سیگنالها پیش از محاسبه استرینهای محوری، با هدف بهبود کیفیت تصاویر الاستوگرافی، و یا تولید الاستوگرامهایی که نسبتهای محلی از استرینهای جانبی به محوری را نشان میدهند، مانند نمایش نسبت پویسون، امکان پذیر می گردد [۳].

Pre-compression RF line



Post-compression RF line

Strain=del(t)/(T)

شکل ۱- طرح کلی از پروسه محاسبه استرین در بخشی از بافت [.Error! Bookmark not defined]

تكنيك الاستوكرافي نوري

۴-۱. مبانی تکنیک الاستوگرافی نوری

واژه الاستوگرافی نوری به حوزهای از تحقیقات که با هدف استفاده از تکنیکهای همدوسی نوری برای ارزیابی خواص مکانیکی مواد انجام میشوند، اشاره دارد. استفاده از تکنیکهای لکه لیزری[†] برای بررسی و ارزیابی رفتار مکانیکی بافتهای بیولوژیک توجه محققان بسیاری را در طول دهه گذشته به خود جلب کرده است از آنجا که پیش از مطرح شدن تکنیک الاستوگرافی همدوسی نوری، تکنیکهای لکه لیزری به عنوان روشهای ارزیابی غیرتخریبی خواص مکانیکی مواد شناخته شده بودند. تعیین غیرتهاجمی یا تهاجمی در کمترین میزان ثابتهای مکانیکی معنادار بافت، به گونهای که بتوان اطلاعات بالینی سودمندی را

3 Lateral motion

4 Laser speckle methods

¹ Radio-Frequency

² Cross-correlation

Downloaded from icml.ir on 2025-05-13]

از آنها به دست آورد، هدف تکنیک الاستوگرافی نوری، که توسط ژوسف ام اسمیت^۱ و همکارانش در سال ۱۹۹۸ مطرح شده است، میباشد[۱۸].

الاستوگرافی همدوسی نوری^۲ (OCE) یک تکنولوژی الاستوگرافی جدید میباشد که به منظور تعیین خواص بیومکانیکی بافتها با استفاده از روش تصویربرداری توموگرافی همدوسی نوری^۳ (OCT) که قادر به تصویربرداری از بافتها در حالی که در بدن در محل طبیعی خود قرار دارند، میباشد، استفاده میشود[۱۸]. مبنای الاستوگرافی همدوسی نوری مشابه الاستوگرافی با التراسوند میباشد با این تفاوت که تحریک مکانیکی بافتهای نرم با استفاده از پرتوهای نور سخت میباشد؛ از اینرو در الاستوگرافی نوری، تحریک بافتها معمولاً توسط وسایل مکانیکی از خارج از بدن صورت میگیرد؛ در این روش نیز از الگوریتمهای همبستگی مقطعی به منظور تعیین کمی جابجاییها استفاده میشود[۱۹].

با استفاده از این تکنیک امکان دستیابی به رزولوشن فضایی بالاتر (که در نتیجه آن ضایعات کوچکتری در بافتها تشخیص داده می شوند) و رزولوشن استرین بالاتر (که در نتیجه آن توزیعهای ضرایب الاستیک با اختلاف کم نیز می توانند تصویر گردند) در مقایسه با برخی تکنیکهای الاستوگرافی دیگر مانند الاستوگرافی با التراسوند، سونوالاستوگرافی ارتعاشى دامنه، سونوالاستوگرافي ارتعاشي گراديان فاز، روش اندازهگيري طيفي استرين بافت و الاستوگرافي تشديد مغناطيسي وجود دارد. رزولوشن استرینی (در جهت محوری) تا حد یک میکرواسترین در بافت بیولوژیک با استفاده از این روش میتواند تعیین گردد، در حالی که رزولوشن قابل حصول در تكنيكهاى الاستوگرافي با التراسوند و الاستوگرافی تشدید مغناطیسی به ترتیب در حدود چند صد میکرون و میلیمتر می باشد [۲۰]؛ اگرچه دستیابی به رزولوشن فضایی و استرین بالاتر با کاهش عمق مورد بررسی در بافت همراه است و تکنیکهای همدوسی نوری محدود به چند میلیمتر در سطح خارجی بافت میباشند؛ به علاوه، این محدودیت برای بیشتر تکنیک های الاستوگرافی نوری وجود دارد که تنها نواحی یا حجمهای نسبتاً کوچکی از بافتها میتوانند در هر زمان مورد بررسی قـرار گیرنـد (ایـن دو محـدودیت در مـورد دو تكنيك الاستوگرافي با التراسوند و الاستوگرافي تشديد مغناطيسي وجود ندارد)؛ از اینرو تکنیکهای نوری برای نمونه در تشخیص زودهنگام تغییرات غیرطبیعی ناشی از ایجاد تومور موثر میباشند به این دلیل که بسیاری از این تغییرات اولیه در غـشای مخـاطی⁴ و بافـت زیـر غـشای مخاطی ٔ از ارگان هایی که تومورها در آنها ایجاد خواهند شد، روی میدهند[۱۸]. علاوه بر ویژگیهای ذکر شده از الاستوگرافی همدوسی نوری در مقایسه با الاستوگرافی با التراسوند و الاستوگرافی تشدید

۴-۱-۱. مبانی تئوری تکنیک الاستوگرافی نوری

همانطور که پیش از این نیز بیان نمودیم، مبنای الاستوگرافی همدوسی نوری مشابه الاستوگرافی با التراسوند میباشد با این تفاوت که تحریک مکانیکی بافتهای نرم معمولاً توسط وسایل مکانیکی از خارج از بدن صورت میگیرد؛ در الاستوگرافی همدوسی نوری همانند الاستوگرافی با التراسوند تخمین حرکت نسبی ساختارهایی که در زیر سطح فوقانی جسم قرار دارند و پس از اعمال استرسهای مختلف از آنها تصویر تهیه میشود، مبتنی بر اختلاف سطوح رنگ (روشنایی) در تصاویر میباشد. تصاویر تداخلی که در نهایت با استفاده از سیستمهای الاستوگرافی همدوسی نوری به دست میآیند، میتوانند تقریباً در فرم یک کانولوشن به صورت زیر مدل گردند: (۵)

 $I(r, z) = \exp(-2\overline{\mu}_s z) \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \sigma_b(r, z) h(r - r', \tau - \tau') r' dr' d\tau'$ $= \exp(-2\overline{\mu}_s z) [\sigma_b(r, z) * * h(r, \tau)]$

در این رابطـه، $r \in z$ مختـصاتهـای شـعاعی و ارتفـاعی کـه در طـول محورهایی که به ترتیب عمود بر و موازی بـا محـور مـوج متمرکـز شـده نمونه میباشند، هستند، را نشان میدهنـد؛ ($\sigma_b(r, z)$ تـابعی اسـت کـه نمونه را به صورت توزیعی از نقاط با سطح مقطعهـای انعکاسـی مختلف نشان میدهد و $h(r, \tau)$ تابع گسترش نقطـه^۷ (PSF) سیستم OCE میباشد. بخشی از رابطه که در خارج از انتگرال وجود دارد و تابعی نمایی از میانگین ضریب انتـشار، $\overline{\mu}$ ، در حجمـی کـه پرتوهـا در آن پراکنـده شدهاند، میباشد، تقریبی از تضعیف پرتوها میباشد. تابع گسترش نقطـه از سیستمهای OCT که از منـابع دیـودی سـاطع کننـده نـور اسـتفاده میکنند، میتواند با یک تابع تجزیه پذیر که متناسب با حاصل ضرب تابع خودهمبستگی دمایی[^] منبع، $(\tau) _{0}$ و تابع مردمک شـعاعی¹، (r) ، دومناسب تقریب زده شود[۱۹]:

$$h(r,\tau) = \Gamma(\tau) p(r)$$

با فرض اینکه منبع طیف فرکانـسی گوسـی شـکل دارد، رابطـه زیـر
برای تابع خودهمبستگی دمایی برقرار میباشد:
$$\Gamma(\tau) = \operatorname{Re}\left[\left\langle E_{s}(t)E_{s}^{*}(t+\tau)\right\rangle\right]$$
(۷)

 $= \exp(-\tau^2 / \tau_c^2) \cos(2k_o c \tau)$ در ایسن رابطیه، E_s دامنیه میدان الکتریکی برداری منبع و $k_o = 2\pi / \lambda_c$

(6)

¹ Joseph M. Schmitt

² Optical Coherence Elastography 3 Optical Coherence Tomography

⁴ Neoplastic changes

⁵ Mucosa

⁶ Submucosa

⁷ Point-Spread Function

⁸ Temporal autocorrelation function

⁹ Radial pupil function

آزاد، λ_c ، منبع می باشد. تأخیر نوری، τ ، اختلاف بین طولهای مسیرهای نوری در بازوهای مرجع و نمونه از تداخل سنجی با τ_c برابر با زمان همدوسی منبع را نشان میدهد. اگر فرض شود که مسیرهای نوری هنگامی که حجم نمونه در یک انعکاس دهنده نقطهای متمرکز شده است، با یکدیگر مطابقت دارند، در این صورت $z / z = 2n\Delta z$ مد ر آن، σ سرعت نور در فضای آزاد، n ضریب شکست میانگین محیط آن، σ سرعت نور در فضای آزاد، n ضریب شکست میانگین محیط هستند، میباشد. برای یک منبع با طیف فرکانسی گوسی شکل و پهنای باند طیفی FWHM، زمان همدوستی برابر را $\pi c \Delta \lambda$ ، زمان همدوستی برابر کانونی، f، عدس شیئی و قطر a/1شدت موج نمونه، D، گستره عرضی تابع p(r) را مشخص میکند[۱۹]:

$$p(r) = \exp\left[-r^2 / (\frac{4f^2}{k_o^2 D^2})\right]$$
(A)

فرض می شود یک انعکاس دهنده نقطهای واحد در محیط در موتعیت (r, z) که در آن طولهای مسیر نوری از دو بازوی تداخل سنج با یکدیگر مطابقت دارند (در این حالت $\tau = 0$ می باشد)، جاسازی شده است. اولین تأثیر اعمال استرس بر محیط این است که موقعیت انعکاس دهنده در محیط، محلی با مختصات $(r, z + z_d)$ خواهد شد؛ در این حالت، روابط زیر با استفاده از رابطه (۵) به ترتیب برای تصاویر تداخلی قبل و بعد از اعمال استرس به دست می آیند:

$$I_1(r,z) = \left[\delta(r,z)\sigma_b **h(r,\tau)\right] \exp(-2\overline{\mu}_s z)$$
(A)
= $h(0,0)\sigma_b \exp(-2\overline{\mu}_s z)$ (V)

$$I_2(r,z) = \left[\delta(r+r_d, z+z_d)\sigma_b * *h(r,\tau)\right] \exp(-2\overline{\mu}_s z)$$
$$= h(r_d, 2nz_d/c)\sigma_b \exp(-2\overline{\mu}_s z)$$

یک تکنیک محاسبه بردار جابجایی ((r_d, z_d) این است که در ابتـدا همبستگی مقطعی نرمال شده از تصاویر تداخلی از محیط قبـل و بعـد از اعمال استرس در یک بازه از پیش تعریف شده محاسبه گردد، (۱۱)

$$\rho(r',z') = \frac{\int_{-Z/2}^{Z/2} \int_{-R/2}^{R/2} I_1(r,z) I_2(r-r',z-z') dr dz}{\sqrt{\int_{-Z/2}^{Z/2} \int_{-R/2}^{R/2} I_1^2(r,z) dr dz \int_{-Z/2}^{Z/2} \int_{-R/2}^{R/2} I_2^2(r-r',z-z') dr dz}}$$

e uyw جابجایی از روی ماکزیمم تابع همبستگی مقطعی به دست آمده
Trans for z' = 0, -R/2 \le r' \le R/2

(17)

 $\hat{z}_d = \max\{\rho(r', z')\}$ for $r' = 0, -Z/2 \le z' \le Z/2$

با جایگزین نمودن معادلات (۹) و (۱۰) در معادله (۱۱) میتوان مشاهده نمود که برای انعکاس دهنده نقطهای واحد مورد نظر، با فرض اینکه جابجایی به اندازهای کوچک باشد که رابطه $1>> x_{g}z_{d}$ برقرار باشد، پارامتر ρ به ازای $2r = r_{d}$ و $r = z_{d}$ ماکزیمم میباشد؛ در این حالت، مقادیر تخمین زده شده برای جابجاییهای شعاعی و محوری صحیح و دقیق میباشند؛ اگرچه در حالت واقع گرایانه تر که در آن انعکاس دهندههای متعددی در حجم نمونه وجود دارند، حالت تناوبی پاسخ نقطهای مرتبط، (r, τ) سبب میشود تخمینهای \tilde{r}_{d} و \tilde{r}_{d} از نویزهای مقطعی محاسبه می گردد و یا استرین اعمالی بزرگ باشد، تأثیر استرس اعمالی نمی تواند به طور دقیق تنها با جابجایی انعکاس دهندهها، که گردد و در این حالت، تغییرات ناخواسته در توزیع انعکاس دهندهها، که سبب کاهش ماکزیمم ρ می شود، نیز می بایست مورد توجه قرار گیرد[19].

نتایج تجربیات محققان نشان میدهد تخمینهای به اثبات بیشتر از $\widehat{r}_d \in \widehat{L}$ و \widehat{r}_d د صورتی به دست میآید که همبستگی مقطعی پوشها به جای دامنههای مختلط از سیگنالهای تداخلی که از بافتهای انعکاس دهنده متراکم انعکاس یافتهاند، محاسبه گردد. این دستاورد در صورتی کارامد خواهد بود که پوش $h(r, \tau)$ با استفاده از یک منبع با حداکثر پهنای باند ممکن به اندازه کافی محدود¹ گردد از آنجا که در این حالت میتب سیگنال به نویز برای تخمینهای همبستگی ماکزیمم خواهد نشات سیگنال این این این این در این دارت مالت مالت کارامد خواهد بود که پوش $h(r, \tau)$ با استفاده از یک منبع با حداکثر نهنای باند ممکن به اندازه کافی محدود¹ گردد از آنجا که در این حالت مالت سیگنال به نویز برای تخمینهای همبستگی ماکزیمم خواهد فراختید. نویزهای تداخلی میتوانند بیش از این با استفاده همزمان از فراز تخرین روزنیه⁷ که استفاده از آن از نظر تئوری در فیزیک آشکارسازهای نوری ممکن میباشد و ایجاد ترکیباب زاویهای با استفاده از آشکارسازهای معدد کاهش یابند[۱۹].

در برخـی حـالات، حـصول یـک دنبالـه از تـصاویر OCT از جابجاییهای داخلی از یک بافت که بر آن استرسهای متراکم کننـدهای که کم کم افزایش مییابند، اعمال میشود، اطلاعات کافی و بدون نیاز بـه پردازشهای بیشتر را به منظـور اسـتنباط از تغییـرات محلـی در میـزان سفتی بافت در اختیار کاربر آشنا به تکنیک الاستوگرافی همدوسی نوری قرار میدهد؛ اگرچـه در زمانی کـه سـاختار بافت پیچیـده است و یا استرینهای کمی بر بافت اعمال میشوند، استنباط از میزان سفتی بافت از روی تصاویر جابجایی سخت میگردد. دستیابی بـه تصویری کمّی از ضرایب الاستیک بافت به تخمین اسـترین تفاضلی کـه بـه صورت زیـر تعریف میشود، نیاز دارد:

$$\vec{s}(r,z) = \lim_{\Delta r, \Delta z \to 0} \frac{\vec{d}(r,z) - \vec{d}(r + \Delta r, z + \Delta z)}{\sqrt{(\Delta r)^2 + (\Delta z)^2}}$$
(14)

¹ Narrow

² Aperture

در این رابطه، $\vec{d}(r, z)$ و $\vec{d}(r + \Delta r, z + \Delta z)$ بردارهای جابجایی در نقاط همسایگی میباشند. استرین در جهت محوری (ارتفاع جسم)، کـه یک کمیت بسیار مهم در ارزیابی میزان سفتی نمونـه تحـت استرس تراکمی مورد بررسی میباشد، از روی جابجاییهایی که در دو نقطه روی محور z اندازه گیری شدهاند، تخمین زده میشود:

$$\widehat{s}(r,z) \approx \frac{\Delta d_z}{\Delta z} = \frac{d_z(r,z) - d_z(r,z+\Delta z)}{\Delta z}$$
(10)
subscripts and the set of the

هنگامی که استرش اعمانی مسخص باشکه، تغییراک معلق در صرایم الاستیک یا برشی میتواند از روی توزیع استرین تخمین زده شود[۱۹].

۴-۱-۲. مدل مكانيكي تكنيك الاستوگرافي نوري

در ادامه، مدلی از تکنیک OCE و نحوه اندازه گیری ضریب الاستیک ارائه می گردد. به منظور توصیف خصوصیات سیستم OCE و نمونه ها از روش های مدلسازی مکانیکی استفاده می شود؛ بر اساس سیستم مدلسازی مکانیکی وایت^۱، محرک موج مکانیکی، همانطور که در شکل (۲) نشان داده شده است، با یک فنر با ثابت م*k* و ضریب چسبندگی ۲۰ مدل می شود. فرمول زیر پروسه تعیین کمی مقادیر م و ۲۰ را توصیف می کند:

$$m\ddot{x} + \gamma_{\circ}\dot{x} + k_{\circ}x = F - mg \tag{19}$$

در این رابطه، m جرم نمونه نوعی و F نیروی محرک (نیروی سینوسی) را نشان میدهند. در صورتی که پس از اعمال موج مکانیکی، منحنی ارتعاش نمونه با استفاده از یک سیستم OCEرسم گردیده و منحنی منطبق با آن به دست آید، میتوان پاسخ معادله فوق را به دست آورد؛ برای نمونه، پاسخ معادله فوق هنگامی که نیروی محرک F یک موج پله است، به صورت زیر میباشد:

$$x(t) = \operatorname{Re}^{\lambda t} \cos(\mu t - \delta) \tag{1V}$$

در این رابطه، R دامنه ارتعاش، 2m / 2m ضریب میرایی در این رابطه، R دامنه ارتعاش، 2m / 2m ضریب میرایی و $p = \sqrt{4mk_{\circ} - \gamma_{\circ}^{2}} / 2m$ و $p = \sqrt{4mk_{\circ} - \gamma_{\circ}^{2}} / 2m$ و میباشند. در نتیجه، روابط $\mu = \sqrt{4}m\lambda_{\circ} = (\mu^{2} + \lambda^{2})m$ برای و ثابت فنر، λ_{\circ} و ضریب چسبندگی، γ_{\circ} ، بر حسب ضریب میرایی و فرکانس طبیعی به دست میآیند. در صورتی که F یک نیروی محرک سینوسی باشد، پاسخ معادله فوق به صورت زیر میباشد:

$$x(t) = \operatorname{Re}^{\lambda t} \cos(\mu t - \delta) + D\sin(\omega t - \alpha)$$
(۱۸)

$$\alpha = \sum_{\alpha = 0}^{\infty} \sum_{\alpha = 0}^{\infty}$$





در ادامه، فانتومهای نمونه مشابه با نیروی محرک مدل شده و همانگونه که در شکل شماره۲ نیز نشان داده شده است، با مدل نیروی محرک ترکیب میشوند. رابطه زیر مدل جدید را توصیف میکند: $m\ddot{x} + (\gamma_{\circ} + \gamma)\dot{x} + (k_{\circ} + k)x = F - mg$ (۱۹) (۱۹) در این رابطه، T ثابتهای فنر نمونهها، γ ضریب چسبندگی نمونهها و m جرم نمونه نوعی محرک موج مکانیکی و نمونههای فانتوم می اشند. فانتومها به مکعبهایی تقسیم شده و با استفاده از سیستم می اشند. فانتومها به مکعبهای گسسته به دست می آید. حرکت پویای مواج انتخاب شده و در تصویری نمایش داده می شود. شکل موج محرک یک جزء پراکنده کننده امواج از روی اطلاعات اخذ شده از پراکندگی امواج انتخاب شده و در تصویری نمایش داده می شود. شکل موج محرک یا آن را بر اساس جابجایی و مسیر حرکت واقعی ذره به دست آورد. در نتیجه می توان مشابه با حالت قبل پارامتر $k_{0} + k_{0}$ و در ادامه ضرایب یا آن را محاسبه نمود:

$$E_m = kL/S = [(\mu^2 + \lambda^2)m - k_\circ]L/S \tag{7}$$

در این رابطـه، L و S بـه ترتیب ضـخامت و سطح تمـاس نمونـههـا میباشند. رابطه فوق ضریب یانگ فانتومها که از روی پاسخ آنها به مـوج محرک پله به دست آمـده و بـا اسـتفاده از سیـستم OCE تـصویرشده است، نشان میدهد. در صورتی کـه از مـوج محـرک سینوسـی اسـتفاده شود، لازم است در ابتدا موج محرک به نمونههـا بـه مـدت چنـد دقیقـه اعمال شود تا پاسخ مکانیکی نمونهها پایدار گـردد. رابطـه ضـریب یانـگ مشابه با حالت قبل از روی پاسخ نمونهها به موج محرک سینوسی که بـا استفاده از سیستم OCE تصویرشده است، به دست میآید:

¹ Voigt Model







شکل۴- شکل هندسی از یک ضایعه کروی مقید شده به یک محیط و متراکم شده در راستای محور z [Bookmark not]. [defined.



شکل ۵- سطح مقطع (در صفحه y - z) و پارامترهای مختلف شکل هندس [Error! Bookmark not defined]

$$E_s = kL/S = [(\omega^2 - \frac{2\omega\lambda}{\tan\alpha})m - k_\circ]L/S \quad (71)$$

اگرچه مدل ارائه شده برای تکنیک OCE در مورد فانتوم توضیح داده شده است، ولی این پروسه و محاسبات تعیین ضریب یانگ میتواند برای بافتهای طبیعی نیز تکرار شود [۲۱]. بر مبنای آنچه تاکنون در مورد تکنیک الاستوگرافی همدوسی نوری توضیح داده شده است، طرح کلی از یک سیستم OCE در شکل شماره ۳ نمایش داده شده است. به منظور مطالعه بیشتر در این زمینه به مرجع [۲۱] رجوع شود. همانطور که پیش از این بیان نمودیم، تحریک مکانیکی بافتهای نرم در تکنیک الاستوگرافی نوری معمولاً توسط وسایل مکانیکی از خارج از بدن صورت می گیرد؛ برای مثال، همانطور که در شکل شماره ۳ مشاهده میشود، در این نمونه از سیستم OCE از محرک موج مکانیکی به منظور تولید می مود این تغییر شکل همچنین میتواند با استفاده از المانهای اعمال میشود. این تغییر شکل همچنین میتواند با استفاده از المانهای اعمال نیروی ^۱ مختلف مانند محرکهای پیزوالکتریک^۲ در محیط موردنظر ایجاد شود[۱۹].

۴–۱–۳. مدلسازی الاستوگرام

یاسخ تحلیلی مسئله الاستیسیته دو بعدی برای یک ضایعه کروی همگن و محیط استوانهای همگن نامحدود احاطه کننده آن که یک نیروی متراکم کننده ثابت بر سطوح فوقانی و تحتانی آن اعمال میشود، در مرجع [۲۲] بیان شده است. شکل هندسی مدل مورد نظر در شکل شماره ۴ و سطح مقطع آن در صفحه y - z در شکل شـماره ۵ نـشان داده شده است. در این مدل یک ضایعه کروی مقید ً به بافت بیولـوژیکی يكنواخت احاطه كننده آن شده است. اندازه ضايعه با شعاع آن، a، مشخص شده است و محیط احاطه کننده آن یک حجم استوانهای با ارتفاع 2Z و قطر 2W در نظر گرفته شده است. یک نیروی متراکم کننده استاتیک با استفاده از دستگاههای متراکم کننده با شعاع R بر سطوح فوقانی و تحتانی استوانه اعمال میشود. دستگاههای متراکم کنندہ تغییر شکل مکانیکی ای را به صورت یک جابجایی یکنواخت یا استرس یکنواخت ایجاد میکنند. تغییر شکل حاصل شده از روی خواص الاستیک محیط، شکل هندسی ضایعه و محیط دربردارنده آن و شرایط مرزى در سطوح بافت با استفاده از تكنيك المان محدود تعيين مي شوند. در این حالت نیز ضایعه و محیط دربردارنده آن همگن و از نظر خواص الاستيک همسان مي باشند و اين خواص با ضريب الاستيک برشي μ و نسبت پویسون σ توصیف می گردند. به علاوه، فرض می شود که تغییر شکل ایجاد شده به اندازهای کوچک است که تحلیل ریاضی میتواند تحت فرض حالت الاستيك استاتيك خطى صورت گيرد.

¹ Load cells

² Piezoelectric actuator

³ Bonded

مؤلفههای شعاعی و زاویهای جابجایی و استرس در ضایعه و محیط احاطه کننده آن برای این مدل از روی روابط ارائه شده در مرجع [۲۲] به دست میآیند: مؤلفههای جابجایی در ضایعه: (77)

$$u_r^I = Hr + Fr + 2\sigma_I Gr^3 + [3Fr + 6\sigma_I Gr^3]\cos(2\theta)$$
(YT)

$$u_{\theta}^{I} = -[3Fr + (7 - 4\sigma_{I})Gr^{3}]\sin(2\theta)$$

مؤلفههای جابجایی در محیط دربردارنده ضایعه:

$$u_r^M = -\frac{A}{r^2} - \frac{3B}{r^4} + \left(\frac{5 - 4\sigma_M}{1 - 2\sigma_M}\right) \frac{C}{3r^2} + \left[-\frac{9B}{r^4} + \left(\frac{5 - 4\sigma_M}{1 - 2\sigma_M}\right) \frac{C}{r^2}\right] \cos(2\theta)$$
$$u_\theta^M = -\left[\frac{6B}{r^4} + \frac{2C}{r^2}\right] \sin(2\theta) \tag{Ya}$$

مؤلفههای استرس در ضایعه:

$$\sigma_{rr}^{I} = 2\mu_{I} \left\{ \left(\frac{1 + \sigma_{I}}{1 - 2\sigma_{I}} \right) H + F - \sigma_{I} Gr^{2} + [3F - 3\sigma_{I} Gr^{2}] \cos(2\theta) \right\}$$

$$\sigma_{r\theta}^{I} = -2\mu_{I}[3F + (7 + 4\sigma_{I})Gr^{2}]\sin(2\theta) \tag{YY}$$

مؤلفههای استرس در محیط دربردارنده ضایعه:

(79)

$$\sigma_{rr}^{M} = 2\mu_{M} \left\{ \frac{2A}{r^{3}} + \frac{12B}{r^{5}} + \left(\frac{\sigma_{M} - 5}{1 - 2\sigma_{M}} \right) \frac{2C}{3r^{3}} + \left[\frac{36B}{r^{5}} + \left(\frac{\sigma_{M} - 5}{1 - 2\sigma_{M}} \right) \frac{2C}{r^{3}} \right] \cos(2\theta) \right\}$$

$$\sigma_{r\theta}^{M} = 2\mu_{M} \left[\frac{25B}{r^{5}} - \left(\frac{1 + \sigma_{M}}{1 - 2\sigma_{M}} \right) \frac{2C}{r^{3}} \right] \sin(2\theta)$$
 (Y9)

ثابتهای A، A، G، F، H، C، B، A و G از روابط فوق با استفاده از شرایط مرزی در سطح واسط بین ضایعه و محیط احاطه کننده آن محاسبه میشوند. با توجه به اینکه فـرض شـده اسـت ضـایعه مقیـد بـه محيط احاطه كننده أن ميباشد، جابجاييها و استرسها در نقطه ییوسته میباشند: r=a

$$\sigma_{rr}^{I} = \sigma_{rr}^{M}, \qquad \sigma_{r\theta}^{I} = \sigma_{r\theta}^{M}, \qquad u_{r}^{I} = u_{r}^{M}, \qquad u_{\theta}^{I} = u_{\theta}^{M}$$

$$e \text{ cr} \text{ izzes constant}$$

$$e \text{ cr}$$

$$-\frac{5(1+\sigma_M)}{(7-5\sigma_M)\mu_M + (8-10\sigma_M)\mu_I} + \frac{(1-2\sigma_I)}{(2-4\sigma_I)\mu_M + (1+\sigma_I)\mu_I} \bigg|_{A} = \frac{Fa^3 [(-1-\sigma_M + 2\sigma_I)\mu_M + (1-2\sigma_M + \sigma_I)\mu_I + 2\sigma_M \sigma_I(\mu_M - \mu_I)]}{6\mu_M (1+\sigma_M) [(2-4\sigma_I)\mu_M + (1+\sigma_I)\mu_I]}$$

$$(ff)$$

$$B = \frac{Fa^5 (\mu_M - \mu_I)}{8\mu_M [(7-5\sigma_M)\mu_M + (8-10\sigma_M)\mu_I]}$$

$$(ff)$$

$$C = \frac{5Fa^{3}(\mu_{M} - \mu_{I})(1 - 2\sigma_{M})}{8\mu_{M}\left[(7 - 5\sigma_{M})\mu_{M} + (8 - 10\sigma_{M})\mu_{I}\right]}$$
(7f)

$$H = \frac{F(1 - \sigma_M)(1 - 2\sigma_M)}{2(1 + \sigma_M)[(2 - 4\sigma_I)\mu_M + (1 + \sigma_I)\mu_I]}$$
(7)

$$F = \frac{5F(1 - \sigma_M)}{4[(7 - 5\sigma_M)\mu_M + (8 - 10\sigma_M)\mu_I]}$$

$$G = 0 \tag{(3.7)}$$

مؤلفههای استرین در ضایعه و محیط احاطه کننده آن در مختصات قطبی می توانند از روی مؤلف اهای جابجایی در مختصات قطبی با استفاده از روابط زیر به دست آیند [۲۲]:

$$e_{rr} = \frac{\partial u_r}{\partial r} \tag{(4.7)}$$

$$e_{\theta\theta} = \frac{1}{r} \frac{\partial u_{\theta}}{\partial \theta} + \frac{u_r}{r} \tag{(%A)}$$

$$e_{r\theta} = \frac{1}{r} \frac{\partial u_r}{\partial \theta} + r \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{u_{\theta}}{r} \right)$$
(٣٩)

مؤلفههای استرین در دو محیط در مختصات دکارتی میتوانند با استفاده از تبدیل زیر به دست میآیند: (4.)

$$\begin{cases} e_{xx} = e_{rr} \cos^2 \theta + e_{\theta\theta} \sin^2 \theta - e_{r\theta} \sin(2\theta) \\ e_{yy} = e_{rr} \sin^2 \theta + e_{\theta\theta} \cos^2 \theta + e_{r\theta} \sin(2\theta) \\ e_{xy} = 0.5(e_{rr} - e_{\theta\theta}) \sin(2\theta) + e_{r\theta} (\cos^2 \theta - \sin^2 \theta) \\ e_{tr} = 0.5(e_{rr} - e_{tr}) \sin(2\theta) + e_{r\theta} (\cos^2 \theta - \sin^2 \theta) \\ e_{tr} = 0.5(e_{tr} - e_{tr}) \sin(2\theta) + e_{tr} \cos^2 \theta - \sin^2 \theta \\ e_{tr} = 0.5(e_{tr} - e_{tr}) \sin(2\theta) + e_{tr} \cos^2 \theta - \sin^2 \theta \\ e_{tr} = 0.5(e_{tr} - e_{tr}) \sin(2\theta) + e_{tr} \sin^2 \theta \\ e_{tr} = 0.5(e_{tr} - e_{tr}) \sin(2\theta) + e_{tr} \sin^2 \theta \\ e_{tr} = 0.5(e_{tr} - e_{tr}) \sin(2\theta) + e_{tr} \cos^2 \theta - \sin^2 \theta \\ e_{tr} = 0.5(e_{tr} - e_{tr}) \sin(2\theta) + e_{tr} \sin^2 \theta \\ e_{tr} = 0.5(e_{tr} - e_{tr}) \sin(2\theta) + e_{tr} \sin^2 \theta \\ e_{tr} = 0.5(e_{tr} - e_{tr}) \sin(2\theta) + e_{tr} \sin^2 \theta \\ e_{tr} = 0.5(e_{tr} - e_{tr}) \sin^2 \theta \\ e_{tr} = 0.5(e_{tr} - e_{tr})$$

(۴۱) $e_{xx}^{I} = \frac{F(1 - \sigma_{M})}{2(1 + \sigma_{M})} \left(-\frac{5(1 + \sigma_{M})}{(7 - 5\sigma_{M})\mu_{M} + (8 - 10\sigma_{M})\mu_{I}} + \frac{(1 - 2\sigma_{I})}{(2 - 4\sigma_{I})\mu_{M} + (1 + \sigma_{I})\mu_{I}} \right)$ $(1-2\sigma_I)$ (47) $(1-2\sigma_{-})$ $e_{yy}^{I} = \frac{F(1 - \sigma_{M})}{2(1 + \sigma_{M})} \left(-\frac{F(1 - \sigma_{M})}{2(1 + \sigma_{M})} \right)$ $5(1+\sigma_{12})$

$$e_{zz}^{I} = \frac{F(1-\sigma_{M})}{2(1+\sigma_{M})} \left(\frac{10(1+\sigma_{M})}{(7-5\sigma_{M})\mu_{M} + (8-10\sigma_{M})\mu_{I}} + \frac{(1-2\sigma_{I})}{(2-4\sigma_{I})\mu_{M} + (1+\sigma_{I})\mu_{I}} \right) \right)$$

مؤلفههای استرین در محیط دربردارنده ضایعه: (۴۴)

$$e_{xx}^{M} = \frac{-24B}{y^{5}} + \left(\frac{4(5-4\sigma_{M})C}{3(1-2\sigma_{M})} + 2A\right)\frac{1}{y^{3}} - \frac{F\sigma_{M}}{2(1+\sigma_{M})\mu_{M}}$$
(f)

$$p_{yy}^{M} = \frac{-24B}{y^{5}} + \left(\frac{4(5-4\sigma_{M})C}{3(1-2\sigma_{M})} + 2A\right)\frac{1}{y^{3}} - \frac{F\sigma_{M}}{2(1+\sigma_{M})\mu_{M}}$$
(52)

$$e_{zz}^{M} = \frac{48B}{z^{5}} - \left(\frac{8(5 - 4\sigma_{M})C}{3(1 - 2\sigma_{M})} - 2A\right)\frac{1}{z^{3}} - \frac{F}{2(1 + \sigma_{M})\mu_{M}}$$

همانطور که روابط فوق نشان میدهند، در این مدل مؤلفه های استرین در ضایعه ثابت میباشند. در این مدل در نتیجه تقارن مؤلفه های استرین و استرس در راستای محورهای x و y در ضایعه و محیط دربردارنده آن یکسان میباشند.

نمایش توزیع مکانی از مؤلفههای e_{zz} و e_{yy} در مقیاس خاکستری به ترتيب تصاوير استرين محوري و استرين جانبي ناميده ميشوند. همانطور کے پیے شتر نیے زبیان نمودیم، الاستوگرام تصویر با سطوح خاکستری از میدان استرین محوری میباشد که به عنوان یک مقیاس نسبی از توزیع ضرایب الاستیک بافت استفاده می شود. در ادامه نمودار مش از میدان استرین محوری، e_{zz} (شکل شماره ۶)، میدان استرین جانبی، e_{yy} (شکل شماره ۸)، تصاویر با سطوح خاکستری از میدان استرین محوری (شکل شماره ۷) و میدان استرین جانبی (شکل شماره ۹) برای این مدل نـشان داده شـدهانـد. مؤلف های استرین محوری و استرین جانبی در سیستم مختصات دکارتی با استفاده از روابط تحلیلی برای میدان استرین محوری و استرین جانبی که پیش از این توصیف T = -400 Pa, a = 10 mm و یارامترهای شبیه سازی T = -400 Pa, a = 10 mmکلیے) $\mu_I = 160 kPa, \mu_M = 40 kPa, \sigma_M = \sigma_I = 0.45$ مقادیری اختیاری میباشند ولی پارامترهای ضرایب برشی و نسبتهای پویسون در محدوده خواص الاستیک بافتهای نرم قرار دارند) به دست آمدەاند.

همانطور که در نمودار مش از میدان استرین محوری دیده می شود، ضایعه سفت کمتر از محیط احاطه کننده خود تغییر شکل می یابد؛ همچنین آرتیفکتهای سایه ^۱ در تصویر با سطوح خاکستری از میدان استرین محوری در اطراف ضایعه دیده می شوند.

۲-۴. کاربردهای بالینی تکنیک الاستوگرافی نوری

با توجه بـه اینکـه تکنیـک تومـوگرافی همدوسـی نـوری یـک روش تصویربرداری کارامد و با سرعت بالا در تصویربرداری از بافتها، در حـالی که محل طبیعی خود در بدن قرار دارند، میباشد، با اسـتفاده از تکنیـک



 e_{zz} شکل ۶- نمودار مش از میدان استرین محوری،



 e_{zz} شکل ۷- تصویر با سطوح خاکستری از میدان استرین محوری،

الاستوگرافی همدوسی نوری امکان اندازه گیری خواص بیومکانیکی سه بعدی بافتها و مطالعه آنها بدون خارج کردن بافتها از بدن فراهم میشود[۲۰]. به علاوه، رزولوشن در سطح سلولی و نفوذ امواج مورد استفاده در تصویربرداری تا عمق چند میلیمتری از بافتهایی که امواج را بسیار متفرق میسازند^۲، بر توانایی منحصر به فرد و بیمانند این تکنیک تصویربرداری در اندازه گیری غیرتهاجمی خواص بیومکانیکی بافتها در مقیاس میکرون بدون خارج کردن بافتها از بدن دلالت دارد[۹۹]. بسیاری از تحقیقاتی که تاکنون در این زمینه انجام شده است، به بررسی کاربرد این تکنیک در تصویربرداری داخل وریدی[۱۱]، بافت با بیماری آترواسکلروز^۲ (تصلب شریان)[۲۳] و ساختارهای مصنوعی شبیه بافت[۲۴] پرداختهاند.

¹ Shadowing artifacts

² Highly-scattering tissues

³ Atherosclerotic plaques





شکل۹- تصویر با سطوح خاکستری از میدان استرین جانبی، $e_{\nu\nu}$

خواص مکانیکی پلاکهای ایجاد شده در بیماری تصلب شریان توزیع تمرکز استرس در دیواره شریانی را نشان میدهد[۲۵]. استرین مکانیکی متناوب همچنین بر بیان ژنی بیگانه خوار^۲ تأثیر می گذارد[۲۶] و سرعت تکثیر سلولهای ماهیچهای در دیواره رگها را کم میکند[۲۷]. مطالعات بافت شناسی نشان داده است ایجاد پروتئین فلزی نرم^۲ یکپارچگی ساختاری پلاکها را تضعیف نموده و آنها را در نواحی با استرس جانبی^۳ بالا متمرکز می سازد؛ این ویژگی بر رابطه بین خواص بیومکانیکی پلاکها و افزایش احتمال تغییر ساختار مکانیکی دلالت دارد[۸۸]. از اینرو تعیین جزئیات خواص بیومکانیکی دیواره شریانی اطلاعات تکمیلی در مورد پایداری ضایعات، که امکان دستیابی

به آنها تا کنون با استفاده از سیستمهای متداول تصویربرداری از رگها وجود نداشته است، دراختیار ما می گذارد[۱۱].

از زمانی که تکنیک الاستوگرافی با التراسوند مطرح شده است، تلاشهای بسیاری با هـدف توسعه تکنیـک الاسـتوگرافی بـا التراسـوند شريان كرونرى صورت گرفته است [٢٩]. امروزه الاستوگرافي با التراسوند داخل وريدي منها تكنيك با كاربرد باليني تعيين استرين در ضايعات کرنری می باشد. در این روش، A لاین های تک بعدی از یک بخش مقطعی با محورهای کوچک همچنان که شریان عملکرد طبیعی خود در چرخه قلبی را انجام میدهد، اخذ میگردد؛ A لاینهای متوالی از نظر زمان و متناظر با موقعیت مشابهی از رگ جانبی و با حداقل آرتیفکت حركتي كاتتر با شروع از يك فاز قلبي انتخاب مي شوند؛ جابجايي هاي بافت شریانی به عنوان تابعی از تغییر فشار مجرای خونی با آنالیز همبستگی مقطعی تخمین زده شده و استرینهای یک بعدی متناظر با آن از روی گرادیان سرعت بافت محاسبه می شوند [۳۰]. کاربردهای اخیر الاستوگرافی با التراسوند داخل وریدی نشان میدهد که این تکنیک قادر به تعیین تقریباً ۵۰۰ زاویه در هر دوران می باشد و حداکثر عمق تصویربرداری و رزولوشن فضایی آن به ترتیب تقریباً ۷٫۵ میلیمتر و ۲۰۰ میکرومتر برای استرین
های محوری (منطبق بر راستای هر A لاین) است. با توجه به اینکه پلاکهای آسیب پذیر در بیماری تصلب شریان اجزای ساختاری مانند کلاهکهای لیفی⁶ با ابعادی در حدود ۲۰۰-۵۰ میکرومتر دارند، رزولوشن فضایی این تکنیک محدودیت مهمی میباشد زیرا ممکن است برای مثال یک کلاهک لیفی باریک کاملاً در داخل یک نمونه بيفتد [٣١].

توموگرافی همدوسی نوری داخل وریدی³، تکنیک نوری مشابه با IVUS، رزولوشن فضایی بالاتر(در حدود یک مرتبه از دامنه) دارد و از اینرو به طور قابل توجهی کانترست بافت نرم را در مقایسه با IVUS در قبال کاهش عمق تصویربرداری افزایش میدهد. با افزایش مییابد و در فضایی حساسیت به جابجاییهای کوچکتر در بافت افزایش مییابد و در نتیجه (۱) توانایی تعیین خواص ماده از ساختارهای بیولوژیک با ابعاد کوچک و (۲) توانایی اخذ نقاط داده بیشتری برای هر نمونه بافت ناشناخته بهبود مییابد. بهبود کانترست در تصویربرداری از بافت نرم سبب تصویر نمودن دقیق تر شکل^۷ پلاکهای داخلی و کسب اطلاعات جدید و یا اطلاعات دقیق تری در مقایسه با آنچه تا کنون در مورد نوع بافت شناخته شده است، می گردد [۲۳].

با استفاده از الاستوگرافی همدوسی نوری وریدی امکان تعیین استرینها در بافتی در محدوده ۱٫۰–۱٫۰ میلیمتری از سطح مجرای خونی، ناحیهای با پلاکهایی با بیشترین احتمال شکستگی[^]، پارگی[°] و

¹ Macrophage gene expression

² Matrix metalloproteinases

³ Circumferential stress

⁴ Intravascular Ultrasound-based Elastography (IVUS Elastography)

⁵ Fibrous caps

⁶ Intravascular OCT

⁷ Morphology

⁸ Disruption

⁹ Rupture

تشکیل لخته خون ^۱ با رزولوشن بالا فراهم می شود. در الاستوگرافی مبتنی بر OCT، اندازه گیری استرین می تواند در هر بازه ۱۰ میکرونی صورت گرفته و این امر امکان ۵ تا ۲۰ مرتبه اندازه گیری نمونه را حتی برای یک کلاهک لیفی باریک فراهم می آورد. تعداد بالاتر نمونه ها در تصویربرداری الاستوگرافی مبتنی بر OCT تعیین دقیق تر هندسه ساختاری و خواص بیومکانیکی که پیش از این با استفاده از تکنیک های مبتنی بر IVUS به دست می آمدهاند، را امکان پذیر می سازد[۱۰].

با توجه به محدودیت کم بودن عمق مورد بررسی در بافت، ارزیابی بیماریها و ناهنجاریهای پوستی کاربردی بدیهی از تکنیک الاستوگرافی نوری میباشد. خواص مکانیکی تومورهایی که در زیر سطح پوست قرار دارند، متمایز از خواص مکانیکی بافت سالم احاطه کننده آن میباشند؛ برای نمونه، خواص مکانیکی ملانوم^۲ در حال رشد که تودهای سلولی نرم میباشد، متفاوت از محیط احاطه کننده آن که غشای تارچهای پرزدار میانی پوست^۲ است. به کمک تکنیکهای الاستوگرافی نوری امکان بررسی این تودهها و تعیین میزان پیشرفت آنها و در نتیجه انتخاب صحیح نوع درمان و مدیریت مناسب درمان فراهم میشود. تشخیص برخی دیگر از انواع بیماریهای پوستی مانند پسوریاز^{*} و ایکتیوز^۵ که آنها نیز تغییرات موضعی مشخصی را در خواص مکانیکی پوست ایجاد میکنند، میتواند با استفاده از این تکنیکها صورت گیرد[۱۸].

با استفاده از تکنیک OCE می توان جابجاییها و استرینهای مکانیکی با توزیع فضایی در ساختارهای مصنوعی شبیه بافت در حال رشد را، هنگامی که سلولها شروع به تکثیر و اتصال به یک دیگر در یک محیط زمینه کلاژنی⁷ سه بعدی می کنند، تصویر نمود. جابجاییها در این حالت نیز با اعمال الگوریتم همبستگی مقطعی بر روی تصاویر قبل و بعد از تراکم که با استفاده از روش OCT به دست آمدهاند، محاسبه می شوند[۳۲]. این تصاویر از بافتهای مصنوعی میتوانند در طول یک دوره رشد بافتها با هدف مشاهده تفاوتهای نسبی استرین در نواحی مختلف به دست آیند. با استفاده از تکنیک OCE می توان تغییرات وابسته به زمان در استرین را که بر اساس مشاهدات بافت شناسی متناظر با تکثیر سلولی و یا تغییر حالت محیط زمینه می باشد، از یکدیگر تفکیک نمود؛ در نتیجه، با تصویر نمودن وابسته به آناتومی تغییرات محلی میزان سفتی با رزولوشنی در حد چند میکرون، به بینش جدیدی در زمینه پروسه پیچیدهای که طی آن بافتهای طبیعی و مصنوعی به ساختارهای

نتيجەگيرى

تشخیص غیرتهاجمی و یا به عبارت دیگر تشخیص از راه دور (بدون نیاز به دسترسی مستقیم به محیط مورد بررسی) ضایعاتی که توسط یک محيط يكنواخت با ابعاد وسيع (در مقايسه با ضايعه) احاطه شدهاند، يـک مسئله مهم در علم مکانیک میباشد. در حوزه بیومکانیک بافت نرم، ضایعات با استفاده از تکنیکهای تصویربرداری مانند تکنیکهای تصویربرداری سونوگرافی، ماموگرافی و تشدید مغناطیسی و یا با استفاده از تکنیک سادہ لمس با دست تشخیص دادہ مے شوند. ویژگی آسیب شناختی یک بافت مرتبط با خواص الاستیک (خواصی ماکروسکوپی در مقایسه با خواص میکروسکوپی بافت) آن میباشد و در نتیجه برخی از تومورها و کیستهای ایجاد شده در بافت نرم می توانند بر مبنای میزان سفتی نسبی آنها تشخیص داده شوند. تکنیکهای تصویربرداری متداول مانند سونو گرافی و مامو گرافی اطلاعاتی در مورد خواص الاستیک بافت ها در اختیار پزشکان و سایر کادر بهداشتی قرار نمی دهند و از اینرو است که برای نمونه برخی ضایعات سفت در بافت سینه با استفاده از تکنیک سونوگرافی آشکار نمی گردند زیرا الگوی رنگے ایجاد شدہ در نتیجه تغییرات میکروسکویی در ضایعه و بافت احاطه کننده آن مشابه می باشند؛ همچنین به دلیل احاطه شدن برخی ضایعات در بافت سینه با بافت گلاندولار متراکم با خواص پرتو نگاری مشابه، آشکار سازی برخی ضایعات در بافت سینه با استفاده از تکنیک ماموگرافی نیز سخت مے باشد.

تشخیص یک ضایعه و تخمین خواصی از آن مانند موقعیت آن در بافت احاطه کننده آن، اندازه و ویژگیهای مرزی و الاستیک آن نقش مهمی در تشخیص نوع بیماری دارد. به منظور اندازه گیری خاصیت الاستیک یک بافت با استفاده از تکنیکهای متداول اندازه گیری لازم است که بخشی از بافت از بدن خارج شده و میزان تغییر شکل آن در اثر اعمال نیروهای خارجی مشخص اندازه گیری شود؛ از اینرو با استفاده از تکنیکهای متداول اندازه گیری نمی توان میزان سفتی یا دیگر پارامترهای مرتبط از یک بافت را در حالی که بافت در محل طبیعی خود در بدن قرار دارد، اندازه گیری نمود و در نتیجه این خواص نمی توانند به عنوان شاخصی کمّی برای تشخیص غیرتهاجمی بیماری های مختلف استفاده گردند.

الاستوگرافی تکنیک جدیدی می،اشد که از ضایعات بر مبنای خواص الاستیک آنها تصویر تهیه میکند. در این تکنیک حرکتی که در نتیجه تحریکات ثابت یا متغیر در بافت ایجاد میشود، با استفاده از تکنیک تصویربرداری سونوگرافی و یا تکنیک تصویربرداری تشدید مغناطیسی و یا تکنیکهای نوری اندازهگیری شده و بر اساس نتایج این اندازهگیری تصاویری از استرین و یا برخی پارامترهای مکانیکی بافت تحت بررسی مانند ضرایب الاستیک آن به دست میآید؛ نتایج حاصل از تراکم یک بافت و یا به عبارت دیگر استرین مکانیکی اعمال شده بر اجزای مختلف بافت در این تکنیک به صورت تصویری با سطوح خاکستری که الاستوگرام نامیده میشود، نمایش داده میشود؛ در این

¹ Thrombosis

² Melanoma 3 Fibrillar papillary dermis

⁴ Psoriasis

⁵ Icthyosis

⁶ Collagen

تصویر اجزای سفت و نرم بافت به ترتیب به صورت نواحی تیره و روشن ظاهر میشوند. تکنیک الاستوگرافی بر حسب استفاده از هر یک از تکنیکهای ذکر شده در اندازهگیری تحریکات ایجاد شده در بافت به سه تکنیک (۱) الاستوگرافی التراسونیک، (۲) الاستوگرافی تسشدید مغناطیسی و (۳) الاستوگرافی نوری تقسیم میشود. هدف در این مقاله معرفی تکنیک الاستوگرافی نوری میباشد.

با توجه به توضيحات ارائه شده در اين مقاله، به طور خلاصه مي توان گفت تکنیک توموگرافی همدوسی نوری یک تکنیک تصویر برداری تداخل سنج (Interferometric) میباشد کے از طول ہای ھمدوسے کوچک از منابع نوری با پهنای باند گسترده (Broadband) به منظور تقسیم محوری دقیق در محیطی که پراکندگی نوری آن زیاد میاشد، استفاده می کند. مطالعات اولیه بر توانایی این تکنیک در تقسیم ساختارهایی با ابعادی به کوچکی چند میکرومتر در عمق ۲-۱ میلیمتری در زیر سطح بافتهایی که از نظر نوری فشرده می باشند، دلالت دارد. مطالعات تجربی نشان میدهد با استفاده از این تکنیک می-توان جابجاییهای داخلی کوچک در حدود چند میکرومتر را در مدل-های تجربی از پراکندگی نور تعیین نمود. حداقل جابجایی که با استفاده از این تکنیک می توان تعیین کرد، حداقل یک مرتبه از دامنه کمتر از جابجایی است که می توان با استفاده از مبدل های التراسوند با بیشترین فرکانس(۱۰MHz) که به طور متداول در کاربردهای بالینی استفاده می شوند و بسیار کمتر از حداقل جابجایی است که می توان با استفاده از تصویربرداری تشدید مغناطیسی اندازه گیری نمود؛ از اینرو اولین قابلیت

منابع

Elastography: from Theory to Clinical Applications. Florida Summer Bioengineering Conf 2003; 367-8.

- 8- Kruse S.A, Smith J.A, Lawrence A.J, Dresner M.A, Manduca A, Greenleaf J.F, Ehman R.L. Tissue Characterization using Magnetic Resonance Elastography: Preliminary Results. J. Phys. Med. Biol 2000; 45: 1579-90.
- 9- Ehman R.L. Magnetic Resonance Elastography: An Emerging Tool for Cellular Mechano-biology. Mayo Clinic Publication, 2008.
- 10- Khalil A.S, Chan R.C, Chau A.H, Bouma B.E, Kaazempur-Mofrad M.R. Tissue Elasticity Estimation with Optical Coherence Elastography: Toward Mechanical Characterization of In-Vivo Soft Tissue. J. Annals of Biomedical Engineering 2005; 33(11): 1631-9.
- 11- Chan R.C, Chau A.H, Karl W.C, Nadkarni S, Khalil A.S, Iftimia N, Shishkov M, Tearney G.J, Kaazempur-Mofrad M.R, Bouma B.E. OCT-Based Arterial Elastography: Robust Estimation Exploiting Tissue Biomechanics. J. Optics Express 2004; 12(19): 4558-72.
- 12- Kirkpatrick S.J, Wang R.K, Duncan D.D. OCT-Based Elastography for Large and Small Deformations. J. Optics Express 2006; 14(24): 11585-97.

تکنیک الاستوگرافی مبتنی بر توموگرافی همدوسی نوری ارزیابی خواص مکانیکی بافتهای سالم در مقیاسی که تا کنون خارج از دسترس محققان بالینی بوده است، می باشد. این خصوصیت در قبال کاهش عمقی که اندازهگیری برای آن میسر می باشد (به طور معمول در محدوده ۱-۰ میلیمتر)، به دست آمده است و این محدودیت تنها مختص این تکنیک بوده و برای دو تکنیک الاستوگرافی با التراسوند و تشدید مغناطیسی وجود ندارد.

تفکیک تودههای سخت و نرم در طول انجام عمل بافتبرداری، تصویربرداری داخل وریدی، تصویر کردن ساختار پلاک شریانی، بررسی تغییرات غیرطبیعی ناشی از ایجاد تومور در زیر سطح پوست، بررسی تشکیل بافت همبند در زمان التیام یافتن زخم و تصویر نمودن ساختارهای مصنوعی شبیه بافت برخی کاربردهای بالینی محتمل از تکنیک الاستوگرافی نوری میباشند. به علاوه، مطالعات بیشتری به منظور ارزیابی توانایی این تکنیک در تفکیک بافتهای سالم و ناسالم بدون خارج کردن آنها از بدن میبایست صورت گیرد. در بیشتر بابردهای محتمل از این تکنیک بجز آنهایی که مرتبط با پوست می-باشند، استفاده از دستگاه درون بین (Endoscope) ضروری است. به علاوه، به منظور سازگار ساختن این تکنیک با کاربردهای ذکرشده، لازم است روشهای جدیدی به منظور اعمال استرس مکانیکی کنترل شده بر بافتی که در انتهای دوربرد یک دستگاه درون بین قرار دارد، مطرح شده

- 1- Hall T.J. Beyond the Basics: Elasticity Imaging with US. J. RadioGraphics 2003; 23: 1657-71.
- 2- Martin M.L, Gerling G.J, Childress R.M. Physical Simulators for Training Clinical Palpation Skills 2006, unpublished.
- 3- Ophir J, Alam S.K, Garra B.S, Kallel F, Konofagou E.E, Krouskop T, Merritt R.B, Righetti R, Souchon R, Srinivasan S, Varghese T. Elastography: Imaging the Elastic Properties of Soft Tissues with Ultrasound. Review Article, J. Med Ultrasonics 2002; 29: 155-71.
- 4- Oida T, Amano A, Matsuda T. Magnetic Resonance Elastography: In-vivo Measurements of Elasticity for Human Tissue. ICKS: Proc. IEEE Intl. Conf. on Informatics Research for Development of Knowledge Society Infrastructure, 2004.
- 5- Samani A, Zubovits J, Plewes D. Elastic Moduli of Normal and Pathological Human Breast Tissues: An Inversion-Technique-Based Investigation of 169 Samples. J. Phys. Med. Biol 2007; 52: 1565-76.
- 6- Krouskop T.A, Wheeler T.M, Kallel F, Garra B.S, Hall T. Elastic Moduli of Breast and Prostate Tissues under Compression. J. Ultrasonic Imaging 1998; 20: 260-74.
- 7- Konofagou E.E, Ophir J, Krouskop T.A, Garra B.S.

- 13- Insana M.F, Pellot-Barakat C, Sridhar M, Lindfors K.K. Viscoelastic Imaging of Breast Tumor Microenvironment with Ultrasound. J. Mammary Gland Biology and Neoplasia 2004; 9(4): 393-404.
- 14- Nagarkal V.K. A Numerical Study of Finite Element Calculations for Incompressible Materials under Applied Boundary Displacements. M.Sc. Dissertation, Dept. Mechanical Engineering, University of Saskatchewan, Canada, 2006.
- Chanorasekhar R, Ophir J, Krouskop T, Ophir K. Elastographic Image Quality vs. Tissue Motion in Vivo. J. Ultrasound in Med. Biol 2006; 32(6): 847-55.
- 16- Ophir J, Garra B, Kallel F, Konofagou E, Krouskop T, Righetti R, Varghese T. Elasto-graphic imaging. J. Ultrasound Med. Biol 2000; 26(1): S23-9.
- 17- Kallel F, Bertrand M, Ophir J. Fundamental Limitations on the Contrast-Transfer Efficiency in Elastography: an Analytic Study. J. Ultrasound in Med & Biol 1996; 22(4): 463-70.
- Kirkpatrick S.J. Optical Elastography. Oregon Health Sciences University Publication, 2000.
- Schmitt J.M. OCT Elastography: Imaging Microscopic Deformation and Strain of Tissue. J. Optics Express 1998; 3(6): 199-211.
- 20- Liang X, Oldenburg A.L, Crecea V, Chaney E.J, Boppart S.A. Optical Microscale Mapp-ing of Dynamic Biomechanical Tissue Properties. J. Optics Express 2008; 16(15): 11052-65.
- 21- Liang X, Oldenburg A.L, Crecea V, Sureshkumar K, Insana M.F, Boppart S.A. Modeling and Measurement of Tissue Elastic Moduli using Optical Coherence Elastography. Proc of SPIE 2008; 6858: 6858031-8.
- 22- Bilgen M, Insana M.F. Elastostatics of a Spherical Inclusion in Homogeneous Biological Media. J. Phys. Med. Biol 1998; 43: 1-20.
- 23- Rogowska J, Patel N, Plummer S, Brezinski M.E. Quantitative Optical Coherence Tomo-graphic Elastography: Method for Assessing Arterial Mechanical Properties. British J. Radiology 2006; 79: 707-11.
- 24- Ko H.J, Tan W, Stack R, Boppart S.A. Optical Coherence Elastography of Engineered and Developing Tissue. J. Tissue Engineering 2006; 12(1): 63-70.

- 25- Cheng G.C, Loree H.M, Kamm R.D, Fishbein M.C, Lee R.T. Distribution of Circum-ferential Stress in ruptured and Stable Atherosclerotic Lesions: A Structural Analysis with Histo-pathological Correlation. J. Circulation 1993; 87(4): 1179-87.
- 26- Lee R.T, Yamamoto C, Feng Y, Potter-Perigo S, Briggs W.H, Landschulz K.T, Turi T.G, Thompson J.F, Libby P, Wight T.N. Mechanical Strain Induces Specific Changes in the Synthesis and Organization of Proteoglycans by Vascular Smooth Muscle Cells. J. Biol. Chem 2001; 276: 13847-51.
- 27- Kaazempur-Mofrad M.R, Younis H.F, Patel S, Isasi A.G, Chan R.C, Hinton D.P, Lee R.T, Kamm R.D. Cyclic Strain in Human Carotid Bifurcation and its Potential Correlation to Atherogenesis: Idealized and Anatomically-Realistic Models. J. Engineering Mathematics 2003; 47(3-4): 299-314.
- 28- Lee R.T, Schoen F.J, Loree H.M, Lark M.W, Libby P. Circumferential Stress and Matrix Mettalloproteinase 1 in Human Coronary Atherosclerosis: Implications for Plaque Rupture. J. Arterioscler. Thromb. Vasc. Biol 1996; 16: 1070-3.
- 29- De Korte C.L, Van Der Steen A.F.W, Cespedes E.I, Pasterkamp G, Carlier S.G, Mastik F, Schoneveld A.H, Serruys P.W, Bom N. Characterization of Plaque Components and Vulnerability with Intravascular Ultrasound Elastography. J. Phys. Med. Biol 2000; 45: 1465-75.
- 30- Doyley M.M, Mastik F, De Korte C.L, Carlier S.G, Cespedes E.I, Serruys P.W, Bom N, Van Der Steen A.F.W. Advancing Intravascular Ultrasonic Palpation: Towards Clinical Applications. J. Ultrasound in Med. Biol 2001; 27(11): 1471-80.
- 31- Schaar J.A, De Korte C.L, Mastik F, Strijder C, Pasterkamp G, Boersma E, Serruys P.W, Van Der Steen A.F.W. Characterizing Vulnerable Plaque Features with Intravascular Elastography. J. Circulation 2003; 108: 1-6.
- 32- Boppart S.A, Vinegoni C, Tan W, Luo W, Ralston T.S, Marks D.L. Advances in Optical Imaging of Dynamic Three-Dimensional Engineered Tissues. Optical Society of America Publication, 2006.