تحلیل انتشار موج برشی در بافت مغز از طریق مدل‌سازی دوبعدی با تمایز بافت سفید و خاکستری آن

نغمه داهی[1*]، محمد حق‌پناهی[2]

[1]دانشگاه علم و صنعت ایران، دانشجوی کارشناسی‌ارشد بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، تهران، ایران، [2]دانشگاه علوم و صنعت ایران، هیئت‌علمی دانشکده مهندسی مکانیک، تهران، ایران

*نویسنده پاسخگو: Email: naghmeh_dahi@yahoo.com

چکیده

مقدمه: الاستوگرافی روشی غیرتهاجمی برای عکسبرداری است که در آن با اندازه‌گیری مشخصات مکانیکی بافت‌ها می‌توان بافت سالم را از بافت‌های سرطانی اطرافش تشخیص‌داد. این فرایند نیازمند اعمال یک تحریک خارجی به بافت و اندازه‌گیری جابجایی‌های ایجادشده در اثر این تحریک خارجی با استفاده از ابزار ام‌آرآی و تبدیل آن‌ها به یک توزیع سختی است. تست برش دینامیکی بر روی مدل شبیه سازی شده می تواند برای ارزیابی اندازه گیریهای الاستوگرافی تشدید مغناطیسی مورد استفاده قرار گیرد.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه، یک مدل المان محدود بوسیله نرم‌افزار آباکوس با ابعاد بدست آمده از عکسبرداری ام‌آرآی بافت مغز و تمایز بافت آن به دو ماده سفید و خاکستری برای تعیین رفتار برش دینامیکی و بررسی تفاوت رفتاری این دو محیط با فرض ماده الاستیک هموژن ایزوتروپیک مدل‌سازی شده و ارائه می‌شود.

یافته‌ها: آنچه که از نتایج بررسی‌های این تحقیق بدست‌آمده این است که در دو محیط ذکر شده بعلت تفاوت کم الاستیسیته مدول برشی دو محیط دارای اختلاف کم و در نتیجه شکل موج، با طول موج‌های تقریباً یکسانی بدست می‌آید.

بحث و نتیجه‌گیری: واضح است که این نتیجه سبب رفع کنجکاوی‌ها در باب تفاوت الاستیسیته دو ماده سفید و خاکستری شده و اعمال روش الاستوگرافی را برای تشخیص بافت‌های سرطانی با الاستیسیته بالاتر هموار می‌کند.

کلید واژه: الاستوگرافی، مدل‌سازی المان محدود، مدول الاستیسیته، مغز.

تاریخ دریافت:۱۳۹۰/۶/۱۳

تاریخ پذیرش:۱۳۹۰/۱۰/۱۱

[Downloaded from ijwph.ir on 2024-03-29]

مقدمه

مغز از فعال‌ترین و آسیب‌پذیرترین اعضای بدن انسان بوده و در عین حال حیاتی‌ترین عضوهاست. توصیف رفتار مکانیکی بافت مغز یکی از مهمترین و پیچیده‌ترین موضوع ها در بیومکانیک است. مدل مکانیکی بافت مغز بسیار مهم است زیرا تعداد قابل توجهی از کاربردها را در زمینه جراحی روباتیک، آموزش جراحی، شبیه‌سازی آسیب تروماتیک مغز و دیگر بیماری‌های مربوطه دارد (۱۴–۱۲). یکی از بیماری‌هایی که ممکن است مغز درگیر آن شده و کارایی طبیعی خود را از دست بدهد، ایجاد تومور مغزی و یا بعبارت دیگر سرطان مغز است. تومور مغزی عبارت است از رشد یک توده غیرطبیعی در مغز که امکان دارد خوش‌خیم یا بدخیم باشد. از این‌رو آنچه که اهمیت بسیار بالایی دارد، تشخیص زود هنگام این بیماری و با استفاده از روش‌های غیرتهاجمی برای بیمار می‌باشد. تشخیص دقیق محل بافت ناسالم و تمایز بین بافت سالم و ناسالم نیز دارای اهمیت زیادی است. یکی از روش‌هایی که در جهت انجام این مهم هنوز مراحل ابتدایی را طی می‌کند روش الاستوگرافی است که در آن با توجه به این‌که تومورهای بدخیم و همچنین بسیاری از ضایعات وآسیب‌های بافتی تغییرات قابل توجهی را در خواص مکانیکی بافت ایجاد می‌کنند، تشخیص این آسیب‌ها و تومورها مقدور می‌شود. تعیین کمی خواص مکانیکی بافت‌های بیولوژیک مانند میزان سفتی آن توجه محققان بسیاری را طی دودهه گذشته به خود معطوف ساخته‌است. زیرا ثابت گشته‌است که تومورها دارای سفتی یا الاستیسیته بالاتری نسبت به بافت‌های سالم اطرافشان هستند. الاستوگرافی روشی غیرتهاجمی برای عکسبرداری است که در آن می‌توان مشخصات مکانیکی بافت‌ها را اندازه‌گیری‌کرد. این فرایند نیازمند اعمال یک تحریک خارجی به بافت و اندازه‌گیری جابجایی‌های ایجادشده در اثر این تحریک خارجی با استفاده از ابزار ام‌آرآی و تبدیل آن‌ها به یک توزیع سختی است.

تا سال ۱۹۷۰ فقط تعداد کمی مقاله درباره خواص مکانیکی بافت مغز منتشر شد (۱۵). اخیراً گروه‌های مختلفی روی ساختمان خواص بافت مغز توجه کرده‌اند و مدل‌های مختلفی از بیومکانیک مغز پیشنهاددادهشده‌اند. تعیین خواص مکانیکی بافت مغز از طریق انجام آزمایشات تنش کرنش (۱۶)، فشار (۱۸و۱۷) و آزمایشات برش معمولاً بر روی بافت مغز حیوان بصورت مدل‌های خطی یا غیرخطی الاستیک، هایپرالاستیک، پروالاستیک یا ویسکوالاستیک می‌باشد (۲۲–۱۹). مشخص‌کردن تفاوت‌های میان خواص مکانیکی بافت خاکستری مغز و بافت سفید یکی از مهمترین مسائل در بیومکانیک هستند. در یک مطالعه مدول برشی ماده سفید ناحیه کرونا[I] و ماده خاکستری تالاموس[II] مغز انسان با هم مقایسه شده‌اند (۲۳). همچنین مطالعه دیگری نشان‌داد که ماده سفید بافت مغز گاو[III] در برش حدود ۳ بار بزرگتر از ماده خاکستری است (۱۰). آقای سیامک نجاریان و همکاران نشان‌دادند که ماده خاکستری و ماده سفید خواص مکانیکی مختلفی دارند به‌علاوه نشان داده‌شده که برای برخی کرنش‌های خاص تئوری الاستیک خطی برای مدل‌سازی بافت مغز قابل قبول‌است (۹).

در مطالعات صورت گرفته توسط آقای کای‌نان[IV] و همکارانشان مدل المان محدود متقارن محوری با استفاده از آباکوس برای شبیه‌سازی نمونه ژل آگارز[V] ایجاد شد. اثرات سختی ماده، دانسیته، و فرکانس تحریک بر روی انتشار طول موج برشی تعیین شد. نتایج بدست آمده از نمونه بررسی شده با ام‌آرآی و نرم‌افزار کاملاً با هم همخوانی داشت (۲).

در مقاله آقای عجبی و همکاران به بررسی مدل المان محدود متقارن محوری نمونه شبیه‌سازی شده مغز برای تعیین رفتار برش دینامیکی با استفاده از آباکوس پرداخته‌شد و اثرات فرکانس تحریک و شرایط مرزی بر مدول برشی و ویسکوزیته برشی بررسی شد (۱). حال آن‌که در مقاله دیگری استفاده از روش محاسبه عددی و مدل‌سازی المان محدود را برای شبیه‌سازی الاستوگرافی و بررسی مدول برشی مورد مطالعه قرارداده و آن‌را تایید کردند (۴).

مواد و روش‌ها

تئوری

[I] Corona Radiate Region
[II] Thalamus
[III] Bovine
[IV] Kai-Nan An
[V] Agarose ge

[Downloaded from ijwph.ir on 2024-03-29]

تعادل تکانه خطی[I] برای مواد جامد ایزوتروپیک خطی، الاستیک می‌تواند به صورت زیر بیان شود (۴):

$$\sigma_{ij,j} + \rho b_i = \rho f_i \quad (۱)$$

σij,j بیانگر دیورژانس[II] تانسور تنش، ρ دانسیته ماده، bi یک شتاب پایدار[III] خارجی و fi نشان‌دهنده یک شتاب شتاب اعمال شده خارجی است. معادله ترکیبی در یک جامد الاستیک خطی که تنش را به کرنش مربوط می‌کند، از روش زیر بیان می‌شود:

$$\sigma_{ij} = \lambda \Delta \delta_{ij} + 2\mu \varepsilon_{ij} \quad (۲)$$

μ و λ نشان‌دهنده ثابت لامه[IV] برای ماده هستند، کرنش (εij) نیز بعنوان گرادیان جابجایی متقارن با استفاده از رابطه زیر معرفی تعریف می‌شود:

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{i,j}) \quad (۳)$$

ui نشان‌دهنده جابه‌جایی ذره می‌باشد. توجه داشته باشید که δ_{ij} و ε_{ij} هر دو تانسورهای متقارن هستند. Δ نشان‌دهنده انبساط ماده است و به روش زیر بدست می‌آید:

$$\Delta = u_{i,i} = \varepsilon_{i,i} \quad (۴)$$

می‌توان از نیروهای وارده به جسم مستقل از زمان همانند نیروی گرانشی در رابطه (۱) چشم‌پوشی کرد.

زیرا این معادله خطی می‌تواند به اجزای تفکیک‌پذیر الاستواستاتیک و الاستودینامیک تجزیه‌شود (۴). جهت استخراج یک عبارت برای جابجایی در غیاب نیروی خارجی وارده به جسم (bi)، رابطه تشکیل‌دهنده معادله (۲) در معادله تعادل تکانه خطی رابطه (۱) جایگزین‌شده (fi=üi ، bi=0) و نتیجه زیر حاصل می‌شود:

$$\sigma_{ij,j} = \lambda \Delta_{,i} + \mu(u_{i,jj} + u_{j,ij}) \quad (۶)$$

$$\rho \ddot{u}_i = (\lambda + \mu) u_{j,ji} + \mu u_{i,jj} \quad (۷)$$

معادله جابجایی (۶) می‌تواند به فرم‌برداری بشکل زیر نوشته شود:

$$(\lambda + \mu)\nabla(\nabla . \vec{u}) + \mu \nabla^2 \vec{u} = \rho \ddot{\vec{u}} \quad (۸)$$

حل جابجایی در جسم جامد می‌تواند به شکل زیر تجزیه شود:

$$\vec{u} = \nabla \psi + \nabla \times \vec{W} \quad (۹)$$

ψ نشان‌دهنده انبساط (عددی، وابسته به زمان و تغییرات حجم) اجزاء جابجاشده که در امتداد و راستای انتشار موج (طولی) اتفاق می‌افتد و $\vec{W}$ نشان‌دهنده اجزاء جابجاشده که بصورت عرضی در امتداد انتشار موج اتفاق می‌افتد، است. این اعداد و جابجایی‌های برداری می‌توانند با استفاده از تجزیه هلمهلتز[V] بیان شوند (۴). از جایگزینی رابطه (۸) در رابطه (۷) فرمول زیر به دست می‌آید:

$$\nabla\left[(\lambda + 2\mu)\nabla^2\psi - \rho\frac{\partial^2\psi}{\partial t^2}\right] + \nabla \times \left[\mu\nabla^2\vec{W} - \rho\frac{\partial^2\vec{W}}{\partial t^2}\right] = 0 \quad (۱۰)$$

اجزای جابجایی نشان‌داده‌شده در رابطه (۹) قابل تفکیک هستند و هر کدام از آن‌ها شکل یک معادله موجی را می‌گیرند. به عنوان مثال در جهت ($\hat{x}$) این معادله می‌تواند به شکل زیر بیان شود:

$$\frac{\partial^2\psi}{\partial x^2} - \frac{1}{C_L^2}\frac{\partial^2\psi}{\partial t^2} = 0 \qquad C_L = \sqrt{\frac{(\lambda + 2\mu)}{\rho}} \quad (۱۱)$$

$$\frac{\partial^2\vec{W}}{\partial x^2} - \frac{1}{C_T^2}\frac{\partial^2\vec{W}}{\partial t^2} = 0 \qquad C_T = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \quad (۱۲)$$

ثابت‌های C_L و C_T بترتیب سرعت موج طولی و عرضی (برشی) را نشان می‌دهند. اکنون اصطلاحات مربوط به اجزاء در جهات مختلف قائم بر هم تجزیه شده‌است و هر ذره معادله را بصورت جداگانه ارضا می‌کند، بنابراین اندازه‌گیری برای تعیین‌کردن μ تنها در یک جهت کافی است. در روش الاستوگرافی تشدید مغناطیسی نوسان‌های خارجی با فرکانس معلوم بر یک ماده اعمال می‌شوند. و موج‌های کرنش اکوستیک[VI] ناشی از این نوسان‌ها در عکسبرداری تشدید مغناطیسی دیده می‌شوند.

بنابراین مدول‌های برشی و مدول‌های یانگ از معادله (۱۰) و معادله (۱۱) با اندازه‌گیری طول موج از تصاویر محاسبه می‌شوند. برای اندازه‌گیری دقیق اندازه دانسیته ماده لازم است. که برای بافت انسانی ρ می‌تواند در حدود $\rho \approx 1.0$ باشد (۴).

مدلسازی

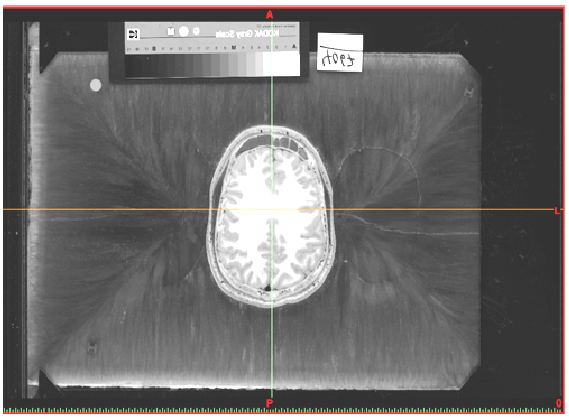
تصاویر امآرای[VII] مربوط به یک مرد سالم میانسال گرفته‌شد. این تصاویر شامل نماهای سه بعدی عمود برهم

[I] Linear momentum
[II] Divergence
[III] Steady-state
[IV] Lame constants
[V] Helmholtz
[VI] Acoustic
[VII] MRI

[Downloaded from ijwph.ir on 2024-03-29]

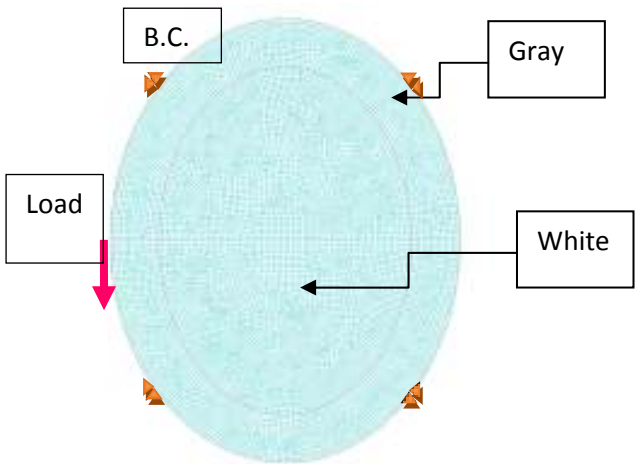
مغز می‌باشند؛ نمای ساجیتال[I] (نمای کناری)، نمای کرونال[II] (نمای جلو) و نمای آکسیال[III] (نمای بالا). در هر هر جهت تعداد ۱۲۰ اسلاید با ضخامت ۱ میلیمتر و سایز پیکسل‌های ۰.۵ میلیمتر وجوددارد. این تصاویر وارد نرم‌افزار میمیکس[IV] شدند. از اطلاعات واردشده به این نرم‌افزار به منظور ایجاد مدل دو بعدی با هندسه واقعی مغزی استفاده‌شد.

برای مدل‌سازی دو بعدی یکی از اسلایدهای امآرای در نمای آکسیال انتخاب شد و ابعاد دقیق آن با استفاده از ابزارهای این نرم‌افزار در دو بعد x و y اندازه‌گرفته شده و در نرم‌افزار المان محدود آباکوس[V] شکلی مشابه مغز مورد مورد نظر ساخته‌شد. در شکل (۱) تصویری ازاین نرم‌افزار دیده می‌شود. همان‌گونه که از شکل پیدا است، ناحیه وسط شامل قشر سفید مغز و ناحیه اطراف آن شامل قشر خاکستری مغز می‌باشد. با میانگین‌گیری تقریبی از این شکل ضخامت لایه خاکستری ۲۵ میلیمتر در نظر گرفته‌شد و در نتیجه آن ابعاد دقیق مغز شامل قشر سفید مغز یک بیضی به شعاع کوچک ۶۶ و شعاع بزرگ ۹۱ میلیمتر و ابعاد به انضمام قشر خاکستری به شعاع کوچک ۹۱ و شعاع بزرگ ۱۱۶ میلیمتر استخراج و مدلسازی شد. در نرم‌افزار آباکوس مدل مغز موردنظر به عنوان یک جامد الاستیک ایزوتروپیک[VI] هموژن[VII] با نسبت پواسون ν=۰.۴۹۵ (تقریباً تراکم‌ناپذیر[VIII])در نظرگرفته و مدلسازی شد. المان‌های چهاروجهی کرنش سطحی دو مجذوری هشت گرهی[IX] با روش انتگراسیون کاهیده[X] کاهیده[X] (CPE8R) به طور یکنواخت در این مدل استفاده‌شدند. سایز المان‌ها برای دست‌یافتن به جوابی یکتا ۲×۲ میلی‌متر انتخاب‌شد. یعنی سایز المآن‌ها تا حدی کوچک و کوچک‌تر شد که در سایز ۲×۲ و ۱×۱ به یک همگرایی رسیدیم. تعداد المآن‌ها ۹۷۲۶ و تعدادگره‌ها ۲۹۵۰۷ می‌باشد (شکل ۲). حرکات سینوسی در جهت منفی محور y در فرکانس‌های مختلف ۲۵،۵۰،۹۰ هرتز به گره میانی روی محور x و در انتهایی‌ترین نقطه سمت چپ این محور برای تشابه‌سازی ارتعاشات و نوسانات استفاده‌شده در امآرای اعمال شد.



شکل ۱: تصویر امآرای دو بعدی در نرم‌افزار میمیکس

این حرکات سینوسی با استفاده از نیروی مکانیکی به مقدار یک نیوتن ایجادشد. شرایط مرزی در نظرگرفته‌شده برای این مدل شرایطی نزدیک به واقعیت متشکل از شرط عدم‌جابجایی در جهت محورهای x و y می‌باشند. با توجه به شکل ۱ پیداست که بافت مغز در زوایای ۴۵ درجه با محور افقی بیشترین تماس را با استخوان جمجمه دارد و در نقاط بالایی و پایینی تماس بافت مغز با جمجمه بسیار کم بوده و بیشتر مایع مغزی-نخاعی این بین را اشغال می‌کند. بنابراین شرایط مرزی به صورت ۴ محل در زوایای ۴۵ درجه از محور افقی در نظرگرفته شد.



شکل ۲: مدل مغز ساخته‌شده پس از مش‌زدن در نرم‌افزار آباکوس با مشخص‌کردن محل اعمال نیرو و شرایط مرزی و تمایز بافت سفید و خاکستری

مدول‌های الاستیک (E) مختلفی، برابر ۱،۱۳،۱۹ و ۶.۲و ۱۵و ۲۴.۱ پاسکال بترتیب برای ماده خاکستری و سفید (۶و۳) جهت آزمایش ارتباط بین طول موج برشی و

[I] Saggital
[II] Coronal
[III] Axial
[IV] MIMICS 10.01
[V] ABAQUSS 6.9-1
[VI] Isotropic
[VII] Homogenous
[VIII] Incompressible
[IX] 8-node biquadratic plain strain quadrilateral
[X] Reduced integration

[Downloaded from ijwph.ir on 2024-03-29]

مدول‌های برشی تعریف‌شدند. دانسیته ماده در مدل‌ها برابر با $1\times10^{3}\frac{kg}{m^{2}}$ در نظرگرفته‌شد (۳-۱). و از طرفی با تغییر یکی از مدل‌ها با فرکانس ثابت و تمامی شرایط دیگر با همان مقادیر قبلی فقط دانسیته تغییر داده‌شده و مورد بررسی قرارگرفت. دانسیته‌های مورد بررسی مقادیر ۱،۱.۵و۲ در ۱۰۰۰ کیلوگرم بر مترمکعب منظور شدند. در تمامی مراحل مدلسازی، دمپینگ ماده صفر فرض شده‌است.

در تحقیق مورد نظر آنالیزهای المان محدود انتشار موج در مدل با استفاده از توانایی‌های نرم‌افزار آباکوس صورت گرفت. آباکوس روش مدل دینامیکی را برای حل مسائل غیرخطی بکار می‌برد. همچنین آنالیز دینامیکی گذرا[I] برای بررسی انتشار موج در مدل استفاده‌شد. ۴۵ فرکانس طبیعی اول استخراج شدند و افزایش زمان در مدل آنالیز دینامیکی ۰.۰۱ ثانیه در نظر گرفته‌شد. در این روش، فرکانس طبیعی از پاسخ اغتشاشات استاتیکی بار اعمالی بدست می‌آید (حلال لنکزوس[II] روش انتخابی برای استخراج مقادیر ویژه فرکانس طبیعی در این مطالعه است.).

سپس روش مدل دینامیکی برای بررسی ویژگی‌های انتشار موج بکار می رود. طول موج برشی (λ) با اندازه‌گیری فاصله بین قله‌های موج با استفاده از اطلاعات خروجی شکل موج مدل المان محدود محاسبه می‌شود. طول موج برشی (λ) در مدل المان محدود در تایم فریم آخر محاسبه‌شد. با قراردادن این طول موج در رابطه زیر مدول برشی بدست می‌آید (۲۴).

$$\lambda - \frac{1}{f}\sqrt{\frac{G}{\rho}} \quad (۱۳)$$

که در آن λ طول موج برشی، f فرکانس تحریک، ρ دانسیته ماده و G مدول برشی می‌باشند. مدول برشی G با مدول یانگ (E) نیز بدین صورت در ارتباط است:

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (۱۴)$$

مدل المان محدود انتشار موج مزایای زیر را دارد:

۱- اطلاعات دقیق در زمینه موج در سراسر نمونه

۲- مطالعه و بررسی سیستماتیک اثرات موارد بالا روی انتشار موج

یافته‌ها

یک نمونه از انتشار موج برشی در مدل المان محدود با الاستیسیته ۱۵ و ۱۳ کیلوپاسکال بترتیب برای بافت سفید و خاکستری (۳) با فرکانس ۲۵ هرتز در شکل (۳) نشان‌داده شده‌است. نقاط آبی گودی‌ها و نقاط قرمز قله‌های موج را نشان می‌دهند.

نموداری از جابجایی‌های ایجاد شده در جهت محور قائم در شکل (۴) نشان‌داده شده‌است. این شکل موج برشی درست بر روی خطی که مغز را از میانه به دو نیم تقسیم می‌کند محاسبه گشته‌است. λ اندازه گیری شده در این تصویر حدود ۸۵ میلیمتر می‌باشد که با جاگذاری این ارقام در معادلات محیط الاستیک شامل معادلات ۱۳ مقدار مدول برشی تقریباً برابر با ۴.۷ کیلوپاسکال بدست می‌دهد که با مقدار بدست‌آمده از معادله ۱۴ با جاگذاری الاستیسیته و ضریب پوآسون در آن مقدار مدول برشی یکسان می‌باشد.

این اعداد و ارقام در مقایسه با مدل المان محدود متقارن محوری الاستیک بدست‌آمده در مطالعات آقای کای‌نان و همکارانش بسیار قابل‌قبول‌است. آن‌ها در مطالعاتشان مدول برشی را حدود ۲.۱۲±۳۸ میلی‌متر در ۱۵۰ هرتز و ۰.۹۵±۲۸.۱۲ میلی‌متر در ۲۰۰ هرتز بدست آورده‌بودند که با توجه به بالابودن الاستیسیته یعنی سخت‌تر در نظرگرفتن ماده توسط آن‌ها و نیز متفاوت‌بودن فرکانس تفاوت‌ها کاملاً قابل درک هستند. از طرفی نمودار بدست‌آمده در شکل (۴) شباهت فراوانی به نمودارهای آقای عجبی و آقای کای‌نان دارد (۱و۲). هدف این پروژه بررسی تفاوت مدول برشی و طول موج دو ناحیه سفید و خاکستری مغز بود. آنچه که از شکل طول موج برشی روشن است، در گذر از ماده خاکستری به سفید مغز و بالعکس هیچگونه اغتشاش یا تغییر رفتاری در شکل موج دیده نمی‌شود.

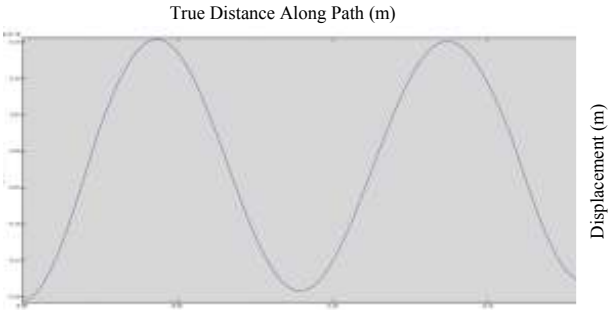
این مهم همچنین با اعمال الاستیسیته‌های پایین‌تر به مدل موردنظر و بررسی وجود یا عدم‌وجود اغتشاش نیز تحقیق شد. زیرا در الاستیسیته‌های پایین‌تر طول موج کوتاهتر می‌شود و تغییرات ریزتر نیز قابل‌مشاهده هستند. آنچه که بدست آمد این بود که حتی طول موج این دو محیط تفاوت بسیار ناچیزی هم با هم دارند و این امر بعلت تفاوت کم الاستیسیته دو محیط قابل قبول است. از طرفی نازک بودن قشر خاکستری نیز در این امر

[I] Transient dynamic analysis
[II] Lanczos

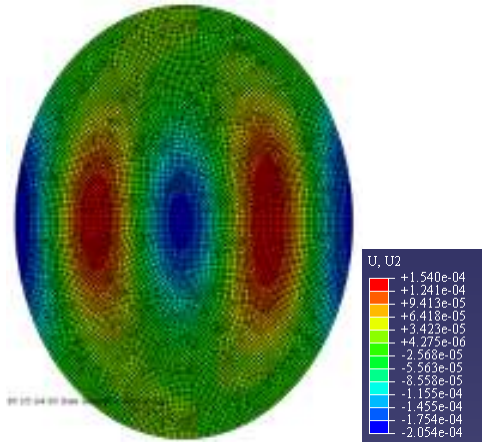
[Downloaded from ijwph.ir on 2024-03-29]

تاثیرگذار می باشد. در شکل زیر شکل موج برشی در الاستیسیته ۱ و ۱/۲ کیلوپاسکال در فرکانس ۲۵ هرتز بترتیب برای بافت خاکستری و سفید نمایش داده شده است(۳).

این مسئله نشان می دهد که مدلهای المان محدودی که تا به امروز با در نظر گرفتن یک ماده برای بافت مغز جهت مشخص کردن طول موج برشی و مدول برشی ساخته شده اند، قابل قبول هستند و نتایج ما با آن‌ها مطابقت کافی را دارد(۱-۲).



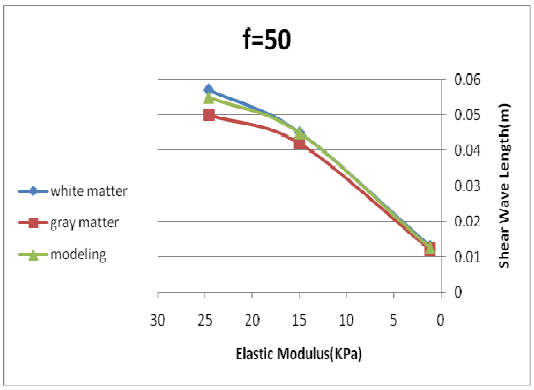
شکل ۳: انتشار موج برشی در مدل المان محدود با فرکانس ۲۵ هرتز و الاستیسیته ۱۵ و ۱۳ کیلوپاسکال



شکل ۴: شکل موج برشی در مدل المان محدود با فرکانس ۲۵ هرتز و الاستیسیته ۱۵ و ۱۳ کیلوپاسکال

در بررسی شکل موج برشی این تحلیل‌ها نشان می‌دهد که مدل‌های المان محدودی که تا به امروز با در نظرگرفتن یک ماده برای بافت مغز جهت مشخص‌کردن طول موج برشی و مدول برشی ساخته شده‌اند، قابل قبول هستند و نتایج ما با آن‌ها مطابقت کافی را دارد (۲-۱). طول موج‌های برشی شبیه‌سازی‌شده با مدول الاستیک‌ها و فرکانس‌های مختلف در جدول ۱ و شکل ۵ آمده‌است.

در نمودار شکل ۵ می‌توان کاهش طول موج برشی را با افزایش فرکانس به‌راحتی مشاهده‌کرد. این نمودارها با نمودار بدست‌آمده از مطالعه آقای کای‌نان و همکاران کاملاً تطابق و همخوانی‌دارند (۲). در نتایج اعلام‌شده از طرف این گروه نیز طول موج برشی افزایش فرکانس کاهش‌یافته و با افزایش الاستیسیته افزایش می‌یابد.



شکل ۵: نمودار طول موج‌های برشی شبیه‌سازی شده با مدول الاستیک مختلف و فرکانس ۵۰ هرتز در مقایسه با اعداد تحلیلی

با اعمال سه چگالی متفاوت ۵۰۰ و ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ کیلوگرم برمترمکعب به مدل موردنظر با شرایط ثابت الاستیسیته ۱۳ و ۱۵ کیلوپاسکال بترتیب برای بافت خاکستری و سفید و فرکانس تحریک ۲۵ هرتز، اثر چگالی بر مدل بدین صورت حاصل‌شد که با افزایش دانسیته طول موج برشی کاهش‌یافته و با کاهش آن افزایش می‌یابد. نتایج این بررسی با نمودار بدست‌آمده از مطالعه آقای کای‌نان و همکارانش بمقدار بسیار زیادی همخوانی دارد(۲). انتشار موج برشی در مدل المان محدود با فرکانس ۲۵ هرتز و الاستیسیته ۱۵ و ۱۳ کیلوپاسکال و دانسیته ۵۰۰ کیلوگرم برمترمکعب در شکل ۶ نشان‌داده‌شده‌است. با مقایسه این شکل با شکل ۳ که تنها تفاوت این دو مدل در میزان دانسیته بافت‌های آن‌هاست، شکل ۳ دانسیته ۱۰۰۰ کیلوگرم بر مترمکعب و شکل ۶ دانسیته ۵۰۰ کیلوگرم برمترمکعب واضحاً می‌توان مشاهده‌کرد که طول موج برشی افزایش‌یافته است. در شکل ۶ رنگ‌های قرمز که نشان‌دهنده قله های موج در آن نقطه می‌باشند به سمت راست انتقال یافته است و نسبت به شکل ۳ نشان می‌دهد که این قله‌ها در موج برشی با فواصل بیشتری اتفاق می‌افتد، و یا بعبارتی طول موج برشی افزایش‌یافته‌است. نتایج این بررسی در نمودار شکل ۷ آمده‌است.

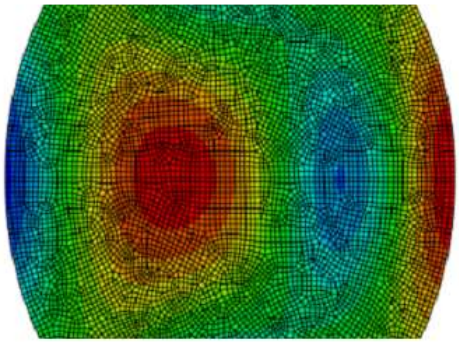
[Downloaded from ijwph.ir on 2024-03-29]

همانگونه که در نمودار پیداست این نمودار با نمودار بدست‌آمده از مطالعه آقای کای‌نان و همکارانش بمقدار بسیار زیادی همخوانی‌دارد(۲)

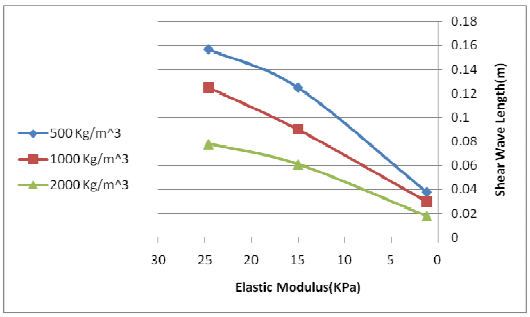
جدول ۱: طول موج‌های برشی شبیه‌سازی شده با مدول الاستیک‌ها و فرکانس‌های مختلف.

فرکانس تحریک (هرتز)	طول موج برشی(متر)								
	۲۵			۵۰			۹۰		
	مدلسازی	تحلیلی		مدلسازی	تحلیلی		مدلسازی	تحلیلی	
		سفید	خاکستری		سفید	خاکستری		سفید	خاکستری
E1	۰.۱۰۵	۰.۱۵۵	۰.۱	۰.۰۵۵	۰.۰۵۷	۰.۰۵	۰.۰۳۵	۰.۰۳۲	۰.۲۸
E2	۰.۰۹	۰.۰۹	۰.۰۸۳	۰.۰۴۵	۰.۰۴۵	۰.۰۴۲	۰.۰۲۵	۰.۰۲۵	۰.۰۲۳
E3	۰.۰۲۵	۰.۰۲۵	۰.۰۲۳	۰.۱۲۵	۰.۰۱۳	۰.۰۱۲	۰.۰۰۷	۰.۰۰۷	۰.۰۰۶

E1: الاستیسیته ۱۹ و ۲۴.۶ کیلوپاسکال بترتیب برای بافت خاکستری و سفید مغز(۱۶)؛ E2: الاستیسیته ۱۳ و ۱۵ کیلوپاسکال بترتیب برای بافت خاکستری و سفید مغز(۳)؛ E3: الاستیسیته ۱ و ۱.۲ کیلوپاسکال بترتیب برای بافت خاکستری و سفید مغز (نویسنده)



شکل ۶: انتشار موج برشی در مدل المان محدود با فرکانس ۲۵ هرتز و الاستیسیته ۱۵ و ۱۳ کیلوپاسکال و دانسیته ۵۰۰ کیلوگرم برمترمکعب



شکل ۷: نمودار طول موج‌های برشی شبیه‌سازی شده با مدول الاستیک و فرکانس ۲۵ هرتز (محور عمودی طول موج برشی و محور افقی الاستیسیته ماده است.) با اعمال سه چگالی متفاوت ۵۰۰ و ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ کیلوگرم بر متر مکعب

درک رفتار انتشار موج برشی در بافت توسط روش الاستوگرافی تشدید مغناطیسی بسیار مهم است. روش المان محدود یک روش قدرتمند را برای مطالعه کمی روابط بین طول موج برشی و پارامترهای مختلف پیشنهاد می‌دهد. در این مطالعه یک مدل المان محدود برای آزمون تحلیلی فاکتورهای مختلفی که ممکن است تخمین مدول برشی را در نمونه‌های هموژن با احتساب طول موج برشی به عنوان پارامتر اولیه در شناسایی ویژگی‌های برشی تحت تاثیر قراردهد، خلق‌شد. این اولین مرحله در جهت تحلیل انتشار موج در محیط‌های پیچیده‌تر بود. در این مطالعه اثرات دانسیته و فرکانس تحریک هرکدام به تنهایی مورد بررسی قرارگرفت. نتایج طول موج برشی بدست‌آمده از مدل المان محدود حاضر به طور منطقی به محاسبه تئوریکی در نمونه‌های الاستیک همگن نزدیک هستند. در این مدل همان‌گونه که ذکر شد، اثرات شرایط مرزی هم مورد بررسی قرارگرفت. با جابجاکردن شرایط مرزی به مقدار زیاد طول موج‌ها نیز تغییر می‌کنند. از طرفی باید شرایط به گونه‌ای باشند که بتوان مدل را نامحدود در نظرگرفت. نتیجه‌ای که به دست‌آمد این است که اثرات شرایط مرزی بر مدل مورد نظر هم در روش المان محدود و هم امآرای بسیار موثر می‌باشد.

انتخاب نوع المان CPE8R بر پایه استاندارد آباکوس انجام شده‌است. المان‌ها از نوع دو مجذوری درجه دوم[I] انتخاب انتخاب شدند، زیرا دقت بالاتری را نسبت به المان‌های درجه اول که شامل شرایط تماسی پیچیده، ضریب یا انحرافات شدید نمی‌شوند ارائه می‌کرد. از طرفی بعلت فرض تراکم‌ناپذیری بافت مغز، روش انتگراسیون کاهیده و المآن‌های هیبریدی CPE8RH براساس توضیحات آباکوس می‌تواند بررسی شود. بعلاوه، نتایج حاصله از المان‌های بدون هیبریدی را با روش المان‌های انتگراسیونی کامل CPE8 نیز مقایسه کردیم. این نتایج

[I] Biquadriratic elemant

[Downloaded from ijwph.ir on 2024-03-29]

در جدول ۲ آمده‌است. نتایج حاصل از ۳ نوع المان اختلاف کمی را در اثرات کمیتی طول موج برشی نشان می‌دهد.

جدول ۲: نتایج طول موج برشی با مدول الاستیسیته‌های متفاوت و المان‌های متفاوت در فرکانس ۲۵ هرتز و چگالی ۱۰۰۰ کیلوگرم برمترمکعب

نوع المان	طول موج (mm)		
	E=1.2,1 KPa	E=13,15KPa	E=19,24.6KPa
CPE8	۲۸	۸۹	۱۲۲
CPE8R	۳۰	۹۰	۱۲۵
CPE8RH	۳۲	۹۱	۱۲۲

مدل المان محدود شبیه‌سازی‌شده در این مطالعه افت دامنه کوچکی در دامنه بین دو موج را نشان می‌دهد که کاملاً منطقی است. افت دامنه ناشی از اتلاف انرژی است، یعنی هنگامی که انتشار موج برشی در طول المان با مواد برخورد می‌کند.

مطالعات صورت گرفته در این مقاله با تحقیقات آقایان عجبی و همکارش (۱) و آقای کای‌نان و همکارانشان(۲) که هر دو گروه نتایج مدلسازی خود را با انجام آزمایش بر روی نمونه ژل آگارز مقایسه کرده‌بودند، ارزیابی‌شده و بمقدار بسیار بالایی قابل قبول می‌باشد.

در این مطالعه بعلت محدودیت‌های موجود و بعلت تفاوت الاستیسیته‌ای که در دو محیط مدلسازی شده وجودداشت ساخت نمونه ژل آزمایشگاهی و اعمال تحریک مغناطیسی به آن و عسکبرداری و در نتیجه مقایسه نتایج میسر نشد. زیرا ساخت نمونه با دو الاستیسیته متفاوت که بتواند مشخصات مکانیکی مغز را مدل کند، خود نیاز به تحقیقات زیادی دارد. از طرفی شرایط مرزی در نظرگرفته‌شده در محیط آزمایشگاهی دارای مشکلاتی برای منظورشدن می‌باشد.

در این مدل در بعضی فرکانس‌ها موج‌های طولی نیز وارد می‌شدند که شکل موج را خراب‌کرده و مانع از محاسبات می‌شدند به‌طوری‌که بهترین شکل موج‌های بدست‌آمده در فرکانس‌های ۲۵ تا ۵۰ هرتز بود.

مطالعات آتی

آنچه که پیش روی ماست بررسی هندسه‌های سه بعدی شبیه به مغز و سپس بررسی مدل کاملاً دقیقی از بافت مغز می‌باشد. بطن‌های داخلی مغز با تمام پیچیدگی‌های آن باید وارد محاسبات شود و اثرات دمپینگ موج در آن‌ها مطالعه‌شود. ویسکوزیته[I] می‌تواند در خواص مواد گنجانیده شود و اثرات آن بر روی ضریب دمپینگ[II] مطالعه‌شود. با اعمال ماده ویسکوز به مدل می‌توانیم شرایط واقعی‌تر را بررسی‌کنیم.

تاثیر تنش محوری[III] نیز می‌تواند مورد مطالعه قرارگیرد. در نهایت می‌توانیم با ایجاد یک تومور در مغز حیوان به بررسی الاستوگرافی و موج برشی در بدن موجود زنده و سپس تحلیل المان محدود آن بپردازیم.

در مراحل بعدی این تحقیق نتایج بدست‌آمده با شبیه‌سازی بافت مغز توسط ژل آگارز با تمایز دو الاستیسیته مختلف برای ماده سفید و خاکستری و اعمال تحریک نوسانی به این نمونه و عکسبرداری جابجایی‌های ایجادشده توسط دستگاه ام‌آرآی مورد بررسی و تثبیت قرار می‌گیرد.

همچنین تماس مغز با جمجمه از طریق مایع مغزی-نخاعی صورت می‌گیرد که در محل تماس بافت مغز با این مایع باید اثرات جامد و سیال بر یکدیگر بررسی گردد و شبیه‌سازهای محیط جامد و سیال[IV] انجام‌شود. این تحقیقات می‌تواند توسط نرم‌افزار آدینا[V] که قابلیت این شبیه‌سازی را دارد صورت‌پذیرد که در این تحقیق در این زمینه نیز گام‌هایی برداشته‌شده و هدف بعدی ما رسیدن به شبیه‌سازی محیط سفید و خاکستری احاطه‌شده توسط مایع مغزی-نخاعی است. با در نظرگرفتن مایع مغزی-نخاعی در اطراف بافت خاکستری بعلت خواص این مایع باید دمپینگ موج نیز در آن مورد بررسی قرارگیرد.

آنچه پیداست ارزش و اهمیت فعالیت‌ها و پروژه‌های تحقیقاتی در زمینه مهندسی پزشکی و بویژه درمان و تشخیص انواع بیماریها و نجات جان انسآن‌ها می باشد. مطالعات حاضر نشان‌داد که مدلسازی المان محدود قادر است اندازه‌گیری طول موج برشی را در روش های ام‌آرای تشابه‌سازی کند. این مدل می‌تواند برای تشابه‌سازی انتشار موج برشی در شرایط پیچیده‌تر و واقعی‌تر مغز بیشتر گسترش پیداکند.

[I] Viscoelasticity
[II] Damping Effect
[III] Axial Tention
[IV] FSI
[V] Adina

[Downloaded from ijwph.ir on 2024-03-29]

منابع

1. H. Ajabi Naeeni, and M. Haghpanahi, “Viscoelastic Modeling of Brain MRE Data Using FE Method", World Academy of Science, Engineering and Technology 54, (2009).
2. Qingshan Chen, Stacie I. Ringleb, Armando Manduca, Richard L. Ehman, Kai-Nan An, " A finite element model for analyzing shear wave propagation observed in magnetic resonance elastography", Journal of Biomechanics 38 (2005) 2198–2203, (2005).
3. K. Uffmann, S. Maderwald, A. de Greiff, M. E. Ladd, "Determination of Gray and White Matter Elasticity with MR Elastography", Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 11, (2004).
4. H. Ajabi Naeeni, M. Haghpanahi," Numerical Study of Shear Wavelength Observed in MRE Experiments with FEM", O. Dössel and W C. Schlegel. (Eds.): WC 2009, IFMBE Proceedings 25/IV, pp. 700–703, 2009.
5. Achenbach J , "Wave Propagation in Elastic Solids" Elsevier Science, Netherlands, (1999).
6. Muthupillai R, Lomas D J, Rossman P J, Greenleaf J F, Manduca A, Ehman R L, "Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves", Science 269:1854 –1857, (1995).
7. Muthupillai R, Ehman R L, "Magnetic resonance elastography." Nat Med 2:601–603, (1996).
8. Bishop J, Poole G, Leitch M, Plewes D B , "Magnetic resonance imaging of shear wave propagation in excised tissue. ", J Magn Reson Imaging 8:1257– 1265, (1998).
9. Sina Mehdizadeh, Mehdi Khoshgoftar, Siamak Najarian, Farhad Farmanzad and Seyyed Amir Hooshiar Ahmadi, "Comparison between Brain Tissue Gray and White Matters in Tension Including Necking Phenomenon", American Journal of Applied Sciences 5 (12): 1701-1706, (2008).
10. Darvish, K.K., J.R. Crandall, "Nonlinear viscoelastic effects in oscillatory shear deformation of brain tissue", Mechanical Engineering & Physics, 23, 633-645, (2001).
11. Sinkus R. Tanter M, Xydeas T, Catheline S, Bercoff J, Fink M, "Viscoelastic shear properties of in vivo breast lesions measured by MR elastography." Magnetic Resonance Imaging, 23: 159–165, (2005).
12. Farmanzad, F., S. Najarian, M. Eslami, A.S. Seddighi, "A novel model for biomechanical behavior of human brain in epidural hematoma injuries", Bio-Medical Materials and Engineering, 17 (2): 119-12, (2007).
13. Pott, P.P., H-P. Scharf, M.L.R. Schwarz, "Today’s state of the art surgical robotics, Journal of Computer Aided Surgery”, Journal of Computer Aided Surgery, 10 (2): 101-132, (2005).
14. Taylor, Z., K. Miller, "Reassessment of brain elasticity for analysis of biomechanisms of hydrocephalus", Journal of Biomechanical Engineering, 37: 1263-1269, (2005).
15. Ommaya, A.K., "Mechanical properties of tissues of the nervous system", Journal of Biomechanics, 1: 127, (1968).
16. Miller, K., K. Chinzei, "Mechanicalproperties of brain tissue in tension", Journal of Biomechanics, 35: 483.490, (2002).
17. Estes, M.S., J.H. McElhaney, "Response of brain tissue of compressive loading", An ASME Publication, 70-BHF-13, 4, (1970).
18. Miller, K., "Constitutive modeling of brain tissue: Experiment and theory", Journal of Biomechanics, 30: 1115-1121, (1997).
19. Bilston, L.E., Z. Liu, N. Phan-Thien, "Large strain behavior of brain tissue in shear: Some experimental data and differential constitutive model", Biorheology, 38: 335-345,(2001).
20. Brands, D.W.A., P.H.M. Bovendeerd, G.W.M. Peters, J.S.H.M. Wismans, "The large shear strain dynamic behavior of in-vitro porcine brain tissue and the silicone gel model material", Proceeding. of the 44th Stapp Car Crash Conference, 2000-01-SC17: 249-260, (2000).
21. Donnely, B.R., J. Medige, "Shear properties of human brain tissue, Journal of Biomechanical Engineering", 119: 423-432, (1997).
22. Prange, M.T., S.S. Margulies, "Regional, directional, and age-dependent properties of the brain undergoing large deformation", Journal of Biomechanical Engineering, 124: 244-252(2002).
23. Gefen, A., S. Margulies, "Are in vivo and in situ brain tissues mechanically similar?", Journal of Biomechanics, 37: 1339–1352, (2004).
24. Ghorayeb S R, Maione E, La Magna V, "Modeling of ultrasonic wave propagation in teeth using PSpice: a comparison with finite element models", IEEE Transaction on Ultrasonic, Ferroelectrics and Frequency Control 48: 1124–1131, (2001).

[Downloaded from ijwph.ir on 2024-03-29]