

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

نغمه داهی^{۱*}، محمد حق پناهی^۲

^۱دانشگاه علم و صنعت ایران، دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، تهران، ایران، ^۲دانشگاه علوم و صنعت ایران، هیئت علمی 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 تشخیص داد. 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 می‌تواند برای ارزیابی اندازه‌گیری‌های 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 هموزن ایزوتروپیک مدل سازی شده و ارائه می‌شود.

یافته‌ها: آنچه که از نتایج بررسی‌های این تحقیق بدست آمده این است که در دو محیط ذکر شده بعلاوه 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، مدل سازی المان محدود، مدول الاستیسیته، مغز.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۰/۶/۱۳

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۰/۱۰/۱۱

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 موضوع‌ها 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 (۱۲-۱۴). یکی از بیماری‌هایی که ممکن است مغز درگیر آن شده و کارایی طبیعی خود را از دست بدهد، ایجاد تومور مغزی و یا عبارت 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 و آسیب‌های 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 دودهمه گذشته به خود معطوف ساخته است. زیرا ثابت گشته است 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 اندازه‌گیری کرد. 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 پیشنهاد داده شده‌اند. تعیین خواص مکانیکی بافت مغز از طریق انجام آزمایشات

تنش کرنش (۱۶)، فشار (۱۷ و ۱۸) و آزمایشات برش معمولاً بر روی بافت مغز حیوان بصورت مدل‌های خطی یا غیرخطی الاستیک، هایپروالاستیک، پروالاستیک یا ویسکوالاستیک می‌باشد (۱۹-۲۲). مشخص کردن 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 نشان داد که ماده سفید بافت مغز گاو^{III} در برش حدود ۳ بار بزرگتر از ماده خاکستری است (۱۰). آقای سیامک نجاریان و همکاران نشان دادند که ماده خاکستری و ماده سفید خواص مکانیکی مختلفی دارند به‌علاوه نشان داده شده که برای برخی کرنش‌های خاص تئوری الاستیک خطی برای مدل‌سازی بافت مغز قابل قبول است (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 عجیبی و همکاران به بررسی مدل المان محدود متقارن محوری نمونه شبیه‌سازی شده مغز برای تعیین رفتار برش دینامیکی با استفاده از آباکوس پرداخته شد 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 قراردادده و آن‌را تایید کردند (۴).

مواد و روش‌ها

تئوری

^I Corona Radiate Region

^{II} Thalamus

^{III} Bovine

^{IV} Kai-Nan An

^V Agarose ge

Ψ نشان دهنده انبساط (عددی، وابسته به زمان و تغییرات حجم) اجزاء جابجاشده که در امتداد و راستای انتشار موج (طولی) اتفاق می افتد و \vec{W} نشان دهنده اجزاء جابجاشده که بصورت عرضی در امتداد انتشار موج اتفاق می افتد، است. این اعداد و جابجایی های برداری می توانند با استفاده از تجزیه هلمهلتز^V بیان شوند (۴). از جایگزینی رابطه (۸) در رابطه (۷) فرمول زیر به دست می آید:

$$\nabla \left[(\lambda + 2\mu) \nabla^2 \Psi - \rho \frac{\partial^2 \Psi}{\partial t^2} \right] + \nabla \times \left[\mu \nabla^2 \vec{W} - \rho \frac{\partial^2 \vec{W}}{\partial t^2} \right] = 0 \quad (10)$$

اجزای جابجایی نشان داده شده در رابطه (۹) قابل تفکیک هستند و هر کدام از آنها شکل یک معادله موجی را می گیرند. به عنوان مثال در جهت (\hat{x}) این معادله می تواند به شکل زیر بیان شود:

$$\frac{\partial^2 \Psi}{\partial x^2} - \frac{1}{C_L^2} \frac{\partial^2 \Psi}{\partial t^2} = 0 \quad C_L = \sqrt{\frac{(\lambda + 2\mu)}{\rho}} \quad (11)$$

$$\frac{\partial^2 \vec{W}}{\partial x^2} - \frac{1}{C_T^2} \frac{\partial^2 \vec{W}}{\partial t^2} = 0 \quad C_T = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \quad (12)$$

ثابت های C_L و C_T بترتیب سرعت موج طولی و عرضی (برشی) را نشان می دهند. اکنون اصطلاحات مربوط به اجزاء در جهات مختلف قائم بر هم تجزیه شده است و هر ذره معادله را بصورت جداگانه ارضا می کند، بنابراین اندازه گیری برای تعیین کردن μ تنها در یک جهت کافی است. در روش الاستوگرافی تشدید مغناطیسی نوسان های خارجی با فرکانس معلوم بر یک ماده اعمال می شوند. و موج های کرنش اکوستیک^{VI} ناشی از این نوسان ها در عکسبرداری تشدید مغناطیسی دیده می شوند.

بنابراین مدول های برشی و مدول های یانگ از معادله (۱۰) و معادله (۱۱) با اندازه گیری طول موج از تصاویر محاسبه می شوند. برای اندازه گیری دقیق اندازه دانسیته ماده لازم است. که برای بافت انسانی^P می تواند در حدود $\rho \approx 1.0$ باشد (۴).

مدلسازی

تصاویر ام آرای^{VII} مربوط به یک مرد سالم میانسال گرفته شد. این تصاویر شامل نماهای سه بعدی عمود برهم

تبادل تکانه خطی^I برای مواد جامد ایزوتروپیک خطی، الاستیک می تواند به صورت زیر بیان شود (۴):

$$\sigma_{ij,j} + \rho b_i = \rho f_i \quad (1)$$

σ_{ij} بیانگر دیورژانس^{II} تانسور تنش، ρ دانسیته ماده، b_i یک شتاب پایدار^{III} خارجی و f_i نشان دهنده یک شتاب جامد الاستیک خطی که تنش را به کرنش مربوط می کند، از روش زیر بیان می شود:

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

λ و μ نشان دهنده ثابت لامه^{IV} برای ماده هستند، کرنش (ε_{ij}) نیز بعنوان گرادیان جابجایی متقارن با استفاده از رابطه زیر معرفی تعریف می شود:

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} (u_{i,j} + u_{j,i}) \quad (3)$$

u_i نشان دهنده جابه جایی ذره می باشد. توجه داشته باشید که δ_{ij} و ε_{ij} هر دو تانسورهای متقارن هستند. Δ نشان دهنده انبساط ماده است و به روش زیر بدست می آید:

$$\Delta = u_{i,i} = \varepsilon_{i,i} \quad (4)$$

می توان از نیروهای وارده به جسم مستقل از زمان همانند نیروی گرانشی در رابطه (۱) چشم پوشی کرد. زیرا این معادله خطی می تواند به اجزای تفکیک پذیر الاستواستاتیک و الاستودینامیک تجزیه شود (۴). جهت استخراج یک عبارت برای جابجایی در غیاب نیروی خارجی وارده به جسم (b_i) ، رابطه تشکیل دهنده معادله (۲) در معادله تعادل تکانه خطی رابطه (۱) جایگزین شده $(f_i = \ddot{u}_i, b_i = 0)$ و نتیجه زیر حاصل می شود:

$$\sigma_{ij,j} = \lambda \Delta_{,i} + \mu (u_{i,jj} + u_{j,ji}) \quad (6)$$

$$\rho \ddot{u}_i = (\lambda + \mu) u_{j,ji} + \mu u_{i,jj} \quad (7)$$

معادله جابجایی (۶) می تواند به فرم برداری بشکل زیر نوشته شود:

$$(\lambda + \mu) \nabla (\nabla \cdot \vec{u}) + \mu \nabla^2 \vec{u} = \rho \ddot{\vec{u}} \quad (8)$$

حل جابجایی در جسم جامد می تواند به شکل زیر تجزیه شود:

$$\vec{u} = \nabla \Psi + \nabla \times \vec{W} \quad (9)$$

^I Linear momentum

^{II} Divergence

^{III} Steady-state

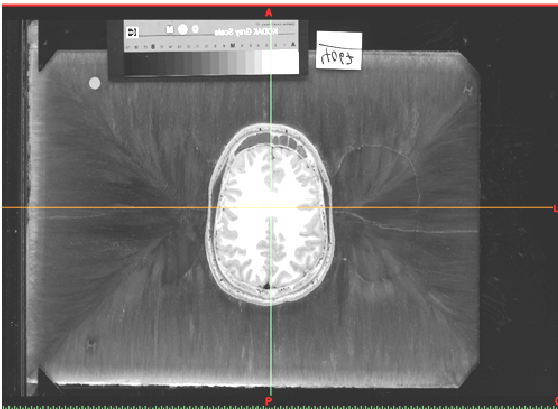
^{IV} Lamé constants

^V Helmholtz

^{VI} Acoustic

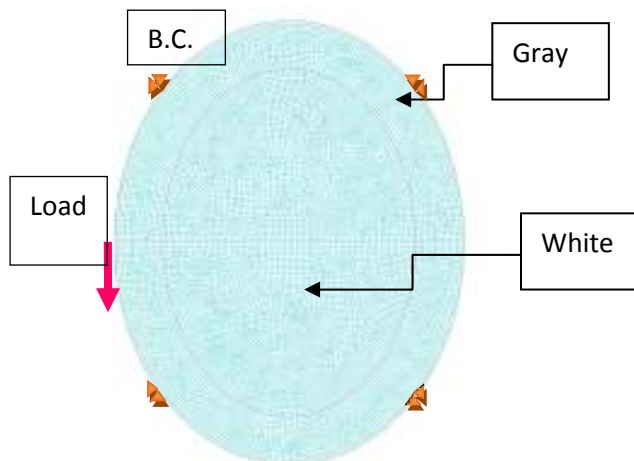
^{VII} MRI

چپ این محور برای تشابه‌سازی ارتعاشات و نوسانات استفاده‌شده در ام‌آرای اعمال شد.



شکل ۱: تصویر ام‌آرای دو بعدی در نرم‌افزار میمیكس

این حرکات سینوسی با استفاده از نیروی مکانیکی به مقدار یک نیوتن ایجاد شد. شرایط مرزی در نظر گرفته‌شده 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 نظر گرفته شد.



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

مدول‌های الاستیک (E) مختلفی، برابر ۱،۱۳،۱۹ و ۶۰،۲ و ۱۵ و ۲۴،۱ پاسکال بترتیب برای ماده خاکستری و سفید (۳۶) جهت آزمایش ارتباط بین طول موج برشی و

مغز می‌باشند؛ نمای ساجیتال^I (نمای کناری)، نمای کروئال^{II} (نمای جلو) و نمای آکسیال^{III} (نمای بالا). در هر جهت تعداد ۱۲۰ اسلاید با ضخامت ۱ میلی‌متر و سایز پیکسل‌های ۰،۵ میلی‌متر وجود دارد. این تصاویر وارد نرم‌افزار میمیكس^{IV} شدند. از اطلاعات واردشده به این نرم‌افزار به منظور ایجاد مدل دو بعدی با هندسه واقعی مغزی استفاده شد.

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 ساخته شد. در شکل (۱) تصویری از این 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 گرفته شد 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 مورد نظر به عنوان یک جامد الاستیک ایزوتروپیک^{VI} هموژن^{VII} با نسبت پواسون $\nu = 0.495$ (تقریباً تراکم‌ناپذیر^{VIII}) در نظر گرفته و مدل‌سازی شد. المان‌های چهاروجهی کرنش سطحی دو مجذوری هشت‌گره^{IX} با روش انتگراسیون کاهیده^X کاهیده^X (CPE8R) به طور یکنواخت در این مدل استفاده شدند. سایز المان‌ها برای دست‌یافتن به جوابی یکتا 2×2 میلی‌متر انتخاب شد. یعنی سایز المان‌ها تا حدی کوچک و کوچک‌تر شد که در سایز 2×2 و 1×1 به یک همگرایی رسیدیم. تعداد المان‌ها ۹۷۲۶ و تعداد گره‌ها ۲۹۵۰۷ می‌باشد (شکل ۲). حرکات سینوسی در جهت منفی محور y در فرکانس‌های مختلف ۲۵، ۵۰، ۹۰ هرترتز به گره میانی روی محور x و در انتهای‌ترین نقطه سمت

^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

یافته‌ها

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

نموداری از جابجایی‌های ایجاد شده در جهت محور قائم در شکل (۴) نشان داده شده است. این شکل موج برشی درست بر روی خطی که مغز را از میانه به دو نیم تقسیم می‌کند محاسبه گشته است. 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 بدست آمده از معادله ۱۴ با جاگذاری الاستیسیته و ضریب پواسون در آن مقدار مدول برشی یکسان می‌باشد.

این اعداد و ارقام در مقایسه با مدل المان محدود متقارن محوری الاستیک بدست آمده در مطالعات آقای کای‌نان و همکارانش بسیار قابل قبول است. آن‌ها در مطالعاتشان مدول برشی را حدود 2.12 ± 38 میلی‌متر در ۱۵۰ هرتز و 0.95 ± 28.12 میلی‌متر در ۲۰۰ هرتز بدست آورده بودند که با توجه به بالابودن الاستیسیته یعنی سخت‌تر در نظر گرفتن ماده توسط آن‌ها و نیز متفاوت بودن فرکانس تفاوت‌ها کاملاً قابل درک هستند. از طرفی نمودار بدست آمده در شکل (۴) شباهت فراوانی به نمودارهای آقای عجیبی و آقای کای‌نان دارد (۲۱). 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 عدم وجود اغتشاش نیز تحقیق شد. زیرا در الاستیسیته‌های پایین‌تر طول موج کوتاه‌تر می‌شود و تغییرات ریزتر نیز قابل مشاهده هستند. آنچه که بدست آمد این بود که حتی طول موج این دو محیط تفاوت بسیار ناچیزی هم با هم دارند و این امر بعلافت تفاوت کم الاستیسیته دو محیط قابل قبول است. از طرفی نازک بودن قشر خاکستری نیز در این امر

مدول‌های برشی تعریف شدند. دانسیته ماده در مدل‌ها برابر با $1 \times 10^3 \frac{kg}{m^3}$ در نظر گرفته شد (۳-۱). و از طرفی با تغییر یکی از مدل‌ها با فرکانس ثابت و تمامی شرایط دیگر با همان مقادیر قبلی فقط دانسیته تغییر داده شده و مورد بررسی قرار گرفت. دانسیته‌های مورد بررسی مقادیر ۱.۵، ۲ و ۱۰۰۰ کیلوگرم بر مترمکعب منظور شدند. در تمامی مراحل مدل‌سازی، دمپینگ ماده صفر فرض شده است.

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^۱ برای بررسی انتشار موج در مدل استفاده شد. ۴۵ فرکانس طبیعی اول استخراج شدند و افزایش زمان در مدل آنالیز دینامیکی ۰.۰۱ ثانیه در نظر گرفته شد. در این روش، فرکانس طبیعی از پاسخ اغتشاشات استاتیکی بار اعمالی بدست می‌آید (حلال لنکوزس^۲ روش انتخابی برای استخراج مقادیر ویژه فرکانس طبیعی در این مطالعه است).

سپس روش مدل دینامیکی برای بررسی ویژگی‌های انتشار موج بکار می‌رود. 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 محاسبه شد. با قراردادن این طول موج در رابطه زیر مدول برشی بدست می‌آید (۲۴).

$$\lambda = \frac{1}{f} \sqrt{\frac{G}{\rho}} \quad (13)$$

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:

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (14)$$

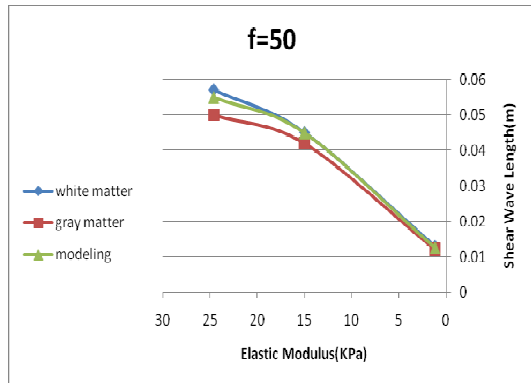
مدل المان محدود انتشار موج مزایای زیر را دارد:

- ۱- اطلاعات دقیق در زمینه موج در سراسر نمونه
- ۲- مطالعه و بررسی سیستماتیک اثرات موارد بالا روی انتشار موج

^۱ Transient dynamic analysis

^۲ Lanczos

نمودار بدست‌آمده از مطالعه آقای کای‌نان و همکاران کاملاً تطابق و همخوانی دارند (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

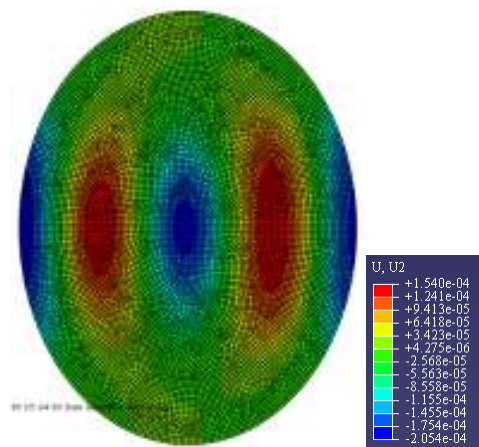
با اعمال سه چگالی متفاوت ۵۰۰ و ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ کیلوگرم بر مترمکعب به مدل موردنظر با شرایط ثابت الاستیسیته ۱۳ و ۱۵ کیلوپاسکال بترتیب برای بافت خاکستری و سفید و فرکانس تحریک ۲۵ هرتز، اثر چگالی بر مدل بدین صورت حاصل شد که با افزایش دانسیته طول موج برشی کاهش‌یافته و با کاهش آن افزایش می‌یابد. نتایج این بررسی 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 بر مترمکعب در شکل ۶ نشان‌داده شده‌است. 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 بر مترمکعب واضحاً می‌توان مشاهده کرد که طول موج برشی افزایش‌یافته است. در شکل ۶ رنگ‌های قرمز که نشان‌دهنده قله‌های 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 عبارتی طول موج برشی افزایش‌یافته‌است. نتایج این بررسی در نمودار شکل ۷ آمده‌است.

تاثیرگذار می‌باشد. 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 می‌دهد 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 شده‌اند، 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 نظر گرفتن یک ماده برای بافت مغز جهت مشخص کردن طول موج برشی و مدول برشی ساخته شده‌اند، قابل قبول هستند و نتایج ما با آن‌ها مطابقت کافی را دارد (۱-۲). 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 مشاهده کرد. این نمودارها با

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 بررسی کنیم.

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 ام‌آرای 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 انسان‌ها می‌باشد. مطالعات حاضر نشان‌داد که مدلسازی المان محدود قادر است اندازه‌گیری طول موج برشی را در روش‌های ام‌آرای تشابه‌سازی کند. این مدل می‌تواند برای تشابه‌سازی انتشار موج برشی در شرایط پیچیده‌تر و واقعی‌تر مغز بیشتر گسترش پیدا کند.

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 بر مترمکعب

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 عکسبرداری 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 خراب کرده و مانع از محاسبات می‌شدند به طوری که 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

^I Viscoelasticity

^{II} Damping Effect

^{III} Axial Tention

^{IV} FSI

^V Adina

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, "Mechanical properties 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. Donnelly, 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).