

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

نغمه داهی<sup>۱\*</sup>، محمد حق پناهی<sup>۲</sup>

<sup>۱</sup>دانشگاه علم و صنعت ایران، دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، تهران، ایران، <sup>۲</sup>دانشگاه علوم و صنعت ایران، هیئت‌علمی دانشکده مهندسی مکانیک، تهران، ایران

\*نويسنده پاسخگو: Email: naghmeh\_dahi@yahoo.com

## چکیده

مقدمه: الاستوگرافی روشنی غیرتھاجمی برای عکسبرداری است که در آن با اندازه‌گیری مشخصات مکانیکی بافت‌ها می‌توان بافت سالم را از بافت‌های سلطانی اطرافش تشخیص داد. این فرایند نیازمند اعمال یک تحریک خارجی به بافت و اندازه‌گیری جابجایی‌های ایجاد شده 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 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 بدست آمده 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 کنگکاوی‌ها در باب تفاوت الاستیسیته دو ماده سفید و خاکستری شده و اعمال روش الاستوگرافی را برای تشخیص بافت‌های سلطانی با الاستیسیته بالاتر هموار می‌کند.

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

تاریخ دریافت: ۱۳۹۰/۶/۱۳

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۰/۱۰/۱۱

تنش کرنش (۱۶)، فشار (۱۷و۱۸) و آزمایشات برش معمولاً بر روی بافت مغز حیوان بصورت مدل‌های خطی یا غیرخطی الاستیک، هایپرالاستیک، پروالاستیک یا ویسکوالاستیک می‌باشد (۱۹-۲۲). مشخص کردن تفاوت‌های میان خواص مکانیکی بافت خاکستری مغز و بافت سفید یکی از مهمترین مسائل در بیومکانیک استند. در یک مطالعه مدول برشی ماده سفید ناحیه کرونا<sup>I</sup> و ماده خاکستری تalamos<sup>II</sup> مغز انسان با هم مقایسه شده‌اند (۲۳). همچنین مطالعه دیگری نشان داد که ماده سفید بافت مغز گاو<sup>III</sup> 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 به علاوه 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<sup>IV</sup> و همکارانشان مدل المان محدود متقارن محوری با استفاده از آباقوس برای شبیه‌سازی نمونه ژل آگارز<sup>V</sup> 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 کاملًا 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 آباقوس پرداخته شد و اثرات فرکانس تحریک و شرایط مرزی بر مدول برشی و ویسکوزیته برشی بررسی شد (۱). حال آن که در مقاله دیگری استفاده از روش محاسبه عددی و مدل‌سازی المان محدود را برای شبیه‌سازی الاستوگرافی و بررسی مدول برشی مورد مطالعه قرارداده و آن را تایید کردند (۴).

## مواد و روش‌ها

### تئوری

<sup>I</sup> Corona Radiate Region

<sup>II</sup> Thalamus

<sup>III</sup> Bovine

<sup>IV</sup> Kai-Nan An

<sup>V</sup> Agarose gel

### 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 سلطان مغز است. تومور مغزی عبارت است از رشد یک توهد 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 این که 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 دوده 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 پیشنهاده شده‌اند. تعیین خواص مکانیکی بافت مغز از طریق انجام آزمایشات

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

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

اجزای جابجایی نیشان‌داده شده 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:

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

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

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 تعیین کردن  $\psi$  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<sup>VI</sup> 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 محسوبه می‌شوند. برای اندازه‌گیری دقیق اندازه دانسیته ماده لازم است. که برای بافت انسانی  $\rho$  می‌تواند در حدود ۱.۰ باشد (۴).

#### مدلسازی

تصاویر ام‌آرای<sup>VII</sup> مربوط به یک مرد سالم میانسال گرفته شد. این تصاویر شامل نماهای سه بعدی عمود برهم

تعادل تکانه خطی<sup>I</sup> برای مواد جامد ایزوتروپیک خطی، الاستیک می‌تواند به صورت زیر بیان شود (۴):

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

جزئی بیانگر دیورژانس<sup>II</sup> تانسور تنش،  $\rho$  دانسیته ماده،  $b_i$  یک شتاب پایدار<sup>III</sup> خارجی و  $f_i$  نیشان‌دهنده 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:

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

$\mu$  و  $\lambda$  نیشان‌دهنده ثابت لامه<sup>IV</sup> برای ماده هستند، کرنش (ej) نیز عنوان گرادیان جابجایی متقارن با استفاده از رابطه زیر معرفی تعریف می‌شود:

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

نیشان‌دهنده جابجایی ذره می‌باشد. توجه داشته باشید که  $\delta_{ij}$  و  $\epsilon_{ij}$  هر دو تانسورهای متقارن هستند. نیشان‌دهنده انبساط ماده است و به روش زیر بدست می‌آید:

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

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

زیرا این معادله خطی می‌تواند به اجزای تفکیک‌پذیر الاستواستاتیک و الاستودینامیک تجزیه شود (۴). جهت استخراج یک عبارت برای جابجایی در غیاب نیروی خارجی واردہ به جسم (bi)، رابطه تشکیل‌دهنده معادله (۲) در معادله تعادل تکانه خطی رابطه (۱) جایگزین شده

و نتیجه زیر حاصل می‌شود:

$$\sigma_{ij,j} = \lambda \Delta_i + \mu (u_{i,j} + u_{j,i}) \quad (5)$$

$$\rho \ddot{u}_i = (\lambda + \mu) u_{j,j,i} + \mu u_{i,j,j} \quad (6)$$

معادله جابجایی (۶) می‌تواند 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 می‌تواند به شکل زیر تجزیه شود:

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

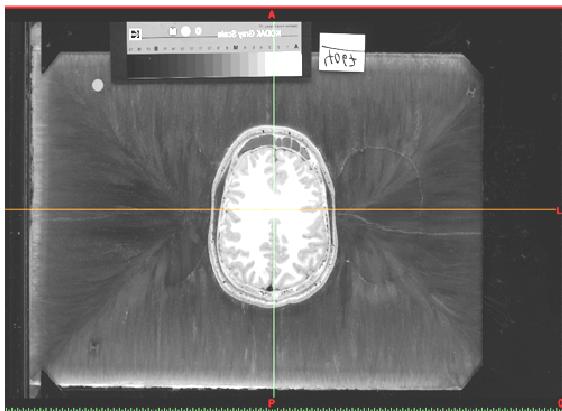
<sup>I</sup> Linear momentum

<sup>II</sup> Divergence

<sup>III</sup> Steady-state

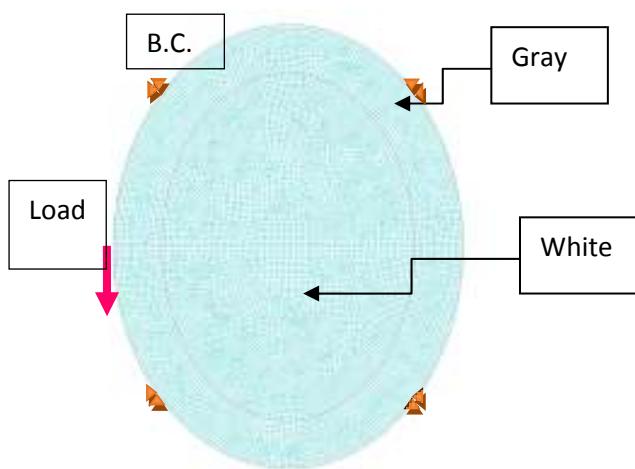
<sup>IV</sup> Lame constants

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



شکل ۱: تصویر ام‌آرای دو بعدی در نرم‌افزار میمیکس

این حرکات سینوسی با استفاده از نیروی مکانیکی به مقدار یک نیوتون ایجاد شد. شرایط مرزی در نظر گرفته شده برای این مدل شرایطی نزدیک به واقعیت مشکل از شرط عدم جابجایی 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 ساخته شده پس از مشذدن در نرم‌افزار آباقوس با مشخص کردن محل اعمال نیرو و شرایط مرزی و تمایز بافت سفید و خاکستری

مدول‌های الاستیک (E) مختلفی، برابر ۱، ۱۳، ۱۹ و ۲.۶.۰۱۵ و ۲۴.۱ پاسکال بترتیب برای ماده خاکستری و سفید (عو۳) جهت آزمایش ارتباط بین طول موج برشی و

مغز می‌باشند؛ نمای ساجیتال<sup>I</sup> (نمای کناری)، نمای کرونال<sup>II</sup> (نمای جلو) و نمای آکسیال<sup>III</sup> (نمای بالا). در هر هر جهت تعداد ۱۲۰ اسلاید با ضخامت ۱ میلیمتر و سایز پیکسل‌های ۰.۵ میلیمتر وجود دارد. این تصاویر وارد نرم‌افزار میمیکس<sup>IV</sup> شدند. از اطلاعات وارد شده 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 آباقوس<sup>V</sup> شکلی مشابه مغز مورد موردنظر 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 آباقوس مدل مغز موردنظر به عنوان یک جامد الاستیک ایزوتروپیک<sup>VI</sup> هموژن<sup>VII</sup> با نسبت پواسون  $\nu=0.495$  (تقریباً تراکم‌ناپذیر<sup>VIII</sup>) در نظر گرفته و مدل‌سازی شد. المان‌های چهارچهی کرنش سطحی دو مجذوری هشت گرهی<sup>IX</sup> با روش انتگراسیون کاهیده کاهیده<sup>X</sup> (CPE8R) به طور یکنواخت در این مدل استفاده شدند. سایز المان‌ها برای دست‌یافتن به جوابی یکتا  $2 \times 2$  میلی‌متر انتخاب شد. یعنی سایز المان‌ها تا حدی کوچک و کوچک‌تر شد که در سایز  $2 \times 2$  و  $1 \times 1$  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، ۳۵، ۵۰، ۷۰ هرتز به گره میانی روی محور  $x$  و در انتهای‌ترین نقطه سمت

<sup>I</sup> Saggital

<sup>II</sup> Coronal

<sup>III</sup> Axial

<sup>IV</sup> MIMICS 10.01

<sup>V</sup> ABAQUS 6.9-1

<sup>VI</sup> Isotropic

<sup>VII</sup> Homogenous

<sup>VIII</sup> Incompressible

<sup>IX</sup> 8-node biquadratic plain strain quadrilateral

<sup>X</sup> Reduced integration

### 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) 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 پوآسون در آن مقدار مدول برشی یکسان می‌باشد.

این اعداد و ارقام در مقایسه با مدل المان محدود متقاضی محوری الاستیک بدست آمده در مطالعات آقای کاینان و همکارانش بسیار قابل قبول است. آن‌ها در مطالعاتشان مدول برشی را حدود  $38 \pm 2.12$  میلی‌متر در  $150$  هرتز و  $28.12 \pm 0.95$  میلی‌متر در  $200$  هرتز بدست آورده بودند که با توجه به بالابودن الاستیسیته یعنی سخت‌تر در نظرگرفتن ماده توسط آن‌ها و نیز متفاوت‌بودن فرکانس تفاوت‌ها کاملاً قبل درک هستند. از طرفی نمودار بدست آمده در شکل (۴) شباهت فراوانی به نمودارهای آقای عجبی و آقای کاینان دارد (۲۱ و ۲۰). هدف این پژوهه بررسی تفاوت مدول برشی و طول موج دو ناحیه سفید و خاکستری مغز بود. آنچه که از شکل طول موج برشی روش 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 بعلت 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  $1 \times 10^8 \frac{kg}{m^2}$ <sup>۱</sup> در نظر گرفته شد (۱-۳). 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 در  $1000$  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<sup>۱</sup> 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 باز اعمالی بدست می‌آید (حلال لنکزو<sup>II</sup>) 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 ( $\lambda$ ) با اندازه گیری فاصله بین قله‌های موج با استفاده از اطلاعات خروجی شکل موج مدل المان محدود محاسبه می‌شود. طول موج برشی ( $\lambda$ ) 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  $\lambda$  طول موج برشی،  $f$  فرکانس تحریک،  $G$  دانسیته ماده و  $\rho$  مدول برشی می‌باشند. مدول برشی  $G$  با مدول یانگ (E) نیز بدین صورت در ارتباط است:

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

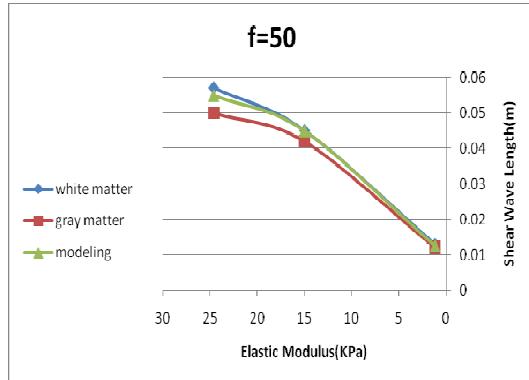
مدل المان محدود انتشار موج مزایای زیر را دارد:

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

<sup>I</sup> Transient dynamic analysis

<sup>II</sup> Lanczos

نمودار بدستآمده از مطالعه آقای کاینان و همکاران کاملاً تطابق و همخوانی دارند (۲). در نتایج اعلام شده از طرف این گروه نیز طول موج برشی افزایش فرکانس کاهش یافته و با افزایش الاستیسیته افزایش می‌یابد.

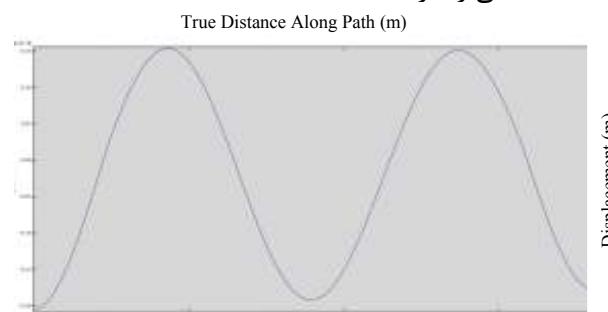


شکل ۵: نمودار طول موج های برشی شبیه‌سازی شده با مدل الاستیک مختلف و فرکانس ۵۰ هرتز در مقایسه با اعداد تحلیلی

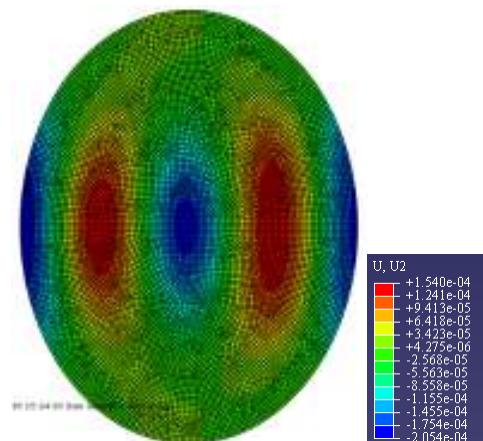
با اعمال سه چگالی متفاوت ۵۰۰ و ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ کیلوگرم بر مترمکعب به مدل موردنظر با شرایط ثابت الاستیسیته ۱۳ و ۱۵ کیلوپاسکال بترتیب برای بافت خاکستری و سفید و فرکانس تحریک ۲۵ هرتز، اثر چگالی بر مدل بدین صورت حاصل شد که با افزایش دانسیته طول موج برشی کاهش یافته و با کاهش آن افزایش می‌یابد. نتایج این بررسی 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 نشان داده شده است. با مقایسه این شکل با شکل ۳ که تنها تفاوت این دو مدل در میزان دانسیته بافت‌های آن هاست، شکل ۳ دانسیته ۱۰۰۰ کیلوگرم بر مترمکعب و شکل ۶ دانسیته ۵۰۰ کیلوگرم بر مترمکعب واضح‌تر می‌توان مشاهده کرد که طول موج برشی افزایش یافته 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 افزایش یافته است. نتایج این بررسی در نمودار شکل ۷ آمده است.

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 شده اند، قابل قبول هستند و نتایج ما با آن‌ها مطابقت کافی را دارد (۲-۱).



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



شکل ۷: 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 شبیه‌سازی شده با مدل الاستیک‌ها و فرکانس‌های مختلف در جدول ۱ و شکل ۵ آمده است. در نمودار شکل ۵ می‌توان کاهش طول موج برشی را با افزایش فرکانس به راحتی مشاهده کرد. این نمودارها با

بسیار زیادی همخوانی دارد(۲)

همانگونه که در نمودار پیداست این نمودار با نمودار بدست‌آمده از مطالعه آقای کاینان و همکارانش بمقدار

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

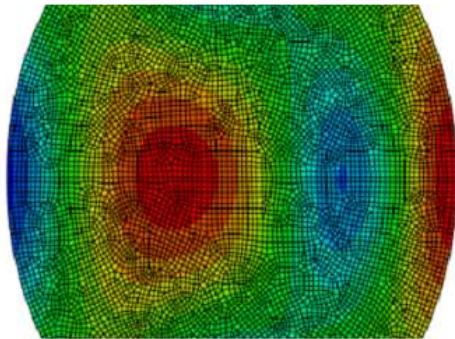
فرکانس تحریک (هرتز)	طول موج برشی (متر)								
	۲۵			۵۰			۹۰		
	مدلسازی	تحلیلی		مدلسازی	تحلیلی		مدلسازی	تحلیلی	
E1		سفید	خاکستری		سفید	خاکستری		سفید	خاکستری
E1	۰.۱۰۵	۰.۱۵۵	۰.۱	۰.۰۵۵	۰.۰۵۷	۰.۰۵	۰.۰۳۵	۰.۰۳۲	۰.۲۸
E2	۰.۰۹	۰.۰۹	۰.۰۸۳	۰.۰۴۵	۰.۰۴۵	۰.۰۴۲	۰.۰۲۵	۰.۰۲۵	۰.۰۲۳
E3	۰.۰۲۵	۰.۰۲۵	۰.۰۲۳	۰.۱۲۵	۰.۰۱۳	۰.۰۱۲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

E1: الاستیسیته ۱۹ و ۲۴.۶ کیلوپاسکال بترتیب برای بافت خاکستری و سفید مغز؛ E2: الاستیسیته ۱۳ و ۱۵ کیلوپاسکال بترتیب برای بافت

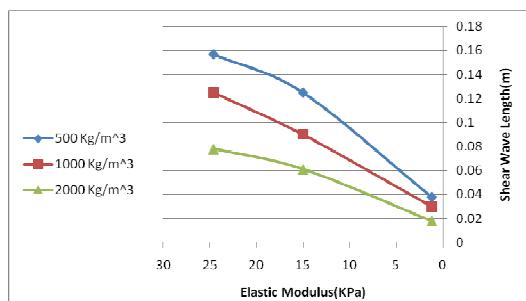
خاکستری و سفید مغز؛ E3: الاستیسیته ۱ و ۱.۲ کیلوپاسکال بترتیب برای بافت خاکستری و سفید مغز (نویسنده)

تخمین مدلول برشی را در نمونه‌های هموژن با احتساب طول موج برشی به عنوان پارامتر اولیه در شناسایی ویژگی‌های برشی تحت تاثیر قرارداده، خلق شد. این اولین مرحله در جهت تحلیل انتشار موج در محیط‌های پیچیده‌تر بود. در این مطالعه اثرات دانسیته و فرکانس تحریک هر کدام به تنهایی مورد بررسی قرار گرفت. 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 قرار گرفت. با جابجا کردن شرایط مرزی به مقدار زیاد طول موج‌ها نیز تغییر می‌کنند. از طرفی باید شرایط به گونه‌ای باشند که بتوان مدل را نامحدود در نظر گرفت. نتیجه‌ای که به دست‌آمده 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 شده است. المان‌ها از نوع دو مجددی درجه دوم<sup>۱</sup> انتخاب انتخاب شدند، زیرا دقت بالاتری را نسبت به المان‌های درجه اول که شامل شرایط تمامی پیچیده، ضریب یا انحرافات شدید نمی‌شوند ارائه می‌کرد. از طرفی بعلت فرض تراکم‌ناپذیری بافت مغز، روش انتگراسیون کاهیده و المان‌های هیبریدی CPE8RH براساس توضیحات آباکوس می‌تواند بررسی شود. علاوه، نتایج حاصله از المان‌های بدون هیبریدی را با روش المان‌های انتگراسیونی کامل CPE8 نیز مقایسه کردیم. این نتایج



شکل ۶: انتشار موج برشی در مدل المان محدود با فرکانس ۲۵ هertz و الاستیسیته ۱۵ و ۱۳ کیلوپاسکال و دانسیته ۵۰۰ کیلوگرم بر متر مکعب



شکل ۷: نمودار طول موج‌های برشی شبیه‌سازی شده با مدل الاستیک و فرکانس ۲۵ هertz (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 تشید 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

<sup>1</sup> Biquadratic element

آن‌ها مطالعه‌شود. ویسکوزیته<sup>I</sup> می‌تواند در خواص مواد گنجانیده شود و اثرات آن بر روی ضریب دمپینگ<sup>II</sup> مطالعه‌شود. با اعمال ماده ویسکوز به مدل می‌توانیم شرایط واقعی تر را بررسی کنیم.

تأثیر تنش محوری<sup>III</sup> نیز می‌تواند مورد مطالعه قرار گیرد. 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 بدست آمده 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 ایجاد شده 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<sup>IV</sup> انجام شود. این تحقیقات می‌تواند توسط نرمافزار آدینا<sup>V</sup> که قابلیت این شبیه‌سازی را دارد صورت پذیرد که در این تحقیق در این زمینه نیز گام‌هایی برداشته شده و هدف بعدی ما رسیدن به شبیه‌سازی محیط سفید و خاکستری احاطه شده توسط مایع مغزی-نخاعی است. با در نظر گرفتن مایع مغزی-نخاعی در اطراف بافت خاکستری بعلت خواص این مایع باید دمپینگ موج نیز در آن مورد بررسی قرار گیرد. 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 نشان داد که مدلسازی المان محدود قادر است اندازه‌گیری طول موج برشی را در روش‌های ام‌آرآی تشابه‌سازی کند. این مدل می‌تواند برای تشابه‌سازی انتشار موج برشی در شرایط پیچیده‌تر و واقعی تر مغز بیشتر گسترش پیدا کند.

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

جدول ۲: نتایج طول موج برشی با مدل الاستیسیته‌های متفاوت و المان‌های متفاوت در فرکانس ۲۵ هرتز و چگالی ۱۰۰۰ کیلوگرم برمتر مکعب

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 شبیه‌سازی شده در این مطالعه افت دامنه کوچکی در دامنه بین دو موج را نشان می‌دهد که کاملاً منطقی است. افت دامنه ناشی از اثلاف 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، ارزیابی شده و بمقدار بسیار بالای قابل قبول می‌باشد.

در این مطالعه بعلت محدودیت‌های موجود و بعلت تفاوت الاستیسیته‌ای که در دو محیط مدلسازی شده وجود داشت 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 نظر گرفته شده در محیط آزمایشگاهی دارای مشکلاتی برای منظور شدن می‌باشد.

در این مدل در بعضی فرکانس‌ها موج‌های طولی نیز وارد می‌شوند که شکل موج را خراب کرده و مانع از محاسبات می‌شوند به طوری که بهترین شکل موج‌های بدست آمده 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

<sup>I</sup> Viscoelasticity

<sup>II</sup> Damping Effect

<sup>III</sup> Axial Tention

<sup>IV</sup> FSI

<sup>V</sup> 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).