

تعیین مدل الاستیک بهینه برای توجیه رفتار بیومکانیکی بافت

مغز

فرهاد فرمان زادⁱ؛ سیامک نجاریانⁱⁱ؛ محمدرضا اسلامیⁱⁱⁱ؛ امیرسعید صدیقی^{iv}

چکیده

به منظور دستیابی به یک مدل مناسب برای توجیه رفتار بیومکانیکی مغز و بویژه تغییر شکل و جابجایی بطن ها، مناسب ترین مدل یانگ برای بافت مغز استخراج شده است. این امر بر اساس مدل سازی های متعدد و تغییر پارامترهای مکانیکی در ضایعه هماغوی دورال انجام گرفته است. اسکن بیمار مبتلا، با فرض کرنش صفحه ای الاستیک مدلسازی شده است. سپس با تغییر پارامترهای مکانیکی نسج (ν و E) و افزایش فشار داخل بطنی ناشی از هماغوی، میزان جابجایی نقاط متشابه در بطن مدل سازی شده با بطن واقعی مقایسه شد و نهایتاً مقادیری که کمترین خطا را به دست می داد مشخص شد. بهترین نتایج با مدول الاستیک $E = 11-12$ kPa و 7.5 (و 9.4 mmHg) $\Delta P = 1.25-1.5$ kPa به دست آمد که با شرایط بالینی بیمار مورد مطالعه سازگار بود. مدلسازی بیومکانیکی کرنش صفحه ای در بارگذاری های کرنشی یک طرفه (شرایطی که مشابه کاربرد سیستم های ناوبری در جراحی است)، بدون توجه به هندسه و تغییرات فشار داخل بطن ها نتایج قابل قبولی به دست نمی دهد.

کلمات کلیدی

بافت مغز؛ مدلسازی بیومکانیکی؛ فشار داخل بطنی؛ هماغوی؛ دورال؛ المان محدود

Determination of an Optimum Elastic Model for Biomechanical Behavior of Brain Tissue

F. Farmanzad; S. Najarian; M. R. Islami; A. S. Seddighi

ABSTRACT

To obtain a suitable model describing the biomechanical behavior of the brain tissue, particularly for the deformation and displacement of the ventricles, an optimum value for the Young's modulus was computed. We considered a number of models and varied the biomechanical parameters in an epidural hematoma. A clinical scan of a patient was obtained and with the assumption of plane elastic strain, the system was modeled. By changing the mechanical parameters of the tissue (E and ν) and increasing the ventricular pressure, the displacement of the corresponding points in the modeled and the actual system was compared. Finally, the values with the least errors were computed. The optimum results were with $E = 11-12$ kPa and $\Delta P = 7.5-9.4$ mmHg, and were quite consistent with the patient's clinical conditions. Plane strain modeling in one-directional strain loading (similar to navigation systems in surgeries) and without considering the geometry and the pressure variation in the atria led to unacceptable results.

KEYWORDS

Brain tissue; Biomechanical modeling; Intra-ventricular pressure; Epidural Hematoma; FEM

ⁱ دانشجوی دکترا مهندسی پزشکی؛ دانشگاه صنعتی امیرکبیر: Farmanzad@yahoo.com

ⁱⁱ استاد دانشکده مهندسی پزشکی؛ دانشگاه صنعتی امیرکبیر

ⁱⁱⁱ استاد دانشکده مهندسی مکانیک؛ دانشگاه صنعتی امیرکبیر

^{iv} دانشجوی جراحی مغز و اعصاب؛ دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تهران

در شرایطی که مغز تحت تاثیر سایر مداخلات جراحی و بیهوشی قرار ندارد به بررسی جابجایی مغز و نقش بطن‌ها و افزایش فشار داخل آنها پردازیم.

به خاطر هندسه پیچیده و عمقی بودن بطن‌ها اکثر مطالعات انجام شده بجز مواردی که به بررسی هیدروسفالی پرداخته‌اند [۱۹]، یا در مدل هندسی از مدل کردن بطن‌ها اجتناب کرده‌اند [۱۸] و یا تاکید چندانی بر نقش فشار داخل بطن‌ها در نتایج بارگذاری‌های کرنشی سطح مغز نکرده‌اند و به آن نپرداخته‌اند. در مطالعات انجام شده با استفاده از سیستم‌های ناوبری از آنجا که جابجایی‌های موجود در سطح مغز و کورتکس (پس از مداخلات جراحی و بیهوشی) بیش از جابجایی عناصر عمقی و مجاور بطن‌هاست [۲۱] بنابراین بیشترین تاکید بر تغییرات عناصر سطحی کورتکس بوده و به نقش بطن‌ها چندان پرداخته نشده است.

همچنین پیشنهاد شده است که در سیستم‌های انطباق تصاویر (registration) از قرار دادن نمایانگرها در مجاورت سیستم بطنی اجتناب شود تا نتایج غیرقابل قبولی به دست نیاید. حتی در برخی موارد به دلیل غیرقابل تراکم فرض کردن مایع مغزی نخاعی (CSF)^۲ داخل بطن‌ها سیستم بطنی به شکل یک سیستم صلب (rigid) مدل شده است [۲۱].

هماتوم اپیدورال حاد مثال کلاسیک و آشنایی برای تمام جراحان اعصاب است که میزان جابجایی ناشی از هماتوم را با جابجایی بطن به نحو تنگاتنگی مرتبط می‌سازد. مطالعه ما برای اولین بار است که برای بررسی جابجایی مغزی و نقش بطن‌ها از یک آزمایش طبیعی استفاده می‌کند (پیدایش هماتوم). بررسی ما بیانگر نقش مهم هندسه بطن‌ها و افزایش فشار داخل بطنی در مدلسازی جابجایی با تحلیل بیومکانیکی است.

۲- روش مدلسازی

برای استخراج ثوابت مادی مغز از مدلسازی اسکن کامپیوتری یک مرد ۲۱ ساله که به دنبال تصادف اتومبیل و ضربه به سر به اورژانس بیمارستان امام خمینی مراجعه کرده بود، استفاده شد (شکل ۱). به منظور عدم تغییر در مشخصات بیومکانیکی نسج مغز در اثر ادم یا کانتوزن (contusion)، بیماری انتخاب شد که تنها مشکلش مسأله هماتوم و نه مسائل ناشی از آسیب منتشره آکسونی (DAI)^۲، ورم یا خونریزی های نسجی باشد. بنابراین معیار ما برای انتخاب اسکن مورد اشاره، انتخاب از بین بیمارانی بود که نمره سطح هوشیاری^۴ (GCS) کمتر از ۱۴ نداشتند یا در اسکن به عمل آمده از آنها ادم یا کانتوزن موجود نداشته است. در ضمن، اسکن افرادی بین ۴۵-۱۵ سال را به عنوان نماینده ای از افراد بالغ

بافت مغز از نظر آناتومیک و رفتار فیزیولوژیک و همچنین از نظر رفتار بیومکانیکی بسیار پیچیده است. رفتار مکانیکی بسیار انعطاف پذیر نسج مغز به حدی است که به آن عنوان بافت فوق نرم داده شده است و یکی از مشکل ترین و پیچیده ترین مسائل در مدل سازی‌های بیومکانیکی است. بیش از ۲۵ سال است که تحقیق در مورد مشخصات مکانیکی نسج مغز آغاز شده است [۱]، [۴]، [۷]، [۹] و [۱۲]. هدف اصلی این تحقیقات در ابتدا بررسی و پیشگیری از آسیب‌های مغزی و بررسی تصادم (impact) [۲]، [۸]، [۱۸] و [۲۳] و پس از آن هم بررسی و فهم بیماری‌های ساختاری مغز مثل هیدروسفالی [۱۸] و [۱۹] بوده است.

کاربرد سیستم‌های ناوبری حین عمل و سیستم‌های جراحی با هدایت تصویربرداری (IGS)^۱ در سالیان اخیر و متداول شدن آن، موجب پیدایش علاقه جدید در محققین برای مدلسازی بیومکانیکی این بافت شده است که معمولاً به طور فیزیولوژیک متحمل فشار مکانیکی نمی‌شود [۳]، [۶]، [۱۱]، [۱۳]، [۱۴]، [۱۵] و [۱۹]. یکی از مهم ترین ویژگی‌های این سیستم‌ها توانایی ارتباط دادن محل وسایل جراحی با مشخصات تصاویر حین عمل است [۲۱]؛ ولی نقص عمده سیستم‌های موجود در این است که عضوی که عمل جراحی بر روی آن در حال انجام است یک جسم صلب فرض می‌شود و در نتیجه با تغییر شکل‌های ثانویه حین عمل مثل اتراکشن جراحی، باز کردن، اتراکشن تومور و تاثیر جاذبه، پیدایش خطاهای قابل توجه در اطلاعات این سیستم‌ها اجتناب ناپذیر خواهد بود [۱۷].

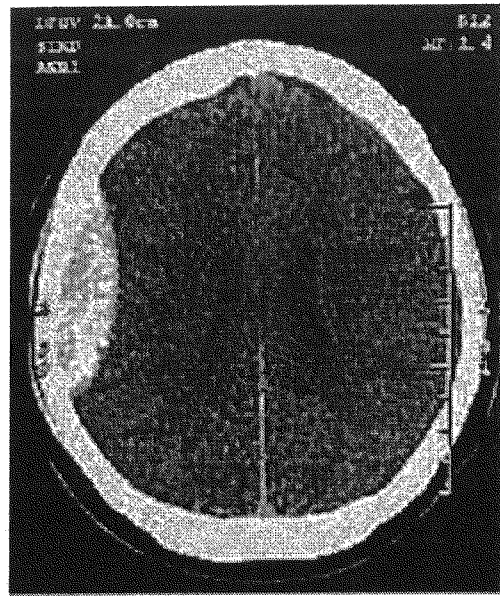
برای جبران این خطاها استفاده از دو روش تصویربرداری حین عمل و مدلسازی کامپیوتری پیشنهاد شده است. استفاده از تصویربرداری حین عمل مستلزم به کارگیری تجهیزات بسیار گران قیمت و صرف وقت و هزینه فراوان است. بنابراین توجه به مدلسازی بیومکانیکی و بهینه سازی مدل‌ها زمینه هدایت تحقیقات جدیدی در این زمینه را فراهم کرده است.

هدف این تحقیقات، عمدتاً مسأله جبران جابجایی با استفاده از یک مدل قابل تغییر شکل (deformable) است. عمده تحقیقات انجام شده بر روی بیومکانیک مغز در شرایط مشابه وضعیت جراحی، یا در مدل‌های آزمایشگاهی بر روی حیوانات [۱۰]، [۱۴]، [۱۵]، [۱۸] و یا با استفاده از سیستم‌های ناوبری حین عمل (IGS) بوده است که بیشتر از نشانگرهای کار گذاشته شده در سطح مغز به منظور بررسی جابجایی مغز استفاده می‌کنند. ما سعی کرده ایم تا با استفاده از هماتوم اپیدورال حاد که نماینده ضایعات فضاگیر حاد یک طرفه داخل جمجمه است و

مطالعه شد تا از تغییرات مرتبط با سن در مشخصات بیومکانیکی [۲۲] اجتناب شود.

محدب نسبت به خطی که دو سطح داخلی و خارجی را به هم مرتبط می‌سازد نتیجه گیری شده است.

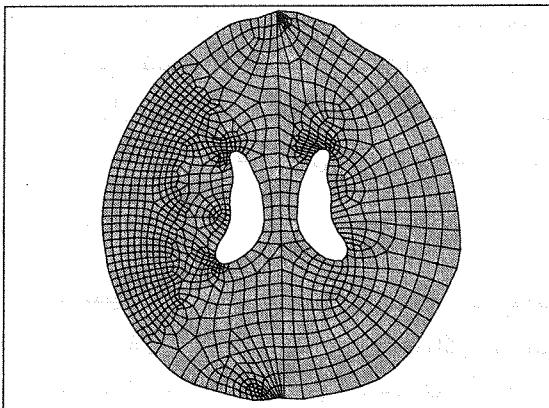
مدل هندسی به دست آمده از تصویر بعد از عمل در محیط CATIA، به نرم افزار ANSYS ویرایش ۸ وارد شد و با استفاده از مش‌های Quadratic 4 nodes (ANSYS plane 42) مش بندی به عمل آمد و خواص المان‌ها نیز الاستیک در نظر گرفته شد. در محل هماتوم و در اطراف نوک بطن‌ها، مش‌ها تظریف شد (شکل (۲)). در نهایت، شکل به دست آمده ۱۳۲۸ گره (node) و ۱۲۱۰ المان داشت. برای شبیه سازی هماتوم و مجسمه از شرایط مرزی مناسب استفاده کردیم. به این ترتیب که برای مناطق سطحی، در مناطق غیر از محل هماتوم جابجایی‌ها به دلیل چسبندگی بین دورا و مجسمه برابر صفر انتخاب و برای شبیه سازی هماتوم، فاصله بین نقاط متناظر روی هماتوم و سطح مغز، چنانکه اشاره شد، اندازه گیری و به عنوان جابجایی در این محل اعمال گردید. در محیط ANSYS 8.0 بارگذاری کرنش صفحه ای الاستیک با اعمال شرایط مرزی ذکر شده در بالا و پارامترهای متفاوت نسجی و تفاوت فشار داخل بطنی متفاوت (0-1.5kPa) یا (0-12mmHg) به دست آمدند.



شکل (۱): تصویر CT-SCAN بیمار دچار ضایعه هماتوم اپی دورال

اسکن کامپیوتری به روش استاندارد و موازی خط اریتموماتال (OML) و با برش‌های به فاصله 10 mm به دست آمد. ذکر این نکته لازم است که در خصوص تحقیق ما هیچ تاخیری در رسیدگی به وضعیت بیمار یا دخالتی در تصمیم گیری درمانی یا تغییری در پروتکل تصویر برداری از بیمار، که به افزایش تشعشع به سر بیمار منجر شود، ایجاد نشد. ۳ ماه پس از ضربه و جذب هماتوم در بیمار، مجدداً اسکن مغزی در شرایط کاملاً مشابه با اسکن اول به عمل آمده و مقاطع مورد مطالعه دقیقاً انتخاب و تصویر برداری شد. اسکن دوم به عنوان مرجع، برای اندازه گیری جابجایی بطن‌های مدل پس از بارگذاری استفاده شد.

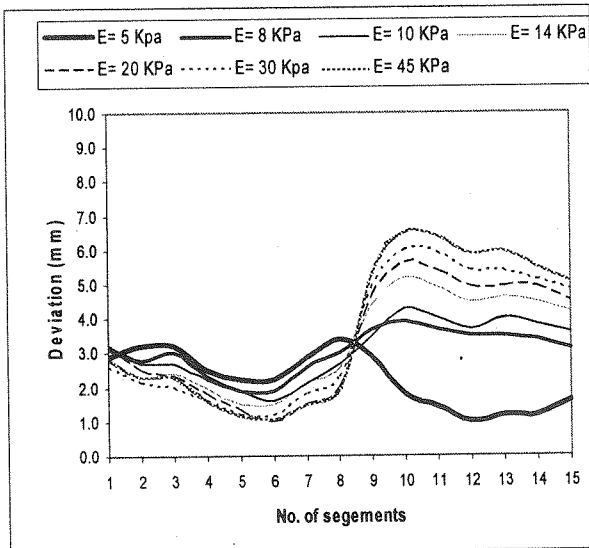
مرز مغز، بطن‌های آن و ضایعه هماتوم بر اساس تصاویر CT-Scan و با استفاده از نرم افزار مکانیکال دسکتاپ (Mechanical Desktop) ویرایش ۲۰۰۴ با حداکثر دقت ممکن مشخص شد. سپس مدل هندسی ۲ بعدی در مقطع هماتوم با استفاده از نرم افزار CATIA V5R11 سطح بندی و تکمیل و سپس آماده مش بندی شد. از فایل به دست آمده همچنین مقدار جابجایی مغز در ناحیه هماتوم اندازه گیری و استخراج شد. با اعمال ۲۳ گره متساوی الفاصله سطح خارجی مغز در محل ضایعه، به نقاط متناظر متشابه در سطح خارجی هماتوم ارتباط داده شد تا مقدار جابجایی اعمال شده به بافت مغز از طرف هماتوم، از محاسبه جابجایی نقاط متناظر متشابه به دست آید. صحت این فرض از تقارن محوری هماتوم عدسی شکل دو سو



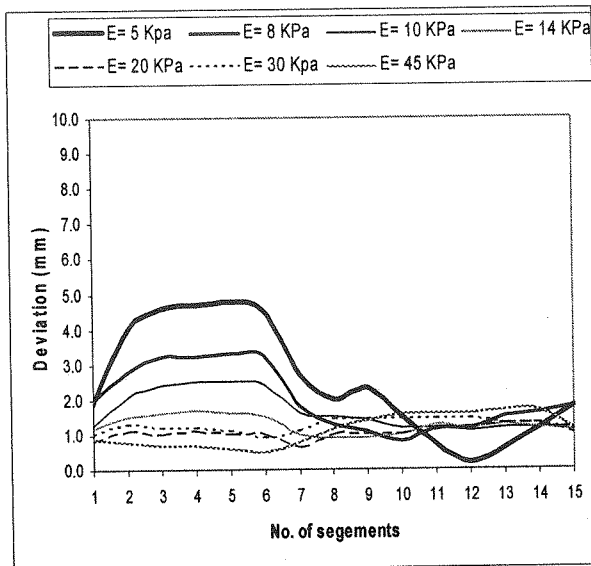
شکل (۲): مش بندی صفحه ای در نرم افزار ANSYS

در مطالعات به عمل آمده قبلی برای مقادیر مدول الاستیسیته (E) از 5-45 kPa بر حسب نوع آزمایش و شرایط به کار رفته پیشنهاد شده است [۳]. عمدتاً برای فرآیندهای استاتیک و شبه استاتیک مدول الاستیک در حدود 10 kPa به دست آمده است. در این مطالعه تأثیر تغییر E در مدل در محدوده فوق و میزان انطباق نتایج با مقادیر واقعی مطالعه و همچنین تأثیر ضریب پواسون بر پاسخ مدل با تغییر آن از (0.25-0.49) با فواصل 0.01 نیز بررسی شد. از نقطه نظر بالینی اگر چه بیمار انتخاب شده با شرایط ذکر شده در بالا، افزایش فشار داخل بطنی قابل توجهی ندارد، ولی نتایج نشان

فشار داخل بطنی مختلف (در محدوده فیزیولوژیک و کمتر از حد اتساع بطنی) و با تغییر مدول الاستیک مقایسه شد. در شکل (۳) نمونه منحنی میزان اختلاف جابجایی در ۱۵ نقطه در بطن‌های چپ (سمت هماتوم) و راست برای فشار 1.00 kPa آورده شده است. نقاط ۱ تا ۸ در سمت مقابل هماتوم و نقاط ۹ تا ۱۵ در سمت نزدیک تر به هماتوم قرار دارند.



الف) بطن چپ



ب) بطن راست

شکل (۳): انحراف جابجایی نقاط روی بطن ها از میزان واقعی در فشار 1.00 kPa

برای ارزیابی صحت نسبی مدل ها، دو معیار تعیین شد. در معیار اول، نسبت متوسط مربعات فواصل نقاط بطن واقعی از بطن مدلسازی شده به سطح واقعی بطن استفاده شد. یعنی، نسبت مقادیر $\frac{\sum d_i^2}{N}$ به سطح بطن برای ۱۵ نقطه برای هر دو

دادند که بدون در نظر گرفتن این افزایش فشار نتایج قابل قبولی به دست نمی آید و بطن های سمت هماتوم در نقاطی روی هم می خوابد که با تصاویر مطابقت ندارد. افزایش حتی اندک و در حدود مقادیر فیزیولوژیک (5-12 mmHg) نیز می تواند در نتایج حاصله تاثیرگذار باشد. بدین منظور مدل با گرادیان های فشار داخل بطن 0.25-1.50 kPa با فواصل 0.25 kPa نیز مطالعه شد که نتایج آن در نمودارهای بخش نتایج مشخص است.

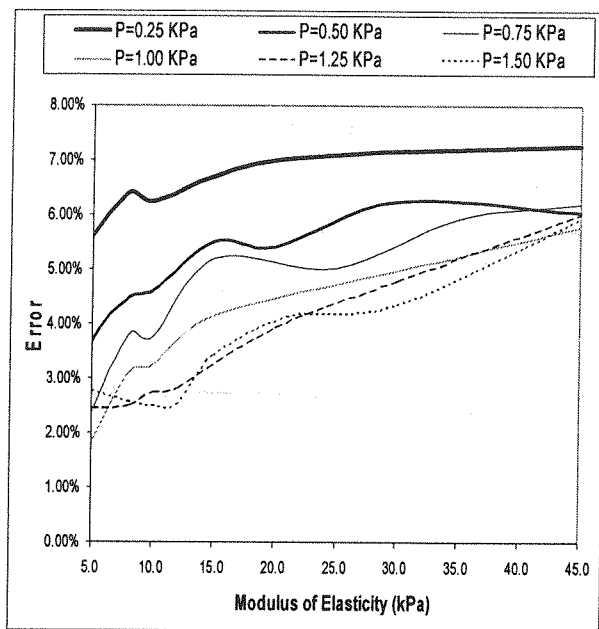
مدل ما از یک تحلیل دو بعدی به جای تحلیل واقعی سه بعدی استفاده کرده است. البته همچنان که در منابع پزشکی اشاره شده است [۲۰]، نیروهای دخیل در ایجاد جابجایی میدلاین در مراحل اولیه جابجایی تنها در جهت خارج به داخل و در مراحل فتق مغزی به فرم سه بعدی و در جهت بالا به پایین علاوه بر جهت خارج به داخل عمل خواهد کرد. بر این اساس، تحلیل کرنش صفحه ای الاستیک با تغییر پارامترهای نسجی و گرادیان های مختلف فشار داخل بطنی به عمل آمد. از آنجا که از هماتوم اپی دورال و خروج آن، چندین ساعت بعد عکسبرداری شده است، می توان بارگذاری را کاملاً استاتیک در نظر گرفت. به منظور بررسی میزان جابجایی بطن ها با استفاده از اسکن به عمل آمده در مقطع مورد مطالعه به فاصله ۳ ماه از ضرب و جذب هماتوم و با کمک نرم افزار CATIA محیط بطن های چپ و راست مدل به ۱۵ نقطه تقسیم و میزان جابجایی با اسکن مرجع مقایسه شد. سپس با استفاده از روش مجموع مربعات، میزان خطای حاصله بررسی و مقایسه شد تا شرایطی که کمترین میزان خطا را فراهم می آورند مشخص شوند.

۳- نتایج

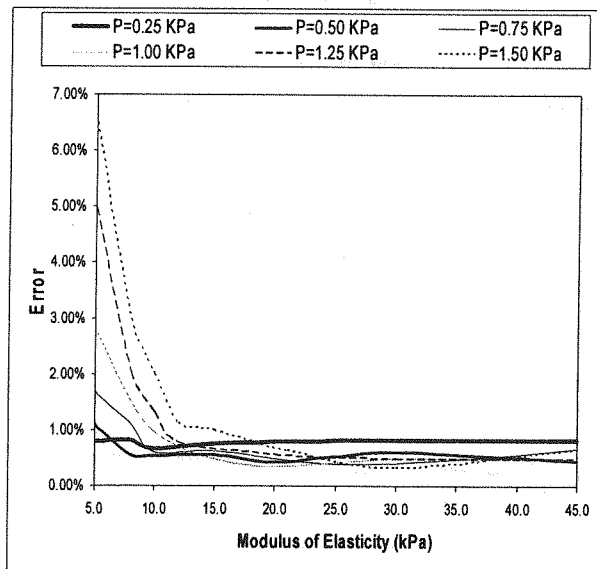
برای تعیین سه پارامتر مدول الاستیک، ضریب پواسون و تغییر فشار داخل بطنی، بیش از ۱۰۰ مدل گوناگون با تغییر این پارامترها اجرا شد تا مناسبترین پاسخ انتخاب شود. تغییر پارامترهای فوق در محدوده ای انجام شد که خارج از محدوده به دست آمده در سایر تحقیقات نباشد. به عنوان نمونه مدول الاستیک در فاصله 5-45 kPa که در محدوده مطالعات پیشین است، ارزیابی شد. در مورد تعیین ضریب پواسون، اکثر مطالعات انجام شده در مورد مشخصات بیومکانیکی مغز به مقادیر بین 0.40-0.49 اشاره کرده اند. ما به بررسی تاثیر تغییر ضریب پواسون از 0.25-0.49 به فواصل 0.01 پرداختیم که تغییر محسوسی مشاهده نشد. بر این اساس، این پارامتر از پارامترهای مورد ارزیابی حذف و ضریب پواسون متوسط 0.45 برای این تحلیل انتخاب شد.

میزان اختلاف جابجایی نقاط متشابه روی بطن های مدل پس از تحلیل با نقاط متشابه در اسکن بیمار در گرادیان های

تفاوت که در مدول‌های پایین (کمتر از 10 kPa) به ویژه در بطن چپ روندی معکوس مشاهده می‌شود (شکل ۶) یعنی با کاهش مدول الاستیسیته و بالا رفتن تفاوت فشار تا حد بسیار زیادی از دقت مدلسازی بطن چپ کاسته می‌شود. مجموع خطای بطن های راست و چپ نیز در نمودار شکل (۷) آورده شده است که مشابه شکل (۵) نقاط بهینه دارد. بهترین نقاط بهینه در مدول 5 kPa (افزایش فشار 0.75 kPa) و فواصل مدول 8-12 kPa (افزایش فشار 1.00-1.50 kPa) قرار داشتند.



الف) بطن چپ



ب) بطن راست

شکل (۴): میزان خطای جابجایی بطن‌ها در مدل‌ها با تغییرات مدول الاستیک و افزایش فشار

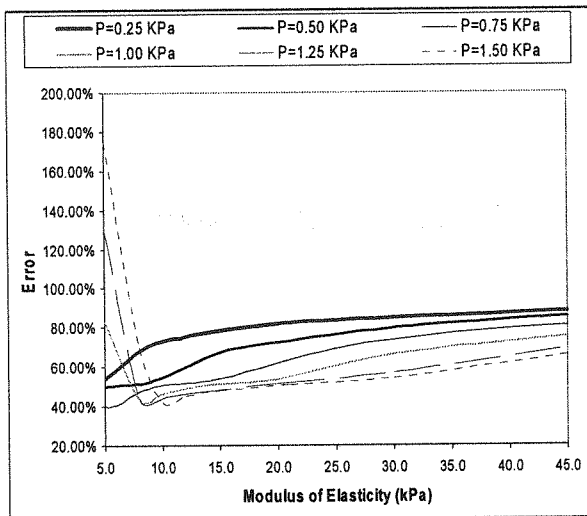
بطن محاسبه گردید، که در این رابطه، N تعداد نقاط آزمون و d_i فاصله نقاط به دست آمده از منحنی مدلسازی از نقاط معادل واقعی است. در معیار دوم، درصد مطابقت سطح بطن مدلسازی شده با سطح بطن واقعی (A_{model}/A_{real}) بررسی شد. معیار دوم به نوعی بیانگر صحت مدل در شبیه سازی شکل بطن‌ها، جدا از جابجایی کلی بطن است.

برای $\Delta P = 0$ دیواره های بطن چپ مدل پس از بارگذاری به نحو قابل ملاحظه ای بر روی هم خوابیده است و نتایج غیرقابل قبولی را در مقایسه با مقادیر واقعی به دست می‌دهد. به عبارت دیگر در برابر نیرویی که از طرف همتوم به بافت مغز اعمال شود، هم بافت مغز و هم مایع مغزی نخاعی مقاومت می‌کنند. مقاومت بافت مغز ناشی از سختی بافت و مقاومت سیال ناشی از محبوس شدن سیال در فضای بین مغز و جمجمه است که از آن نمی توان صرف نظر کرد. با افزایش فشار داخل بطنی (یعنی معیار مقاومت مایع مغزی نخاعی) در محدوده 0.25-1.50kPa، میزان خطای اندازه گیری شده در انحراف بطن چپ مدل، کاهش و در مورد بطن راست افزایش می‌یابد. کاهش خطا در مورد بطن چپ قابل توجه است. اما افزایش فشار از 1.50kPa با افزایش قابل توجه خطا در مورد بطن راست، ولی بدون بهبود قابل اعتنا در مقادیر خطای بطن چپ، همراه خواهد بود. با افزایش بیشتر فشار، این روند ادامه خواهد داشت. ضمن این که با افزایش فشار داخل بطنی (تا حد اتساع بطنی) به حالتی مشابه هیدروسفالی خواهیم رسید که از نظر بالینی غیرقابل پذیرش بوده و با اسکن بیمار نیز مطابقت ندارد.

نمودارهای شکل (۴)، میزان خطای مدل‌ها از واقعیت را بر طبق معیار اول (مجموع مربعات انحراف‌ها) نشان می‌دهد. چنان که مشاهده می‌شود، عمدتاً با افزایش فشار و کاهش مدول الاستیسیته در مدل، میزان دقت مدلسازی بطن چپ بیشتر می‌شود؛ ولی در مورد دقت مدلسازی بطن راست این امر تقریباً بر عکس است؛ یعنی برای دستیابی به مدلسازی دقیق تر بطن راست باید افزایش فشار کمتر و مدول الاستیسیته بالاتری در نظر گرفت. اگر خطای کلی را برابر با مجموع خطاها در بطن راست و چپ در نظر بگیریم، به نمودار شکل (۵) می‌رسیم.

در منحنی شکل (۵) نقاط مینیمم وجود دارد، و این بدین معناست که روند متفاوت خطا در دو منحنی پیشین، دارای نقطه بهینه‌ای است که کمترین مجموع خطاها را در بر دارد. بهترین پاسخ‌ها در فاصله مدول الاستیک 11-13 kPa و در افزایش فشارهای 1.25-1.50 kPa به دست آمدند.

برای معیار دوم نیز منحنی‌هایی مشابه به دست آمد، با این



شکل (۷): مجموع میزان خطای شکل بطن های راست و چپ در مدل ها با تغییرات مدول الاستیک و افزایش فشار

ع- بحث

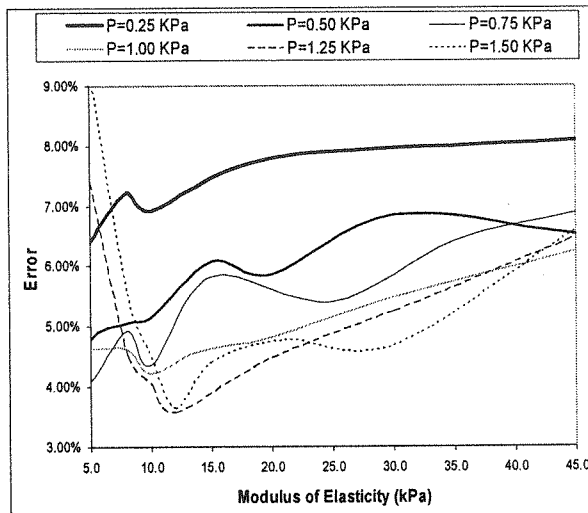
از منحنی‌های فوق، این نتیجه کلی به دست می‌آید که در مدل الاستیک خطی همگن، در اکثر موارد دقت بطن چپ و راست معکوس یکدیگر هستند و با کاهش یکی، دیگری افزایش می‌یابد. همچنین با توجه به شکل (۳) مشخص می‌شود که دقت مدلسازی دو طرف هر دو بطن نیز عمدتاً معکوس هم هستند. هدف ما دستیابی به نقطه بهینه برای دستیابی به مناسب‌ترین مدول الاستیک است.

تغییرات مدول الاستیک در مدل فوق، تا حد زیادی با جابجایی کلی بطن مرتبط بوده و ضمناً تغییرات فشار با شکل بطن ارتباط دارد. البته این امر مطلق نیست؛ ولی تا حدود زیادی می‌توان با تغییر مدول الاستیک جابجایی کلی بطن‌ها را اصلاح کرد و با تغییرات فشار به مدل دقیق‌تری برای شبیه‌سازی شکل بطن‌ها دست یافت.

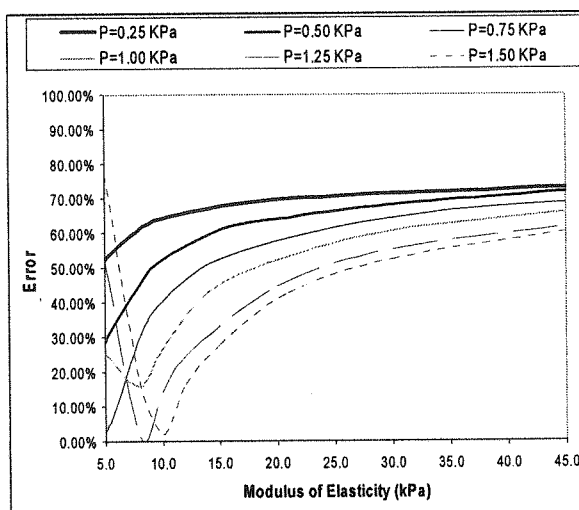
جمع خطاهای دو بطن چپ و راست در شکل (۵)، ترکیبی از خطاهای جابجایی و تغییر شکل را به دست می‌دهد. در شکل (۷) نیز خطای تغییر شکل مشخص است و همچنان که از شکل بر می‌آید، در مدول‌های بالا (بیشتر از 15 kPa) وابستگی پاسخ به مدول الاستیک کمتر می‌شود؛ ولی در مدول‌های پایین‌تر این وابستگی بیشتر و در مقادیر کمتر از 8 kPa شدیدتر است.

با توجه به معیار اول که حاوی مجموع خطاهاست، چنان که ذکر شد مدول الاستیک 11-13 kPa مناسب‌ترین پاسخ است که اگر به عامل تفاوت فشار و همچنین معیار دوم (شکل ۷) نیز توجه شود، مدول الاستیک 11 kPa و تفاوت فشار 1.5 kPa به عنوان جواب نهایی انتخاب خواهد شد.

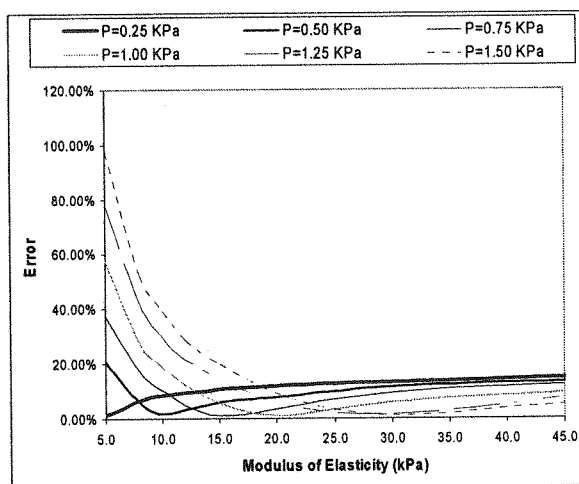
نتایج تحلیل و بررسی میدان کرنشی در شکل (۸) نشان



شکل (۵): مجموع میزان خطای بطن های راست و چپ در مدل ها با تغییرات مدول الاستیک و افزایش فشار



(الف) بطن چپ



(ب) بطن راست

شکل (۶): میزان خطای شکل بطن ها در مدل ها با تغییرات مدول الاستیک و افزایش فشار

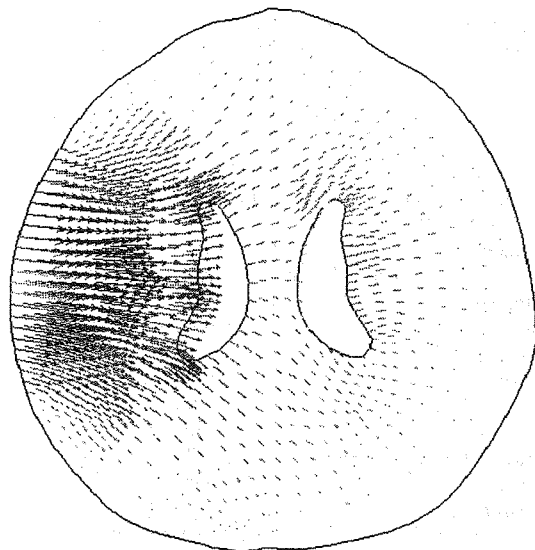
مغز هستند، در تجربیات آزمایشگاهی خود در مدلسازی نسج مغز خوک و آزمایش‌های indentation استفاده کرده و از مدلسازی بطن‌ها اجتناب کردند [۱۸]. مدل این محققین تنها به تحلیل تغییرات تنش-کرنش در سطح مغز پرداخته و به جابجایی عناصر عمقی و فشردگی و جابجایی بطن‌ها نمی‌پردازد.

توجه مجدد به مدلسازی‌های بیومکانیکی مغز همزمان با گسترش کاربرد سیستم‌های هدایت تصویری در اعمال جراحی اعصاب و تطابق (registration) تصاویر قبل از عمل با اطلاعات به دست آمده حین عمل است [۶]، [۱۱]، [۱۳] و [۲۱]. در تلاش‌های اولیه در سیستم‌های انطباق تصاویر، سیستم بطنی به شکل یک جسم صلب (rigid object) مدل شده است که این موضوع براساس فرضیه غیرقابل تراکم بودن مایع مغزی نخاعی (CSF) می‌باشد. با این تصور، نتایج انطباق مطلوب تنها هنگامی به دست می‌آیند که هیچکدام از نشانگرهای correspondence در مجاورت سیستم بطنی قرار داده نشوند. در غیر این صورت این مدل‌ها به نتایج غیرقابل قبولی در انطباق تصاویر منجر می‌شود که در آن تغییر شکل مناطق مایع به شکل غیر واقعی نشان داده می‌شود. در مواردی فرض بر این بوده است که ساختمان‌های آناتومیک، رفتاری سیال-مانند دارند که معمولاً چنین نیست. Hagemann برای برطرف کردن چنین مشکلی به ارائه مدلی پرداخته است که بر طبق آن حوزه غیرهمگون به دو ناحیه مجزای همگون؛ یعنی پارانشیم الاستیک و منطقه سیال داخل بطن تقسیم می‌شود و معادلات Stokes برای منطقه سیال و معادلات Navier برای مناطق الاستیک به کار رفته است [۶]؛ ولی مشکل چنین روشی پیچیدگی فراوان تحلیل و زمان گیر بودن پروسه است. مدل ما بدون نیاز به استفاده از چنین پیچیدگی‌هایی، با در نظر گرفتن افزایش فشار داخل بطن نتایج قابل قبولی به دست آورده است. در مطالعه فوق‌الذکر، زمان مورد نیاز برای تحلیل مدل ۲۵ ساعت بوده است [۶]. در مدل پیشنهادی ما برای اولین بار توجه به مدلسازی بطن‌ها و صلب فرض نکردن آنها مورد توجه قرار گرفته است.

دسته دیگری از محققین در مدلسازی بیومکانیکی مغز برای اصلاح سیستم‌های ناوبری حین عمل، فرض را بر این گذاشته‌اند که تغییرات کرنشی و کورتکس بیش از جابجایی عناصر عمقی و مجاور بطن‌هاست و بیشترین اشتباه در سطح کورتکس رخ می‌دهد. چنانچه که Skrinjar اشاره کرده است، در مدلسازی خود فرض را بر این گذاشته است که بخش‌های عمقی حرکت نمی‌کنند [۲۱]. به اعتقاد ما از آنجا که بسیاری از ساختارهای مهم مغز در مجاورت بطن‌ها و در بخش‌های عمقی

می‌دهد که بطن سمت همتوم، باعث جذب میزان زیادی از جابجایی ناشی از همتوم و عدم انتقال آن به عناصر داخلی تر و خط وسط مغز می‌شود. بر این اساس، در پشت بطن‌ها بویژه بطن سمت مقابل همتوم تنش‌ها به میزان قابل توجهی کاهش می‌یابند، یعنی بطن‌ها موجب جذب تنش‌ها از اطراف نیز شده است.

ما یک مدل الاستیک کرنش صفحه‌ای (دو بعدی) را برای تحلیل رفتار بیومکانیکی مغز در ضایعات فضاگیر یک طرفه ارائه داده ایم. ویژگی متمایز این مدل انتخاب تغییر شکل بطن‌ها و میزان جابجایی آنها به عنوان محک صحت پارامترها و سایر مشخصات مدل در مقایسه با مقادیر واقعی به دست آمده از اسکن بیمار است. نتایج به دست آمده به روشنی بیانگر این نکته بودند که در تحلیل کرنش صفحه‌ای الاستیک مغز، باید حتماً ژئومتری بطن‌ها و فشار داخل آنها را در نظر گرفت. مدل ارائه شده به پرکردن خلأ مطالعات موجود در بیومکانیک مغز، یعنی در نظر نگرفتن تغییر شکل عناصر عمقی و بطن‌ها، همت گماشته است.



شکل (۸): میدان جابجایی در بافت مغز در اثر همتوم اپی دورال از مشکلات عمده در راه مدلسازی بطن‌ها، می‌توان به موارد ذیل اشاره کرد: ژئومتری پیچیده بطن‌ها و تغییرات تحذب و تقعر و نوک تیز بطن‌ها [۱۹]، وجود هسته‌های قاعده‌ای، تالاموس و کپسول داخلی در مجاور آنها که هرکدام پارامتر نسجی متفاوتی دارند [۶]، ناهمسانگردی ساختمان‌های اطراف بطن‌ها یعنی ساختار کپسول داخلی و تاج مشعشع [۵] و نیز مجاورت مناطق الاستیک-مایع یعنی پارانشیم و مایع مغزی نخاعی (CSF) در این نواحی است.

Miller و Chinzei که از پیشگامان مدلسازی بیومکانیکی

۶- مراجع

- AL- Besharat, A.; Zhou, C.; Yang K., Khalil, T.; King, A.; "Intracranial-Pressure in the Human Head Due to Frontal Impact Based on a Finite Element Model", Journal of Biomechanical Engineering, vol. 116, pp. 44-50, 1994.
- Bradshaw, D. R. S.; Ivarsson, J.; Morfey, C.L.; Viano, D.C.; "Simulation of Acute Subdural Hematoma and Diffuse Axonal Injury in Coronal Head Impact", Journal of Biomechanics, vol. 34, pp. 6994 2000.
- Brands, D.W.A.; Peters G. W. M.; "Design and Numerical Implementation of a 3-D non - Linear Viscoelastic Constitutive Model for Brain Tissue during Impact", Journal of Biomechanics, vol. 37, pp. 127-134, 2004.
- Brett, P. N.; Fraser, C. A.; Henningan, M.; Gnffiths M. V.; Kanel, Y.; "Automatic Surgical Tools for Penetrating Flexible Tissues", IEEE Eng. & Med. Biology, vol. 76pp. 264-270, 1995.
- Haar, P. J.; "Brain Tissue Structure and Micromechanics", 3rd Symp. on Brain Biomechanics, 2002.
- Hagemann, A.; Rohr, K.; Stiehl, H. S.; "Coupling of Fluid and Elastic Models for Biomechanical Simulations of Brain Deformations Using FEM", Medical Image Analysis, vol. 6, pp. 375-388, 2002.
- Humphery, J. D.; "Continuum Biomechanics of Soft Biological Tissues", The Royal Society Review, vol. 10, pp. 1098, 2002.
- Kleiven, S.; Holst, H.; "Consequences of Head Size Following Trauma to the Human Head", Journal of Biomechanics, vol. 35, pp. 153-160, 2002.
- Kumaresan, S.; Radhakrishnan, S.; "Importance of Partitioning Membranes of the Brain and the Influence of Neck in Head Injury", Medical Biology in Engineering and Computers, vol. 34(1), pp. 2732, 1996.
- Kyriacou, s. K.; Mohamed, A.; "Brain Mechanics for Neurosurgery Modeling Issues", IEEE Symposium on Brain Biomechanics, 2002.
- Lunn, K. E.; Paulsen, K. D.; Roberts, D. W.; "Nonrigid Brain Registration: Synthesizing Full Volume Deformation Fields from Model Basis Solutions Constrained by Partial Volume Intraoperative Data", Computer Vision and Image Understanding, vol. 89, pp. 299-317, 2003.
- Metz, H.; Mc Elhaney, J.; Ommaya, A. K.; "A Comparison of the Elasticity of Live, Dead, and Fixed Brain Tissue", Journal of Biomechanics, vol. 3, pp. 453-458, 1970.
- Mige, M.; Paulsen, K. D.; Hoopes, J.; "In Vivo Quantification of a Homogeneous Brain Deformation Model for Updating Preoperative Images During Surgery", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 47(2), pp. 266-273, 2000.
- Miller, K.; "How to Test very Soft Biological Tissues in Extension?", Journal of Biomechanics, vol. 34pp. 651-657, 2001.
- Miller, K.; Chinzei, K.; "Mechanical Properties of Brain Tissue in Tension", Journal of Biomechanics, vol. 35, 483-490, 2002.
- Miller, K.; Chinzei, K.; "Modeling of Brain Tissue Mechanical Properties: Bi-phasic versus Single-Phase Approach", Proceedings of the 3rd International Symposium of Computing Methods

مغز قرار دارند و کار در این نواحی است که استفاده از سیستم‌های ناوبری را ضروری می‌سازد، بی توجهی به این مناطق را قابل توجیه نمی‌دانیم.

مدل ما قادر به پیشگویی ۷۰٪ میزان جابجایی نقاط بطن با خطای کمتر از ۳ میلی متر بوده است که در مقایسه با مقادیر به دست آمده در مقالات (۷۵٪-۸۵٪) [۱۳] برای مناطق دور از بطن، تا حدود زیادی قابل قبول به نظر می‌رسد. چنانچه ذکر شد، مدل‌های پیشین در نقاط مجاور بطن به کلی فاقد دقت مقبول بودند.

بخشی از خطای به دست آمده به استفاده از تصویر CT-Scan به جای تصویر MRI مربوط است. یکی از دلایل چنین امری ملاحظات اخلاقی در استفاده از MRI در بیماران اورژانس ضربه مغزی مانند هماتوم اپی دورال؛ که نیاز به اقدام درمانی فوری دارند، بوده است. بدیهی است که این امر در مدلسازی برای مواردی که چنین ملاحظاتی وجود ندارد به بهبود دقت منجر می‌شود.

استفاده از این مدل، به خاطر در نظر گرفتن پاره‌ای از فرضیات دارای محدودیت هایی است که با توسعه مدل می‌توان به مدل دقیق‌تری دست یافت. یکی از محدودیت‌های مدل ما استفاده از ثوابت مادی یکسان در نقاط مختلف برای پارانشیسم است. چرا که مقادیر E و ν برای ماده خاکستری و سفید مغز متفاوتند. مسأله دیگر همسانگرد فرض کردن پارانشیسم است که چنانچه قبلاً اشاره شد، جهت گیری الیاف کپسول داخلی چنین امری را تا حدودی زیر سوال می‌برد. محدودیت دیگر مدل ما چنانچه در ابتدا ذکر شد، از یک تحلیل دو بعدی به جای تحلیل واقعی سه بعدی استفاده کرده است. تاثیرسیستم عروقی و خروج خون از عروق در این مدل همانند سایر مدل‌های پیشین مدلسازی نشده است. مدل‌های کامل تر می‌توانند حاوی مسائل فوق به ترتیب اهمیت باشد.

۵- تشکر و قدردانی

نویسندگان این مقاله از تمامی جراحان و کارکنان بیمارستان امام خمینی تهران که در راستای انجام این پروژه تحقیقاتی با ما همکاری نمودند، صمیمانه تشکر می‌کنند.

- Miller, K.; Chinzei, K.; "Modeling of Soft Tissues", [۱۷]
Mechanical Engineering Laboratory News, vol. 12
pp. 5-7, 1995.
- Miller, K.; Chinzei, K.; Orssengo, G.; Bednarz, P.; [۱۸]
"Mechanical Properties of Brain Tissue in Vivo:
Experiment and Computer Simulation", Journal of
Biomechanics, vol. 33, pp. 1369-1376, 2000.
- Pena, A.; Bolton, M. D.; Whitehouse, H.; "Effects [۱۹]
of Brain Ventricular Shape on Periventricular
Biomechanics: A finite element analysis",
Neurosurgery, vol. 45(1), pp. 107-118, 1999.
- Quisling, R. Q.; Peters, K. R.; "Computed [۲۰]
Tomography", Neurological Surgery, 4th edition,
Philadelphia W.B., Saunders Company, pp. 108-
112, 1998.
- Skrinjar, O.; Nabavi, A.; Duncan, J.; "Model [۲۱]
Driven Brain Shift Compensation", Medical Image
Analysis, vol. 6, pp. 361-373, 2002.
- Thibault, K.L.; Margukies, S.S.; "Age Dependent [۲۲]
Material Properties of the Porcine Cerebrum:
Effect on Pediatric Inertial Head Injury Criteria",
Journal of Biomechanics, vol. 31 pp. 1319-1326 ,
1998.
- Zhang, L.; Hardy, W.; Omori, K.; "Recent [۲۳]
Advances in Brain Injury Research: A New Model
and New Experimental Data", ASME
Bioengineering Conference, pp. 833-834, 2001.

۷- زیر نویس ها

-
- ۱ Image Guided Surgery
 - ۲ Cerebro-Spinal Fluid
 - ۳ Diffuse Axonal Injury
 - ۴ Glasgow Coma Scale

