DOI: 10.22041/ijbme.2008.13547

Studying the Biomechanical Behavior of Brain Tissue Comparing Elastic and Hyperelastic Models

F. Farmanzad [1★], S. Najarian [2], M.R. Islami[3], A.S. Seddighi[4]

[1] Associated Professor, Mechanical Engineering School, Iran University of Science & Technology, Tehran, Iran
[2] Professor, Biomedical Engineering School, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran, najarian@aut.ac.ir
[3] Professor, Biomedical Engineering School, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran, eslami@aut.ac.ir
[4] Associated Professor, Shahid Beheshti University, Shohada Hospital (Tajrish), Tehran, Iran, invincible19152@yahoo.com

Abstract

Two different types of computer modeling, i.e., the elastic and hyperelastic plane strain models were employed and compared with each other. Using finite element analysis, we determined a suitable model for describing the biomechanical behavior of the brain, especially the deformation and displacement of the brain ventricles. The CT-Scan of an epidural hematoma patient was modeled using both approaches. Then, by varying the mechanical parameters of the tissue (i.e., C10, C01, E, and ν) and the internal ventricular pressure, the displacement rate of the corresponding points in the ventricles was simulated. Finally, the results of the simulation were compared with those of the actual ventricles, and then, the data set with the least amount of error was identified. For various types of loadings and with different pressure gradients, the results of the simulation show that if the effect of an increase in the internal pressure of the ventricles is neglected, it will lead to unrealistic results. Particularly, in unidirectional strain loading with a pressure gradient of zero ($\Delta P = 0$), the walls of the ventricle adjacent to the hematoma will collapse completely. The best results were obtained for the elastic model where $\Delta P = 9.4$ mmHg (1.25 kPa) and for the hyperelastic model where $\Delta P = 7.5$ mmHg (1.00 kPa). These findings are consistent with the clinical conditions of the patient. In the plane strain biomechanical modeling, for unidirectional strain loading (conditions which are similar to the application of navigation systems in surgeries), neglecting the geometry and the variation of the internal pressure of the ventricles will not lead to acceptable results. Taking into account the above-mentioned parameters in describing the mechanical behavior of the brain (for epidural hematoma lesions), the elastic model (88.7% average relative accuracy) brings about better results compared with those of the hyperelastic model (86.9% average relative accuracy).

Keywords: **Brain Tissue, Biomechanical Modeling, Elastic, Hyperelastic, Epidural Hematoma, Finite Elements Analysis**

* **Corresponding author**
Address: *Farhad Farmanzad, Mechanical Engineering School, Iran University of Science & Technology, Hengam St., Resalat Sq., Tehran, Iran*
Tel: *+98 21 77491228*
Fax: *+98 21 77240488*
E-mail: *Farmanzad@iust.ac.ir*

DOI: 10.22041/ijbme.2008.13547

مطالعه رفتار بيومكانيكي بافت مغز توسط مدل‌هاي المان محدود الاستيک و هايپرالاستيک

فرهاد فرمان‌زاد [۱*]، سيامک نجاريان[۲]، محمدرضا اسلامي[۳]، اميرسعيد صديقي[۴]

[۱] استاديار دانشكده مهندسي مكانيک، دانشگاه علم و صنعت، تهران

[۲] استاد دانشكده مهندسي پزشكي، دانشگاه صنعتي اميركبير، تهران najarian@aut.ac.ir

[۳] استاد دانشكده مهندسي مكانيك، دانشگاه صنعتي اميركبير، تهران eslami@aut.ac.ir

[۴] استاديار دانشگاه شهيد بهشتي، بيمارستان شهداي تجريش، تهران invincible19152@yahoo.com

چكيده

به منظور دستيابي به مدل مناسب براي توجيه رفتار بيومكانيكي مغز و تغييرشكل و جابجايي بطن‌ها، دو نوع مدلسازي كامپيوتري كرنش صفحه اي الاستيك و هايپرالاستيک بافت مغز براساس تحليل المان محدود به‌كار گرفته شده و مورد مقايسه قرار گرفته اند. اسكن بيمار مبتلا به هماتوم اپي‌دورال، با فرض كرنش صفحه‌اي الاستيك و هايپرالاستيک مدلسازي شد. سپس با اعمال پارامترهاي مكانيكي نسج (ν، E، C01 و C10) و تغيير فشار داخل بطني، ميزان جابجايي نقاط مشابه در بطن مدلسازي شده، با بطن واقعي مقايسه شد و نهايتاً مقاديري با كمترين ميزان خطا را به‌دست مي‌داد، مشخص گرديد. اين شبيه‌سازي‌ها در بارگذاري‌هاي متفاوت با فشار داخل بطني مختلف نشان داد كه عدم توجه به افزايش فشار داخل بطني نتايج غير قابل قبولي خواهد داشت. به طور خاص، در بارگذاري كرنشي يك‌طرفه با ΔP =۰ ديواره‌هاي بطن سمت هماتوم به نحو قابل ملاحظه‌اي روي هم قرار مي‌گيرد. بهترين نتايج براي مدل الاستيک با افزايش فشار ΔP= ۱/۲۵ kPa و براي مدل هايپرالاستيک با ΔP= ۱/۰۰ kPa به‌دست آمد كه با شرايط باليني بيمار مورد مطالعه سازگار بود. بنابراين مدلسازي بيومكانيكي كرنش صفحه‌اي در بارگذاري‌هاي كرنشي يك‌طرفه (شرايطي كه مشابه كاربرد سيستم‌هاي ناوبري در جراحي است)، بدون توجه به هندسه و تغييرات فشار داخل بطن‌ها نتايج قابل قبولي به‌دست نمي‌دهد. با در نظر گرفتن پارامترهاي فوق، استفاده از مدل‌هاي الاستيک (با دقت نسبي متوسط ۸۸/۷%) در مقايسه با هايپرالاستيک (با دقت نسبي متوسط ۸۶/۹%) نتايج بهتري در توجيه رفتار مكانيكي مغز در ضايعه هماتوم اپي‌دورال به همراه خواهد داشت.

واژه‌هاي كليدي: بافت مغز؛ مدلسازي بيومكانيكي؛ الاستيک؛ هايپرالاستيک؛ هماتوم اپي دورال؛ تحليل المان محدود

*عهده‌دار مكاتبات

نشاني: ميدان رسالت، خيابان هنگام، دانشگاه علم و صنعت ايران، دانشكده مهندسي مكانيک

تلفن: ۷۷۴۹۱۲۲۸، دورنگار: ۷۷۲۴۰۴۸۸، پيام نگار: Farmanzad@iust.ac.ir

۱- مقدمه

رفتار مكانيكي نسج مغز يكي از دشوارترين و پيچيده‌ترين مسائل براي مدلسازي است. بيش از ۳۵ سال است كه مشخصات مكانيكي نسج مغز مورد بررسي قرار مي‌گيرد [۱-۵]. هدف اصلي اين تحقيقات در ابتدا بررسي و پيشگيري از آسيب‌هاي مغزي و بررسي تصادم [۶-۹] و پس از آن، بررسي و درک بيماري‌هاي ساختاري مغز نظير هيدروسفالي[1] [۶، ۱۰] بوده است. ولي كاربرد سيستم‌هاي ناوبري حين عمل[2] و سيستم‌هاي جراحي با هدايت تصويربرداري[3] (IGS) در ساليان اخير و متداول شدن آن، موجب پيدايش علاقه جديد در محققان براي مدلسازي بيومكانيكي اين بافت شده است كه معمولاً به طور فيزيولوژيك متحمل فشار مكانيكي نمي‌شود [۶، ۱۰-۱۶]. يكي از مهم‌ترين ويژگي‌هاي اين سيستم‌ها، توانايي ارتباط دادن محل وسايل جراحي با مشخصات تصاوير حين عمل است [۱۷]. در همين راستا، تغييرشكل بافت‌هاي بيولوژيكي و اثر آن بر روي تصاويرتوليد شده در پزشكي (به ويژه مغز)، در جراحي هايي كه در آن ها از ربات ها استفاده مي گردد، از اهميت بسيار بالائي برخوردار است [۱۸-۲۳]. ولي نقص عمده سيستم‌هاي موجود در اين است كه عضوي كه عمل جراحي بر روي آن در حال انجام است يك جسم صلب فرض مي‌شود و در نتيجه با تغييرشكل‌هاي ثانويه حين عمل نظير رتراكشن[4] جراحي، باز كردن، رزكسيون[5] تومور و تأثير جاذبه، پيدايش خطاهاي قابل توجه دراطلاعات اين سيستم‌ها اجتناب ناپذير خواهد بود [۱۷، ۲۳]. براي جبران اين خطاها استفاده از دو روش تصويربرداري حين عمل و مدلسازي بيومكانيكي پيشنهاد شده است. استفاده از تصويربرداري حين عمل مستلزم به‌كارگيري تجهيزات بسيار گران‌قيمت و صرف وقت و هزينه فراوان است. بنابراين، توجه به مدلسازي بيومكانيكي و بهينه‌سازي مدل‌ها، زمينه هدايت تحقيقات جديدي را در اين زمينه فراهم كرده است. هدف اين تحقيقات، عمدتاً مسأله ميزان شيفت[6] با استفاده از يك مدل قابل تغييرشكل است [۱۷]. عمده تحقيقات انجام شده بر روي بيومكانيك مغز در شرايطي كه مشابه وضعيت جراحي باشد، يا در مدل‌هاي آزمايشگاهي بر روي حيوانات بوده [۶، ۱۱، ۱۲، ۲۵] و يا با استفاده از سيستم‌هاي ناوبري حين عمل بوده كه بيشتر از نشانگرهاي كار گذاشته شده در سطح مغز به‌منظور بررسي شيفت مغزي استفاده مي كنند. در اين تحقيق سعي گرديده تا با استفاده از مدلسازي هماتوم اپي دورال[7] حاد كه نماينده ضايعات فضاگير حاد يك‌طرفه داخل جمجمه است و در شرايطي كه مغز تحت تأثير ساير مداخلات جراحي و بيهوشي قرار ندارد، به بررسي جابجايي مغز و نقش بطن‌ها و به‌ويژه فشار داخل آنها پرداخته شود.

به‌دليل هندسه پيچيده و عمقي بودن بطن‌ها اكثر مطالعات انجام شده بجز مواردي كه به بررسي هيدروسفالي پرداخته اند [۱۰]، يا در مدل هندسي از مدل كردن بطن‌ها اجتناب كرده‌اند [۶] و يا تأكيد چنداني بر نقش فشار داخل بطن‌ها در نتايج بارگذاري‌هاي كرنشي سطح مغز نكرده اند و به آن نپرداخته‌اند. در مطالعات انجام شده با استفاده از سيستم‌هاي ناوبري از آنجا كه جابجايي‌هاي موجود در سطح مغز و كورتكس (پس از مداخلات جراحي و بيهوشي) بيش از جابجايي عناصر عمقي و مجاور بطن‌هاست و بيشترين اشتباه در سطح كورتكس رخ مي‌دهد، از اين رو بيشترين تأكيد بر تغييرات عناصر سطحي كورتكس بوده و به نقش بطن‌ها چندان پرداخته نشده است. همچنين پيشنهاد شده است كه در سيستم‌هاي انطباق تصاوير[8] از قرار دادن نمايانگرها[9] در مجاورت سيستم بطني اجتناب شده تا نتايج غيرقابل قبولي به‌دست نيايد [۱۷]. حتي در برخي موارد به دليل غيرقابل تراكم فرض كردن مايع مغزي-نخاعي[10] (CSF) داخل بطن‌ها، سيستم بطني به شكل يك سيستم صلب مدل شده است [۱۷].

هماتوم اپي‌دورال حاد مثال ساده و آشنايي براي تمام جراحان اعصاب است كه ميزان جابجايي ناشي از هماتوم را با شيفت بطن به نحو تنگاتنگي مرتبط مي‌سازد. در مطالعه حاضر براي اولين بار از يك آزمايش طبيعي براي بررسي شيفت مغزي و نقش بطن‌ها استفاده شده است (پيدايش هماتوم). اين تحقيق بيانگر نقش مهم هندسه بطن‌ها و به‌طور خاص فشار داخل بطني در مدلسازي شيفت با تحليل بيومكانيكي است.

[1] Hydrocephaly
[2] Intraoperative Navigation Systems
[3] **I**mage **G**uided **S**urgery
[4] Retraction
[5] Resection
[6] Shift
[7] Epidural
[8] Registration
[9] Indicators
[10] **C**erebro-**S**pinal **F**luid

۲- روش‌ها

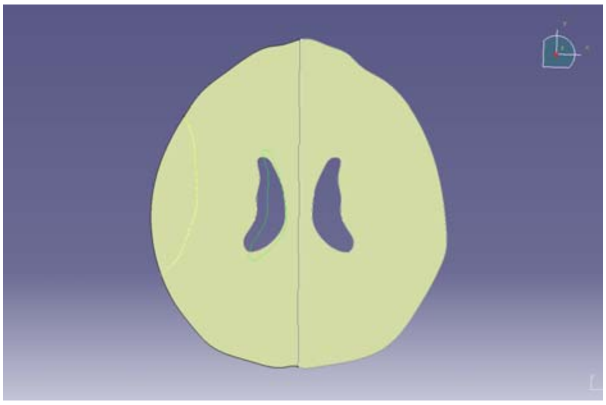
براي مدلسازي از اسكن كامپيوتري مغز يك مرد ۳۱ ساله كه به دنبال تصادف اتومبيل و ضربه به سر به اورژانس بيمارستان امام خميني مراجعه كرده بود، استفاده شد. به منظور عدم تغيير در مشخصات بيومكانيكي نسج مغز در اثر ادم يا كانتوژن[11]، بيماري انتخاب شد كه تنها مشكلش مسأله هماتوم بوده و مسائل ناشي از آسيب منتشر آكسوني[12]، ورم يا خونريزي‌هاي نسجي نباشد. بنابراين از اسكن بيماراني كه نمره سطح هوشياري[13] (GCS) كمتر از ۱۴ داشتند يا در اسكن به‌عمل آمده از آنها ادم يا كانتوژن موجود بوده، استفاده نشد. در ضمن، اسكن فردي از بين بيماران ۴۵-۱۵ سال به عنوان نماينده افراد بالغ مورد مطالعه قرار گرفت تا از استخراج خواص بيومكانيكي مربوط به سنين خاص [۲۶] اجتناب شود.

اسكن كامپيوتري به روش استاندارد و موازي خط اربيتومئاتال[14] (OML) و با برش‌هاي به فاصله ۱۰mm به‌دست آمد. لازم به ذكر است كه در مسير انجام اين تحقيق ما هيچ تأخيري در رسيدگي به وضعيت بيمار، دخالتي در تصميم‌گيري درماني يا تغييري در پروتكل تصويربرداري از بيمار كه به افزايش تشعشع به سر بيمار منجر شود، ايجاد نشد.

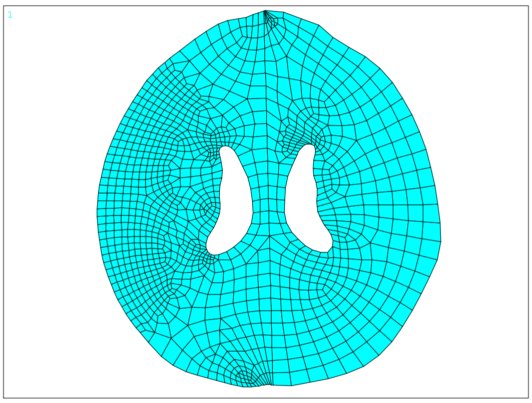
مرز مغز و بطن‌هاي آن و هماتوم بر اساس تصاوير CT[15] و با استفاده از نرم افزار مكانيكال دسكتاپ[16] ويرايش ۲۰۰۴ مشخص شدند. سپس مدل هندسي دوبعدي در مقطع هماتوم با استفاده از نرم‌افزار كتيا[17] ويرايش 5R11 سطح‌بندي و تكميل گرديد و سپس آماده مش‌بندي شد (شكل ۱).

ابتدا مدل هندسي به‌دست آمده در محيط كتيا، به نرم‌افزار انسيس[18] ويرايش ۸ وارد و با مش‌هاي Quadratic 4 nodes و يا ANSYS plane 42 مش‌بندي به‌عمل آمد و خواص المان‌ها نيز به‌صورت الاستيک[19] يا هايپرالاستيک[20] در نظر گرفته شد. در محل هماتوم و در اطراف نوك بطن‌ها، مش‌ها تظريف شد (شكل ۲). در نهايت شكل به‌دست آمده داراي ۱۳۲۸ گره و ۱۲۱۰ المان بود. براي شبيه‌سازي هماتوم و جمجمه از اعمال شرايط مرزي مناسب استفاده شد. به اين ترتيب كه براي مناطق سطحي، در مقطع غير از محل هماتوم تمام جابجايي‌ها برابر صفر انتخاب شد و براي شبيه‌سازي هماتوم، ۲۳ گره با فاصله مساوي در سطح خارجي، به نقاط متناظر متشابه در سطح داخلي هماتوم ارتباط داده شد تا مقدار كرنش اعمال شده حين بارگذاري از محاسبه جابجايي نقاط متناظر متشابه به‌دست آيد. صحت اين فرض از تقارن محوري هماتوم عدسي شكل دو سو محدب[21] (شكل ۱) نسبت به خطي كه وسط دو سطح داخلي و خارجي را به‌هم مرتبط مي‌سازد، نتيجه‌گيري شده است.

سپس در محيط ANSYS، بارگذاري كرنش صفحه‌اي الاستيك و هايپرالاستيک با اعمال شرايط مرزي ذكر شده در بالا و پارامترهاي متفاوت نسجي و گراديان[22]هاي فشار داخل بطني متفاوت ۱/۵ kPa-۰ به‌دست آمدند.



شكل ۱- مدلسازي صفحه‌اي در نرم‌افزار كتيا



شكل ۲- مش‌بندي صفحه‌اي در نرم‌افزار ANSYS

[11] Contusion
[12] Diffuse Axonal Injury
[13] Glascow Coma Scale
[14] OrbitoMeatal Line
[15] Computed Tomography
[16] Mechanical Desktop
[17] CATIA
[18] ANSYS
[19] Elastic
[20] Hyperelastic
[21] lenticular biconvex
[22] Gradient

در مطالعات به‌عمل آمده قبلي، مقادير E بر حسب نوع آزمايش و شرايط به‌كار رفته در محدوده kPa ۵۰-۵ پيشنهاد شده است [۱۵]. ولي عمدتاً براي فرآيندهاي استاتيک و شبه‌استاتيك سختي الاستيك در حدود kPa ۱۰ به‌دست آمده است [۲۷]. همچنين تأثير تغيير ضريب پواسون[23] از ۰/۲۵ تا ۰/۴۵ با فواصل ۰/۰۱ نيز مورد بررسي قرار گرفت. از نقطه نظر باليني اگرچه بيمار انتخاب شده با شرايط ذكر شده در بالا، افزايش فشار داخل بطني قابل توجهي ندارد، ولي افزايش حتي اندك و در حدود مقادير فيزيولوژيك (۵-۱۲mmHg) نيز مي‌تواند در نتايج حاصله تأثيرگذار باشد. بدين منظور مدل با گراديان‌هاي فشار داخل بطني kPa ۱/۵-۰ با فواصل kPa ۰/۲۵ مورد مطالعه قرار گرفت.

۳ ماه پس از ضربه و جذب هماتوم در بيمار، مجدداً اسكن مغزي همان بيمار در شرايط كاملاً مشابه با اسكن اول به‌عمل آمد و مقاطع مورد مطالعه دقيقاً انتخاب و تصويربرداري شد. اسكن دوم به‌عنوان مرجع، براي اندازه‌گيري جابجايي بطن‌هاي مدل پس از بارگذاري مورد استفاده قرار گرفت.

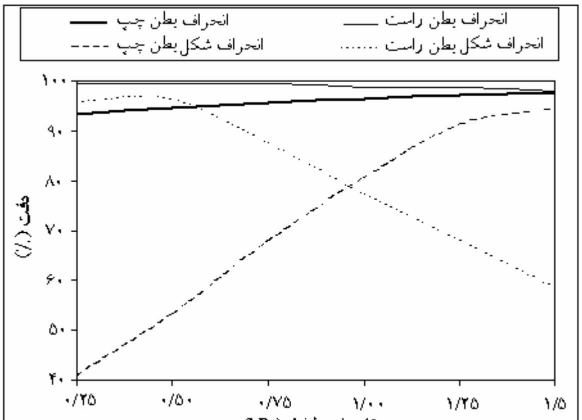
با كمك نرم‌افزار كتيا محيط بطن‌هاي چپ و راست مدل به ۱۵ نقطه تقسيم و ميزان جابجايي با اسكن مرجع مقايسه شد. سپس با استفاده از روش كمترين مجموع مربعات، ميزان خطاي حاصله بررسي و مقايسه شد تا شرايطي كه كمترين ميزان خطا را فراهم مي آورند مشخص گردند.

۳- نتايج

در مورد تعيين ضريب پواسون، اكثر مطالعات انجام شده در مورد مشخصات بيومكانيكي مغز به مقادير بين ۰/۴۹-۰/۴۰ اشاره كرده اند. اما به ازاي گراديان فشار داخل بطني صفر به بررسي تأثير تغيير ضريب پواسون در محدوده ۰/۴۹-۰/۲۵ با فواصل ۰/۰۱ پرداختيم كه تغيير محسوسي مشاهده نگرديد. بر اين اساس، ضريب پواسون، ۰/۴۵ انتخاب شد.

براي ارزيابي صحت نتايج به دو معيار توجه شد. در معيار اول، نسبت متوسط مربعات فواصل نقاط بطن واقعي از بطن مدلسازي شده به سطح واقعي بطن مورد استفاده قرار گرفت. يعني، مقادير $(\sum_{i=1}^{N} d_i^2)/N$ براي ۱۵ نقطه براي هر دو بطن محاسبه گرديد، كه در آن، N تعداد نقاط آزمون و d_i فاصله نقاط به دست آمده از منحني مدلسازي از نقاط معادل واقعي مي‌باشد. در معيار دوم، درصد مشابهت سطح بطن مدلسازي شده با سطح بطن واقعي (Amodel/Areal) مورد بررسي قرار گرفت. نتايج حاصل در شكل ۳ نشان داده شده است.

براي ΔP = ۰، ديواره‌هاي بطن چپ مدل پس از بارگذاري الاستيک به نحو قابل ملاحظه‌اي بر روي هم خوابيده است و نتايج غيرقابل قبولي را در مقايسه با مقادير واقعي به دست مي‌دهد. بر اساس شكل ۳ با افزايش فشار داخل بطني در محدوده kPa ۱/۵۰-۰/۲۵، ميزان خطاي مشاهده شده در انحراف بطن چپ مدل، كاهش يافته ولي در مورد بطن راست افزايش مي‌يابد. كاهش خطا در مورد بطن چپ به مقدار قابل توجهي است. اما افزايش فشار از kPa ۱/۲۵ با افزايش قابل توجه خطا در مورد بطن راست، ولي بدون بهبود قابل توجه در مقادير خطاي بطن چپ، همراه خواهد بود. با افزايش فشار بيش از kPa ۱/۵ اين روند ادامه خواهد داشت. ضمن اين‌كه با افزايش فشار داخل بطني از kPa ۱/۲۵ به ۱/۵۰kPa و بالاتر (تا حد اتساع بطني) حالتي مشابه هيدروسفالي به‌وجود مي‌آيد، كه از نظر باليني غيرقابل پذيرش بوده و با اسكن بيمار نيز مطابقت ندارد. از اين‌رو مناسب‌ترين جواب براي مدل الاستيک با ΔP=۱/۲۵ kPa با دقت نسبي متوسط (چپ و راست) ۸۸/۷% به‌دست آمد.



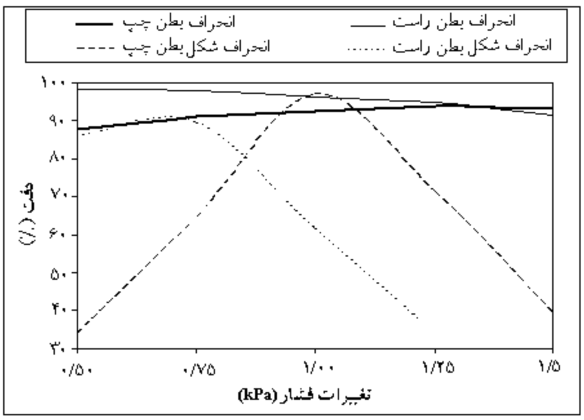
شكل ۳- ميزان دقت مدل الاستيک بر حسب تغييرات فشار بطني متفاوت

[23] Poisson's ratio

از تحقيقات پيشين عمدتاً اين نتيجه حاصل شده است كه مدل‌هاي الاستيک و هايپرالاستيک براي بارگذاري‌هاي استاتيک و شبه‌استاتيک نتايج بهتري فراهم مي‌نمايند. از آنجايي كه از هماتوم اپي‌دورال، چندين ساعت بعد از پيدايش آن عكس‌برداري شده است، مي‌توان بارگذاري را كاملاً استاتيک در نظر گرفت. بر اساس اين فرض مدل هايپرالاستيک موني-ريولين[۲۴] از نوع دو پارامتري، كه ثوابت آن با آزمايش استخراج شده است [۲۸] نيز، مورد تحليل و مقايسه قرار گرفت.

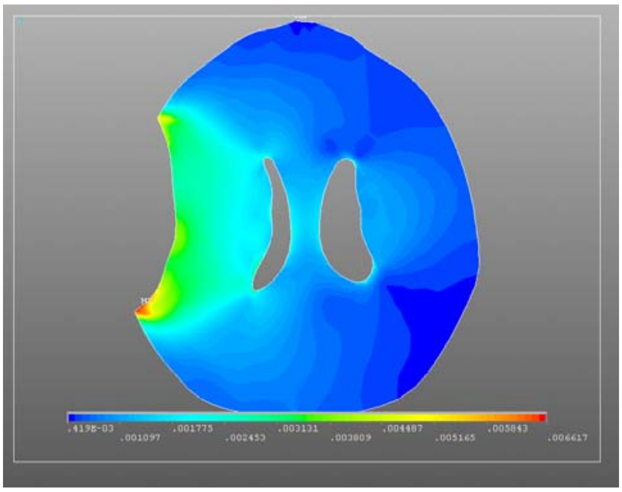
مشابه مدل الاستيک، مش‌بندي با استفاده از المان‌هاي موني-ريولين نرم‌افزار انسيس (2D 4node U-P 56) براي تحليل دوبعدي با تغييرشكل‌هاي بزرگ انجام گرفت. نتايج جديد در شكل ۴ نشان داده شده است. پارامترهاي مادي مدل فوق از آزمايش‌هاي اجرا شده توسط ديگر محققان استخراج شد [۲۸]، كه عبارت‌اند از: C10 = C01 ۶۲/۵ Pa .=

نتايج شكل ۴ نشان مي‌دهد كه مدل هايپرالاستيک روندي مشابه مدل الاستيک دارد با اين تفاوت كه در فشار kPa ۰/۲۵ نيز بطن‌ها روي يكديگر خوابيده‌اند. بهترين جواب، اين بار در فشار kPa ۱/۰۰ با دقت نسبي متوسط ٪۸۶/۹ به‌دست آمد.

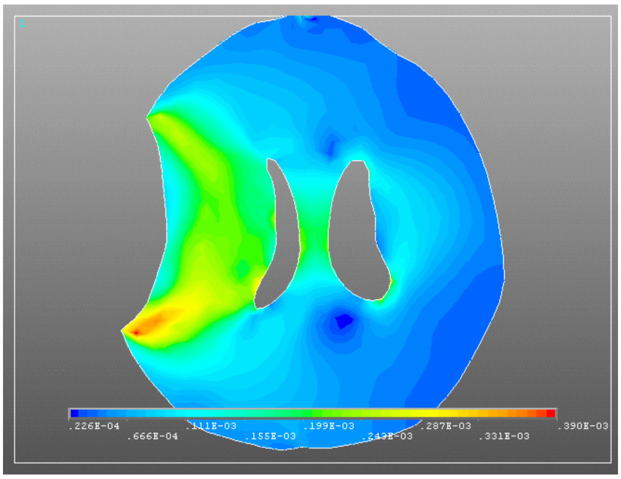


شكل ٤- ميزان دقت مدل هايپرالاستيک بر حسب تغييرات فشار بطني متفاوت

نتايج بررسي ميدان تنش (شكل‌هاي ۵ و ۶) در هر دو تحليل نشان مي‌دهد كه برخلاف تصور باليني رايج، اثر هماتوم در فشرده‌سازي بطن سمت خود، اثري دوطرفه است. شكل ۵ همچنين، ميدان تنش با فشرده‌سازي از دو سو، هم از جدار خارجي بطن و هم از سمت خط وسط جمجمه را نشان مي‌دهد. همچنين ديده مي‌شود كه در پشت بطن‌ها، به‌ويژه بطن سمت مقابل هماتوم، تنش‌ها به ميزان قابل توجهي كاهش يافته‌اند. به طوري كه مي‌توان گفت بطن‌ها سبب جذب تنش‌ها از اطراف شده‌اند.



شكل ۵- توزيع تنش مدلسازي شده در اثر اعمال هماتوم در مدل الاستيک



شكل ۶- توزيع تنش مدلسازي شده در اثر اعمال هماتوم در مدل هايپرالاستيک

[24] Mooney-Rivlin

۴- بحث

در اين تحقيق يک مدل الاستيک و يک مدل هايپرالاستيک دو پارامتري کرنش صفحه‌اي (دوبعدي) براي تحليل رفتار بيومکانيکي مغز در ضايعات فضاگير يک‌طرفه[۲۵] ارائه شد. به‌دليل شرايط استاتيکي مسأله، مدل‌هايي همچون مدل‌هاي ويسکوالاستيک که نرخ کرنش نيز در آنها در نظر گرفته مي‌شود، انتخاب نشد. همچنين به‌دليل عدم وجود نقش قابل اهميت براي سيال ميان بافتي در ضايعه هماتوم اپي‌دورال از به‌کارگيري نظريه‌هايي همچون پوروالاستيسيته[۲۶] نيز اجتناب گرديد. ويژگي متمايز مدل‌هاي ارائه شده در اين تحقيق، انتخاب تغيير شکل بطن‌ها و ميزان جابجايي آنها در بيمار بعنوان محک صحت مدل‌ها است. نتايج به‌دست آمده به روشني بيانگر اين نکته بود که در تحليل کرنش صفحه‌اي الاستيک و هايپرالاستيک مغز، بايد حتماً هندسه بطن‌ها و فشار داخل آنها در نظر گرفته شود.

مدل ارائه شده به پرکردن خلاء مطالعات موجود در مورد بيومکانيک مغز، يعني در نظر نگرفتن تغيير شکل عناصر عمقي و بطن‌ها، همت مي‌گمارد. از مشکلات عمده در راه مدلسازي بطن‌ها، مي توان به موارد ذيل اشاره کرد: هندسه پيچيده بطن‌ها و تغييرات تحدب و تقعر و نوک تيز بطن‌ها [۱۰]؛ وجود هسته‌هاي قاعده‌اي، تالاموس و کپسول داخلي در مجاور آنها که هرکدام پارامتر نسجي متفاوتي دارند [۱۳]؛ ناهمسانگردي ساختمان‌هاي اطراف بطن يعني ساختار کپسول داخلي و تاج مشعشع[۲۷] [۲۷]؛ و نيز مجاورت مناطق الاستيک-مايع يعني بافت مغز و مايع مغزي-نخاعي در اين نواحي قابل ذکر مي باشند.

ميلر[۲۸] و چينزي[۲۹] که از پيشگامان مدلسازي بيومکانيکي مغز مي باشند، در تجربيات آزمايشگاهي خود در مدلسازي نسج مغز خوک از آزمايش هاي فروبردگي استفاده کرده و از مدلسازي بطن‌ها اجتناب کردند [۶]. مدل اين محققان تنها به تحليل تغييرات تنش-کرنش در سطح مغز پرداخته و به جابجايي عناصر عمقي و فشردگي و جابجايي بطن‌ها نمي‌پردازد.

توجه مجدد به مدلسازي‌هاي بيومکانيکي مغز، همزمان با گسترش کاربرد سيستم‌هاي هدايت تصويري در اعمال جراحي اعصاب و تطابق تصاوير قبل از عمل با اطلاعات به‌دست آمده حين عمل است [۱۴، ۱۶، ۱۷]. در تلاش‌هاي اوليه در سيستم‌هاي انطباق تصاوير، سيستم بطني به شکل يك جسم صلب مدل شده است که اين موضوع بر اساس فرضيه غيرقابل تراکم بودن مايع مغزي-نخاعي است. با اين تصور، نتايج انطباق مطلوب تنها هنگامي به‌دست مي‌آيند که هيچ‌يک از نشانگرها در مجاورت سيستم بطني قرار داده نشوند. در غير اين صورت، اين مدل‌ها به نتايج غيرقابل قبولي در انطباق تصاوير منجر شده که در آن تغييرشکل مناطق مايع به شکل غيرواقعي نشان داده مي‌شود [۱۳].

در مواردي، فرض بر اين بوده است که ساختمان‌هاي آناتوميك، رفتاري سيال- مانند دارند که معمولاً چنين نيست [۱۳]. در مدل پيشنهادي حاضر براي اولين بار مدلسازي بطن‌ها و صلب فرض نکردن آنها مورد توجه قرار گرفته است.

هگمن[۳۰] براي برطرف کردن چنين مشكلي به ارائه مدلي پرداخته است که بر طبق آن حوزه غيرهمگون به دو ناحيه مجزاي همگون، يعني پارانشيم الاستيك و منطقه سيال داخل بطن تقسيم مي‌شود و معادلات استوکس[۳۱] براي منطقه سيال و معادلات ناوير[۳۲] براي مناطق الاستيك به‌كار رفته است [۱۳]. ولي مشکل چنين روشي پيچيدگي فراوان تحليل و وقت‌گير بودن فرايند است. مدل ارائه شده در اين تحقيق، بدون نياز به استفاده از چنين پيچيدگي‌هايي، با در نظر گرفتن گراديان فشار داخل بطن نتايج قابل قبولي به‌دست آورده است. در مطالعه فوق زمان مورد نياز براي تحليل مدل، ۳۵ ساعت بوده است.

دسته ديگري از محققان در مدلسازي بيومکانيکي مغز براي اصلاح سيستم‌هاي ناوبري حين عمل، اين‌طور فرض کرده‌اند که تغييرات کرنشي در کورتکس بيش از جابجايي عناصر عمقي و مجاور بطن‌هاست. در نتيجه، بيشترين اشتباه در سطح کورتکس رخ مي‌دهد. اسکرينجار[۳۳] در مدلسازي

[25] Uni-lateral occupying lesion
[26] Poroelasticity
[27] Coronaradiata
[28] Miller
[29] Chinzei
[30] Hegemann
[31] Stokes
[32] Navier
[33] Skrinjar

خود فرض كرد كه بخش‌هاي عمقي حركت نمي‌كنند [۱۷]. به اعتقاد ما از آنجا كه بسياري از ساختارهاي مهم مغز در مجاورت بطن‌ها و در بخش‌هاي عمقي مغز قرار دارند و كار در اين نواحي است كه استفاده از سيستم‌هاي ناوبري را ضروري مي‌سازد، بي‌توجهي به اين مناطق را قابل توجيه نخواهد بود.

۵- نتيجه گيري

مدل ما قادر به پيش‌بيني ميزان شيفت با خطاي كمتر از ۳mm است. همچنين اين مدل، قابليت شبيه‌سازي تغييرشكل و جابجايي بطن سمت هماتوم را با دقت بالاي ۹۰% دارا مي‌باشد كه در مقايسه با مقادير به‌دست آمده مقالات [۱۴] (۸۵%-۷۵%) قابل قبول به نظر مي‌رسد.

با مقايسه نتايج دو مدل، مشاهده شد كه مدل الاستيک در كل، پاسخي با خطاي كمتر ايجاد مي‌كند. اين امر مي‌تواند نشانگر رفتار خطي مغز در ضايعه هماتوم اپي‌دورال، و با يک تعميم كلي تر، در فرآيندهاي استاتيک باشد. مزيت مهم ديگر مدل الاستيک، ساده‌تر بودن نسبي آن و روش آسان‌تر براي تعيين پارامترهاي مادي آن توسط آزمايش است.

بخشي از خطاهاي به‌دست آمده مي‌تواند مربوط به استفاده از تصاوير CT به جاي MRI[34] باشد. يكي از دلايل چنين امري، ملاحظات اخلاقي در استفاده از MRI در بيماران اورژانس ضربه مغزي، مانند هماتوم اپي‌دورال است كه نياز به اقدام درماني فوري دارند. بديهي است كه فرآيند مدلسازي براي مواردي كه چنين ملاحظاتي وجود ندارد منجر به بهبود دقت خواهد شد.

يكي از محدوديت‌هاي مدل حاضر، استفاده از ثوابت مادي يكسان براي پارانشيم است، زيرا مقادير E و ν براي ماده خاكستري و سفيد مغز متفاوت‌اند. مسأله ديگر همسانگرد فرض كردن پارانشيم است كه چنانكه قبلاً اشاره شد، جهت‌گيري الياف كپسول داخلي چنين امري را تا حدودي زير سؤال مي‌برد. مدل ما از يک تحليل دو بعدي به جاي تحليل واقعي سه‌بعدي استفاده كرده است. شايان ذكر است، نيروهاي دخيل در ايجاد جابجايي خط وسط مغز در مراحل اوليه شيفت تنها در جهت خارج به داخل و در مراحل فتق مغزي به شكل سه‌بعدي و در جهت بالا به پايين (علاوه بر جهت خارج به داخل) عمل خواهد كرد [۲۹]. تأثير سيستم عروقي و خروج خون از عروق در اين مدل همانند ساير مدل‌هاي پيشين، مدلسازي نشده است. مدل‌هاي كامل‌تر مي‌تواند در برگيرنده مسائل فوق به ترتيب اهميت باشند.

مراجع

[1] 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 Biomechnical Engineering 1994; 116:44-50.

[2] Kumaresan S., Radhakrishan S., Importance of partitioning membranes of the brain and the influence of neck in head injury; Medical Biology in Engineering and Computers 1996; 34(1):27-32.

[3] Brett P.N., Fraser C.A., Henningan M., Gnffiths M.V., Kanel, Y., Automatic surgical tools for penetrating flexible tissues; IEEE Engineeing and Medical Biology 1995; 76:264-270.

[4] Metz H., Mc Elhaney J., Ommaya A.K., A comparison of the elasticity of live, dead, and fixed brain tissue; Journal of Biomechhanics 1970; 3:453-458.

[5] Humphery J.D., Continuum biomechanics of soft biological tissues; The Royal Society Review 2002; 10:1098.

[6] Miller K, Chinzei K, Orssengo G, Bednarz P; Mechanical properties of brain tissue invivo: experiment and computer simulation; Journal of Biomechanics 2000; 33:1369-1376.

[7] 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 2000; 34:65-94.

[8] Kleiven S., Holst H., Consequences of head size following trauma to the human head; Journal of Biomechanics 2002; 35:153-160.

[9] Zhang L., Hardy W., Omori K., Recent Advances in Brain Injury Research: A new model and new experimental data; ASME BED 2001; 50.

[10] Pena A., Bolton M.D., Whitehouse H., Effects of brain ventricular shape on periventricular biomechanics: A finite- element analysis; Neurosugery 1999; 45(1):107-118.

[11] Miller K., Chinzei K., Mechanical properties of brain tissue in tension; Journal of Biomechanics 2002; 35:483-490.

[12] Miller K., How to test very soft biological tissues in extension? Journal of Biomechanics 2001; 34:651-657.

[13] Hagemann A., Rohr K., Stiehl H.S., Coupling of fluid and elastic models for biomechanical simulations of brain deformations using FEM; Medical Image Analysis 2002; 6:375-388.

[14] Mige M., Paulsen K.D., Hoopes J., In vivo quantification of a homogeneous brain deformation model for updating reoperative images during surgery; IEEE Transactions on Biomedical Engineering 2000; 47(2):266-273.

[34] **M**agnetic **R**esonance **I**maging

[15] 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 2004; (37):127-134.

[16] 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 2003; 89:299-317.

[17] Skrinjar O., Nabavi A., Duncan J., Model driven brain shift compensation; Medical Image Analysis 2002; 6:361-373.

[18] Dargahi J., Najarian S., An endoscopic force position grasper with minimum sensors; Canadian Journal of Electrical and Computer Engineering 2003; 28:155-161.

[19] Dargahi J., Najarian S., Theoretical and experimental analysis of a piezoelectric tactile sensor for use in endoscopic surgery; Sensor Review 2004; 24:74-83.

[20] Dargahi J., Najarian S., An integrated force-position tactile sensor for improving diagnostic and therapeutic endoscopic surgery; Bio-Medical Materials and Engineering 2004; 14:151-166.

[21] Dargahi J., Najarian S., Advances in tactile sensors design/manufacturing and its impact on robotics applications– a review; Industrial Robot 2005; 32:268-281.

[22] Dargahi J., Najarian S., An endoscopic grasper tool with a supported piezoelectric tactile sensor; Proceedings of the 4th European Conference on Haptics, Munich, Germany 2004.

[23] Dargahi J., Najarian S., Medical tactile mapping using a novel tactile sensor; Proceedings of the 2nd EFOMP Mediterranean Conference on Medical Physics, Limassol, Cyprus 2004.

[24] Miller K., Chinzei K., Modeling of soft tissues; Mechanical Engineering Laboraty News 1995; 12:5-7.

[25] Kyriacou S.K., Mohamed A., brain mechanics for neurosurgery modeling issues; IEEE Symposium on Brain Biomechanics 2002.

[26] Thibault K.L., Margukies S.S., Age dependent material properties of the porcine cerebrum: effect on pediatric inertial head injury criteria; Journal of Biomechanics 1998; 31:1319-1326.

[27] Haar P.J., Brain tissue structure and micromechanics; 3rd Symposium on Brain Biomechanics 2002.

[28] Miller K., Chinzei K., Modelling of brain tissue mechanical properties: bi-phasic versus single-phase approach; Proceedings of the 3rd International Symposium of Computing Methods in Biomechanical and Biomedical Engineering 1997.

[29] Quisling R.Q., Peters K.R., Computed Tomography, in: Youmans J R, Neurological Surgery, 4th edition; Philadelphia W B Saunders Company 1994:108-112.