مجله مهندسی مکانیک مدرس، فوق‌العاده اسفند 1393، دوره 14، شماره 13، ص‌ص 308-314

ماهنامه علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

ارتباط فشار مایع مغزی‌نخاعی و فشار مایع نخاعی به عنوان شاخصی جهت ارزیابی بیماری هیدروسفالی غیر ارتباطی

سیف الله غلامپور[1]، امیرسعید صدیقی[2]، ناصر فتورائی[3*]

1- دانشجوی دکتری بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، تهران

2- استادیار، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی ، بیمارستان شهدای تجریش، مرکز تحقیقات جراحی اعصاب کاربردی، تهران

3- دانشیار، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

* تهران، صندوق پستی 15875-4413، nasser@aut.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 07 اسفند 1392

پذیرش: 03 اردیبهشت 1393

ارائه در سایت: 19 مهر 1393

کلید واژگان:

مایع مغزی نخاعی

فشار نخاعی

برهمکنش سیال و جامد

دینامیک سیالات محاسباتی

چکیده

گرفتگی مسیر مایع مغزی نخاعی باعث افزایش فشار اعمالی از سوی این مایع بر دیواره‌های بطن‌ها و در نهایت بروز بیماری هیدروسفالی می‌شود. این پژوهش به بررسی شاخصی عددی جهت تشخیص بیماری هیدروسفالی غیر ارتباطی پرداخته است. در ابتدا نمودار سرعت در مجرای سیلویوس نمونه سالم به صورت سه بعدی و با استفاده از روش برهمکنش سیال و جامد به دست آمد. این نتیجه با نمودار سرعت مشابه‌ای که از تصویربرداری تشدید مغناطیسی تضاد فازی همان نمونه استخراج شده بود مقایسه شد. پس از تأیید انطباق دو نمودار، از صحت روش حل و فرضیات به کار گرفته شده اطمینان حاصل شد. عدد رینولدز در مجرای سیلویوس نمونه سالم کمتر از 275/7 و حداکثر فشار مایع مغزی نخاعی نیز 616/3 پاسکال بود. در ادامه شرایط سیستم بطنی برای بیمار هیدروسفالی غیر ارتباطی مدل‌سازی شد. حداکثر فشار به 2958/5 پاسکال افزایش یافت. با توجه به عامل بیماری، حداکثر فشار مایع مغزی نخاعی بر بافت مغز در مجرای سیلویوس به عنوان شاخصی جهت ارزیابی بیماری هیدروسفالی غیرارتباطی معرفی شد. در پایان مقادیر فشار محاسبه شده برای مایع مغزی نخاعی و مقادیر فشار اندازه‌گیری شده از تست سوزن کمری برای مایع نخاعی مورد مقایسه قرار گرفت. مشخص شد این اعداد با هم متناسب هستند. بر این اساس فشار مایع نخاعی حاصل از تست سوزن کمری به عنوان شاخصی عددی و کاربردی برای تشخیص بیماری معرفی شد.

Relationship between Spinal fluid and Cerebrospinal fluid as an index for assessment of non-communicating hydrocephalus

Seifollah Gholampour[1], Amirsaeed Seddighi[2], Nasser Fatouraee[3*]

1- Department of BioMedical. Engineering, Science and Research Branch Islamic Azad University, Tehran, Iran
2- Functional Neurosurgery Research Center, Shohada Tajrish Hospital, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
3-Department of Biomedical Engineering , Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran
*P.O.B. 158754413, Tehran, Iran, nasser@aut.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 26 February 2014
Accepted 23 March 2014
Available Online 11 October 2014

Keywords:
Cerebrospinal fluid
lumber puncture
Fluid Structure Interaction
computational fluid dynamics

ABSTRACT

Occlusion of cerebrospinal fluid path increases the pressure exerted by the liquid on the walls of the ventricles and ultimately leads to hydrocephalus. This research investigated a numerical index to diagnose the non-communicating hydrocephalus disease. First, the diagram of velocity in Sylvius aqueduct of a healthy subject, obtained through a 3D FSI analysis was compared to a similar velocity diagram extracted from CINE-PC-MRI of the same subject. Then, after ensuring that the two diagrams coincide with each other, the problem assumptions and solution were confirmed. The Reynolds number in Sylvius aqueduct of a healthy subject was less than 275.7 and the maximum pressure of CSF was 616.3 Pa. Further, the conditions of ventricular system in a patient suffering from non-communicating hydrocephalus were modeled. The maximum pressure increased to 2958.5 Pa. Regarding the cause of hydrocephalus, the maximum pressure of CSF on the brain tissue in Sylvius aqueduct was introduced as an index to assess non-communicating hydrocephalus. Finally, calculated CSF pressure data of this study were compared to the data obtained through the lumber puncture (LP) test and it was found that these values are proportional to each other. Based on this finding, the CSF pressure obtained by LP test was introduced as a practical numerical index for diagnosis of non-communicating hydrocephalus.

1- مقدمه

مایع مغزی نخاعی، مایعی شفاف و بی‌رنگ است که در شبکه کوروئیدی[1] بطن‌های مغزی در نتیجه یک فرآیند اسمزی تولید شده و در سیستم بطنی و سیسترن‌های پیرامون مغز و فضای زیرعنکبوتیه به گردش در می‌آید. ترکیب مایع مغزی نخاعی مشابه دیگر مایعات خارج سلولی همچون پلاسمای خون می‌باشد، اما غلظت اجزای تشکیل دهنده آن با پلاسما متفاوت است [1].

1- Choroid plexus

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

Please cite this article using:

S. Gholampour, A. Seddighi, N. Fatouraee, Relationship between Spinal fluid and Cerebrospinal fluid as an index for assessment of non-communicating hydrocephalus, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 13, pp. 308-314, 2015 (In Persian)

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-19]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1393.14.13.25.8]

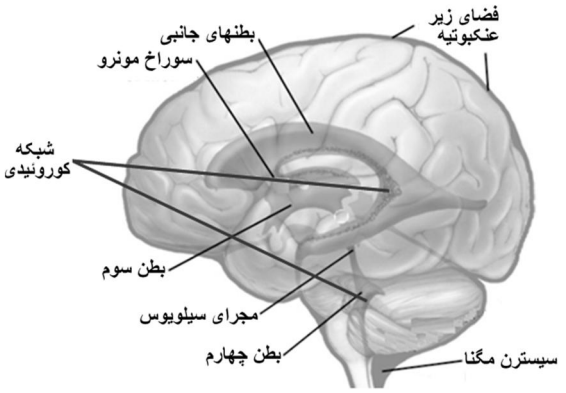
مکان تولید و مسیر گردش مایع مغزی نخاعی که خواص سیالاتی مشابه آب دارد در شکل 1 نشان داده شده است. عامل بیماری هیدروسفالی غیر ارتباطی، انسداد و یا گرفتگی مسیر حرکت مایع مغزی نخاعی است که عمدتاً این گرفتگی در مجرای سیلویوس[1] اتفاق می‌افتد [2]. گرفتگی مسیر سبب افزایش فشار اعمالی از سوی مایع مغزی نخاعی بر دیواره‌های بطن‌ها و در نهایت بروز بیماری هیدروسفالی می‌شود [3].

بافت مغز از نظر بیومکانیکی و هندسی تأثیر به سزایی بر شرایط بیماری دارد از این روی در ابتدا ناگاشیما و همکارانش [4] و نیز تیلور و همکارانش [5] با استفاده از روش اجزاء محدود[2] توزیع تنش در بافت مغز و تغییر شکل اعمال شده بر روی بافت را به صورت دو بعدی محاسبه کردند. در این دسته از پژوهش‌ها به جای اثر جریان مایع مغزی نخاعی، بار گسترده‌ای بر دیواره‌های مغز اعمال شده و بافت مغز در حضور مایع مغزی نخاعی مورد بررسی قرار نگرفته است. همچنین دینامیک جریان مایع مغزی نخاعی نیز مطالعه نشده است.

چافی و همکارانش [6] و نیز لینینگر و همکارانش [7] با استفاده از روش دینامیک سیالات محاسباتی[3] و به صورت دو بعدی به اندازه‌گیری سرعت و دبی مایع مغزی نخاعی و ارزیابی تأثیر آن بر بیماری هیدروسفالی پرداختند. ولی با توجه به پیچیدگی‌های هندسی بطن، تحلیل دو بعدی یک مقطع خاص از سیستم بطنی نمی‌تواند بازگوکننده شرایط واقعی مایع مغزی نخاعی باشد و همچنین با توجه به روش تحلیل، تأثیر متقابل بافت مغز و مایع مغزی نخاعی مورد ارزیابی قرار نگرفته است.

در این راستا پژوهش‌هایی نیز جهت یافتن شاخصی برای ارزیابی شرایط مایع مغزی نخاعی در فضای خارج بطنی انجام پذیرفته است[8-10] که این ارزیابی‌ها به صورت سه بعدی و با استفاده از روش دینامیک سیالات محاسباتی بوده و با توجه به تغییر شکل دیواره بطن، خروجی‌های این پژوهش‌ها نیز انطباق کمتری با شرایط واقعی این بیماری دارند.

دسته دیگری از پژوهش‌ها نیز صرفاً جنبه آزمایشگاهی داشته و به دنبال یافتن ارتباطی بین سرعت یا دبی مایع مغزی نخاعی که از تصویربرداری تشدید مغناطیسی تضاد فازی[4] استخراج شده با میزان ابتلا به بیماری هیدروسفالی بوده‌اند [11،12]. اما در این دسته از پژوهش‌ها به فشار اعمالی از سوی مایع مغزی نخاعی بر دیواره سیستم بطنی که عامل اصلی بروز بیماری هیدروسفالی است هیچ توجهی نشده و نتایج نیز صرفاً جنبه آماری



شکل 1 نمایی از سیستم بطنی و بافت مغز

1- Sylvius Aqueduct
2- Finite Element Method (FEM)
3- Computational Fluid Dynamics (CFD)
4- Cine phase contrast magnetic resonance imaging (CINE-PC-MRI)

داشته و هیچ تحلیل محاسباتی از شرایط بیماری هیدروسفالی ارائه نگردیده است.

در دسته آخر سوئیتمن و همکارانش [13] ضمن تحلیل سه بعدی و با استفاده از روش برهمکنش سیال و جامد[5]، اختلاف فشار سیال در فضای زیر عنکبوتیه و سیستم بطنی را به عنوان معیار ارزیابی شرایط بیمار هیدروسفالی معرفی کردند.

در این پژوهش به واسطه روش برهمکنش سیال و جامد و به صورت سه بعدی شرایط فشار مایع مغزی نخاعی در سیستم بطنی برای نمونه سالم و نمونه شبیه‌سازی شده بیمار هیدروسفالی مورد مقایسه قرار داده شد و نتایج با داده‌های آزمایشگاهی از فشار مایع نخاعی مورد مقایسه و ارزیابی قرار گرفت.

2- روش انجام کار

ابتدا از سر فرد سالم تصویر که از تصویربرداری تشدید مغناطیسی تضاد فازی تهیه شد. برای اطلاعات بیشتر از شرایط اسکن به مطالعات قبلی مراجعه شود [12-14]. اولین خروجی به دست آمده، نمودار سرعت مایع مغزی نخاعی در مجرای سیلویوس بود که این داده صرفاً جهت کنترل و اطمینان از صحت پاسخ‌ها بوده و هیچ کاربردی در طی پروسه حل مسئله نداشته است. دومین خروجی، فایل دایکام از سر نمونه بوده که این فایل جهت استخراج ابر نقاط به نرم‌افزار میمیکس ویرایش12.11 منتقل شد و سپس ابر نقاط تهیه شده از سطوح خارجی بطن و مغز نیز وارد نرم‌افزار کتیا ویرایش 5 انتشار 21 گردید. پس از ساختن مدل‌های سه بعدی سیستم بطنی و بافت مغز، مدل‌ها جهت ایجاد شبکه محاسباتی و تحلیل به نرم‌افزار آدینا ویرایش 7.4 منتقل شد.

در شکل 2 تصویر سیستم بطنی که از تصویربرداری تشدید مغناطیسی تضاد فازی سر نمونه سالم به دست آمده نشان داده شده و در شکل 3 نیز مدل‌های سه بعدی بافت مغز و سیستم بطنی پس از مش خوردن توسط نرم‌افزار آدینا قابل مشاهده است. پس از این مرحله فرضیات مدل سیال (سیستم بطنی) و مدل جامد (بافت مغز) مطابق جدول 1 و 2 اعمال گردید [13]. نوع المان به کار گرفته شده برای مش زنی مدل‌ها نیز المان تتراهدرال[6] بوده است.

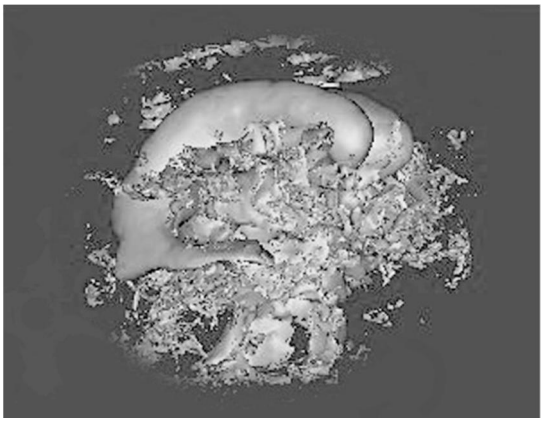
سپس مسئله در نرم‌افزار آدینا و به واسطه روش برهمکنش سیال و جامد مورد تحلیل قرار داده شد. در ابتدا نمودار سرعت مایع مغزی نخاعی در مجرای سیلویوس که توسط نرم‌افزار آدینا محاسبه گردید با نمودار مشابه که از تصویربرداری تشدید مغناطیسی تضاد فازی سر نمونه سالم به طور آزمایشگاهی به دست آمده بود مورد مقایسه قرار گرفت.

پس از اطمینان از انطباق داده‌های نرم‌افزاری و تجربی و تأیید صحت روش حل و فرضیات به کار گرفته شده در تحلیل مسئله، سایر خروجی‌ها مورد بررسی قرار گرفت. مجرای سیلویوس کمترین سطح مقطع را در سیستم بطنی دارا می‌باشد به همین دلیل مطابق سایر پژوهش‌ها [15،16] کلیه تحلیل‌ها در این مقطع انجام داده شده است.

در ادامه بر اساس داده‌های به دست آمده از پژوهش‌های قبلی درباره شرایط هندسی سیستم بطنی بیمار هیدروسفالی [17]، سطح مقطع مجرای سیلویوس به میزان 45/2 درصد کاهش داده شد و بطن جدید مجددا مدل‌سازی شده و با این تغییر شرایط سیستم بطنی بیمار هیدروسفالی

5- Fluid Structure Interaction (FSI)
6- Tetrahedral

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-19]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1393.14.13.25.8]



شکل 2 تصویر سیستم بطنی به دست آمده از تصویربرداری سر نمونه سالم

شبیه‌سازی گردید.

در ادامه توسط نرم‌افزار آدینا با همان فرضیات و شرایط مرزی قبلی، فشار وارده از سوی مایع مغزی نخاعی بر دیواره‌های بافت مغز در مجرای سیلویس در شرایط شبیه‌سازی شده برای بیماری هیدروسفالی غیرارتباطی محاسبه شد و در پایان با مقایسه نتایج فشار به دست آمده از نرم‌افزار آدینا در هر دو حالت، با نتایج فشار مایع نخاعی که از تست سوزن کمری[1] به دست آمده معیاری جهت ارزیابی شرایط بیماری هیدروسفالی غیرارتباطی معرفی گردید.

2-1- شرایط مرزی

مقدار دبی مایع مغزی نخاعی در سیستم بطنی 0/5 میلی‌لیتر بر دقیقه می‌باشد [2] که به عنوان دامنه تابع دبی ورودی در نظر گرفته شده است. فرکانس تابع دبی ورودی نیز منطبق با تابع نوسانی خون در سرخرگ بازیلار[2] است [13]. لذا برای دستیابی به تابع دبی ورودی جریان ابتدا نمودار دبی خون در سرخرگ بازیلار را نرمال کرده [13-18] و سپس توسط نرم‌افزار متاب ویرایش 7.7 برهم نهی تابع نرمال شده دبی خون و تابع خطی 0/5 میلی‌لیتر بر دقیقه محاسبه شده است. نتیجه برهمنهی که تابع دبی جریان سیال ورودی است در شکل 4 نشان داده شده است.

بر اساس داده‌های فیزیولوژیکی مکان اعمال ورودی جریان نیز قسمت تحتانی شاخ بطن‌های جانبی در نظر گرفته شده است [2]. محل اعمال خروجی جریان در مقطع انتهایی سیستم بطنی قبل از سوراخ‌های لوشکا[3] و ماژندی[4] فرض شده و فشار جریان خروجی نیز مطابق داده‌های فیزیولوژیکی 516 پاسکال در نظر گرفته شده است [2].

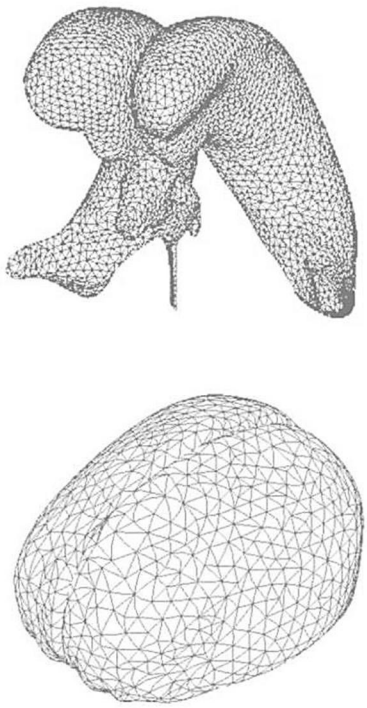
جدول 1 فرضیات در نظر گرفته شده در نرم‌افزار تحلیل برای مدل سیال

مدل سیال (مایع مغزی نخاعی)	
لزجت سینماتیکی (m^2s^{-1})	0/000001004
چگالی (kgm^{-3})	998/2

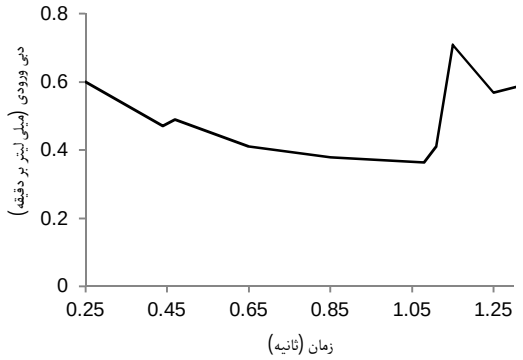
جدول 2 فرضیات در نظر گرفته شده در نرم‌افزار تحلیل برای مدل جامد

مدل جامد (بافت مغز)	
ضریب الاستیسیته (kPa)	10
نسبت پواسون	0/45
مدول برشی (kPa)	3/4

1- Lumber Puncture (LP)
2- Basilar Artery
3- Foramina of Luschka
4- Foramina of Magendia



شکل 3 مدل سیال مش خورده شده (تصویر بالا) و مدل جامد مش خورده شده (شکل پایین)



شکل 4 تابع دبی ورودی جریان، نتیجه برهم نهی تابع نرمال شده دبی خون در سرخرگ بازیلار و تابع خطی 0/5 میلی‌لیتر بر دقیقه است

2-2- فرضیات مسئله

در این پژوهش جنس بافت مغز الاستیک خطی با ضریب الاستیسیته 10 کیلو پاسکال در نظر گرفته شده است [5-7].

با توجه به استفاده از روش برهمکنش سیال و جامد برای حل مسئله و استفاده از معادلات لاگرانژی اویلری دلخواه[5] جهت تحلیل همزمان فازهای جامد و سیال، معادلات حاکم بر شرایط مسئله در بخش بعد توضیح داده می‌شوند.

2-2-1- معادلات حاکم بر مدل جامد

مدل جامد با استفاده از مدل لاگرانژی به صورت رابطه (1) فرمول‌بندی شده

5- Arbitrary Lagrangian Eulerian

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-19]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1393.14.13.25.8]

است:

$$\frac{\partial \tau_{ij}^{s}}{\partial x_j} = \rho^s \frac{\partial^2 d_i^s}{\partial t^2} \quad (1)$$

در معادله (1) ρ^s چگالی مدل جامد و d_i^s جابجایی مرز جامد و τ_{ij}^{s} نیز تانسور تنش کوشی مدل جامد است [19].

2-2-2- معادلات حاکم بر مدل سیال

مایع مغزی نخاعی به عنوان سیالی نیوتنی و تراکم ناپذیر تعریف گردیده و شرایط جریان نیز به صورت آرام و تحت معادلات بقای جرم و بقای اندازه حرکت به شکل معادله‌های (2) و (3) فرمول‌بندی شده است:

$$\frac{1}{\beta}\frac{\partial p}{\partial t} + \frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (2)$$

$$\rho^f \frac{\partial u_i}{\partial t} + \rho^f \left(u_j - \frac{\partial d_j^f}{\partial t}\right)\frac{\partial u_i}{\partial x_j} = \frac{\partial \tau_{ij}^{f}}{\partial x_j} \quad (3)$$

در معادله (3) β ضریب بالک و p فشار مایع مغزی نخاعی و u_i سرعت مایع مغزی نخاعی در راستای i و ρ^f چگالی مایع مغزی نخاعی و d_j^f جابجایی مدل سیال است.

همچنین تانسور تنش کوشی مدل سیال τ_{ij}^{f} نیز می‌تواند به شکل رابطه (4) تعریف شود:

$$\tau_{ij}^{f} = -p\delta_{ij} + 2\mu e_{ij} \quad (4)$$

در معادله (4) δ_{ij} دلتای کرونکر و μ لزجت مایع مغزی نخاعی است.

همچنین تانسور کرنش e_{ij} نیز می‌تواند به شکل رابطه (5) تعریف شود:

$$e_{ij} = \frac{1}{2}\left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i}\right) \quad (5)$$

در معادله (5) u_i و u_j مؤلفه‌های سرعت سیال در راستای i و j است [19].

2-3- شرایط مش و استقلال شبکه

تعداد المان مدل سیال 595200 عدد و تعداد المان مدل جامد نیز 1652100 عدد و گام زمانی حل نیز 0/01 ثانیه در نظر گرفته شده است.

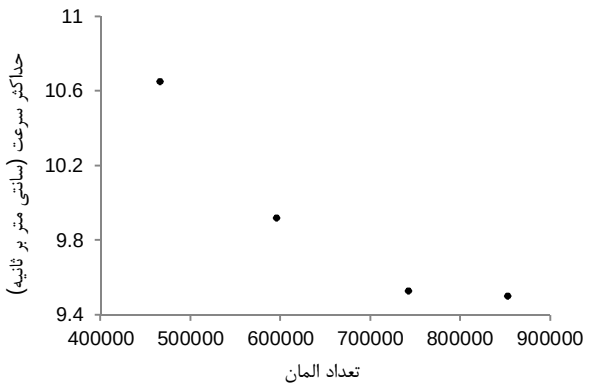
جهت ارزیابی استقلال شبکه در پاسخ‌های به دست آمده از نرم‌افزار آدینا، حداکثر سرعت سیال در مجرای سیلویوس در چهار حالت به ازای تعداد المان‌های متفاوت مورد مقایسه قرار گرفته است (جدول 3). همان طور که در شکل 5 دیده می‌شود همزمان با افزایش تعداد المان، اختلاف عددی بین حداکثر سرعت سیال نسبت به حالت قبل به شدت در حال کاهش است و همگرایی پاسخ‌ها و مستقل بودن جواب‌ها از شرایط شبکه قابل پذیرش می‌باشد.

3- نتایج و بحث

کلیه نتایج توسط نرم‌افزار آدینا در حالت دوره‌ای برای چهار سیکل کاری استخراج شده و به دلیل اینکه تفاوت مشهودی بین داده‌های سیکل‌های

جدول 3 حداکثر سرعت سیال در مجرای سیلویوس برای نمونه سالم به ازای تعدد المان

تعداد المان	468300	595200	742000	852100
حداکثر سرعت (cms^{-1})	10/65	9/92	9/53	9/49



شکل 5 همگرایی پاسخ‌ها و شرایط استقلال شبکه به صورت تابع حداکثر سرعت سیال در مجرای سیلویوس برای نمونه سالم بر اساس تعداد المان نشان داده شده است

مختلف دیده نشده است، در این بخش نتایج آخرین سیکل جهت بررسی نمایش داده شده است.

برای اطمینان از درستی روش حل مسئله و صحت شرایط مرزی اعمال شده، ابتدا تابع سرعت مایع مغزی نخاعی در مجرای سیلویوس نمونه سالم با نمودار سرعت مشابه استخراج شده توسط تصویربرداری تشدید مغناطیسی تضاد فازی در همین مقطع مقایسه گردیده است. همان طور که در شکل 6 نشان داده شده منطبق با داده‌های نرم‌افزاری، حداکثر سرعت مایع مغزی نخاعی در مجرای سیلویوس برای نمونه سالم برابر 9/92 سانتی متر بر ثانیه و حداقل سرعت آن نیز 7/26- سانتی متر بر ثانیه است و بر اساس داده‌های استخراج شده از تصویربرداری تشدید مغناطیسی تضاد فازی حداکثر سرعت مایع مغزی نخاعی در مجرای سیلویوس 10/43 سانتی متر بر ثانیه و حداقل سرعت نیز برابر 7/42- سانتی متر بر ثانیه است. نتایج نشان می‌دهد حداقل و حداکثر سرعت هر دو نمودار با خطای کمتر از 5% بر یکدیگر منطبق می‌باشند و بر اساس داده‌های نرم‌افزار متلب از همبستگی[1] دو نمودار، مشخص شد فرکانس تابع سرعت در هر دو نمودار نیز از انطباق مطلوبی نسبت به هم برخوردارند که نکته مثبتی برای این مقایسه محسوب می‌شود.

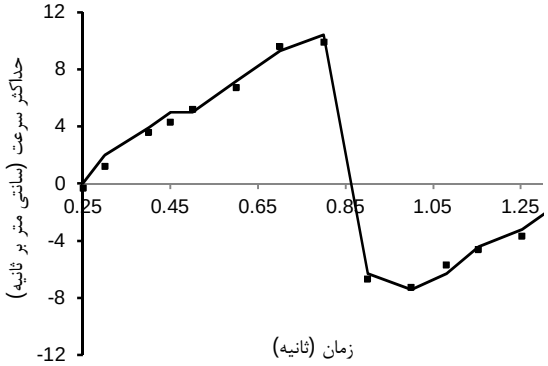
نتایج ارزیابی فشار اعمالی از سوی مایع مغزی نخاعی بر بافت مغز تأثیر به سزایی در یافتن شاخصی عددی جهت سنجش شرایط بیمارانی که از افزایش فشار داخل جمجمه‌ای[2] یا هیدروسفالی رنج می‌برند دارد زیرا در این دسته از بیماری‌ها نیز عامل بروز بیماری افزایش فشار مایع مغزی نخاعی است.

بر اساس نتایج پژوهش جاکوبسن و همکارانش [10] گرادیان فشار میان پوششی[3] که اختلاف فشار مایع مغزی نخاعی در فضای زیر عنکبوتیه و فضای داخل بطنی است، شاخص مناسبی جهت ارزیابی شرایط مایع مغزی نخاعی در تحلیل بیماری هیدروسفالی نیست و مطابق پژوهش تیلور و همکارانش [5] حداکثر فشار اعمالی از سوی مایع مغزی نخاعی بر دیواره بافت مغز در مجرای سیلویوس برای بیماران هیدروسفالی 2817 پاسکال بوده و این فشار معیار مناسبی برای ارزیابی شرایط بیماری هیدروسفالی است.

شکل 7 بیانگر توزیع فشار مایع مغزی نخاعی بر دیواره‌های بافت مغز بوده که این داده توسط نرم‌افزار آدینا برای نمونه سالم محاسبه گردیده است.

1- Correlation
2- Intracranial Pressure (ICP)
3- Transmantle Pressure gradient

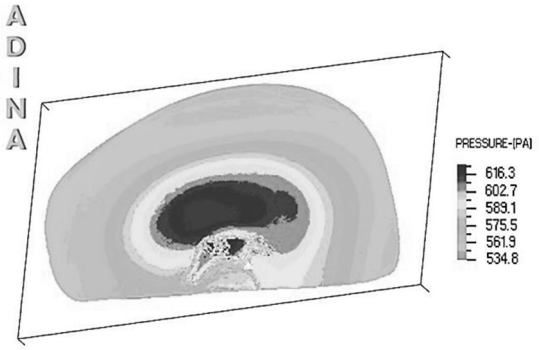
[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-19]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1393.14.13.25.8]



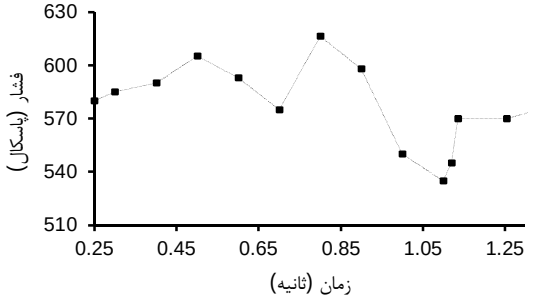
شکل 6 انطباق مطلوب نمودار سرعت مایع مغزی نخاعی بر اساس زمان در مجرای سیلویوس نمونه سالم که توسط نرم‌افزار محاسبه‌شده (خط) و نمودار مشابه استخراج‌شده از تصویربرداری تشدید مغناطیسی تضاد فازی برای نمونه سالم (مربع توپر)

همان طور که مشاهده می‌شود حداکثر فشار 616/3 پاسکال و حداقل فشار وارده بر بافت مغز نیز 534/8 پاسکال است. در شکل 8 نیز نمودار عددی فشار بر اساس سیکل قلبی نشان داده شده است. هنگامی که فشار اعمالی از سوی مایع مغزی نخاعی بر جدار داخلی مغز در فضای بطنی از فشار اعمالی از سوی مایع مغزی نخاعی بر جدار خارجی بافت مغز در فضای زیر عنکبوتیه بیشتر شود، گرادیان فشار معکوس شده و شیب نمودار تغییر کرده و در نهایت سبب بروز اکسترمم نسبی در نمودار می‌گردد. شکل 9 نیز نمودار همین فشار را برای شرایط شبیه‌سازی شده در بیمار هیدروسفالی نشان می‌دهد.

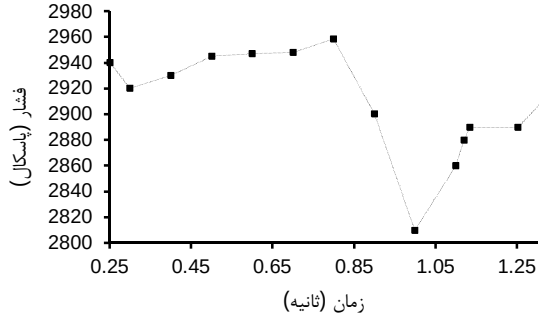
پس از استخراج نتایج سرعت و فشار، اثر تغییر شکل بافت مغز، تحت بارگذاری مایع مغزی نخاعی مورد بررسی قرار گرفته است.



شکل 7 توزیع فشار مایع مغزی نخاعی بر روی دیواره‌های بافت مغز برای نمونه سالم نشان داده شده و حداکثر فشار 616/3 پاسکال و حداقل فشار وارده بر بافت مغز نیز 534/8 پاسکال است



شکل 8 نمودار فشار وارده از سوی مایع مغزی نخاعی بر بافت مغز بر اساس زمان در مجرای سیلویوس نمونه سالم



شکل 9 نمودار فشار وارده از سوی مایع مغزی نخاعی بر بافت مغز بر اساس زمان در مجرای سیلویوس در شرایط شبیه‌سازی شده برای بیمار هیدروسفالی

نتایج نشان داده که حداکثر میزان تغییر شکل بافت مغز 2/3 میلی متر و مکان وقوع آن نیز در مجرای سیلویوس بوده است. با توجه به ثابت بودن ضریب پواسون (بافت مغز همگن و با خواص یکسان[1] فرض شده) و با توجه به ثابت بودن ضریب الاستیسیته بافت و بر اساس رابطه تنش-کرنش مواد الاستیک خطی، تنش با کرنش و در نهایت با تغییر شکل متناسب بوده و در همان مکانی که تنش حداکثر مقدار خود را دارد، تغییر شکل نیز به بیش‌ترین میزان خود می‌رسد که مطابق نتایج به دست آمده این اتفاق در مجرای سیلویوس به وقوع پیوسته است.

3-1 تحلیل شرایط جریان مایع مغزی نخاعی

برای بررسی شرایط جریان سیال لازم است در ابتدا عدد رینولدز در مجرای سیلویوس محاسبه شود. با توجه به اینکه شعاع مجرای سیلویوس 1/39 میلی‌متر است، حداکثر عدد رینولدز برای نمونه سالم در مجرای سیلویوس برابر 275/7 بوده و پایین بودن عدد رینولدز نیز حاکی از آرام بودن جریان است که در پژوهش‌های گذشته نیز این امر تأیید شده بود [20،21] و بدین ترتیب می‌توان از معادلات جریان آرام جهت تحلیل شرایط سیال استفاده کرد. در ادامه اصطکاک دیواره‌های سیستم بطنی به واسطه معادله برنولی مورد ارزیابی قرار گرفته است.

نتایج نشان داده در ابتدای مسیر (محل اعمال ورودی جریان در بطن-های جانبی) عدد ثابت حاصل از معادله برنولی 64/5 و در انتهای مسیر (محل اعمال خروجی جریان در انتهای بطن چهارم) نیز این عدد 53 بوده است و با توجه به در نظر نگرفتن اصطکاک دیواره‌ها در فرضیات رابطه برنولی، در نتیجه معادل 11/5 میلی متر انرژی در طی مسیر صرف غلبه بر اصطکاک دیواره‌های سیستم بطنی شده است.

3-2 مقایسه فشار مایع مغزی نخاعی در نمونه سالم و شرایط شبیه‌سازی شده بیمار هیدروسفالی غیرارتباطی

در این بخش، هدف مقایسه فشار وارده از سوی مایع مغزی نخاعی بر بطن مغز نمونه سالم و بطن مغز در شرایط شبیه‌سازی شده برای بیمار هیدروسفالی غیرارتباطی است.

همان طور که در شکل‌های 8 و 9 نشان داده شده حداکثر فشار وارده از سوی مایع مغزی نخاعی بر بافت مغز نمونه سالم 616/3 پاسکال و برای شرایط شبیه‌سازی شده برای بیمار هیدروسفالی غیر ارتباطی میزان این فشار 2958/6 پاسکال است که علت این امر تجمع بیش از حد مایع مغزی نخاعی و در نهایت اعمال فشار اضافه از سوی مایع مغزی نخاعی بر دیواره‌های

1- Isotropic

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-19]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1393.14.13.25.8]

سیستم بطنی می‌باشد.

حداکثر فشار در شرایط شبیه‌سازی شده برای بیماری هیدروسفالی 7% بیشتر از حداکثر فشار نمونه هیدروسفالی در پژوهش سوویتمن و همکارانش است [13] و همچنین این فشار 5% بیشتر از فشار مشابه در پژوهش تیلور و همکارانش بوده است [5]. بخشی از این اختلاف مربوط به یکسان نبودن سطح مقطع مجرای سیلویوس در نمونه‌های مورد بررسی در این پژوهش‌ها بوده است. ولی تغییرات الگوی حرکتی این توابع در هر دو پژوهش یکسان بوده است.

در ادامه توسط تست سوزن کمری میزان حداکثر فشار مایع نخاعی در نمونه مورد آزمایش اندازه‌گیری شد و این فشار معادل 4/5 میلیمتر جیوه بوده است. فشار استخراج شده از تست سوزن کمری 2/6% کمتر از فشار اعمالی از سوی مایع مغزی نخاعی بر بافت مغز در مجرای سیلویوس (محاسبه شده توسط نرم‌افزار آدینا) می‌باشد. همچنین مطابق جدول 4 عدد میانگین فشار مایع نخاعی حاصل از تست سوزن کمری برای 9 بیمار هیدروسفالی 21/52 میلیمتر جیوه بوده است که این عدد نیز 3/1% کمتر از فشار محاسبه شده برای شرایط شبیه‌سازی شده بیمار هیدروسفالی (محاسبه شده توسط نرم‌افزار آدینا) است. با توجه به اینکه دقت گیج فشار استفاده شده برای استخراج نتایج جدول 4 برابر 0/005 میلیمتر جیوه است، بخشی از این اختلاف ناشی از خطاهای دستگاه در حین انجام تست سوزن کمری می‌باشد و بخشی دیگر نیز به این دلیل است که فشار اندازه‌گیری شده از این تست، برابر فشار داخل جمجمه‌ای است [2] و با توجه به اینکه مطابق پژوهش‌های گذشته [13] گرادیان فشار میان پوششی معادل 4 پاسکال است پس همین میزان اختلاف هم می‌بایست بین فشار محاسبه شده در این پژوهش و فشار استخراج شده از تست سوزن کمری وجود داشته باشد.

نتیجه مقایسه حداکثر فشار، بیانگر متناسب بودن فشار اندازه‌گیری شده از تست سوزن کمری و فشار محاسبه شده در این پژوهش می‌باشد و بدین ترتیب برای استفاده کاربردی از نتایج این پژوهش می‌توان فشار استخراج شده از تست سوزن کمری برای مایع نخاعی را به دلیل تناسب آن با فشار اعمالی از سوی مایع مغزی نخاعی بر بافت مغز در مجرای سیلویوس، به عنوان شاخصی برای ارزیابی بیماری هیدروسفالی غیرارتباطی معرفی کرد.

4- جمع‌بندی و نتیجه‌گیری

جدول 4 نتایج تست سوزن کمری برای فشار مایع نخاعی نه بیمار هیدروسفالی غیرارتباطی

شماره بیمار	فشار مایع نخاعی (mmHg)
1	19/9
2	20/2
3	23/7
4	20/6
5	22/4
6	21/7
7	20/8
8	21/5
9	22/9

در این پژوهش با مدل‌سازی سه بعدی سیستم بطنی و به واسطه روش برهمکنش سیال و جامد، شرایط مایع مغزی نخاعی در سیستم بطنی مورد ارزیابی و بررسی قرار گرفت. سپس داده‌های نرم‌افزاری و آزمایشگاهی سرعت مایع مغزی نخاعی در مجرای سیلویوس نمونه سالم با یکدیگر مقایسه شده و پس از اطمینان از انطباق نمودارهای سرعت، از صحت روش حل و فرضیات به کار گرفته شده در حل مسئله اطمینان حاصل شد. تحلیل نتایج نرم‌افزاری نشان داد که حداکثر فشار از سوی مایع مغزی نخاعی بر بافت مغز در مجرای سیلویوس، شاخص مناسبی جهت بررسی و ارزیابی شرایط بیماری هیدروسفالی غیرارتباطی است. در ادامه برای استفاده عملی از نتایج تحقیق، اعداد فشار محاسبه شده در این پژوهش برای مایع مغزی نخاعی با اعداد فشار اندازه‌گیری شده از تست سوزن کمری برای مایع نخاعی مقایسه شد و پس از اطمینان از تناسب دو فشار، مشخص گردید می‌توان از نتایج تست سوزن کمری به عنوان شاخصی قابل دسترسی برای تشخیص بیماری هیدروسفالی غیرارتباطی استفاده کرد.

5- مراجع

[1] J Nolte., J W. Sundsten., "*The Human Brain: An Introduction to its Functional Anatomy*", fifth ed, Mosby, Stlouis, 2002.

[2] Guyton A. C., Hall J. E., "*Textbook of Medical Physiology*", ISBN1-0240-7216-0, 2006.

[3] Fenis H., Dauber w., "*Pocket atlas of human anatomy*", 5thed,2007.

[4] Nagashima T., Tamaki N., Matsumoto S., Horwitz B., Seguchi Y., "Biomechanics of hydrocephalus: a new theoretical model, *Jounal of Neurosurgery*", Vol. 21, 1987, pp. 898–904.

[5] Taylor Z., Miller K., "Reassessment of brain elasticity for analysis of Biomechanisms of hydrocePhallus", *Journal of Biomechanics,* Vol. 37, 2004, pp. 1263–1269.

[6] Chafi G. G., Chandra N., "Dynamic Response Brain Subjected Blast Loadings: Influence of Frequency Ranges", *Journal of Applied Mechanics,* Vol. 3, 2011, pp. 803–823.

[7] Linninger A. A., Xenos M., Zhu D. C., Somayaji M. R., Kondapalli S., Penn R. D., "Cerebrospinal fluid flow in the normal and hydrocephalic human brain", *IEEE Trans. Biomed. Eng,* Vol. 54, 2007, pp. 291–302.

[8] Jacobson E. E., Fletcher D. F., Morgan M. K., Johnston I. H., "Computer modelling of the cerebrospinal fluid flow dynamics of aqueduct stenosis", *Med. Biol. Eng. Comput,* Vol. 37,1999, pp. 59–63.

[9] Gupta S., Soellinger M., Boesiger P., Poulikakos D and Kurtcuoglu V., "Three-dimensional computational modeling of subject-specific cerebrospinal fluid flow in the subarachnoid space", *J. Biomech. Eng,* Vol. 131 , 2009, pp. 1–11.

[10] Linge S. O., Haughton V., Lovgren A. E., Mardal K. A ., Langtangen H. P., "CSF flow dynamics at the craniovertebral junction studied with an idealized model of the subarachnoid space and computational flow analysis", *J. Neuroradiol,* Vol. 31, 2010, pp. 185–192.

[11] Özkan Ü., Alp K., Avcu S., Etlik Ö., Arslan H., Bora A., "Cine Phase-contrast MRI evaluation of normal aqueductal cerebrospinal fluid flow according to sex and age", *Diagn Interv Radiol,* Vol. 15, 2009, pp. 227–231.

[12] Linninger A. A., Sweetman B., Penn R., "Normal and hydrocephalic brain dynamics:the role of reduced celebrospinal fluid reabsorption in entricular enlagment", *Annals of biomechanic eng,* Vol. 37, 2009, pp. 1434-1447.

[13] Sweetman B., Xenos M., Zitella L., Linninger, A. A., "Three-dimensional computational prediction cerebrospinal fluid flow in the human brain", *Journal of Computers in Biology and Medicine,* Vol. 41 ,2011, pp. 67–75.

[14] Xiao Di., M Ragab., Mark G. L., "Cine Phase-Contrast MR Images Failed to Predict Clinical outcome Following ETV", *J. Neurol. Sci,* Vol. 36, 2009, pp. 643-647.

[15] Kurtcuoglu V., Soellinger M. P., Summers K., Boomsma D., Poulikakos P., Boesiger Y., "Computational investigation of subject-pecific cerebrospinal fluid flow in the third ventricle and sylvius Aqueduct", *Journal of Biomechanic,* Vol. 40, 2007, pp. 1235–1245.

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-19]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1393.14.13.25.8]

[16] Cheng S., Tan K., Bilston L. E., "The effects of the interthalamic adhesion position on cerebrospinal fluid dynamics in the cerebral ventricles", *J. Biomech*, Vol. 43, 2010, pp. 579–582.

[17] Chrissicopoulos C., Mourgela S., Ampertos N., Sakellaropoulos A., Kirgiannis K., Petritsis K., Spanos A., "Benign Cerebral Aqueductal Stenosis in an Adult", *Acta neurochirurgica Supplement,* Vol. 113, 2012, pp. 141-142

[18] Enzmann D. R., Pelc N. J., "Normal flow Patterns of intracranial and spinal cerebrospinal fluid defined with Phase-contrast cine MR imaging", *J.Radiology,* Vol. 178 ,1991, pp. 467–474.

[19] ADINA R&D, Inc., "*Theory and Modeling Guide*", Volume I and III: ADINA and ADINA-F, 2008.

[20] Bonet J., Marriott H., Hassan O., "An averaged nodal deformation gradient linear tetrahedral element for large strain explicit dynamic applications", *J. Commun Numer Methods Eng,* Vol. 17, 2001, pp. 551–561

[21] Stephensen H., Tisell M., Wikkelsö C., "There is no transmantle pressure gradient in communicating or non communicating hydrocephalus", *J. Neurosurgery,* Vol. 50 , 2002, pp. 763–773

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-19]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1393.14.13.25.8]