

Numerical Analysis of 3D Model of Spinal Cord in Syringomyelia Disease Conditions Using Fluid-Solid Interface Technique

H. M. Farahani¹, and N. Fatourae^{2*}

¹M.Sc, Biomechanic Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

²Associate Professor, Biomechanic Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology,
Tehran, Iran

Receipt in the online submission system: 3 October 2017, accepted: 4 October 2017

Abstract

Syrinx growth in Syringomyelia disease causes progressive neurological disorders. Thus, the examination of effective factors in syrinx development is so important for controlling this disease. One of clinical assumptions related to the reason of syrinx development, considers the propagation of pressure wave shock in subarachnoid-space fluid as the main reason for fluid motion in syrinx and syrinx development and increasing damage to spinal cord. Modeling and analysis have been performed to test the theory in this research using finite element method. So a 3d model was created including syrinx, spinal cord, cerebrospinal-fluid in subarachnoid-space, dura mater and stenosis. Pressure puls stimulation was applied to the superior surface of the subarachnoid-space fluid model simulating arterial puls of skull. Cerebrospinal-fluid has been assumed as a Newtonian fluid with laminar flow. The solid phase has been considered to be linear elastic. The fluid-solid interface was analyzed using ADINA software and fluid flow characteristics were extracted including velocity and pressure field as well as tissue stresses. Results show that pressure wave propagation in subarachnoid-space fluid causes the induction of motion in syrinx fluid, and stress concentration is created in spinal tissue due to the fluid cessation in syrinx and increasing local pressure, however these stress values are lower than spinal tissue strength and pressure wave propagation in this situation cannot be the main reason of syrinx development.

Key words: *cerebrospinal-fluid hydrodynamics, finite element method, pressure wave propagation, syrinx*

*Corresponding author

Address: Biomechanic Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir university of Technology, P.O.Box: 1591634311, Tehran, Iran

Tel: +98-21-64542499

Fax: +98-21-66468186

E-mail: nasser@aut.ac.ir

تحلیل عددی مدل سه بعدی طناب نخاعی در شرایط بیماری سیرنگومیلی با استفاده از روش برهم کنش سیال و جامد

هدی ماستری فراهانی^۱، ناصر فتورائی^{۲*}

^۱ کارشناس ارشد بیومکانیک، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران
^۲ دانشیار، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۶/۷/۱۱، پذیرش قطعی: ۱۳۹۶/۷/۱۲

چکیده

بزرگ شدن سیرینکس در بیماری سیرنگومیلی، باعث بروز آسیب نورولوژیکی پیشرونده میشود؛ بنابراین، بررسی عوامل دخیل در توسعه سیرینکس، در یافتن روش‌هایی برای کنترل این بیماری بسیار اهمیت دارد. یکی از فرضیات بالینی مهم در رابطه با علت توسعه سیرینکس، انتشار موج شوک فشار در سیال فضای ساب‌آرآکنوئید را عامل اصلی حرکت سیال داخل سیرینکس و در طولانی‌مدت، توسعه سیرینکس و آسیب فزاینده به نخاع، می‌داند. مدل‌سازی و تحلیل حاضر در راستای آزمودن این فرضیه و به کمک روش المان محدود انجام شده است؛ به این ترتیب که یک مدل سه‌بعدی، شامل سیرینکس، طناب نخاعی، سیال مغزی-نخاعی در فضای ساب‌آرآکنوئید، لایه سخت‌شامه و گرفتگی، ایجاد شد. تحریک پالس فشار به سطح بالایی مدل سیال فضای ساب‌آرآکنوئید، که تأثیر پالس شریانی مجموعه‌ای را شبیه‌سازی میکرد، اعمال شد. سیال مغزی-نخاعی، به‌صورت نیوتنی و جریان آن، به‌صورت لایه‌ای فرض شد. رفتار جامد نیز، الاستیک خطی در نظر گرفته شد. تحلیل برهم‌کنش سیال و جامد توسط نرم‌افزار ADINA اجرا شده و مشخصات جریان سیال، شامل میدان سرعت و فشار و همچنین تنش‌های ایجادشده در بافت‌ها، استخراج شد. نتایج نشان می‌دهد که انتشار موج فشار در سیال فضای ساب‌آرآکنوئید، به القای حرکت در سیال سیرینکس منجر می‌شود و با توقف سیال در انتهای سیرینکس، افزایش فشار موضعی به ایجاد تمرکز تنش در بافت نخاعی می‌انجامد؛ اما مقادیر این تنش‌ها، کمتر از حد تحمل بافت نخاعی است و انتشار موج فشار در این شرایط، نمی‌تواند عامل اصلی توسعه سیرینکس باشد.

کلیدواژه‌ها: هیدرودینامیک سیال مغزی-نخاعی، روش المان محدود، انتشار موج فشار، سیرینکس

*نویسنده مسئول

نشانی: گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران، کد پستی: ۱۵۹۱۶۳۴۳۱۱

تلفن: ۶۴۵۴۲۴۹۹ (۲۱) ۹۸+

دورنگار: ۶۶۴۶۸۱۸۶ (۲۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: nasser@aut.ac.

۱- مقدمه

بررسی منشأ بسیاری از بیماری‌ها از دیدگاه بیومکانیک، موضوع تحقیقات بسیاری می‌باشد. در سال‌های اخیر، محققان با استفاده از مفاهیمی چون حرکت موج و جریان سیال ویسکوز در حضور میدان جامد تغییرشکل پذیر، شروع به کمک در درک و تحلیل مشکلات پزشکی فضاهای مایع مغزی- نخاعی^۱ در بدن انسان کرده‌اند، که بیماری سیرنگومیالی^۲، یک نمونه از آنها است [۱].

سیرنگومیالی، یک بیماری نرولوژیکی است که در آن، یک یا چند حفره ماکروسکوپی غیرعادی پر از سیال، به نام سیرینکس، در طناب نخاعی ایجاد می‌شود. در این بیماری که به تدریج پس از تروما و دررفتگی ارتوپدیک ستون مهره‌ها رخ می‌دهد، آسیب موضعی و التهاب پرده آراکنوئید و به دنبال آن، تکثیر بافت فیلامنتی آراکنوئید، به انسداد نسبی فضای ساب آراکنوئید، که سیال مغزی- نخاعی در آن به آرامی جریان دارد، منجر می‌شود [۱ و ۲]. پس از بروز انسداد در مسیر سیال مغزی- نخاعی، به تدریج سیرینکس‌ها داخل طناب نخاعی در مجاورت منطقه آسیب، به وجود می‌آیند [۳ و ۴]. در کانال نخاعی، عوامل مختلفی می‌تواند تغییرات شدید فشار را در سیال مغزی- نخاعی به وجود آورد، که به اعمال فشار مستقیم از سوی سیرینکس بر بافت نخاعی و در نتیجه بزرگ شدن سیرینکس و بروز آسیب نرولوژیکی پیشرونده منجر شود. عواملی مانند سرفه، عطسه، خم شدن به جلو یا برداشتن یک بار سنگین، ممکن است در توسعه سیرینکس نقش داشته باشند. در صورت درمان نشدن بیماری، از دست رفتن تدریجی حس و عملکرد و حتی فلجی اندام‌ها، اجتناب‌ناپذیر است [۶-۸].

یکی از فرضیات مهمی که درباره منشأ بروز این بیماری وجود دارد، علت توسعه سیرینکس در طناب نخاعی را به نحوی با ایجاد موج شوک فشار (ناشی از سرفه، سیکل قلبی و...) و بازتاب در محل‌های انسداد فضای ساب آراکنوئید، مرتبط می‌داند [۱]. تحقیقات اندکی، نحوه انتشار موج فشار ناشی از عطسه یا سرفه یا پالس‌های شریانی در سیال مغزی- نخاعی و احتمال توسعه سیرینکس در اثر این فشارهای گذرا، را بررسی کرده‌اند. برترام و همکاران [۳]، یک مدل ساده المان محدود دوبعدی متقارن محوری از نخاع، شامل بافت الاستیک نخاع (Cord)، سیال مغزی- نخاعی و لایه سخت‌شامه (Dura)، ارائه داده و پالس فشار شریانی و سرفه را به مدل اعمال کردند و نحوه انتشار

موج در این مدل را بررسی کردند. نتایج نشان داد، که انتشار موج به خواص الاستیک بافت نخاع و سخت‌شامه مرتبط است. برترام در تحقیقات بعدی [۲ و ۹]، مدل‌سازی را با جزئیات بیشتری انجام داد و یک سیرینکس صوری و یک گرفتگی نیز به مدل اضافه کرد؛ سپس نحوه انتشار موج فشار در مدل را بررسی کرد. لیو و همکاران [۵ و ۹]، یک مدل ساده دوبعدی متقارن محوری از مدل درون‌تنی، که پیش‌تر به‌طور تجربی توسط این گروه ساخته شده بود، ایجاد کرده و به کمک نتایج آزمایش‌های قبلی، صحنه‌گذاری کردند. در این تحقیق، تأثیر گرفتگی روی برهم‌کنش سیال و جامد در شرایط بیماری سیرنگومیالی، بررسی شد و نشان داده شد که گرفتگی، باعث کاهش و تضعیف سرعت انتشار موج می‌شود.

در مدل‌سازی نخاع به صورت متقارن محوری، اول اینکه قید اضافی به محور نخاع در راستای شعاعی اعمال می‌شود و دوم، ممکن است در نظر گرفتن انحناهای طبیعی ستون فقرات در هیدرودینامیک مایع مغزی- نخاعی دخیل باشد [۱۰-۱۳]؛ بنابراین در تحقیق حاضر، مدل‌سازی المان محدود سه‌بعدی نخاع به همراه انحناهای آن انجام شده و سپس نحوه انتشار موج فشار در سیال مغزی- نخاعی و تأثیر آن بر توسعه سیرینکس در شرایط وجود بیماری سیرنگومیالی، بررسی شده است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- مدل‌سازی هندسی

در این تحقیق، به کمک تلفیق هندسه متقارن محوری ارائه‌شده در مقاله برترام [۲] (شکل ۱-الف) و اطلاعات ارائه‌شده در مقاله لینینگر و همکاران [۱۴]، که از تصویربرداری ام آر آی به دست آمده بود (شکل ۱-ب)، یک مدل هندسی سه‌بعدی دارای انحنا از طناب نخاعی و پرده‌های آن، به کمک نرم‌افزار کتیا ایجاد شد.

در شکل ۲، نمای برش‌خورده مدل هندسی نشان داده شده است، که شامل لایه جامد سخت‌شامه و گرفتگی در داخل آن در حدود ۵۰٪ سطح مجرا و به طول ۳۰ میلی‌متر، لایه سیال مغزی- نخاعی، لایه جامد نخاع و سیرینکس صوری به طول ۱۴۰ میلی‌متر است.

^۲ Syringomyelia^۱ Cerebrospinal Fluid (CSF)

سیال مغزی-نخاعی و سیال داخل سیرینکس، خواص مواد مشابهی دارند و به صورت سیال نیوتنی با لزجت ثابت فرض شد. مقادیر چگالی و لزجت، به ترتیب برابر با ۱۰۰۰ کیلوگرم بر مترمکعب و ۰.۰۱/۰ کیلوگرم بر متر ثانیه در نظر گرفته شد. این مقادیر، که براساس تحقیق برترام و همکاران [۳] انتخاب شده، مشابه مقادیر متناظر برای آب است.

۳-۲- معادلات حاکم

در مدل سازی حاضر، از فرمول بندی لاگرانژی برای جامد الاستیک خطی استفاده شده است، که به صورت زیر می باشد:

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

در معادله بالا τ_{ij}^s مؤلفه تانسور تنش، d_i^s مؤلفه جابجایی و ρ^s چگالی جامد است. رابطه تنش-کرنش مواد الاستیک خطی نیز به صورت زیر است:

$$\tau_{ij}^s = \frac{E}{(1+\nu)} \left(\frac{\nu}{(1-2\nu)} \varepsilon_{kk} \delta_{ij} + \varepsilon_{ij} \right) \quad (2)$$

در این معادلات E مدول یانگ، ν ضریب پواسون، ε_{ij} مؤلفه تانسور کرنش و δ_{ij} دلتای کرونکر هستند.

در این تحقیق، سیال، نیوتنی و جریان سیال، به صورت لایه ای فرض شده است. به دلیل تحریک پالسی، تحلیل از نوع دینامیک گذرا است. همچنین سیال را تراکم ناپذیر در نظر می گیریم؛ بنابراین معادلات پیوستگی و ممنوم حاکم بر جریان سیال، به ترتیب به صورت زیر است.

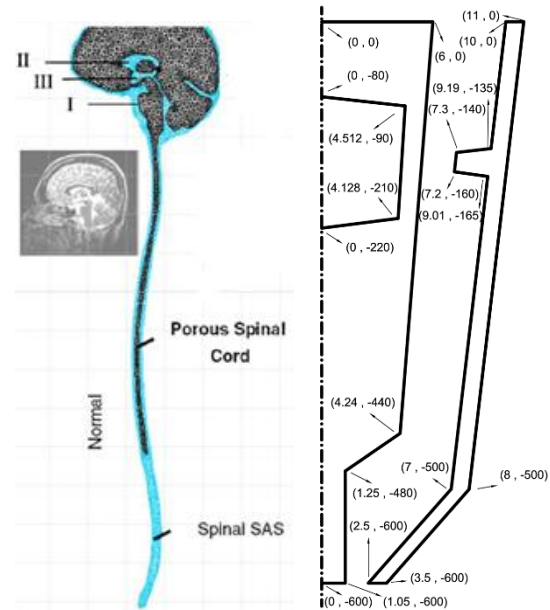
$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (3)$$

$$\rho^f \frac{\partial u_i}{\partial t} + \rho^f \left(u_j \frac{\partial d_j^f}{\partial t} \right) \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = \frac{\partial \tau_{ij}^f}{\partial x_j} \quad (4)$$

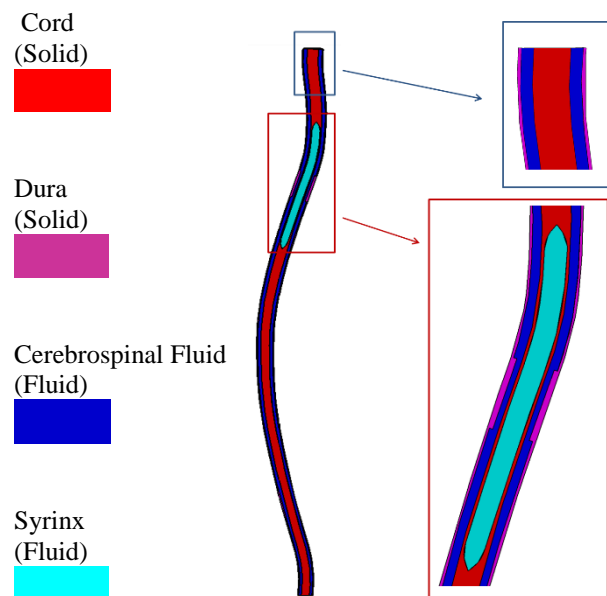
در این معادلات u_i سرعت سیال در جهت i ، ρ^f چگالی سیال و d_j^f جابجایی شبکه بندی سیال است. تانسورهای نرخ تنش و نرخ کرنش سیال نیز به ترتیب به صورت زیر هستند.

$$\tau_{ij}^f = -p \delta_{ij} + 2\mu e_{ij} \quad (5)$$

$$e_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (6)$$



شکل (۱) - مدل هایی که از تلفیق آنها استفاده شد: (الف) مدل متقارن محوری تحقیق برترام [۲] و (ب) مدل واقعی لینینگر و همکاران [۱۴].



شکل (۲) - نمای برش خورده از مدل های هندسی سیال و جامد

۲-۲- مشخصات مواد

رفتار دو ماده جامد نخاع و سخت شامه، مانند تحقیق برترام و همکاران [۳]، الاستیک خطی در نظر گرفته شد. مقادیر مدول یانگ، نسبت پواسون و چگالی برای Cord، به ترتیب برابر با ۵/۰ مگاپاسکال، ۴۹/۰ و ۱۰۰۰ کیلوگرم بر مترمکعب و برای Dura، به ترتیب برابر با ۱۰ مگاپاسکال، ۴۹/۰ و ۱۰۰۰ کیلوگرم بر مترمکعب در نظر گرفته شد.

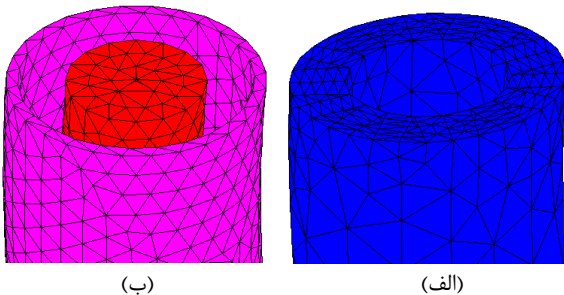
و شکل این موج تحریک، براساس تحقیق برترام [۲] انتخاب شده و به صورت یک موج فشار مثلثی با دامنه ۱۰۰ پاسکال و مدت استمرار ۰۰۵/۰ ثانیه بود.

۲-۵- روش مدل سازی و پارامترهای استفاده شده

معادلات هر دو میدان جامد و سیال، با نرم افزار المان محدود ADINA حل شدند. این نرم افزار، قابلیت خوبی برای حل مسائل شامل برهم کنش سیال و جامد، دارد و بسیاری از مسائل FSI، با این نرم افزار تحلیل می شوند [۲، ۳ و ۷].

برای گسسته سازی معادلات میدان سیال، از روش اویلری و برای حل معادلات گسسته، از روش نیوتن-رافسون با معیار همگرایی ۰۰۱/۰ استفاده شده است. به دلیل نامنظم بودن هندسه مدل، از شبکه بندی و المان های نوع ساختار نیافته (نامنظم یا آزاد) استفاده شده است. المان های سیال، هرمی بوده و هر المان شامل ۴ گره است (شکل ۳-الف).

از الگوریتم ضمنی نیومارک با مقادیر $\delta=5/0$ و $\alpha=25/0$ برای انتگرال گیری زمانی از معادلات حاکم بر جامد استفاده شده است. روش تکرار نیوتن با تکرار نسبی ۰۰۱/۰، برای درجات آزادی در نظر گرفته شده است. مقدار معیار همگرایی انرژی نیز برابر با ۰۰۱/۰ فرض شد. المان های جامد، هرمی بوده و هر المان شامل ۴ گره است (شکل ۳-ب).



شکل (۳) - بخش بالایی شبکه المان محدود (الف) سیال و (ب) جامد

به دلیل اثرگذار بودن حرکت جامد بر سیال و فشار سیال، از کوپلینگ دوطرفه و برای حل معادلات برهم کنش سیال و جامد، از روش محاسبه مستقیم (که سریع تر همگرا می شود) استفاده شده است. تکرارهای همگرایی تنش و جابجایی، هر کدام برابر با ۰۰۱/۰ انتخاب شدند. در هر گام زمانی، شبکه بندی میدان سیال، با استفاده از الگوریتم لاگرانژی-اویلری اختیاری^۱ (ALE) به روز می شود.

در این معادلات p فشار سیال و μ لزجت سیال است. از جمله جاذبه (وزن سیال) صرف نظر شده است.

برای حل مسائلی که در آنها اثر برهم کنش سیال و جامد در نظر گرفته شده است، باید شرایط سازگاری سینماتیکی و دینامیکی در مرز سیال و جامد ارضا شوند. سازگاری سینماتیکی، که بیان کننده شرط عدم لغزش در مرز سیال و جامد است، به صورت زیر می باشد.

$$\underline{u}_i^f = \underline{d}_i^s \quad (7)$$

این شرط که همان شرط عدم لغزش در دیواره است، باعث می شود جابجایی به دست آمده برای جامد، به عنوان شرط مرزی جابجایی دیواره برای میدان سیال، استفاده شود. شرط سازگاری دینامیکی نیز به صورت زیر بیان می شود.

$$n_j \tau_{ij}^f = n_j \tau_{ij}^s \quad (8)$$

در معادله بالا، n_j مؤلفه بردار نرمال مرز سیال و جامد است. این شرط بیان می کند که در مرز سیال و جامد، نیروی وارده از سیال به جامد برابر با نیرویی است که در همان قسمت، جامد به سیال وارد می کند. این معادله باعث می شود که تنش محاسبه شده برای میدان سیال، به عنوان شرط مرزی بارگذاری به مدل جامد اعمال شود.

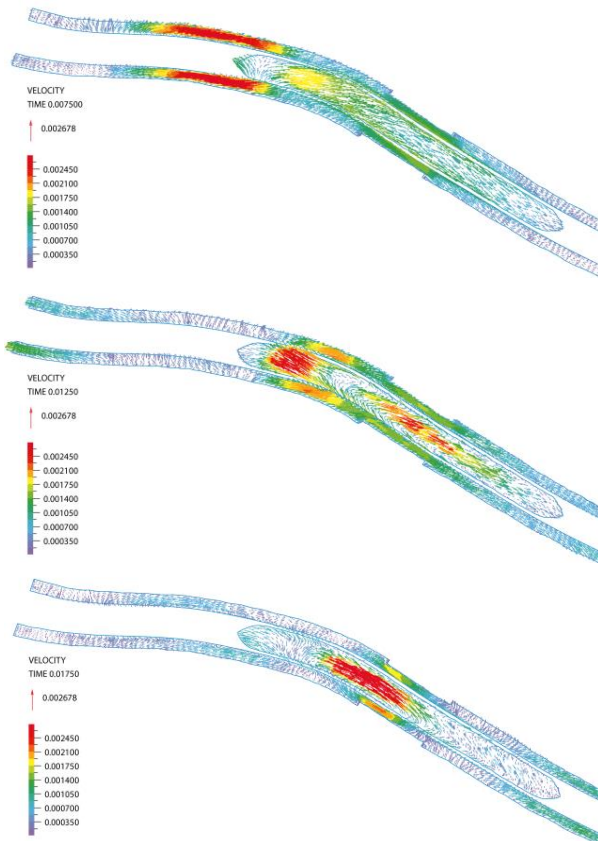
۲-۴- شرایط مرزی

در مدل جامد، دو نوع شرط مرزی مشابه با تحقیق متقارن محوری برترام [۲] اعمال شد. اول آنکه شرط مرزی برهم کنش سیال و جامد، به تمام سطوح مدل جامد که در تماس با سیال هستند، اعمال شد. با استفاده از این شرط، فشار ایجاد شده در مدل سیال، به مدل جامد انتقال می یابد؛ سپس شرط مرزی جابجایی صفر، به تمام گره های سطوح بالا و پایین نخاع و سخت شامه اعمال شد.

در مدل سیال، از سه نوع شرط مرزی مطابق با تحقیق برترام [۲] استفاده شد. اول آنکه، شرط مرزی برهم کنش سیال و جامد به تمام سطوح مدل سیال، که با جامد تماس دارند، اعمال شد. با استفاده از این شرط، جابجایی جامد به دیواره مدل سیال انتقال می یابد. سپس شرط مرزی دیواره (سرعت صفر) به انتهای پایینی مدل سیال فضای ساب آراکتوئید، اعمال شد، در نهایت شرط مرزی فشار متغیر با زمان، به تمام گره های سطح بالایی مدل سیال فضای ساب آراکتوئید اعمال شد. مقدار

^۱ Arbitrary Lagrangian-Eulerian

است. در شکل ۵، نمایش بردارهای سرعت در مقطع طولی مرکزی برای مدل‌های سیال در زمان‌های $0.0075/0$ ، $0.0125/0$ و $0.0175/0$ ثانیه، ارائه شده است. با توجه به شکل، سرعت در فضای ساب‌آراکتوئید، با رسیدن پالس فشار به محل گرفتگی، بسیار افت می‌کند. پس از افت سرعت ناشی از گرفتگی در سیال ساب‌آراکتوئید، سیال ساکن داخل سیرینکس، سرعت بسیار بالایی یافته و به سمت دو انتهای آن، حرکت می‌کند.



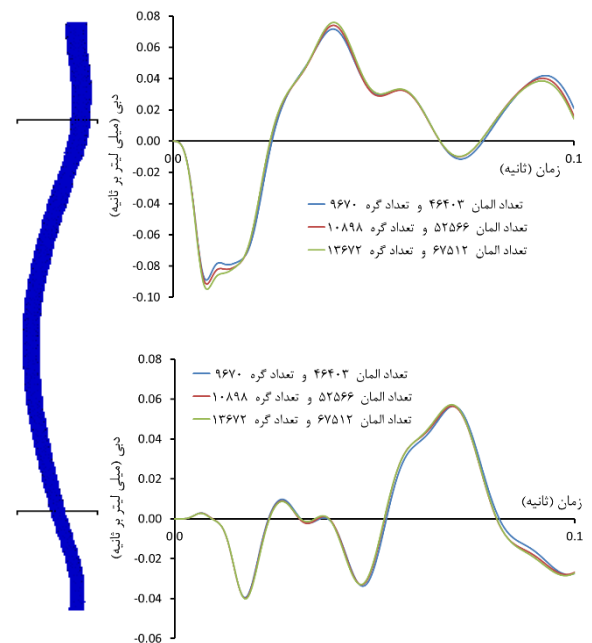
شکل (۵) - نمایش بردارهای سرعت در مقطع طولی در میدان سیال، به ترتیب در زمان‌های $0.0075/0$ ، $0.0125/0$ و $0.0175/0$ ثانیه

در شکل ۶، توزیع فشار در مدل‌های سیال برای زمان‌های $0.0075/0$ ، $0.0125/0$ و $0.0175/0$ ثانیه نشان داده شده است. در زمان $0.0075/0$ ثانیه، موج فشار منتشر شده در فضای ساب‌آراکتوئید هنوز به ناحیه سیرینکس نرسیده؛ اما در ناحیه بالایی سیرینکس، فشار به طور موضعی افزایش یافته است. انقباض نوک بالایی سیرینکس، باعث افزایش لحظه‌ای فشار در نوک سیرینکس می‌شود و موج فشار ایجاد شده، در طول سیرینکس منتشر می‌شود.

در شکل ۷، توزیع فشار در مقاطع عرضی هم‌تراز در دو ناحیه سیال نشان داده شده است. اگر تفاوت فشارها در دو ناحیه سیال، زیاد باشد، با توجه به اینکه نخاع نفوذپذیری

۲-۶- بررسی‌های استقلال حل عددی معادلات

برای به دست آوردن تعداد بهینه المان‌ها، که باعث استقلال نتایج حل از تعداد المان‌ها می‌شود، یک مدل جامد با شبکه بندی ریز (61570 المان و 18687 گره) و سه مدل سیال (۱) با 46403 المان و 9670 گره، (۲) با 52566 المان و 10898 گره و (۳) با 67512 المان و 13672 گره ایجاد شد. گام‌های زمانی در تمام مدل‌ها، $0.005/0$ ثانیه در نظر گرفته شد. همان‌طور که در شکل ۴ نشان داده شده است، دو سطح مقطع اختیاری، انتخاب شده و دبی عبوری از آن سطوح برای سه مدل، به دست آمد. طبق نمودارهای این شکل، اختلاف مقادیر دبی در مدل‌ها، بسیار کم است؛ بنابراین برای شبیه‌سازی از مدل با 67512 المان استفاده شد و نتایج انتهای گزارش، مربوط به همین تعداد المان است.



شکل (۴) - دبی عبوری از دو سطح مقطع انتخابی، برای سه شبکه بندی متفاوت

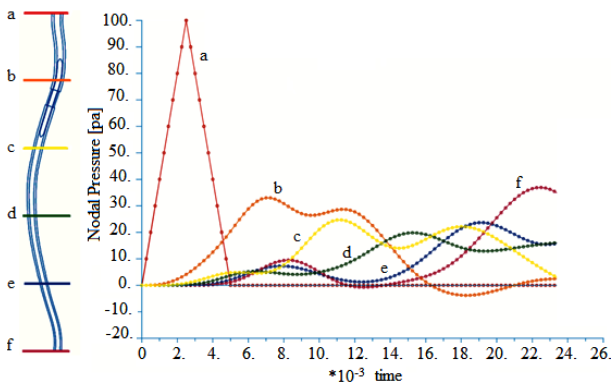
مقدار گام زمانی انتخابی در بررسی استقلال از شبکه، با توجه به تحلیل مقارن محوری برترام [۲]، برابر با $0.005/0$ انتخاب شده بود؛ اما برای دقت بیشتر، گام زمانی کوچک‌تر شد و نتایج ارائه شده در این تحقیق، مربوط به گام زمانی $0.0025/0$ ثانیه است.

۳- یافته‌ها و بحث

۳-۱- مدل‌های سیال

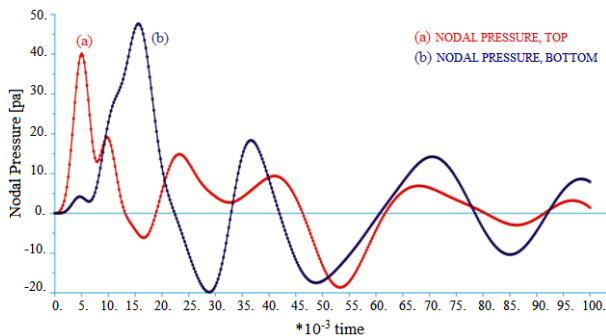
نتایج مربوط به میدان سیال سیرینکس و سیال فضای ساب‌آراکتوئید و نیز تحلیل این نتایج، در این بخش ارائه شده

وجود گرفتگی در مسیر یا استهلاک فشار در اثر برخورد به دیواره‌های پر پیچ و خم الاستیک مدل‌های جامد است. افزایش قله در مقاطع انتهایی مدل (منحنی f) نسبت به مقاطع میانی، می‌تواند ناشی از بازتاب موج فشار از دیواره انتهایی مدل باشد. همان‌طور که در بخش مدل‌سازی ذکر شد، طول مدل برابر با ۰.۶ متر است و طبق نمودار شکل ۸، موج فشار تحریک، آن را در عرض تقریباً ۰.۰۲ ثانیه طی کرده است (فاصله زمانی قله تا قله، بین دو منحنی فشار مقطع اول و آخر)؛ بنابراین سرعت متوسط موج برابر با جابجایی ۶/۰ متر تقسیم بر زمان ۰.۲/۰ ثانیه است، که تقریباً برابر با ۳۰ متر بر ثانیه می‌شود.



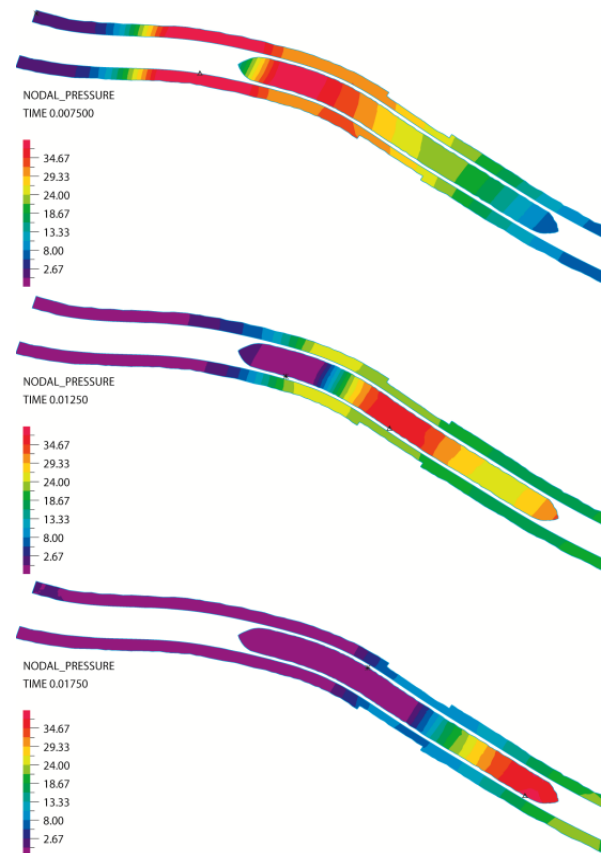
شکل (۸) - منحنی‌های تغییرات فشار در مکان‌های به فاصله یکسان از هم، در طول مدل سیال ساب‌آراکتوئید برحسب زمان

فشار منتقل شده به سیرینکس، طبیعتی نوسانی و میراشونده دارد. در شکل ۹، تغییرات زمانی فشار در بالاترین و پایین‌ترین نقاط سیال داخل سیرینکس، ترسیم شده است. مسأله مهم در اینجا، مقادیر بیشینه فشار در دو انتهای ناحیه سیال است؛ زیرا این فشارها به بافت جامد Cord، اعمال می‌شوند، که در صورت افزایش تنش ایجاد شده در Cord، به بزرگ شدن سیرینکس منجر می‌شود.

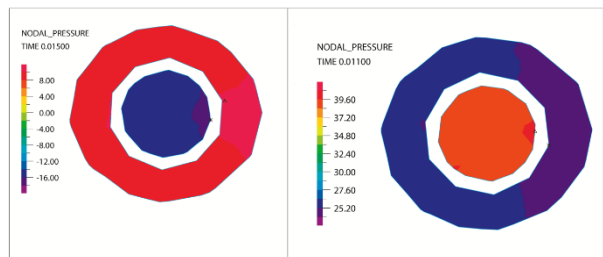


شکل (۹) - تغییرات فشار در بالاترین و پایین‌ترین نقاط سیال داخل سیرینکس

به نسبت بالایی دارد، می‌تواند باعث ورود یا خروج سیال به داخل یا از خارج سیرینکس و در نتیجه، توسعه یا تخلیه سیرینکس شود.



شکل (۶) - نمایش توزیع فشار در مقطع طولی در میدان سیال، به ترتیب در زمان‌های ۰.۰۰۷۵/۰، ۰.۰۱۲۵/۰ و ۰.۰۱۷۵/۰ ثانیه



شکل (۷) - توزیع فشار در مقطع عرضی مدل‌های سیال. توجه شود که مقادیر منفی، نشان‌دهنده فشار زیر مقدار استاتیکی اولیه هستند.

در شکل ۸، منحنی‌های تغییرات زمانی فشار در مکان‌هایی به فاصله یکسان از هم در طول مدل سیال ساب‌آراکتوئید، برحسب زمان (ثانیه) نشان داده شده است. مسأله قابل توجه در این شکل، روند کاهشی اندازه قله فشار از منحنی a تا d و سپس، روند افزایشی اندازه قله در e و f است. کاهش قابل توجه در فشار مقاطع میانی نسبت به مقطع اولیه، به دلیل

۴- نتیجه گیری

تحقیق حاضر با هدف بررسی تأثیر انتشار پالس فشار شریانی در سیال مغزی-نخاعی فضای ساب آراکنوئید بر احتمال بزرگ شدن سیرینکس، انجام شد. نتایج میدان های سیال نشان داد که با انتشار موج فشار در فضای ساب آراکنوئید، به دلیل وجود دیواره انعطاف پذیر Cord در بین دو ناحیه سیال، سیال ساکن سیرینکس نیز جریان می یابد. اینرسی سیال سیرینکس به هنگام توقف سیال در انتهاهای سیرینکس، باعث افزایش فشار موضعی در سیال و ایجاد تمرکز تنش در بافت جامد نخاعی می شود؛ اما نتایج تحلیل ها نشان داد، که مقادیر این تنش ها، کمتر از حد تحمل بافت نخاعی است و انتشار موج فشار، در شرایطی که در این تحقیق مدل شد، نمی تواند عامل اصلی توسعه سیرینکس باشد.

از مهم ترین کاربردهای مدل حاضر، می توان به قابلیت بررسی پدیده های مهم بسیاری توسط این مدل اشاره کرد؛ مانند بررسی تأثیر درصد گرفتگی بر تنش های نخاع، تأثیر انواع تحریک های فشار مختلف ناشی از سرفه، پالس شریانی و ... ، تأثیر افزایش انحنای مدل نسبت به حالت نرمال در نتایج (فرضاً در بیماری اسکولیوز یا گوزپشتی) ، و حتی تأثیر ضربه روی مدل.

در نهایت ابزار مدل سازی و تحلیل عددی می تواند در پیش بینی موارد ذکر شده، بسیار مفید باشد؛ به خصوص زمانی که مدل توسط اطلاعات به دست آمده از MRI و منابع دیگر، نظیر مدل های فانتوم یا اندازه گیری های تهاجمی، صحت سنجی شده باشد.

۵- مراجع

- [1] N.S.J. Elliot, C.D. Bertram, B.A. Martin, and Brodbelt, A.R., "Syringomyelia: A Review of the Biomechanics" *Journal of Fluids and Structures*, vol. 40, no. 1, pp. 1-24, July, 2013.
- [2] C.D. Bertram, "Evaluation by Fluid/Structure Interaction Spinal-Cord Simulation of the Effects of Subarachnoid-Space Stenosis on an Adjacent Syrinx". *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 132, no. 6, pp. 061009, 2010.
- [3] C.D. Bertram, A.R. Brodbelt, and M.A. Stoodley, "The Origins of Syringomyelia: Numerical Models of Fluid/Structure Interactions in the Spinal Cord" *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 127, no. 7, pp. 1099-1109, July, 2005.
- [4] M.M. Maharaj, K. Phan, and R. Mobbs, "Spontaneous regression of post-traumatic syringomyelia: A case report and literature review" *Journal of Clinical Neuroscience*, vol. 44, pp. 249-253, June, 2017.
- [5] Y. Liu, "In silico Investigation of the Fluid Structure Interaction in Spinal Cord and Subarachnoid Space" MS Thesis in Mechanical Engineering, University of Illinois, Chicago, 2010.
- [6] A.F. Samdani, S.W. Hwang, A. Singla, J.T. Bennett, R.J. Ames, and J.S. Kimball, "Outcomes of patients with syringomyelia undergoing spine deformity surgery: do large syrinxes behave differently from small?" *Journal of The Spine*, vol. 17, pp. 1406-1411, April, 2017.
- [7] C.D. Bertram, "A Numerical Investigation of Waves Propagating in the Spinal Cord and Subarachnoid Space in the Presence of a Syrinx" *Journal of Fluids and Structures*, vol. 25, no. 7, pp. 1189-1205, October, 2009.
- [8] M.L. Sternberg, and M.L. Gunter, "Syringomyelia" *Journal of Emergency Medicine*, vol. 53, no. 2, pp. e31-e32, April, 2017.
- [9] Y. Liu, B.A. Martin, T.J. Royston, and F. Loth, "A Fluid Structure Interaction Simulation of the Cerebrospinal fluid, spinalcord, and spinal stenosis present in Syringomyelia". *Proceedings of the ASME Summer Bioengineering Conference*, Grande Beach Resort, Naples Florida, USA, pp. SBC2010-19433, 2010.
- [10] D. Oreskovic, M. Rados, and M. Klarica, "Review: Role of choroid plexus in cerebrospinal fluid hydrodynamics" *Journal of Neuroscience*, vol. 354, pp. 69-87, 2017.
- [11] N.S.J. Elliot, A.D. Lucey, D.A. Lockerby, and A.R. Brodbelt, "Fluid-structure interactions in a cylindrical layered wave guide with application in the spinal column to syringomyelia" *Journal of Fluids and structures*, vol. 70, pp. 464-499, April, 2017.
- [12] K. Bechter, P.R. Hof, and H. Benveniste, "On the flow dynamics of cerebrospinal fluid" *Journal of Neurology, Psychiatry and brain Research*, vol. 21, no. 2, pp. 96-103, June, 2015.
- [13] S. Cheng, D. Fletcher, S. Hemley, and M. Stoodley, "Effects of fluid structure interaction in a three dimensional model of the spinal subarachnoid space", *Journal of Biomechanics*, vol. 47, pp. 2826-2830, April, 2014.
- [14] A. Linninger, B. Sweetman, and R. Penn, "Normal and Hydrocephalic Brain Dynamics: The Role of Reduced Cerebrospinal Fluid Reabsorption in Ventricular Enlargement". *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 37, no. 7, pp. 1434-1447, July, 2009.