

عنوان مقاله : برهمکنش سیال - جامد در عصب و تاندون‌های میچ دست

یاسر مصری
کارشناس ارشد مهندسی مکانیک
yaser1479@gmail.com

کاظم کریمی
دانشجوی کارشناسی مهندسی مکانیک دانشگاه فردوسی
kazemkarimi71@yahoo.com

حمید نیازمند

استاد گروه مکانیک دانشگاه فردوسی مشهد
hniazmand@yahoo.com

چکیده

هدف از این مقاله بررسی درد و تورم ناحیه میچ دست موسوم به سندرم میچ دست می‌باشد. درد و التهاب در عصبی که حرکت انگشتان دست را بر عهده دارد، منجر به این عارضه می‌گردد. عصب، تاندون‌ها، دیواره و محیط سیال با شرط مرزی برهمکنش سیال - جامد شبیه سازی شده و شرایط تورم تاندون‌ها و فشارهای خارجی بر دیواره این محیط بررسی شده است. در این تحقیق به طور خاص شبیه‌سازی دو تاندون همزمان نزدیک به عصب و فشردگی تونل دست به صورت یک‌طرفه و دوطرفه انجام گرفته است. از پژوهش‌های انجام شده نتیجه می‌شود تغییرات و اثرات مربوط به تاندون‌ها به صورت موضعی بوده و تغییرات تونل بر تمام گستره سیال تاثیر می‌گذارد. فشار ناحیه سیال بسیار کم بوده و تقریباً بر عصب بی‌تاثیر است در نتیجه حالت بحرانی زمانی است که تاندون‌ها و تونل مستقیماً به عصب برخورد کنند. فشردگی ناحیه تونل به صورت یک‌طرفه و دو طرفه هر دو بحرانی‌تر از تورم تاندون‌ها بوده و منجر به بیماری می‌گردد. حوزه جابه‌جایی محیط سیال بیشتر از محیط جامد است اما از نظر مقدار ده تا بیست برابر کمتر از جابه‌جایی محیط جامد است.

کلمات کلیدی: برهمکنش سیال - جامد، تاندون دست، تحلیل عددی، سندرم میچ دست، عصب دست.

فهرست علائم (در صورت لزوم)

E	مدول یانگ	بالانویس
f	نیرو	B نیروی حجمی
P	فشار	* پارامترهای مرجع
علائم یونانی	زیر نویس	
μ	ضریب لزجت دینامیکی	f مایع
ρ	چگالی	s جامد
τ	تنش	wall دیواره، مرز بین سیال و جامد

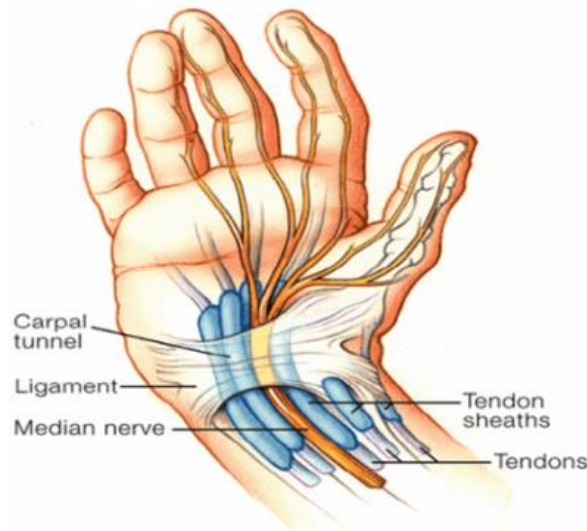
۱- مقدمه

سندرم میچ دست^۱ از شایع‌ترین عارضه‌ها و بیماری‌های عضلانی دست می‌باشد. حرکت انگشتان دست بر عهده ۹ تاندون و عصبی است که همه درون کانالی واقع می‌شوند تا به دست می‌رسند. این کانال در قسمت میچ دست باریک‌تر می‌شود و پتانسیل فشار بر روی عصب را فراهم می‌سازد. درد و التهاب این عصب را بیماری سندرم میچ دست می‌نامند. درد و بی‌حسی در

¹ . Carpal Tunnel Syndrome, CTS

انگشتان و مچ دست، ضعیف شدن ماهیچه انگشت شست و ضعف در گرفتن اجسام از جمله نشانه‌های این بیماری هستند و هر عاملی که سبب فشار و استرس بر عصب این ناحیه شود باعث بروز این بیماری می‌گردد [۱]. پژوهش‌های انجام شده بر روی این بیماری در اغلب موارد به صورت تجربی و آزمایشگاهی بوده است. بررسی حالات مختلف دست و تاثیر آن بر این بیماری [۲ و ۳]، خواص مکانیکی بافت‌های این قسمت [۵]، بررسی اثر استخوان‌های مچ بر سندرم مچ دست [۶] از جمله تاریخچه این بحث می‌باشد. هدف این پژوهش ایجاد مدل ایده‌آل سه بعدی از ناحیه تاندون‌ها و عصب مچ دست و تحلیل اجزای محدودی آن می‌باشد. تحلیل‌های انجام شده در این تحقیق به منظور شبیه‌سازی تورم تاندون‌ها (به صورت فشار داخلی) و فشار خارجی به تونل مچ دست انجام شده است.

این بخش فضای بین استخوان‌های مچ دست و بافت بسیار سخت بالایی مچ دست واقع شده است. این تونل وظیفه حفاظت از این تاندون‌ها و عصب را بر عهده دارد. در این پژوهش تورم همزمان دو تاندون نزدیک به عصب و فشردگی دیواره تونل شبیه‌سازی گردیده و تاثیر آن بر عصب بررسی شده است.



شکل ۱: تاندون‌ها و عصب ناحیه مچ دست [۷]

۲- مدل‌سازی، خواص مواد، معادلات و شرایط مرزی

در این پژوهش مدل‌های مورد نظر به صورت سه بعدی بررسی شده است. مدل‌های مورد نظر از جمله محیط سیال و دیواره‌ها و تاندون‌های مچ توسط نرم‌افزار سالی‌دورکس^۲ از تصویر ایده‌آل مقطعی ام آر آی^۳ از مچ دست ایجاد شده و با استفاده از نرم‌افزار آدینا^۴ تحلیل می‌شوند. لازم به ذکر است نرم‌افزار آدینا با توجه به شرط مرزی سیال-جامد^۵ اثرات بین عصب‌ها، تاندون‌ها و مایع مفصلی موجود در این قسمت را در یک دوره حل همزمان بررسی می‌نماید.

۱-۲- مدل‌سازی و مش‌بندی

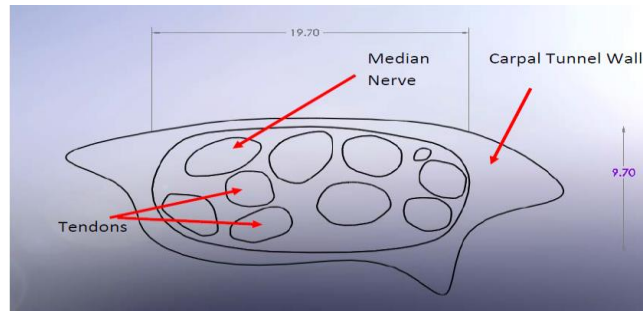
مدل مورد نظر با توجه به تصویر مقطعی ایده‌آل مچ دست در نرم‌افزار سالی‌دورکس ترسیم شده و در جهت عمود بر صفحه ۱۰ میلی‌متر عمق داده می‌شود. سپس برای نرم‌افزار آدینا خروجی گرفته می‌شود تا برای تحلیل در این نرم‌افزار آماده شود. تصویر مقطعی ایده‌آل مچ دست در شکل زیر آورده شده است. ابعاد موجود به میلی‌متر می‌باشند.

² . Solidworks 2014

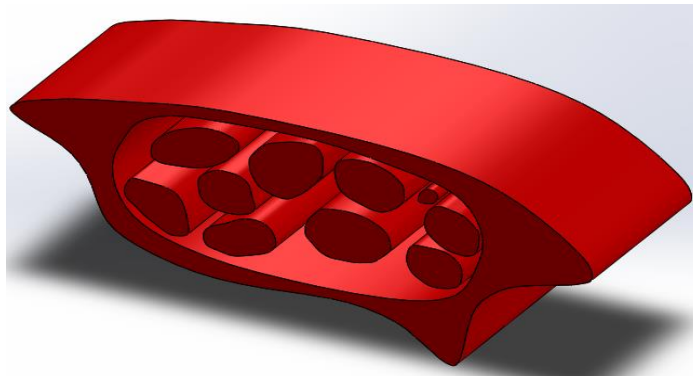
³ . MRI

⁴ . Adina V8.9

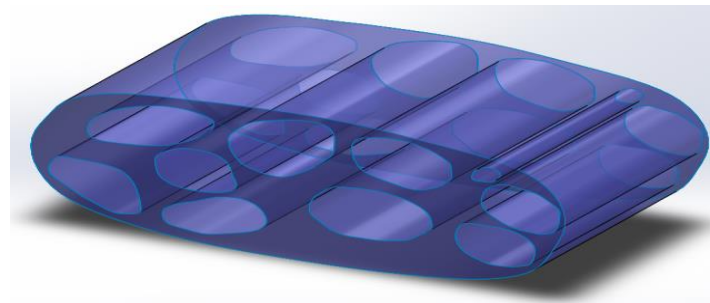
⁵ . Fluid-Solid Interaction, FSI



شکل ۲: تصویر مقطعی ایده‌آل مچ دست [۸]

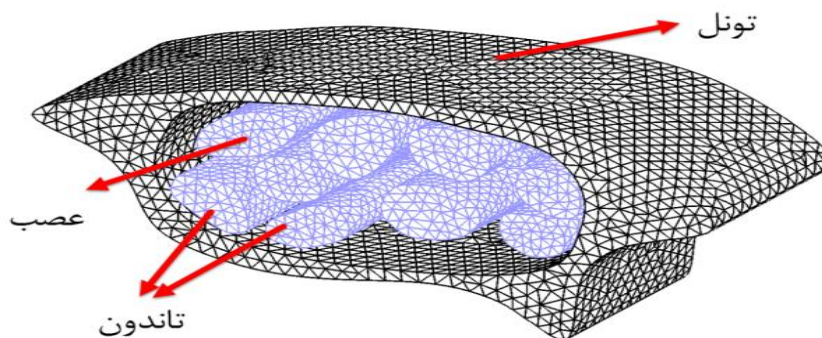


شکل ۳: مدل سه بعدی تاندون‌ها و تونل دست



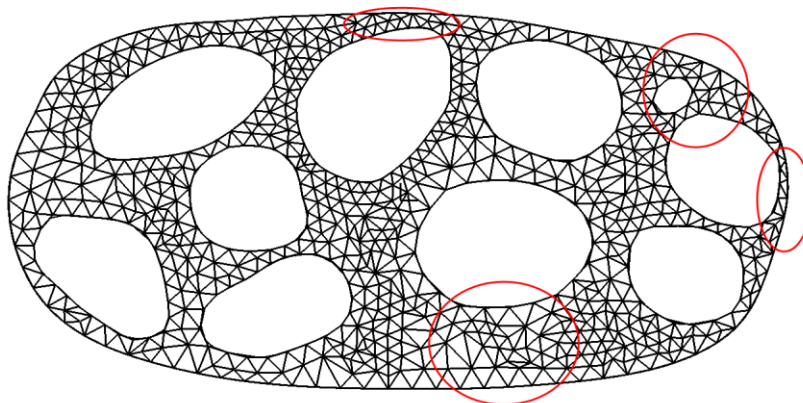
شکل ۴: مدل سه بعدی محیط سیال

تراکم مش‌های حجم برای دیواره تونل $0,00075$ میلی‌متر و برای تاندون‌ها و عصب مقدار $0,0006$ میلی‌متر انتخاب شده است. تعداد المان چهاروجهی ایجاد شده برای تونل 30818 بوده و تعداد مش تاندون‌ها و عصب برابر 53513 بوده است. المان مورد نظر از نوع چهاروجهی ۱۱ گرهی می‌باشد. این مش‌بندی برای تاندون‌ها و تونل در شکل زیر آورده شده است.



شکل ۵: مش‌بندی تاندون‌ها و تونل و عصب

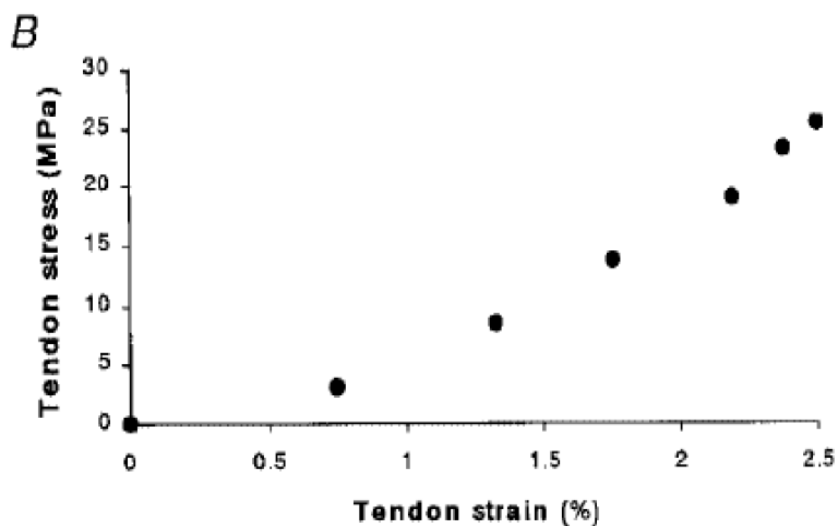
به دلیل حساسیت مش محیط سیال در نواحی شرط مرزی سیال-جامد مش محیط سیال به صورت اصلاح شده بوده و در نواحی مختلف تراکم مش متفاوتی دارد. بدین منظور در مناطق که نزدیک به دیواره است و یا بارگذاری وجود دارد و شرط مرزی واقع است مش ریزتر می‌باشد. با اصلاح مش‌بندی تعداد مش در موارد مختلف در حدود ۱۳۰۰۰۰ می‌باشد. برای مثال در یک نمونه بارگذاری خاص مش اصلاح شده برای محیط سیال به صورت زیر می‌باشد.



شکل ۶: مش اصلاح شده محیط سیال

۲-۲- خواص مواد

برای مدل‌سازی تاندون‌ها و عصب از مدل ماده هایپیرالاستیک بهره گرفته شده است [۹ و ۱۰ و ۱۱]. رفتار مواد هایپیرالاستیک چون مواد الاستیک دارای یک منحنی تنش-کرنش می‌باشند که در این منحنی برای تاندون‌های مورد نظر به صورت زیر می‌باشد.



شکل ۷: منحنی تنش-کرنش تاندون [۱۲]

دیواره تونل دارای خواص ثابت با مدول یانگ $E = 65 \text{ MPa}$ و دانسیته $\rho_s = 1200 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$ می‌باشد [۸].

مدل سیال با تقریب خوبی دارای رفتار نیوتنی می‌باشد. مقدار ویسکوزیته $\mu = 0.02 \text{ Pa.s}$ بوده و همچنین چگالی سیال

$$\rho_f = 1063 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \text{ تعریف شده است [۸].}$$

۲-۳- شرایط مرزی

از آنجا که عصب و تاندون‌ها توسط مایع احاطه شده، انتقال از شرایط مرزی ویژگی مهم این حل است. در این روش معادلات همزمان حل می‌شوند و در شرط مرزی معادلات کوپل شده و همزمان تحلیل می‌گردند. این شرط مرزی در محیط تاندون‌ها به تمامی سطوحی که در تماس با محیط سیال می‌باشند داده می‌شود و همچنین در محیط سیال به تمامی سطوح که در ارتباط با محیط تاندون‌ها باشند نیز اعمال می‌گردد.

در تمامی تحلیل‌ها سطوح عمود بر جهت تاندون‌ها و تونل به منظور جلوگیری از حرکات نوسانی و ناخواسته ثابت می‌شوند، برای تحلیل بارگذاری بیرونی تونل ۴ گوشه تونل را ثابت نموده تا شرایط بارگذاری به درستی انجام شود. تنها صفحات جلو و عقب در محیط سیال که شرط مرزی سیال جامد ندارند نیز شرط مرزی فشار صفر قرار داده شده است، این قید بخاطر این است که ناحیه مورد تحلیل یک برش از مقطع دست است و قبل و بعد آن سیال وجود دارد، لذا شرط مرزی فشار صفر این امکان را می‌دهد که سیال به ناحیه وارد یا خارج شود. این خاصیت در حالت طبیعی ویژگی دمپری برای سیال پدید می‌آورد که از آسیب رسیدن به عصب تا حد بسیار زیادی جلوگیری می‌کند.

قید تماس با فاصله معین در بین تمامی تاندون‌ها و عصب و دیواره داخلی تونل اعمال شده است. این قید برای تحلیل مناسب برهمکنش سیال-جامد لحاظ شده است. این قید به گونه‌ای لحاظ شده است که قبل از رسیدن دو سطح به یکدیگر تماس دو سطح جامد را لحاظ می‌کند و به اصطلاح آفست دارند تا همیشه سیال بین دو سطح جامد وجود داشته باشد. لذا شرط مرزی سیال-جامد در طول حل برقرار می‌باشد. مقدار ضریب اصطکاک برای این تماس ۰,۰۴ فرض شده است [۱۳].

۲-۴- معادلات حاکم برای برهمکنش سیال-جامد

در یک مدل برهمکنش سیال-جامد، حوزه سیال و جامد قابل تغییر شکل بوده و به تبع آن، روش عددی یک فرمولاسیون اختیاری لاگرانژی-اویلری^۶ را برای محاسبه حرکت حوزه سیال و یک فرمولاسیون لاگرانژی را برای حوزه جامد به کار می‌گیرد [۱۴ و ۱۵ و ۱۶]. برای تطبیق سرعت مرجع حرکتی مرز برهمکنش به حوزه حل، معادله جرم و مومنتم به صورت زیر به روز رسانی می‌شود:

$$\rho \frac{\partial v}{\partial t} + \rho ((v-w) \cdot \nabla)v - \nabla \cdot \tau = f^B \quad (1)$$

جمله w منعکس کننده سرعت مرجع است که در این مورد بردار سرعت گره حرکتی می‌باشد [۱۵]. اگر $w = v$ باشد، مختصات حل به صورت مختصات اویلری بوده و اگر $w = 0$ باشد، حل از دیدگاه مختصات لاگرانژی انجام می‌شود. با در نظر گرفتن $w \neq 0$ ، $v \neq 0$ ، یک مرجع مختصاتی جدید حاصل می‌شود که معادله مومنتم تحت آن موسوم به فرمولاسیون اختیاری لاگرانژی-اویلری است.

معادله حاکم برای حوزه جامد، معادله بقای مومنتم است که با معادله (۲) نشان داده می‌شود:

$$\nabla \cdot \tau_s + f_s^B = \rho_s \ddot{d}_s \quad (2)$$

ρ_s چگالی دیواره و تاندون‌ها، τ_s^B تانسور تنش جامد، f_s^B نیروهای حجمی و \ddot{d}_s شتاب محلی جامد می‌باشند. دو حوزه سیال و جامد از طریق تعادل کششی و تطابق جابه‌جایی [۱۵] به یکدیگر، همبسته می‌باشند که در معادلات (۳) و (۴) نشان داده شده است:

$$d_s = d_f \quad (x,y,z) \in \Gamma_{wall}^S \cap \Gamma_{wall}^F \quad (3)$$

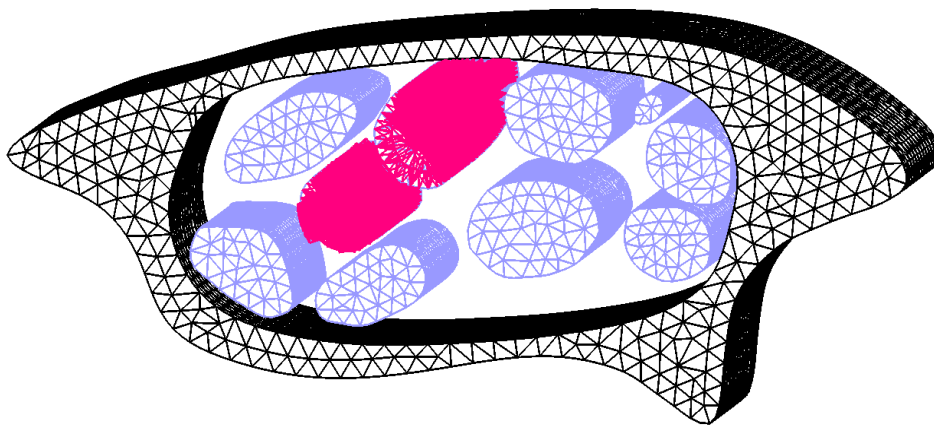
$$\tau_s \cdot \hat{n}_s = \tau_f \cdot \hat{n}_f \quad (x,y,z) \in \Gamma_{wall}^S \cap \Gamma_{wall}^F \quad (4)$$

⁶ Arbitrary Lagrangian-Eulerian (ALE)

معادله (۳) یک شرط بدیهی در مساله برهمکنش سیال-جامد است و عدم برقراری این شرط، مساله را از لحاظ فیزیکی غیر قابل حل خواهد کرد. معادله (۴) نشان می‌دهد که تنش‌های جامد و سیال در جهت عمود بر Γ_{FSI}^F و Γ_{FSI}^S باید برابر باشد. این شرایط نیازمند مش‌های برابر و دارای تطابق بین دو حوزه نمی‌باشد و بجای آن از راه حل نگاشتی برای برقراری تعادل بهره می‌برد [۱۶].

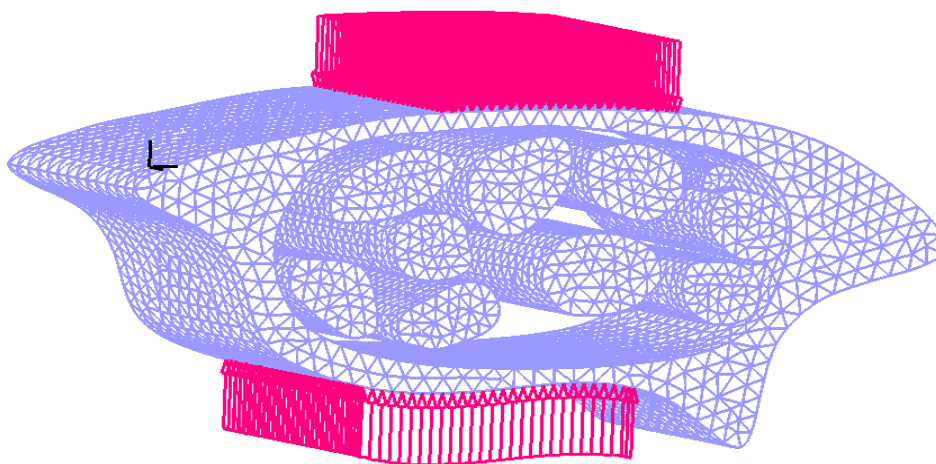
۲-۵- بارگذاری

برای شبیه‌سازی تغییر مساحت و تورم تاندون فشار داخلی به تاندون‌ها به مقدار ۰,۷ مگاپاسکال در زمان ۰,۳ ثانیه و در ده مرحله جهت جلوگیری از واگرایی حل اعمال شده است تا تاثیر تغییر مساحت تاندون بر عصب مشاهده گردد. این تغییرات باعث کاهش مساحت و در نتیجه کاهش حجم و افزایش فشار سیال و تنش‌ها می‌شود و بر عصب تاثیر می‌گذارد.



شکل ۸: نحوه بارگذاری همزمان دو تاندون جهت شبیه‌سازی تورم

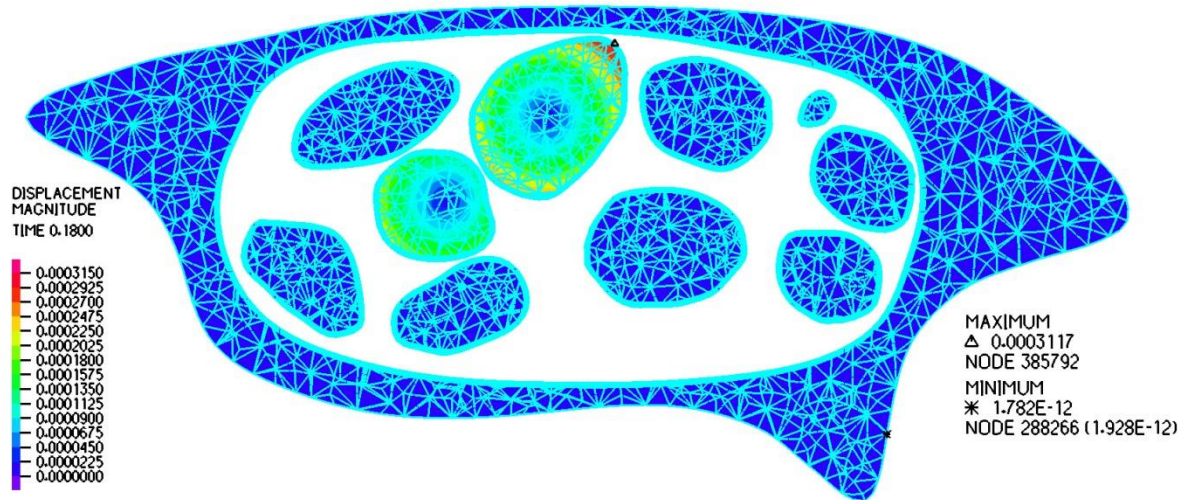
فشرده‌گی تونل میچ دست از عوامل بسیار شایع است که منجر به این بیماری می‌شود. این فشرده‌گی که در نتیجه نیروها و فشارهای خارجی می‌باشد، سبب کاهش فاصله تاندون‌ها و برخورد تاندون‌ها با یکدیگر و با عصب می‌شود، همچنین اصطکاک بین عصب و تاندون‌ها و تونل را افزایش یافته که باعث درد و تورم عصب می‌شود. به منظور شبیه‌سازی فشرده‌گی و بررسی آثار تغییر مساحت تونل بر عصب، فشار ۱۰۰ کیلوپاسکال به بخش پایینی، بالایی و به صورت دو طرفه در ده مرحله و در زمان ۰,۳ ثانیه به تونل اعمال شده است.



شکل ۹: نحوه بارگذاری تونل جهت شبیه‌سازی فشرده‌گی میچ

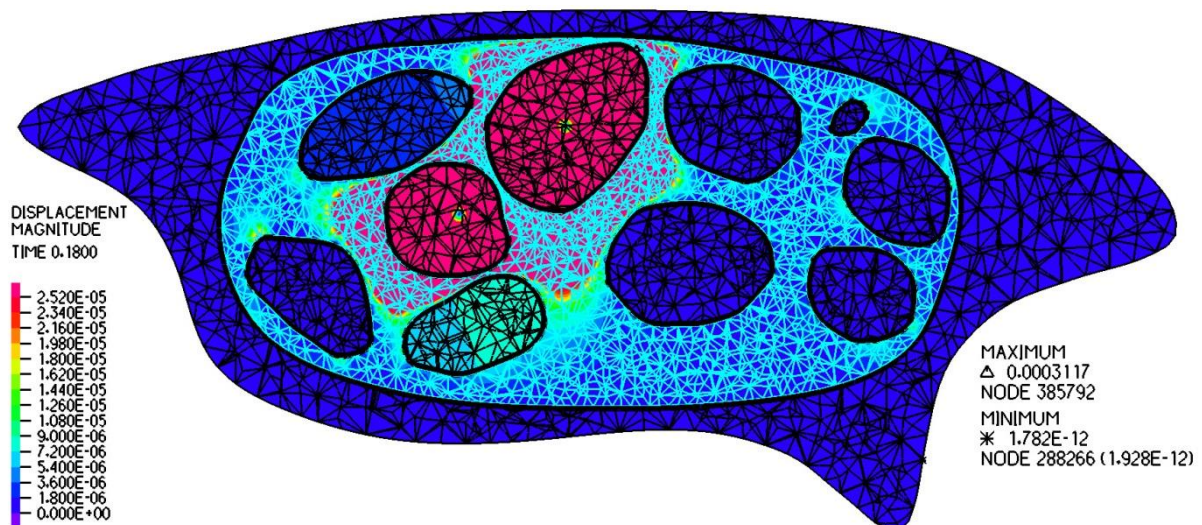
۲-۶- نتایج و بحث روی نتایج

نتایج برداشت شده از بارگذاری تاندون به میزان ۰,۴۲ مگاپاسکال به صورت زیر می‌باشد. بیشینه جابه‌جایی برای این تاندون ۰,۳۱۵ میلی‌متر بوده است. تاثیر این تغییرات بر حوزه سیال و به خصوص بر عصب حائز اهمیت می‌باشد.



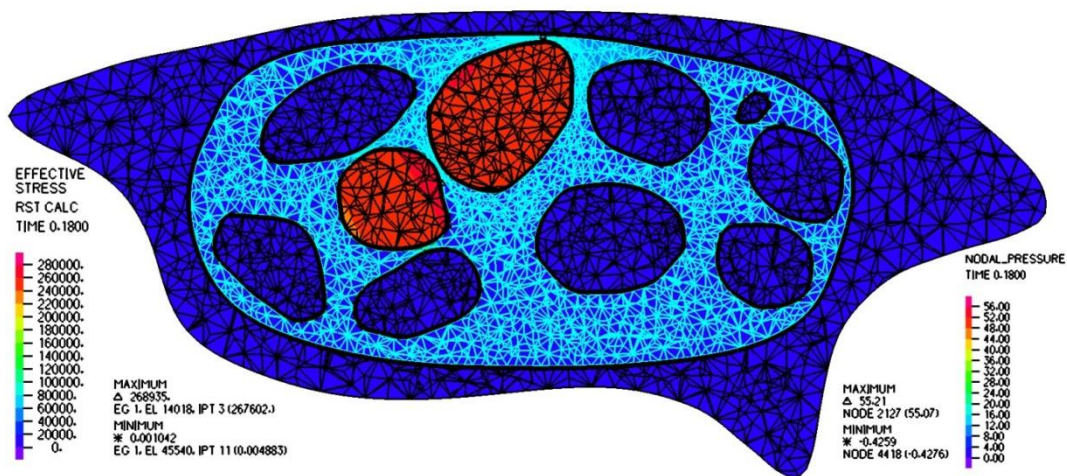
شکل ۱۰: جابه‌جایی ناحیه جامد

بیشینه جابه‌جایی در محیط سیال برای این تاندون ۰,۰۲۵۲ میلی‌متر بوده است که مقدار آن بسیار کمتر از ناحیه جامد است اما ناحیه تحت تاثیر به دلیل پیوسته بودن سیال بیشتر بوده است. جابه‌جایی محیط جامد بیش از ده برابر محیط سیال بوده است، این امر به این خاطر است که تغییرات تاندون در دو بعد و سیال در سه بعد است، چرا که سیال می‌تواند به ناحیه حل ورود و خروج داشته باشد و در تمامی جهات حرکت کند. به همین دلیل است که مقدار جابه‌جایی ناحیه سیال بسیار پایین تر است. جابه‌جایی حوزه سیال بیشتر است، و این امر سبب می‌شود که تنش‌های تاندون‌ها از طریق فشار به عصب برسد، دلیل این امر پیوسته بودن و تراکم ناپذیر بودن محیط سیال است که باعث می‌شود گستره تغییرات جابه‌جایی در این محیط بیشتر باشد.



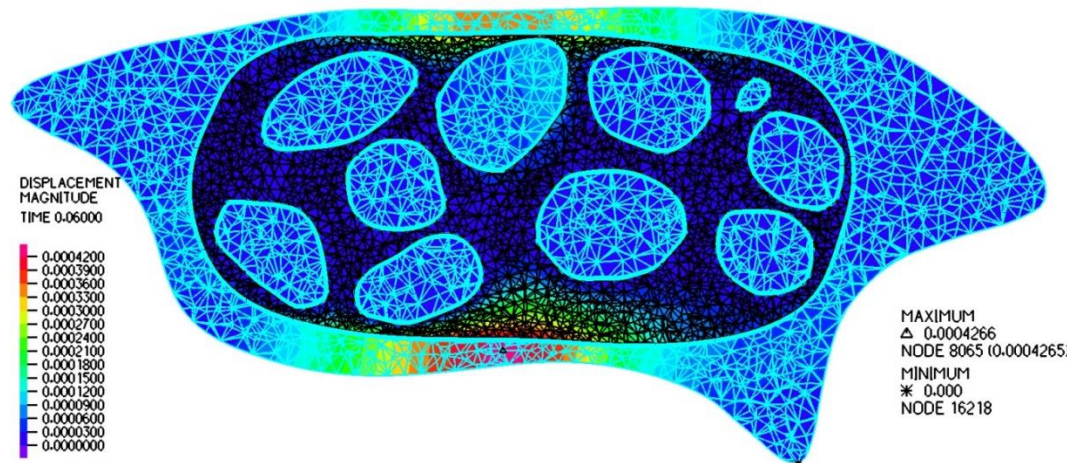
شکل ۱۱: جابه‌جایی ناحیه سیال

بیشینه تنش برای تاندون مورد نظر ۲۸۰ کیلوپاسکال برداشت شده است که بیشینه فشار سیال ۵۶ پاسکال را به همراه دارد که این مقدار بر دیواره تونل وارد می‌شود و با توجه به شکل (۱۲) فشار سیال وارد شده بر عصب مقدار ۳۲ پاسکال می‌باشد که در مقایسه با تنش‌های بخش جامد بسیار ناچیز است. همچنین مشاهده شده است که تنش‌های زیاد در محیط تاندون‌ها هستند. انتقال این تنش به تاندون‌های دیگر از طریق سیال اتفاق می‌افتد. خوشبختانه فشار سیال بسیار پایین‌تر و مقدار آن در مقابل تنش‌های ایجاد شده در تاندون‌ها بسیار کم است، از این امر نتیجه می‌شود حالت بحرانی زمانی خواهد بود که تاندون‌ها بر هم فشار بیاورند و تنش تاندون متورم مستقیم بر عصب وارد شود. پایین بودن فشار ناحیه سیال خاصیت دمپری سیال را نشان می‌دهد. پر واضح است تاثیر سیال در چنین محیطی برای کاهش اصطکاک بسیار ضروری است، اما این امر سبب می‌شود که تنش‌ها از تاندونی به تاندون دیگر از طریق سیال منتقل شوند. اما مشاهده شد که مقدار آن بسیار کم است.



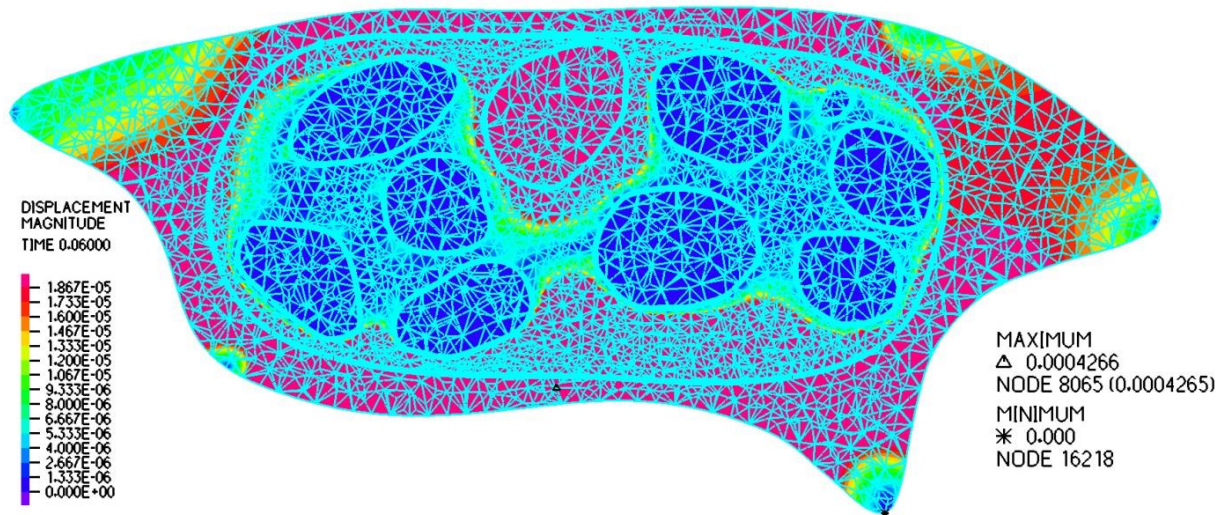
شکل ۱۲: توزیع فشار سیال و تنش جامد

نتایج حاصل از بارگذاری خارجی دو طرفه بر تونل به شرح زیر برداشت گردیده است: بیشینه جابه‌جایی تونل ۰,۴۲۶۶ میلی‌متر بوده است که به ازای فشار وارده ۲۰ کیلوپاسکال بوده است. همانطور که در شکل (۱۳) دیده می‌شود تاثیر فشردگی تونل بر محیط تاندون‌ها و سیال بسیار بیشتر است. همانطور که دیده می‌شود این فشردگی باعث تغییرات جابه‌جایی در تاندون نزدیک به تونل می‌باشد. در صورت بار بیشتر این اثر به عصب می‌رسد که سبب درد و تورم شدید عصب خواهد شد، چرا که تنش‌ها از ناحیه جامد به عصب رسیده و مقادیر آن بسیار بالا خواهد بود.



شکل ۱۳: جابه‌جایی محیط جامد

بیشینه جابه‌جایی برای محیط سیال ۰,۰۱۸۷ میلی‌متر بوده است که در مقایسه با بیشینه محیط جامد بسیار ناچیز است، اما همانطور که در شکل دیده می‌شود کل ناحیه تاندون‌ها و عصب را تحت تاثیر قرار داده است. با توجه به جابه‌جایی مربوط به شبیه‌سازی تورم تاندون و شبیه‌سازی فشردگی تونل نتیجه می‌شود تورم تاندون‌ها موضعی بوده ولی فشردگی تونل کل ناحیه را متأثر می‌سازد، لذا فشردگی تونل تاثیر بیشتری در بروز این عارضه خواهد داشت.



شکل ۱۴: جابه‌جایی محیط سیال

در اثر حرکات مکرر و مداوم دست تونل میچ توسط استخوان‌های میچ فشردگی می‌شود [۱۷]. شبیه‌سازی فشار از سمت استخوان‌ها (فشار بر قسمت بالایی) نیز مدل شده است. در این تحلیل بارگذاری سطح بالا تا ۴۰ کیلوپاسکال انجام شده و تاثیر آن بر عصب و تاندون‌ها مشاهده گردیده است. این فشار مانند حالت قبل باعث جابه‌جایی در تاندون‌های نزدیک به دیواره و عصب می‌شود و تمامی ناحیه را متأثر می‌سازد. از این شبیه‌سازی نیز نتیجه می‌شود فشردگی میچ دست آثار مخرب تری نسبت به تورم تاندون‌ها بر عصب می‌گذارد. همچنین شبیه‌سازی تورم تاندون‌های دیگر انجام گردیده که منطبق بر نتایج هستند.

۳- نتیجه‌گیری

فشردگی ناحیه میچ در هر حالت نسبت به تورم دو تاندون همزمان نزدیک به عصب، تاثیر مخرب تری دارد. انتقال تنش بوسیله سیال برای عصب خطرناک نبوده و مقادیر فشار سیال در مقایسه با تنش‌های محیط تاندون‌ها بسیار کمتر است.

حالت بحرانی و درد برای عصب زمانی است که تاندون‌ها یا دیواره مستقیماً به عصب برخورد کند و تنش‌ها مستقیماً به عصب وارد گردند.

در شکل (۱) حوزه تحت فرمان عصب مورد مطالعه نشان داده شده است. لذا درد و بی‌حسی در انگشت کوچک دست به هیچ عنوان نشانه این بیماری نیست اما درد و بی‌حسی در انگشتان دیگر و یا میچ می‌تواند از نشانه‌های این بیماری باشد. فشردگی تونل حالت بحرانی و خطرناک می‌باشد و کل ناحیه تاندون‌ها و عصب را تحت تاثیر قرار می‌دهد. حالت بحرانی برای تورم تاندون‌ها زمانی است که همه یا اکثریت تاندون‌ها متورم شده و این تغییرات سبب تنگ شدن شدید تونل و برخورد عصب با تاندون و دیواره تونل می‌گردد.

برخورد عصب با دیواره و تاندون سبب افزایش اصطکاک و درد فراوان در دست خواهد شد. لذا در حرکات مداوم دست باید حرکات درست دست رعایت گردند تا از ابتلا به این بیماری جلوگیری شود.

آنچه سبب این بیماری می‌شود، فشار و استرس بر عصب گذرنده از ناحیه میچ دست است. لذا حرکات دست در هر کار و هر زمان و مکانی باید طوری بهینه گردند که کمترین فشار بر عصب این ناحیه وارد آید.

- [1] http://www.ninds.nih.gov/disorders/carpal_tunnel/detail_carpal_tunnel.htm
- [2] Goetz J.E., Baer T.E., Jensen N.M., Thendens D., Lawler E. and Brown T.D., 2009, MRI-COMPATIBLE LOADING DEVICES FOR MEASUREMENT OF TENDON AND MEDIAN NERVE MOTION WITHIN THE CARPAL TUNNEL,
- [3] Burts S., Crumbie K. and Jin Y., 2013, A prospective study of carpal tunnel syndrome: workplace and individual risk factors, US National Library of Medicine National Institutes of Health,
- [4] Wang Y., Filius A., Zhao C., Passe M., Thoreson R. and Amadio P., 2014, Altered Median Nerve Deformation and Transverse Displacement during Wrist Movement in Patients with Carpal Tunnel Syndrome, US National Library of Medicine National Institutes of Health
- [5] Holmes W.R., Howarth S.J., Callaghan J.P. and Keir P.J., 2011, Biomechanical Properties of the Transverse Carpal Ligament under Biaxial Strain," Published online 31 October 2011 in Wiley Online Library (wileyonlinelibrary.com)
- [6] Mogk P.M., Keir P.J., The effect of landmarks and bone motion on posture-related changes in carpal tunnel volume,
- [7] <http://www.warm-mouse-heated-keyboard.com/>
- [8] T.D. Brown, 2007, A fluid-immersed multi-body contact finite element formulation for median nerve stress in the carpal tunnel, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, pp. 343-349
- [9] Sussman T. and Bathe K., 2008, A model of incompressible isotropic hyperelastic material behavior using spline interpolations of tension-compression test data,
- [10] Hyperelastic material, 2009, In Wikipedia, The Free Encyclopedia.
- [11] www.adina.com
- [12] Maganaris N. and John Paul P., 1999, In vivo, human tendon mechanical properties, *Journal of Physiology*, pp.307—313
- [13] Miura H., Higaki H., Arimura S., Mawatari T., Murakami T. and Iwamoto Y., 1999, A new friction tester of the flexor tendon, *Journal of Biomechanics*.
- [14] Scotti C., Shkolnik A., Muluk S. and Finol E., 2005, Fluid-structure interaction in abdominal aortic aneurysms: effects of asymmetry and wall thickness, *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 4, pp. 1-22.
- [15] Bathe J., Hou Z. and Ji S., 1999, Finite element analysis of fluid flows fully coupled with structural interactions, *Computers & Structures*, vol. 72, pp. 1-16.
- [16] Zhang H., Zhang X., Ji S., Guo Y., Ledezma G. and Elabbasi N., 2003, Recent development of fluid-structure interaction capabilities in the ADINA system, *Computers & Structures*, vol. 81, pp. 1071-1085.
- [17] <http://www.aanem.org/Patients/Disorders/Carpal-Tunnel-Syndrome>