تشخیص شریان درون بافت نرم از طریق مدل‌سازی حس لامسه با کاربرد در جراحی با حداقل تهاجم

علی ابویی مهریزی*[1]، سیامک نجاریان[2]، مجید معینی[3]، پدرام پهلوان[1]

۱.پژوهشگر، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر.

۲. استاد دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر.

۳. مرکز تحقیقات تروما و جراحی، بیمارستان سینا، دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تهران.

* آدرس: تهران. خیابان حافظ. دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی. abouei.ali@gmail.com

تاریخ دریافت: دی ۱۳۸۷ تاریخ پذیرش: بهمن ۱۳۸۷

[Downloaded from ijwph.ir on 2026-11-18]

چکیده

در این مقاله، برای اولین بار، به کمک روش اجزای محدود، تشخیص لامسه‌ای شریان داخل بافت و تفکیک آن از غده در جراحی با حداقل تهاجم، مدل‌سازی شده است. در این مدل‌سازی، مدل‌های دو بعدی از بافت تنها، بافت شامل غده و بافت شامل شریان بر اساس داده‌های هندسی و مقادیر دقیق فشار داخل شریان براکلی انجام شده است. با اعمال شرایط مرزی و بارگذاری یکسان بر روی تمام مدل‌ها، نمودارهای تنش برای گره‌هایی از سطح بالایی هر مدل که نقش انتقال داده‌های لامسه‌ای را دارند، استخراج شدند. سپس با مقایسهٔ این نتایج، مشخص شد که اگر مقدار تنش در این گره‌ها، یکسان و نسبت به زمان ثابت باشد، آن بافت، یک بافت تنها است؛ در غیر این صورت، اگر نمودار تنش دارای قله باشد، آن بافت، شامل شریان یا غده است. هم‌چنین مشخص شد نمودار تنش بافت شامل شریان در مقایسه با بافت شامل غده، نسبت به زمان متغیر است. در پایان، اثر تغییر پارامترهای مختلف مدل در تشخیص شریان داخل بافت از جمله ضخامت بافت، مدول الاستیسیته شریان، قطر شریان و میزان فرورفتگی حسگر لامسه‌ای در سطح بافت مورد ارزیابی قرار گرفت.

کلید واژه- بافت نرم، غده، شریان، تشخیص لامسه‌ای، روش اجزای محدود.

مقدمه

جراحی با حداقل تهاجم (Minimally Invasive Surgery) یا MIS، به نوعی از جراحی گفته می‌شود که در سطح خارجی بدن بیمار، دو الی سه شکاف به قطر تقریبی یک سانتیمتر ایجاد می‌شود و سپس جراح به وسیلهٔ ابزارهای بلند جراحی که از طریق این شکاف‌ها وارد بدن بیمار شده‌اند، به جراحی بیمار می‌پردازد. این نوع جراحی، به دلیل حداقل آسیب به بافت‌های سالم، کاهش استرس جراح و ... سبب توجّه ویژه محققان به ساخت و تجهیز ابزارهای این نوع جراحی شده است. مشکل عمده این نوع جراحی، حذف شدن حس لامسه جراح است. از این رو مجهز کردن ابزارهای جراحی به حس لامسه مصنوعی، از موضوعات تحقیقاتی جدید است (۱).

علی رغم جدید بودن این موضوع تحقیقاتی، تاکنون مطالعات نسبتاً خوبی در مورد تشخیص حضور شریان داخل بافت نرم انجام گرفته است. اما، تقریباً در تمام این مطالعات از تکنیک‌های تصویربرداری و اولتراسوند استفاده شده است که علی رغم مزایای‌شان دارای محدودیت‌هایی هستند از جمله: ۱- سخت بودن دیدن رگ‌های عمقی نسبت به رگ‌های سطحی بدن، ۲- سخت بودن تصویربرداری و ارزیابی رگ‌های کوچک نسبت به رگ‌های بزرگ و ۳- ناکارآمد بودن در رگ‌هایی که دچار گرفتگی شده‌اند. بنابراین روشی دیگر که بتواند

[Downloaded from ijwph.ir on 2026-11-18]

این محدودیت‌ها را برطرف کند، بسیار ضروری است. روش حس لامسه مصنوعی، تکنیک جدیدی برای تشخیص وجود شریان در بافت نرم در حین جراحی است. (۲و۳)

تاکنون مطالعات اندکی بر روی تشخیص شریان داخل بافت نرم به روش لامسه‌ای انجام گرفته است؛ ولی مطالعات تقریباً زیادی بر روی تشخیص غده (تومور) داخل بافت نرم با روش‌های حل عددی از جمله روش اجزای محدود انجام شده است که شباهت‌های مطالعاتی با کار این مقاله دارند(۴و۵). در یکی از مطالعات مربوط به تشخیص لامسه‌ای شریان، یک انگشت مصنوعی دارای حس لامسه ساخته شده است که تا حدودی قابلیت تشخیص نرخ پالس و شکل موج شریان مچ دست را دارا است(۶). در این مطالعه، حل عددی انجام نشده و هم‌چنین به هیچ کاربرد جراحی از این حس‌گر اشاره نشده است. در مطالعه‌ای دیگر یک پروب طویل که در انتهای آن یک آرایه از حس‌گر لامسه‌ای قرار داده شده، ساخته شده است(۷). این حس‌گر بر روی سطح بافت موردنظر فشرده می‌شود و توزیع فشار مربوط به محل فشرده شده توسط حس‌گر به صورت سیگنال الکتریکی ثبت می‌شود و از این طریق، وجود شریان داخل بافت تشخیص داده می‌شود. در این مطالعه نیز حل عددی انجام نشده است.

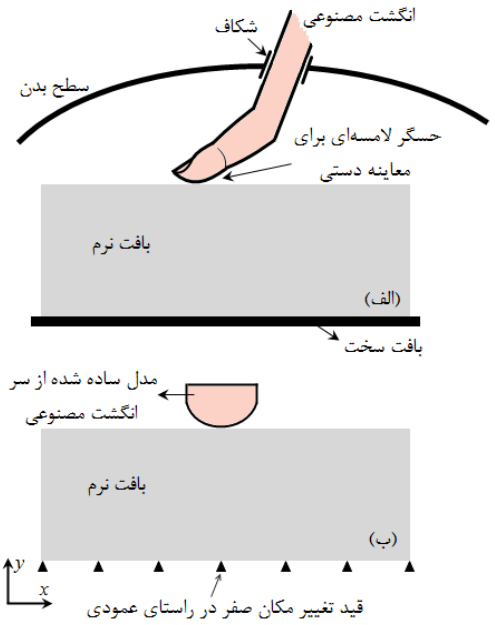
در مطالعه حاضر، با توجّه به این که تشخیص حضور شریان داخل بافت به روش لامسه‌ای، یک روش جدید است و تا کنون هیچ گونه مدل‌سازی و حل عددی از آن انجام نگرفته است، برای اولین بار، برای تشخیص وجود شریان داخل بافت نرم به روش لامسه‌ای به مدل‌سازی و حل اجزای محدود پرداخته شده است. هم‌چنین در این مطالعه چگونگی تفکیک شریان و غده داخل بافت نرم بیولوژیکی از یکدیگر بررسی شده است و اثر پارامترهای مدل مثل قطر و مدول الاستیسیته شریان در تشخیص شریان داخل بافت نرم ارزیابی شده است.

روش عددی

در تماس فیزیکی بین حس‌گر لامسه‌ای و شیء، با توجّه به نوع طراحی حس‌گر، پارامتری از تماس به عنوان معیاری برای اندازه‌گیری و یا عاملی برای تحریک حس‌گر به کار می‌رود (۸). این معیار می‌تواند نیرو، فشار (تنش)، سختی، نرمی و ... باشد. اما، این پارامتر هرچه که باشد باید بر روی سطح جسم که تماس بین حس‌گر و شیء در آنجا صورت می‌گیرد، ظاهر شود در غیر این صورت نمی‌تواند معیار مناسبی در روش لامسه‌ای باشد (۹). در مطالعه حاضر برای مدل‌سازی فرآیند معاینه دستی (که روش تشخیص خصوصیات فیزیکی بافت از طریق لمس دست پزشک یا ابزار بلند جراحی مجهز به

[Downloaded from ijwph.ir on 2026-11-18]

حس لامسه مصنوعی با آن بافت است)، تغییر مکان مشخصی بر روی نقاط مختلف سطح بافت توسط حسگر لامسه‌ای (انگشت) مطابق شکل۱ اعمال می‌شود. در قسمت «الف» از شکل۱ شماتیکی از واقعیت معاینه دستی و در قسمت (ب) از این شکل مدل ساده شده برای حل اجزای محدود ارایه شده است. برای تکمیل شبیه‌سازی اثر معاینه دستی (حرکت سر انگشت در هنگام تماس با بافت تنها در راستای y فرض می‌شود)، سطح پایینی مدل در راستای y ثابت شده است. از پارامتر تنش به عنوان معیار تشخیص در مدل‌سازی استفاده شده است.



شکل (۱): (الف) تماس انگشت مصنوعی با بافت نرم در جراحی با حداقل تهاجم و (ب) مدل ساده شده از قسمت (الف) برای حل اجزای محدود.

بیان مسأله

در بسیاری از جراحی‌های با حداقل تهاجم، جراح به دلیل از دست دادن حس لامسه خود، نمی‌تواند نسبت به شرایط داخل بافت بدن بیمار آگاهی پیدا کند. مسأله مورد مطالعه در این مقاله، بررسی حضور شریان و تفکیک آن از یک جسم خارجی به عنوان غده در داخل بافت نرم بیولوژیکی است. با الگوبرداری از معاینه دستی پزشک و مدل‌سازی آن به روش اجزای محدود، تغییرات ظاهر شده در سطح بافت، مطالعه شده است.

مدل‌سازی، ساده‌سازی و فرضیات

در این مدل‌سازی سه مدل بر اساس داده‌های هندسی و فشار داخل شریان براکلی ایجاد شده است (۸). در این بخش، از سه مدل بافت با ابعاد هندسی یکسان و برابر ۳۰×۸۰ میلیمتر و یک حسگر لامسه‌ای که عمل ایجاد فرورفتگی (Indentation) در سطح بافت را شبیه‌سازی می‌کند، استفاده شده است. شماتیکی از این مدل به همراه حسگر لامسه‌ای در شکل۲ نشان داده شده است. قطر غده در مدل «ب» از شکل ۲، ۱۰ میلیمتر در نظر گرفته شده است. در مدل«ج» از شکل۲، شریانی (شریان براکلی) با قطر داخلی ۴.۵ میلیمتر و ضخامت ۰.۶۳ میلیمتر و فقط یک پالس آن مدل شده است.

در تمام مدل‌سازی‌ها، بافت، شریان و غده، موادی با خاصیت الاستیک و ایزوتروپیک فرض شده‌اند. ضریب

[Downloaded from ijwph.ir on 2026-11-18]

الاستیسیته بافت نرم و شریان به ترتیب برابر ۵۰ kPa و ۴۰۰ kPa (۵) و ضریب پواسون بافت نرم، شریان و غده به ترتیب برابر ۰.۴۵، ۰.۴۹ و ۰.۳(۱۰) در نظر گرفته شده است. همچنین، ضریب الاستیسیته غده ۲۰ برابر بزرگ‌تر از بافت نرم اطراف فرض شده است (۵).

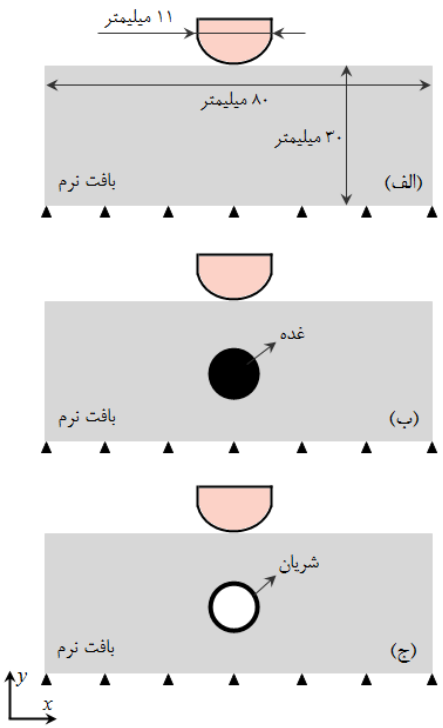
مدل المان محدود و شرایط مرزی

این مسأله به کمک نرم‌افزار ABAQUS (6.7) مدل‌سازی و حل شده است. عرض مستطیل بافت ۳۰میلی‌متر و طول آن ۸۰میلی‌متر در نظر گرفته شده تا دیواره‌های بافت به اندازه کافی از غده دور باشند و بر روی توزیع تنش در اطراف شریان و غده تأثیری نداشته باشند. فقط ضلع پایینی مستطیل در راستای فشردگی اعمال شده توسط حسگر، در راستای y ثابت شده است. در این صورت با جلوگیری از حرکت جسم صلب (Rigid Body Motion)، می‌توان مدل‌ها را حل کرد. در ضمن غده و شریان در مرکز هندسهٔ بافت فرض شده‌اند.

سطح مشترک بافت- غده و بافت- شریان به کمک دستورهای نرم‌افزار به یکدیگر چسبیده شده‌اند تا در هنگام تغییر شکل‌های به وجود آمده، پیوستگی کرنش‌ها حفظ شود. برای انجام عملیات مش‌بندی مدل از المان CPS4R (A 4-node bilinear plane stress quadrilateral) استفاده شد. این المان، یک المان صفحه‌ای با چهار گره است که برای مش‌بندی‌های منظم استفاده می‌شود.

روش به دست آوردن نتایج

هدف، به دست آوردن اثر شریان و وجود یک جسم خارجی در داخل یک بافت نرم بیولوژیکی در پاسخ به اعمال یک بارگذاری مکانیکی بر روی سطح بافت است. سپس تفاوت پاسخ بافت نسبت به وجود شریان یا غده بررسی می‌شود.



شکل (۲): سه مدل از بافت نرم: (الف) مدل بافت نرم تنها، (ب) مدل بافت نرم شامل غده و (ج) مدل بافت نرم شامل شریان.

[Downloaded from ijwph.ir on 2026-11-18]

برای این منظور از طریق یک حسگر لامسه‌ای به نقاط مشخصی از سطح بالایی سه مدل نشان داده شده در شکل۲ تغییر مکان ثابتی برابر ۱.۵ میلیمتر اعمال می‌شود. این حسگر لامسه‌ای از طریق دستورهای ایجاد تماس (Contact) در نرم‌افزار ABAQUS با سطح بالایی سه مدل در ارتباط است و به صورت استاتیکی روی سطح بافت حرکت داده می‌شود. سپس نمودار بیشینه مقدار تنش ون‌میزز در سطح تماس حسگر لامسه‌ای و سطح بالایی بافت نرم استخراج می‌شود.

نتایج عددی

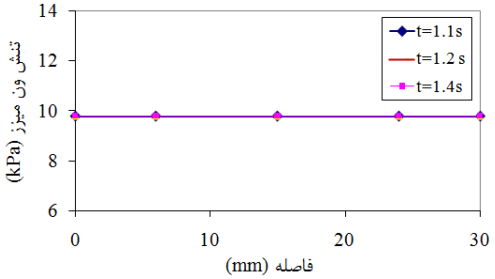
در این مدل‌سازی مدت زمان حل مسأله برابر ۲ ثانیه در نظر گرفته شده است. حسگر لامسه‌ای در مدت زمان ۱ ثانیه اول به حداکثر فرورفتگی خود می‌رسد و در طول ۱ ثانیه بعدی داده‌های فشار به سطح داخلی شریان اعمال می‌شود در حالی که حسگر لامسه‌ای در حداکثر فرورفتگی خود ثابت می‌ماند. از آن‌جا که پس از استخراج نمودارهای تنش ون‌میزز برای سطح بالایی هر سه مدل، تفاوت در شکل تنش، در بازه mm ۱۵ دو طرف شریان یا غده ظاهر می‌شد، تمام نمودارهای هر مدل برای این بازه رسم شده‌اند. با توجّه به این نمودارها نتایج زیر به دست می‌آید:

ظاهر شدن نشانه‌های وجود تومور یا شریان در سطح مدل: در شکل‌های۴،۳و۵ نمودار مقادیر بیشینه تنش ون‌میزز بر روی سطح مشترک حسگر لامسه‌ای و سطح بالایی سه مدل بافت تنها، بافت شامل غده و بافت شامل شریان در سه زمان دلخواه ۱.۱ (دیاستولیک: حداقل فشار داخل شریان)، ۱.۲ و ۱.۴ ثانیه (سیستولیک: حداکثر فشار داخل شریان) نشان داده شده است. از وجود یک قله ثابت در این نمودارها، وجود یک جسم سخت درون بافت نرم مشخص می‌شود و از نوسانی بودن نمودارها نسبت به زمان، می‌توان به وجود یک عامل ضربانی درون بافت (شریان) پی برد. همانطور که انتظار می‌رود محل قله نمودارهای۴ و ۵ دقیقاً در محل وجود تومور و شریان واقع شده است. از مقایسه نمودار شکل۵ با شکل۶ مشخص است که این نتایج مطابقت بسیار خوبی با نتایج به‌دست آمده قبلی دارند (۵و۱۰).

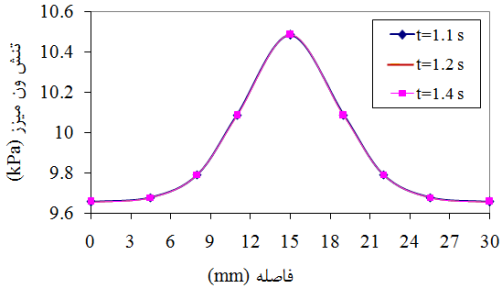
اثر تغییر قطر شریان: نمودار اختلاف تنش ون-میزز بین دو لحظه دلخواه ۱.۱ و ۱.۴ ثانیه که با ثابت نگه داشتن تمام پارامترهای مسأله (تغییر مکان حسگر لامسه‌ای برابر ۳.۸ میلیمتر است) و از تغییر قطر شریان (D) از ۳ تا ۹.۵ میلیمتر بر روی سطح بالایی بافت به دست آمده است، در شکل۷ نشان داده شده است. در تمام مدل‌سازی‌ها نسبت ضخامت شریان به قطر آن برابر ۰.۱۴ در نظر گرفته شده است(۴). همانطور که مشخص است با افزایش قطر شریان قله نمودار افزایش می‌یابد. به عبارتی دیگر با افزایش قطر شریان، اثر ضربانی شریان در

[Downloaded from ijwph.ir on 2026-11-18]

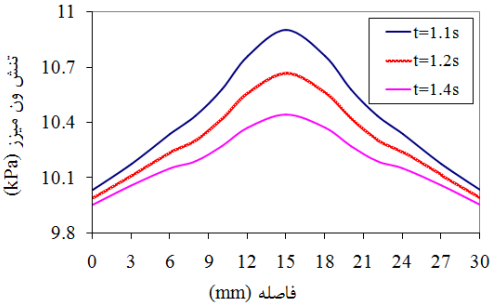
سطح مشترک حسگر لامسه‌ای و سطح بالایی بافت بهتر حس می‌شود.



شکل (۳): نمودار تنش ون‌میزز بر روی سطح بالایی مدل بافت تنها و در ۳ زمان متفاوت در طول ۱ ثانیه دوم از زمان حل مسأله.

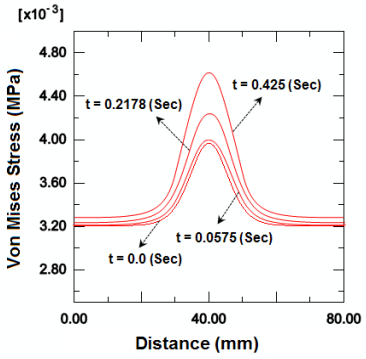


شکل (۴): نمودار تنش ون‌میزز برای سطح بالایی مدل بافت شامل غده در سه زمان متفاوت و در طول ۱ ثانیه دوم از زمان حل مسأله.



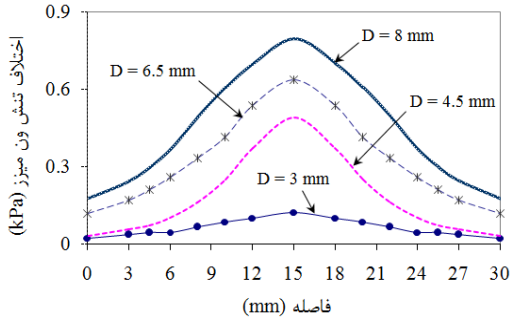
شکل (۵): نمودار تنش ون‌میزز برای سطح بالایی مدل بافت شامل شریان در سه زمان متفاوت و در طول ۱ ثانیه دوم از زمان حل مسأله.

اثر تغییر مدول الاستیسیته شریان: با ثابت نگه داشتن تمام پارامترهای دیگر مدل، سخت شدن شریان باعث کاهش قله نمودار تنش می‌شود. در شکل (۸) نمودار اختلاف تنش ون‌میزز بین دو لحظه دلخواه ۱.۱ و ۱.۴ ثانیه نشان داده شده است که با ثابت نگه داشتن تمام پارامترهای مسأله (تغییر مکان حسگر لامسه‌ای برابر ۳.۸ میلیمتر است) و تغییر مدول الاستیسیته شریان (E) از ۰.۴ MPa تا ۴.۴MPa برای سطح تماس بین حسگر لامسه‌ای و سطح بالایی بافت به دست آمده است. همانطور که مشخص است، سخت شدن شریان از طریق کاهش انتقال اثر فشار داخل شریان، باعث کاهش مقادیر تنش در سطح مشترک حسگر لامسه‌ای و سطح بالایی بافت می‌شود.

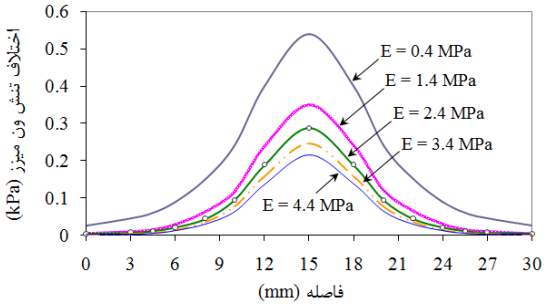


شکل (۶): نمودار تنش ون‌میزز بر روی سطح بالایی مدل بافت شامل شریان در چهار زمان متفاوت از مرحلهٔ سیستولیک(۱۰).

[Downloaded from ijwph.ir on 2026-11-18]



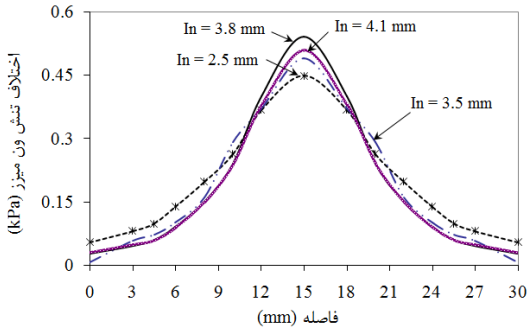
شکل (۷): نمودار اختلاف تنش ون‌میزز برای سطح مشترک حسگر لامسه‌ای و سطح بالایی مدل بافت و شریان به ازای مقادیر مختلف قطر شریان.



شکل (۸): نمودار اختلاف تنش ون‌میزز بر روی سطح مشترک حسگر لامسه‌ای و سطح بالایی مدل بافت شامل شریان به ازای مقادیر مختلف مدول الاستیسیته شریان.

اثر تغییر میزان فرورفتگی حسگر لامسه‌ای:

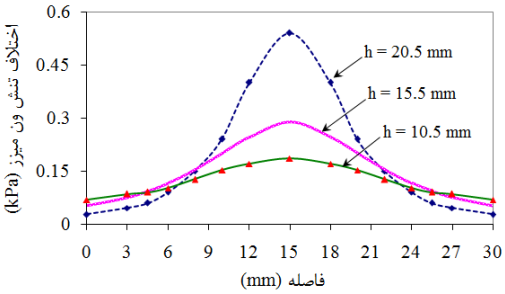
با ثابت نگه داشتن تمام پارامترهای مسأله، افزایش میزان فرو رفتگی حسگر لامسه‌ای (In)، باعث افزایش حداکثر تنش در سطح تماس حسگر لامسه‌ای و سطح بالایی بافت می‌شود. البته بعد از یک مقدار بهینه فرورفتگی حسگر لامسه‌ای (۳.۸ میلیمتر) افزایش فرورفتگی باعث کاهش تنش می‌شود که این امر در نتیجه Collapse شدن شریان به ازای مقادیر زیاد فرورفتگی حسگر لامسه‌ای رخ می‌دهد. نمودار اختلاف تنش ون‌میزز بین دو لحظه ۱.۱ و ۱.۴ ثانیه در شکل (۹) نشان داده شده است.



شکل (۹): نمودار اختلاف تنش ون‌میزز بر روی سطح مشترک حسگر لامسه‌ای و سطح بالایی مدل بافت و شریان به ازای مقادیر مختلف فرورفتگی حسگر لامسه‌ای .

اثر تغییر ضخامت بافت نرم: اگر ضخامت (h) به عنوان فاصله سطح بالایی شریان از سطح بالایی بافت نرم تعریف شود، با ثابت نگه داشتن سایر پارامترهای مسأله (تغییر مکان حسگر لامسه‌ای برابر ۳.۸ میلیمتر است) و کاهش ضخامت بافت نرم، قله تنش ناشی از فشار داخل شریان که در سطح مشترک حسگر لامسه‌ای و سطح بالایی بافت اندازه‌گیری می‌شود افزایش می‌یابد. به عبارت دیگر همانند افزایش قطر شریان، کاهش ضخامت بافت واسطه باعث می‌شود اثر فشار داخلی شریان راحت‌تر به سطح بالایی بافت منتقل شود. در شکل۱۰ نمودار اختلاف تنش ون‌میزز بین دو لحظه ۱.۱ و ۱.۴ ثانیه به ازای تغییر ضخامت بافت نرم از ۱۰.۵ تا ۲۰.۵ میلیمتر نشان داده شده است.

[Downloaded from ijwph.ir on 2026-11-18]



شکل (۱۰): نمودار اختلاف تنش ون‌میزز بر روی سطح مشترک حسگر لامسه‌ای و سطح بالایی مدل بافت و شریان به ازای مقادیر مختلف ضخامت بافت نرم.

بحث

در این مطالعه، معاینه دستی پزشک که در واقع گرفتن بافت همراه با دریافت اطلاعات لامسه‌ای است، مدل‌سازی شده است. این مدل‌سازی برای سه مدل دو بعدی از بافت مورد ارزیابی قرار گرفت: بافت، بافت-غده و بافت-شریان.

با مشاهدهٔ نمودار تنش ون‌میزز سه مدل در شکل‌های۳،۴و۵ و مقایسهٔ آن‌ها، می‌توان نتیجه گرفت که در صورت اعمال بارگذاری یکسان بر روی ضلع بالایی سه مدل نشان داده شده در شکل۲، اگر نمودار تنش برای موقعیت گره‌های بالایی مدل و زمان، ثابت باشد، بافت موردنظر، بافت تنها است و اگر نمودار تنش برای موقعیت گره‌های بالایی مدل، متغیر ولی نسبت به زمان ثابت باشد، بافت موردنظر شامل بافتی با خصوصیات مکانیکی متفاوت خواهد بود که اگر این نمودار دارای قله تنش باشد، بافت قرار گرفته داخل بافت نرم، ماده‌ای با مدول الاستیسته بیشتر از مدول الاستیسته بافت نرم خواهد بود. این نکته بیانگر وجود غده داخل بافت است. حال اگر نمودار تنش، هم نسبت به موقعیت گره‌های بالایی مدل و هم نسبت به زمان متغیر باشد، بیانگر حضور شریان داخل بافت نرم است. لازم به ذکر است که محل ظهور قله تنش در نمودارها بیانگر محل شریان یا غده است.

نتایج به دست آمده از نمودارهای۷،۸،۹و۱۰ نشان داد که افزایش قطر شریان و کاهش ضخامت بافت نرم، باعث کاهش ماده واسطه بین سطح بالایی شریان و سطح تماس بافت نرم و حسگر لامسه‌ای و بنابراین باعث افزایش انتقال اثر فشار داخل شریان بر روی سطح بالایی مدل‌ها می‌شود. افزایش مدول الاستیسیته نیز با کاهش انتقال اثر ضربانی شریان باعث کاهش کلی نمودار تنش می‌شود. افزایش میزان میزان فرو رفتگی حسگر لامسه‌ای تا یک مقدار بهینه (۳.۸ mm) باعث افزایش قله نمودار تنش می‌شود، اما به ازای مقادیر بیشتر از این مقدار به دلیل Collapse شدن شریان، نمودار تنش کاهش می‌یابد.

نتیجه‌گیری

در این مطالعه، با ارایه سه مدل‌سازی لامسه‌ای و استخراج نمودارهای تنش برای هر کدام و مقایسهٔ آن‌ها با هم، وجود شریان یا غده داخل بافت مورد بررسی قرار گرفت و مهم‌تر از آن، معیاری برای تفکیک شریان از غده

[Downloaded from ijwph.ir on 2026-11-18]

ارایه شد که این تفکیک برای جراحان در هنگام جراحی با حداقل تهاجم بسیار مفید است. همچنین اثر پارمترهای مختلف مدل در تشخیص لامسه‌ای شریان به این صورت مشخص شد: ۱- هرچه قطر شریان بزرگتر باشد، اثر شریان روی سطح بافت واضح‌تر است. ۲- هرچه ضخامت بافت کمتر باشد، اثر شریان روی سطح بافت واضح‌تر است. ۳- هرچه شریان سخت‌تر باشد، اثر شریان روی سطح بافت کم‌تر است. ۴- به ازای هر مدل، یک مقدار بهینه میزان فرورفتگی حسگر لامسه‌ای وجود دارد.

سپاسگزاری

در انتها، نویسندگان این مقاله بر خود لازم می‌دانند تا از حمایت‌های دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر در انجام این تحقیق تقدیر و تشکر کنند.

منابع

1. M.E.H. Eltaib, and J.R. Hewit, "Tactile Sensing Technology for Minimal Access Surgery-A Review," Mechatronics Journal (Elsevier Pub.), Vol. 13, No. 10, p.p. 1163-1177, 2003.

2. W.J. Peine, S. Son, and R.D. Howe, "A Palpation System for Artery Localization in Laparoscopic Surgery", First International Symposium on Medical Robotics and Computer-Assisted Surgery, Pittsburgh, 1994.

3. W.J. Peine, "Remote Palpation Instruments for Minimally Invasive Surgery," Ph.D. Thesis, Division of Engineering and Applied Sciences, Harvard University, 1998.

4. Kerdoke, A. E.; Cotin, S. M.; Ottensmeyer, M. P.; Galea, A. M.; Howe, R. D.; Dawson, S. L.; "Truth Cube: Establishing Physical Standard for Soft Tissue Simulation", Medical Image Analysis, Vol. 7, pp. 283-291, 2003.

5. S.M. Hosseini, S. Najarian, S. Motaghinasab, and J. Dargahi, "Detection of Tumors Using Computational Tactile Sensing Approach", International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, Vol. 2, No. 4, p.p. 333-340, 2006.

6. Dario, P.; Bergamasco, M.; "An Advanced Robot System for Automated Diagnostic Tasks through Palpation" IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 35, No. 2, p.p. 118-26, 1988.

7. Beasley, R.A.; Howe, R.D.; "Tactile Tracking of Arteries in Robotic Surgery", Proceedings of IEEE, International Conference on Robotics & Automation, Washington, DC, 2002.

8. A.J. Bank, D.R. Kaiser, S. Rajala, and A.Cheng., "In vivo human brachial artery elastic mechanics effects of smooth muscle relaxation", Circulation 100, 41-47, 1999

9. J. Dargahi, S. Najarian, "Human Tactile Perception as a Standard for Artificial Tactile Sensing- A Review," International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, Vol. 1, pp. 23-35, 2004.

10. A. Abouei Mehrizi, S. Najarian, M. Moini, and F. Tabatabai Ghomshe, "Tactile distinction of an artery and a tumor in a soft tissue by finite element method," American Journal of Applied Sciences, Vol. 5, No. 2, pp.83-88, 2008, USA.

[Downloaded from ijwph.ir on 2026-11-18]