



بهینه‌سازی ضرایب مدل ساختاری هایپرالاستیک بافت نرم با استفاده از الگوریتم رقابت استعماری و داده‌های تجربی

علی امارلو، میلاد کشاورز، افسانه مجری*

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیر الدین طوسی، تهران، ایران

تاریخچه داوری:

دریافت: ۳۰ تیر ۱۳۹۴
بازنگری: ۲۱ مهر ۱۳۹۴
پذیرش: ۲۷ تیر ۱۳۹۵
ارائه آنلاین: ۱۸ آبان ۱۳۹۵

کلمات کلیدی:

بافت نرم
بهینه‌سازی
الگوریتم رقابت استعماری
مدل ساختاری هایپرالاستیک
حس لامسه مصنوعی

چکیده: در این مطالعه، هدف شناسایی مدل ساختاری بافت نرم می‌باشد. به این منظور از یک دستگاه رباتیک مجهز به حس گر لامسه‌ای برای اعمال نیرو به بافت نرم استفاده شده است. بافت سینه فرد توسط دستگاه مورد معاینه قرار گرفته است و خروجی تنش و کرنش در طی دو مرحله بارگذاری و باربرداری استخراج شده است. مجموعه داده‌های دقیق تجربی برای تولید مدل ساختاری از رفتار هایپرالاستیک بافت مورد استفاده قرار می‌گیرد. هشت مدل ساختاری هایپرالاستیک برای تطبیق با داده‌های تجربی تنش-کرنش بافت نرم معرفی شده است. به منظور محاسبه بهینه پارامترهای مدل‌ها و همچنین انتخاب مدل بهینه، یک تابع هدف تعریف شده است که اختلاف میان داده‌های تجربی و مدل‌سازی می‌باشد. برای کمینه کردن مقدار تابع هدف از یک الگوریتم بهینه‌سازی قدرتمند به نام الگوریتم رقابت استعماری استفاده شده است. مدل ساختاری به دست آمده یک مدل قابل اعتماد و دارای کمترین تفاوت نسبت به رفتار طبیعی بافت است. نوآوری پژوهش حاضر در به دست آوردن یک مدل ریاضی واقعی دارای دقت بالا از بافت نرم با استفاده از داده‌های تجربی می‌باشد. از این مدل می‌توان برای پیش‌بینی رفتار مکانیکی بافت تحت معاینه پزشکی و طراحی شبیه‌ساز جراحی بافت سینه برای کمک و آموزش به جراحان استفاده نمود. از دیگر برتری‌های مهم مدل تولید شده این است که با دسته‌بندی پارامترهای به دست آمده از نمونه‌های بیمار و سالم، می‌توان محدوده‌ای مخصوص به پارامترهای بافت سالم و همچنین بافت بیمار به دست آورد. این امر کمک مؤثری در راستای تشخیص بیماری بدون استفاده از تکنیک‌های تصویربرداری و یا نمونه‌برداری از بافت است.

۱- مقدمه

سرطان به بیش از ۱۰۰ نوع بیماری اطلاق می‌شود که نقطه مشترک آنها افزایش غیر طبیعی رشد سلول‌ها در بافت‌های مختلف بدن است. علت‌های ابتلا به انواع آن بسیار متنوع است و متأسفانه در کشورهای در حال پیشرفت در مقایسه با کشورهای پیشرفته نرخ ابتلا به سرطان در حال افزایش است [۱]. کشور ایران تقریباً بالاترین نرخ رشد سرطان را در دنیا به خود اختصاص داده است و به ازای هر ۱۰۰ هزار نفر حدود ۱۵۰ نفر مبتلا به سرطان هستند. سرطان معده در میان مردان و سرطان سینه در میان زنان، رایج‌ترین انواع ابتلا به سرطان می‌باشند [۲]. آمارهای جهانی نشان می‌دهد که سرطان یکی از مهم‌ترین علل مرگ و میر است. حدود ۸/۲ میلیون مرگ و میر در سال ۲۰۱۲ در اثر ابتلا به سرطان اتفاق افتاده است [۳]. همانگونه که اشاره شد، علل ابتلا به این بیماری از شمارش خارج ولی تشخیص سریع آنها، یکی از تعیین‌کننده‌ترین عوامل در درمان و افزایش طول عمر فرد مبتلا می‌باشد.

ورود علوم مهندسی به زمینه‌های مختلف علم پزشکی باعث افزایش دقت، کاهش هزینه‌ها و مهم‌تر از آن کاهش وابستگی به فرد و خطاهای انسانی شده است. تاکنون، مطالعات تئوری از جمله شبیه‌سازی‌های عددی و همچنین پژوهش‌های تجربی در مهندسی مکانیک، کمک‌های شایانی

به علم پزشکی بخصوص در حوزه روش‌های درمانی به‌روز و پیشرفته، در مراحل تشخیص، پیگیری و درمان بیماری داشته است [۴]. در زمینه تشخیص سرطان، تغییرات خواص مکانیکی بافت ناشی از افزایش بی‌رویه تعداد سلول‌ها، مبنای استفاده از روش‌های مکانیکی شده است. در راستای تشخیص سرطان‌های بافت نرم که از متداول‌ترین انواع سرطان‌ها می‌باشند، در چند دهه اخیر تلاش‌های زیادی انجام گرفته است [۵-۷]. محور اصلی این پژوهش‌ها شناسایی و افتراق رفتار مکانیکی بافت نرم سالم و سرطانی با استفاده از روش‌های عددی و تجربی می‌باشد. حس لامسه مصنوعی^۱ یک روش نوین و در حال توسعه غیرتهاجمی^۲ است که برای تحویل خواص مکانیکی بافت نرم و تومور موجود در آن بکار برده می‌شود [۸ و ۹]. به این منظور بافت نرم تحت بارگذاری مشخصی قرار داده می‌شود و پاسخ بافت به بارگذاری مورد بررسی قرار می‌گیرد. هدف نهایی تولید یک الگوریتم و یا مدل ریاضی می‌باشد که بتواند رفتار بافت نرم را تا حد امکان مشابه بافت واقعی پیش‌بینی نماید. این مدل در موارد گوناگونی از علم پزشکی مانند تشخیص بیماری و شبیه‌سازی‌های جراحی بسیار پرکاربرد خواهد بود [۱۰]. ترکیب حس لامسه مصنوعی با مدل‌سازی‌های عددی از روش‌های پرکاربرد در فرآیندهای تشخیصی می‌باشد. اعمال صحیح خواص مکانیکی بافت نرم موثرترین عامل در صحت نتایج به دست آمده است. حسینی

1 Artificial Tactile Sensing
2 Non-Invasive

داده‌های تجربی حاصل از آزمایش بافت واقعی و تطابق آن با مدل ساختاری است. بخش سوم انتخاب یک روش برای یافتن پارامترهای ثابت معادله ساختاری است که در این پژوهش یک روش بهینه‌سازی قابل اعتماد که بتواند با داشتن مقادیر تجربی و عددی بهترین مقدار را برای پارامترهای مدل ساختاری به دست آورد به صورتیکه کمترین خطا میان مقادیر تجربی و عددی وجود داشته باشد انتخاب شده است.

یکی از متداول‌ترین مدل‌های ساختاری بافت نرم، مدل هایپرالاستیک می‌باشد. در مطالعه پیش رو، هشت مدل هایپرالاستیک برای مدل‌سازی رفتار بافت نرم سینه مورد استفاده قرار می‌گیرد. برای محاسبه پارامترهای مدل‌ها از نتایج تجربی آزمایش بالینی دستگاه روباتیک بی‌ام‌آی ۱ بر روی فرد استفاده می‌شود. این دستگاه بر مبنای روش نوین حس لامسه مصنوعی، معاینات پزشک را بصورت بسیار دقیق شبیه‌سازی می‌نماید. برای افزایش دقت پارامترهای به دست آمده در مدل‌های هایپرالاستیک از روش رقابت استعماری ۲ که توسط آتشیپز [۲۸] در سال ۲۰۰۷ معرفی شده، استفاده شده است. اساس ابداع این روش براساس راهبرد حاکم بر مسائل سیاسی-اجتماعی است و دارای سرعت و قابلیت اعتماد بالا در پردازش مسائل می‌باشد. نوآوری پژوهش حاضر در به دست آوردن یک مدل ریاضی واقعی دارای دقت بالا از بافت نرم با استفاده از داده‌های تجربی می‌باشد.

۲- تئوری‌ها و روش کار

۲-۱- داده‌های تجربی

در این مطالعه برای اعمال بارگذاری مشخص و دقیق به بافت نرم سینه از یک دستگاه جدید به نام روباتیک بی‌ام‌آی استفاده شده است. ایده اصلی این دستگاه شبیه‌سازی حس لامسه در معاینات بالینی پزشک می‌باشد. استفاده از روش‌های لمسی دارای برتری‌های غیر قابل انکاری نسبت به روش‌های تصویربرداری پزشکی (مانند ام‌آر‌آی، سی‌تی‌اسکن و ...) می‌باشد که از مهم‌ترین آنها می‌توان به حذف کاربرد اشعه ایکس و میدان‌های مغناطیسی اشاره کرد. عوارض ناشی از اشعه و میدان مغناطیسی، عموماً تکنیک‌های تصویربرداری را در زمره روش‌های مهاجم و آسیب‌رسان به بدن قرار می‌دهد.

به منظور انجام معاینات بافت نرم از دستگاهی مطابق شکل ۱ استفاده شده است. به علت پیچیدگی بسیار بالای بافت نرم سینه در ساختار فیزیولوژیکی و مکانیکی از یک حس‌گر بسیار دقیق مینیاتوری خمشی (شرکت فیوتک) برای لمس بافت و داده‌برداری نیرو استفاده شده است [۲۹ و ۳۰]. این حس‌گر مینیاتوری برای اندازه‌گیری حداکثر ۵۰۰ گرم نیرو طراحی شده است. ولتاژ تحریک اولیه حس‌گر ۵ ولت می‌باشد. ساختار مکانیکی حس‌گر این اجازه را می‌دهد که از پروب‌هایی در اندازه‌های مختلف استفاده شود. لذا به کمک این دستگاه می‌توان توده‌هایی با اندازه‌های مختلف را تشخیص داد. سطح مقطع پروب دستگاه به صورت دایره‌ای، صاف و از جنس آلومینیوم می‌باشد. یکی از ویژگی‌های این دستگاه فراهم آوردن امکان تنظیمات آن به دور از فرد است.

و همکاران [۱۱] با استفاده از یک مدل اجزا محدود الاستیک به بررسی تاثیر وجود توده در پارامترهای مکانیکی ظاهر شده در سطح بافت نرم پرداختند. مجری و همکاران [۱۲] با استفاده از فرض الاستیک بودن بافت نرم به بررسی تأثیر تغییر پارامترهای هندسی و مکانیکی توده بر پارامترهای لامسه‌ای اندازه‌گیری شده در سطح بافت و امکان تشخیص توده و افتراق توده‌های خوش‌خیم از تومورهای سرطانی پرداختند.

یکی از مهمترین ویژگی‌های بافت‌های نرم رفتار غیرخطی آنها می‌باشد. این بافت‌ها تحت تنش‌های فشاری بالا متحمل تغییرات قابل توجهی در هندسه و ساختار مکانیکی می‌شوند، در نتیجه رفتار مکانیکی غیرخطی از خود نشان می‌دهند. برای مدل کردن این رفتار غیرخطی، بافت‌های نرم به صورت ماده هایپرالاستیک در نظر گرفته می‌شوند [۱۳]. در مطالعات پیشین با فرض رفتار خطی، این بافت توسط قانون هوک تحلیل می‌شد. ولی بررسی‌های تجربی نشان داده است که در تغییر شکل‌های معمول، بافت نرم کرنش‌های بزرگ و غیرخطی از خود نشان می‌دهد، لذا فرض خطی بودن، خطای قابل توجهی را در بررسی رفتار بافت تولید می‌کند [۱۴ و ۱۵]. به علت اهمیت این موضوع، تا به امروز مدل‌سازی‌های گوناگونی روی بافت‌های نرم و مواد مشابه نظیر انواع پلیمرها، مواد عروقی [۱۶]، پلی‌وینیل‌الکل [۱۷] و موادی که از خود رفتار هایپرالاستیک نشان می‌دهند، صورت گرفته است [۱۸ و ۱۹].

فو و همکاران [۲۰] با استفاده از فرض هایپرالاستیک بوده بافت نرم نتوانستند روشی برای تخمین پارامترهای بافت نرم از قبیل سختی و نرمی را ارائه دهند. ژنگ و همکاران [۲۱] با استفاده از مدل‌سازی اجزا محدود بافت نرم قادر به استخراج پارامترهای نرمی، زبری و ضریب اصطکاک بافت شدند. تعدادی مدل‌سازی هایپرالاستیک بافت نرم نیز با استفاده از یک مدل سه بعدی نتو هوکین در سال ۲۰۱۴ انجام شده است (ژانگ و باب ویسوت) [۲۲ و ۲۳]. چنین مدلی برای شبیه‌سازی بافت نرم در جراحی باز به کمک ابزارهای رباتیک، ربات‌های جراح و محیط‌های مجازی آموزش جراحی استفاده شده است. در این راه محققان بسیاری از مدل مونی‌ریولین [۲۴] و [۲۵] به علت نتایج بهتر و تطبیق‌پذیری بیشتر با داده‌های آزمایشگاهی نسبت به سایر مدل‌ها استفاده کرده‌اند [۲۶]. سید و همکاران [۲۷] نیز با استفاده از یک مدل هایپرالاستیک دارای لزجت محدود و پلاستیسیته حجمی، یک مدل ساختاری برای بافت‌های مغز ارائه کرده‌اند که در این مدل برای تشخیص پارامترها از الگوریتم ژنتیک استفاده شده است.

باتوجه به کارها و نتایج ارائه شده در تحقیقات پیشین، در حال حاضر تمرکز محققان بر روی مدل‌های متداول‌تر در نرم‌افزارهای متکی بر روش المان محدود می‌باشد. ویژگی اصلی این مدل‌ها قابلیت حصول دقت بالاتر همراه با هزینه‌های محاسباتی کمتر است.

مدل‌سازی بافت‌های نرم را به طور کلی می‌توان در سه مرحله عمده تقسیم‌بندی نمود: بخش اول ارائه یک مدل و معادله ساختاری مناسب برای بافت است، بخش دوم استفاده از داده‌های مناسب برای به دست آوردن ضرایب مدل ساختاری ارائه شده است. متداول‌ترین روش، استفاده از

از میان الگوریتم‌های بهینه‌سازی، الگوریتم ژنتیک به علت سرعت و قابلیت اعتماد بالا در این گونه مطالعات بسیار رایج بوده است [۲۲، ۲۷ و ۳۲]. اما اخیراً الگوریتم رقابت استعماری معرفی شده است که در موارد زیادی قابلیت اعتماد و سرعت بالاتر خود را به اثبات رسانیده است [۳۳-۳۵]. در شکل ۲ نمودار گردش الگوریتم رقابت استعماری در ادامه به صورت مختصر توضیح داده می‌شود.

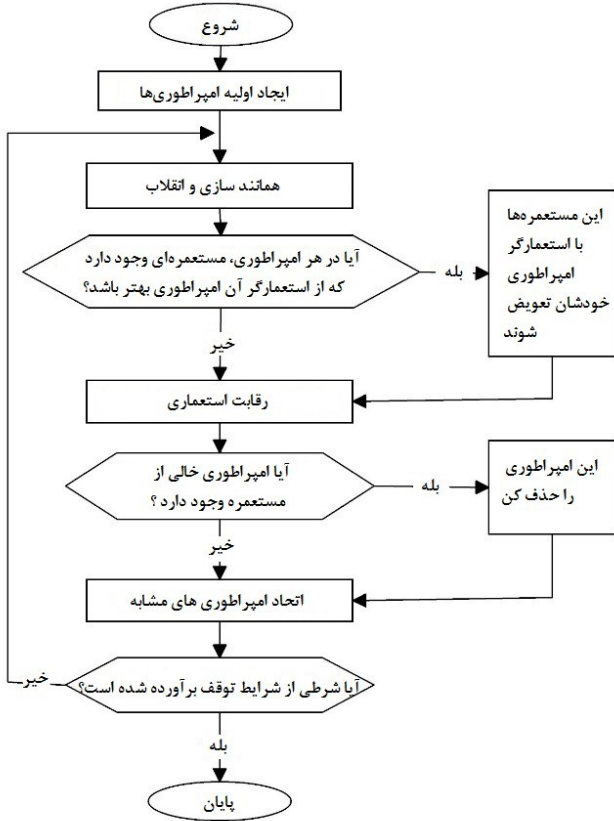


Fig. 2. Flowchart of the Imperialist Competitive Algorithm

شکل ۲: نمودار گردش الگوریتم رقابت استعماری

۲-۱- ایجاد امپراطوری‌های اولیه

این الگوریتم نیز همانند هموعان خودش با ایجاد یک جمعیت اولیه که در اینجا «کشور» نامیده می‌شوند، شروع می‌شود. هر یک از پارامترهای متغیر مسأله می‌تواند یکی از ویژگی‌های سیاسی-اجتماعی این کشورها باشد و در پایان بهترین جواب الگوریتم کشوری است که دارای بهترین ویژگی‌های سیاسی-اجتماعی تعریف شده برای کشورها باشد.

اولین گام در اجرای الگوریتم تقسیم‌بندی این کشورها به صورت اتفاقی در چند دسته بزرگتر که امپراطوری نامیده می‌شوند، می‌باشد. درون دسته هر امپراطوری، کشوری که دارای بهترین ویژگی و یا به عبارت ریاضی دارای کمترین مقدار تابع هزینه باشد، بعنوان استعمارگر آن امپراطوری انتخاب می‌شود و بقیه کشورها در هر امپراطوری مستعمره استعمارگر خویش می‌شوند.

اجزای مختلف این دستگاه در شکل ۱ نمایش داده شده است.

حس‌گرهای مینیاتوری خمشی برای اندازه‌گیری نیروهای بسیار کوچک طراحی شده‌اند و دارای تنها ۰/۱٪ خطای هیستریزس و اندازه‌گیری غیرخطی می‌باشند. پروب این دستگاه به منظور دسترسی راحت به تمامی نقاط قفسه سینه فرد به یک مکانیزم اسکارا متصل شده است. حرکت پروب به صورت یک حرکت عمودی با سرعت ثابت ۱ mm/sec می‌باشد که در راستای عمود بر قفسه سینه، بافت را به میزان مشخص فشرده نموده و سپس با همان سرعت ثابت رها می‌نماید. همچنین برای تنظیم ارتفاع دستگاه از یک میله عمودی مجهز به یک موتور ولتاژ ثابت ۱۲ ولتی استفاده شده است. این مکانیزم به منظور اندازه‌گیری مختصات کارترین نهایی پروب مجهز به دو انکودر دورانی می‌باشد. همچنین یک انکودر خطی، افزایش ولتاژ را بصورت خطی متناسب با میزان جابه‌جایی فراهم می‌کند [۳۱].



Fig. 1. Design of a tactile sensing robot called "Robotic Tactile Breast Mass Identifier (Robo-Tac-BMI)"

شکل ۱: ساختار دستگاه معاینه‌گر بافت سینه (روبوت‌کی‌ام‌آی)

در این مطالعه، داده‌های حاصل از معاینه بافت سینه یک فرد سالم با استفاده از دستگاه استخراج گردیده است. این داده‌ها شامل مجموعه مقادیر تنش و کرنش در فرآیندهای بارگذاری و باربرداری نقاط مورد معاینه می‌باشند که سپس با استفاده از یک روش بهینه‌سازی برای استخراج مدل ساختاری بافت مورد استفاده قرار می‌گیرند.

۲-۲- روش بهینه‌سازی رقابت استعماری

همانطور که در بخش‌های پیشین اشاره شد، به منظور یافتن بهترین مدل ساختاری دارای بالاترین تطابق با داده‌های تجربی، یک الگوریتم بهینه‌سازی مورد نیاز است. بهینه‌سازی در این تحقیق به دو منظور مورد استفاده قرار می‌گیرد: مورد اول، دستیابی به بهترین مدل ساختاری از میان مدل‌های ارائه شده می‌باشد و دیگری دستیابی به بهترین پارامترهای مدل ساختاری برای برآزش معادله ساختاری بر روی داده‌های آزمایشگاهی با هدف به حداقل رساندن اختلاف میان داده‌های عددی و آزمایشگاهی و یا به عبارتی کمینه کردن خطا است.

۲-۲-۲- همانندسازی

در این مرحله، درون هر امپراطوری، مستعمره‌ها شروع به تغییر کرده و سعی می‌کنند که خود را به وضعیت بهترین عضو درون مجموعه خودشان یعنی استعمارگر امپراطوری شبیه کنند. این رفتار بوسیله حرکت مستعمره‌ها به سمت استعمارگر مدل‌سازی می‌شود.

۲-۲-۳- انقلاب

به منظور جلوگیری از به‌وجود آمدن نقاط بهینه موضعی در مرحله همانندسازی، در هر امپراطوری تعدادی از مستعمره‌ها به صورت اتفاقی انتخاب می‌شوند تا به جای اینکه به سمت استعمارگر حرکت کنند، ویژگی‌های خود را به صورت اتفاقی تغییر دهند؛ این رفتار را به اصطلاح انقلاب مستعمره می‌نامند. پس از این مرحله در هر امپراطوری اگر مستعمره‌ای یافت شود که دارای وضعیت بهتر (ویژگی‌های بهتر) و یا به عبارتی تابع هزینه کمتری نسبت به استعمارگر باشد، خود بعنوان استعمارگر جدید آن امپراطوری انتخاب خواهد شد.

۲-۲-۴- رقابت استعماری

این بخش، یکی از مهم‌ترین مرحله‌های این الگوریتم است. به این صورت که ضعیف‌ترین کشورها از میان امپراطوری‌های ضعیف‌تر انتخاب می‌شوند. سپس امپراطوری‌ها در راستای گسترش قلمرو خود و تصرف این کشورها به رقابت می‌پردازند. در نتیجه رقابت کشورهای ضعیف به امپراطوری که دارای قدرت کل (شامل مجموع قدرت استعمارگر و مستعمره‌های موجود در آن امپراطوری) و همچنین بخت بیشتری است، تعلق می‌گیرد.

۲-۲-۵- حذف امپراطوری‌های ضعیف

در این مرحله، امپراطوری‌ها بررسی می‌شوند تا اگر امپراطوری وجود دارد که خالی از مستعمره شده باشد و یا قدرت کل آن از حد آستانه‌ای که قبلاً تعیین شده است، کمتر باشد، حذف شود.

۲-۲-۶- اتحاد امپراطوری‌های مشابه

در این قسمت، امپراطوری‌ها بررسی می‌شوند تا اگر دو یا چند امپراطوری وجود دارند که از حد آستانه‌ای که قبلاً تعیین شده است، شباهت بیشتری به یکدیگر دارند (شامل قدرت استعمارگر و مستعمره‌های موجود در آن امپراطوری)، با یکدیگر یکپارچه شوند و یک امپراطوری متحد بسازند.

۲-۲-۷- شرایط توقف

در پایان مراحل الگوریتم شرایط توقف بررسی می‌شود. اگر یکی از این شرایط برآورده شده باشد، فرآیند بهینه‌سازی به پایان می‌رسد و بهترین استعمارگر، به عنوان پاسخ نهایی مسأله اعلام می‌گردد. در غیراین صورت الگوریتم مجدداً به مرحله همانندسازی برمی‌گردد.

از جمله نمونه‌های شرایط توقف می‌توان به مواردی مانند پایان آستانه هزینه محاسباتی، پایان آستانه هزینه زمانی و باقی ماندن تنها یک امپراطوری اشاره نمود.

۲-۳- معادلات ساختاری هایپراالاستیک

معادلات ساختاری مواد هایپراالاستیک رایج‌ترین مدل‌های ساختاری هستند که برای شبیه‌سازی رفتار مکانیکی بافت‌های نرم مورد استفاده قرار می‌گیرند. در این معادلات، چگالی انرژی کرنشی بر حسب گرادیان تغییر شکل بیان می‌شوند که البته می‌توان به جای گرادیان تغییر شکل از سه تغییرناپذیر تانسور تغییرشکل کوشی-گرین چپ یا سه کشش اصلی استفاده کرد. اتارد در مرجع [۳۶] توضیح داده است که برای محاسبه تنش مهندسی، می‌توان از رابطه زیر استفاده کرد:

$$\sigma = \lambda \frac{\partial W}{\partial \lambda} \quad (۱)$$

که در این رابطه W چگالی انرژی کرنشی، λ کشش اصلی و σ تنش است.

شکل نهایی این رابطه برای محاسبه تنش مهندسی در حالت کشش تک محوره بصورت رابطه (۱۰) می‌باشد که توسط وروندا [۳۷] ساده‌سازی شده است.

$$\sigma = 2 \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda} \right) \left(\frac{\partial W}{\partial I_1} + \frac{1}{\lambda} \frac{\partial W}{\partial I_2} \right) \quad (۱۰)$$

$$\lambda = \varepsilon + 1 \quad (۱۱)$$

که در این رابطه ε کرنش است.

در جدول ۱، روابط مربوط به محاسبه تابع چگالی انرژی جنبشی برای هشت مدل هایپراالاستیک معرفی و معادلات مربوط به آنها ارائه شده است.

۳- نتایج و بحث

ارزیابی بالینی عملکرد این دستگاه بر روی یک فرد خانم ۳۶ ساله مراجعه‌کننده به کلینیک فوق‌تخصصی بیماری‌های سینه زنان جهاد دانشگاهی و با رعایت اصول توافق‌نامه هلسینکی انجام شده است. دو مجموعه داده‌های تنش-کرنش بارگذاری و باربرداری حاصل از معاینه بافت ثبت شده است و از آنها برای تولید مدل ساختاری بافت با استفاده از ۸ معادله ساختاری هایپراالاستیک استفاده شده است. برای به دست آوردن ضرایب مدل‌ها و همچنین انتخاب مدل بهینه از روش بهینه‌سازی رقابت استعماری استفاده شده است.

در روش بهینه‌سازی نیاز به تعریف تابع هدف است. تابع هدف (یا همان تابع هزینه که باید مقدار آن به حداقل رسانیده شود)، به صورت تابع حداقل مربعات تعریف شده و از داده‌های تجربی پرت برای افزایش احتمال همگرایی مدل با سرعت بالاتر صرف‌نظر شده است. رابطه (۱۲) نشان‌دهنده تابع هزینه می‌باشد که شامل مجموع مربعات انحراف میان تنش‌های تجربی

جدول ۱: توابع چگالی انرژی جنبشی برای مدل‌های هایپیرالاستیک

Table 1. Strain energy density function of hyperelastic models

ردیف	نام مدل	تابع چگالی انرژی جنبشی	تعداد ثوابت	توضیح نمادها
۱	تئوهوکین [۳۸]	$W = C(I_1 - 3)$	۱	C_i : پارامتر ثابت معادله
۲	مونی‌ریولین [۳۹]	$W = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3)$	۲	I_i : تغییر ناپذیر تانسور کوشی گرین
۳	چندجمله‌ای درجه ۲ [۴۰]	$W = \sum_{i,j=0}^n C_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j$	۵	N و α_i و μ_i : پارامترهای ماده
۴	اوگدن مرتبه ۳ [۴۱]	$W = \sum_{i=1}^n \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3)$	۶	λ_i : کشش‌های اصلی
۵	فانگ [۴۲]	$W = \frac{1}{2} [a(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3) + b(e^{c(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3)} - 1)]$	۳	a و b و c : ثابت‌های معادله
۶	یوه [۴۳]	$W = \sum_{i=1}^n C_i (I_1 - 3)^i$	۳	$J_m = I_m - 3$
۷	جنت [۴۴]	$W = -\mu \frac{J_m}{2} \ln \left(1 - \frac{I_1 - 3}{J_m} \right)$	۲	k_B : ثابت بولتزمن
۸	آرودا بویس [۴۵]	$\sigma = 2 \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda} \right) \left(\frac{\partial W}{\partial I_1} + \frac{1}{\lambda} \frac{\partial W}{\partial I_2} \right)$	۲	θ : دمای کلوین و $\lambda_{chain} = \sqrt{\frac{I_1}{3}}; \beta = \Gamma \left(\frac{\lambda_{chain}}{\sqrt{n}} \right)$ و Γ : تابع معکوس لانگوین

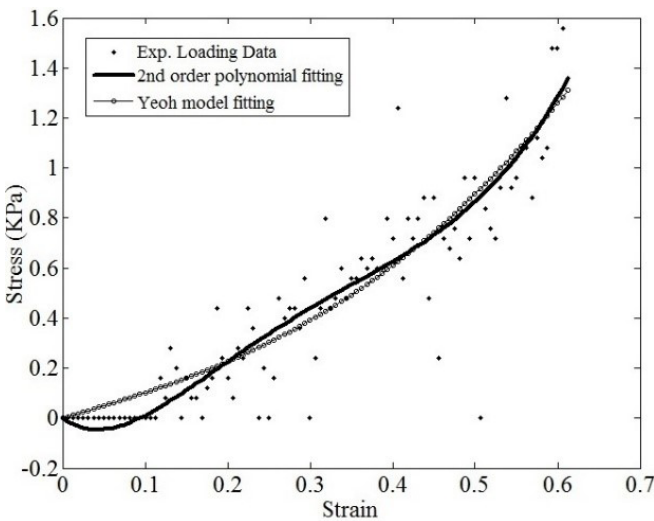


Fig. 3. Experimental data in loading test with 2nd order polynomial model fitting

شکل ۳: داده‌های تجربی در حالت بارگذاری و برازش شده توسط دو مدل هایپیرالاستیک چندجمله‌ای درجه ۲ و یوه [۴۳]

۴- نتیجه گیری

در این مقاله، یک سیستم رباتیک مجهز به حس گر فشاری لامسه‌ای برای شبیه‌سازی دقیق معاینات پزشکی و مستندسازی نتایج معاینات معرفی شده است. از این دستگاه برای معاینه بافت سینه فرد استفاده و خروجی دستگاه در قالب داده‌های تنش و کرنش ثبت گردیده است. هشت مدل مکانیکی متفاوت برای شناسایی رفتار هایپیرالاستیک بافت نرم انتخاب شدند

و تنش‌های به دست آمده توسط الگوریتم رقابت استعماری تقسیم بر تعداد داده‌ها است.

$$\text{cost function} = \frac{(\sigma_{\text{exp}} - \sigma_{\text{model}})^2}{n} \quad (12)$$

که در این رابطه σ_{exp} تنش حاصی از داده‌های تجربی و σ_{model} تنش حاصل از مدل مفروض و n تعداد داده‌ها است.

جدول ۲ نتایج حاصل از اجرای الگوریتم بهینه‌سازی رقابت استعماری شامل بهترین پارامترهای به دست آمده برای هر یک از مدل‌های هایپیرالاستیک و مقدار تابع هزینه مربوط به آن را نمایش می‌دهد.

همانگونه که در جدول ۲ مشاهده می‌شود، با توجه به مقادیر تابع هزینه در ۱۶ حالت مورد بررسی، مدل چند جمله‌ای درجه ۲ نسبت به سایر مدل‌ها بهترین تطابق را با داده‌های تجربی در هر دو حالت بارگذاری و باربرداری دارد. این مدل دارای پنج پارامتر می‌باشد که در نگاه اول ممکن است یافتن آنها در هر مجموعه از داده‌ها، طولانی و پرهزینه به نظر آید، در صورتیکه با کمک الگوریتم رقابت استعماری به سرعت و به راحتی قابل تعیین می‌باشند. پس از این مدل، مدل فانگ از لحاظ مقدار تابع هزینه و تطابق داده‌های تجربی و مدل‌سازی در رده دوم قرار دارد.

شکل ۳ منحنی مدل چندجمله‌ای درجه ۲ را که به داده‌های بارگذاری تجربی برازش شده است، در مقایسه با مدل یوه [۴۳] نشان می‌دهد. شکل ۴ نیز مقایسه برازش چندجمله‌ای درجه ۲ را در مقایسه با مدل فانگ بر روی داده‌های باربرداری نشان می‌دهد. لازم به ذکر است که داده‌های تجربی توسط نقاط بر روی نمودارها نمایش داده شده است.

جدول ۲: پارامترهای به دست آمده برای مدل‌های هایپیرالاستیک بافت نرم با استفاده از الگوریتم بهینه‌سازی رقابت استعماری و تابع هزینه مربوط به آن

Table 2. Resulted material constants of each hyperelastic model by employing the Imperialist Competitive Algorithm and the corresponding cost function

مقدار تابع هزینه		پارامترهای به دست آمده		نام مدل هایپیرالاستیک	ردیف
بارگذاری	بارگذاری	بارگذاری	بارگذاری		
۴/۵۰۰	۲/۴۷۶۰	$C_1 = -0/3392$	$C_1 = 0/2735$	نئوهوکین [۳۸]	۱
۳/۵۵۳	۱/۵۸۳۸	$C_1 = 0/8424, C_2 = -0/7331$	$C_1 = 0/7623, C_2 = -0/7119$	مونی‌ریولین [۳۹]	۲
۲/۳۱۲	۱/۴۳۶۶	$C_1 = 9/2593, C_2 = -9/7355$	$C_1 = 5/6120, C_2 = -6/0072$	چندجمله‌ای درجه ۲ [۴۰]	۳
		$C_3 = 5/1387, C_4 = -2/1972$	$C_3 = 2/0452, C_4 = -1/3920$		
		$C_5 = -8/5871$	$C_5 = -3/4745$		
		$\mu_1 = 0/1547, \mu_2 = -1/4791$	$\mu_1 = 5, \mu_2 = -8/3651$		
۲/۶۳۳	۱/۴۵۵۷	$\mu_3 = -1/9410, \alpha_1 = 8/7468$	$\mu_3 = -1/0781, \alpha_1 = -6/4096$	اوگدن مرتبه ۳ [۴۱]	۴
		$\alpha_2 = 5/917, \alpha_3 = 4/5516$	$\alpha_2 = -2/4578, \alpha_3 = -10$		
		$a = 0/5581, b = 0/0002$	$a = 0/8300, b = 0/4219$		
۲/۶۰۲	۱/۶۲۵۱	$c = 6/7889$	$c = -1/2968$	فانگ [۴۲]	۵
۲/۶۵۰	۱/۶۲۷۵	$C_1 = 0/3549, C_2 = -0/2503$	$C_1 = 0/1639, C_2 = 0/1079$	یوه [۴۳]	۶
		$C_3 = 0/2523$	$C_3 = 0/0069$		
۲/۹۵۰	۱/۶۲۷۷	$\mu = 0/4438, J_m = 1/6747$	$\mu = 0/3792, J_m = 1/8724$	جنت [۴۴]	۷
۳/۰۵۹	۱/۶۳۲۱	$C_1 = 0/3718, \beta = -1/1318$	$C_1 = 0/0672, \beta = 1/2558$	آرودا بویس [۴۵]	۸

به دست آورد. نوآوری پژوهش حاضر در به دست آوردن یک مدل ریاضی واقعی دارای دقت بالا از بافت نرم با استفاده از داده‌های تجربی می‌باشد. نتایج نشان می‌دهد که مدل هایپیرالاستیک چندجمله‌ای درجه ۲ بهترین حالت برازش را بر داده‌های بارگذاری و باربرداری دارد. پس از آن، مدل فانگ با تعداد پارامترهای کمتر بهترین تطبیق را داشته است. در نتیجه رفتار هایپیرالاستیک بافت سینه توسط مدل چندجمله‌ای درجه ۲ بهترین تطابق را با رفتار واقعی خود دارا خواهد بود. از این مدل می‌توان برای پیش‌بینی رفتار مکانیکی بافت تحت هرگونه اعمال نیرو از قبیل معاینه پزشکی استفاده نمود. همچنین امکان استفاده از این مدل برای طراحی و ساخت یک شبیه‌ساز جراحی بافت سینه برای کمک به جراحان و یا آموزش آنها فراهم است. از دیگر کاربردهای مهم مدل تولید شده این است که با دسته‌بندی پارامترهای به دست آمده از معاینه نمونه بافت‌های بیمار و سالم، می‌توان محدوده‌ای برای پارامترهای بافت سالم و همچنین بافت بیمار تعیین نمود و نتیجه را برای تشخیص سالم یا بیمار بودن یک بافت مشکوک مورد استفاده قرار داد. ذکر این نکته نیز ضروری است که اعتبار مدل به دست آمده در مواردی است که افراد توسط دستگاه معرفی شده و بارگذاری آن مورد معاینه قرار بگیرند.

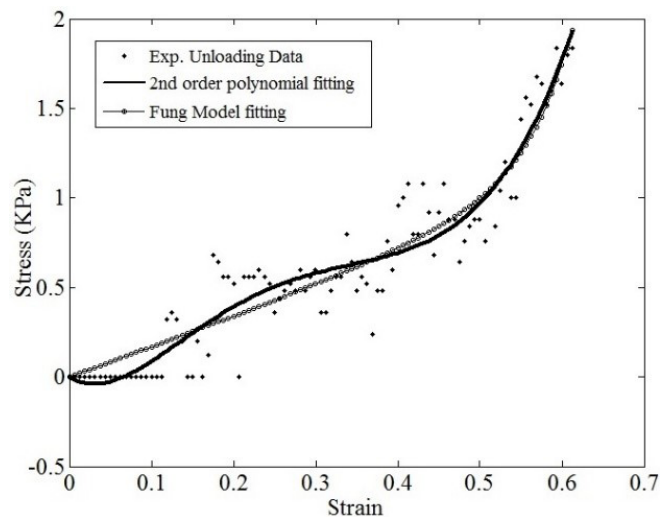


Fig. 4. Experimental data in unloading test with 2nd order polynomial model fitting

شکل ۴: داده‌های تجربی در حالت بار برداری و برازش شده توسط دو مدل هایپیرالاستیک چندجمله‌ای درجه ۲ و فانگ

و بر داده‌های تجربی حاصل از بارگذاری و باربرداری بافت نرم برازش شدند. به علت گستره زیاد داده‌های تنش- کرنش و تعداد پارامترهای مدل‌ها، یک الگوریتم بهینه‌سازی برپایه قوانین اجتماعی (الگوریتم رقابت استعماری) انتخاب شد تا پارامترهای مربوط به مدل‌ها را با حداقل خطا و با دقت بالا

فهرست علائم

ثابت معادله	a
ثابت معادله	b
ثابت معادله	c
پارامتر ثابت معادله	C_i
تغییر ناپذیر تانسور کوشی گرین	I_i
ثابت بولتزمن	k_B
تعداد داده ها	n
پارامتر ماده	N
چگالی انرژی کرنشی	W
پارامتر ماده	a_i
کرنش	ε
دمای کلوین	θ
کشش اصلی	λ
پارامتر ماده	μ_i
تنش	σ
تابع معکوس لانگوین	Γ

منابع

- [8] C. Lucarotti, C.M. Oddo, N. Vitiello, M.C. Carrozza, Synthetic and bio-artificial tactile sensing: A review, *Sensors*, 13(2) (2013) 1435-1466.
- [9] C.K. Raj, A. Revanth, K. Karthick, Tactile Sensing System Using Artificial Neural Networks, *Journal of NanoScience and NanoTechnology*, 2(1) (2014) 670-673.
- [10] A.M. Okamura, C. Simone, M.D. O'leary, Force modeling for needle insertion into soft tissue, *IEEE transactions on biomedical engineering*, 51(10) (2004) 1707-1716.
- [11] S.M. Hosseini, S.M.T. Kashani, S. Najarian, F. Panahi, S.M.M. Naeini, A. Mojra, A medical tactile sensing instrument for detecting embedded objects, with specific application for breast examination, *The international journal of medical robotics and computer assisted surgery*, 6(1) (2010) 73-82.
- [12] A. Mojra, S. Najarian, S. Hosseini, S. Towliat Kashani, F. Panahi, Artificial tactile sensing capability analysis in abnormal mass detection with application in clinical breast examination, in: *The World Congress on Engineering*, 2011, pp. 2663-2666.
- [13] H. Mehrabian, A. Samani, An iterative hyperelastic parameters reconstruction for breast cancer assessment, in: *Proc. of SPIE Vol*, 2008, pp. 69161C-69161.
- [14] F.A. Duck, Physical properties of tissues: a comprehensive reference book, *Academic press*, 2013.
- [15] T.A. Krouskop, T.M. Wheeler, F. Kallel, B.S. Garra, T. Hall, Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression, *Ultrasonic imaging*, 20(4) (1998) 260-274.
- [16] A.S. Khalil, B.E. Bouma, M.R.K. Mofrad, A combined FEM/genetic algorithm for vascular soft tissue elasticity estimation, *Cardiovascular Engineering*, 6(3) (2006) 93-102.
- [17] A. Karimi, M. Navidbakhsh, B. Beigzadeh, A visco-hyperelastic constitutive approach for modeling polyvinyl alcohol sponge, *Tissue and cell*, 46(1) (2014) 97-102.
- [18] H. Khajehsaeid, J. Arghavani, R. Naghdabadi, A hyperelastic constitutive model for rubber-like materials, *European Journal of Mechanics-A/Solids*, 38 (2013) 144-151.
- [19] M. Sasso, G. Palmieri, G. Chiappini, D. Amodio, Characterization of hyperelastic rubber-like materials by biaxial and uniaxial stretching tests based on optical methods, *Polymer Testing*, 27(8) (2008) 995-1004.
- [20] Y. Fu, C. Chui, C. Teo, E. Kobayashi, Elasticity imaging of biological soft tissue using a combined finite element
- [1] A. Jemal, F. Bray, M.M. Center, J. Ferlay, E. Ward, D. Forman, Global cancer statistics, *CA: a cancer journal for clinicians*, 61(2) (2011) 69-90.
- [2] M.E. Akbari, Interview with IRNA (Islamic Republic News Agency), in, 2014.
- [3] WHO, *The top 10 causes of death Fact sheet* N 310, in, 2014.
- [4] WHO, *World Cancer Report* 2014, in, 2014.
- [5] A.S. Khalil, R.C. Chan, A.H. Chau, B.E. Bouma, M.R.K. Mofrad, Tissue elasticity estimation with optical coherence elastography: toward mechanical characterization of in vivo soft tissue, *Annals of biomedical engineering*, 33(11) (2005) 1631-1639.
- [6] K. Parker, S. Huang, R. Musulin, R. Lerner, Tissue response to mechanical vibrations for "sonoelasticity imaging", *Ultrasound in medicine & biology*, 16(3) (1990) 241-246.
- [7] J. Kim, M.A. Srinivasan, Characterization of viscoelastic soft tissue properties from in vivo animal experiments and inverse FE parameter estimation, in: *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Springer, 2005, pp. 599-606.

- localization of clinically significant breast masses, *Journal of medical engineering & technology*, 36(1) (2012) 8-16.
- [32] X. Ning, Q. Zhu, Y. Lanir, S.S. Margulies, A transversely isotropic viscoelastic constitutive equation for brainstem undergoing finite deformation, *Journal of biomechanical engineering*, 128(6) (2006) 925-933.
- [33] E. Atashpaz Gargari, F. Hashemzadeh, R. Rajabioun, C. Lucas, Colonial competitive algorithm: a novel approach for PID controller design in MIMO distillation column process, *International Journal of Intelligent Computing and Cybernetics*, 1(3) (2008) 337-355.
- [34] A.R. Taheri, Human Socio-political Evolution and Imperialistic Competitive Algorithm Application in Optimize the Huge-Combinatorial problem, in: *International Conference of Iranian Operations Research Society*, Iran, 2009, pp. 76-79.
- [35] R. Rajabioun, E. Atashpaz-Gargari, C. Lucas, Colonial competitive algorithm as a tool for Nash equilibrium point achievement, *Computational science and its applications-iccsa 2008*, (2008) 680-695.
- [36] M.M. Attard, G.W. Hunt, Hyperelastic constitutive modeling under finite strain, *International Journal of Solids and Structures*, 41(18) (2004) 5327-5350.
- [37] D. Veronda, R. Westmann, Mechanical characterization of skin-finite deformations, *Journal of biomechanics*, 3(1) (1970) 111IN9123-122124.
- [38] R.W. Ogden, *Non-linear elastic deformations*, Courier Corporation, 1997.
- [39] P. Boulanger, M. Hayes, Finite-amplitude waves in Mooney-Rivlin and Hadamard materials, in: *Topics in finite elasticity*, Springer, 2001, pp. 131-167.
- [40] R.S. Rivlin, D. Saunders, Large elastic deformations of isotropic materials. VII. Experiments on the deformation of rubber, *Philosophical Transactions of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 243(865) (1951) 251-288.
- [41] R.W. Ogden, Large deformation isotropic elasticity-on the correlation of theory and experiment for incompressible rubberlike solids, in: *Proceedings of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, The Royal Society, 1972, pp. 565-584.
- [42] Y.-c. Fung, *Biomechanics*, Springer, 1990.
- [43] O. Yeoh, Some forms of the strain energy function for rubber, *Rubber Chemistry and technology*, 66(5) (1993) 754-771.
- and non-linear optimization method, *Inverse Problems in Science and Engineering*, 23(2) (2015) 179-196.
- [21] Y. Zhang, Y. Mukaibo, T. Maeno, A multi-purpose tactile sensor inspired by human finger for texture and tissue stiffness detection, in: *Robotics and Biomimetics*, 2006. ROBIO'06. *IEEE International Conference on, IEEE*, 2006, pp. 159-164.
- [22] G. Zhang, A. Wittek, G. Joldes, X. Jin, K. Miller, A three-dimensional nonlinear meshfree algorithm for simulating mechanical responses of soft tissue, *Engineering Analysis with Boundary Elements*, 42 (2014) 60-66.
- [23] P. Boonvisut, M.C. Cavusoglu, Estimation of soft tissue mechanical parameters from robotic manipulation data, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 18(5) (2013) 1602-1611.
- [24] M. Mooney, A theory of large elastic deformation, *Journal of applied physics*, 11(9) (1940) 582-592.
- [25] R. Rivlin, Large elastic deformations of isotropic materials. IV. Further developments of the general theory, *Philosophical Transactions of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 241(835) (1948) 379-397.
- [26] M. Pawlikowski, Non-linear approach in visco-hyperelastic constitutive modelling of polyurethane nanocomposite, *Mechanics of Time-Dependent Materials*, 18(1) (2014) 1-20.
- [27] T. El Sayed, A. Mota, F. Fraternali, M. Ortiz, A variational constitutive model for soft biological tissues, *Journal of biomechanics*, 41(7) (2008) 1458-1466.
- [28] E. Atashpaz-Gargari, C. Lucas, Imperialist competitive algorithm: an algorithm for optimization inspired by imperialistic competition, in: *Evolutionary computation*, 2007. CEC 2007. *IEEE Congress on, IEEE*, 2007, pp. 4661-4667.
- [29] A. Mojra, S. Najarian, S.M. Towliat Kashani, F. Panahi, M. Yaghmaei, A novel haptic robotic viscogram for characterizing the viscoelastic behaviour of breast tissue in clinical examinations, *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 7(3) (2011) 282-292.
- [30] A. Mojra, S. Najarian, S.M. Towliat Kashani, F. Panahi, M.A. Tehrani, A novel robotic tactile mass detector with application in clinical breast examination, *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, 21(3) (2012) 210-221.
- [31] A. Mojra, S. Najarian, S.T. Kashani, F. Panahi, A novel tactile-guided detection and three-dimensional

networks: relation between molecular level deformation and classical statistical mechanics models of rubber elasticity, *Macromolecules*, 34(3) (2001) 614-626.

[44] A. Gent, A new constitutive relation for rubber, *Rubber chemistry and technology*, 69(1) (1996) 59-61.

[45] J. Bergstrom, M. Boyce, Deformation of elastomeric

برای ارجاع به این مقاله از عبارت زیر استفاده کنید:

Please cite this article using:

A. Amarloo, M. Keshavarz, A. Mojra, "Optimization of Hyperelastic Constitutive Model Coefficients for Soft Tissue by Imperialistic Competitive Algorithm Based on Experimental Data" *Amirkabir J. Mech. Eng.*, 49(2) (2017) 269-278.

DOI: 10.22060/mej.2016.723



