Paramedical Sciences and Military Health
Volume 13, Number 4, Winter 2019

Original Article

Biomechanical Evaluation and Comparison of the Artificial and Natural Skin Properties Using Finite Element Method

Naser Jafari Azad[1]*, Elahe Akbari Naser[1]

[1] *Medical Equipment Department, Nedaja Health Administration, Tehran, Iran.*

Abstract

Introduction: The self-repair process cannot occur in the skin lesions, therefore, skin replacements are used due to the formation of a scar, which resulted in the complete loss of skin. Artificial skin should have the same specifications as the natural skin. The finite element methods were used in this study to evaluate the biomechanichal properties of natural and artificial skins.

Materials and methods: Due to the structure of artificial skins, we compared them based on the numerical solutions by finite elements software. The results of the artificial silicon and polyurethane skin properties were analyzed and compared with the natural skin.

Results: The amount of stress in the natural skin texture was more than the silicone and polyurethane skins. Polyurethanes showed more similar behavior with natural skin in the stress production. The behavior of tissues and the numerical value results of the artificial tissues was similar with the natural skin texture regarding to strain evaluation.

Discussion and Conclusion: Regarding the small differences in the artificial silicone and polyurethane skin tissues, both of them can be used as a substitute of natural skin.

Keywords: Artificial skin, Finite element analysis, Silicone, Polyurethane, Skin biomechanical properties

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-11-24]

*(Corresponding Author) Naser Jafari Azad, Medical Equipment Department, Nedaja Health Administration, Tehran, Iran.
Email: Naserjafari70@gmail.com

مقاله تحقیقاتی

مجله علوم پیراپزشکی و بهداشت نظامی
سال سیزدهم، شماره چهار، زمستان ۱۳۹۷

بررسی و مقایسه بیومکانیکی خواص پوست مصنوعی و طبیعی در روش المان محدود

ناصر جعفری آزاد*[۱]، الهه اکبری ناصر[۱]

[۱] بخش تجهیزات پزشکی اداره بهداشت امداد و درمان نداجا، تهران، ایران

چکیده

مقدمه: از آن جا که ترمیم خود به خودی در درمان آسیب دیدگی‌های پوستی نمی‌تواند اتفاق افتد، بدلیل تشکیل scar و در نتیجه از دست رفتن کامل پوست، از جایگزین‌های پوستی استفاده می‌شود. پوست مصنوعی می‌بایست با پوست طبیعی دارای خصوصیات هم سان باشد. در این مطالعه از روش‌های حل عددی المان محدود به منظور بررسی و مقایسه بیومکانیکی خواص پوست مصنوعی و طبیعی استفاده شده است.

مواد و روش‌ها: با توجه به ساختار پوست‌های مصنوعی اقدام به مقایسه آنها به صورت حل عددی توسط نرم افزارهای المان محدود کردیم. با در نظر گرفتن خواص پوست‌های مصنوعی سیلسکون و پلی یورتان و مقایسه نتایج آنالیز آنها با پوست واقعی اختلافات حاصله را بررسی کردیم.

یافته‌ها: مقدار تنش در بافت طبیعی پوست از خواص سیلیکونی و پلی یورتانی بیشتر می‌باشد و هدف در ساخت اجزای مصنوعی عملکردی نزدیک‌تر به عملکرد طبیعی می‌باشد از این رو پلی یورتانی در قسمت تنش‌های ایجاد شده رفتارش نزدیک‌تر به بافت طبیعی مشاهده شد. در بررسی‌های کرنشی مشاهده شد رفتار بافت‌ها و مقدار عددی میزان کرنش‌های بافت‌های مصنوعی برابر با بافت طبیعی می‌باشد.

بحث و نتیجه‌گیری: با توجه به اختلاف اندک در بافت‌های مصنوعی سیلیکونی و پلی یورتانی هر دو جهت استفاده به عنوان جایگزین پوست طبیعی می‌توانند از نظر مکانیکی مفید باشند.

کلمات کلیدی: پوست مصنوعی، آنالیز المان محدود، سیلیکون، پلی یورتان، بیومکانیک پوست

مقدمه

پوست بخشی از دستگاه پوششی بدن است. بخش‌های دیگر این دستگاه مو، ناخن و غشاء مخاطی هستند. پوست متشکّل از سه لایه اصلی است (۱-۳): روپوست (اپیدرم) که لایه نازک‌تر خارجی می‌باشد. درم که لایه ضخیم‌تر داخلی است. هیپودرم که پوست را به بافت‌های ماهیچه‌ای متصل می‌کند (۴).

پوست لایه‌های ضخیمی از سلولهای مسطح می‌باشد. پوست با دارا بودن سطح متوسطی حدود ۲ متر مربع (۲/۵ یارد مربع)، یکی از بزرگ‌ترین اعضا بدن است. پوست یک سد محافظتی بین محیط جهان اطراف با عضلات، اعضای درونی و رگهای خونی و اعصاب بدن تشکیل می‌دهد. هر چند اکثر قسمت‌های پوست ضخامتی کمتر از ۶ میلیمتر (¼ اینچ) دارند، اما پوست یک لایه محافظتی قوی است. پوست به‌طور دائم خود را از طریق ریزش سلولهای مرده و تولید سلولهای تازه، نوسازی می‌کند. در نتیجه سلولهای سطحی که به دلیل سایش، آسیبیا بیماری از دست می‌روند، سریعاً جایگزین می‌شوند. سلولهای جدید در اپیدرم که لایه فوقانی پوست است و به عنوان یک پوشش محافظتی ضخیم عمل می‌کند، ساخته می‌شوند. دستگاه پوششی سیستمی اندامی، متشکل از اندام‌های

* (نویسنده مسئول) ناصر جعفری آزاد، بخش تجهیزات پزشکی اداره بهداشت امداد و درمان نداجا، تهران، ایران.
آدرس الکترونیکی: Naserjafari70@gmail.com

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-11-24]

پوست، مو، ناخن و غدد برون ریز است.پوست تنها چند میلیمتر ضخامت دارد و در عین حال بزرگ‌ترین اندام بدن است. وزن پوست هر فرد به طور متوسط ۱۰ پوند (۴,۵ کیلوگرم) است که سطح تقریبی ۲۰ فوت مربع (۱,۸۶متر مربع) را می‌پوشاند.پوست پوشش بیرونی بدن را تشکیل می‌دهد و مانعی را ایجاد می‌کند تا از بدن در مقابل مواد شیمیایی، بیماری‌ها، نور ماورای بنفش و آسیب‌های فیزیکی محافظت شود. مو و ناخن‌ها از پوست خارج می‌شوند تا به پوست یاری برسانند و از آن در برابر آسیب‌های محیطی محافظت کنند.غدد برون ریز دستگاه پوششی، عرق، چربی و موم تولید می‌کنند تا سطح پوست را خنک کنند، از آن محافظت کنند و مرطوبش نمایند (۵، ۶).

پوست مصنوعی پوستی است که در آزمایشگاه‌ها رشد داده می‌شود و می‌تواند به عنوان پوستی جایگزین برای افراد دچار آسیب‌های پوستی (مانند سوختگی، بیماری‌های پوستی و...) استفاده شود. آسیب شدید به قسمت زیادی از پوست باعث دهیدراسیون و عفونت می‌شود که ممکن است باعث مرگ انسان شود.راه‌های مرسوم برای مقابله با از دست رفتن بخش زیادی از پوست، پیوند از پوست فرد دیگرییایک جسد است. نقطه ضعف این روش نبود پوست کافی برای این کار است، در حالی که احتمال موفق نبودن عمل و نپذیرفتن پوست جدید توسط بدن یا عفونت نیز وجود دارد. تا زمانی که در اواخر قرن بیستم، پیوند پوست از پوست خود بیمار انجام می‌شود. زمانی که مقدار بسیار زیادی از پوست فرد آسیب دیده این روش با مشکل مواجه است.پوست ساخته شده از مواد مصنوعی، توسط F.Bruke محقق دانشگاه MIT اختراع شد. در دهه ۱۹۷۰، آن‌ها پلیمری با فیبر کولاژن و مولکولهای شکر ساختند. یک سطح کوچک پر از منفذ تشکیل می‌دهیم. زمانی که سطح پرمنفذ بر روی زخم قرار می‌گیرد، سلول‌های پوستی اطراف آن به نظر می‌رسد تشویق می‌شوند تا سریعتر شروع به فرایند درمان کنند. این اجازه می‌دهد که روند درمان با سرعت بسیار بیشتری ادامه یابد. آن‌ها همچنین پوستی از غضروف کوسه و پوست گاو ساختند. زمانی که این پوست خشک و استریلیزه می‌شود، آن را به غشاهای نازکی تبدیل شود که می‌تواند مانند درم عمل کند. سپس سیلیکون را می‌توان اضافه کرد تا لایه بالایی محافظی مانند اپیدرم ساخته شود. این لایه اضافه شده از درم جدید و مایعات درون بدن به خوبی محافظت می‌کند. درم مصنوعی به رگ‌های خونی اجازه می‌دهد که رشد کنند، اما نمی‌تواند پیاز مو و غدد عرق را تولید کند. در اواخر دهه ۱۹۷۰، محققان پزشکی شروع به آزمایش با پوست مصنوعی بر روی بیمارانی کردند که گزینه دیگری نداشتند. در سال ۱۹۸۱ دو جراح از بوستن طراحی جدیدی از پوست مصنوعی به نام Integra را به دست آوردند. Integra باعث می‌شود که پوست سالم شروع به ایجاد لایه درم جدیدی کند که می‌تواند جایگزین درم‌های آسیب دیده شود (۷، ۸).

در مهندسی بافت ابتدا یک ماده متخلخل به عنوان ماتریکس خارج سلولی یا داربست برای رشد سلول‌ها تهیه شده و سپس عوامل رشد بر روی آن قرارمی گیرد. پس از رشد مناسب سلولها در فضای تخلخل‌ها، داربست از محیط آزمایشگاه به درون بدن موجود زنده منتقل می‌شود. به تدریج ر گها به داربست نفوذ می‌کنند تا بتوانند سلو لها را تغذیه نمایند. در بافت‌های نرم بدن الزاماًداربست تخریب شده و بافت جدید جایگزین آن میشود ولی در بافت‌های سخت، می‌توان از موادی بهره گرفت، که لزوماً تخریب پذیر نباشند. در مهندسی بافت از بسیاری از علوم مهندسی برای نیل به این هدف استفاده می‌شود. بیولوژیست‌های سلولی و مولکولی، مهندسین مواد پزشکی، طراحان شبیه ساز کامپیوتر، متخصصان تصویر برداری میکروسکوپی و مهندسان رباتیک و نیزبسیاری تجهیزات پیشرفته نظیر بیوراکتورها که بافت‌ها در آنجا رشد کرده و تغذیه میشود، همگی به نوعی در تحقیقات مهندسی بافت سهیم هستند. بافت‌های مصنوعی انسانی نظیر پوست، کبد، استخوان، ماهیچه، غضروف، تاندون، ر گهای خونی از جمله مواردی هستند که تاکنون بررسی شده‌اند. هدف اولیه کاشتنی‌های مهندسی بافت، شناسایی، ترمیم و بازسازی عیوب و نارسایی‌های بافتی است که برای آن اصول مهندسی و اصول بیولوژیک با هدف تولید جایگزین‌های کامل بافت‌های انسانی ترکیب می‌شوند (۹، ۱۰).

از مهم‌ترین اهداف این مطالعه بررسی تفاوت‌های بین پوست‌های مصنوعی با خواص سیلسکون و پلییورتان و بررسی و مقایسه آن‌ها با خواص پوست‌های طبیعی میباشد. استفاده از روس‌های المان محدود باعث کاهش صرف هزینه و زمان در مقایسه با تحقیقات آزمایشگاهی خواهد بود لذا به دست آوردن نتایج عددی نزدیک به نتایج آزمایشگاهی میتواند استفاده از شیوه المان محدود در این گونه

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-11-24]

مطالعات را مفید معرفی نماید. این مطالعه بر اساس استفاده از قوانین نئو – هوک خواص هایپر الاستیک بافت مصنوعی و طبیعی مورد ارزیابی قرار خواهد گرفت در نتیجه آن میزان عملکرد بافت‌های مصنوعی نسبت به بافت‌های طبیعی تخمین زده خواهد شد.

مواد و روش‌ها

جهت طراحی پارت‌های اولیه از نررم افزار سالیدورک استفاده شد. این نرم افزار دارای ماژول‌های پارت، درائونگ و اسمبلی میباشد که در ماژول پارت اقدام به طراحی و در ماژول اسمبلی قطعات طراحی شده در جای خود قرار میگیرند.

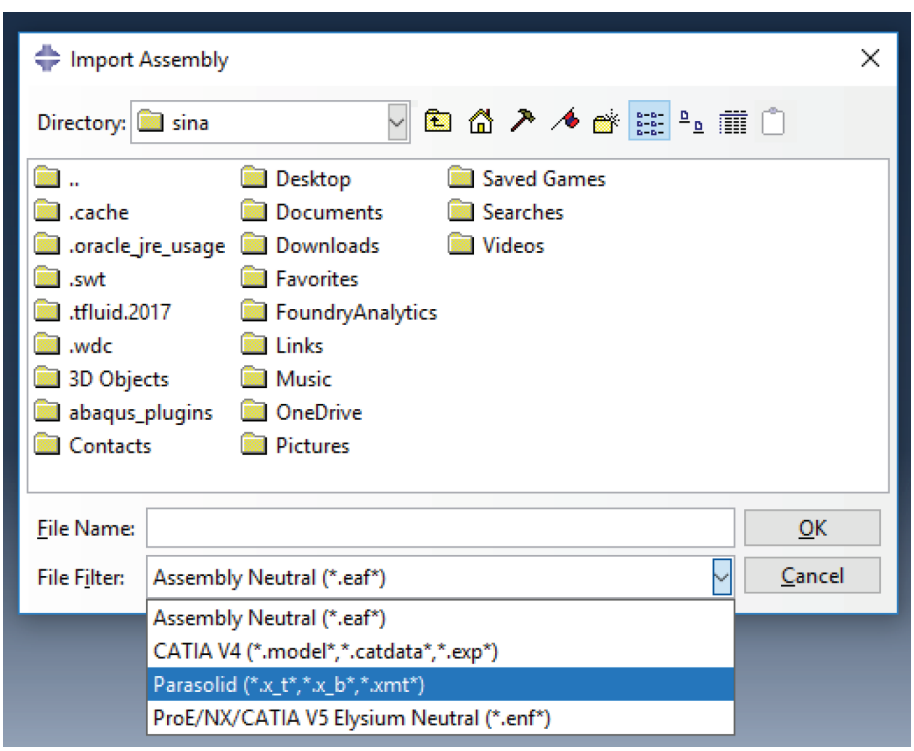
نرم‌افزار آباکوس از جمله نرم‌افزاری‌های قدرتمند مهندسی به کمک رایانه در زمینه تحلیل به روش اجزاء محدود FEM در بازار است.. آباکوس قابلیت حل مسایل از یک تحلیل خطی ساده تا پیچیده‌ترین مدلسازی غیر خطی را دارا می‌باشد.

جهت وارد کردن مدل در نرم افزار ابتدا از طریق منوی FILE گزینه ایمپورت را انتخاب نموده ایم و با انتخاب فایل ذخیره شده در محل مورد نظر فرمت انتخابی را بر روی PARASOLID قرار داده و فایل مورد نظر را وارد نرم افزار نمودیم (شکل ۱).

دلیل انتخاب فرمت ذخیره سازی پاراسالید استفاده از حجم تو پر طراحی در نرم افزار میباشد. در غیر این صورت اجسام وارد شده در نرم افزار به صورت پوسته وارد میشوند و طی عملیاتی به حجم تو پر تبدیل خواهند شد.

در خصوص تعیین خواص بافت‌ها مورد بررسی قرار گرفته که در مجموع سه مواد میباشد دو مدل از آن به صورت الاستیک همگن و یک مورد به صورت ویسکوالاستیک در نظر گرفته شد. در مدل‌های الاستیک برای تعیین خواص سیلیکون و پلی یورتان که در ساخت پوست مصنوعی استفاده میشود، استفاده شد و در تعیین خواص پوست طبیعی انسان از تعیین مواد ویسکوالاستیک استفاده شد.

جهت تعیین خواص به بخش property نرم افزار آباکوس رفته و از قسمت الاستیک مدول الاستیک و ضریب پواسون را برای مواد تعیین نمودیم. در این ماژول، شما نوع تحلیل یا تحلیل‌هایی که باید بر روی مجموعه مونتاژی انجام شود را تعیین می‌کنید. اینکار با تعریف گامها یا استپ‌هایی انجام می‌شود. استپ‌های موجود در آباکوس به دو دسته کلی تقسیم می‌شوند: استپ‌هایی که تحلیل‌های خطی را انجام می‌دهند و استپ‌هایی که تحلیل‌های غیر خطی را انجام می‌دهند. شما با انتخاب استپ، در حقیقت حلگر مدل خود را



شکل ۱– وارد کردن مدل با فرمت پاراسالید

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-11-24]

تعیین می‌کنید. حلگر تمام استپ‌های خطی، Abaqus/Standard است و تعداد استپ‌هایی که حلگر آن‌ها Abaqus/Standard است، به مراتب بیشتر از تعداد استپ‌هایی است که حلگر آن‌ها Abaqus/explicit است. در ماژول اینتراکشن، شما می‌توانید اندرکنشها (مانند تماس)، فیزیک حاکم براندرکنش‌ها (مانند با اصطکاک یا بدون اصطکاک بودن) و قیدهای موجود در مساله (صلب بودن برخی از پارت‌ها) را تعریف نمایید.

جهت تعیین خواص تماس‌ها از نوع برخورد tie یا گره‌ای استفاده شد. و همچنین دو گیره طراحی شده به صورت جسم صلب تعیین گشت (شکل ۲).

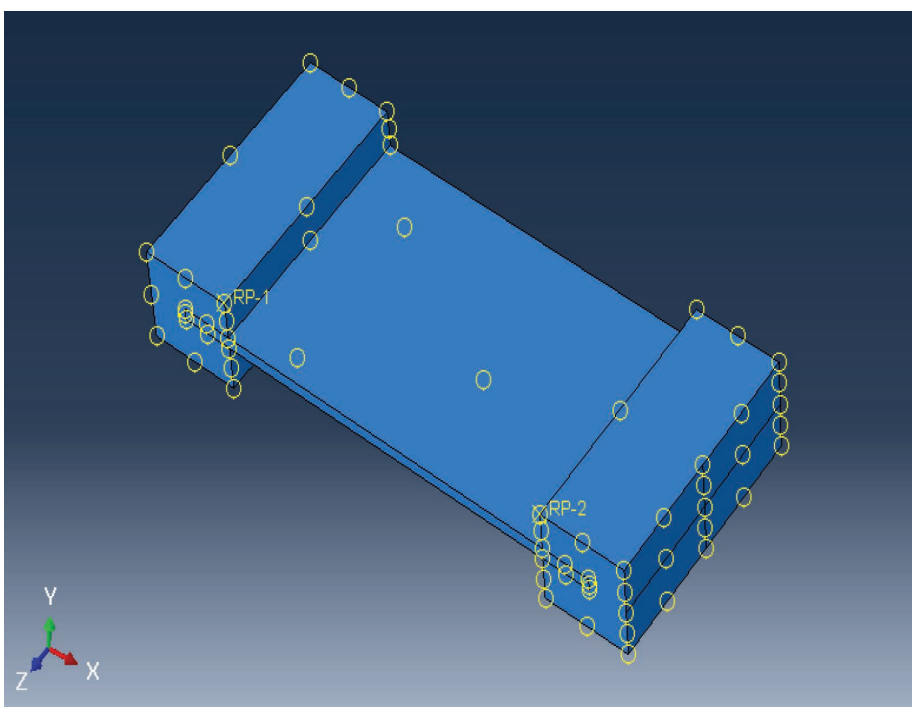
درماژول لود، شما باید شرایط مرزی، بارگذاری‌ها و شرایط اولیه (نظیر سرعت اولیه یا دمای اولیه) را تعریف نمایید. در خصوص بار گذاری‌ها یک از گیره‌ها به صورت تکیه گاه ثابت فرض شده و در خصوص گیره دوم مقدار ۱۰ میلیمتر کشش محوری بر هر یک از مواد به طور جدا گانه اعمال شد و همچنین در حالت دیگر مقدار پیچش به مقدار زاویه ۴۵ درجه برای هر یک از مواد مورد مطالعه اعمال گشت (شکل ۳).

حل صحیح یک مسئله پیچیده ریاضی به کمک روش اجزای محدود با شناخت صحیح ماهیت مسئله و روابط ریاضی حاکم بر حل میسر خواهد بود. در این میان، پس از انتخاب صحیح حلگر باید المان‌ها را مهم‌ترین رکن حل یک مسئله در اجزای محدود به شمار آورد. انتخاب نوع صحیح المان، سایز شبکه و تعداد نقاط انتگرال گیری به شکل مستقیم بر همگرایی حل و رسیدن به پاسخ مطلوب تأثیر گذار خواهد بود. از این رو ما برای المان بندی مدل از المان‌های چهار وجهی و خطی استفاده نمودیم. تعداد المان‌های استفاده شده برابر با ۱۵۰۰۰ المان و تعداد خطاهای المانی ۰ عدد تعیین شد (شکل ۴).

یافته‌ها

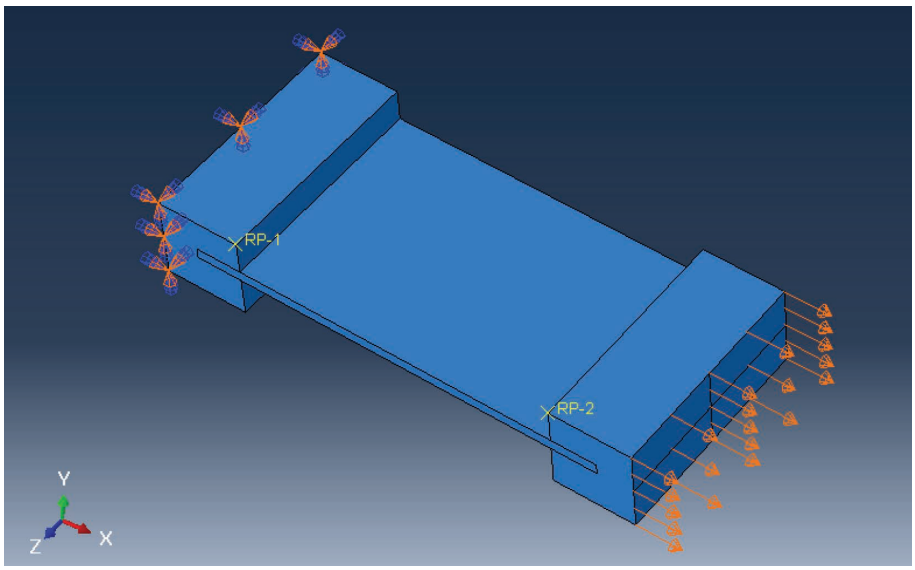
در بخش اول مقدار تنش‌های اصلی که به صورت محوری در بار گذاری بر روی هر یک از مواد سیلیکون، پلی‌اورتان و پوست اعمال شده‌اند مورد بررسی قرار گرفت.

در آنالیزهای صورت گرفته مشاهده شد مقدار تنش‌های ایجاد شده در هر یک از مواد سیلیکون، پلی‌اورتان و پوست بسیار نزدیک به هم هستند. در تنش‌های ایجاد شده مشاهده شد در حالتی که بافت ما از جنس سیلیکون می‌باشد مقدار تنش برابر با ۱/۶۷e-۱ Mpa می‌باشد در حالتی که از بافت پلیورتانی استفاده شد مقدار تنش مشاهده شده برابر با ۲/۰۷e-۱Mpa به دست آمد. و در نهایت در بافت با

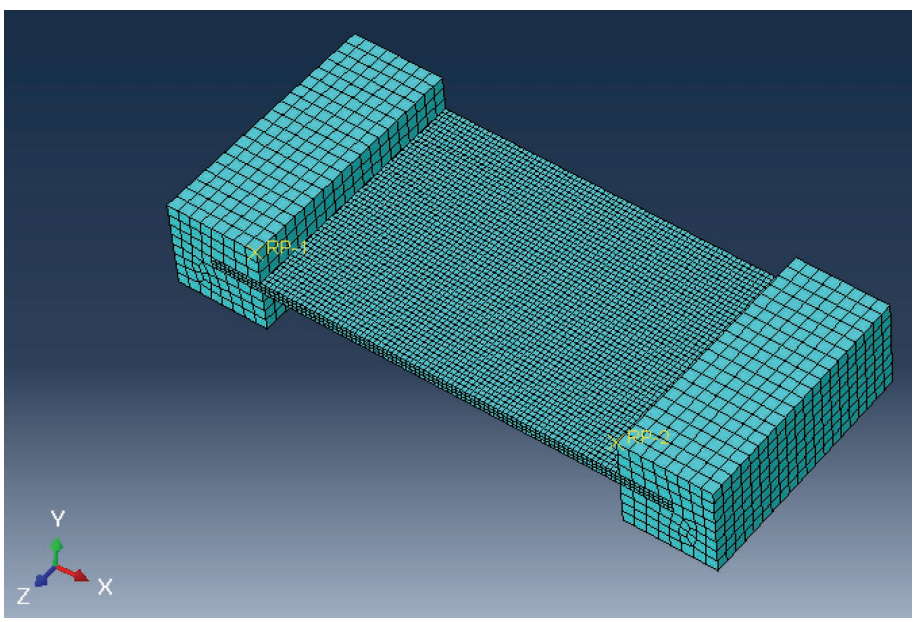


شکل ۲- طراحی ساختار پوست بین دو گیره صلب

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-11-24]



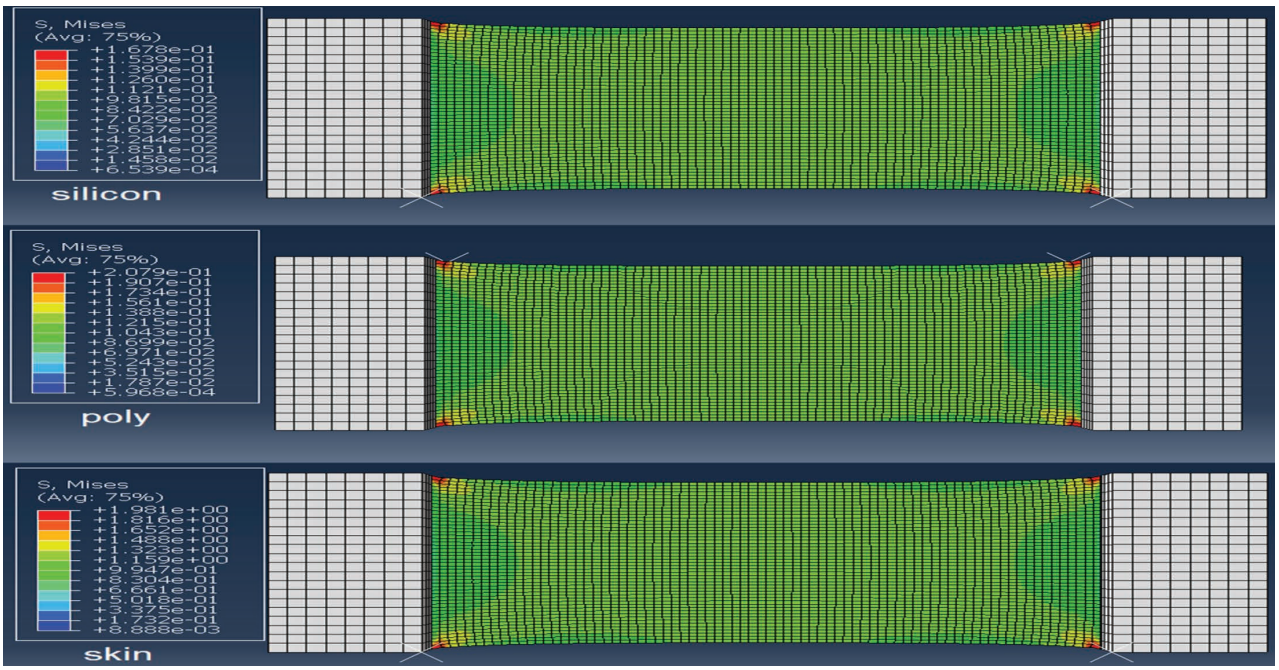
شکل ۳- تعیین شرایط مرزی برای پوست طراحی شده بین دو گیره



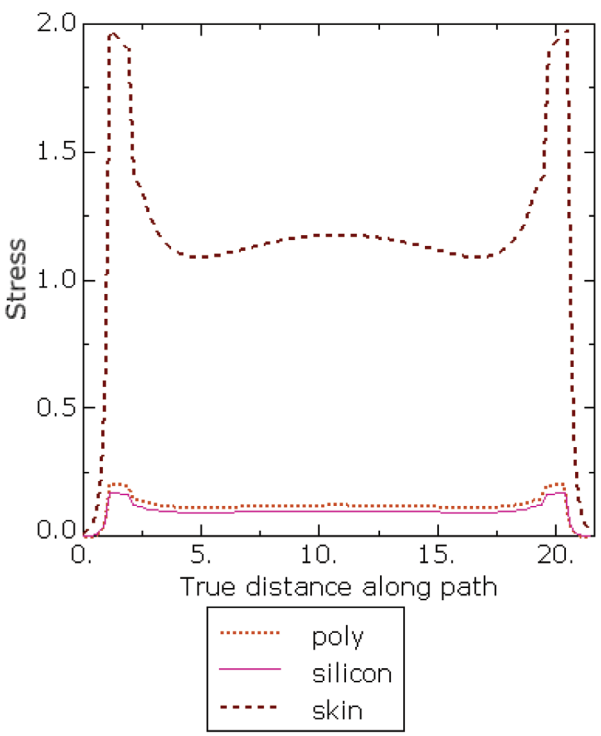
شکل ۴- المان بندی (مش بندی) پوست طراحی شده بین دو گیره

خواص پوست طبیعی مقدار تنش برابر با ۱/۹۸Mpa مشاهده شد. مقدار تنش ایجاد شده در بافت سیلیکونی کمترین مقداری بود که مشاهده شد. در بافت‌های مصنوعی پلیو سیلیکون مقدار تنش نزدیک به هم مشاهده شد و تنش ایجاد شده در پوست طبیعی دارای مقدار تقریبا ۰،۸ مگاپاسکال بیشتر از بافت‌های مصنوعی بود. در خصوص بافت‌های مصنوعی پوستی هرچه رفتار بیومکانیکی نزدیک‌تر به بافت‌های طبیعی باشد طبیعتا عملکرد بهتری را شاهد خواهیم بود. از این رو هر دو مواد پلیمری مورد بررسی نزدیک به هم بوده اما در تست کشش محوری مقدار تنش ایجاد شده برای پلیورتان نزدیک‌تر به خواص نتایج بافت طبیعی مشاهده شد. در شکل ۴-۱ مقدار تنش‌های ایجاد شده در بافت‌ها آورده شده است.در ادامه به بررسی تنش‌های ایجاد شده در طول بافت خواهیم پرداخت. تغییرات تنش در طول بافت بر اساس نموداری بر حسب طول بافت و مقدار تنش‌های ایجاد شده در هر یک از گره‌های المانی مورد بررسی قرار گرفته است، که در شکل ۵ و ۶ آورده شده است. همانطور که در شکل ۶ آورده شده است مقدار تغییرات تنش در

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-11-24]



شکل ۵- تنش‌های ایجاد شده در بافت در متریال متفاوت در تست کشش محوری

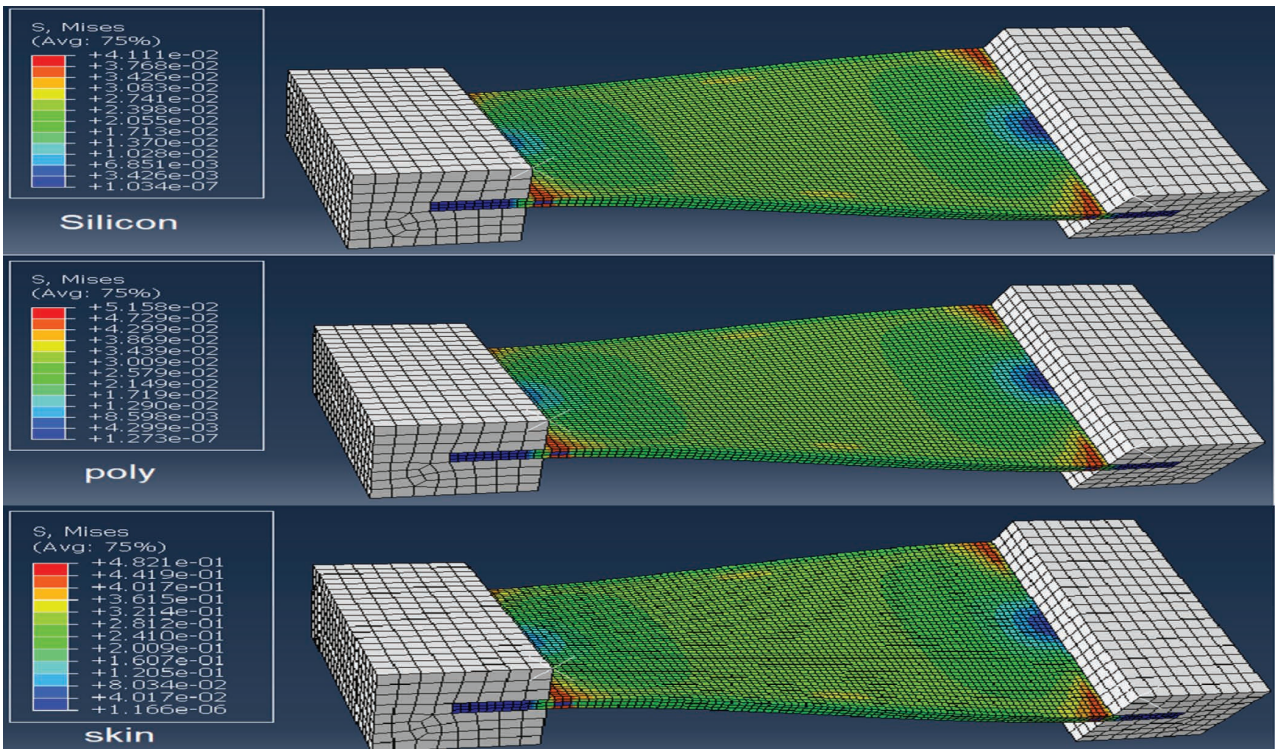


شکل ۶- تنش ایجاد شده در طول بافت در تست کشش محوری

اساس نوع توزیع تنش تقریبا در تمامی حالت‌ها رفتاری یکسان را داشته‌اند اما تفاوتی در آن‌ها مشاهده میشود مقدار عددی تنش میباشد. در بخش ابتدایی نمودار مقدار تنش به دست آمده و دلیل آن قرارگیری بافت در زیره گیره‌های تست بوده است. در ادامه افزایش تنش را مشاهده نموده است و در قسمت‌های ابتدایی بافت تنش افزایش یافته است و و در ادامه روند کاهش تنش را مشاهده نموده ایم. از این جایی که نیرو به صورت محوری اعمال شده است پس تقارن نمودار ایجاد تنش امری منطقی به حساب خواهد آمد و در مرکز بافت به دلیل خواص الاستیک و ویسکوالاستیک بافت پوست مینیمم تنش را مشاهده خواهیم نمود. مقدار عددی تنش در بافت طبیعی پوست با خواص ویسکوالاستیک از مقادیر پلیمری در بافت بیشتر مشاهده شد. دلیل افزایش تنش در این بافت خواص ویسکوالاستیک بودن آن نسبت به مواد الاستیک میباشد و امری درست طلقی خواهد شد. در ادامه به بررسی تنش‌های ایجاد شده در بافت در حالت اعمال نیروی پیچشی به مقدار ۴۵ درجه خواهیم پرداخت (شکل ۷).

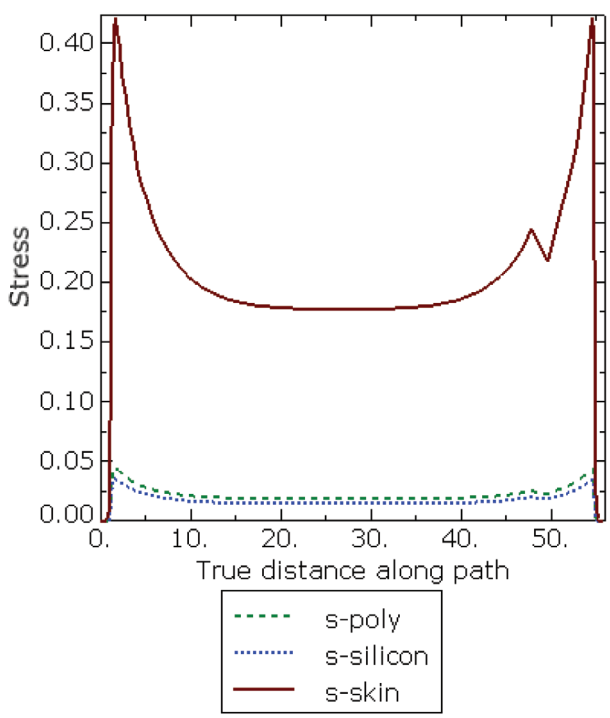
در نتایج به دست آمده مشاهد شد مقدار تنش ایجاد شده در در حالت سیلیکونی برابر با ۴/۱۱e-۲ مگاپاسکال به دست آمد. مقدار تنش ایجاد شده در حالت بافت با خواص پلیورتان برابر با ۵/۱۵e-۲ به دست آمد. در آخرین حالت مقدار تنش برای بافت با خواص پوست طبیعی مقدار تنش در بارگذاری پیچشی برابر با ۴/۸۲e-۱ مگاپاسکال مشاهده شد. مقدار تنش ایجاد شده در حالت بافت طبیعی پوست از حالت‌های پلیمری بالاتر مشاهده شد. و خواص بافت پلیورتانی در آمزنون تست پیچشی نزدیک‌تر به خواص طبیعی

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-11-24]



شکل ۷- تنش‌های ایجاد شده در بافت در حالت اعمال نیروی پیچشی به مقدار ۴۵ درجه

پوست مشاهده شد. در ادامه در نمودار ازمون تست پیچش بافت به مقدار ۴۵ درجه تغییرات تنش در طول بافت در نمودار ۴-۲ آورده شده است. تنش‌های ایجاد شده در این حالت از بارگذاری در بافت‌ها نشان داد نحوه توزیع تنش در بافت‌های مختلف به یک صورت انجام شده است اما به دلیل خواص موادی سازنده انها مقدار عددی این تنش‌های متفاوت مشاهده شد. تغییرات تنش در طول بافت با خواص پوست طبیعی دارای اختلاف عددی با بافت‌های سیلیکونی و پلیورتانی مشاهده شد. تغییرات تنش سیلیکون و رفتار توزیع تنش آن‌ها نزدیک به یکدیگر مشاهده شد و در نهایت مقدار تنش پلیورتان اندکی بیستر از سیلیکون مشاهده شد (شکل ۸).



شکل ۸- تنش ایجاد شده در طول بافت در تست پیچشی

بحث و نتیجه‌گیری

در این مطالعه با توجه به ساختار پوست‌های مصنوعی کشف شده اقدام به مقایسه آنها به صورت حل عددی توسط نرم افزارهای المان محدود پرداختیم. با در نظر گرفتن دو نوع خواص پوست‌های مصنوعی به نام‌های سیلسکون و پلی یورتان و مقایسه نتایج حاصله از آنالیز آنها با پوست واقعی اقدام به بررسی اختلافات حاصله خواهیم پرداخت. روش‌های آزمایشگاهی از روش‌های عددی دارای دقت و صحت بالاتری در نتایج هستند اما مشکلاتی مانند کمبود تجهیزات، صرف هزینه زیاد و زمان باعث می‌شود استفاده

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-11-24]

از روش‌های حل عددی المان محدود در این گونه مطالعات بسیار کار آمد باشند. پیش‌بینی می‌شود تفاوت‌هایی در بین دو نوع خواص پوست مصنوعی با یکدیگر از نظر ایجاد تنش و کرنش با یکدیگر و مقایسه آن با پوست طبیعی خواهد بود. پس از بررسی نتایج مشاهده شد در تنش‌های ایجاد شده مقدار تنش در بافت طبیعی پوست از خواص سیلیکونی و پلی یورتانی بیشتر می‌باشد و هدف در ساخت اجزای مصنوعی مشاهده عملکردی نزدیک‌تر به عملکرد طبیعی میباشد از این رو جنس پلیورتانی در قسمت تنش‌های ایجاد شده رفتار بافت نزدیک‌تر به بافت طبیعی مشاهد شد. و در بررسی‌های کرنشی بافت‌ها مشاهده شد رفتار بافت‌ها و مقدار عددی میزان کرنش‌های بافت‌های مصنوعی برابر با بافت طبیعی میباشد. در نهایت میتوان گفت با توجه به اختلاف بسیار اندک در بافت‌های مصنوعی سیلیکونی و پولیورتانی هر دو مواد جهت استفاده به عنوان جایگزین پوست طبیعی متوانند از دید نظر مکانیکی مفید باشند. با این حال پیشنهای می‌شود در خصوص خواص بافت‌هایی با تنش نزدیک‌تر با بافت طبیعی مطالعاتی در آینده صورت گیرد.

نتایج حاصل از این تحقیق در مقایسه با مطالعات قبلی نشان می‌دهد که استفاده از روش المان محدود برای پوست مصنوعی و مقایسه‌ی آن با پوست طبیعی نسبت به روش‌های آزمایشگاهی بسیار کم هزینه‌تر است و همچنین پوست مصنوعی از جنس پلی یورتان و سیلیکون از نظر مکانیکی جایگزین مناسبی می‌باشند.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته شده از پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی است. که در دانشگاه علوم تحقیقات تهران در مورخ ۹۸/۰۱/۲۵ به تصویب رسیده است. درپایان از خانم مهندس پروانه فیروزی رییس دایره مهندسی پزشکی ابهاد نداجا که در این امر مرا یاری نمودند کمال تشکر و قدردانی را داشته باشم.

References

1- Montagna W. The structure and function of skin. Netherland. Amsterdam: Elsevier. 2012 Dec 2.
2- Kapil RN, Tiwari SC. The integumentary tapetum. The Botanical Review. 1978;44(4):457.
3- Yannas IV, Burke JF. Design of an artificial skin. I. Basic design principles. Journal of biomedical materials research. 1980;14(1):65-81.
4- Holbrook KA, Odland GF. Regional differences in the thickness (cell layers) of the human stratum corneum: an ultrastructural analysis. Journal of Investigative Dermatology. 1974 Apr 1;62(4):415-22.
5- Meliga, S. C., Coffey, J. W., Crichton, M. L., Flaim, C., Veidt, M., & Kendall, M. A. (2017).The hyperelastic and failure behaviors of skin in relation to the dynamic application of microscopic penetrators in a murine model. Acta biomaterialia, 48, 341-356.
6- Tepole, A. B., Gosain, A. K., & Kuhl, E. (2014). Computational modeling of skin: Using stress profiles as predictor for tissue necrosis in reconstructive surgery. Computers & structures, 143, 32-39.
7- Cabibihan, J. J., Pattofatto, S., Jomâa, M., Benallal, A., & Carrozza, M. C. (2009). Towards humanlike social touch for sociable robotics and prosthetics: Comparisons on the compliance, conformance and hysteresis of synthetic and human fingertip skins. International Journal of Social Robotics, 1(1), 29-40.
8- Cabibihan, J. J., Chauhan, S. S., & Suresh, S. (2014). Effects of the artificial skin's thickness on the subsurface pressure profiles of flat, curved, and braille surfaces. IEEE Sens. J, 14(7), 2118-2128.
9- Oftadeh, R., Connizzo, B. K., Nia, H. T., Ortiz, C., & Grodzinsky, A. J. (2018). Biological connective tissues exhibit viscoelastic and poroelastic behavior at different frequency regimes: Application to tendon and skin biophysics. Acta biomaterialia, 70, 249-259.

[Downloaded from jps.ajaums.ac.ir on 2026-11-24]