

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

Naser Jafari Azad<sup>1\*</sup>, Elahe Akbari Naser<sup>1</sup>

<sup>1</sup> 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 biomechanical 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

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

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

ناصر جعفری آزاد<sup>۱\*</sup>، الهه اکبری ناصر<sup>۱</sup>

<sup>۱</sup> بخش تجهیزات پزشکی اداره بهداشت امداد و درمان نداجا، تهران، ایران

### چکیده

**مقدمه:** از آن جا که ترمیم خود به خودی در درمان آسیب دیدگی های پوستی نمی تواند اتفاق افتد، بدلیل تشکیل scar و در نتیجه از دست رفتن کامل پوست، از جایگزین های پوستی استفاده می شود. پوست مصنوعی می بایست با پوست طبیعی دارای خصوصیات هم سان باشد. در این مطالعه از روش های حل عددی المان محدود به منظور بررسی و مقایسه بیومکانیکی خواص پوست مصنوعی و طبیعی استفاده شده است.

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

**یافته ها:** مقدار تنش در بافت طبیعی پوست از خواص سیلیکونی و پلی یورتانی بیشتر می باشد و هدف در ساخت اجزای مصنوعی عملکردی نزدیک تر به عملکرد طبیعی می باشد از این رو پلی یورتانی در قسمت تنش های ایجاد شده رفتارش نزدیک تر به بافت طبیعی مشاهده شد. در بررسی های کرنشی مشاهده شد رفتار بافت ها و مقدار عددی میزان کرنش های بافت های مصنوعی برابر با بافت طبیعی می باشد.

**بحث و نتیجه گیری:** با توجه به اختلاف اندک در بافت های مصنوعی سیلیکونی و پلی یورتانی هر دو جهت استفاده به عنوان جایگزین پوست طبیعی می توانند از نظر مکانیکی مفید باشند.

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

### مقدمه

جهان اطراف با عضلات، اعضای درونی و رگ های خونی و اعصاب بدن تشکیل می دهد. هر چند اکثر قسمت های پوست ضخامتی کمتر از ۶ میلی متر (¼ اینچ) دارند، اما پوست یک لایه محافظتی قوی است. پوست به طور دائم خود را از طریق ریزش سلول های مرده و تولید سلول های تازه، نوسازی می کند. در نتیجه سلول های سطحی که به دلیل سایش، آسیب یا بیماری از دست می روند، سریعاً جایگزین می شوند. سلول های جدید در اپیدرم که لایه فوقانی پوست است و به عنوان یک پوشش محافظتی ضخیم عمل می کند، ساخته می شوند. دستگاه پوششی سیستمی اندامی، متشکل از اندام های

پوست بخشی از دستگاه پوششی بدن است. بخش های دیگر این دستگاه مو، ناخن و غشاء مخاطی هستند. پوست متشکل از سه لایه اصلی است (۱-۳): روپوست (اپیدرم) که لایه نازک تر خارجی می باشد. درم که لایه ضخیم تر داخلی است. هیپودرم که پوست را به بافت های ماهیچه ای متصل می کند (۴).

پوست لایه های ضخیمی از سلول های مسطح می باشد. پوست با دارا بودن سطح متوسطی حدود ۲ متر مربع (۲/۵ یارد مربع)، یکی از بزرگ ترین اعضا بدن است. پوست یک سد محافظتی بین محیط

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

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 قرار می‌گیرد. پس از رشد مناسب سلول‌ها در فضای تخلخل‌ها، داربست از محیط آزمایشگاه به درون بدن موجود زنده منتقل می‌شود. به تدریج رگ‌ها به داربست نفوذ می‌کنند تا بتوانند سلول‌ها را تغذیه نمایند. در بافت‌های نرم بدن الزاماً داربست 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، مهندسين مواد پزشکی، طراحان شبیه ساز کامپیوتر، متخصصان تصویر برداری میکروسکوپی و مهندسان رباتیک و نیز بسیاری 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، رگ‌های 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 پلی‌ورتان 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

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 (۱٫۸۶ متر 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 دیگری یا یک 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 کولژن 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

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 بافت ها 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 مدل های 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 تحلیل هایی که باید بر روی مجموعه مونتاژی انجام شود را تعیین می کنید. اینکار با تعریف گامها یا استپ هایی انجام می شود. استپ های موجود در آباکوس به دو دسته کلی تقسیم می شوند: استپ هایی که تحلیل های خطی را انجام می دهند و استپ هایی که تحلیل های غیر خطی را انجام می دهند. شما با انتخاب استپ، در حقیقت حلگر مدل خود را

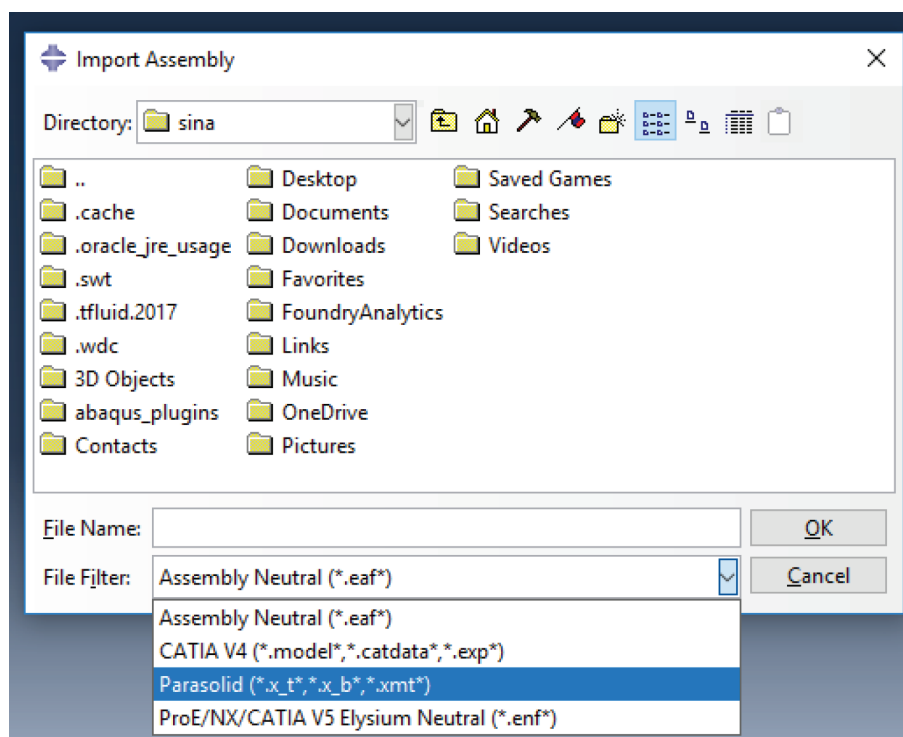
مطالعات را مفید معرفی نماید. این مطالعه بر اساس استفاده از قوانین نئو - هوک خواص هایپر الاستیک بافت مصنوعی و طبیعی مورد ارزیابی قرار خواهد گرفت در نتیجه آن میزان عملکرد بافت های مصنوعی نسبت به بافت های طبیعی تخمین زده خواهد شد.

## مواد و روش ها

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

نرم افزار آباکوس از جمله نرم افزار های 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 پیچیده ترین مدل سازی غیر خطی را دارا می باشد.

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).



شکل ۱- وارد کردن مدل با فرمت پاراسالید

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، سائز شبکه و تعداد نقاط انتگرال‌گیری 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.

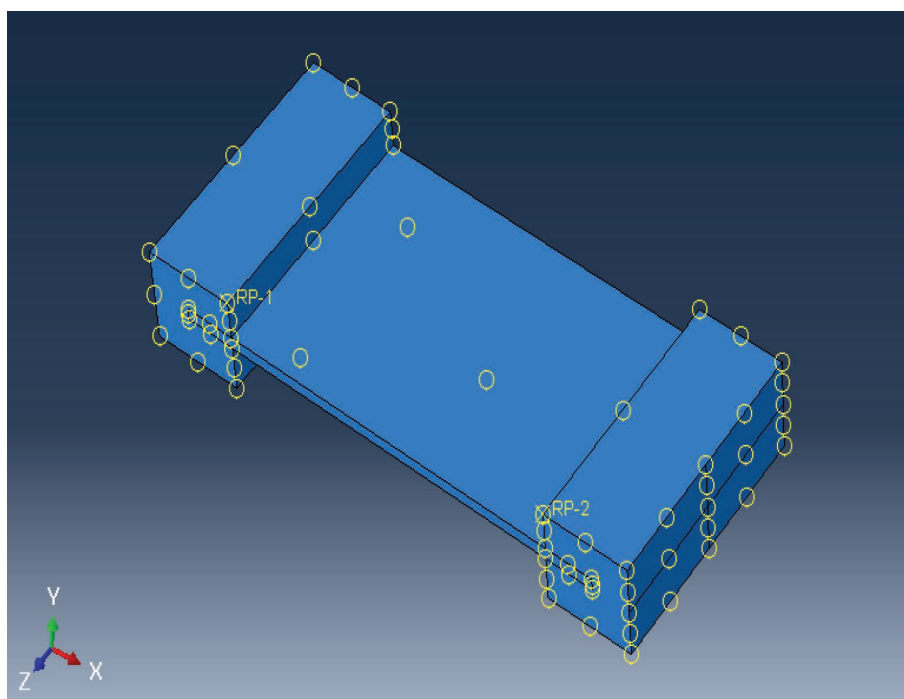
در آنالیزهای صورت گرفته مشاهده شد مقدار تنش‌های ایجاد شده در هر یک از مواد سیلیکون، پلی‌اورتان و پوست بسیار نزدیک به هم هستند. در تنش‌های ایجاد شده مشاهده شد در حالتی که بافت ما از جنس سیلیکون می‌باشد مقدار تنش برابر با  $1/6\text{Ve}-1\text{ Mpa}$  می‌باشد در حالتی که از بافت پلیورتانی استفاده شد مقدار تنش مشاهده شده برابر با  $2/0\text{Ve}-1\text{Mpa}$  به دست آمد. و در نهایت در بافت با

تعیین می‌کنید. حلگر تمام استپ‌های خطی،  $\text{Abaqus/Standard}$  است و تعداد استپ‌هایی که حلگر آن‌ها  $\text{Abaqus/Standard}$  است، به مراتب بیشتر از تعداد استپ‌هایی است که حلگر آن‌ها  $\text{Abaqus/explicit}$  است. در مازول ایتراکشن، شما می‌توانید اندرکنشها (مانند تماس)، فیزیک حاکم بر اندرکنشها (مانند با اصطکاک یا بدون اصطکاک بودن) و قیده‌های موجود در مساله (صلب بودن برخی از پارت‌ها) را تعریف نمایید.

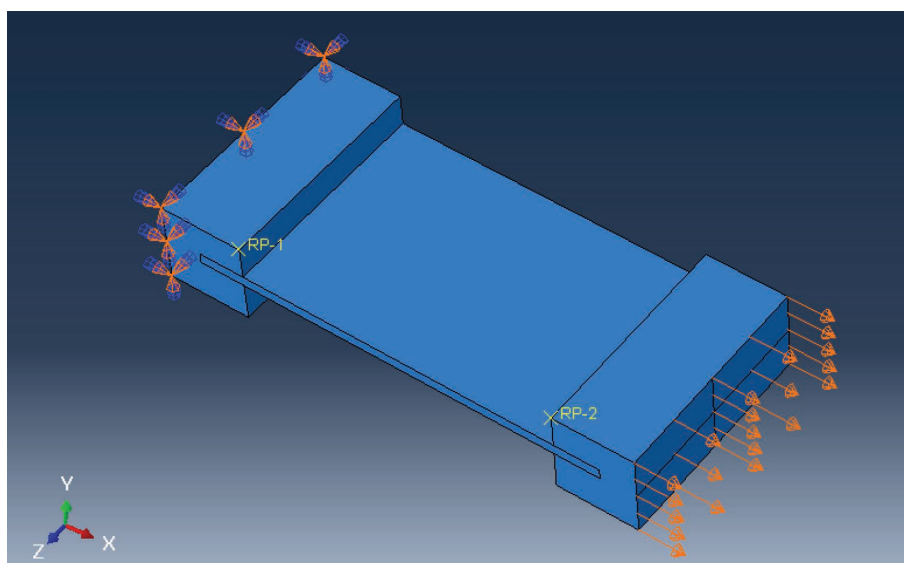
جهت تعیین خواص تماس‌ها از نوع برخورد  $\text{tie}$  یا گره‌ای استفاده شد. و همچنین دو گیره طراحی شده به صورت جسم صلب تعیین گشت (شکل ۲).

در مازول 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).

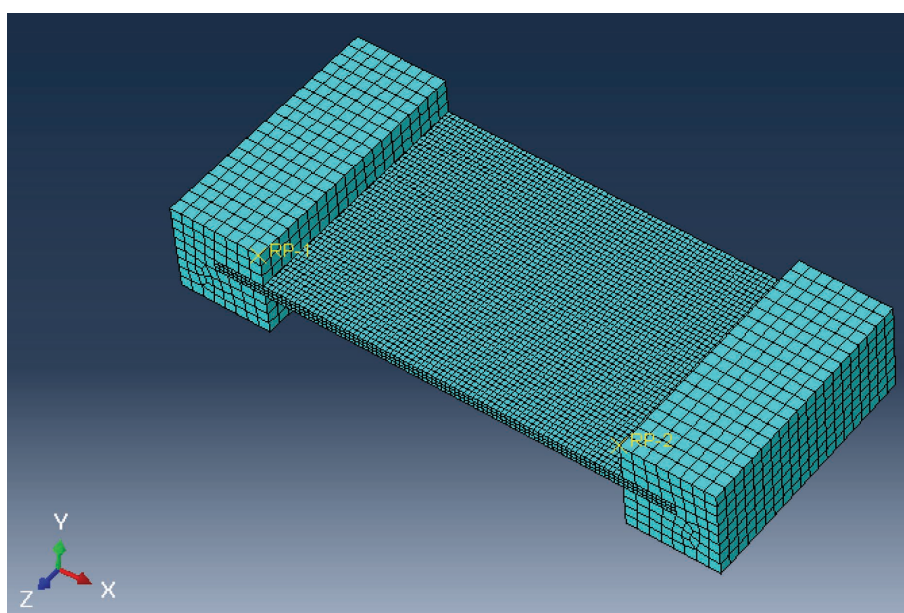
حل صحیح یک مسئله پیچیده ریاضی به کمک روش اجزای محدود با شناخت صحیح ماهیت مسئله و روابط ریاضی حاکم بر



شکل ۲- طراحی ساختار پوست بین دو گیره صلب



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

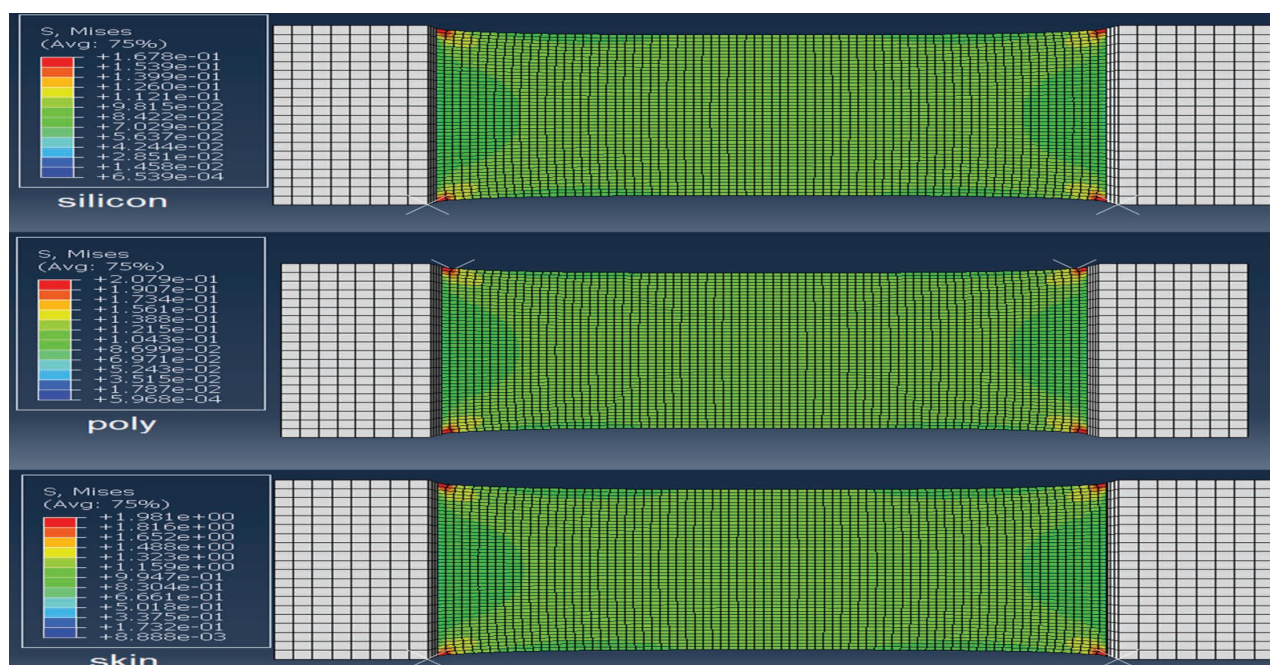


شکل ۴- المان بندی (مش بندی) پوست طراحی شده بین دو گیره

در تست کشش محوری مقدار تنش ایجاد شده برای پلیورتان نزدیک تر به خواص نتایج بافت طبیعی مشاهده شد. در شکل ۴-۱ مقدار تنش های ایجاد شده در بافت ها آورده شده است. در ادامه به بررسی تنش های ایجاد شده در طول بافت خواهیم پرداخت. تغییرات تنش در طول بافت بر اساس نموداری بر حسب طول بافت و مقدار تنش های ایجاد شده در هر یک از گره های 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

خواص پوست طبیعی مقدار تنش برابر با  $1/98 \text{ Mpa}$  مشاهده شد. مقدار تنش ایجاد شده در بافت سیلیکونی کمترین مقداری بود که مشاهده شد. در بافت های مصنوعی پلیو سیلیکون مقدار تنش نزدیک به هم مشاهده شد و تنش ایجاد شده در پوست طبیعی دارای مقدار تقریباً  $0/8$  مگاپاسکال بیشتر از بافت های مصنوعی بود. در خصوص بافت های مصنوعی پوستی هرچه رفتار بیومکانیکی نزدیک تر به بافت های طبیعی باشد طبیعتاً عملکرد بهتری را شاهد خواهیم بود. از این رو هر دو مواد پلیمری مورد بررسی نزدیک به هم بوده اما

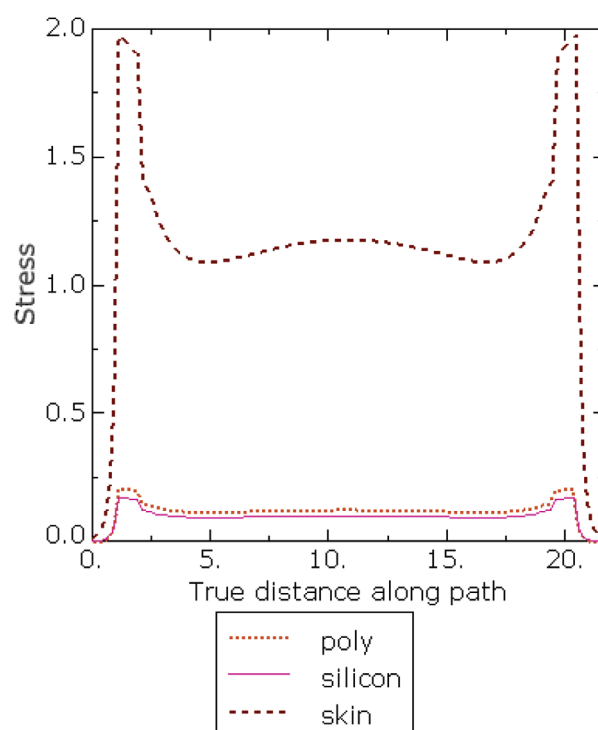




شکل ۵- تنش‌های ایجاد شده در بافت در متریال متفاوت در تست کشش محوری

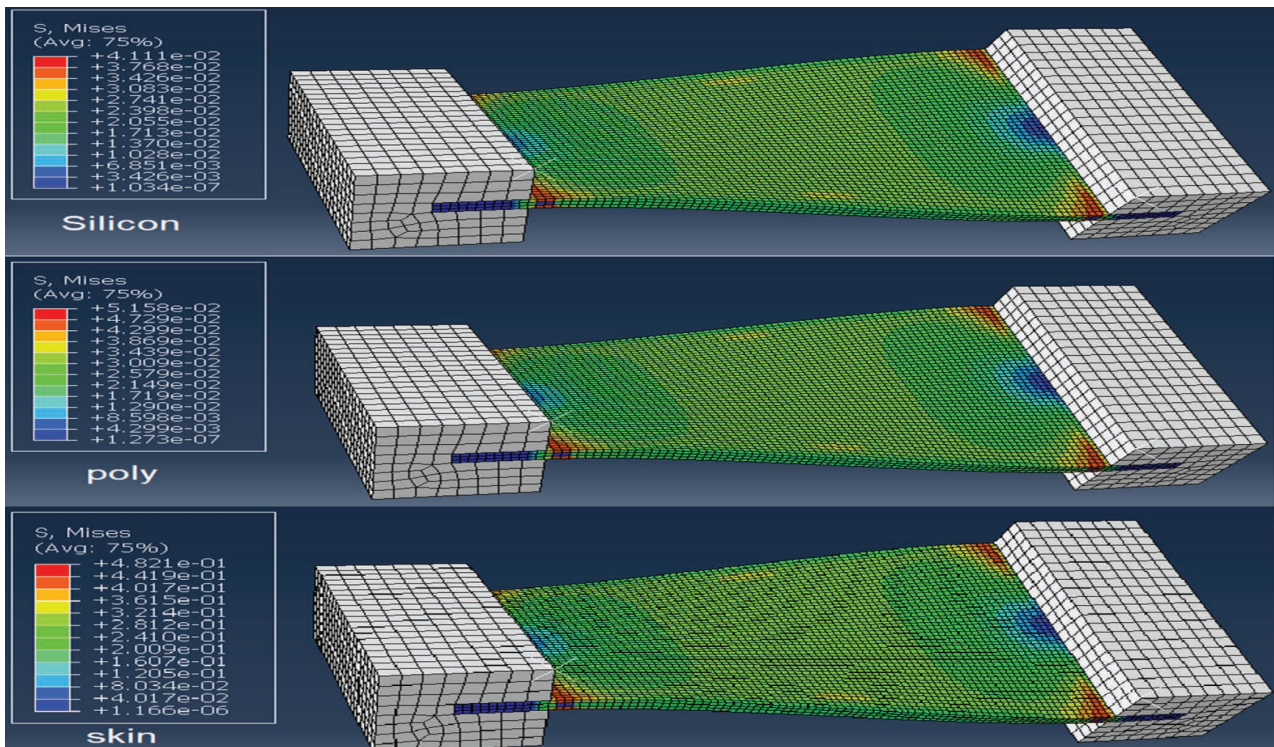
افزایش تنش را مشاهده نموده است و در قسمت‌های ابتدایی بافت تنش افزایش یافته است و و در ادامه روند کاهش تنش را مشاهده نموده ایم. از این جایی که نیرو به صورت محوری اعمال شده است پس تقارن نمودار ایجاد تنش امری منطقی به حساب خواهد آمد و در مرکز بافت به دلیل خواص الاستیک و ویسکوالاستیک بافت پوست مینیمم تنش 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 مشاهده شد مقدار تنش ایجاد شده در در حالت سیلیکونی برابر با  $4/11e-2$  مگاپاسکال به دست آمد. مقدار تنش ایجاد شده در حالت بافت با خواص پلیورتان برابر با  $5/15e-2$  به دست آمد. در آخرین حالت مقدار تنش برای بافت با خواص پوست طبیعی مقدار تنش در بارگذاری پیچشی برابر با  $4/82e-1$  مگاپاسکال مشاهده شد. مقدار تنش ایجاد شده در حالت بافت طبیعی پوست از حالت‌های پلیمری بالاتر مشاهده شد. و خواص بافت پلیورتانی در آزمون تست پیچشی نزدیک‌تر به خواص طبیعی

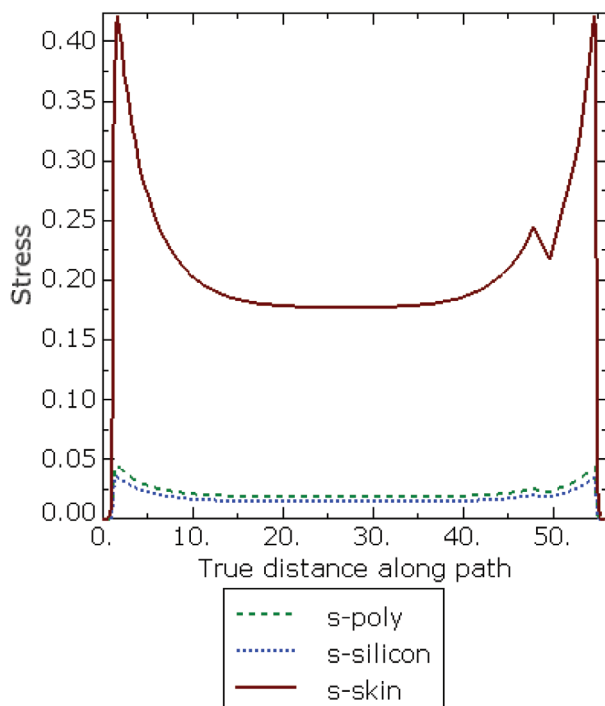


شکل ۶- تنش ایجاد شده در طول بافت در تست کشش محوری

اساس نوع توزیع تنش تقریباً 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



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



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

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

### بحث و نتیجه گیری

در این مطالعه با توجه به ساختار پوست های مصنوعی کشف شده اقدام به مقایسه آنها به صورت حل عددی توسط نرم افزارهای المان محدود پرداختیم. با در نظر گرفتن دو نوع خواص پوست های مصنوعی به نام های سیلیکون و پلی یورتان و مقایسه نتایج حاصله از آنالیز آنها با پوست واقعی اقدام به بررسی اختلافات حاصله خواهیم پرداخت. روش های آزمایشگاهی از روش های عددی

دارای دقت و صحت بالاتری در نتایج هستند اما مشکلاتی مانند کمبود تجهیزات، صرف هزینه زیاد و زمان باعث می شود استفاده



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. در پایان 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.

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 پلی‌یورتانی در قسمت تنش‌های ایجاد شده رفتار بافت نزدیک‌تر به بافت طبیعی مشاهده 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 پلی‌یورتانی هر دو مواد جهت استفاده به عنوان جایگزین پوست طبیعی متوانند از دید نظر مکانیکی مفید باشند. با

### 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.