

## بررسی رفتار مکانیکی بافت در ایجاد زخمهای فشاری با استفاده از شبیه سازی و

### آزمایش در مدل آزمایشگاهی کوچک هندی

سحر مقیمی<sup>۱</sup>، محمد حسین میران بیگی<sup>۲\*</sup>، گیتی تر کمان<sup>۳</sup>، علی محلوچی فر<sup>۴</sup>

۱- دانشجوی دکتری تخصصی، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی، دانشگاه تربیت مدرس تهران

۲- استادیار گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی، دانشگاه تربیت مدرس تهران

۳- دانشیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس تهران

۴- استادیار گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی، دانشگاه تربیت مدرس تهران

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۷/۷/۲ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۷/۷/۲۱

#### چکیده

**مقدمه:** زخمهای فشاری عارضه هایی هستند که در اثر فشار وارده به بافت و ایسکمی و نکروز موضعی ایجاد می گردد. نیاز به مطالعه دقیق تر اینگونه زخمها محققان را به سوی شیوه های مصنوعی ایجاد زخم سوق داده است. مطالعه رفتار مکانیکی لایه های زیرین پوست در زیر فشار، ابزاریست که کنترل فرآیند ایجاد زخم و انتخاب مناسب پارامترهای تست را فراهم می آورد. **مواد و روشها:** در این تحقیق از روش المان محدود برای مدلسازی رفتار مکانیکی بافت در زیر فشار استفاده شده است. جهت ایجاد زخمهای فشاری سیستمی مجهز به سنسورهای فشاری و فیدبک در نظر گرفته شده است. در این تحقیق پارامترهای الاستیک بافت با استفاده از تستهای کششی تک محوری بدست آمده اند. عمق لایه های بافت با مطالعه تصاویر میکروسکوپی بافت، بکمک نرم افزار استخراج شده اند.

**نتایج:** نتایج مدلسازیهای المان محدود پروفایل تنش و کرنش در لایه های بافت را به نمایش می گذارد. کرنشهای همه جانبه در بافت عضله در مرزهای دیسک بیشینه خود را اختیار می کنند. تنشهای برشی و همه جانبه در لایه های پوست و در زیر دیسک تجمع می نمایند.

**بحث و نتیجه گیری:** نتایج مدل با نتایج حاصله از آزمایشات تطابق خوبی دارد، بنابراین می توان از مدلسازی و شبیه سازی مبتنی بر المان محدود برای درک بهتر پروسه ایجاد زخم استفاده کرد. بهینه نمودن نتایج مدلسازی منوط به دست یابی به ابزار دقیق تر جهت اخذ پارامترهای مورد نظر مدل می باشد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۵، شماره ۲، پیاپی (۲۰، ۲۱)، پاییز و زمستان ۸۷: ۹۲-۸۵)

**واژگان کلیدی:** زخمهای فشاری، رفتار مکانیکی بافت، مدلسازی المان محدود، مدل کوچک هندی

\* نویسنده مسؤول: محمد حسین میران بیگی

آدرس: تهران، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی دانشگاه ه تربیت مدرس

miranbmh@modares.ac.ir

تلفن: ۰۲۱-۸۲۸۸۳۳۷۰ (۲۱) ۹۸+

## ۱- مقدمه

زخمهای فشاری<sup>۱</sup> عموماً در اثر تحت فشار قرار گرفتن طولانی مدت موضعی<sup>۲</sup> بافت روی برجستگی استخوانی ایجاد می شوند. از آنجایی که درمان اینگونه زخمها مستلزم صرف هزینه و زمان می باشد، محققان در صدد دست یابی به پیشرفتهایی چه در زمینه تکنیکهای درمانی و چه ابزار ارزیابی می باشند. ترمیم زخم پروسه ای پیچیده و دینامیک است بدین معنا که با تغییر شرایط محیطی و وضعیت عمومی بیمار امکان تغییر ویژگیهای زخمها که به عنوان فاکتور ارزیابی در نظر گرفته می شوند وجود دارد. در نظر گرفتن این امر محققان را به سوی ایجاد زخمهای فشاری در شرایط کنترل شده آزمایشگاهی سوق می دهد [۱-۵]. در این راستا سعی شده است که زخم با تحت فشار قرار دادن بافت نرم روی استخوان حیوانات به صورت مصنوعی و کنترل شده ایجاد شود. زمان و نیروی لازم برای پیدایش زخم در نهایت از نتایج آزمایشات استخراج می شود [۶]. در زمینه تستهای آزمایشگاهی فقدان ابزاری برای مطالعه رفتار مکانیکی بافت و بررسی اثر تغییر پارامترهای سیستم آزمایشی احساس می شود. بدین معنا که ارتباط نیروی مکانیکی خارجی و شرایط مکانیکی داخلی مشخص نمی باشد. بررسی ویژگیهای مکانیکی پوست سالم و زخمی از طریق تستهای متعددی در شرایط *in vitro* و *in vivo* قابل انجام است. روش مناسب برای این منظور تستهای چند محوری در شرایط *in vivo* با میدان کرنش یکنواخت می باشد [۷] که تا کنون محقق نشده است. انجام تست در شرایط *in vivo* امکان بررسی ویژگیهای مکانیکی را در شرایط زیستی فراهم می کند، لیکن به دلیل میدان کرنش غیر یکنواخت انجام تست در شرایط *in vitro* مورد توجه قرار گرفته است [۷].

تست کشش تک محوری<sup>۳</sup> یک روش مرسوم در بررسی ویژگیهای مکانیکی پوست سالم و آسیب دیده است [۸، ۹] که از طریق آن علاوه بر استخراج مدول الاستیک در قسمت خطی منحنی تنش<sup>۴</sup>-کرنش<sup>۵</sup>، مدلهای مکانیکی پوست نیز ارائه شده است (جدول ۱۱.۱ مرجع [۷]). در بسیاری از مدلهای ارائه شده پوست به صورت الاستیک و ایزوتروپیک فرض شده است [۱۰-۱۲].

در دهه های اخیر مدلهای المان محدود<sup>۶</sup> برای شبیه سازی رفتار مکانیکی پوست به کار گرفته شده است [۱۳-۱۵]. بعنوان مثال لارابی و همکاران با تکنیک المان محدود بسته شدن زخم و تغییرات پوست را با فرض یک سیستم دو بعدی ایزوتروپیک مدل کرده است [۱۵].

با توجه به اهمیت پیشگیری و درمان زخم های فشاری در افراد پر خطر همانند ضایعات نخاعی و افراد بی حرکت که امکان جابجایی و تعدیل نیروی وزن را بر بافتهای تحت فشار ندارند، شناخت نحوه توزیع نیرو در لایه های مختلف بافت مانند پوست و عضله می تواند در ارائه روشهای درمانی بسیار موثر باشد. در مدلهای انسانی امکان تهیه نمونه برای مقایسه پارامترهای بیومکانیک استخراج شده از مدلهای المان محدود وجود ندارد، بنابراین در این تحقیق مدلی مبتنی بر المان محدود جهت بررسی رفتار مکانیکی بافت در پروسه ایجاد زخم فشاری بر روی برجستگی ران اندام عقبی خوکچه هندی عرضه می شود. هدف از این کار دست یابی به درکی صحیح از رفتار بافت تحت فشار می باشد که در ادامه به تحلیل تغییرات مشاهده شده در بافت کمک خواهد کرد.

3- Uniaxial tensile strength test

4- Stress

5- Strain

6-Finite element

1- Pressure sores

2- Local

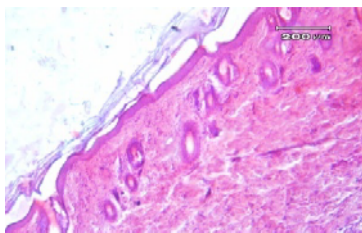
## ۲- مواد و روشها

زخمهای فشاری توسط سیستمی کامپیوتری مجهز به فیدبک از سنسورهای فشار و امکان مونتور کردن در طول زمان اعمال نیرو ایجاد شدند [۱۶]. قطر دیسک که نیرو از طریق آن به بافت اعمال می شد ۰/۷۵ سانتی متر می باشد. این دیسک بر روی برجستگی استخوانی ناحیه ران اندام عقبی خوکچه هندی قرار داده شد. آزمایشات در ۵ خوکچه هندی نر بالغ نژاد Dunkin-Hartley با وزن ۳۰۰-۴۵۰ گرم انجام شد. پس از بیهوش کردن حیوان با ترکیب کتامین و زایلازین نیروی ۳۰۰ تا ۴۰۰ گرم به مدت ۳۰۰-۳۵۰ دقیقه به ناحیه استخوانی ذکر شده اعمال گردید. نتایج آزمایشات در نهایت با نتایج مدل تطبیق داده شد. رفتار مکانیکی بافت در زیر فشار دیسک با استفاده از نرم افزار ABAQUS6/3-1 که نرم افزار تخصصی المان محدود است بررسی شد. با توجه به ابعاد کوچک دیسک و ناحیه مد نظر در زیر دیسک، ساختار مورد مطالعه در ابتدا به صورت مکعب و لایه های تحت فشار به صورت مقاطع موازی در نظر گرفته شدند. با توجه به شکل متقارن بافت در زیر دیسک، مدل به صورت متقارن محوری<sup>۱</sup> فرض شد و نتایج مدلسازی به صورت دو بعدی ترسیم گردیدند. در مدلسازی المانها به صورت مکعبی در نظر گرفته شده اند. چگالی لایه های بافت از مراجع استخراج شده است [۱۶]. ضریب پواسن لایه ها با فرض غیر قابل فشرده شدن ثابت در نظر گرفته شده است ( $\nu \cong 0.485$ ) [۱۷].

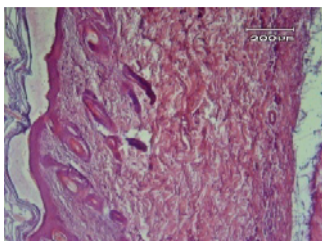
لازم به ذکر است که در محدوده اعمال نیرو رفتار بافت به صورت الاستیک در نظر گرفته می شود. از پارامترهای اساسی مورد نیاز جهت مدلسازی، قطر لایه های بافت و مدول الاستیک یانگ<sup>۲</sup> می باشد که در زیر به توضیح نحوه استخراج آنها می پردازیم.

## ۲-۱ استخراج عمق لایه های بافت

در مدلسازی المان محدود نیاز است که قطر لایه های بافت خوکچه هندی که در زیر فشار قرار می گیرد محاسبه شود. بدین منظور از تصاویر بافت شناسی استفاده شد. نمونه های بافت به طور کامل از ناحیه برجستگی استخوان ران اندام عقبی حیوان برداشته شدند. بلوکهای پارافین پس از پردازش این نمونه ها تهیه شدند. این نمونه ها پس از برش به صورت مقاطعی به قطر ۵ میکرو متر بر روی لام چسبانده شدند. در ادامه لامها با استفاده از دو ماده Hematoxiline Eosin و Masson's Trichrom رنگ آمیزی شدند. جهت استخراج عمق لایه های بافت با استفاده از میکروسکوپیهای مجهز به امکانات تصویر برداری دیجیتال، تصاویری با بزرگنمایی مناسب از لامها اخذ شد. این اندازه گیریها در ۲۰ لام (۵ نقطه از هر لام) تهیه شده از ۱۰ حیوان سالم با مشخصات ذکر شده در این مطالعه انجام شد. برای اطمینان حاصل کردن از دقت کار هر اندازه گیری سه بار تکرار شد. قطر لایه ها سپس با استفاده از نرم افزار Motic Images 2000 1/2 استخراج شدند. نمونه هایی از این تصاویر در شکلهای ۱ تا ۳ آورده شده اند.



شکل ۱- نمونه ای از تصاویر میکروسکوپی جهت استخراج عمق لایه اپیدرم

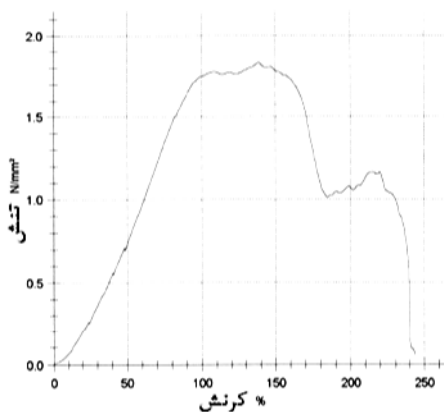


شکل ۲- نمونه ای از تصاویر میکروسکوپی جهت استخراج عمق لایه های پوست

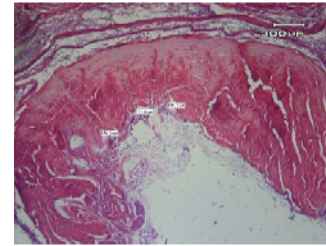
- 1- Axisymmetric.
- 2- Young modulus of elasticity

مدل می باشد. تستهای کشش تک محوری به وسیله دستگاه Extensometer مدل Zwick/2/5 انجام شد. برای این منظور نمونه های بافت پوست و ماهیچه تهیه شد. این نمونه ها در دستگاه ثابت شده و تحت کشش (با سرعت ۱۰ میلی متر در دقیقه برای پوست و ۲۰ میلی متر در دقیقه برای ماهیچه) قرار گرفتند. خروجی سیستم رسم نمودار تنش/ کرنش بود. در حالت کلی زمانی که یک نمونه از ماده ایزوتروپیک تحت کشش تک محوری قرار می گیرد، بعنوان مثال در راستای X، که در آن  $\sigma_{xx}$  تنها تنش غیر صفر می باشد، کرنشها در ماده برای ناحیه خطی محاسبه می شود.

مدول الاستیک یا  $E$  در این حالت به صورت نسبت تنش به کرنش در صفحه نیرو و در جهت اعمال نیرو می باشد [۱۷]. شیب منحنی خروجی در ناحیه خطی (۳۰٪ تا ۵۰٪ پیک نمودار) به عنوان مدول الاستیک یا  $E$  برای بافت در نظر گرفته شد. بدلیل فرض رفتار الاستیک برای بافت ناحیه خطی برای محاسبه این مدول انتخاب شد. نمونه ای از خروجی این سیستم برای بافت پوست در شکل ۴ آورده شده است. لازم به ذکر است، با توجه به این امر که لایه های پوست جهت انجام این تست قابل تفکیک نیستند، مدول الاستیک یا  $E$  محاسبه شده برآیندی از مدول یا  $E$  سه لایه پوست است.



شکل ۴- خروجی تست کشش تک محوری برای بافت پوست.



شکل ۳- نمونه ای از تصاویر میکروسکوپی جهت استخراج عمق ماهیچه

اطلاعات مربوط به عمق لایه ها به ازای تمامی نمونه ها محاسبه و در جدول ۱ آورده شده است. لازم به ذکر است که قطرهای بدست آمده از این روش با تصاویر سونوگرافی فرکانس بالا (۲۰ مگاهرتز) از لایه ها مقایسه شد. این تکنیک تصویر برداری لایه های بافت را تا عمق ۸ تا ۱۰ میلی متر به نمایش می کشد. نتایج بدست آمده از دو روش برای لایه های درم و هیپودرم مطابقت خوبی داشت. دلیل استفاده از روش حاضر برای استخراج عمق لایه ها به جای سونوگرافی، ضعف سونوگرافی فرکانس ۲۰ مگا هرتز در تشخیص قطر اپیدرم و ماهیچه بود. بر اساس مقادیر بدست آمده میانگین ضخامتهای بدست آمده از نمونه های مختلف به ازای هر لایه محاسبه گردید که نتایج آن در جدول ۱ آورده شده است. مقادیر میانگین بدست آمده در مدلسازی المان محدود مورد استفاده قرار گرفت.

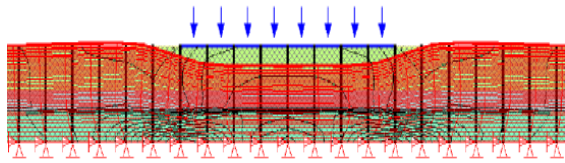
جدول ۱- عمق بدست آمده برای لایه های مختلف بافت

	اپیدرم (میکرومتر)	درم (میکرومتر)	هیپودرم (میکرو متر)	ماهیچه (میکرومتر)
ماکزیمم	۷۶/۴۶۸	۱۰۲۰/۸۶۸	۵۶۷/۵۳۲	۸۷۶/۵
مینیمم	۲۵/۴۳۲	۹۵۵/۸	۴۲۹/۲	۶۸۵/۷
میانگین	۴۴/۱۱۶	۱۰۵۲/۲۷۶	۵۱۰/۳۶۶	۷۷۹/۶۶۴
انحراف معیار	۱۱/۵۹۶۳۵	۳۳/۴۸۶۱۵	۴۴/۵۵۸۴۴	۶۳/۵۴۸۳۱

## ۲-۲ استخراج پارامترهای الاستیک بافت

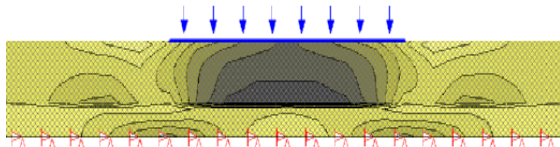
در مدل المان محدود رفتار بافت الاستیک در نظر گرفته شده است. این فرض مستلزم تعریف پارامترهای الاستیک بافت در

## بررسی مکانیکی بافت در ایجاد زخمهای فشاری

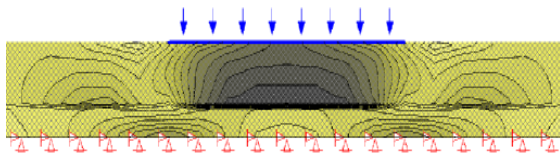


شکل ۶- جابجایی در زیر دیسک با بزرگنمایی ۲۰ برابر

در اشکال ۷ و ۸ ماکزیمم تنش برشی و تنش انباشته رسم شده است. لازم به ذکر است که در تمام اشکال مقطعی از بافت که نزدیک به دیسک است رسم شده است.

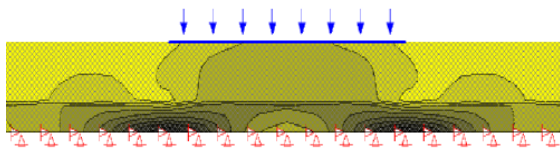


شکل ۷- ماکزیمم تنش برشی برای وزن ۴۰۰ گرم اعمالی به صورت یکنواخت بر دیسک



شکل ۸- تنش انباشته در لایه های بافت زیر دیسک

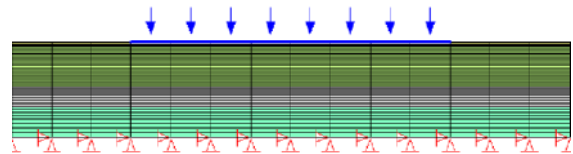
نمایشی از ماکزیمم کرنش انباشته در شکل ۹ دیده می شود.



شکل ۹- کرنش انباشته برای لایه های بافت

جهت بررسی دقیقتر نمودارهای کرنشها و تنشهای انباشته به ترتیب در زیر حاشیه دیسک و محور مرکزی آن ترسیم شده اند. (شکل ۱۰ و ۱۱).

لازم به ذکر است که مدوله‌های الاستیک یانگ استفاده شده در مدل المان محدود میانگین مقادیر اندازه گیری شده به ازای ۵ نمونه مختلف برای بافتهای پوست و ماهیچه می باشد. در زیر نتایج مدلسازی برای اعمال وزن ۴۰۰ گرم بر دیسک به قطر ۰/۷۵ سانتی متر آورده شده است. شکل ۵ مقطعی از بافت را که زیر دیسک فشاری قرار دارد به نمایش می گذارد. لازم به ذکر است لایه زیر ماهیچه استخوان است و بنابراین به گرههای زیر ماهیچه محدودیت  $x$ -displacement اعمال شده است. نیروی اعمالی به بافت به صورت یکنواخت بر کل سطح دیسک فرض شده است.

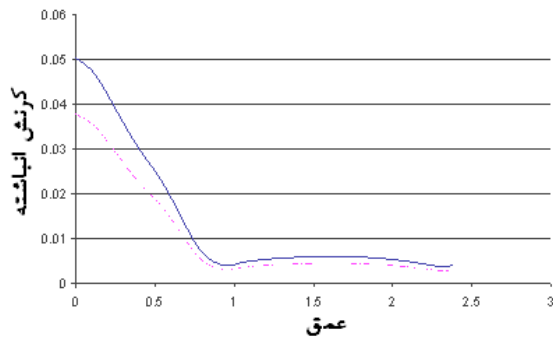


شکل ۵- نمایی از لایه های بافت استفاده شده در مدل المان محدود

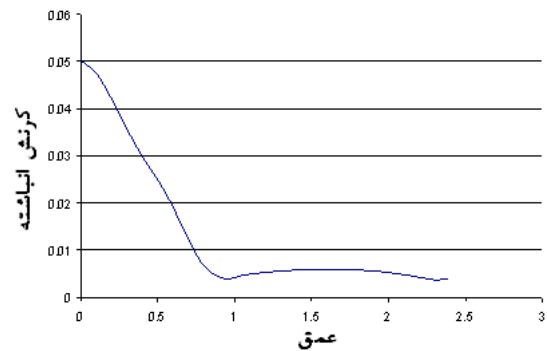
بافت در راستای افقی به صورت گسترده فرض شده است. شایان توجه است که این امر در واقعیت صادق نیست لیکن به دلیل حذف اثر شرایط مرزی گرههای کناری مدل و در نظر گرفتن این امر که در واقعیت این شرایط مرزی وجود ندارد، فرض ذکر شده در نظر گرفته شده است. پس از ارائه نتایج دیده می شود که اثرات مکانیکی با فاصله گرفتن از محدوده دیسک چنان ناچیز می شوند که فرضیات در نظر گرفته شده تأثیری بر صحت مدل نخواهد داشت.

## ۳- نتایج

در شکل ۶ جابجایی در زیر دیسک با بزرگنمایی ۲۰ برابر رسم شده است. حداکثر جابجایی در زیر دیسک برابر ۰/۲ میلی متر می باشد.



شکل ۱۳- کرنش انباشته در زیر حاشیه دیسک: خط پر برای ۴۰۰ گرم و خط چین برای ۳۰۰ گرم



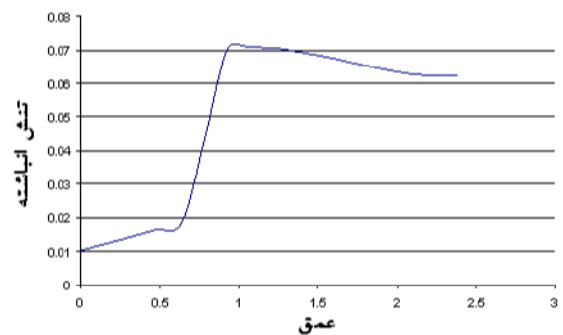
شکل ۱۰- کرنش در زیر حاشیه دیسک

#### ۴- بحث و نتیجه گیری

جابجایی بدست آمده برای لایه های پوست در زیر فشار با شرایط آزمایشی مطابقت داشت، زیرا در زمان صفر که نیرو به بافت اعمال می شد فرورفتگی در سطح پوست دیده نمی شد. تنش برشی در واقع معرف تنشی است که به از هم گسیختگی بافت می انجامد. با توجه به شکلهای ۷ و ۱۲ دیده می شود که تنش برشی ماکزیمم مقادیر خود را در لایه های درم و هیپودرم اختیار می کند لذا احتمال وارد آمدن آسیب فوری در این لایه بیشتر است. این امر را تصاویر اولتراسوند فرکانس بالا که به منظور دیگری در کل پروسه ایجاد و ترمیم زخم اخذ شدند تایید می کردند.

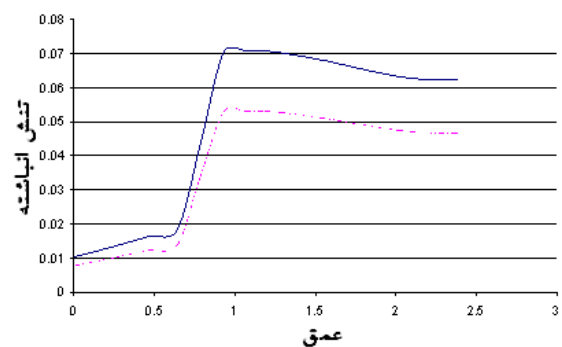
در حالت کلی تنشها در بافت بیشترین آسیب را وارد می کنند، خصوصاً تنشهای برشی زیرا موجب قطع مویرگها و ایسکمی می گردند. در اینجا نتایج مدل انطباق خوبی با یافته های سایر محققان دارد زیرا ایسکمی و نکروز همیشه در ماهیچه ایجاد می شود و تخریب در زخمهای فشاری از عمق به سطح است [۲۰ و ۲۱].

با توجه به ضرایب مدول یانگ استخراج شده برای لایه ها مشخص می شود که این دو لایه تنش را بیشتر در خود نگه می دارند، لیکن کرنش در این لایه ها به نسبت لایه ماهیچه کمتر است.



شکل ۱۱- تنش در زیر محور دیسک

جهت مقایسه رفتار بافت در زیر نیروهای متفاوت، تنش و کرنش انباشته در زیر مرکز دیسک و حاشیه آن به ازای دو نیرو به وزن ۳۰۰ گرم و ۴۰۰ گرم اعمال شده به صورت یکنواخت بر دیسک در شکلهای ۱۲ و ۱۳ رسم شده است.



شکل ۱۲- تنش انباشته در زیر مرکز دیسک: خط پر برای ۴۰۰ گرم و خط چین برای ۳۰۰ گرم

در این مقاله با استفاده از مدلسازی المان محدود رفتار لایه های بافت در زیر فشار به منظور ایجاد زخم مورد مطالعه قرار گرفت. تکنیکهای به کار گرفته شده جهت اخذ داده های مورد نیاز پروسه مدلسازی توضیح داده شد. مطالعه زخمهای ایجاد شده در طول ۲۱ روز پس از ایجاد زخم، نتایج مدلسازی را تایید کرد. می توان چنین نتیجه گیری کرد که با بررسی این مدل می توان توجیهی برای نحوه وارد آمدن آسیب به نواحی مشخص بافت بدست آورد. بدین معنا که با استفاده از نتایج این مدل می توان سهم تنش- کرنش بوجود آمده در هر لایه از بافت پوست را پس از اعمال فشار بر سطح پوست تعیین نمود. این امر به محقق کمک می کند تا درک بهتری از روند پیدایش زخم داشته باشد و بتواند محدوده حساس تر را شناسایی کند. همچنین شایان ذکر است که در صورت تطبیق دادن نتایج این مدل با نمودارهای بدست آمده برای آستانه های فشار و زمان که به ایسکمی می انجامد، می توان آسیبهای جبران پذیر را در بافت تحت فشار از آسیبهای جبران ناپذیر تفکیک کرد. در نهایت می توان چنین گفت که با استفاده از این مدل در نمونه های حیوانی، از تستهای آزمون و خطا برای پیدایش زخم پیشگیری شده و با توجه به داشتن اطلاعات دقیق تر در مورد رفتار بافت به مراحل بعدی کار که شامل ارزیابی زخم بوده و در واقع هدف اصلی استفاده از نمونه های حیوانی می باشد، پرداخت.

## ۵- تشکر و قدردانی

این تحقیق با استفاده از حمایتهای مالی و منابع دفتر پژوهش دانشگاه تربیت مدرس انجام شده است.

کرنش در لایه های بافت در واقع میزان له شدگی بافت زیر فشار را نشان می دهد. با توجه به اشکال ۹ و ۱۰ دیده می شود که له شدگی در لایه ماهیچه بیشتر از لایه های دیگر بافت است بنابراین انتظار می رود پیدایش زخم از این لایه آغاز شود. مطالعات بافت شناسی این امر را تایید می کنند. بدین معنا که نمونه های بافت شناسی که در فازهای اولیه پیدایش زخم تهیه شد، پیدایش آثار اولیه زخم در این لایه را نشان دادند. مخصوص و همکاران نیز در تحقیقات خود در مورد زخمهای فشاری در انسان در مدل المان محدود بیشترین فشار وارده در حالت نشسته را به بافت ماهیچه گزارش کردند [۱۳]. لیندر و همکاران نیز در مدل المان محدود خود بیشترین کرنش را در لایه ماهیچه و نه در بافت چربی و پوست در حالت نشسته برای انسان گزارش کردند [۱۴].

نکته جالب توجه دیگر که در شکل ۹ به چشم می خورد تجمع کرنش در مرز دیسک است. این نکته با نتایج آزمایشگاهی حاصله از ایجاد زخمهای فشاری کاملاً مطابقت دارد زیرا اولین آثار زخمهای فشاری ثبت شده در تمام نمونه ها در محدوده ای که در زیر حاشیه دیسک قرار داشت ظاهر شدند. این مساله موکد دیگری برای ارتباط پیک کرنش گزارش شده در نتایج و ناحیه گسترش زخم می باشد.

لازم به ذکر است که در این تحقیق امکان محاسبه پارامترهای رفتاری لایه های بافت پوست به طور مجزا نبود و بدین دلیل برآیند این پارامترها برای سه لایه پوست در نظر گرفته شد. بدیهست در صورت دست یابی به امکان ارزیابی این پارامترها برای تک تک لایه ها، نتایج دقیق تری از مدلسازی بدست خواهد آمد. نکته دیگری که می تواند تا حدود زیادی به بهبود نتایج مدلسازی بیانجامد، در نظر گرفتن شکل استخوان زیر بافت می باشد که در این مرحله از کار در نظر گرفته نشد.

## منابع

1. Daniel RK, Priest DL, Wheatley DC. Etiologic factors in pressure sores: An experimental model. Arch Phys Med Rehabil 1981; 62: 492-498.
2. Hyodo A, Reger SI, Negami S, Kambic H, Reyes E, Browne EZ. Evaluation of a pressure sore model using monoplegic pigs. Plast Reconstr Surg 1995; 96(2): 421-428.
3. Ferguson- pell M, Hagsisawa S, Masiello RD. A skin indentation system using a pneumatic bellows. J Rehabil 1994; 31(1): 15-19.
4. Salcido R, Fisher SB, Donofrio JC. An animal model and computer controlled surface pressure delivery system for the production of pressure ulcers. J Rehabil Res Dev 1995; 32(2): 149-161.
5. Goldstein B, Sanders J. Skin response to repetitive mechanical stress: A new experimental model in pig. Arch Phys Med Rehabil 1998; 79: 265-272.
6. Sacks AH. Theoretical prediction of a time-at-pressure curve for avoiding pressure sores. J Rehabil Res and Dev 1989; 26: 27-34.
7. Skalan R, Chien S. Handbook of bioengineering. Mcgraw-Hill, 1987; Chapter 11.1.
8. Vogel HG, Denkel K. In vivo recovery of mechanical properties in rat skin after repeated strain. Arch Dermatol Res 1985; 277: 484-488.
9. Guan E, Smilow S, Rafailovich M. Determining the mechanical properties of rat skin with digital image speckle correlation. Dermatology 2004; 208: 112-119.
10. Edwards C, Marks R. Evaluation of biomechanical properties of human skin. Clin Dermatol 1995; 13: 375-380.
11. Then C, Menger J, Benderoth G, Alizadeh M, Vogl TJ, Hubner F, Silber G. Analysis of mechanical interaction between human gluteal soft tissue and body support. Technol Health Care 2008; 16: 61-76.
12. Staloff IA, Guan E., Rafailovitch M, Sokolov A, Sokolov S. An in vivo study of the mechanical properties of facial skin and influence of aging using digital speckle correlation. Skin Res Technol 2008; 14: 127-134.
13. Makhsous M, Dohyung L, Hendrix R, Bankard J, Rymer WZ, Fang L. Finite element analysis for evaluation of pressure ulcer on the buttock: development and validation. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng 2007; 15: 517-525.
14. Linder GE, Shabshin N, Itzhak Y, Gefen A. Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: a combined experimental-MRI and finite element approach. J Biomech 2007; 40: 1443-1454.
15. Larrabee W, Galt J. A finite element model of skin deformation. iii. the finite element model. Laryngoscope 1986; 96: 413-419.
16. Torkaman G, Fallah A, Sharafi AA, Katoozian HR. Design and development of a mechanical force generator for producing controlled pressure sores in lab animals. Daneshvar 2001; 24:64-59.
17. Pan L, Zan L, Foster FS. In vivo high frequency ultrasound assessment of skin elasticity. IEEE Ultrasonics symposium 1997; 2: 1087-1091.



18. Lim D, Lin F, Hendrix R, Makhsous M. Finite element analysis for evaluation of internal mechanical responses in buttock structure in a true sitting posture: development and validation. RESNA 29th Int Conf, 22-26 June 2006.
19. Oomens CW. Can loaded interface characteristics influence strain distributions in muscle adjacent to bony prominences? Computer methods in biomechanics and biomedical engineering 2003; 6(3): 171-80.
20. McCulloch JM, Kloth LC, Feeddar JA. Wound healing: Alternatives in management. Davis Company, Philadelphia 1995: 161-167.
21. Nola GT, Vistnes LM. Differential response of skin and muscle in the experimental production of pressure sores. Plast Reconstr Surg 1980; 66(5): 728-33.