

## طراحی و ساخت پروتز زیر زانوی با توانایی حرکتی بالا با استفاده از کامپوزیت های پلیمری با الیاف بلند

احمد رضانی سعادت آبادی، محمد رضا کاشفی، محمد جعفر عبدخدایی، عبدالحسین آقاچان  
گروه مهندسی پلیمر و مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی شیمی و نفت، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران  
[RAMAZANI@sharif.edu](mailto:RAMAZANI@sharif.edu)

### چکیده

در این کار تحقیقاتی ابتدا بر اساس مشاهدات از ساختمان پای طبیعی و نمونه های ارائه شده در مراجع نمونه ای از پروتز زیر زانو بر اساس مواد کامپوزیتی طراحی شد. نکات مهم مورد نظر در طراحی این پروتز علاوه بر کاهش وزن پروتز افزایش توانایی ذخیره و آزاد سازی انرژی در سیکل حرکت شخص توسط این پروتز بوده است. با استفاده از روش المان های محدود آنالیز تنش و تغییر فرم در نمونه طراحی شده بر اساس خواص هریک از مواد بکار رفته در ساختمان کامپوزیتی آن انجام گرفته است. نهایتاً نمونه ای از پروتز با طراحی بهینه شده ساخته و تحت بار استاندارد مورد تست قرار گرفته است. نتایج حاصل بیانگر خصوصیات مطلوب پروتز ساخته شده می باشد و چنانچه تغییرات جزئی پیشنهاد شده برای مواد آن اعمال گردد می تواند بعنوان پروتزی با کارایی بالا استفاده شود.

### طراحی ، ساخت ، پروتز پا ، کامپوزیت ، المان محدود

#### مقدمه

بدن انسان به منظور حفظ تعادل و پایداری به هنگام ایستادن و یا راه رفتن ، به عضوی به نام پا نیازمند است. قطع شدن پا به طور قابل توجهی توانایی انجام فعالیت های طبیعی همانند راه رفتن را از فرد می گیرد. طراحی های متداول کنونی در این زمینه تمام امکانات پای واقعی را در بر نمی گیرد. پای طبیعی ابزاری چند منظوره است که دامنه وسیعی از فعالیتها را در بر می گیرد. حال آنکه پای مصنوعی تنها از عهده تعداد محدودی از کارها بر می آید. واضح است که هر چه دامنه امکانات موجود در پروتز پا نزدیکتر به حالت واقعی باشد، راه رفتن و تعادل فرد معلول به حالت طبیعی نزدیکتر می گردد. پس لازم است تواناییهای حرکتی مچ پا مشخص

شود. بطور خلاصه این تواناییها عبارتند از: خم شدن رو به بالا و پائین<sup>1</sup> - چرخش به سمت راست و چپ<sup>2</sup> (در صفحه فرونتال<sup>3</sup>) - جذب نمودن<sup>4</sup> فشردگی ناشی از تماس پاشنه پا با زمین که هر یک از آنها در طراحی مورد توجه قرار خواهد گرفت. [1-4]

از قدیمی ترین جراحی هایی که بشر اقدام به آن نموده است، قطع اندام حرکتی (دست و پای) شدیداً آسیب دیده می باشد.

<sup>1</sup> Dorsiflexion-Extension

<sup>2</sup> Inversion- Eversion

<sup>3</sup> frontal

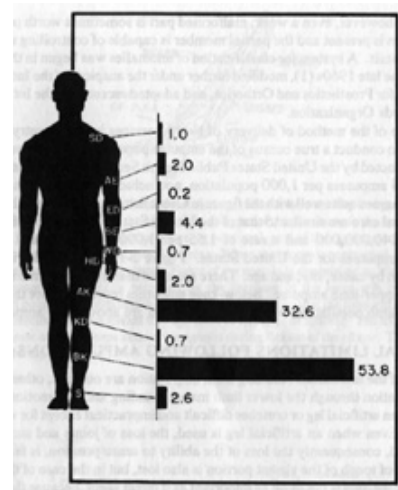
<sup>4</sup> Impact absorption

مواد مناسب کامپوزیتی صورت می پذیرد. با انجام تستهای خاص و رجوع به جداول معتبر، خواص مکانیکی کامپوزیتهای متداول و داده های مورد نیاز برای طراحی را که شامل مدلسازی<sup>۱</sup> و تحلیل تنش می باشد، به دست آورده، قطعات مختلف پروتز را آنالیز می نمایم. مزیت پروتز استفاده از قطعه ای است که می تواند به صورت طاق (پلاتنار) پای طبیعی عمل نماید. در این پروتز امکان حرکات واژگونی<sup>۲</sup> علاوه بر حرکات چرخشی مچ به سمت بالا و پائین<sup>۳</sup> امکان پذیر می باشد [3-6].

### مدل سازی

همانطوریکه گفته شد مدل دلخواه پروتز پس از بررسی روی نقاط قوت و ضعف مدل های موجود انتخاب شده و به کمک نرم افزارهای رایج در این زمینه رسم می گردد. نرم افزاری که در اینجا مورد استفاده قرار می گیرد، نرم افزار سالید ورک<sup>۴</sup> می باشد که قابلیت های فراوانی در حیطه مورد نظر دارد و به کمک آن می توان اشکال پیچیده را رسم نمود. البته لازم به ذکر است که نرم افزارهای تحلیل نظیر انسیس<sup>۵</sup> نیز توانایی مدل سازی را دارد و در آنجائیکه لازم بود مدل سازی را در آن محیط و در منوی مدل سازی، انجام می دهیم. تک تک اجزاء در محیط انسیس بصورت دوبعدی و یا سه بعدی (مبتنی بر بار اعمالی) رسم شده و سپس در همان محیط انسیس مورد تحلیل تنشی قرار می گیرد [7].

دلایل انجام اینگونه جراحی های منجر به قطع عضو<sup>۵</sup> عبارت است از: عفونتهای حاد و مزمن، تصادفات یا ضربات شدید که منجر به له شدگی عضو مورد نظر می شود، ضایعات عروقی، تومورهای بدخیم و ناهنجاریهای مادر زادی می باشد. هم اکنون تصادفات ناشی از تردد وسایط نقلیه از عمده ترین عوامل قطع عضو به شمار می رود. آمارهای موجود نشان می دهد که قطع عضو در مردان حدود ۷۵٪ و در زنان حدود ۲۵٪ است. همچنین قطع عضو در اندام تحتانی و فوقانی به ترتیب ۸۵٪ و ۱۵٪ می باشد (شکل ۱).



شکل ۱

از طرفی بیش از ۵۵٪ معلولیت ها مربوط به اعضای زیر زانو می باشد. این مطلب ما را بر آن داشت که توجه خاصی به اینگونه افراد داشته باشیم و این گونه پروتزها را مورد بررسی قرار دهیم.

### مدلسازی و طراحی

اساس طراحی بر مبنای شبیه سازی از پای طبیعی قرار دارد و از اصول طراحی های انجام شده در ساخت پای مصنوعی نیز الهام گرفته شده است. در حقیقت پس از بررسی طراحی های متداول موجود و با الهام گیری از شبیه سازی خصوصیات پای طبیعی، طراحی پروتز جدید با استفاده از

<sup>1</sup> modeling

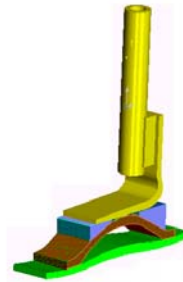
<sup>2</sup> inversion\eversion

<sup>3</sup> flexion/ extension

<sup>4</sup> solid work

<sup>5</sup> Ansys

حالت ویژه دوم: هنگامیکه پاشنه پا بر روی زمین قرار دارد. وقتی پا در حال فرود آمدن است میچ پا صاف یا بوسیله فعالیت فلکسورهای میچ پا در وضعیت فلکشن کم قرار دارد. پا در پاشنه یعنی ستون خلفی طاق پلانتر با زمین تماس می یابد. بلافاصله در اثر تراست ساق (فلش سفید) پا روی زمین پهن می شود و میچ پا بطور غیر فعال اکستنشن می یابد. نیروهای وارد بر پروتز برگرفته از استاندارد ایزو ۱۰۳۲۸ در دو حالت تماس پاشنه و پنجه پا با زمین در محدوده ۱۶۱۰ - ۲۲۴۰ نیوتون، می باشد. به هنگام تحلیل قسمتهای مختلف پروتز مدلسازی شده، از این داده ها و مقادیر محاسبه شده، استفاده می شود.



شکل ۲: مدل سه بعدی در محیط سالید ورک

کل مدل سه بعدی نیز در محیط سالید ورک رسم و بهینه سازی گردیده است. مدل در شکل ۲ مشاهده می شود.

### تحلیل تنش

در این مرحله پروتز مدلسازی شده را وارد محیط نرم افزار تحلیلی مناسب می نمائیم و عملیات بارگذاری و مش بندی را بر روی مدل انجام می دهیم. انتخاب مش بندی مناسب بسیار حائز اهمیت می باشد از طرفی نحوه بارگذاری نیز مهم می باشد. چرا که در بعضی موارد بارگذاری نقطه ای و در موارد دیگر بارگذاری گسترده مورد نیاز می باشد [8-6]. تعریف نوع المان و انتخابهای مختلف آن، تعریف مقادیر ثابت المانها (ضخامت سطح مقطع و ممان دوم سطح و ...)، تعریف خواص مواد (مدول کشسانی ضرائب پواسون و ...)، ایجاد هندسه مدل، کنترل مش بندی مدل و مش بندی مدل امکان اعمال شرایط مرزی و بارهای خاص را فراهم می سازد. برای مسائل سازه ای شرایط مرزی معمولاً مربوط به تغییر مکان در گره می باشد.

### محاسبه نیروهای وارد شده بر پا در دو حالت ویژه

حالت ویژه اول: هنگامیکه که فرد روی پنجه پا قرار دارد. در طی فرایند راه رفتن، هنگامیکه می خواهیم پا را از روی زمین بر داریم با این حالت مواجه می شویم.

### خواص مکانیکی کامپوزیت (پارامترهای طراحی)

با توجه به مواد اولیه اصلی انتخاب شده که شامل نوع و جنس الیاف و رزین می باشد طبق استاندارد های موجود شاهد خواص زیر برای کامپوزیتهای مورد استفاده می باشیم [9]:

استحکام کشش نهائی: (پوند بر اینچ مربع) ۶۰۰۰۰-  
۴۷۰۰۰

مدول الاستیسیته: (پوند بر اینچ مربع) ۳۲۰۰۰۰۰

استحکام خمشی نهائی: (پوند بر اینچ مربع) ۱۰۰۰۰۰-  
۴۹۰۰۰

مدول خمشی: (پوند بر اینچ مربع) ۳۲۰۰۰۰۰

ضریب پوآسون: ۰/۲۵ - ۰/۲۲

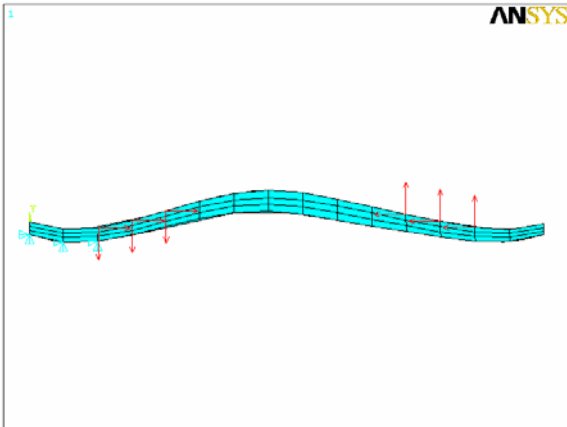
معیاری که در اینجا برای شکست مورد نظر قرار می گیرد، بر مبنای تئوری گسیختگی تنش و کرنش ماکزیمم استوار می باشد.

### مدل سازی قطعه استوانه ای شکل<sup>۱</sup>

ابعاد قطعه استوانه ای شکل مدلسازی شده به صورت زیر می باشد:

<sup>۱</sup> Shank

قطر خارجی = ۳/۵ سانتیمتر  
 قطر داخلی = ۲/۵ سانتیمتر  
 ارتفاع = ۲۵ سانتیمتر



اشکال ۴-الف و ۴-ب

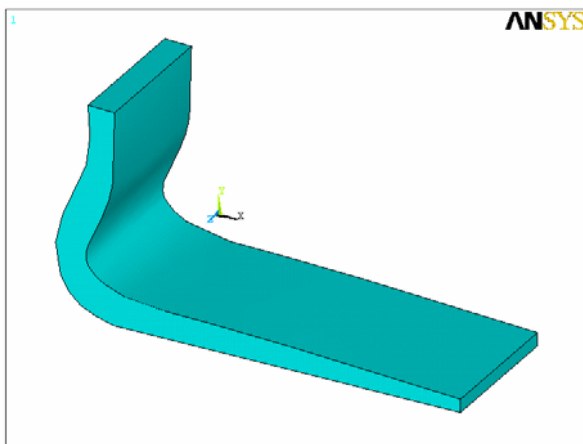
**مدل سازی و آنالیز تنش قطعه میچ یا قوزک پروتز**  
 ابعاد قطعه میچ یا قوزک پروتز مدل سازی شده به صورت  
 ارتفاع ناحیه عمودی ۱۱ سانتیمتر، طول ناحیه افقی ۱۲/۵  
 سانتیمتر و ضخامت متوسط آن ۰/۸۹۵ سانتیمتر می  
 باشد (شکل ۵).



شکل ۳: قطعه استوانه ای شکل مدل سازی شده

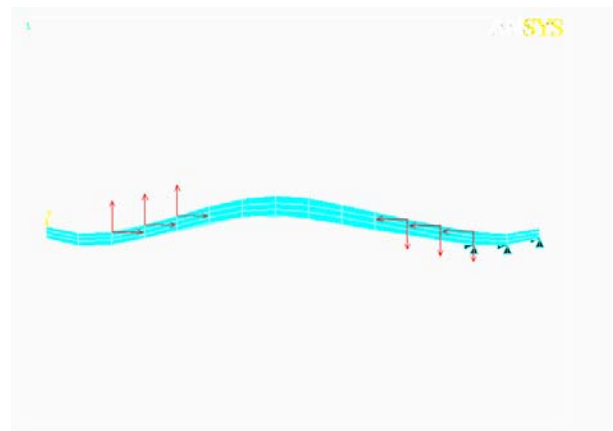
### مدل سازی کف پروتز و آنالیز تنش آن در دو حالت

ابعاد قطعه یاد شده که در اشکال ۴-الف و ۴-ب در دو حالت مختلف نشان داده شده است به صورت زیر می باشد:  
 طول = ۲۳ سانتیمتر عرض = ۵ سانتیمتر ضخامت متوسط =  
 ۰/۸۹ سانتیمتر  
 چون پیچیدگی خاصی در قطعه وجود ندارد، مدل سازی را در محیط انسیس انجام می دهیم.



شکل ۵

چون پیچیدگی خاصی در قطعه وجود ندارد، مدل سازی را در محیط انسیس انجام می دهیم. المان سه بعدی سالید ۹۵ را نیز برای تعریف سیستم در نظر میگیریم. این المان بهترین المان انتخابی در نمونه های سه بعدی غیر ایزوتروپیک می باشد. خواص مکانیکی قطعه را توسط منوی خواص مواد وارد می نمائیم. پس از آن نوبت به اعمال نیروی عمودی بر روی سطح مقطع بالائی ناحیه عمودی پروتز، همراه با ایجاد



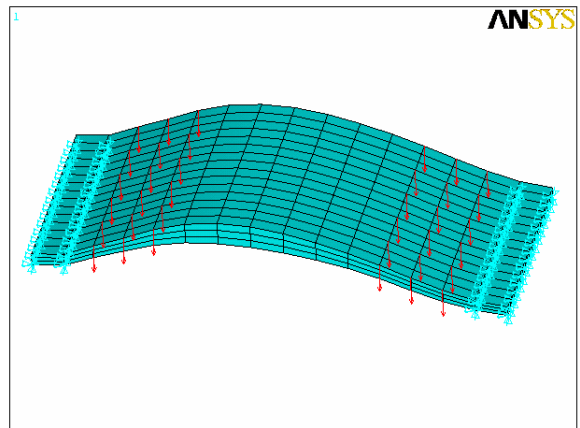
تکیه گاه های مناسب در سطح پائین می باشد. نیروی وارده را مطابق آنچه که ذکر شد، ۲۲۴۰ نیوتون فرض می کنیم که این نیرو می بایست به تعداد نقاطی که بردارهای نیرو در آنها قرار می گیرد تقسیم نمائیم .

### مدل سازی و آنالیز تنش قطعه فنری شکل

ابعاد قطعه یاد شده به صورت زیر می باشد:

$$\begin{aligned} &= & &= \\ &: & &: \\ & & & / \end{aligned}$$

در اینجا نیز مدل سازی را در محیط انسیس انجام داده و المان سه بعدی سالید ۴۶ را نیز برای تعریف سیستم در نظر می گیریم (شکل ۶).



شکل ۶: نمایش قطعه فنری شکل با المان سه بعدی سالید ۴۶ در این مرحله خواص مکانیکی قطعه را توسط منوی خواص مواد وارد می نمائیم . در منوی خواص مواد ، سیستم را اورتوتروپیک فرض کرده و تعداد ۲۰ لایه با زوایای ۰ و ۹۰ ، اعمال می نمائیم . پس از آن نوبت به اعمال نیروی عمودی بر روی سطح بالائی قطعه فنری به صورت بار گسترده ، همراه با ایجاد تکیه گاه های مناسب در سطح پائین می باشد. نیروی وارده را ۲۲۴۰ نیوتون فرض می کنیم که این نیرو به سطح بالائی قطعه فنری وارد می شود .

نمونه هایی از آنالیز تنشهای انجام شده بر روی قطعات پروتز را در شکل های (۷-۱ تا ۷-۶) آورده شده در انتهای مقاله مشاهده می نمائید:

### نتیجه و بررسی مدلسازی و تحلیل تنش انجام شده

آن چیزی که مشاهده می شود آن است که تنشهای به دست آمده از تحلیل قطعات پروتز در جهات مورد نظر همگی کمتر از استحکامهای کششی و برشی قطعه بوده و کرنش ماکزیمم نیز در راستاهای مختلف از ماکزیمم کرنش کششی و برشی در جهات مورد نظر کمتر می باشد. لذا بر طبق تئوریهای تنش ماکزیمم و کرنش ماکزیمم و با توجه به مواد اولیه اصلی انتخاب شده که در آنها استحکام کشش نهائی ۴۷۰۰۰ پوند بر اینچ مربع (در جهت X) و استحکام خمشی نهائی ، ۴۹۰۰۰ پوند بر اینچ مربع (در جهت Y) می باشد، تمامی قطعات پروتز به غیر از قطعه کف پروتز موقع گذاشتن پاشنه بر زمین، در زیر حد گسیختگی قرار دارند. در جدول ۲ که در انتهای این مقاله آورده شده است می توانید این مقادیر را برای سایر قطعات مشاهده نمائید. بررسی جدول مذکور نشان می دهد که در ناحیه آ بی و قرمز رنگ قطعه کف پروتز موقع گذاشتن پاشنه بر زمین ، تنشهای بسیار زیادی به آن وارد می شود. این ناحیه در لایه های بالائی و زیرین قسمت جلویی متصل به پاشنه پروتز قرار دارد که تقویت آن ضروری می باشد.

در سایر قطعات پروتز، مشکلی به چشم نمی خورد . در این خصوص مطلبی که لازم است ذکر شود آن است که الیاف کربن و پارچه های ساخته شده از آن دارای استحکام بالاتری از الیاف شیشه هستند و در صورتیکه بتوان از آنها استفاده نمود تقویت مناطق ضعیف با استفاده از اینگونه مواد و لایه گذاری هیبرید به راحتی امکان پذیر خواهد بود .

### پیشنهادات

در سراسر دنیا مشاهده می شود که قسمت های مختلفی از اندامهای مصنوعی بدن از کامپوزیتهای تقویت شده با الیاف کربن ساخته می شود . الیاف کربن و گرافیت به لحاظ داشتن خصوصیات منحصر به فرد مکانیکی و قیمت

6) A. Baptiste and R. Amin, Prosthetic Knee Design, Georgia University of technology, 1999.

7) S. Moaveni, Finite element analysis, Theory and application with ansys, Minnesuta StateUniversity, 2002.

۸) ر. فتح الله زاده، روشهای آزمون استاندارد های پروتزهای اندام تحتانی، سمینار کارشناسی ارشد، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی مکانیک، ۱۳۷۸.

9) K. k. Chawala, Composite materials science and engineering, Springer-Verlag, 1987.

رو به کاهش آن دارای اهمیت است. مهمترین خواص الیاف کربن و گرافیت سبکی وزن و همینطور مقاومت کششی و سختی بالای آنها می باشد. سایر خصوصیات اینگونه الیاف را نیز در فصل پنجم ملاحظه نمودید. در صورت جایگزینی الیاف شیشه با الیاف کربن و گرافیت، بسیاری از مشکلات مطرح شده در قسمت مدل سازی و تحلیل تنش از نظر خواص استحکامی مورد نیاز در نواحی ضعیف مرتفع می شود. تحلیلهای اقتصادی در مورد هزینه های ساخت و تلاش در جهت ارزان کردن پروتز از دیگر مواردی است که پیشنهاد می گردد.

## مراجع

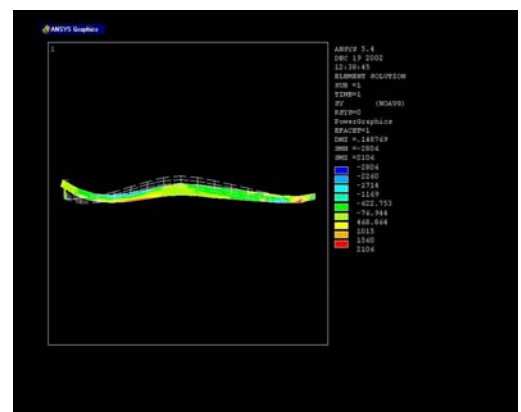
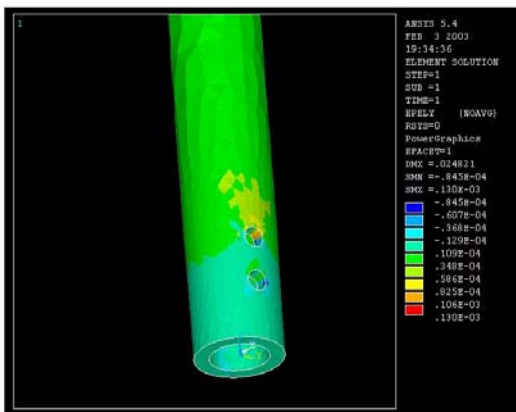
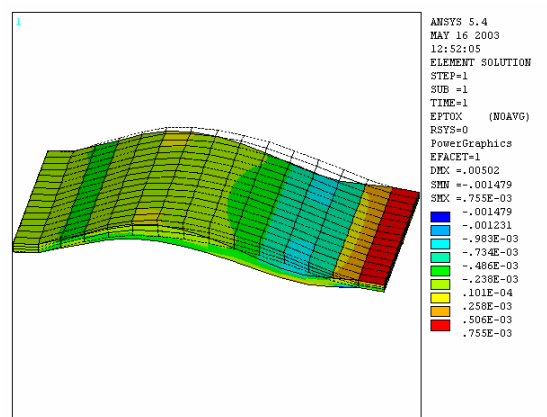
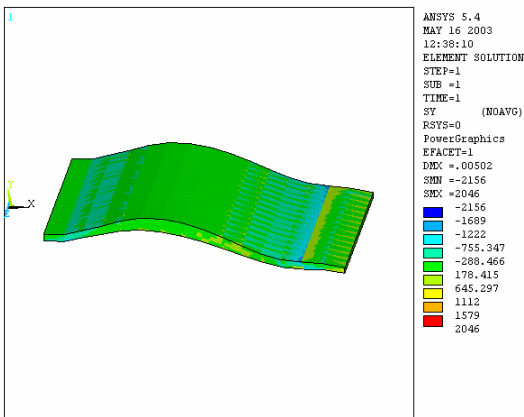
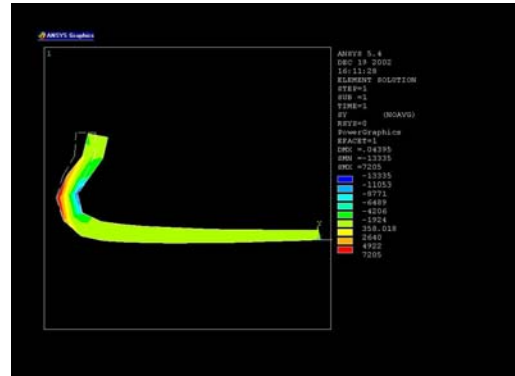
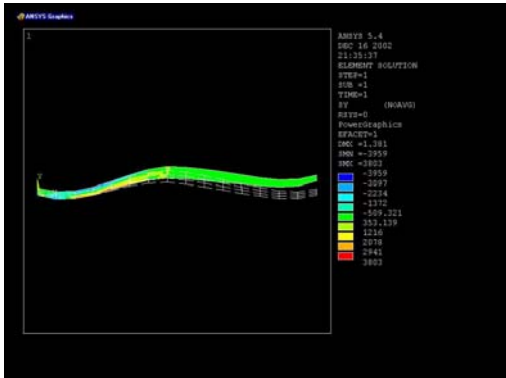
۱) حرکت شناسی مفاصل اندام تحتانی، آی.آ. کاپانچی، ترجمه محمد صادق صدیق مستوفی قراملکی، دکتر سبحانی، ۱۳۷۷، انتشارات سالار

(

3) Philips et al., Foot Prosthesis having cushioned ankle, US. Pat. 6280479, Aug. 28, 2001.

4) Cooper et al. Artificial foot, Us. Pat. 4721510, Jan, 26,1998.

5) D. Rihs, I. Polizzi, Prosthetic foot design, Victorian University of Thecnoogy and Morash Australia's International University, 2001.



اشکال ۱-۷ تا ۶-۷: نمونه هایی از آنالیز تنشهای انجام شده بر روی قطعات مختلف پروتز پا

**جدول ۲:** مقادیر تنش در قسمت های مختلف در حالت های مختلف قرار گرفتن پا

بیشترین تنش در جهت Y		بیشترین تنش در جهت X		قطعه
منفی	مثبت	منفی	مثبت	
- ۳۹۰۰	۳۸۰۰	- ۶۳۰۶۸	۵۹۸۳۳	کف موقع گذاشتن پاشنه بر زمین
- ۲۸۰۶	۲۱۰۶	- ۳۰۰۸۸	۳۸۵۰۰	کف موقع برداشتن پنجه از زمین
- ۱۳۳۳۵	۷۰۲۵	- ۶۴۴۷	۳۵۸۹	پروتز فوزک
- ۱۹۳۰	۱۹۷۰	- ۶۲۰۰	۳۶۷۰	قطعه فنری شکل