

## طراحی و تحلیل یک نمونه جدید پیچ ارتوپدی برای فیکساتور ترمیم شکستگی استخوان فمور

بهزاد کریم خانی<sup>۱</sup>، حمید زارع پور<sup>۲\*</sup>، سمیه یعقوبی<sup>۲</sup>

۱- دانشجوی ارشد مهندسی پزشکی، گروه مهندسی مکانیک، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران.

۲- استادیار، گروه مهندسی مکانیک، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران.

\*نویسنده مسئول: [h-zare@iaun.ac.ir](mailto:h-zare@iaun.ac.ir)

### چکیده

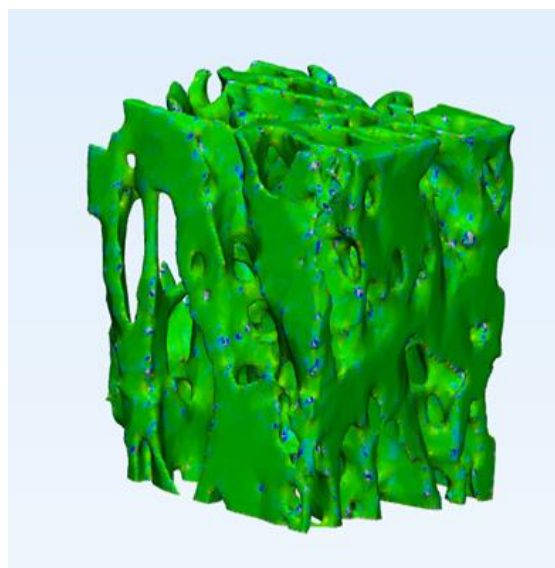
شکستگی استخوان ران در اثر عوامل گوناگون از جمله آسیبهای ورزشی، تصادفات، پوکی استخوان و غیره می تواند باعث به وجود آمدن مشکلات زیادی برای افراد شود. امروزه روش های مختلفی برای درمان این نوع شکستگی ها توسط پزشکان به کار گرفته می شود که استفاده از فیکساتورها یکی از متداول ترین آنها می باشد. استفاده از آلیاژ مناسب یکی از مهمترین مواردی است که برای ساخت یک نمونه فیکساتور و پیچ ارتوپدی باید در نظر گرفته شود. در این پژوهش، ابتدا مروری بر استخوان فمور و ناهنجاریهای آن و همچنین آناتومی پا صورت گرفته است. در ادامه، آلیاژهای مورد استفاده در ساخت پیچ های ارتوپدی بررسی شده است. سپس، یک نمونه پیچ جدید از جنس آلیاژ Ti-6Al-4V با استفاده از نرم افزار سالیید ورک طراحی و تحلیل شده و همچنین شکل های مربوط به استخوان توسط نرم افزارهای میمیکس و تری متیک استخراج شده است. بر اساس نتایج به دست آمده، پیچ جدید طراحی شده استحکام مکانیکی لازم را دارا بوده و میتواند بدون ایجاد مشکلاتی مانند تحریک دائمی فرد در اثر گرما و یا شکستگی مجدد در استخوان ران قرار گرفته و عملکرد مطلوبی را فراهم نماید.

**کلمات کلیدی:** شکستگی استخوانی، استخوان فمور، پیچ ارتوپدی، بافت استخوان، پیچ و پلاک، تحلیل نرم افزاری، روش اجزا محدود.

## ۱- مقدمه

## ۱-۱) مقدمه ای بر بیماری های اسکلتی

پوکی استخوان یک بیماری اسکلتی است که به علت خرابی ریزساختارهای استخوان<sup>۱</sup> ایجاد می شود [۱]. استحکام استخوان به شدت به توانایی و قدرت ریزساختارها در توزیع فشار و نیروهای محیطی وابسته است [۲]. با افزایش سن و تخریب ریزساختارهای استخوانی، بیماری پوکی استخوان در هر دو جنس زن و مرد ولی با وضعیت و شرایط غیر یکسان به وقوع می پیوندد [۳-۴]. مطالعات مختلف نشان می دهند که فعالیت بدنی علاوه بر پیشگیری و درمان این بیماری، با تقویت عضلات باعث افزایش ثبات قامتی میشود و میتواند از شکستگی جلوگیری کند [۵]. علاوه بر انجام حرکات ورزشی، اعمال بار مکانیکی و تحریک متابولیک استخوان، می تواند بر استحکام استخوان تاثیر گذارد [۶]. شکل ۱ شماتیکی از بافت استخوانی را نشان میدهد که با استفاده از نرم افزار تری متیک بدست آمده است.



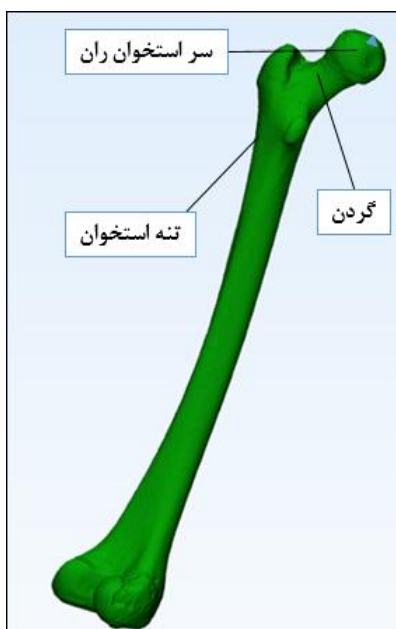
شکل ۱- بافت استخوانی

یکی از روشهای بررسی و مطالعه پیچهای ارتوپدی و فیکساتور ها، شبیه سازی آنها با استفاده از نرم افزارهای روش اجزا محدود می باشد. به کمک این روش میتوان کیفیت و کارایی اجزای مذکور را بهبود بخشید. علاوه بر این، بدنبال پیشرفت تکنیکهای جراحی و تصویربرداری مدرن و مبتنی بر سی تی اسکن، می توان کیفیت پیچ های مورد استفاده در جراحی های ارتوپدی را مورد بررسی قرار داد [۷]. از طرف دیگر، ساخت اجزاء فوق و استفاده آنها در جراحی، بدون انجام طراحی و تحلیلهای قبلی می تواند سبب ایجاد بروز مشکلاتی چون عفونت، ضایعات عصبی- عروقی و غیره شود [۸].

<sup>1</sup> Bone microarchitecture

## ۲-۱) آناتومی استخوان ران<sup>۲</sup>

استخوان ران بلند ترین، حجیم ترین و قوی ترین استخوان در بدن انسان و اولین استخوان اندام تحتانی است که در انتهای فوقانی خود در لگن خاصره قرار می گیرد و مفصل ران را به وجود می آورد. استخوان ران از بالا در ناحیه حفره حقه ای (استابولوم) با استخوان لگن و از انتها در ناحیه ی زانو با استخوان (درشت نی) ساق پا و به وسیله رباطها با ساق پا (نازک نی) و با کشکک مفصل می شود. همانطور که در شکل ۲ نشان داده شده، انتهای بالایی استخوان ران شامل سر، گردن، برجستگی بزرگ و برجستگی کوچک است. برجستگی استخوان ران در سطح خارجی انتهای فوقانی استخوان قرار دارد و از روی پوست قابل لمس است [۹-۱۰].



شکل ۲- استخوان فمور

## ۳-۱) شکستگی استخوان ران

شکستگی های تنه استخوان ران از مهمترین و رایج ترین انواع شکستگی است که اتفاق می افتد. اکثر این شکستگی ها حاصل ضربات شدید بویژه در تصادفات جاده ای است [۱۱-۱۲]. شکستگی های تنه استخوان فمور در کودکان و اطفال، شایع ترین مشکل ارتوپدی در این گروههای سنی است [۱۳]. در گذشته روش درمان در این افراد گچ گیری ناحیه شکستگی بود، ولی امروزه

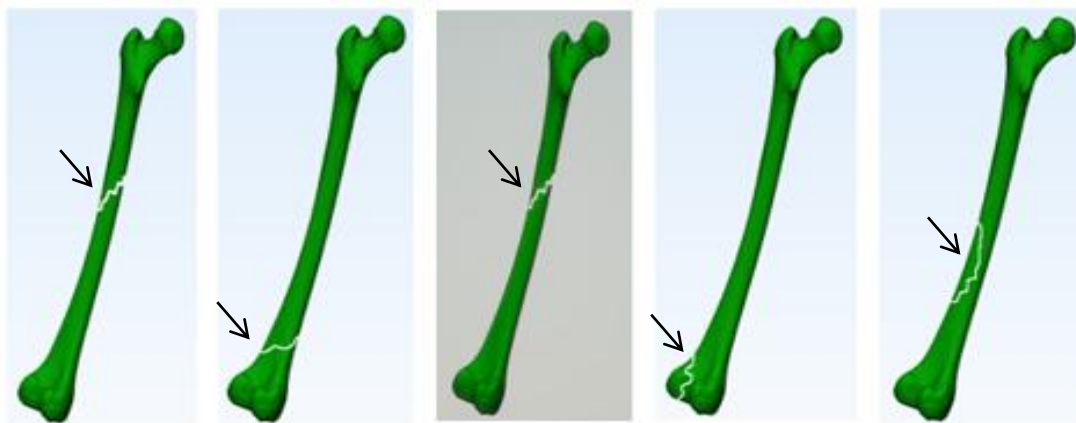
<sup>2</sup> femur

با پیدایش روش های کم هزینه نیز از روش هایی نظیر درمان غیر تهاجمی استفاده می شود که باعث رضایت مندی افراد تحت درمان شده است [۱۴]. افزایش رشد در اطفال و کودکان به عوامل مختلف نظیر سن، جنس، نوع شکستگی، محل شکستگی و میزان روی هم افتادگی قطعات شکستگی بستگی دارد. از بین عوامل ذکر شده، سن دارای اهمیت بیشتری است [۱۵]. در گروه های سنی بالاتر مانند افراد مسن، شکستگی اغلب در گردن فمور اتفاق می افتد [۱۶].

انتخاب روش درمان شکستگی گردن فمور براساس فاکتورهایی مانند سن، جنس، وضعیت سلامت عمومی، وجود یا عدم وجود استئوآرتریت، سطح فعالیت بدنی بیمار در گذشته و همچنین نوع و سطح شکستگی و مقدار جابجایی آن صورت می گیرد [۱۷]. شکستگی های استخوانی یکی از بیشترین علل مراجعه بیماران به متخصصان ارتوپدی می باشد که برای درمان آنها از وسایلی از قبیل پلاک ساده، پلاک های قفل شونده و میخ های داخل کانال برای تثبیت استخوان ران، استفاده می شود. میخ داخل کانال باید استحکام لازم را در تمام جهات دارا بوده و به بیو مکانیک استخوان نزدیک تر باشد [۱۸-۱۹].

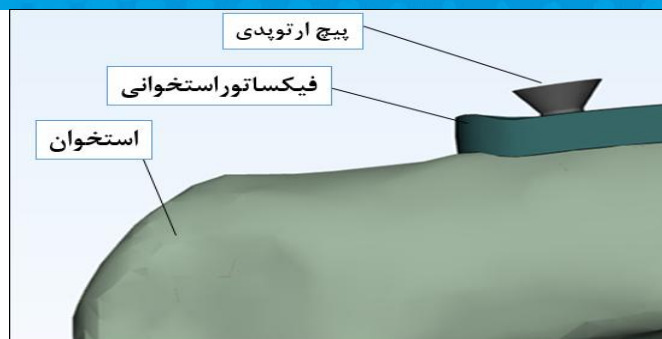
#### ۴-۱) انواع شکستگی استخوان ران و تومور استخوانی

یکی از روش های تثبیت شکستگیهای استخوان استفاده از پیچ های ارتوپدی می باشد. این پیچ ها عمدتاً از فولاد زنگ نزن یا آلیاژ تیتانیوم ساخته می شوند و با ایجاد فشار مناسب سبب بهبودی شکستگی می شوند [۲۰]. نمونه هایی از شکستگی استخوان در شکل ۳ آمده است.



شکل ۳- تعدادی از شکستگی ها تنه استخوان ران.

با توجه به شکل ۳، برای کمک به بهبود این نوع شکستگی ها معمولاً از روش ثابت کردن عضو شکسته به وسیله پیچ و پلاک استفاده میشود. نقش پیچ و پلاکها، ثابت نگهداشتن قسمتهای شکسته جهت تسریع روند جوش خوردن دوباره آن قسمت ها می باشد [۲۱]. در شکل ۴ نحوه قرارگیری پیچ های ارتوپدی جهت ثابت کردن استخوان شکسته نشان داده شده است.



شکل ۴ - نحوه قرار گیری پلیج و پلاک جهت ثابت کردن استخوان شکسته.

ناحیه انتهای فمور شایع ترین مکان بروز تومورهای خوشخیم است. [۲۲]، یک مورد از این نوع تومورها در شکل ۵ نشان داده شده است. یکی از موارد مهم استفاده از پلیج و پلاک، کاهش خطر شکستگی در مواردی است که اندازه تومور بزرگ است. هنگامی که احتمال شکستگی در حین عمل جراحی تومور وجود داشته باشد، معمولاً پزشک جراح از فیکساتورهای داخلی استفاده می کند [۲۳].



شکل ۵ - ناحیه تومور استخوانی [۳۸].

براساس مطالعات انجام شده، استحکام استخوان به عنوان یک عامل موثر برای پیش بینی خطر شکستگی آن می باشد [۲۴]. یکی از روشهای پیش بینی شکستگی در استخوان، استفاده از نرم افزارهای تحلیل المان محدود مانند انسیس، آباکوس و ... می باشد که نتایج دقیقی ارائه می دهد. از روش اجزاء محدود در مطالعه بر روی بارگذاری نیرو و اثرات آن در ایمپلنت ها نیز استفاده می شود. [۲۵ و ۲۶].



## ۲) مواد و روش تحقیق

### ۲-۱) مشخصات آلیاژ مورد استفاده برای فیکساتور

امروزه استفاده از فیکساتور داخلی پیچ و پلاک ارتوپدی با بکار گرفتن موادی مانند کبالت، کروم و تیتانیوم توسعه بیشتری یافته و برای اکثر بیماران قابل دسترس است [۲۷]. برای ساخت تجهیزات پزشکی نظیر تجهیزات جراحی ارتوپدی، معمولا از جنس آلیاژ Ti-6Al-4V به دلیل داشتن استحکام کششی زیاد آن استفاده می شود [۲۸]. این آلیاژ علاوه بر داشتن قابلیت ماشینکاری و خواص مکانیکی مطلوب، دارای زیست سازگاری بسیار خوب در تماس با بافتهای استخوانی است [۲۹]. خواص مکانیکی این آلیاژ بر اساس داده های تحقیقات قبلی [۳۰ و ۳۱] و همچنین با استفاده از کتابخانه نرم افزارهای اینونتور و سالیدورک استخراج شده و در جدول ۱ ارائه شده است.

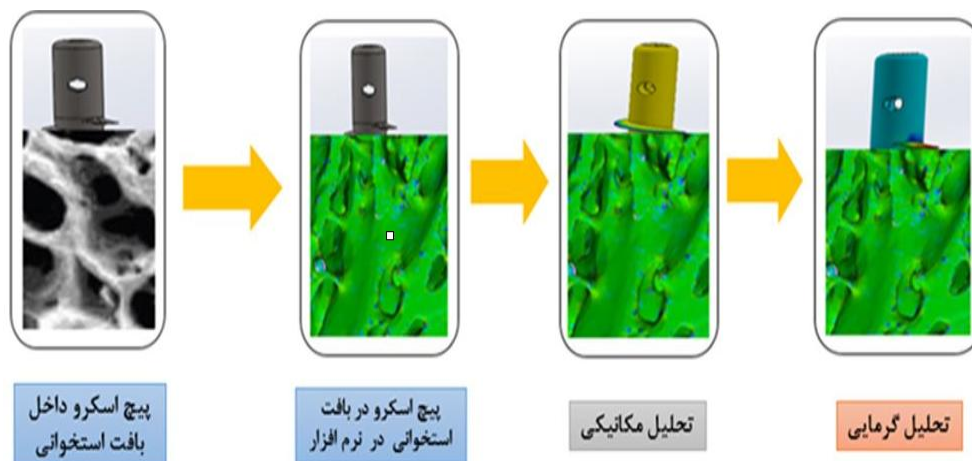
جدول ۱- خواص آلیاژ Ti-6Al-4V با کاربرد های پزشکی [۳۰ و ۳۱].

خواص مکانیکی	مقدار	واحد
ضریب پواسون	۰/۳۱	-
استحکام کششی	۱۰۵۰	MPa
مدول برشی	۴/۱×۱۰ <sup>۱۰</sup>	N/m <sup>2</sup>
دانسیتته	۴۴۲۸/۷۸	kg/m <sup>3</sup>
مدول الاستیک	۱/۰۸۴×۱۰ <sup>۱۱</sup>	N/m <sup>2</sup>
هدایت حرارتی	۶/۷	W/(m·K)
ضریب گرمایی ویژه	۵۸۶/۰۴	J/(kg·K)

ویژگی یک زیست ماده، زیست سازگاری آن است که نباید سمی و یا سرطان زا بوده و از لحاظ شیمیایی با مایعات یا سیالات بدن واکنش دهد [۳۲ و ۳۳]. در حال حاضر، ایمپلنت های فلزی مانند فولادهای زنگ نزن، آلیاژهای کبالت-کروم و آلیاژهای تیتانیوم بسیار مرسوم شده است [۳۴]. فلزات و آلیاژها وقتی در تماس با سیالات موجود در محیط بدن قرار می گیرند، به علت وجود یون های کلرید و پروتئین های بسیار مهاجم در معرض خوردگی قرار می گیرند. مقاومت به سایش و خوردگی پایین بعضی از مواد باعث آزاد سازی یون های فلزی از ایمپلنت ها و ایجاد واکنش های ناخواسته آن ها در بدن می شوند [۳۵]. در خواست های روز افزون ایمپلنت ها، پیشرفت های سریع در زمینه مواد زیستی را افزایش داده است. از این رو در سال های اخیر، مطالعه و پژوهش در حوزه مواد زیستی به طور قابل توجهی افزایش یافته است [۳۶ و ۳۷].

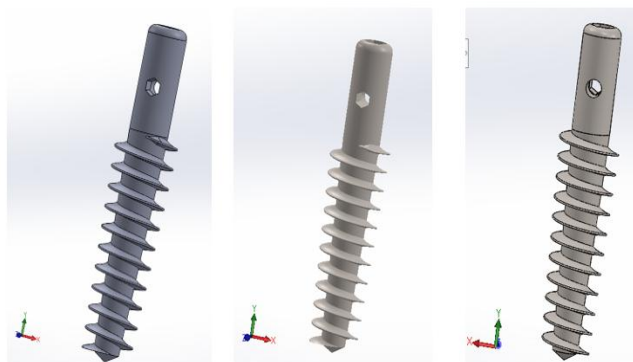
## ۲-۲) روش طراحی و تحلیل فیکساتور

باتوجه به مطالب ذکر شده، هدف این پژوهش طراحی و بررسی یک پیچ ارتوپدی جهت تثبیت فیکساتور برای ترمیم شکستگی تنه استخوان فمور می باشد که مراحل مختلف آن در شکل ۶ نشان داده شده است.



شکل ۶- دیاگرام طراحی پیچ ارتوپدی فیکساتور برای ترمیم شکستگی تنه استخوان فمور.

ابتدا مدل های سه بعدی از ساختار پیچ ارتوپدی جهت محکم نمودن فیکساتور ترمیم شکستگی تنه استخوان در نرم افزار سالیدورک طراحی شده است (شکل ۷). با توجه به نوع آسیب استخوانی، مدل مناسب پیچ مورد استفاده قرار می گیرد. هندسه رزوه های پیچ به گونه ای طراحی شده که بعد از مدتی استفاده دچار آسیب نگردد. سپس تحلیل های مکانیکی مورد نیاز و نمودارهای مربوطه با استفاده از نرم افزار مذکور استخراج شده است. برای انجام مدل سازی و تحلیل ها از مش بندی مثلثی استفاده شده است.

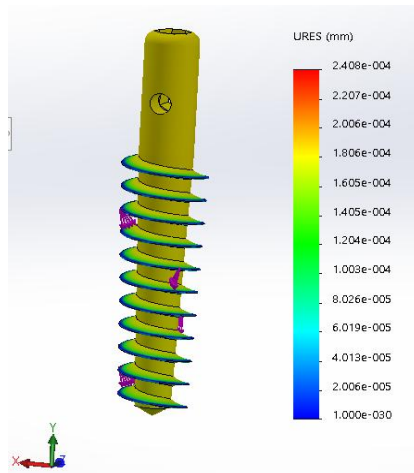


شکل ۷- پیچ های ارتوپدی طراحی شده.

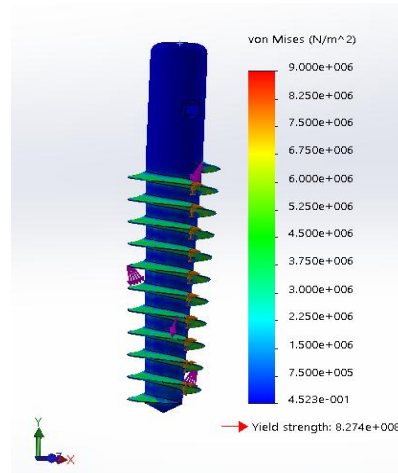
## ۳) نتایج

## ۳-۱) نتایج تحلیل مکانیکی

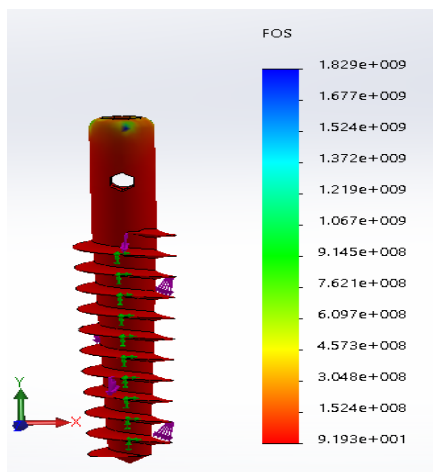
جهت انجام تحلیلهای نرم افزاری، بارگذاری لازم بر روی مدل‌های مختلف پیچ ارتوپدی بر اساس خواص ارائه شده در جدول ۱ صورت گرفته است. نتایج تحلیلهای مکانیکی انجام شده با استفاده از نرم افزار سالیدورک در شکل ۸ ارائه شده است. با توجه به تحلیل‌های بدست آمده بر اساس معیار فون میسز و همچنین بررسی نقاط بحرانی در پیچ ارتوپدی، این پیچ می‌تواند گزینه مناسبی جهت استفاده در فیکساتورها باشد.



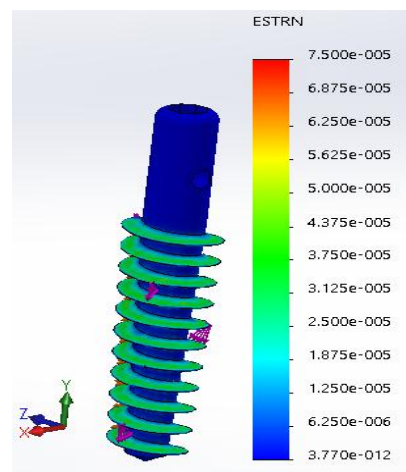
(ب)



(الف)



(د)

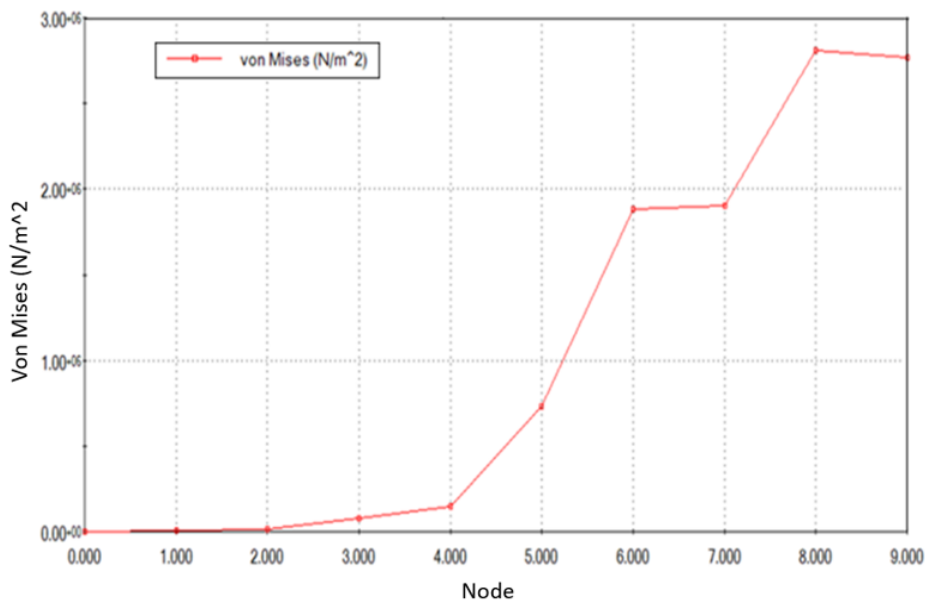


(ج)



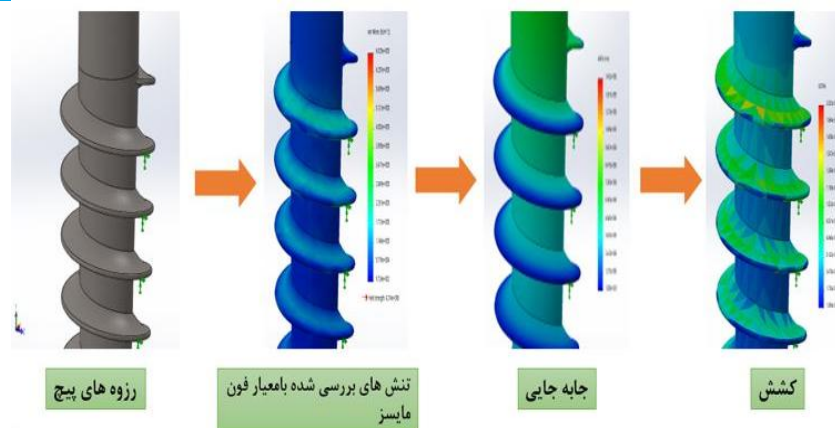
شکل ۸- نتایج مربوط به تحلیل های مکانیکی فیکساتور: الف) میزان تنش بر اساس معیار ون میسز، ب) مقدار تغییر شکل در اثر اعمال نیرو، ج) تغییر طول در پیچ ارتوپدی، د) ضریب اطمینان بدست آمده در تحلیل.

نمودار بررسی مقدار تنش در نقاطی از پیچ ارتوپدی که بیشترین نیرو به آن وارد میشود در شکل ۹ نشان داده شده است. با توجه به مقادیر تنش ماکزیمم وارد شده، حداکثر تحمل نیرو در هر قسمت از پیچ مشخص می شود که بعد از آن شکست پیچ اتفاق می افتد. بر اساس نمودار شکل ۹ و با توجه به وزن بیمار و محل شکستگی میتوان از پیچ مورد نظر استفاده نمود.



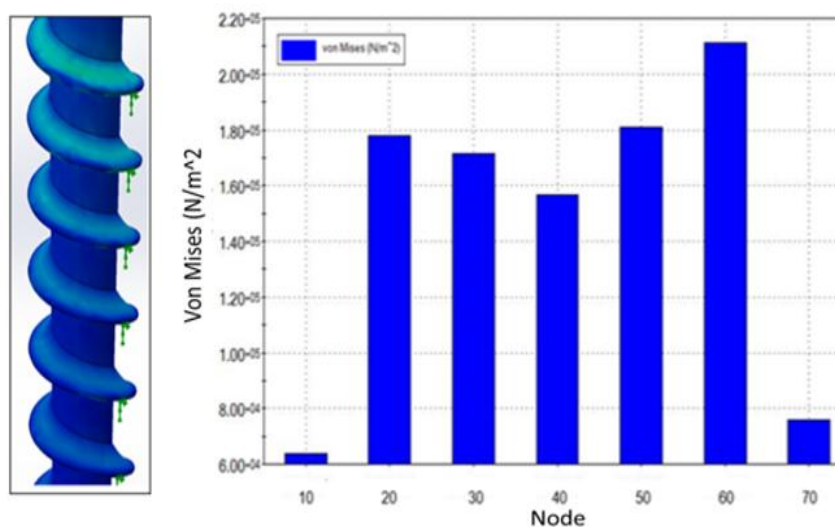
شکل ۹- نمودار تحلیل مکانیکی تنش در نقاط مختلف پیچ ارتوپدی

دیاگرام مقایسه ای اعمال نیرو روی رزوه ها و نتایج مربوطه در شکل ۱۰ نشان داده شده است. با توجه به نیروی اعمالی، میزان تنش در پیچ ارتوپدی بدست می آید که بر اساس آن میتوان نتایج مربوطه را با یکدیگر مقایسه کرد. نتایج این تحلیلها جهت مشخص نمودن نقاط بحرانی در پیچ ارتوپدی که مقاومت کمتری نسبت به سایر قسمتها دارند و با هدف جلوگیری از شکست احتمالی پیچ در بدن و بهینه سازی طراحی آن، مورد استفاده قرار می گیرد.



شکل ۱۰- دیاگرام مقایسه ای اعمال نیرو روی رزوه های پیچ ارتوپدی.

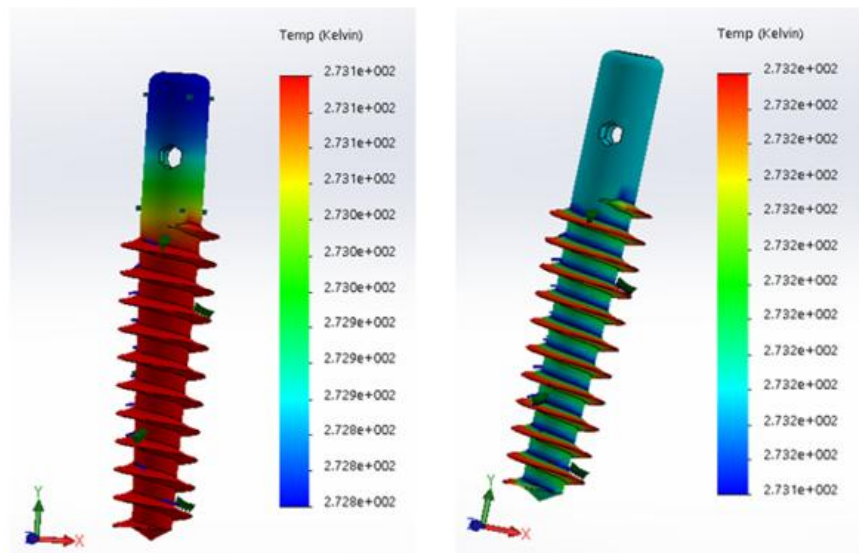
شکل ۱۱ نتایج مربوط به بررسی رزوه های دارای بیشترین تنش فشاری را نشان می دهد. بر اساس این نتایج، بیشترین و کمترین میزان تنش فون میسز مشخص می شود که با توجه به آن، میتوان قابلیت استفاده پیچ مورد نظر در بدن افراد با وزنه های مختلف را مشخص نمود. باید به این نکته اشاره کرد که معمولا طراحی رزوه های پیچ به گونه ای انجام می شود که با توجه به میزان نیرو های وارده، برای افراد مختلف در رده های سنی متفاوت قابل استفاده باشد.



شکل ۱۱- بررسی توزیع تنش در پیچ ارتوپدی.

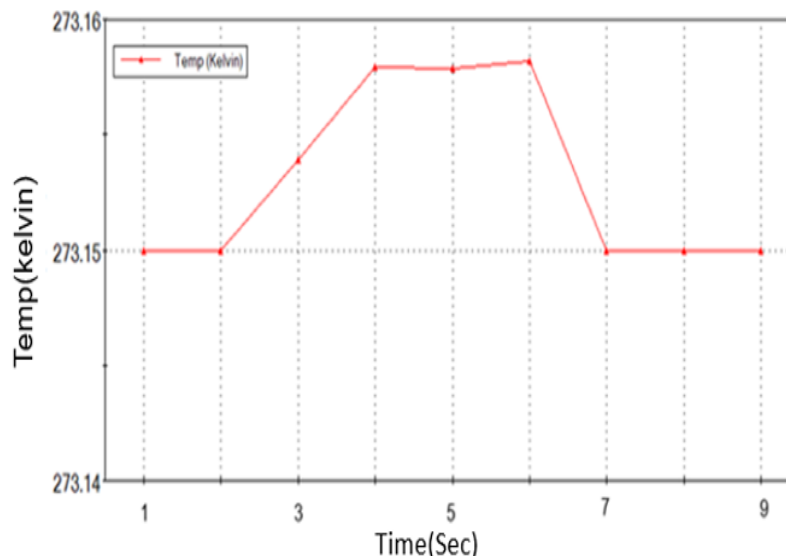
## ۲-۳) نتایج تحلیل گرمایی

بعد از ارائه نتایج تحلیل مکانیکی، به تحلیل های گرمایی پرداخته می شود. اهمیت انجام تحلیلهای گرمایی، به این دلیل است که تولید گرمای بیش از حد می تواند موجب ایجاد آسیب بافتی در بدن بیمار و در نتیجه باعث درد و ناراحتی در ناحیه آسیب دیده شود. نتایج مربوط به تحلیلهای گرمایی در شکل ۱۲ ارائه شده است. بر اساس این نتایج، مشاهده می شود که افزایش دما و گرمای تولید شده در پیچ ارتوپدی طراحی شده بسیار جزئی است. به این ترتیب، مشاهده می شود زمانی که دمای بدن بالا رود، میزان گرمای انتقالی به پیچ ارتوپدی ناچیز است و تغییری در روند بهبودی ایجاد نمی کند. بر اساس نتایج بدست آمده، می توان نتیجه گرفت که این میزان گرما اثر خاصی بر روی بدن فرد نداشته و تنش گرمایی برای وی ایجاد نمی کند.



شکل ۱۲- تحلیل های گرمایی بر روی پیچ ارتوپدی طراحی شده.

با توجه به داده های شکل ۱۲، نمودار مربوط به تحلیل های حرارتی در شکل ۱۳ ارائه شده است. بر اساس این نمودار، میزان گرمایی در محدوده کمی بیشتر از دمای بدن تا حدود ۴۰ درجه سانتیگراد معادل ۲۷۶/۱۵ کلوین در بازه زمانی مشخص بین ۲ تا ۷ ثانیه در نرم افزار به پیچ ارتوپدی اعمال شده است. مشاهده می شود که افزایش دمای بسیار جزئی و سپس کاهش دما در پیچ ارتوپدی صورت می گیرد که قاعدتا تاثیری بر روند درمان شکستگی استخوان در فرد نخواهد داشت.



شکل ۱۳- نمودار تحلیل حرارتی.

با توجه به نتایج بدست آمده از تحلیل های گرمایی و مکانیکی، پیچ ارتوپدی طراحی شده از جنس آلیاژ تیتانیوم Ti-6Al-4V می تواند بعنوان یکی از مدل های مناسب برای جراحی های ارتوپدی مورد استفاده قرار گیرد.

#### ۴) نتیجه گیری و جمع بندی

در تحقیق حاضر، ابتدا مروری بر آناتومی پا و استخوان فمور و همچنین انواع شکستگی آن ارائه شد. سپس طرح یک نمونه پیچ ارتوپدی جدید برای ثابت کردن فیکساتورهای درمان شکستگی استخوان فمور از جنس آلیاژ Ti-6Al-4V ارائه شده و با استفاده از نرم افزار سالید ورک مدل سازی و تحلیل شد. همچنین شکل های مربوط به استخوان توسط نرم افزارهای میمیکس و تری متیک استخراج شد.

جهت انجام تحلیلهای نرم افزاری، بارگذاری لازم بر روی پیچ ارتوپدی مدل سازی شده، بر اساس خواص مکانیکی و فیزیکی آلیاژ Ti-6Al-4V صورت گرفت. نتایج تحلیلهای مکانیکی و همچنین بررسی های انجام شده بر روی نقاط بحرانی در پیچ ارتوپدی نشان داد که بر اساس معیار فون میسز، این پیچ می تواند گزینه مناسبی جهت استفاده در فیکساتورها باشد. همچنین، نتایج به دست آمده از تحلیلهای گرمایی نشان داد که پیچ جدید طراحی شده می تواند بدون ایجاد مشکلاتی مانند تحریک دائمی فرد در اثر گرما و یا شکستگی مجدد در استخوان ران قرار گرفته و عملکرد مطلوبی را در بهبود آن فراهم نماید.

#### ۵) تحقیقات آینده

با توجه به نیاز روز افزون ایمپلنتهای ارتوپدی جهت درمان مشکلات و آسیبهای اسکلتی از جمله شکستگی های استخوان، ارائه یک آلیاژ مناسب برای این نوع کاربردها ضروری به نظر می رسد. با توجه به مطالعات انجام شده، گرچه آلیاژهای مورد استفاده خواص مکانیکی و زیست سازگاری خوبی دارد، ولی میتواند از خود یون هایی آزاد کند که سبب ایجاد بیماری های بعدی در فرد شود. این مشکل تا حدی نظر استفاده از آلیاژ تانتالوم را مطرح نموده و تقویت ساخته است. بنابراین مطالعه بر روی آلیاژ تانتالوم جهت کاربردهای فوق و مقایسه با آلیاژهای موجود، می تواند به عنوان یکی از زمینه های تحقیقاتی پیش رو مطرح گردد. همچنین در قالب یک پژوهش جامع تر، فراهم آوردن یک بانک اطلاعاتی جامع حاوی داده های کافی برای تولید آلیاژها و نمونه های جدید جهت استفاده در درمان شکستگی های استخوان، کمک شایانی به علم مهندسی پزشکی خواهد نمود. از دیگر زمینه های پژوهشی، بررسی خواص میکروسکوپی مواد ارتوپدی و استخوان، جهت تخمین مقدار گرما و تنش ایجاد شده بین بافت استخوان و آلیاژ ایمپلنتهای استخوانی از جمله پیچ های ارتوپدی است که میتواند با نرم افزارهای دینامیک مولکولی و سایر نرم افزارهای مربوطه مورد مطالعه و بررسی قرار گیرد. همچنین، می توان با کمک روشهای متالوگرافی و نرم افزارهای مربوطه، این داده ها را از نظر نرم افزاری و آزمایشگاهی مورد مطالعه قرار داد. در نهایت میتوان مدلهای مختلف پیچ ارتوپدی برای درمان آسیبهای استخوانی را تحت شرایط مختلف و در وضعیتهای خاص بارگذاری و تنشی مورد مطالعه قرار داده و نتایج به دست آمده را با نتایج آزمایشگاهی حاصل از تست مکانیکی نمونه های ساخته شده آزمایشی مقایسه نمود.

#### منابع و مراجع

- [1] Zhang Y, Li Y, Gao Q, Shao B, Xiao J, Zhou H, et al (2014). *The variation of cancellous bones at lumbar vertebra femoral neck mandibular angle and rib in ovariectomized sheep*. Arch Oral Biol; 59:663-9.
- [2] Fonseca H, Moreiragonçaves D, Coriolano HJ, Duarte JA (2014). *Bone quality: the determinants of bone strength and fragilit*. Sports Med; 44:37-53.
- [3] Parkinson IH, Fazzalari NL (2013). *Characterisation of trabecular bone structure*. Stud Mechanobiol Tissue Eng Biomater; 5:31-51.
- [4] Thomsen JS, Niklassen AS, Ebbesen EN, Bruel A (2013). *Age-related changes of vertical and horizontal lumbar vertebral trabecular 3D bone microstructure is different in women and men*. Bone; 57:47-55.
- [5] Diazcuriel M (2013). *Effects of exercise on osteoporosis*. J Osteopor Phys Act; 1:1-2.
- [6] Lirani AP, Lazaretti-Castro M (2005). *Evidences of physical agent's action on bone metabolism and their potential clinical use*. Arq Bras Endocrinol Metab; 49:891-6.
- [7] Herscovici D, Widmaer J, Scaduto JM, Sanders RW, Walling A (2005). *Operative treatment of calcaneal fractures in elderly patients*. J Bone Joint Surg.; 87A (6):1260-4.





99200-49903



- [8] Buess E, Kaelin A(1998). *One hundred pediatric femoral fractures: epidemiology, treatment attitudes, and early complications*. J Pediatr Orthop B. 7(3):186-92.
- [9] Richard L. Drake, A. Wayne Vogl, Adam W.M. Mitchell (2010)- *Gray's Anatomy for Students 2<sup>th</sup> Edition*.
- [10] John T.Dearborn, M.D. and William H. harris, M.D, (1999), *High placement of an Acetabular component inserted without cement in a revision Total hip arthroplasty* , copyright by the J. of bone and joint surgery , vol 81-A.
- [11] Sean EN. Fractures of the shaft of the femurIn: Robert W B, charles C B, (2006): *Rockwood & Wilkins: Fractures in Adults*. ,6th ed. Vol 2. New York: Lippincott Williams & Wilkins: 1845-1914.
- [12] Paige W.A, George W Wood II, (2003). *Fractures of Lower Extremity in: Canale S Terry: Campbelle's operative orthopedics*. 10th ed. Vol 3. New York: Mosby: 2778-2857.
- [13] Fry K, Hoffer MM, Brink J. (1976), *Femoral shaft fractures in brain-injured children*. J Trauma.;16(5):371-3.
- [14] Landin LA (1983). *Fracture patterns in children. Analysis of 8,682 fractures with special reference to incidence, etiology and secular changes in a Swedish urban population ,1950- 1979*. Acta Orthop Scand Suppl.; 202:54.
- [15] Hinton RY, Lincoln A, Crockett MM, Sponseller P, Smith G (1999). *Fractures of the femoral shaft in children. Incidence, mechanisms, and sociodemographic risk factors*. J Bone Joint Surg Am.;81(4):500-9.
- [16] Rockwood & Green; (2001). *Fractures in adults*, 4<sup>th</sup> ed. Texas: Lippincott-Raven Comp. P. 1456.
- [17] Terry Canale. Campbells Oper. Orthop (1998). 9<sup>th</sup> ed. Philadelphia: Mosby comp; P. 1932.
- [18] Kaab MJ, Frenk A, Schmeling A, Schaser K, Schütz M, Haas NP (2004). *Locked internal fixator: sensitivity of screw/plate stability to the correct insertion angle of the screw*. J Orthop Trauma.;18(8):483-7.
- [19] Salminen ST, Pihlajamaki HK, Avikainen VJ, Bostman OM (2000). *Population based epidemiologic and morphologic study of femoral shaft fractures*. Clin Orthop Relat Res.:(372):241-9.
- [20] Gefen A, (2002), Optimizing the biomechanical compatibility of orthopedic screws for bone fracture fixation. *Medical Engineering & Physics*, Vol. 24, pp. 337–347.
- [21] H. K. Uthhoff, P. Poitras, D. S. Backman, (2006), *Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments*, Journal of Orthopedic Science, Vol. 11, pp. 118-126.



99200-49903



- [22] Taraz-Jamshidi MH, Gharadaghi M, Mazloumi SM, Hallaj-Moghaddam M, Ebrahimzadeh MH. (2014). *Clinical outcome of en-block resection and reconstruction with no vascularized fibular autograft for the treatment of giant cell tumor of distal radius*. J Res Med Sci; 19:117-21.
- [23] Nishiyama KK, Gilchrist S, Guy P, Crompton P. (2013), *Boyd SK. Proximal femur bone strength estimated by a computationally fast finite element analysis in a sideways fall configuration*. J Biomech; 46:1231-6.
- [24] Keyak JH, Kaneko TS, Tehranzadeh J, Skinner HB. (2005). *Predicting proximal femoral strength using structural engineering models*. Clin Orthop Relat Res; 219-28.
- [25] Chitsazan A, Herzog W, Rouhi G, Abbasi M. (2018); *Alteration of strain distribution in distal tibia after triple arthrodesis: Experimental and finite element investigations*. J Med Biol Eng. 38(3):469-81.
- [26] Haase K, Rouhi G. (2013). *Predication of stress shielding around an orthopedic screw: using stress and strain energy density as mechanical stimuli*. Comput Biol Med; 43:1748-57.
- [27] H. Kim, S. Kim, S. Chang, (2011), *Bio-mechanical analysis of a fractured tibia with composite bone plates according to the diaphyseal oblique fracture angle, Composites: Part B, Vol. 42, pp. 666-674*.
- [28] Wolinsky PR, McCarty E, Shyr Y (1999). *Reamed Intramedullary nailing of the femur: 551 cases*. J trauma; 47(3):392-399.
- [29] X. Liu, P. K. Chu, Chuanxian Ding, (2005), "*Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications*", Materials Science and Engineering, Hong Kong.
- [30] B. D. Ratner, A. S. Hoffman, F. J. Schoen, J. E. Lemons (2013), "An Introduction to Materials in Medicine", Biomaterials Science, Third edition, Elsevier
- [31] Persenot, T., Martin, G., Dendievel, R., Buffière, J. Y., Maire, E. (2018) Enhancing the tensile properties of EBM as-built thin parts: Effect of HIP and chemical etching. Materials Characterization.
- [32] Arnould, C., Korányi, T.I., Delhalle, J., and Mekhalif, Z., (2010), "Fabrication of tantalum oxide/carbon nanotubes thin film composite on titanium substrate", *Journal of Colloid and Interface Science.*, Vol.344, pp. 390-394.
- [33] Naahidi, S., Jafari, M., Edalat, F., Raymond, K., Khademhosseini, A., and Chen, P. (2013). "Biocompatibility of engineered nanoparticles for drug delivery", *Journal of Controlled Release*, Vol.166, pp. 182-194.
- [34] Okazaki, Y., and Gotoh, E. (2008), "Metal release from stainless steel, Co–Cr–Mo–Ni–Fe and Ni–Ti alloys in vascular implants", *Corrosion Science.*, Vol.50, pp. 3429-3438.



[35] Geetha, M., Singh, A.K., Asokamani, R., and Gogia, A.K. (2009), "Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review", *Progress in Materials Science.*, Vol.54, pp. 397-425.

[36] Minagar, S., Berndt, C.C., Wang, J., Ivanova, E., and Wen, C, (2012) "A review of the application of anodization for the fabrication of nanotubes on metal implant surfaces", *Acta Biomaterialia.*, Vol.8, pp. 2875-2888.

[37] Heimann, R.B., (2013), "Structure, properties, and biomedical performance of osteoconductive bioceramic coatings", *Surface and Coatings Technology.*, Vol.233, pp. 27-38.

[38] Yu X, Xu M, Xu S, Su Q. (2013). Clinical outcomes of giant cell tumor of bone treated with bone cement filling and internal fixation, and oral bisphosphonates. *Oncol Lett*;5(2):447-51.