

بررسی و مقایسه آرایش قرار گیری پیچ‌های لاکینگ و نان لاکینگ بر روی نیل استخوان تیبیا به شیوه‌المان محدود

سید امید حسینی^۱، سیامک خرمی مهر^۲، کامران حسینی^۳

^۱ کارشناسی ارشد مهندسی بیومکانیک دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات Omid.hosseini1395@gmail.com

^۲ دکتری بیومکانیک دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران S.khorramymehr@srbiau.ac.ir

^۳ دکتری بیومکانیک دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران K.hasani@srbiau.ac.ir

چکیده

ثابت استخوانی به وسیله نیل‌ها و پیچ‌ها، در سال‌های اخیر استفاده از پیچ‌های با قابلیت قفل شونده در نیل نرمال همواره در فیکس نمودن استخوان‌ها مورد استفاده قرار گرفته شده است. در این مطالعه با توجه به استفاده از فیکسیشن‌های نیل استخوان تیبیا که همواره یکی از ابزار مهم در درمان شکستگی‌های عرضی استخوان مورد استفاده قرار میگیرد بررسی‌هایی صورت گرفت. مدل‌های مورد مطالعه در دو حالت استفاده از پیچ‌های لاکینگ و نانلاک که در مدل مدلانگ پیچ دارای گام‌های سرتاسری بوده و در بدنه نیل نیز فیکس میشود در مقابل پیچ‌های نانلاک مورد بررسی قرار گرفت. در نتایج به دست آمده از آزمون‌المان محدود و مدل‌سازی‌های استخوان و نیل مشاهده شد در استفاده از پیچ‌های لاکینگ همواره تنش در استخوان افزایش چشمگیری داشته است. در بررسی دلیل افزایش تنش در استخوان در زمان استفاده از پیچ‌های لاکینگ مشاهده شد کاهش میزان جا به جایی نیل و پیچ‌ها نسبت به استخوان باعث فیکسیشن قوی‌تر نسبت به پیچ‌های نانلاک شده و این عدم جا به جایی موجب انتقال نیرو بر واحد سطوح برخوردی پیچ و نیل با استخوان در نهایت موجب افزایش تنش گردیده شده است. در پیچ‌های نانلاک که خود در بخش ابتدایی دارای جا به جایی بالاتری نسبت به پیچ‌های لاکینگ داشته‌اند مشاهده شد کاهش فیکسیشن توسط پیچ‌ها نانلاک موجب کاهش تنش در استخوان‌ها شده است. با توجه به نتایج مشاهده شده در پیچ‌های لاکینگ و نانلاک میزان تنش‌های ایجاد شده توسط پیچ‌های لاکینگ از پیچ‌های نانلاک بیشتر بوده است.

واژه‌های کلیدی

نیل تیبیا، ایمپلنت نیل، پیچ‌های لاکینگ، پیچ‌های نانلاک، بیومکانیک

۱. مقدمه

در گذشته شکستگی‌ها با جا انداختن و بی حرکت کردن به وسیله گچ گیری با گذاشتن کشش درمان می شدند. بعد از جنگ جهانی دوم به تدریج جراحان شکستگی‌ها را با گذاشتن وسایل یا ایمپلنت فلزی در استخوان ثابت می کردند که احتیاج به گچ گیری نداشت [۱،۲]. وسایلی که در درمان شکستگی‌ها به کار برده می شوند اکثراً از این دو گروه هستند: فولاد زنگ نزن، (اولین و در حال حاضر پرمصرف ترین ایمپلنت‌های ارتوپدی از جنس فولاد ضد زنگ هستند.) فولاد ترکیبی از آهن و کربن می باشد، و برای اینکه فلزات در بدن دچار زنگ زدگی نشود آن را با فلزاتی مانند کروم و نیکل ترکیب می کنند [۳]. تیتانیوم: آلیاژهای تیتانیوم امروزه با اشتیاق بیشتری تولید و مورد استفاده جراحان قرار می گیرد. آلیاژهای تیتانیوم قدرت بیشتری در مقابل خم شدن و خوردگی نسبت به فولاد در بدن دارند. علاوه بر این تیتانیوم با بافت بدن همخوانی بیشتری دارد و بدن نسبت به آن واکنش پاتولوژیک کمتری نشان می دهد و همچنین با وجود تیتانیوم میتوان برای فرد تصویربرداری تشدید مغناطیسی انجام داد [۴،۵]. از انواع سخت افزارهای ارتوپدی چون: پیچ و پلاک اکسترنال فیکساتور، نیل اینترا مدولاری و پروتز، پین ساده ترین وسیله ارتوپدی جهت ثابت کردن شکستگی‌ها می باشد. در میان عوارض مختلف پین گذاری، مهم ترین آن عفونت محل پین است [۶،۷]. محققین معتقدند که شیوع این عارضه با تکنیک پین گذاری وابسته است. پیچ و پلاک از دیگر سخت افزارهای ارتوپدی است که تحول بزرگی در رشته ارتوپدی به وجود آورد. در این روش محل شکستگی باز می شود، جا اندازی شکستگی زیر دید مستقیم و سپس به کمک پیچ و پلاک ثابت کردن استخوان انجام می شود [۸،۹]. این روش نیز به خاطر دایسکشن وسیع و صدمه زیاد به بافت نرم و به خطر افتادن خون رسانی پریوستال همواره مورد نقد واقع شده است. علاوه بر این در این روش به علت باز نمودن محل شکستگی همراه با عوارض شایع عفونت، جوش نخوردن و دیر جوش خوردن، دوره نقاهت طولانی می باشد [۱۰،۱۱]. نیل اینترامدولاری درمان انتخابی شکستگی‌های دیافیزیال فمور و تیبیا می باشد. عوارض زیادی ممکن است در این نوع از صدمات و در این روش درمانی ایجاد شود که می تواند خود را به صورت تأخیر در جوش خوردن، عدم جوش خوردگی، عوارض عروقی، عفونت، شکستگی مجدد و یا نقص وسیله بروز نماید. با توجه به ثابت استخوانی به وسیله پلیت‌ها و پیچ‌ها، در سال‌های اخیر استفاده از پیچ‌های با قابلیت قفل شونده در پلیت و پیت‌هایی نرمال همواره در فیکس نمودن استخوان‌ها مورد استفاده قرار گرفته شده است [۱۲،۱۳]. استفاده از هر یک از حالت‌های لاکینگ و نان لاکینگ چالشی در میان پزشکان به همراه داشته است و در کمتر مطالعه‌ای در خصوص تاثیرات بیومکانیکی استفاده از هر یک از پیچ‌ها بر روی استخوان مورد بررسی قرار گرفته شده [۱۴،۱۵،۱۶،۱۷]. در این مطالعه هدف بررسی تاثیرات پیچ‌های لاکینگ و نان لاکینگ بر روی استخوان بوده است و همچنین آرایش قرار گیری پیچ‌ها نیز مورد بررسی قرار گرفته است، که به شیوه مدل سازی و حل عددی به آن پرداخته شد.

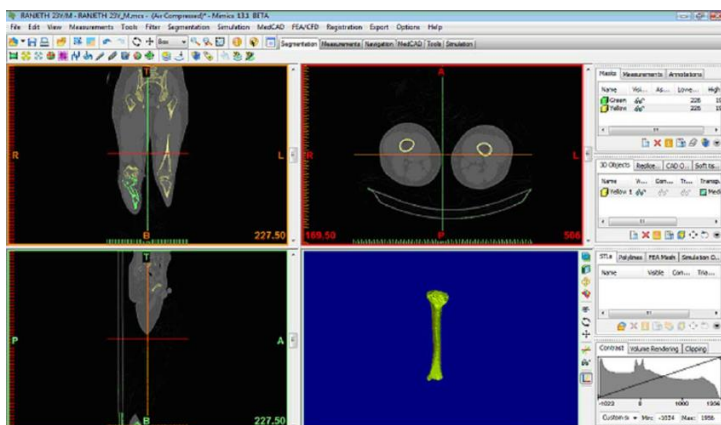
۱.۱. مدل سازی و حل عددی

در مدل سازی استخوان تیبیا از نرم افزار میمیکس جهت طراحی استفاده شده است. جهت مدل سازی استخوان از یک تصویر دیجیتال سی تی اسکن انتخاب شده فرد ۳۶ ساله مرد استفاده شد. میزان کنتراست استخوان را تعیین شده جهت تعیین بافت کورتیکال استخوان که معمولاً این بازه به صورت پیش فرض توسط نرم افزار تعیین میشود که در خصوص مدل سازی‌های این مطالعه مقداری بین ۲۲۶ تا ۱۸۱۶ HU انتخاب شد. پس از تعیین بازه و مشخص شدن ناحیه استخوان‌ها با استفاده از دستور ادیت ماسک به صورت دستی نواحی که به طور استباه توسط نرم افزار تشخیص داده شده را حذف کرده و تنها ناحیه مورد نظر باقی ماند و در نهایت مدل سه بعدی ناحیه استخوان‌های انتخاب شده توسط نرم افزار شبیه سازی شد. تصویر سی تی اسکن به صورت دیجیتال بوده و با فرمت DCOM وارد نرم افزار میمیکس شده و بافت‌های غیر استخوانی و نواحی اضافه حذف گردیده شد. دلیل استفاده از سیتی استخوان فرد سالم ایجاد شکستگی در استخوان توسط نرم افزار سالدورکس بوده است. مدل استخوان مدل سازی شده در نهایت با فرمت iges جهت اسمبلی در نرم افزار سالدورکس انتقال یافت (شکل ۱). در قسمت میانی استخوان مدل سازی شده یک شکستگی عرضی به صورت دستی ایجاد شد و استخوان به دو ناحیه تبدیل شد.

ششمین همایش بین‌المللی افق های نوین در مهندسی برق، کامپیوتر و مکانیک

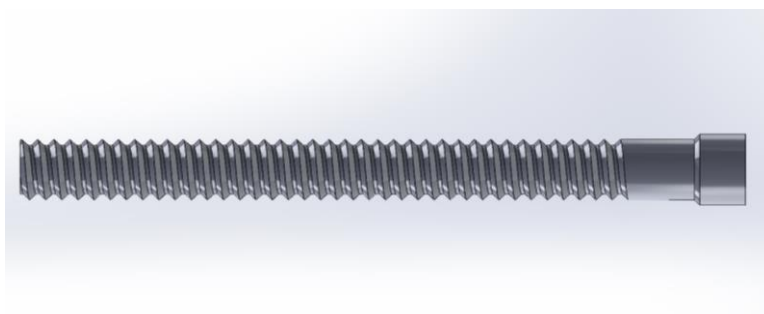
6th International Conference on the New Horizons in Electrical Engineering, Computer and Mechanical

www.mhconf.ir

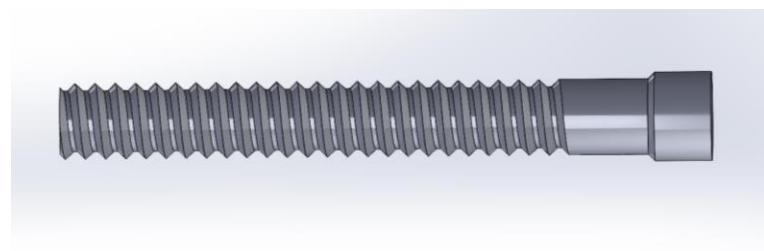


شکل ۱ استخوان تیبا مدل سازی شده در نرم میمیکس

در مدل سازی پیچ ها از نرم افزار سالدورکس استفاده شد. پیچ های مورد طراحی قرار گرفته در دو حالت نرمال و لاکینگ طراحی شد. علاوه بر نوع عملکردی پیچ ها، آن ها از لحاظ سایزی در دو سایز بلند و کوتاه نیز طراحی شدند. پیچ های بلند برای ناحیه بالایی نیل و پیچ های کوتاه برای قسمت های تهتانی نیل طراحی شد. در اولین حالت پیچ بلند لاکینگ با طول ۴۵ میلیمتر و قطر ۴,۵ میلیمتر طراحی شد. پیچ ها لاکینگ دارای گام ها رزوه ای در سر تا سر پیچ میباشند تا علاوه بر قرارگیری در بافت استخوان در بدنه نیل نیز پیچیده شده و در آن ثابت قرار میگیرد (شکل ۲). در پیچ کوتاه تر با طول ۳۵ میلیمتر و قطر ۴,۵ میلیمتر با مشخصات پیچ ۴۵ میلیمتری طراحی شد (شکل ۳). در حالت دوم طراحی پیچ ها نرمال نیل ارتوپدی تنها بخشی از پیچ دارای رزوه بوده و در بدنه نیل پیچ دارای رزوه فیکس شدن در آن نمیباشد. در این حالت نیز پیچ ها در دو سایز کوتاه و بلند برای ناحیه فوقانی و تهتانی پیچ ها طراحی شد (شکل ۴ و ۵).



شکل ۲ پیچ لاکینگ بلند تیبا طراحی شده در نرم افزار سالدورکس

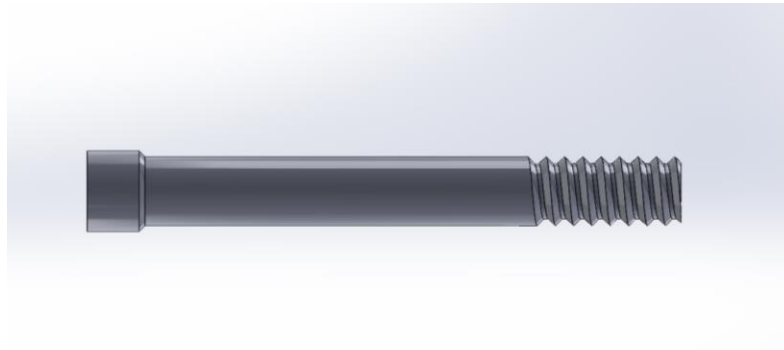


شکل ۳ پیچ لاکینگ کوتاه تیبا طراحی شده در نرم افزار سالدورکس

ششمین همایش بین‌المللی افق‌های نوین در مهندسی برق، کامپیوتر و مکانیک

6th International Conference on the New Horizons in Electrical Engineering, Computer and Mechanical

www.mhconf.ir



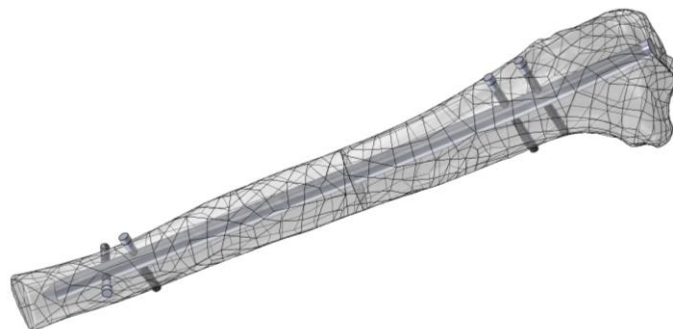
شکل ۵ پیچ طراحی شده غیر قفل شونده کوتاه در نرم افزار سالیدورکس

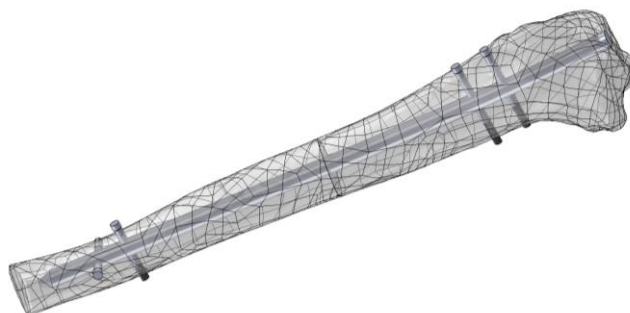
نیل طراحی شده استخوان تیبیا در نرم افزار سالیدورکس دارای قطر ۱۰ میلیمتری و طول ۳۵ سانتی متری میباشد [۲۰،۲۱،۲۲]. با توجه با انحنای کانال استخوانی نیل دارای خمیدگی جزئی میباشد. دو سوراخ پیچ در قسمت فوقانی و دو سوراخ در قسمت تحتانی قرار دارد که محل پیچ‌ها کوتاه میباشد (شکل ۶).



شکل ۶ نیل طراحی شده در نرم افزار سالیدورکس

پس از طراحی پیچ‌ها در دو مدل لاکینگ و ساده و همچنین طراحی نیل تیبیا، کلیه پارت‌ها بر روی هندسه مدل استخوان اسمبل شدند. جهت اسمبلی مدل‌ها از ماژول اسمبلی نرم افزار سالیدورکس استفاده شد. اسمبل‌ها با دو حالت استفاده از پیچ‌ها لاکینگ و ساده به صورت جداگانه با فرمت Parasolid جهت استفاده در نرم افزار آباکوس دخیره شدند (شکل ۷).



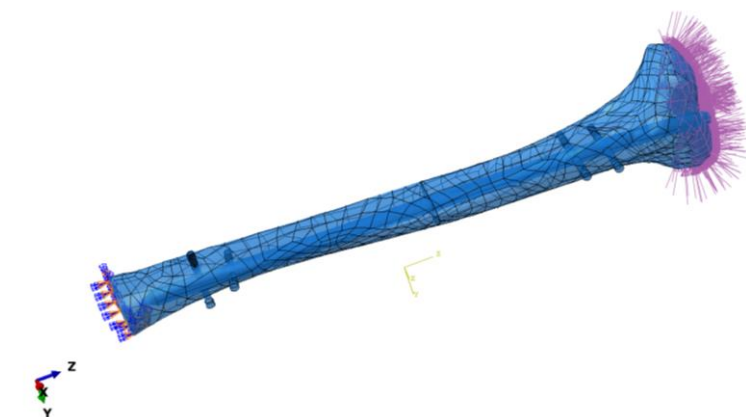


شکل ۷ مدل اسمبل شده پیچ‌های لاکینگ بر روی نیل و استخوان در نرم افزار سالیدورکس

با استفاده از فرمت‌های اسمبلی موجود در آباکوس که پیش‌تر نام برده شد، فرمت پارت‌های ذخیره شده مدل‌های اسمبلی با فرمت پاراسالید بوده است و از طریق آن وارد نرم‌افزار آباکوس شد. کلیه پارت‌های وارد شده در ماژول اسمبلی نرم‌افزار به طور مستقیم وارد شده است. کلیه مواد‌های مورد مطالعه به صورت الاستیک خطی می‌باشد که برای جنس بدنه نیل و پیچ از استیل ضد زنگ استفاده شد [۲۳،۲۴،۲۵]. خواص تعریف شده نیل و پیچ‌ها و همچنین بین اجزای نیل و استخوان به صورت تماس سطح به سطح با خواص اصطکاکی ۰٫۳ تعیین شد [۲۳،۲۶،۲۷]. در بارگذاری‌های روی استخوان در مجموعه سطح فوقانی آن مقدار بار ۲۵۰ نیوتن به صورت گسترده اعمال شد [۲۸،۲۹،۳۰]. در قسمت تحتانی استخوان تکیه‌گاهی به صورت فیکس ثابت جهت جلوگیری از جا به جایی استخوان تعیین شد (شکل ۸). جهت المان بندی از المان‌های ۴ وجهی به صورت خطی استفاده شد. مجموعه آنالیزها به مدت ۷۴ ساعت با یک سیستم کامپیوتری با مشخصات CPU Core I7 و رم ۳۲ گیگابایتی صورت پذیرفت.

جدول ۱- ضرایب خواص مواد مورد مطالعه [۲۳،۲۴،۲۵]

نام ماده	مدول الاستیک	ضریب پواسون
استیل ضد زنگ	۲۱۰ گیگاپاسکال	۰٫۳
استخوان کورتیکال	۱۵ گیگاپاسکال	۰٫۳
استخوان اسپانجی	۱٫۵ گیگاپاسکال	۰٫۴



شکل ۸ نمای گرافیکی نحوه بارگذاری بر روی مدل

ششمین همایش بین‌المللی افق‌های نوین در مهندسی برق، کامپیوتر و مکانیک

6th International Conference on the New Horizons in Electrical Engineering, Computer and Mechanical

www.mhconf.ir



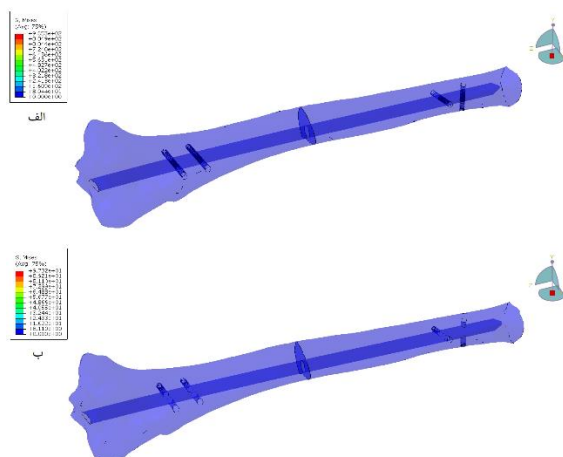
شکل ۹ نمای المان بندی شده مجموعه استخوان ، نیل و پیچ‌ها

جدول ۲- المان‌های به کار رفته در پارت‌های مورد مطالعه

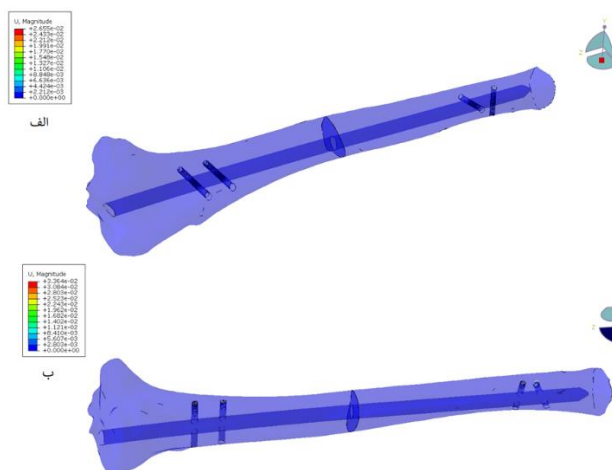
Part	Elements
نیل	۱۶۰۵۹۸
استخوان	۲۸۰۱۵۴
پیچ بلند لاکینگ	۴۶۰۱۷
پیچ کوتاه لاکینگ	۳۳۵۳۴
پیچ بلند ساده	۳۳۲۴۱
پیچ کوتاه ساده	۳۳۱۵۷

۲.۱. نتایج

پس از محاسبات صورت گرفته توسط حل گر المان محدود آباکوس مقدار نتایج تنش و میزان جا به جایی برای استخوان و مجموعه پیچ‌ها و نیل استخوان مشاهده شد. در نتایج به دست آمده مشاهده شد در حالت استفاده از پیچ‌ها قفل شونده مقدار تنش در استخوان به دلیل انتقال نیرو از پیچ‌ها به استخوان در مقابل عکس‌العمل جا به جایی نیل استخوانی افزایش پیدا کرده است. مقدار تنش مشاهده شده در استخوان در حالت استفاده از پیچ‌های لاکینگ برابر با ۹۵۵ مگاپاسکال بوده است. در زمان استفاده از پیچ‌های نانلاک به دلیل عدم تحمل انتقالی نیرو و امکان جا به جایی مقعیت پیچ و نیل نسبت به هم مقدار، جهت انتقال نیرو قابلیت تغییر داشته و تنش کمتری در استخوان وارد شده است به طوری که مقدار تنش در حالت استفاده از پیچ‌ها نانلاک تقریباً برابر با ۱۰۰ مگاپاسکال مشاهده شد (شکل ۱۰). بیشترین مقدار تنش در حالت استفاده از پیچ‌های لاکینگ بر روی استخوان در محل تقابل گام‌های پیچ و محل اتصال آن با نیل بوده است. در حالت استفاده از پیچ‌ها نانلاک بیشترین مقدار تنش در قسمت انتهایی گام‌دار پیچ‌ها بر روی استخوان مشاهده شد. با بررسی در مقدار جا به جایی استخوان‌ها تحت فشار بارگذاری مشاهده شد میزان جا به جایی استخوان در حالت لاکینگ کمتر از حالت نانلاک می‌باشد. به طوری که در حالت لاکینگ مقدار جا به جایی در استخوان برابر با $2\text{ mm} \times 2,65$ و در حالت نانلاک مقدار جا به جایی به $2\text{ mm} \times 3,36$ افزایش پیدا کرده است (شکل ۱۱). همانطور که عنوان شد افزایش تنش در حالت پیچ‌های لاکینگ در استخوان به دلیل کاهش میزان جا به جایی استخوان بوده است. افزایش فیکسیشن در حالت استفاده از پیچ‌های لاکینگ نیرو را به استخوان منتقل نموده و باعث افزایش تنش در آن شده است. در حالی که پیچ‌ها نانلاک به دلیل حرکت آزاد اما محدود خود حول سوراخ‌های نیل استخوان جهت انتقال نیرو را به افزایش میزان جا به جایی تغییر داده و موجب کاهش تنش در استخوان شده است.

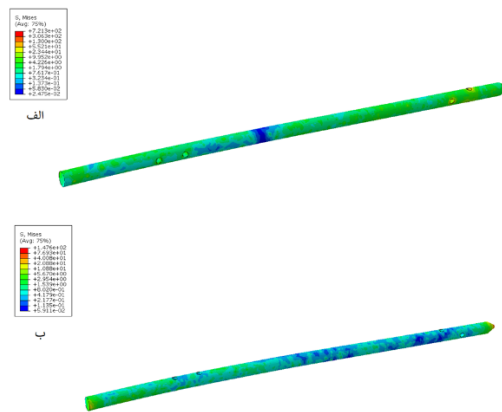


شکل ۱۰ میزان تنش ایجاد شده در استخوان تیپیا در حالت استفاده
از پیچ‌های نانالاک (ب) و لاکینگ (الف) برای فیکسیشن نیل



شکل ۱۱ میزان جا به جایی ایجاد شده در استخوان تیپیا در حالت استفاده
از پیچ‌های نانالاک (ب) و لاکینگ (الف) برای فیکسیشن نیل

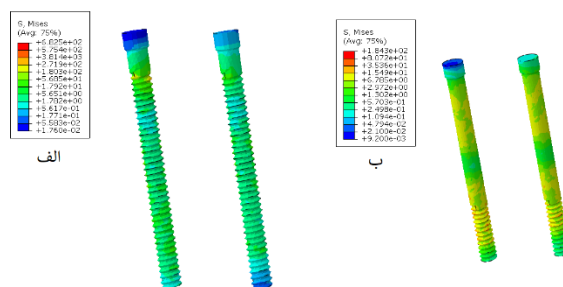
در نتایج استخوان‌ها مشاهده شد میزان تنش ایجاد شده در حالت استفاده از پیچ‌ها لاکینگ بر روی استخوان بیشتر از پیچ‌های نانالاک بوده است. در این بخش به بررسی تنش‌های ایجاد شده بر روی نیل استخوان پرداخته شده است. در نتایج به دست آمده مشاهده شد میزان تنش ایجاد شده در نیل ایمپلنت تیپیا در حالت استفاده از پیچ‌های لاکینگ بیشتر از میزان آن در حالت استفاده از پیچ‌های نانالاک بوده است. در حالت استفاده از پیچ‌های لاکینگ میزان تنش ایجاد شده در نیل برابر با ۷۲۱,۳ مگاپاسکال بوده است. در حالت استفاده از پیچ‌های نانالاک میزان تنش مشاهده شده بر روی نیل تیپیا برابر با ۱۴۷,۶ مگاپاسکال بوده است (شکل ۱۲).



شکل ۱۲ میزان تنش ایجاد شده در نیل استخوان تیبیا در حالت استفاده

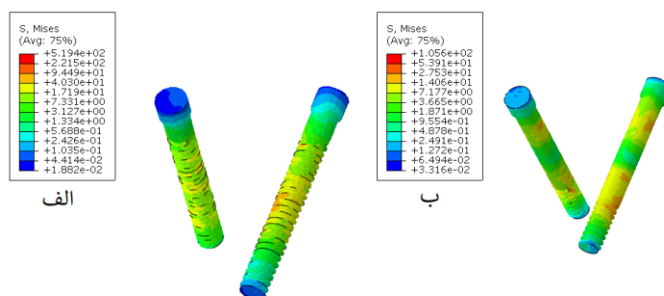
از پیچ‌های نانولاک (ب) و لاکینگ (الف) برای فیکسیشن نیل

در بررسی‌های پیش‌تر بر روی استخوان و نیل‌ها مشاهده شد استفاده از پیچ‌ها لاکینگ بر افزایش تنش بر روی آن‌ها تاثیر گذار بوده است و ثبات بیشتر با پیچ‌ها لاکینگ خود باعث انتقال نیرو بر سطح دیگر اجزا و افزایش تنش شده است. در این بخش به بررسی تنش‌های ایجاد شده بر روی پیچ‌ها پرداخته شده است. در پیچ‌ها لاکینگ بلند که در بخش فوقانی نیل قرار گرفته شده است میزان تنش مشاهده شده برابر با ۶۸۲٫۵ مگاپاسکال مشاهده شد. در بخش بیرونی پیچ تقریباً تنشی بر روی پیچ لاکینگ بلند مشاهده نشد و بیشترین مقدار تنش در بخش ابتدایی درون استخوان به دست آمد. در طول پیچ بلند لاکینگ تقریباً تنش بر روی بدنه پیچ‌ها ثابت بوده است. در پیچ‌های نانولاک بلند میزان تنش در بخش گام‌های انتهایی پیچ مشاهده شد. بیشترین مقدار تنش بر روی گام‌های انتهایی بوده و بیشترین مقدار تنش مشاهده شده بر روی این پیچ‌ها برابر با ۱۸۴٫۳ مگاپاسکال مشاهده شد. وجود گام‌های پیوسته و انتقال نیروها در درگیر شده اجزا با پیچ‌ها بلند لاکینگ خود عامل مهمی در افزایش تنش در بدنه پیچ‌ها شده است (شکل ۱۳).



شکل ۱۳ تنش ایجاد شده در پیچ‌های بلند لاکینگ (الف) و نانولاک (ب)

در بخش فوقانی نیل پیچ‌های کوتاه‌تر قرار گرفته است که در دو حالت نانولاک و لاکینگ مورد بررسی قرار گرفتند. در پیچ‌های کوتاه نانولاک مقدار تنش مشاهده شده بر روی پیچ برابر با ۱۰۵ مگاپاسکال بوده است و در پیچ کوتاه لاکینگ مقدار تنش مشاهده شده برابر با ۵۱۹ مگاپاسکال مشاهده شد. تنش‌ها در هر دو حالت پیچ بر روی گام‌های پیچ‌ها مشاهده شد. در پیچ‌های لاکینگ که دارای گام‌های سرتاسری میباشند مقدار تنش در این نواحی دارای مقدار افزایشی بوده و مجموع تنش‌های ایجاد شده بر روی پیچ لاکینگ را نسبت به پیچ نانولاک افزایش داده‌اند. در پیچ‌ها نانولاک در بخش میانی پیچ در محل قرارگیری نیل شاهد کاهش تنش بوده ایم و در بخش قرارگیری پیچ بر روی استخوان مشاهده شد تنش دارای مقادیر افزایشی بوده است (شکل ۱۴).



شکل-۱۴ تنش ایجاد شده در پیچ‌های کوتاه لاکینگ (الف) و نانلاک (ب)

۳.۱. بحث و بررسی

نیل اینترامدولاری درمان انتخابی شکستگی‌های دیافیزیال فمور و تیبیا می‌باشد. عوارض زیادی ممکن است در این نوع از صدمات و در این روش درمانی ایجاد شود که می‌تواند خود را به صورت تأخیر در جوش خوردن، عدم جوش خوردگی، عوارض عروقی، عفونت، شکستگی مجدد و یا نقص وسیله بروز نماید. با توجه به ثابت استخوانی به وسیله نیل‌ها و پیچ‌ها، در سال‌های اخیر استفاده از پیچ‌های با قابلیت قفل شونده در نیل نرمال همواره در فیکس نمودن استخوان‌ها مورد استفاده قرار گرفته شده است. در این مطالعه با توجه به استفاده از فیکسیشن‌های نیل استخوان تیبیا که همواره یکی از ابزار مهم در درمان شکستگی‌های عرضی استخوان مورد استفاده قرار می‌گیرد بررسی‌هایی صورت گرفت. مدل‌های مورد مطالعه در دو حالت استفاده از پیچ‌های لاکینگ و نانلاک که در مدل مدلانگ پیچ دارای گام‌های سرتاسری بوده و در بدنه نیل نیز فیکس می‌شود در مقابل پیچ‌های نانلاک مورد بررسی قرار گرفت. در نتایج به دست آمده از آزمون‌های محدود و مدل‌سازی‌های استخوان و نیل مشاهده شد در استفاده از پیچ‌های لاکینگ همواره تنش در استخوان افزایش چشمگیری داشته است. در بررسی دلیل افزایش تنش در استخوان در زمان استفاده از پیچ‌های لاکینگ مشاهده شد کاهش میزان جا به جایی نیل و پیچ‌ها نسبت به استخوان باعث فیکسیشن قوی‌تر نسبت به پیچ‌های نانلاک شده و این عدم جا به جایی موجب انتقال نیرو بر واحد سطوح برخوردی پیچ و نیل با استخوان در نهایت موجب افزایش تنش گردیده شده است. در پیچ‌های نانلاک که خود در بخش ابتدایی دارای جا به جایی بالاتری نسبت به پیچ‌های لاکینگ داشته‌اند مشاهده شد کاهش فیکسیشن توسط پیچ‌ها نانلاک موجب کاهش تنش در استخوان‌ها شده است. با توجه به نتایج مشاهده شده در پیچ‌های لاکینگ و نانلاک میزان تنش‌های ایجاد شده توسط پیچ‌های لاکینگ از پیچ‌های نانلاک بیشتر بوده است اما این امر بیانگر نواقص عملکردی پیچ‌های لاکینگ نخواهد بود چرا که در شکستگی‌ها مختلف استخوانی تیبیا با توجه به تشخیص پزشک و میزان گستردگی شکستگی، میزان فیکسیشن استخوان متفاوت خواهد بود و در برخی از موارد میزان فیکسیشن توسط پیچ‌ها نانلاک با توجه به میزان جا به جایی بالای آن مناسب برای ترمیم استخوان شناخته خواهد شد. در مواردی که میتوان از هر دو مورد در درمان شکستگی استخوان استفاده نمود با توجه به تنش‌های کمتر از جانب پیچ‌های نانلاک میتوان گزینه مناسب را این گونه پیچ‌ها معرفی نمود.

۲. پیشنهادات

در خصوص مطالعه حاضر و افزایش نتایج پیشنهاد میشود در مطالعات پیش رو باز گذاری‌های عرضی بر روی استخوان صورت گیرد تا از وضعیت عملکردی استخوان در تقابل با نیل با پیچ‌های لاکینگ و نانلاک بهتر مورد بررسی قرار گیرد. همچنین در مواردی میتوان بازگذاری‌های سیکلی را بر روی استخوان اعمال نمود تا بدین واسطه میزان تاثیرات هندسه پیچ‌ها در خسته نیل‌ها نیز مورد بررسی قرار گیرد.

منابع

- [^۱]A. Baseri and M. Pishbin and A. Yavari and Sh. Manafi and H. Rastkerdar, Anatomy and Physiology in Bio-medical Engineering, 2nd ed., 2015.
- [^۲]SE. Nork, Fractures of the shaft of the femur. RW. Bucholz, JD. Heckman, CH. Court-Brown, Rockwood and Green's Fractures in Adults, Philadelphia, Lippincott, Williams & Wilkins, 7th ed, pp. 1655-1710, 2010.
- [^۳]SK. Benirschke and I. Melder and MB. Henley and ML. Routt and DG. Smith and JR. Chapman and MF. Swiontkowski, Closed interlocking nailing of femoral shaft fractures: assessment of technical complications and functional outcomes by comparison of a prospective database with retrospective review. Journal of Orthopedic Trauma, Vol. 7, N. 2, pp. 118-122, 1993.
- [^۴]A. Paige White, Fractures of the lower extremity. In: Canale ST, Beaty JH, eds, Campbell's Operative Orthopedics, 11th edition, Philadelphia: Mosby St Louis, pp. 2811-2921, 2008
- [^۵]IC. Ikem and JD. Ogunlusi and HR. Ine, Archiving interlocking nails without using an image intensifier. International Orthopaedics, Vol. 31(4), pp. 487-490, 2007.
- [^۶]M. Naeem-Ur-Razaq and M. Qasim and MA. Khan and AS. Sahibzada and S. Sultan, Management outcome of closed femoral shaft fractures by open surgical implant generation network (SIGN) interlocking nails. J Ayub Med Coll Abbottaba, Vol. 21, N. 1, pp. 21-24, 2009
- [^۷]JM. Britton and DR. Dunkerley, Closed nailing of a femoral fracture followed by sciatic nerve palsy. Journal of Bone Joint Surg Br, Vol. 72(2), pp. 318, 1990.
- [^۸]JM. Britton and DR. Dunkerley, Closed nailing of a femoral fracture followed by sciatic nerve palsy. Journal of Bone Joint Surg Br, Vol. 72(2), pp. 318, 1990.
- [^۹]D. Tigani and M. Fravisini and C. Stagni and R. Pascarella and S. Boriani, Interlockong nail for femoral shaft fractures: is dynamization always necessary?. International Orthopaedics, Vol. 29(2), pp. 101-104, 2005.
- [^{۱۰}]WM. Ricci and C. Bellabarba and R. Lewis and B. Evanoff and D. Herscovici and T. Dispasquale and R. Sanders, Angular malalignment after intramedullary nailing of femoral shaft fractures. Journal of Orthopaedic Trauma, Vol. 15(2), pp. 90-95, 2001.
- [^{۱۱}]DePuy Synthes Trauma Catalogue, 2011.
- [^{۱۲}]TA. Einhorn, The cell and molecular biology of fracture healing. Clinical Orthopaedics and Related Researchs. Vol. 355, pp. S7-S21, 1998.
- [^{۱۳}]ASTM F382-14, Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates, ASTM International, West Conshohocken, PA, 2014.
- [^{۱۴}]ISO 5832-1, Implants for surgery Metallic materials, 2007.
- [^{۱۵}]ASTM F548-17, Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws, ASTM International, West Conshohocken, PA, 2017.
- [^{۱۶}]MC. Van Meeteren and YEA. Van Riet and CHR. Van Der Werken and JA. Roukema, Condylar plate fixation of subtrochanteric femoral fractures. Injury, Vol. 27(10), pp. 715-717, 1996.
- [^{۱۷}]M. Sivakumar and U. Kamachi Mudali and S. Rajeswari, Investigation of failures in stainless steel orthopaedic implant devices: fatigue failure due to improper fixation of a compression bone plate. Journal of Materials Science Letters, Vol. 13(2), pp. 142-145, 1994.
- [^{۱۸}]CRF. Azevedo, Failure analysis of a commercially pure titanium plate for osteosynthesis. Engineering Failure Analysis, Vol. 10(2), pp. 153-164, 2003.
- [^{۱۹}]KV. Sudhakar, Investigation of failure mechanism in vitallium 2000 implant. Engineering Failure Analysis, Vol. 12(2), pp. 257-262, 2005.

[۱۹] JB. Marcomini and CARP. Baptista and JP. Pascon and RL. Teixeira and PP. Reis, Investigation of a fatigue failure in a stainless steel femoral plate. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 38, pp. 52-58, 2014.

[۲۰] B. Sepehri and E. Taheri and R. Ganji, Biomechanical analysis of diversified screw arrangement on 11 holes locking compression plate considering time-varying properties of callus. *Biocybenetics and Biomedical Engineering*, Vol. 34, pp. 220-229, 2014. (in Persian)

[۲۱] M. Nassiri and B. McDonald and JM. O'Byrne, Computational modelling of long bone fractures fixed with locking plates-How can the risk of implant failure be reduced?. *Journal of Orthopaedics*, Vol. 10, pp. 29-37, 2013.

[۲۲] B. Sepehri and M. Rameshi, Effect of placement and material properties of tibial plate on stress pattern at fractured site. *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, N. 11, pp. 151-165, 2014. (In Persian)

[۲۳] B. Sepehri and A. Asadi, Analysis of fracture modes in cortical bone using optimized Arcan's devise. *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, N. 4, pp. 76-80, 2015. (In Persian)

[۲۴] SA. Mehdi Nassab and N. Sarrafan and R. Eerabian, Surgery in Femoral Shaft Fractures in Adults (A Comparative Study between Plating and Open Interlocking Nailing). *IJOS*. N. 9 (3), pp. 124-132, 2011. (In Persian)

[۲۵] G. Shahhosaini and A. Yegane and M. Moghtadie and A. Lotfaliani, Comparison of the Surgical Results of Retrograde Intramedullary Nail (RIN) and Locking Condylar Plate (LCP) in the Treatment of Distal Femoral Fracture. *RJMS*. Vol. 16 (62), pp. 131-139, 2009. (In Persian)

[۲۶] C. Kanchanomai and V. Phiphobmongkol and P. Muanjan, Fatigue failure of an orthopedic implant- A locking compression plate. *Engineering Failure Analysis*, Vol. 15, pp. 521-530, 2008.

[۲۷] R.A.M.R. Izaham and M.R.A Kadir and A.H.A. Rashid and Md.G. Hossain and T. Kamarul, Finite element analysis of Puddu and Tomofix plate fixation for open wedge high tibial osteotomy. *International Journal of Injury*, Vol. 43, pp. 898-902, 2012.

[۲۸] J. Zhang and M. Ebraheim and M. Li and X. He and J. Schwind and J. Liu and L. Zhu, External fixation using locking plate in distal tibial fracture: a finite element analysis. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, Vol. 25, pp. 1099-1104, 2015.

[۲۹] M. Detora and K. Kraus, Mechanical testing of 3.5 mm locking and non-locking bone compression plates. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, Issue 4, 2008.

[۳۰] Biomechanics laboratory, Measurement of bending properties using Four-point bending Test, No: 941007-6, Sharif University of Technology, 2016.

[۳۱] M. Mirnezhad, The effect of the scaffold to stabilize fractures of the tibia, M.Sc Thesis degree on biomechanical engineering, Faculty of Biomedical-Department of biomechanic, Islamic Azad Uinevrsity Science And Research Branch. (In Persian)

[۳۲] J. Nourisa and Gh. Rouhi, Biomechanical evaluation of intramedullary nail and bone plate for the fixation of distal metaphyseal fractures. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. Vol. 56, pp. 34-44, 2016.

[۳۳] GN. Duda and F. Mandruzzato and M. Heller and J. Goldhahn and R. Moser and M. Hehli. Mechanical boundary conditions of fracture healing: borderline indications in the treatment of unreamed tibial nailing. *Journal of Biomechanics*. Vol. 34(5), pp. 639-50, 2001.

[۳۴] K. Dae-Sung Son and H. Mehboob and S. Chang. Simulation of the bone healing process of fractured long bones applied with a composite bone plate with consideration of the blood vessel growth. *Composites: Part B* 58, pp. 443-450, 2014.

[۳۵] ASTM F621-12(2017), Standard Specification for Stainless Steel Forgings for Surgical Implants, ASTM International, West Conshohocken, PA, 2017.

[۳۶] ASTM E1086-08, Standard Test Method for Optical Emission Vacuum Spectrometric Analysis of Stainless Steel by the Point-to-Plane Excitation Technique, ASTM International, West Conshohocken, PA, 2008.

ششمین همایش بین‌المللی افق‌های نوین در
مهندسی برق، کامپیوتر و مکانیک

6th International Conference on the New Horizons in
Electrical Engineering, Computer and Mechanical

www.mhconf.ir

[۳۷]ASTM F138-13a, Standard Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S31673), ASTM International, West Conshohocken, PA, 2013.

[۳۸]ASTM E92-17, Standard Test Methods for Vickers Hardness and Knoop Hardness of Metallic Materials, ASTM International, West Conshohocken, PA, 2017.

[۳۹]ASTM E8 / E8M-16a, Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials, ASTM International, West Conshohocken, PA, 2016.