



تحلیل استاتیکی تنش‌ها و کرنش‌های وارد بر استخوان فمور متصل به قاب فضایی تیلور

پوریا چاوش‌نژاد^۱، موسی آیتی^۲، مجید بنی‌اسدی^{۲*}، عزیز عباسپور^۳، مریم مزرعه‌ئی فراهانی^۴
و علیرضا حیدری روچی^۵

^۱ کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، تهران

^۲ دانشیار، گروه مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، تهران

^۳ دانشیار، مرکز تحقیقات اورتوپدی، دانشگاه علوم پزشکی بقیه‌الله، تهران

^۴ بیمارستان شریعتی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران

^۵ دانشیار، مرکز پیوند بیمارستان امام خمینی (ره)، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران

مقاله مستقل، تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۰۱/۲۰؛ تاریخ بازنگری: ۱۳۹۶/۰۳/۱۵؛ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۰۶/۱۱

چکیده

اصلاح بدشکلی استخوان فمور، با استفاده از دو فیکسچر داخلی و خارجی انجام می‌شود. مزیت استفاده از فیکسچر خارجی دوار، آسیب‌رسانی کمتر به بافت نرم، هم‌راستایی بهتر و افزایش کرنش در مقطع برش است که سبب تسریع در ترمیم استخوان می‌شود. این مقاله به مطالعه تنش‌های ایجادشده در استخوان در زمان به‌کارگیری قاب فضایی تیلور (Taylor Spatial Frame) پرداخته است که یک ساختار مدور خارجی با دو حلقه و شش اتصال‌دهنده تنظیم‌شونده است. مدل‌سازی استخوان فمور با استفاده از نرم‌افزار Mimics و تحلیل استاتیکی المان محدود، توسط نرم‌افزار ABAQUS انجام شد. شرایط بارگذاری به‌صورت یک فرد ایستاده و خواص استخوان، به‌صورت همگن و همسانگرد در دو فاز متراکم و اسفنجی، در نظر گرفته شد. جهت صحت‌سنجی نتایج تحلیل، آزمایش تجربی انجام و کرنش‌های حاصل مقایسه شد. در تمامی نیروها، تنش‌های بیشینه ایجادشده در استخوان، در نقاط اتصال پین‌ها و هاف‌پین‌ها به استخوان رخ داده است؛ همچنین، بیشینه تنش ایجاد شده در استخوان با اعمال نیروی ۳۵۰ N، در محل اتصال پین‌ها از مقدار معادل آن در هاف‌پین‌ها بیشتر است؛ به‌طوری‌که مقادیر آن به ترتیب برابر ۱۳۰ MPa و ۸۶ MPa محاسبه شد. این مسئله بیانگر این نکته است که جایگزینی هاف‌پین بجای پین در جراحی، سبب کاهش تنش‌های وارد بر استخوان می‌شود.

کلمات کلیدی: استخوان فمور؛ قاب فضایی تیلور؛ آنالیز تنش؛ بیومکانیک استخوان؛ بدشکلی استخوان.

Stress and Strain Analysis of Femur in Taylor Spatial Frame

P. Chavoshnejad¹, M. Ayati², M. Baniassadi^{2*}, A. Abbaspour³, M. Mazraeh ei Farahani, A. Heidary Rouchi⁴

¹ MSc, Mechanical Engineering Department, University of Tehran, Tehran, Iran

² Associate Professor, Mechanical Engineering Department, Tehran University, Tehran, Iran

³ Orthopedic Research Center, Baqiyatallah University of Medical Sciences, Tehran, Iran

⁴ Shariati hospital, University of Medical Sciences, Tehran, Iran

⁵ Iranian Tissue Bank & Research Center, Tehran University of medical sciences, Tehran, Iran

Abstract

Correction of femur deformity can be accomplished using both external and internal fixtures. The advantages of using circular external fixture include less soft tissue injury, better bone alignment and enhanced strain on cutting section, which causes less healing time. This paper focuses on experimental and Finite Element Analysis (FEA) study of circular external fixture, including two rings and six adjustable struts, with six degrees of freedom (Taylor Spatial Frame (TSF)). Femur 3d model was created using Mimics® software while FEA was accomplished using ABAQUS® software. The FEA was based on the assumptions, that the bone is loaded equal to a standing person load. The femur model was assumed to be isotropic and homogeneous in both cortical and spongy phases. FEA results were verified by corresponding strain measured in experimental tests. Based on these results, the maximum value of stress occurs in the location of pins and half-pins. Moreover, the maximum stress in the connection location of pins is higher than those of half-pins. Results show that substitution of half-pins with pins, in the points with maximum stress, causes reduction of stress and thus the pain is reduced.

Keywords: Femur; Taylor Spatial Frame (TSF); Stress Analysis; Bone Biomechanics; Femur Deformity.

۱- مقدمه

استخوان مانند سایر بافت‌های همبندی شامل، سلول‌ها، رشته‌ها و ماده زمینه است که مقدار ماده زمینه‌ای، تعداد و اندازه فضای موجود در آن‌ها، استخوان را به دو گروه اسفنجی و متراکم تقسیم می‌کند. استخوان فمور^۱ (ران)، از لحاظ هندسه بلندترین و از لحاظ خواص، مستحکم‌ترین استخوان بدن انسان است. به‌طور کلی فمور را می‌توان به سه بخش تقسیم کرد، مفصل لگن^۲ در انتهای فوقانی، تنه یا شفت^۳ و انتهای تحتانی که به مفصل زانو^۴ متصل می‌شود.

بدشکلی^۵های استخوان، یک پدیده شایع در بدن انسان است که می‌تواند موجب کاهش قابلیت حرکت در بدن گردد. بدشکلی‌های استخوان می‌تواند به دلیل وقوع یک حادثه، به‌صورت یک پدیده مادرزادی، پدیدار شدن در زمان رشد در دوران کودکی و یا به دلایل نامعلوم ایجاد شود. بدیهی است که وجود بدشکلی در استخوان‌های بلند، مشهودتر و عموماً موجب محدودیت‌های بیشتر حرکتی در فعالیت‌های روزمره مانند، راه رفتن و دویدن می‌شود.

فیکسچرهای اصلاح بدشکلی استخوان، به دو دسته فیکسچرهای داخلی و خارجی تقسیم می‌شوند. استفاده از فیکسچرهای داخلی، باعث بروز پدیده‌ای بنام تنبلی استخوان^۶، به دلیل کاهش شدید تنش وارد بر مقطع برش (شکست) می‌شود؛ همچنین کاربرد این نوع فیکسچرها، نیازمند برش بافت نرم و رسیدن به استخوان است. بکار گرفتن فیکسچرهای خارجی مدور مزایایی از جمله، آسیب‌رسانی کمتر به بافت نرم، صحت تاج استخوان، هم‌راستایی بهتر و افزایش کرنش در مقطع برش را در پی دارد که باعث تسریع در ترمیم استخوان می‌شود [۱]. قاب فضایی تیلور^۸ یک فیکسچر مدور برای اصلاح بدشکلی یا افزایش طول استخوان، بر اساس روش ایلزاروف^۹ است. این قاب از دو صفحه دایره‌ای تشکیل شده است که توسط شش

محور تلسکوپی با قابلیت تغییر طول، به هم متصل شده‌اند که عموماً برای اصلاح بدشکلی‌های چندصفحه‌ای، هم در کودکان و هم در بزرگسالان استفاده می‌شود. مکانیزم TSF، قابلیت اصلاح بدشکلی‌های پیچیده را به‌واسطه داشتن امکان حرکت در شش درجه آزادی و با کمک گرفتن از یک نرم‌افزار تحت شبکه دارد. این فیکسچر از توانایی طبیعی بدن در رشد بافت سالم استخوان و ایجاد استخوان جدید بهره برده، به جراح این امکان را می‌دهد که استخوان را به‌طور صحیح تا رسیدن به موقعیت مناسب و هم‌تراز شدن آناتومیک بدن حرکت دهد [۲].

با توجه به مزایای گفته شده در سال‌های اخیر، فیکسچرهای مدور خارجی مورد توجه محققان قرار گرفته است. از جمله مطالعاتی که روی این قاب‌ها انجام شده است، بررسی خواص بیومکانیکی و از جمله تأثیر کشش پین و قطر قاب است. این مطالعات نشان می‌دهند که اثر کشش پین و قاب بر استحکام قاب چشمگیر است؛ به‌طوری‌که با افزایش قطر قاب یا کاهش میزان کشش پین سفتی ساختار کاهش می‌یابد؛ همچنین بررسی‌ها نشان می‌دهد که اثر قطر پلتفرم^{۱۰} دایروی، از اثر کشش سیم بیشتر است (کراس و همکاران ۲۰۰۱) [۳]. مطالعه دیگری که در این زمینه انجام شده است، نشان می‌دهد که در قاب‌هایی با قطر بزرگ (۱۸۰ mm)، استفاده از پین یا هاف‌پین در بارگذاری محوری، تأثیر چشمگیری بر سفتی ندارد. در عین حال در قاب‌های با قطر کوچک‌تر و همچنین بارگذاری پیشگی استفاده از هاف-پین سفتی قاب را به مقدار چشمگیری افزایش می‌دهد (خورانا و همکاران ۲۰۱۰) [۴].

یکی از بهترین راه‌ها جهت اثبات مزایای یک ساختار، مقایسه آن با سایر ساختارهای دیگر است، از این رو مطالعاتی بر مبنای مقایسه قاب تیلور و سایر قاب‌های موجود شده است. این مطالعات نشان می‌دهند که سفتی قاب تیلور در مقایسه با سایر قاب‌ها در بارگذاری محوری با اختلاف چشمگیری بالاتر و در بارگذاری پیشگی بهتر است (تان و همکاران ۲۰۱۴) [۵].

در کنار بررسی‌های بیومکانیکی این قاب، مطالعات بالینی نیز مورد توجه قرار گرفته است. در این راستا توانایی حرکت

^۱ Femur^۲ Hip^۳ Shaft (Body)^۴ Epicondyles^۵ Deformity^۶ Fixture^۷ Stress shielding^۸ Taylor Spatial Frame (TSF)^۹ Ilizarov^{۱۰} Platform

[۱۰]. تحلیل‌های المان محدود می‌تواند سبب پی بردن به نقاط ضعف یک ساختار شود، در این راستا بررسی‌هایی روی سایر فیکسچرهای متداول انجام شده است. در یکی از این مطالعات، به بررسی المان محدود دو فیکسچر خارجی دلتا و میتکوپیچ پرداخته است. این مطالعه نشان می‌دهد که بیشینه تنش‌های ایجاد شده در استخوان با استفاده از فیکسچر میتکوپیچ هم در بارگذاری محوری و هم در بارگذاری پیچشی، از معادل آن با استفاده از فیکسچر دلتا بیشتر است. علاوه بر این، پژوهش مذکور نشان می‌دهد که بیشینه تنش‌های ایجاد شده در فیکسچر میتکوپیچ نیز، در هر دو حالت بارگذاری محوری و پیچشی از معادل آن در فیکسچر دلتا بالاتر است (راملی و همکاران ۲۰۱۳) [۱۱].

هدف از این پژوهش، تحلیل تنش‌های وارد بر استخوان در زمان به‌کارگیری قاب تیلور جهت شناخت نقاط بحرانی در زمان به‌کارگیری این قاب است؛ همچنین مقایسه تنش‌های ایجاد شده در اطراف پین‌ها و هاف‌پین‌ها در استخوان مدنظر قرار گرفت. بدین منظور برای صحت سنجی تحلیل المان محدود، آزمایش تجربی انجام و نتایج آن با نتایج تحلیل مورد مقایسه قرار گرفت. در این پژوهش سعی شده است تا با نمایش تنش‌ها و کرنش‌های وارد شده بر استخوان در محل قرارگیری پین‌ها و هاف‌پین‌ها، نقاط ضعف در زمان به‌کارگیری این قاب آشکار شود.

۲- مواد و روش‌ها

این مطالعه در دو بخش آزمایشگاهی و المان محدود انجام شده است.

تست آزمایشگاهی

برای انجام تست آزمایشگاهی از استخوان فریز شده فمور چپ یک مرد ۶۳ ساله استفاده شد که بدون هرگونه عارضه اسکلتی یا بیماری عفونتی است (با رعایت کدهای اخلاقی مصوب). استخوان به مدت ۱۲ ساعت در دمای 4°C قرار داده شد تا کاملاً یخ‌زدایی شود [۱۱]. استخوان از سر مفصل زانو توسط پلی‌اورتان و سیمان در یک قاب آلومینیومی مقید شد، به‌طوری‌که پلی‌اورتان در فاصله استخوان و کف قرار بگیرد. راستای استخوان به‌گونه‌ای مقید شد که خط عمود، مرکز مفصل لگن را به مرکز مفصل زانو متصل کند [۱۲].

بیماران همراه با قاب تیلور، مورد مطالعه قرار گرفته است، در این پژوهش بیان شده است که ۸۸٪ بیماران، در بازه سنی ۶ تا ۱۷ سال، قادر به راه رفتن باوجود اتصال قاب تیلور بوده‌اند (شیدل و همکاران ۲۰۱۲) [۶]؛ همچنین بررسی‌هایی روی زمان حذف فیکسچرهای خارجی انجام گرفته است، در این مطالعه عوامل مختلفی چون، سن، جنسیت، بلوغ اسکلتی^۱، میزان و درصد افزایش طول، الگوی کال استخوانی^۲، شکل کال استخوان^۳ و تراکم استخوان^۴ را مورد بررسی قرار داده و با در نظر گرفتن اثر متقابل این فاکتورها روی هم دریافته‌اند که تنها مقدار افزایش طول و الگوی کال استخوانی، در مدت زمان دوره درمان اثر گذارند (شیام و همکاران ۲۰۰۹) [۷].

همانند هر ساختار جدیدی تحقیقاتی نیز در راستای ارتقا کیفیت و دقت این قاب شده است؛ برای مثال، طی تحقیقات انجام شده یک برنامه رایانه‌ای سه بعدی توسعه داده شده است که با استفاده از تصویر برداری پیش از عمل می‌تواند هم‌راستایی استخوان را پس از درمان بهبود بخشد. این نرم‌افزار رایانه‌ای می‌تواند به پزشک جهت برنامه‌ریزی جراحی در استخوان‌های با بدشکلی‌های پیچیده کمک کند (داب و همکاران ۲۰۱۱) [۸]. همچنین جهت رفع محدودیت‌های قاب‌های حلقوی پیشنهاد شده است که از هاف‌پین‌های واگرا بجای هاف‌پین‌های سنتی استفاده شود. این هاف‌پین‌ها می‌توانند مشکلات و محدودیت‌های نصب هاف‌پین‌های سنتی را با عملکردی ساده و بالینی، بدون عوارض زیان‌بار مرتفع سازند (لناز و همکاران ۲۰۰۸) [۹]. باتوجه به گستردگی نوع عوارض ایجاد شده در استخوان بیماران، فنگ و همکاران، به بررسی کاربرد پرینتر سه‌بعدی جهت ساخت یک قاب دوار با توجه به نوع عارضه هر بیمار پرداختند. با توجه به اینکه قاب مدنظر به‌صورت شخصی برای هر بیمار طراحی و استفاده می‌شود، مزایایی همچون دقت اصلاح بالا در استخوان، کمترین آسیب به بافت، پایداری بالا و انعطاف‌پذیری را در پی دارد؛ همچنین استفاده از این قاب و برنامه‌ریزی انجام شده، سبب کاهش زمان جراحی و کاهش نیاز به استفاده از تصویرنگاری حین عمل می‌شود (فنگ و همکاران ۲۰۰۹)

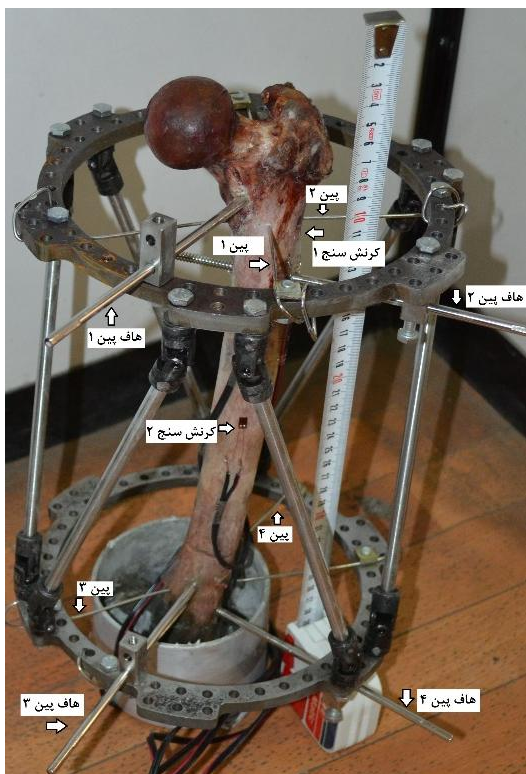
¹ Skelete Maturity

² Callus Pattern

³ Calluse Shape

⁴ Bone Mineral Density

مطالعه مشخص می‌شود. در مرحله بعد با اتصال نواحی انتخاب شده به یکدیگر می‌توان مدل سه بعدی بافت مورد نظر را بدست آورد. مدل سه بعدی برای انجام تحلیل، وارد نرم-افزار ABAQUS گردید.



(الف)



(ب)

شکل ۱- الف) مکان قرارگیری کرنش‌سنج‌ها، پین‌ها و هاف پین‌ها و ب) بزرگنمایی شده قسمت تحتانی استخوان و نحوه اتصال به فیکسچر

شکل ۱ نحوه اتصال قاب به استخوان، چگونگی تثبیت استخوان برای آزمایش و محل قرارگیری کرنش‌سنج‌ها را نشان می‌دهد. فیکسچر TFS، توسط پزشک با چهار پین به قطر ۱.۸mm و چهار هاف پین به قطر ۵mm به استخوان متصل شد و برشی به ضخامت ۱mm در فاصله ۱۴۰mm از مفصل زانو اعمال گردید. سه عدد کرنش‌سنج با سطح فعال ۱/۸mm در نواحی اپی فیز پروگزیمال، دیافیز و اپی فیز آدیستال^۳ برای اندازه‌گیری کرنش‌های به وجود آمده استفاده شد. پیش از اتصال کرنش‌سنج‌ها، ناحیه مورد نظر با استفاده از سنبله شماره ۴۰۰ مسطح و سپس توسط گاز استریل و الکل، چربی‌زدایی شد [۱۳].

بارگذاری از سر مفصل لگن به صورت عمودی با استفاده از یک قطعه میانی از جنس پلی‌اورتان و با نیروهای ۱۰۰، ۱۵۰، ۲۵۰، ۳۵۰ و ۵۰۰ نیوتن با نرخ کرنش ۱۰mm/Min اعمال گردید و میزان بار اعمالی در آزمایش، توسط نرم‌افزار کنترلی دستگاهی با دقت ۰.۱ Kg اندازه‌گیری شد [۱۳]. هر بارگذاری سه بار تکرار و اعداد هر کرنش سنج ثبت شد. در شکل ۲، تجهیزات آزمایشگاهی مورد استفاده و نحوه اعمال بار نمایش داده شده است.

شبیه‌سازی المان محدود

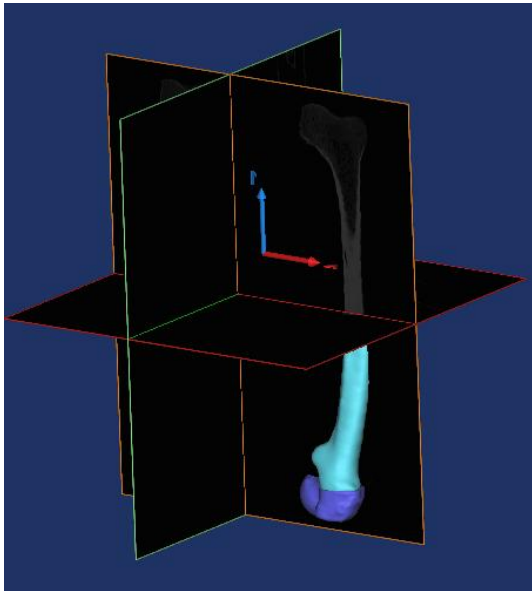
برای مدل‌سازی استخوان، از تصاویر CT با ضخامت ۵mm استفاده شد، همچنین نحوه قرارگیری استخوان در دستگاه CT به گونه‌ای تنظیم شد که راستای محور z (که همان راستای بارگذاری است) در دستگاه CT، مرکز مفصل لگن را به مرکز مفصل زانو (همانند راستای اعمال بار در آزمایش تجربی) متصل کند. ویرایش تصاویر با استفاده از نرم‌افزار Mimics® شکل ۳ انجام شد. با توجه به امکان تشخیص چگالی بافت توسط این نرم‌افزار، استخوان به دو بخش اسفنجی و متراکم تقسیم و توسط نرم‌افزار 3-Matic مدل سه بعدی آن استخراج شد. این نرم‌افزار، امکان ویرایش تصاویر CT را بصورت یک به یک می‌دهد. توسط نرم‌افزار مذکور، ابتدا بافت مورد نظر در تمام لایه‌ها انتخاب و سپس با ویرایش یک به یک لایه‌ها و حذف بافت‌های اضافی، نمونه مورد

¹ Diaphysis

² Epiphysis

³ Distal

و هافپین‌ها در مدلسازی تحلیل فیکسچر به صورت صلب در دو حلقه بالا و پایین در نظر گرفته شد. ارتباط میان دو حلقه نیز، صلب در نظر گرفته شد.



شکل ۳- مدل‌سازی استخوان در نرم‌افزار Mimics

در مطالعه حاضر، استخوان به صورت ماده همگن و همسانگرد در دو فاز متراکم و اسفنجی تعریف شد. در مدل‌سازی، خواص استخوان با مدول الاستیسیته ۱۷Gpa و ضریب پواسون ۰/۳ برای فاز متراکم و مدول الاستیسیته ۱/۳ و ضریب پواسون ۰/۳ برای فاز اسفنجی تعیین شد. خواص پین‌ها و هافپین‌ها از جنس فولاد ضدزنگ با مدول الاستیسیته ۲۱۰ Gpa و ضریب پواسون ۰/۳، در نظر گرفته شد [۱۴]. از آنجایی که پین مورد استفاده جهت اتصال قاب به استخوان در محل اتصال به آن پیچ شده و امکان لغزش بین این دو سطح کاملاً بسته می‌شود، در مدلسازی تعامل میان این دو سطح کاملاً مقید در نظر گرفته شد. بارگذاری به صورت بار گسترده توسط یک قطعه میانی (همانند آزمایش تجربی انجام‌شده در پژوهش) روی مفصل لگن اعمال و مفصل زانو کاملاً مقید شد. برای مش بندی استخوان از المان C3D4 که یک المان چهار نقطه‌ای چهاروجهی است، استفاده و در مجموع ۴۸۱۴۷۹ المان ایجاد شد.

برای صحت سنجی مدل المان محدود، درصد اختلاف کرنش‌های حاصل از آزمایش و کرنش‌های ایجاد شده در مدل



شکل ۲- تجهیزات آزمایشگاهی و نحوه اعمال بار

برای مشاهده جزئیات بیشتر به شکل ۴ مراجعه شود. پین‌ها و هافپین‌ها با توجه به زاویه، مکان و قطر انتخاب شده، توسط پزشک در مدل جایگذاری شدند. برای ساخت مدل سه بعدی، ابتدا قاب، پین‌ها و هافپین‌ها با اندازه‌گیری محل نقاط اتصال پین‌ها و هافپین‌ها به فیکسچر و همچنین اندازه‌گیری زاویه قرارگیری هافپین‌ها مدل‌سازی شد. محل قرارگیری استخوان روی قاب با استفاده از اندازه‌گیری ارتفاع قرارگیری پین‌ها و هافپین‌ها نسبت به مفصل زانو، فاصله استخوان با قاب در محل قرارگیری هافپین‌ها و همچنین زاویه قرارگیری مفصل لگن تعیین شد. برشی به ضخامت ۱mm در مکان تعیین شده در آزمایش مدل شد. با توجه به اختلاف چشمگیر صلبیت فیکسچر نسبت به استخوان، پین‌ها

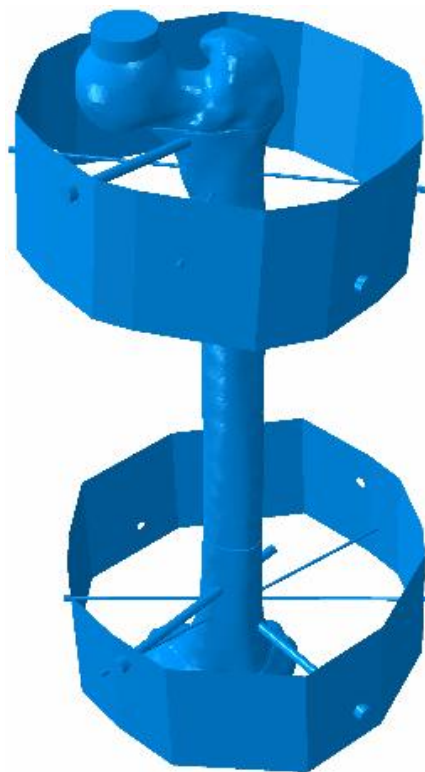
۳- یافته‌ها و بحث

شکل ۵ مقایسه مقادیر کرنش‌های ایجاد شده در موقعیت کرنش‌سنج ۱ را در هر یک از نیروهای اعمال شده نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، مقادیر کرنش‌ها در نیروهای مختلف کاملاً به یکدیگر نزدیک هستند.

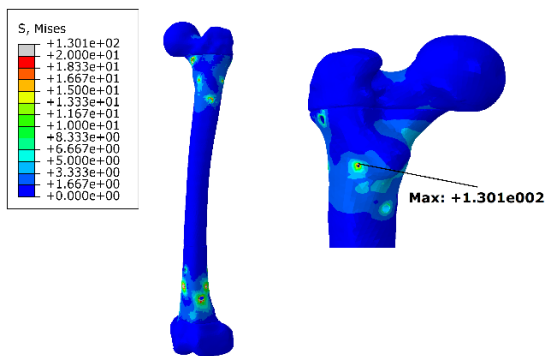
شکل‌های ۶ و ۷ نیز به ترتیب، مقدار کرنش‌های آزمایشگاهی و المان محدود در موقعیت کرنش‌سنج‌های ۲ و ۳ را نشان می‌دهند. در هر سه موقعیت کرنش‌سنج‌ها با افزایش مقدار بارگذاری نتایج المان محدود و آزمایشگاهی، به یکدیگر نزدیک‌تر شده اند، به طوری که میانگین درصد اختلاف میان داده‌های المان محدود و آزمایش تجربی در بارگذاری‌های کمتر از 350 N برابر 63.5% است، در حالی که همین مقدار در مورد بارگذاری‌های بالاتر برابر 12.3% است. اختلاف میان مقادیر نمایش داده شده در این نمودارهای ۶ و ۷، از نمودار شکل ۵ بیشتر است، با این حال در هر دو موقعیت ۲ و ۳، داده‌های آزمایشگاهی و تجربی روند یکسانی را طی می‌کنند؛ بنابراین با توجه به نتایج نمایش داده شده در شکل‌های ۵، ۶ و ۷ می‌توان به این نتیجه رسید که نتایج تحلیل المان محدود در شرایط بارگذاری با نیروهای بیش از 350 N به داده‌های به‌دست‌آمده از آزمایش نزدیک بوده و با توجه به میانگین درصد اختلاف به دست آمده در این شرایط، می‌توان به نتایج المان محدود استنباط کرد.

شکل ۸ مقادیر تنش‌های به وجود آمده در استخوان در بارگذاری 350 N را نشان می‌دهد. همان‌طور که انتظار می‌رفت، بررسی تنش‌های ایجاد شده در استخوان نشان می‌دهد، بیشینه تنش‌ها در اطراف پین‌ها و هاف‌پین‌ها رخ داده است؛ همچنین این شکل نشان می‌دهد که بیشینه تنش ایجاد شده در شرایط بارگذاری 350 N ، برابر با 130.1 MPa و در ناحیه قرارگیری یک پین رخ داده است. نمودار شکل ۹ با مقایسه بیشینه تنش‌های ایجاد شده در شرایط اعمال بار 350 N در اطراف پین‌ها و هاف‌پین‌ها، نشان می‌دهد که تنش‌های ایجاد شده در اطراف پین‌ها، به‌طور قابل‌ملاحظه‌ای بیشتر از تنش‌ها در اطراف هاف‌پین‌ها است، به‌طوری‌که بیشینه تنش در پین‌ها که در موقعیت پین ۱ رخ داده است، 1.5 برابر معادل آن در هاف‌پین‌ها است. علاوه بر آن می‌توان مشاهده کرد که به‌جز در موقعیت پین ۲،

المان محدود محاسبه و نتایج آن‌ها با یکدیگر مقایسه شد. کرنش‌های المان محدود، برابر با میانگین کرنش‌های صفحه-ای در راستای کرنش‌سنج‌ها، در نقاط نصب آن‌ها در مدل المان محدود در نظر گرفته شد. برای به دست آوردن مقادیر کرنش در شرایط آزمایشگاهی، اعمال هر یک از نیروها سه مرتبه تکرار و در هر مرتبه اعداد کرنش‌سنج‌ها ثبت شد. میانگین مقادیر به‌دست‌آمده، به‌عنوان مقدار کرنش آزمایشگاهی در نمودار در نظر گرفته شد. برای به دست آوردن کرنش در شبیه‌سازی، ابتدا مکان هر کرنش‌سنج روی استخوان مدل تعیین گردید، پس از اعمال بار، کرنش المان محدود برابر با میانگین کرنش‌های صفحه‌ای در راستای کرنش‌سنج و در ناحیه اتصال کرنش‌سنج به استخوان در نظر گرفته شد. در تمامی کرنش‌سنج‌ها جهت به دست آوردن کرنش‌های آزمایشگاهی هر بارگذاری سه بار تکرار و میانگین مقادیر به‌دست‌آمده، معادل با کرنش مورد نظر لحاظ شد؛ همچنین برای به دست آوردن مقادیر کرنش در تحلیل المان محدود میانگین کرنش‌های صفحه‌ای و در راستای فعال کرنش‌سنج برابر مقدار کرنش در نظر گرفته شد.



شکل ۴- شبیه‌سازی آزمایش در نرم‌افزار ABAQUS

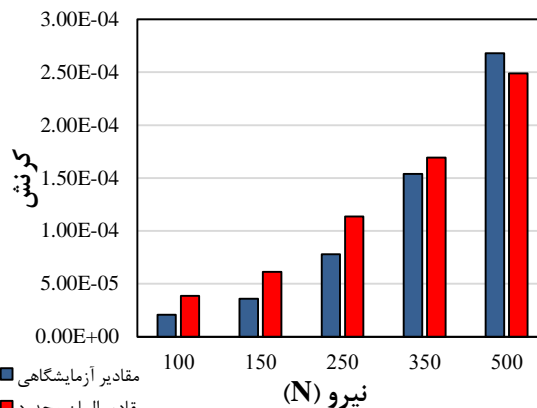


شکل ۸- توزیع تنش در مدل المان محدود در بارگذاری ۲۵۰N

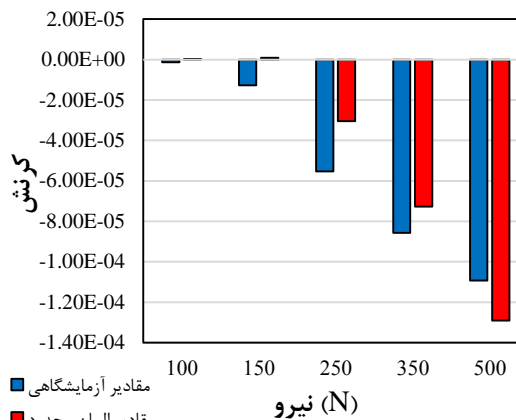
بیشینه تنش‌های به وجود آمده در اطراف پین‌ها، از بیشینه تنش‌های ایجاد شده در اطراف هاف‌پین‌ها بیشتر است. همچنین در این نمودار می‌توان مشاهده کرد که بیشینه تنش در پین شماره ۱ ماکزیمم و برابر 130.1 N/mm^2 است؛ همچنین تنش ایجاد شده در اطراف هاف‌پین ۳ از تنش‌های ایجاد شده در سایر هاف‌پین‌ها، بیشتر و معادل 86 N/mm^2 است.

همان‌طور که از نمودار شکل ۵ پیداست، کرنش‌های به‌دست آمده از آزمایش و شبیه‌سازی، تشابه خوبی را نشان می‌دهند. کرنش‌های نمایش داده شده در شکل ۶ و ۷، تفاوت بیشتری را بین اعداد آزمایشگاهی و المان محدود نشان می‌دهد، بطوری که در بارگذاری‌های 350 N و 500 N میانگین درصد اختلاف داده‌های المان محدود و آزمایش تجربی برای موقعیت کرنش سنج‌های ۱، ۲ و ۳ به ترتیب برابر، 8.4% ، 16.7% و 11.9% است. اختلاف موجود بین مقادیر آزمایشگاهی و المان محدود در کرنش‌سنج‌های ۲ و ۳، به این دلیل است که خواص استخوان در واقعیت در نقاط مختلف ثابت نیست؛ این در حالی است که در مدل المان محدود، خواص به‌صورت همگن و در دو فاز با مدول الاستیسیته متفاوت در نظر گرفته شده است. با این حال درصد اختلاف موجود در بارگذاری‌های با نیروهای بالاتر، مقدار قابل قبولی را نشان می‌دهد.

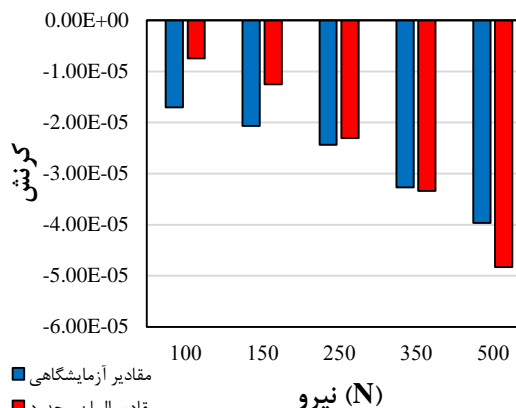
تنش‌های به‌دست‌آمده از المان محدود نشان می‌دهد که مقدار تنش بیشینه در اطراف پین‌های ۱، ۳ و ۴، از بیشینه تنش در اطراف تمامی هاف‌پین‌ها بیشتر است. مطالعات گذشته نیز نشان می‌دهد که استفاده از هاف‌پین‌ها، باعث



شکل ۵- مقادیر کرنش آزمایشگاهی و المان محدود در ناحیه کرنش سنج ۱



شکل ۶- مقادیر کرنش آزمایشگاهی و المان محدود در ناحیه کرنش سنج ۲



شکل ۷- مقادیر کرنش آزمایشگاهی و المان محدود در ناحیه کرنش سنج ۳

۴- نتیجه‌گیری

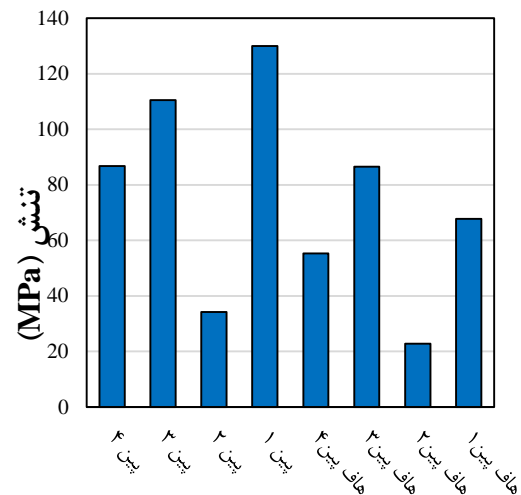
با مشاهده داده‌های به‌دست‌آمده از تحلیل المان محدود می‌توان به این نتیجه رسید که هنگام به‌کارگیری قاب فضایی تیلور با در نظر گرفتن سایر متغیرها از جمله موارد بالینی، استفاده کمتر از پین‌ها و در صورت امکان به‌کارگیری یک هاف پین بجای چند پین، می‌تواند بیشینه تنش‌های وارد بر استخوان را کاهش دهد؛ در نتیجه احتمال ایجاد ترک و یا شکستگی موضعی که سبب بروز احساس درد شود، کاهش می‌یابد. نتایج این مطالعه نشان می‌دهند که وضعیت قرارگیری پین‌ها و هاف پین‌ها در میزان تنش ایجاد شده در استخوان که منجر به احساس درد در بیمار می‌شود، بسیار مؤثر و مهم است.

۵- مراجع

- [1] Fragomen, AT, Rozbruch SR (2007) The mechanics of external fixation. HSS Journal 3(1): 13-29.
- [2] Site of Healthcare professionals, Available: <https://www.smith-nephew.com/>
- [3] Cross AR, Lewis DD, Murphy ST, Rigaud S, Madison JB, Kehoe MM, Rapoff AJ (2001) Effects of ring diameter and wire tension on the axial biomechanics of four-ring circular external skeletal fixator constructs. Am J Vet Res 62(7): 1025-1030.
- [4] Khurana A, Byrne C, Evans S, Tanaka H, Haraharan K (2010) Comparison of transverse wires and half pins in Taylor Spatial Frame: a biomechanical study. J Orthop Surg Res 5(1): 23.
- [5] Tan BB, Shanmugam R, Gunalan R, Chua YP, Hossain G, Saw A (2014) A biomechanical comparison between Taylor's Spatial Frame and Ilizarov external fixator. Malays Orthop J 8(2): 35.
- [6] Schiedel F, Vogt B, Wacker S, Pöpping J, Bosch K, Rödl R, Rosenbaum D (2012) Walking ability of children with a hexapod external ring fixator (TSF®) and foot plate mounting at the lower leg. Gait Posture 36(3): 500-505.
- [7] Shyam AK, Singh SU, Modi HN, Song HR, Lee SH, An H (2009) Leg lengthening by distraction osteogenesis using the Ilizarov apparatus: a novel concept of tibia callus subsidence and its influencing factors. International orthopaedics 33(6): 1753-1759.
- [8] Dobbe JG, Strackee SD, Schreurs AW, Jonges R, Carelsen B, Vroemen JC, Streekstra GJ (2011) Computer-assisted planning and navigation for corrective distal radius osteotomy, based on pre- and intraoperative imaging. IEEE Trans Biomed Eng 58(1): 182-190.

افزایش پایداری قاب و کاهش عفونت می‌شود [۱]، بنابراین در صورت امکان، استفاده از یک هاف پین بجای چند پین می‌تواند هر دو مزیت ذکر شده را داشته باشد.

تنش‌های بیشینه آورده شده در شکل ۹ نشان می‌دهد که اختلاف تنش‌ها چه در اطراف پین‌ها و چه در اطراف هاف پین‌ها چشمگیر است، به طوری که میانگین بیشینه تنش‌ها در اطراف پین‌ها، ۱۰۶۴ برابر مقدار مشابه آن در هاف پین‌ها است. اختلاف در بیشینه تنش‌های به وجود آمده در پین‌ها و هاف پین‌های مختلف، مبین این نکته است که مکان و زاویه جایگذاری پین‌ها و هاف پین‌ها، تأثیر چشمگیری را بر میزان احساس درد در بیمار در پی خواهد داشت.



شکل ۹- تنش بیشینه در اطراف پین‌ها و هاف پین‌ها با اعمال نیروی ۲۵۰N

در این پروژه خواص استخوان به صورت همگن و همسانگرد در دو فاز متراکم و اسفنجی تعریف شد، در حالی که می‌دانیم استخوان یک بافت متخلخل با خواص متغیر است؛ همچنین خواص استخوان افراد مختلف با توجه به بسیاری از متغیرها، متفاوت است. تعیین خواص مورد استفاده در پژوهش، به صورت ویژه و بکارگیری آن جهت تحلیل یکی از نقص‌های مشترک اغلب پژوهش‌هایی است که به مطالعه رفتار استخوان متصل به قاب و یا ایمپلنت پرداخته‌اند که به کارگیری آن می‌تواند صحت نتایج استخراج شده را بهبود بخشد.

- [12] Yosibash Z, Mayo RP, Dahan G, Trabelsi N, Amir G, Milgrom C (2014) Predicting the stiffness and strength of human femurs with real metastatic tumors. *Bone* 69: 180-190.
- [13] Yosibash Z, Trabelsi N, Milgrom C (2007) Reliable simulations of the human proximal femur by high-order finite element analysis validated by experimental observations. *J Biomech* 40(16): 3688-3699.
- [14] Wang CJ, Yettram AL, Yao MS, Procter P (1998) Finite element analysis of a Gamma nail within a fractured femur. *Med Eng Phys* 20(9): 677-683.
- [9] Lenarz C, Bledsoe G, Watson JT (2008) Circular external fixation frames with divergent half pins: a pilot biomechanical study. *Clin Orthop Relat Res* 466(12): 2933.
- [10] Qiao F, Li D, Jin Z, Gao Y, Zhou T, He J, Cheng L (2015) Application of 3D printed customized external fixator in fracture reduction. *Injury* 46(6): 1150-1155.
- [11] Trabelsi N, Yosibash Z, Wutte C, Augat P, Eberle S (2011) Patient-specific finite element analysis of the human femur—a double-blinded biomechanical validation. *J Biomech* 44(9): 1666-1672.