



بررسی پایداری دستگاه ثابت کننده خارجی یک طرفه موتوردار طراحی شده جهت رفع فقدان استخوانی در حالت دینامیکی با استفاده از شبیه سازی المان محدود

علیرضا بهرام کیا^۱، مهران فخرایی^{۲*}، سالار خواجه پور^۳، سید محمد طحامی^۴، راهب غلامی^۲

۱- دانشجوی دکتری تخصصی، گروه مهندسی مکانیک، واحد لاهیجان، دانشگاه آزاد اسلامی، لاهیجان، ایران

۲- استادیار، گروه مهندسی مکانیک، واحد لاهیجان، دانشگاه آزاد اسلامی، لاهیجان، ایران

۳- استادیار، دانشگاه علوم پزشکی، شیراز، ایران

۴- استادیار، مرکز تحقیقات بیماری‌های استخوان و مفاصل، دانشگاه علوم پزشکی، شیراز، ایران

* fakhraie@liau.ac.ir، صندوق پستی ۱۶۱۶

چکیده

اطلاعات مقاله

هم‌راستا نمودن استخوان‌های شکسته شده با استفاده از ثابت کننده خارجی یک‌طرفه استخوان، امروزه رواج یافته است، ولی تنظیم آنها برای نگه داشتن تکه‌های استخوان از چهار ناحیه و جایجایی آنها با شل نمودن پیچ‌ها به منظور استخوان سازی موجب بروز خطا و در نتیجه موجب مشکلات متعدد می‌گردد. هدف از تحقیق حاضر، اطمینان از پایداری و استحکام دستگاه ثابت کننده خارجی یک طرفه استخوان مجهز به چهار موتور می‌باشد که قادر است با استفاده از موتورهای تکه‌های استخوان را از چهار ناحیه بدون خطا و با دقت مطلوب جایجا کند. این دستگاه در نرم‌افزار سالیدورکز طراحی می‌گردد. سپس، با استفاده از روش تحلیل المان محدود در نرم‌افزار انسیس، شبیه‌سازی‌ها و تحلیل‌های دستگاه انجام می‌شود. نتایج شبیه‌سازی‌ها در حالت دینامیکی در مدت زمان ۱ ثانیه، اعمال نیروهای فشاری ۱۵۰ نیوتنی و ۱۳۰ نیوتنی و اعمال نیروی ۱۵۰ نیوتنی خمش هشت نقطه‌ای، پایداری دستگاه را تایید می‌نماید و با اعمال گشتاور پیچشی ۸ نیوتن‌متری، دستگاه همچنان پایداری خود را حفظ می‌نماید. نتایج نشان می‌دهد که دستگاه طراحی شده از پایداری، صلبیت و استحکام لازم جهت ثابت نگه داشتن استخوان برخوردار است. علاوه بر این، این دستگاه می‌تواند تکه‌های استخوان را به صورت دقیق با استفاده از واحد کنترل الکترونیکی موتورها به‌منظور استخوان‌سازی جایجا کند. بنابراین، ساخت و استفاده از دستگاه در جراحی‌های ارتوپدی توصیه می‌شود.

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: ۱۴ تیر ۱۴۰۱

داوری اولیه: ۲۴ تیر ۱۴۰۱

پذیرش: ۲۱ شهریور ۱۴۰۱

کلیدواژگان:

ثابت کننده خارجی یک طرفه استخوان

شکستگی استخوان

فقدان استخوان

ارتوپدی

روش المان محدود

Investigating the stability of motorized unilateral external bone fixators to recover the destroyed bones in dynamic mode using the finite element simulation

Alireza Bahramkia¹, Mehran Fakhraie^{1*}, Salar Khajehpoor^{1,2}, Seyed Mohammad Tahami^{1,3}, Raheb Gholami¹

1- Department of Mechanical Engineering, Lahijan Branch, Islamic Azad University, Lahijan, Iran

2- Shiraz University of medical sciences, Shiraz, Iran

3- Orthopedics Bone and Joint Disease Research Center, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

* P.O.B. 1616 Lahijan, Iran, fakhraie@liau.ac.ir

Article Information

Original Research Paper

Received: 5 July 2022

First Decision: 15 July 2022

Accepted: 12 September 2022

Keywords:

Unilateral External Bone Fixator

Bone Fracture

Bone Los

Orthopedic

Finite Element Method

Abstract

Nowadays, the alignment of broken bones using unilateral external fixators has been popular. However, their adjustment to hold bone pieces from four areas and move them by loosening the screws for ossification is associated with errors and consequently various problems. The present study aims to assess the stability and strength of a unilateral external fixator equipped with four motors, which is able to accurately move the bone pieces from four areas using the motors without error. The device is designed in SolidWorks software. Then, its simulations and analyzes are performed using the finite element method in ANSYS software. The results of the simulations in dynamic mode in a period of 1 s, compressive forces of 150 N and 130 N, and eight-point bending force of 150 N confirm the stability of the device and by applying a twisting torque of 8 Nm, the device still maintains its stability. The results show that the designed device has the necessary stability, rigidity, and strength to keep the bone stable. Moreover, using the electronic control unit of the motors, this device can precisely move the bone pieces for ossification. Therefore, it is recommended to manufacture and use this device in orthopedic surgeries.

Please cite this article using:

A. Bahramkia, M. Fakhraie, S. Khajehpoor, S. M. Tahami, R. Gholami, Investigating the stability of motorized unilateral external bone fixators to recover the destroyed bones in dynamic mode using the finite element simulation, Iranian Journal of Manufacturing Engineering, Vol. 9, No. 4, pp. 24- 35, 2022 (in Persian).

<https://www.doi.org/10.22034/IJME.2022.159959>

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

۱- مقدمه

ثابت کننده‌های خارجی یک طرفه استخوان^۱ جهت ثابت نمودن استخوان‌های شکسته و در بعضی از موارد برای جابه‌جا نمودن استخوان‌های شکسته که بخشی از استخوان از بین رفته است، به منظور جبران فقدان استخوانی (استخوان‌سازی) به طور گسترده‌ای در ارتوپدی استفاده می‌شوند. بنابراین دستگاه ثابت کننده یک طرفه استخوان موتوردار، که از استحکام و پایداری لازم برخوردار باشد، گزینه‌ای مناسب برای درمان شکستگی‌ها و فقدان استخوانی محسوب می‌گردد. جهت استخوان‌سازی، نیاز به انجام تنظیمات دستگاه در زمان‌های مشخص و معین می‌باشد که انجام این تنظیمات دستگاه نیاز به دقت لازم، جهت حصول نتیجه‌ای مطلوب دارد و اشتباه در انجام تنظیمات می‌تواند منجر به آسیب‌های زیادی از جمله درمان نشدن، نیاز مجدد به عمل جراحی و نصب مجدد دستگاه گردد که این موارد مشکلات مختلفی را می‌تواند در پی داشته باشد که در این خصوص می‌توان به افزایش هزینه، طولانی شدن زمان درمان و امکان ایجاد عفونت و یا از دست رفتن امکان ترمیم و بازایی استخوان اشاره نمود.

ثابت کننده خارجی تکامل یافته است برای اینکه به عنوان آخرین راه حل ثابت کردن و تبدیل شدن به یک روش اصلی برای درمان بی‌شماری از آسیب‌شناسی استخوان و بافت نرم استفاده شود. با تمرکز بر قاب‌های یک طرفه و دایره‌ای، انواع مختلف ثابت کننده خارجی استخوان و کاربردهای بالینی مشترک آنها و اصول بیومکانیکی حاکم بر استخوان و ثابت کننده خارجی مورد بررسی قرار گرفته و در نتیجه تکنیک‌های استفاده از ثابت کننده‌های خارجی استخوان برای به حداکثر رساندن ثبات توصیه گردیده است [۱]. ثابت کننده‌ها به طور کلی در دو گروه یک طرفه^۲ یا دو طرفه^۳ جای می‌گیرند. در هر یک از این دو گروه، دسته‌بندی‌هایی از فریم‌های تک صفحه‌ای یا دو صفحه‌ای وجود دارد [۲]. اگرچه ثابت کننده خارجی استخوان اغلب روندی «جدید» در تروماتولوژی (آسیب‌شناسی) و ارتوپدی تلقی می‌شود، لیکن هزاران سال مورد استفاده پزشکان و جراحان بوده است، بقراط در حدود سال ۳۷۷ قبل از میلاد مسیح، یک ثابت کننده خارجی اولیه طبیعی را ساخت. مفهوم نوین مرسوم ثابت کننده‌ی خارجی استخوان را ژان فرانسوا مالگین در سال ۱۸۴۰، بر سر زبان‌ها انداخت. در سال ۱۸۴۳ مالگین دستگاه دو

چنگکی خود به نام «پنجه فلزی^۴» را ساخت. فون‌هاین (۱۸۷۸)، استاد جراحی در پراگ، علاوه بر الهام گرفتن از تکنیک پیچ مالگین، روش‌های خاص خود را نیز توسعه داد. در لندن در سال ۱۸۹۳، کیتلی همچنین یک شکل اولیه از ثابت کننده خارجی استخوان ران را طراحی کرد. در سال ۱۸۹۷، دکتر کلیتون پارک‌هیل، یکی از اولین افرادی بود که یک ثابت کننده خارجی استخوان تک‌محوری واقعی را ساخت. در اوایل دهه ۱۹۰۰، ثابت کننده خارجی استخوان مدرن، دوره رشد سریع خود را آغاز کرده و از آن زمان به بعد روش‌های ثابت کننده‌های خارجی استخوان همچنان به سیر تکاملی خود ادامه دادند. آلبین لامبوت در سال ۱۹۰۲ نیز یکی از افراد پیشتاز بود که ثابت کننده خارجی استخوان خاص خود را تولید کرد. لامبرت در سال ۱۹۱۱ یک ثابت کننده تک لایه‌ای را طراحی کرد. طراحی لامبرت اولین ثابت کننده دو پینه بود که برای شکستگی مورد استفاده قرار گرفت. گاوریل الیزاروف در سال ۱۹۵۱ ثابت کننده خارجی دایره‌ای خود را معرفی کرد، ویدال و همکاران طی سال‌های ۱۹۶۸ الی ۱۹۷۰ دستگاه اصلی هافمن را از واحد نیم پین به چارچوب دوقطبی چهارضلعی تغییر دادند [۳]. از ثابت کننده خارجی الیزاروف به منظور ثابت کردن شکستگی‌های استخوانی و نیز افزایش طول اندام، استفاده می‌گردد [۴].

وی و همکاران، با روش اندازه‌گیری بدشکلی "پالی"، روش‌های اندازه‌گیری دیجیتالی را ارائه دادند [۵]. ژائو و همکاران از ترکیب مزایای مکانیسم‌های سریال و موازی، روبات‌های هیبریدی تولیدی، نیازهای بالینی خاص را برآورده نمودند [۶]. لی و همکاران، از تکنیک تعدیل شده‌ی واگنر و ارتوفیکس برای افزایش طول استخوان فمورال در ۶۲ بیماری استفاده نمودند، ۵ تا ۷ روز پس از آغاز فرایند، طول استخوان فمورال با نرخ ۱/۵ میلی‌متر در روز افزایش پیدا کرده بود [۷]. آپیواناکاکول و همکار، دو مورد شکستگی فمور که بخشی از آن از بین رفته بود را با استفاده از یک روش جدید انتقال استخوان ارائه دادند، که در این روش قطعه استخوان از بین رفته به طور رضایت بخشی بازسازی شده بود [۸]. سنگکو، بیان نمود که تکنیک دیستراکشن استئوژنزیس^۵ به کمک ثابت کننده خارجی مرسوم همراه با نرخ دیستراکشن ۱ میلی‌متر به‌ازای هر ۴۸ ساعت، عوارض پس از تروما را به‌خوبی درمان می‌کند، این تکنیک برای افزایش طول استخوان، ساده و مقرون به‌صرفه است [۹]. وادوانی و همکاران، بیان کردند که استفاده از ثابت کننده‌های خارجی ریلی یک طرفه

⁴ Griffe métallique

⁵ Distraction Osteogenesis

¹ Unilateral External Fixator

² Unilateral

³ Bilateral

مکانیسم لغزشی جدید استفاده می‌کند را مورد بررسی قرار دادند این مکانیسم حتی با وجود شل بودن پیچ‌ها و وجود نیروی گشتاوری ۴ نیوتون‌متری، در ۷۲ درصد از حرکات انجام شده در محل دچار شکستگی حفظ شده بود [۱۷]، از آگی-کلوارد و همکاران، نتایج مدل المان محدود از طریق اندازه‌گیری سختی آزمایشگاهی ثابت کننده خارجی از جنس تیتانیوم و ثابت کننده خارجی از جنس پلی اتراترکتون متخلخل^۷ را مورد بررسی قرار دادند. همچنین از مدل‌های المان محدود برای مقایسه حرکت استخوان شکسته با استفاده از الگوی کلی استرس وان‌ماینز^۸ در ثابت کننده‌های خارجی استفاده نمودند، همان‌طور که از طراحی‌های متفاوت این دو ثابت کننده خارجی انتظار می‌رود، تفاوت‌های معناداری در سختی این دو ثابت کننده خارجی وجود داشت. نتیجه^۹ مهم‌تر، تأیید شدن استفاده از مدل المان محدود برای تحلیل و پیش‌بینی تغییرات مکانیک شکستگی بود [۱۸]، شاهر و همکار، مقایسه مشخصه‌های بیومکانیکی ثابت کننده‌های خارجی دوطرفه^۹ با مدل‌های یک‌طرفه‌ای که با یک پین داخل استخوانی^{۱۰} ترکیب شده‌اند را به کمک روش المان محدود مورد بررسی قرار دادند، هنگامی که پین داخل استخوانی به درستی در داخل سر استخوان^{۱۱} جای گیرد، مدول سختی معادل در قاب‌های یک‌طرفه مختلف در قیاس با مدل‌های دوطرفه مجهز به پین‌های فراقشری با آرایش مشابه، حدوداً یکسان یا حتی بزرگتر است [۱۹]، کارونراتاناکول و همکاران بیان نمودند که مقاومت ثابت کننده عامل مهمی است، زیرا شرایط بیومکانیکی محیط حاوی داربست و بافت‌های احیا کننده را تحت تاثیر قرار می‌دهد. با اصلاح شیوه اتصالات در شبیه‌سازی به روش المان محدود، خطای اندازه‌گیری مقاومت پیش‌بینی شده ثابت کننده در مقایسه با مقاومت اندازه‌گیری شده، از ۱۲۱٪ به ۱۶٪ تقلیل یافت [۲۰].

علمدین و همکاران، بر روی سختی ثابت کننده خارجی سارافیکس^{۱۲} با توجه به این که سختی ثابت کننده خارجی بر روی وضعیت بیومکانیکی و بیولوژی موضعی شکستگی و بهبود آن تاثیر دارد، تحقیق نمودند. [۲۱]

با توجه به مطالعات انجام شده، ثابت کننده‌های یک‌طرفه استخوان با توجه به راحتی در نصب و تنظیم‌پذیر بودن بیشتر نسبت به مدل‌های دایره‌ای و نیم دایره‌ای، در جراحی‌های ارتوپدی بیشتر مورد توجه قرار گرفته‌اند، از طرفی در مواقعی که

برای بیماران راحت‌تر بوده و در مقایسه با ثابت کننده‌های دایره‌ای، روش استفاده ساده‌تری دارند [۱۰]، جین و همکاران، بیان داشتند استفاده از ثابت کننده خارجی روش بسیار مناسبی برای درمان موفق شکستگی دیافیزی استخوان تیبیا^۱ می‌باشد [۱۱]، شی و همکاران، بیان نمودند که ثابت کننده خارجی صفحه‌ای^۲ در مقایسه با ثابت کننده خارجی یک‌طرفه، تحت فشار محوری، خمش چهار نقطه‌ای و پیچش، از سختی و مقاومت بالاتری برخوردار است [۱۲]، کارونراتاناکول و همکاران، تفاوت بین سختی پیش‌بینی شده در مدل المان محدود و سختی محوری اندازه‌گیری شده سیستم ثابت کننده استخوان تیبیا پس از برقرار کردن تماس بین پیچ و استخوان در موقعیت مناسب را مورد بررسی قرار دادند. نتایج پژوهش بیانگر اهمیت موقعیت تماس بین پیچ و استخوان در پیش‌بینی دقیق سختی ثابت کننده بود [۱۳]، روزیرو و همکاران، در پژوهشی به منظور محاسبه^۳ مدل سطح مقطع برای مدل تعمیم داده شده تیموشنکو^۴ از نرم‌افزار حل کننده المان محدود^۵ استفاده کردند. نتایج به دست آمده نشان می‌دهد. که موقعیت بهینه تیر جانبی و پین اول باید به ترتیب و حتی‌الامکان به سطح مشترک استخوان و کانون شکستگی نزدیک باشد، پین دوم نیز در صورت تحمیل بارهای خمشی باید از پین اول دور باشد، اما اگر بارهای محوری و پیچشی وجود داشته باشد، پین دوم باید نزدیک پین اول باشد [۱۴]. لی و همکاران، به منظور بررسی استرس و بدشکلی سیستم ثابت کننده خارجی استخوان تحت بار محوری، بار پیچشی و بار خمشی و مقایسه^۶ ویژگی‌های بیومکانیکی دو ثابت کننده از مدل المان محدود^۵ استفاده نمودند و در نهایت به این نتیجه رسیدند که متخصصین ارتوپد باید سعی کنند که زاویه انحراف پین حین عمل بیشتر از ۲۰ درجه نشود [۱۵]، روزیرو و همکار، مدل المان محدود ساده‌سازی شده برای ثابت کننده خارجی استخوان تیبیا به منظور تعیین سختی در کانون شکستگی را تدوین کردند و از الگوریتم ژنتیک نیز با هدف به حداقل رساندن جابجایی کانون شکستگی (تابع هدف) از طریق تغییر دادن موقعیت قطعات مکانیکی ثابت کننده خارجی استفاده کردند و در ادامه انواع تحمیل بار را مورد بررسی قرار دادند [۱۶].

ماتسوشیتا و همکاران، دستگاه‌های فیکساتور^۶ که از یک

⁷ PEEK

⁸ Von Mises stress

⁹ Bilateral external fixator frames

¹⁰ Intra-medullary pin

¹¹ Epiphyseal bone

¹² Sarafix

¹ Tibia

² plate-type external fixator

³ Timoshenko

⁴ Finite element solver FEAP

⁵ Finite Element Method

⁶ Hifixator

هدف از این تحقیق باتوجه به این که وظیفه اصلی دستگاه، جابجایی استخوان‌ها به منظور استخوان‌سازی می‌باشد، بررسی استحکام، پایداری و صلبیت دستگاه در حالت دینامیک با استفاده از شبیه‌سازی به روش تحلیل المان محدود در نرم‌افزار انسیس، دستگاه ثابت کننده خارجی یک‌طرفه موتوردار استخوان می‌باشد.

پس از بررسی نتایج بدست آمده و تایید پایداری، استحکام و صلبیت دستگاه در حالت دینامیک، ساخت و استفاده از آن توصیه می‌شود.

۲- مواد و روش

طراحی ثابت‌کننده خارجی یک‌طرفه موتوردار استخوان در نرم‌افزار سالیدورکز^۱ انجام گردید، طراحی سه بعدی آماده شده به نرم‌افزار انسیس^۲ جهت آماده‌سازی برای شبیه‌سازی و آنالیز دستگاه به روش المان محدود انتقال داده شد، شبیه‌سازی‌های لازم با بارگذاری و اعمال نیروهای: فشاری، خمشی و پیچشی در حالت دینامیک دستگاه انجام گردید و نتایج حاصل مورد بررسی و تحلیل قرار گرفت.

شانزگیر دستگاه به صورت استاندارد طراحی گردید، که امکان استفاده از شانزهای رزوه‌دار استاندارد (پین‌های رزوه‌دار) رایج مورد استفاده در جراحی ارتوپدی، وجود داشته باشد.

دستگاه طراحی شده، از چهار واحد نگهدارنده پین رزوه‌دار (شانزگیر) تشکیل شده است که هر واحد به صورت مستقل از طریق موتور می‌تواند روی محور اصلی حرکت کند. به منظور درک بهتر عملکرد دستگاه طراحی شده، سی تی اسکن استخوان شکسته شده‌ای که در اثر شکستگی بخشی از استخوان از بین رفته است را توسط نرم‌افزار میمیکس^۳ به مدل سه بعدی تبدیل نموده و جهت شبیه‌سازی به نرم‌افزار سالیدورکز انتقال داده شد، سپس استخوان به‌گونه‌ای مناسب قسمت بالایی و پایینی هر کدام دو تکه گردیده که امکان رشد استخوان از دو ناحیه فراهم گردد (نواحی با فاصله یک میلی‌متر، جهت استخوان‌سازی می‌باشد، البته این فاصله می‌تواند بنا به نظر پزشک متخصص کمتر و یا بیشتر در نظر گرفته شود)، خصوصیات مکانیکی استخوان در شبیه‌سازی استخوان آماده شده اعمال گردید [۱۵ و ۱۶]. تکه‌های استخوان شکسته شده با استفاده از شانزهای استاندارد به وسیله شانزگیر دستگاه در کنار یکدیگر مطابق شکل ۱ ثابت گردید. جنس کلیه قطعات دستگاه طراحی شده به جز موتورهای

شکستگی توام با عفونت و یا بخشی از بافت از بین رفته باشد، امکان استفاده از ثابت کننده‌های داخلی وجود ندارد و بهترین و تنها راه برای ثابت نمودن استخوان آسیب دیده، استفاده از ثابت کننده‌های خارجی می‌باشد و برای جبران فقدان استخوانی امکان جابه‌جا نمودن تکه‌های استخوان شکسته بنا به نیاز و مطابق یک برنامه مشخص و به‌صورت دقیق برای استخوان‌سازی و جبران فقدان استخوانی ضروری می‌باشد. ثابت کننده‌های خارجی یک‌طرفه استخوان که قادر باشند از چهار ناحیه استخوان‌ها را ثابت نموده و امکان جابجایی را به صورت دقیق توسط موتور با کنترل الکترونیکی داشته باشند در حال حاضر در دسترس نمی‌باشند. ثابت کننده‌های یک‌طرفه استخوان فعلی با استفاده از پیچ و مهره وظیفه ثابت نمودن تکه‌های استخوان شکسته شده را برعهده دارند و در صورت نیاز به جابجایی تکه‌های استخوان برای استخوان‌سازی به‌منظور جبران استخوان از بین رفته از چهار ناحیه، باید پیچ‌ها، آزاد شده و به صورت دستی جابجایی انجام شود که این امر مشکلات عدیده‌ای از جمله بروز خطا در سمت جابجایی و عدم دقت لازم در جابجایی را به همراه دارد که موجب بروز مشکلات فراوانی از جمله عدم استخوان‌سازی مناسب و یا جوش خوردن استخوان به صورت ناخواسته را به همراه دارد، بنابراین طراحی و ساخت دستگاهی که امکان کاهش خطاها را به همراه داشته باشد، گام مؤثری در درمان شکستگی استخوان محسوب می‌گردد، بر همین اساس موتوردار بودن دستگاه کمک شایانی در عملکرد دستگاه در طول درمان فقدان استخوانی (استخوان‌سازی) می‌نماید و همچنین راحتی و احساس آرامش بیمار که امری ضروری و با اهمیت است را به همراه دارد، به همین منظور دستگاه ثابت کننده یک طرفه خارجی موتوردار جهت درمان شکستگی‌ها و رفع فقدان استخوانی طراحی گردید. این دستگاه قادر است از چهار ناحیه وظیفه ثابت کردن استخوان درشت نی (تیبیا) را به خوبی انجام دهد و مهمتر این که، می‌تواند جابجایی‌های ضروری بخش‌هایی از استخوان‌ها، که نیاز است را جهت استخوان‌سازی و جبران فقدان استخوانی، خصوصا در مواقعی که به‌علت وجود عفونت بخشی از استخوان از بین رفته است و یا شکستگی‌هایی که دچار عفونت شده‌اند و یا بخشی از بافت از بین رفته است (در زمان وجود عفونت امکان ثابت‌سازی داخلی وجود ندارد)، با استفاده واحد کنترل الکترونیکی موتورهای دستگاه (چهار واحد موتوردار مجزا)، به صورت دقیق و براساس نیاز بیمار و تشخیص پزشک متخصص انجام دهد.

¹ SolidWorks

² Ansys

³ Mimics

در این مدل چگالی استخوان ۱۸۰۰ کیلوگرم بر مترمکعب و متوسط مدول یانگ ۱۷ گیگاپاسکال و ضریب پواسون ۰/۳ براساس تحقیق‌های قبلی، در نظر گرفته شده است [۱۵ و ۱۶]. سطح تماس شانزها با استخوان ثابت فرض شده و هیچ کدام از دو سطح نسبت به هم، درجه آزادی ندارند. به جز اجزاء متحرک که نسبت به یکدیگر درجه آزادی دارند و بقیه قطعات سیستم ثابت و یکپارچه در نظر گرفته شده است. در این شبیه‌سازی فرض بر آن است که پین‌های رزوه‌دار استاندارد (شانزها) درون استخوان به هیچ‌وجه اجازه حرکت ندارند و همچنین حرکت واحدهای نگهدارنده شانزها روی محور اصلی و با توجه به انجام شبیه‌سازی در حالت دینامیک، میله‌های راهنما به صورت مفصل استوانه‌ای در نظر گرفته شده است که اجازه حرکت واحدهای دستگاه در راستای محور اصلی وجود داشته باشد.

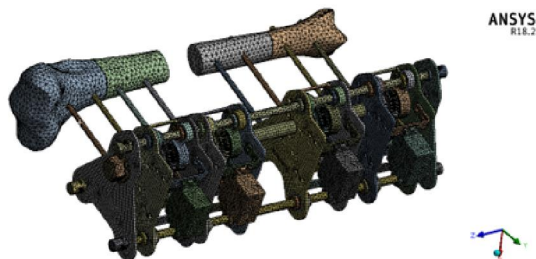


Fig. 2 Meshing to model the motorized unilateral external bone fixator
شکل ۲ مش بندی برای مدل‌سازی دستگاه ثابت کننده خارجی یک طرفه موتوردار استخوان

در این تحقیق، از نیروهای اعمال شده برای بررسی و تحلیل‌های انجام شده در تحقیق‌های قبلی به‌عنوان یک مرجع برای امکان اعتبارسنجی استفاده گردید (نیروهای اعمالی در این تحقیق بیشتر در نظر گرفته شده است) و همچنین براساس تایید استفاده از شبیه‌سازی به روش المان محدود جهت بررسی و تحلیل‌ها در تحقیق‌های قبلی، در این تحقیق نیز بررسی و تحلیل با استفاده از شبیه‌سازی به روش المان محدود مورد استفاده قرار گرفت [۱۷-۲۰].

شرایط مرزی در نظر گرفته شده برای آزمون‌ها فاصله دو تکه استخوان میانی از یکدیگر ۴۰ میلی‌متر و فاصله بین دو تکه استخوان بالایی ۱ میلی‌متر و فاصله بین دو تکه استخوان پایینی از یکدیگر ۱ میلی‌متر مطابق شکل ۱ در نظر گرفته شده است و سایر شرایط در نظر گرفته شده شامل: شبیه‌سازی تست فشار و تحلیل دستگاه در حالت دینامیکی در مدت زمان یک ثانیه به روش تحلیل المان محدود در نرم‌افزار انسیس با در نظر گرفتن اعمال نیروی F به میزان ۱۵۰ نیوتن [۱۷-۲۰] بر روی استخوان

دستگاه، استنلس‌استیل ۳۱۶ در نظر گرفته شده است و شانزهای مورد استفاده در این تحقیق، شانزهای رزوه‌دار توپر استاندارد (پین‌های رزوه‌دار) از جنس استنلس‌استیل، با قطر ۵ میلی‌متر و طول ۲۰۰ میلی‌متر مورد استفاده در جراحی‌های ارتوپدی، در نظر گرفته شده است. خصوصیات مکانیکی فولاد استنلس‌استیل ۳۱۶ و استخوان مطابق جدول ۱ به منظور دست یابی به یک روند مشخص اعمال نیرو جهت انجام شبیه‌سازی‌های دستگاه، از تحقیق‌های قبلی استخراج و مورد استفاده قرار گرفته است [۱۵، ۱۶].

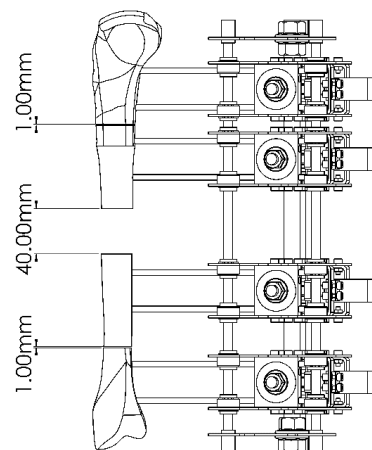


Fig. 1 Motorized unilateral external bone fixator modeled in SolidWorks, the SCHANZ, and how the threaded SCHANZ is attached to a fractured bone, part of which has been destroyed.

شکل ۱ دستگاه ثابت کننده خارجی یک طرفه موتوردار استخوان، طراحی شده در نرم افزار سالیدورکز به همراه شانزها و نحوه اتصال شانزهای رزوه‌دار به استخوان شکسته شده‌ای که بخشی از استخوان از بین رفته است.

جدول ۱ خصوصیات مکانیکی استنلس‌استیل ۳۱۶ و استخوان [۱۵، ۱۶]
Table 1 Mechanical properties of stainless steel 316, and the bone [15, 16]

ماده	مدول یانگ (گیگاپاسکال)	ضریب پواسون	تنش تسلیم (مگاپاسکال)
استنلس‌استیل ۳۱۶	۱۹۰	۰/۳	۲۰۵
استخوان	۱۷	۰/۳	۳۰۰

برای شبیه‌سازی و تحلیل به روش المان محدود در حالت دینامیک دستگاه، فایل سه بعدی دستگاه در نرم افزار انسیس با استفاده از المان‌های مختلف در دسترس، مطابق شکل ۲، مش زده شده است.

بعد از بررسی همگرایی مش، که با افزایش تراکم المان‌ها در جاهای حساس سیستم به دست آمده است، تعداد المان ۳۶۴۷۷۰ و تعداد گره ۶۳۹۹۲۱ برای شبیه‌سازی و تحلیل به روش المان محدود مورد استفاده قرار گرفت.

شبیه‌سازی تست خمش ۸ نقطه‌ای با استفاده از تحلیل المان محدود در حالت دینامیکی در مدت زمان یک ثانیه، با در نظر گرفتن شرایط مرزی شامل: جابجایی دو واحد میانی دستگاه به میزان 0.25 میلی‌متر و اعمال نیروی 150 نیوتنی $[17-20]$ به هشت نقطه و در نظر گرفتن این‌که، استخوان به صورت چهار تکه جدا از هم در نظر گرفته شده است، مکان‌های اعمال نیرو F جهت این شبیه‌سازی و مکان‌های فرضی مورد استفاده جهت ثابت ماندن دستگاه در زمان شبیه‌سازی در شکل ۵ نشان داده شده است.

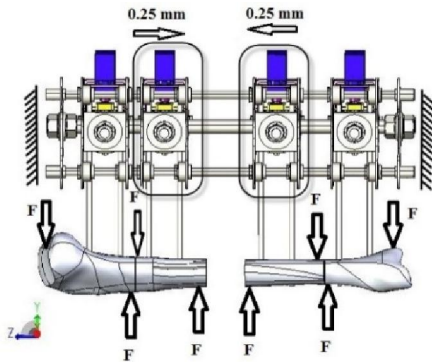


Fig. 5 The boundary conditions considered to simulate the eight-point bending test and the device analysis in dynamic mode for the fractured bone. Determining the movement direction of the two intermediate units of the device for a 0.25 mm displacement and F is the force

شکل ۵ شرایط مرزی در نظر گرفته شده برای انجام شبیه‌سازی تست خمش ۸ نقطه‌ای و تحلیل دستگاه در حالت دینامیکی به همراه استخوان شکسته شده شامل: تعیین جهت حرکت دو واحد میانی دستگاه به اندازه 0.25 میلی‌متر و F مکان اعمال نیرو

باتوجه به شرایط استفاده از دستگاه طراحی شده، جابجایی در راستای محور دستگاه برای درمان مفید می‌باشد ولی حرکت‌های برشی تکه‌های استخوان شکسته شده برای بهبود مضر است. [۲۱] بنابراین پایداری، استحکام و صلبیت دستگاه ضروری می‌باشد.

۳- نتایج و بحث

۳-۱- تست فشار دستگاه در حالت دینامیکی

پس از شبیه‌سازی و اعمال نیرو فشاری 150 نیوتنی در حالت دینامیکی در مدت زمان یک ثانیه، در کانتور جابجایی و تغییر شکل و همچنین تنش وان‌مایسز، مشاهده شد که حداکثر جابجایی در استخوان و به تبع آن در شانزدهای نگهدارنده آن مطابق شکل ۶، حدود $1/34$ میلی‌متر می‌باشد. این میزان جابجایی در راستای اعمال نیرو و در راستای محور استخوان است، ولی سازه دستگاه بدون جابجایی بوده و از پایداری

شکسته و ثابت بودن طرف دیگر استخوان و جابجایی دو موتور میانی دستگاه در جهت مشخص شده به میزان 0.25 میلی‌متر مطابق شکل ۳ انجام گردید.

شبیه‌سازی تست پیچش و تحلیل دستگاه در حالت دینامیکی در مدت زمان یک ثانیه به روش تحلیل المان محدود در نرم‌افزار انسیس با در نظر گرفتن شرایط مرزی مطابق شکل ۴ با اعمال گشتاور M به میزان 8 نیوتن‌متر $[17-20]$ بر روی استخوان شکسته و ثابت بودن طرف دیگر استخوان و جابجایی دو واحد میانی دستگاه در جهت مشخص شده به میزان 0.25 میلی‌متر انجام گردید.

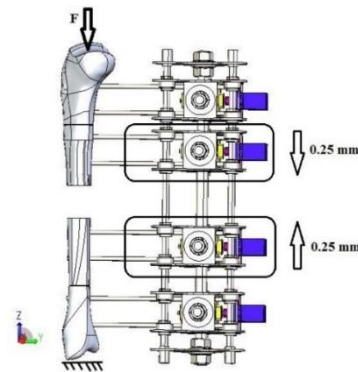


Fig. 3 The boundary conditions considered to simulate the pressure test and the device analysis in dynamic mode for the fractured bone, including the movement direction of the two intermediate units of the device for a 0.25 mm displacement and F is the force.

شکل ۳ شرایط مرزی در نظر گرفته شده برای انجام شبیه‌سازی تست فشار و تحلیل دستگاه در حالت دینامیکی به همراه استخوان شکسته شده، شامل: جهت حرکت دو واحد میانی دستگاه به اندازه 0.25 میلی‌متر و F مکان اعمال نیرو

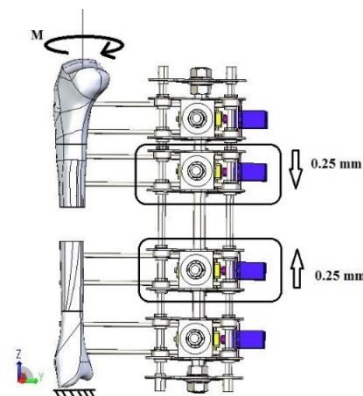


Fig. 4 The boundary conditions considered in the simulation of the torsion test in dynamic mode. M is the location for applying a torque of 8 Nm to the end of the fractured bone, its direction, and the location of the fixed end of the bone. Determining the direction of the two intermediate units of the device having a displacement of 0.25 mm.

شکل ۴ شرایط مرزی شبیه‌سازی تست پیچش در حالت دینامیکی شامل: محل اعمال گشتاور 8 نیوتن‌متری به یک سر استخوان شکسته شده و راستای آن و مکان سر ثابت شده استخوان تعیین جهت حرکت دو واحد میانی دستگاه به اندازه 0.25 میلی‌متر

نگهدارنده آن مطابق شکل ۸، حدود ۱/۱۸ میلی‌متر می‌باشد. این میزان جابجایی در راستای اعمال نیرو و در راستای محور استخوان است، در این تست، سازه دستگاه بدون جابجایی و تغییر بوده و از پایداری مطلوبی برخوردار بوده است. همچنین حداکثر تنش وان‌مایسز مطابق شکل ۹، برابر با $207/3$ مگاپاسکال می‌باشد و مکان Max مشخص شده در شکل، بیشترین تنش و تغییر فرم و جابجایی در شانزها را نشان می‌دهد، که نشان از عدم توانایی تحمل نیرو اعمال شده به شانزها که از استخوان منتقل شده است، می‌باشد، در نتیجه با اعمال این میزان نیرو شانزها دچار تغییر فرم و جابجایی خواهند شد.

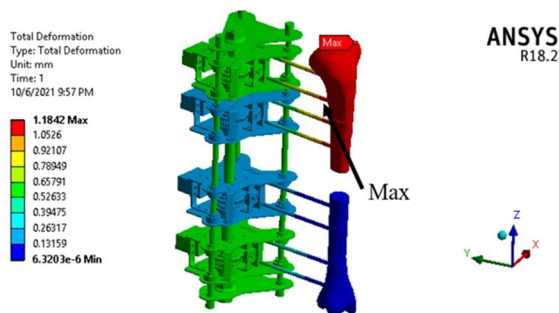


Fig. 8 The displacement distribution and the deformation in all parts of the system under a 130 N force in the direction of the fractured bone in dynamic mode, and the movement of the two intermediate units of the device

شکل ۸ توزیع جابجایی و تغییر شکل در کل قطعات سیستم بر اثر اعمال نیروی ۱۳۰ نیوتنی در راستای محور استخوان شکسته شده در حالت دینامیکی و حرکت دو واحد میانی دستگاه

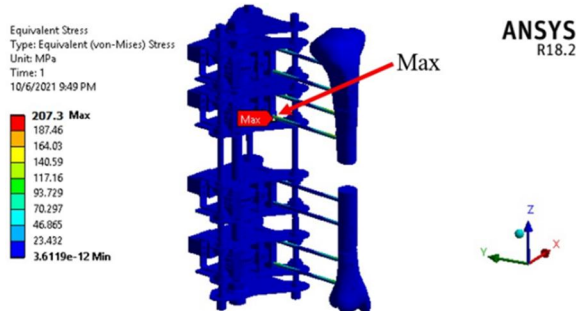


Fig. 9 Von Mises stress distribution in all parts of the system under a 130 N force in the direction of the fractured bone in dynamic mode, and the movement of the two intermediate units of the device

شکل ۹ توزیع تنش فون میسز در کل قطعات سیستم بر اثر اعمال نیروی ۱۳۰ نیوتنی در راستای محور استخوان شکسته شده در حالت دینامیکی و حرکت دو واحد میانی دستگاه

نتایج حاصل از تغییر شکل و میزان تنش وان‌مایسز بدست آمده به ازای اعمال دو نیرو ۱۳۰ نیوتنی و ۱۵۰ نیوتنی، در جدول ۲ قابل مشاهده است.

مطلوبی برخوردار بوده است. همچنین حداکثر تنش وان‌مایسز مطابق شکل ۷، برابر با $246/43$ مگاپاسکال می‌باشد و مکان Max مشخص شده در شکل بیشترین تنش را نشان می‌دهد و بیانگر تغییر فرم و جابجایی (شکست) در ناحیه شانزها می‌باشد، که نشان از عدم توانایی تحمل نیرو اعمال شده به شانزها که از استخوان منتقل شده است، می‌باشد، در نتیجه با اعمال این میزان نیرو شانزها دچار تغییر فرم و جابجایی (شکست) خواهند شد.

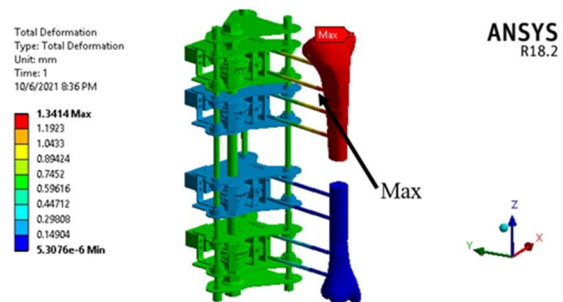


Fig. 6 The displacement distribution and the deformation in all parts of the system under a 150 N force in the direction of the fractured bone in dynamic mode, and the movement of the two intermediate units of the device

شکل ۶ توزیع جابجایی و تغییر شکل در کل قطعات سیستم بر اثر اعمال نیروی ۱۵۰ نیوتنی در راستای محور استخوان شکسته شده در حالت دینامیکی و حرکت دو واحد میانی دستگاه

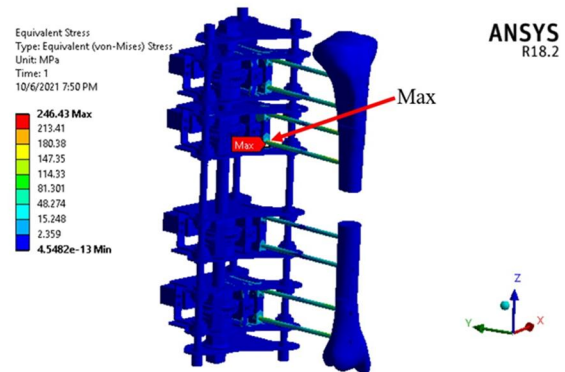


Fig. 7 Von Mises stress distribution in all parts of the system under a 150 N force in the direction of the fractured bone in dynamic mode, and the movement of the two intermediate units of the device

شکل ۷ توزیع تنش وان‌مایسز در کل قطعات سیستم بر اثر اعمال نیروی ۱۵۰ نیوتنی در راستای محور استخوان شکسته شده در حالت دینامیکی و حرکت دو واحد میانی دستگاه

برای اطمینان، شبیه‌سازی تست فشار، با اعمال نیرو ۱۳۰ نیوتنی در حالت دینامیکی در مدت زمان یک ثانیه نیز انجام گردید، در کانتور جابجایی و تنش وان‌مایسز، مشاهده شد که حداکثر جابجایی در استخوان و به تبع آن در شانزهای

در ناحیه شانزها را نشان می‌دهد، که نشان از عدم پایداری، صلبیت و توانایی تحمل نیروی اعمال شده به شانزها که از استخوان منتقل شده است، می‌باشد، در نتیجه با اعمال این میزان نیرو شانزها دچار تغییر فرم و جابجایی الاستیک خواهند شد و قادر به حفظ پایداری و صلبیت خود که دارای اهمیت می‌باشد را ندارند.

نتایج تغییر شکل و میزان تنش وان‌میسز بدست آمده از شبیه‌سازی اعمال نیروی پیچشی ۸ نیوتن‌متری انجام شده، مطابق جدول ۳ می‌باشد.

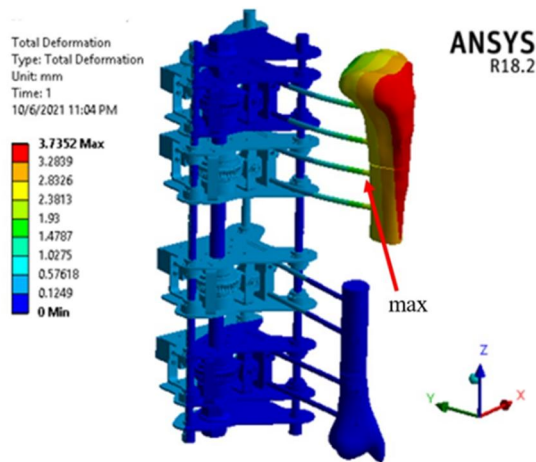


Fig. 10 The displacement distribution and the deformation in all parts of the system under a 8 Nm torque in the direction of the fractured bone in dynamic mode, and the movement of the two intermediate units of the device

شکل ۱۰ توزیع جابجایی و تغییر شکل در کل قطعات سیستم بر اثر اعمال گشتاور ۸ نیوتن‌متری در راستای محور استخوان شکسته شده در حالت دینامیکی و حرکت دو واحد میانی دستگاه

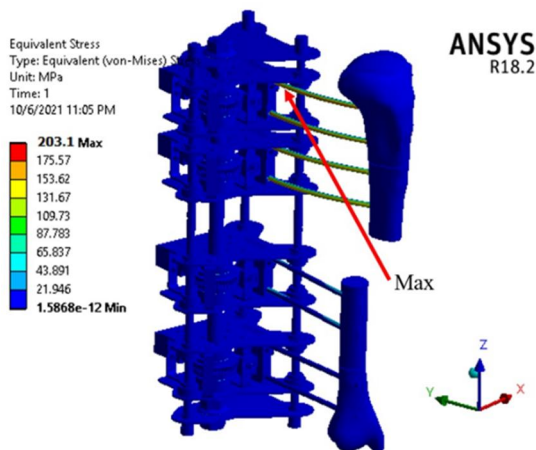


Fig. 11 Von Mises stress distribution in all parts of the system under a 8 Nm torque in the direction of the fractured bone in dynamic mode, and the movement of the two intermediate units of the device

شکل ۱۱ توزیع تنش فون میسز در کل قطعات سیستم بر اثر اعمال گشتاور ۸ نیوتن‌متری در راستای محور استخوان شکسته شده در حالت دینامیکی و حرکت دو واحد میانی دستگاه

جدول ۲ مقادیر ماکزیمم جابجایی و تنش در تست فشار با اعمال دو نیروی ۱۳۰ نیوتنی و ۱۵۰ نیوتنی

Table 2 Maximum displacement and stress in the pressure test under the two forces of 130 N and 150 N

نیرو (نیوتن)	ماکزیمم جابجایی (میلی‌متر)	ماکزیمم تنش (مگاپاسکال)
۱۳۰	۱/۱۸	۲۰۷/۳
۱۵۰	۱/۳۴	۲۴۶/۴۳

نتیجه شبیه‌سازی اعمال نیروی فشار در حالت دینامیکی، بیانگر این است که دستگاه طراحی شده از پایداری مطلوبی در زمان اعمال نیروی فشاری ۱۵۰ نیوتنی برخوردار است و فقط شانزها که براساس شانزهای مورد استفاده در جراحی‌های ارتوپدی در حالت استاندارد در نظر گرفته شده است، با توجه به این‌که جنس شانزها استنلس استیل می‌باشد و با در نظر گرفتن تنش تسلیم استنلس استیل که ۲۰۵ مگاپاسکال می‌باشد [۱۵] و در شبیه‌سازی اعمال نیروی ۱۳۰ نیوتنی دچار تغییر فرم و جابجایی (شکست) و شبیه‌سازی اعمال نیروی ۱۵۰ نیوتنی نیز دچار تغییر فرم، جابجایی و شکست می‌گردند، ولی در هیچ‌کدام از تست‌های انجام شده، هیچ‌گونه تغییری در قطعات و سازه دستگاه ثابت کننده استخوان بدون در نظر گرفتن شانزها، مشاهده نمی‌گردد. بنابراین اعمال نیروی فشاری بیشتر از ۱۳۰ نیوتنی با توجه به تغییر فرم و جابجایی شانزها، لزومی ندارد زیرا شانزها به صورت استاندارد در نظر گرفته شده است و امکان تغییر در آنها وجود ندارد. در حالی‌که مشاهده شد که با اعمال نیروی فشاری ۱۵۰ نیوتنی، پایداری سیستم به هیچ وجه تغییر نمی‌کند، بنابراین دستگاه از پایداری قابل توجهی در برابر نیروی فشار بیشتر (۱۵۰ نیوتنی) اعمال شده برخوردار بوده و میزان استحکام و صلبیت دستگاه در این تست در حالت دینامیکی مطلوب و مورد تایید قرار گرفت.

۲-۳- تست پیچش دستگاه در حالت دینامیکی

با شبیه‌سازی دستگاه و اعمال نیروی پیچشی (گشتاور) ۸ نیوتن‌متری به استخوان شکسته شده در حالت دینامیکی در مدت زمان یک ثانیه و جابجایی ۰/۲۵ میلی‌متری، نتایج بدست آمده، در کانتور جابجایی و تغییر شکل و در تنش وان‌میسز، مشاهده شد که حداکثر جابجایی الاستیک در استخوان و به تبع آن در شانزهای نگهدارنده آن مطابق شکل ۱۰، حدود ۳/۷۳ میلی‌متر می‌باشد. همچنین حداکثر تنش وان‌میسز مطابق شکل ۱۱، برابر با ۲۰۳/۱ مگاپاسکال می‌باشد و مکان مشخص شده Max در شکل بیشترین تنش و تغییر فرم و جابجایی الاستیک

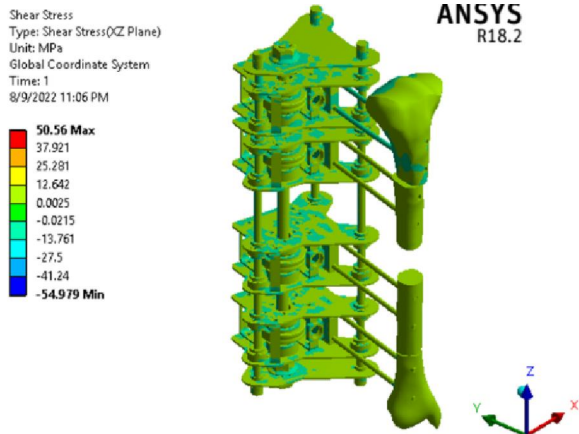


Fig. 12 Shear stress contour in XZ planes, torsion test
شکل ۱۲ کانتور تنش برشی در صفحات XZ، تست پیچش

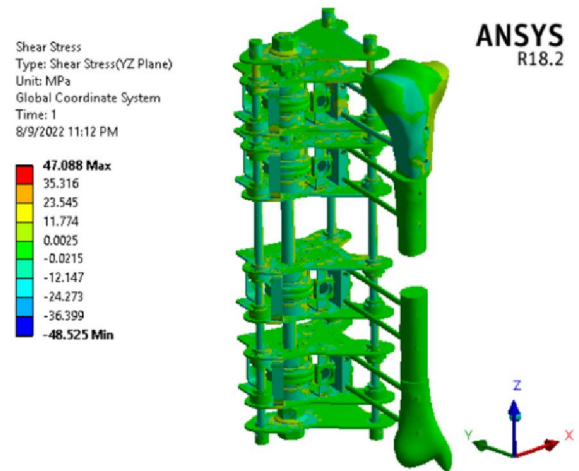


Fig. 13 Shear stress contour in YZ planes, torsion test
شکل ۱۳ کانتور تنش برشی در صفحات YZ، تست پیچش

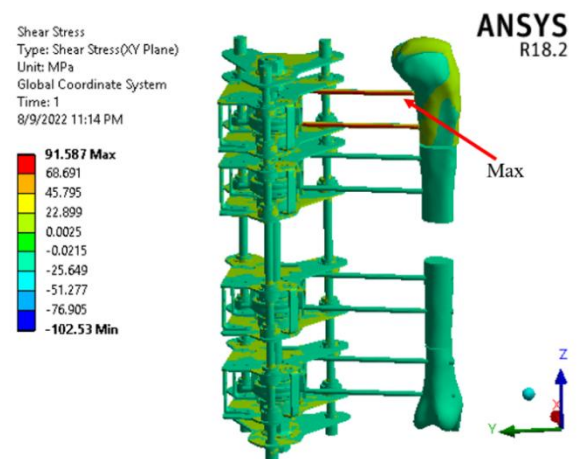


Fig. 14 Shear stress contour in XY planes, torsion test
شکل ۱۴ کانتور تنش برشی در صفحات XY، تست پیچش

جدول ۳ مقادیر ماکزیمم جابجایی و تنش در تست پیچش با اعمال نیروی پیچشی (گشتاور) ۸ نیوتن متری

Table 3 Maximum displacement and stress in the torsion test under the torsional force (torque) of 8 Nm

گشتاور (نیوتن متر)	ماکزیمم جابجایی (میلی متر)	ماکزیمم تنش (مگاپاسکال)
۸	۳/۷۳	۲۰۳/۱

نتیجه شبیه سازی اعمال نیروی پیچشی ۸ نیوتن متری، براساس کانتور جابجایی و تغییر شکل و تنش وان مایسز مشاهده شد که شانزده دچار تغییر فرم و جابجایی الاستیک می گردند، بنابراین اعمال گشتاور بیشتر از ۸ نیوتن متری با توجه به جابجایی الاستیک شانزدها، با توجه به این که شانزدها باید کاملا صلب باشند، لزومی ندارد، زیرا شانزدها به صورت استاندارد در نظر گرفته شده است و امکان تغییر در آنها وجود ندارد. در حالی که قطعات و سازه دستگاه با اعمال گشتاور ۸ نیوتن متری بدون تغییر بوده و از پایداری قابل توجهی در برابر گشتاور اعمال شده در شبیه سازی داشته است و اعمال این میزان گشتاور (۸ نیوتن متر) باعث تغییر در پایداری دستگاه نمی گردد، بنابراین میزان استحکام و صلبیت دستگاه در این تست (پیچش) در حالت دینامیکی مطلوب و مورد تایید قرار گرفت. با توجه به اهمیت تنش برشی، کانتورهای تنش برشی (شکل های ۱۲، ۱۳ و ۱۴)، آزمون پیچش با اعمال نیروی ۸ نیوتن متری در مدت زمان یک ثانیه در حالت دینامیک مورد بررسی قرار گرفت.

کانتورهای تنش برشی، تست پیچش شامل: شکل های ۱۲، ۱۳ و ۱۴ مورد بررسی قرار گرفت، براساس کانتور شکل ۱۲ تنش برشی صفحات XZ و کانتور شکل ۱۳ تنش برشی صفحات YZ مشاهده شد که تنش برشی ایجاد شد در کل سیستم توزیع گردیده است و میزان آن بسیار کم می باشد که نشان از پایداری سیستم می باشد. براساس کانتور شکل ۱۴ مربوط به تنش برشی صفحات XY، بیشترین تنش برشی برابر با ۹۱/۵۸۷ مگاپاسکال، مطابق جدول ۴ در ناحیه مثبت در محدوده شانزده می باشد و تنش برشی ایجاد شده در سایر قسمت های سیستم بسیار ناچیز بوده و حاکی از آن است که دستگاه بدون در نظر گرفتن شانزده از پایداری مطلوبی برخوردار است.

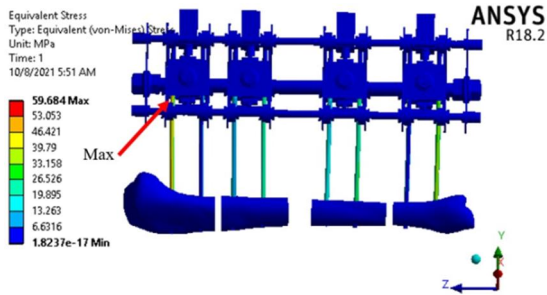


Fig. 16 Von Mises stress distribution in all parts of the system under the bending forces applied in 8 points perpendicular to the axis of the fractured bone in dynamic mode, and the movement of the intermediate motors.

شکل ۱۶ توزیع تنش فون میسز در کل قطعات سیستم بر اثر اعمال نیروهای خمشی در هشت نقطه در راستای عمود بر محور استخوان شکسته شده در حالت دینامیکی و حرکت موتورهای میانی

بنابراین، براساس نتایج حاصل از شبیه‌سازی تست خمش هشت نقطه‌ای به روش المان محدود در حالت دینامیک با اعمال نیروی ۱۵۰ نیوتنی انجام شده طبق شرایط مرزی در نظر گرفته شده، مشاهده می‌شود که شانزها با اعمال این میزان نیرو دچار تغییر فرم و جابجایی الاستیک می‌شوند، بنابراین اعمال نیروی بیشتر از ۱۵۰ نیوتنی با توجه به تغییر فرم و جابجایی الاستیک شانزها، لزومی ندارد زیرا شانزها به صورت استاندارد در نظر گرفته شده است و امکان تغییر در آنها وجود ندارد، در حالی که با اعمال نیروی ۱۵۰ نیوتنی خمشی در سازه دستگاه هیچ تغییری حاصل نمی‌شود. بنابراین می‌توان بیان نمود که دستگاه پایداری خود را حفظ نموده و میزان استحکام و صلیبیت دستگاه در زمان اعمال نیروی خمشی در حالت دینامیکی مطلوب و مورد تأیید می‌باشد.

بر اساس تحقیقات قبلی مشاهده شد که اعمال نیروهای فشاری و خمشی در محدوده ۲۰ نیوتن الی ۱۰۰ نیوتن ثابت کننده‌ها پایداری خود را حفظ می‌شود و در حالت اعمال نیروی پیچشی ۱ نیوتن متر الی ۲ نیوتن متر پایداری ثابت کننده حفظ شده است [۱۲ و ۱۷-۲۰] و در اعمال نیروی پیچشی ۴ نیوتن متری شانزها (پین‌ها) دچار تغییر و جابجایی شده‌اند [۱۷]، بر همین اساس در مطالعه حاضر جهت بررسی وضعیت پایداری و استحکام دستگاه در اعمال نیروی فشاری بر روی استخوان-شانزها، نیروهای ۱۳۰ نیوتنی و ۱۵۰ نیوتنی در حالت دینامیکی، در مدت زمان ۱ ثانیه در نظر گرفته شد، کانتورهای جابجایی و تنش وان‌میسز، حاصل از نتایج شبیه‌سازی اعمال نیروهای فشاری، نشان‌دهنده آن است که دستگاه پایداری خود را حفظ نموده، ولی شانزها دچار تغییر (شکست) شده‌اند. با اعمال نیروی ۸ نیوتن متری، پایداری و استحکام دستگاه در زمان اعمال نیروی پیچشی در حالت دینامیکی در مدت زمان ۱ ثانیه

جدول ۴ مقدار ماکزیمم تنش برشی در تست پیچش با اعمال نیروی پیچشی (گشتاور) ۸ نیوتن متری

Table 4 Maximum shear stress in the torsion test under the torsional force (torque) of 8 Nm

صفحات	گشتاور (نیوتن متر)	ماکزیمم تنش برشی (مگاپاسکال)
XY	۸	۹۱/۵۸۷

۳-۳- تست خمش ۸ نقطه‌ای دستگاه در حالت دینامیکی

شبیه‌سازی تست خمش ۸ نقطه‌ای با شرایط مرزی در نظر گرفته شده به روش المان محدود در حالت دینامیکی در مدت زمان یک ثانیه انجام شد، حداکثر جابجایی مشاهده شده استخوان و به تبع آن در شانزها (جابجایی الاستیک) حدود ۰/۵۱ میلی‌متر مطابق شکل ۱۵ بوده و حداکثر تنش وان‌میسز نیز برابر با ۵۹/۶۸ مگاپاسکال مطابق شکل ۱۶ بوده است و مکان مشخص شده Max در شکل بیشترین تنش و تغییر فرم و جابجایی الاستیک در ناحیه شانزها را نشان می‌دهد، که نشان از عدم توانایی تحمل نیروی اعمال شده به شانزها که از استخوان منتقل شده است، می‌باشد، در نتیجه با اعمال این میزان نیرو شانزها دچار تغییر فرم و جابجایی الاستیک خواهند شد. نتایج تغییر شکل و میزان تنش وان‌میسز بدست آمده از شبیه‌سازی اعمال نیروی خمشی ۸ نقطه‌ای انجام شده، مطابق جدول ۵ می‌باشد.

جدول ۵ مقادیر ماکزیمم جابجایی و تنش در تست خمش ۸ نقطه‌ای

Table 5 Maximum displacement and stress in the eight-point bending test.

نیرو (نیوتن)	ماکزیمم تغییرات (میلی‌متر)	ماکزیمم تنش (مگاپاسکال)
۱۵۰	۰/۵۱	۵۹/۶۸
۵۲۵	۱/۸	۲۰۸

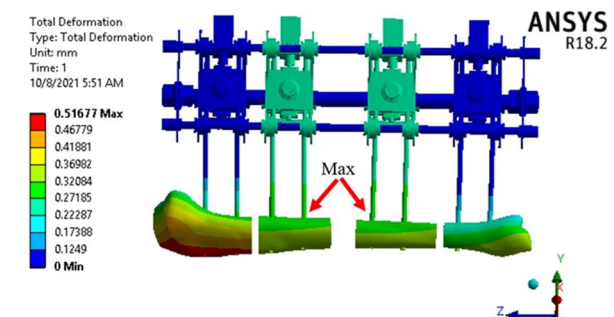


Fig. 15 The displacement distribution and the deformation in all parts of the system under the bending forces applied in 8 points perpendicular to the axis of the fractured bone in dynamic mode, and the movement of the intermediate motors.

شکل ۱۵ توزیع جابجایی و تغییر شکل در کل قطعات سیستم بر اثر اعمال نیروهای خمشی در هشت نقطه در راستای عمود بر محور استخوان شکسته شده در حالت دینامیکی و حرکت موتورهای میانی

بنابراین با توجه به بررسی‌ها و تحلیل‌های انجام شده در این مطالعه و اعتبارسنجی انجام شده، ثابت کننده خارجی یک طرفه موتوردار استخوان، که به منظور استفاده جهت ثابت کردن و جابجایی از چهار ناحیه استخوان‌های بلند درشت نی (تیبیا) شکسته شده‌ای که بخشی از استخوان از بین رفته، طراحی گردیده است، از پایداری، استحکام و صلبیت لازم برخوردار می‌باشد و حتی در صورت اعمال نیروی بیشتر از نیرویی که منجر به تغییر فرم، جابجایی (الاستیک) و یا شکسته شدن شانزها می‌گردد، دستگاه همچنان صلبیت و پایداری خود را حفظ می‌نماید.

۴- نتیجه‌گیری

نتایج شبیه‌سازی و تحلیل انجام شده با استفاده از نرم‌افزار انسیس به روش المان محدود در حالت دینامیک، دستگاه ثابت کننده خارجی یک طرفه موتوردار استخوان که به وسیله نرم‌افزار سالیپدورکز طراحی گردیده بود، حاکی از آن است که دستگاه طراحی شده در برابر اعمال بارهای خمشی، پیچشی و فشاری در حالت دینامیکی از پایداری، استحکام و صلبیت لازم و مطلوبی برخوردار است. بنابراین دستگاه طراحی شده، ابزاری مطمئن باثبات و دارای استحکام و پایداری مناسب می‌باشد که می‌تواند در جراحی ارتوپدی به منظور ثابت نگه داشتن استخوان‌های بلند درشت نی (تیبیا) شکسته شده استفاده شود. علاوه بر این برای جابجایی استخوان‌های بلند درشت نی (تیبیا) شکسته شده جهت استخوان‌سازی در حالتی که بخشی از استخوان به علت شکستگی و یا عفونت از بین رفته و یا استخوان شکسته شده دچار عفونت شده و یا بخشی از بافت از بین رفته باشد، بهترین و تنها راه ثابت نمودن استخوان، استفاده از ثابت کننده خارجی می‌باشد (در صورت وجود عفونت امکان ثابت‌سازی داخلی وجود ندارد). با توجه به دارا بودن چهار واحد موتوردار مستقل دستگاه که توسط واحد کنترل الکترونیکی، فرمان حرکت موتورها صادر می‌گردد، به منظور ثابت نمودن استخوان، استخوان‌سازی و جبران استخوان از بین رفته، می‌تواند مورد استفاده قرار بگیرد. که با توجه به امکان جابجایی از چهار ناحیه، کمک به استخوان‌سازی سریع و موثر از دو ناحیه می‌نماید. از دیگر مزایای آن، با توجه به حرکت کنترل شده واحدهای دستگاه توسط موتورها با فرمان الکترونیکی از واحد کنترل دستگاه به صورت دقیق و در جهت انتخاب شده، جلوگیری از بروز خطاهای ناشی از جابجایی تکه‌های استخوان شکسته، در جهت اشتباه و یا جابجایی کمتر و یا بیشتر از نیاز بیمار می‌باشد. که این امر دارای

مورد بررسی قرار گرفت، کانتورهای جابجایی و تنش وان‌مایسز، حاصل از نتایج شبیه‌سازی اعمال نیروی پیچشی، نشان‌دهنده آن است که دستگاه پایداری خود را حفظ نموده ولی شانزها دچار تغییر (جابجایی) شده‌اند، بررسی کانتورهای تنش برشی در زمان اعمال نیروی پیچشی ۸ نیوتن‌متری در مدت زمان یک ثانیه، حاکی از پایداری، استحکام و صلبیت دستگاه می‌باشد و فقط در صفحات XY بیشترین تنش برشی در محدوده شانزها می‌باشد، در مرحله آخر، با اعمال نیروی ۱۵۰ نیوتنی خمشی در ۸ نقطه در حالت دینامیک، در مدت زمان ۱ ثانیه، نیز پایداری و استحکام دستگاه مورد بررسی قرار گرفت، کانتورهای جابجایی و تنش وان‌مایسز، حاصل از نتایج شبیه‌سازی اعمال نیروی خمشی ۸ نقطه‌ای، نشان‌دهنده آن است که دستگاه پایداری خود را حفظ نموده ولی شانزها دچار تغییر (جابجایی) شده‌اند. به منظور اعتبارسنجی نتایج شبیه‌سازی‌های انجام شده، با در نظر گرفتن این که در صورت در نظر نگرفتن بخش‌های داخلی دستگاه که برای جابجایی توسط موتور می‌باشد، به صورت حالت خاصی از دستگاه، موضوع این تحقیق خواهد بود که با ساختار ثابت کننده مورد بررسی در تحقیق انجام شده توسط علمدین و همکاران [۲۱]، مشابه می‌گردد، به همین منظور برای اعتبارسنجی نتایج تحقیق انجام شده توسط علمدین و همکاران مورد استفاده قرار گرفت، نتایج شبیه‌سازی به روش المان محدود و آزمون آزمایشگاهی (تجربی) با شرایط مرزی مشابه مرجع [۲۱]، با تحقیق حاضر، در جدول ۶ جهت مقایسه آورده شده است. علت اختلاف نتایج آزمون فشار، جابجایی در راستا و جهت اعمال نیرو به میزان ۰/۲۵ میلی‌متر در مطالعه حاضر می‌باشد.

جدول ۶ مقایسه نتایج شبیه‌سازی و آزمایشات (تجربی) مرجع [۲۱] با نتایج شبیه‌سازی مطالعه حاضر

Table 6 Comparing the simulation results and (experimental) tests of reference [21] with the simulation results of the present study

نتایج	آزمون			
	فشار جابجایی (میلی‌متر)	فشار جابجایی (میلی‌متر)	پیچش جابجایی (رادیان)	خمش جابجایی (میلی‌متر)
شبیه‌سازی، (مرجع [۲۱])	۰/۸۷۵	۱/۱	۲/۴۵	۰/۸
آزمایشگاهی (مرجع [۲۱])	۰/۸۷۵	۱/۱	۲/۲۵	۰/۷۵
شبیه‌سازی مطالعه حاضر	۱/۱۸	۱/۳۴	۰/۳۵	۰/۵۱

- Infected Non-union of Tibia Based on Bone Gap Quantification, *Springer, Indian Journal of Orthopaedics*, Vol. 54, pp. 495–503, 2020.
- [11] S. Jain, P. Patel, S. Gupta, External Fixator as A Definitive Treatment for Tibial Diaphyseal Fractures, *Orthopaedic Journal of M P Chapter*, Vol. 26, Issue 1, pp. 34-39, 2020.
- [12] D. Shi, K. Liu, H. Zhang, X. Wang, G. Li, L. Zheng, Investigating the biomechanical function of the plate-type external fixator in the treatment of tibial fractures: a biomechanical study, *BMC Musculoskeletal Disorders*, Vol. 21, No. 128, 2020.
- [13] K. Karunratanakul, G. Kerckhofs, J. Lammens, J. Vanlauwe, J. Schrooten, H. V. Oosterwyck, Validation of a finite element model of a unilateral external fixator in a rabbit tibia defect model, *Elsevier Ltd., Medical Engineering & Physics*, Vol. 35, pp. 1037– 1043, 2013.
- [14] L. M. Roseiro, M. A. Neto, A. Amaro, R., P. Leal, M. C. Samarra, External fixator configurations in tibia fractures: 1D optimization and 3D analysis comparison, *Elsevier Ireland Ltd., Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Vol. 113, pp. 360-370, 2014.
- [15] J. Li, X. Zhao, C. Tao, R. Ji, Investigate of the influence of pin deviation on the biomechanical environment of fixator-bone system by finite element method, *Vibroengineering Procedia*, Vol. 20, pp. 128-133, 2018.
- [16] L. Roseiro, A. Neto, Optimal Configuration of Uniplanar-Unilateral External Fixators in Tibia Fractures, *Springer Science & Business Media Dordrecht*, pp. 461-468, 2013.
- [17] T. Matsushita, K. Nakamura, I. Ohnishi, T. Kurokawa, Sliding performance of unilateral external fixators for tibia, *Elsevier, Medical Engineering & Physics*, Vol. 20, pp. 66–69, 1998.
- [18] L. Osagie-Clouard, J. Kaufmann, G. Blunn, M. Coathup, C. Pendegrass, R. Meeson, T. Briggs, M. Moazen, Biomechanics of Two External Fixator Devices Used in Rat Femoral Fractures, *Wiley Periodicals, Inc., Orthopaedic Research Society*, pp. 293-298, 2019.
- [19] R. Shahar, Y. Shani, Fracture stabilization with type II external fixator vs. type I external fixator with IM pin, *Schattauer GmbH*, 2004.
- [20] K. Karunratanakul, J. Schrootenb, V. H. Oosterwycka, Finite element modelling of a unilateral fixator for bone reconstruction: Importance of contact settings, *Elsevier, Medical Engineering & Physics*, Vol. 32, pp. 461–467, 2010.
- [21] M. Elmedin, A. Vahid, P. Nedim, R. Nedzad, Finite Element Analysis and Experimental Testing of Stiffness of the Sarafix External Fixator, *Elsevier, Procedia Engineering*, Vol. 100, pp. 1598-1607, 2015.
- اهمیت زیادی در درمان موفق می‌باشد. باتوجه به راحتی در استفاده و امکان تنظیم دستگاه مطابق نظر پزشک متخصص به صورت دقیق و قابل اعتماد بودن دستگاه طراحی شده، آramش خیال بیماران در طول درمان را به همراه دارد، که این امر نیز دارای اهمیت زیادی از جنبه‌های روانی و درمانی می‌باشد، که بر روند مثبت درمان تاثیر زیادی دارد. بنابراین ساخت و استفاده از دستگاه طراحی شده در جراحی‌های ارتوپدی مورد تایید بوده و توصیه می‌شود.

۵- مراجع

- [1] A. T. Fragomen, S. R. Rozbruch, The mechanics of external fixation, *HSS Journal*, Vol. 3.1, pp. 13-29, 2007.
- [2] C. Simon, Classification and Nomenclature of External Fixators, *External Skeletal Fixation*, Vol. 22, No. 1, 1992.
- [3] P. Hernigou, History of external fixation for treatment of fractures, *Springer, International Orthopaedics (SICOT)*, 2016.
- [4] B. Fleming, D. Paley, T. Kristiansen, M. Pope, A Biomechanical Analysis of the Ilizarov External Fixator, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, No. 241, 1989.
- [5] M. Wei, J. Chen, Y. Guo, H. Sun, The computer-aided parallel external fixator for complex lower limb deformity correction, *Springer, Int J CARS*, 2017.
- [6] J. X. Zhao, C. Li, H. Ren, M. Hao, L. C. Zhang, P. F. Tang, Evolution and Current Applications of Robot-Assisted Fracture Reduction: A Comprehensive Review, *Biomedical Engineering Society (BMES)*, 2019.
- [7] D. Y. Lee, I. H. Choi, C. Y. Chung, J. S. Shim, A modified Wagner technique for femoral lengthening in skeletally mature patients with poliomyelitis, *Springer-Verlag, International Orthopaedics (SICOT)*, Vol. 17, pp. 154-157, 1993.
- [8] T. Apivatthakakul, O. Arpornchayanon, Minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) combined with distraction osteogenesis in the treatment of bone defects A new technique of bone transport: a report of two cases, *Elsevier, Injury, Int. J. Care Injured*, Vol. 33, pp. 460–465, 2002.
- [9] C. Sangkaew, Distraction osteogenesis for the treatment of post traumatic complications using a conventional external fixator A novel technique, *Elsevier, Injury, Int. J. Care Injured*, Vol. 36, pp. 185-193, 2005.
- [10] J. Wadhvani, R. Rohilla, R. Siwach, R. Singh, A. Devgan, S. Vashishth, Comparison of Clinico - radiological Outcomes of Monolateral Fixator in