



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 کیا¹، مهران فخرایی^{2*}، سالار خواجه پور^{3,2}، سید محمد طحامی^{4,2}، راهب غلامی²

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

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

3- استادیار، دانشگاه علوم پزشکی، شیراز، ایران

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

* fakhraie@liau.ac.ir، 1616 صندوق پستی

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 جابجایی 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 جابجا 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 1 ثانیه، اعمال نیروهای فشاری 150 نیوتنی و 130 نیوتنی و اعمال نیروی 150 نیوتنی خمش هشت نقطه‌ای، پایداری دستگاه را تایید می‌نماید و با اعمال گشتاور پیچشی 8 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 جابجا کند. بنابراین، ساخت و استفاده از دستگاه در جراحی‌های ارتوپدی توصیه می‌شود.

مقاله پژوهشی کامل
دریافت: 14 تیر 1401
داوری اولیه: 24 تیر 1401
پذیرش: 21 شهریور 1401

کلیدواژه‌ها:

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.

1- مقدمه

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

ثابت کننده‌های خارجی یک طرفه استخوان¹ جهت ثابت نمودن

¹ Unilateral External Fixator

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)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

استخوان تک‌محوری واقعی را ساخت. در اوایل دهه 1900، 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. آلبن لامبرت در سال 1902 نیز یکی از افراد پیشتاز بود که ثابت کننده خارجی استخوان خاص خود را تولید کرد. لامبرت در سال 1911 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 1951 ثابت کننده خارجی دایره‌ای خود را معرفی کرد، ویدال و همکاران طی سال‌های 1968 الی 1970 دستگاه اصلی هافمن را از واحد نیم پین به چارچوب دوقطبی چهارضلعی تغییر دادند [3]. از ثابت کننده خارجی الیزاروف به منظور ثابت کردن شکستگی‌های استخوانی و نیز افزایش طول اندام، استفاده می‌گردد [4].

وی و همکاران، با روش اندازه‌گیری بدشکلی "پالی"، روش‌های اندازه‌گیری دیجیتالی را ارائه دادند [5]. ژائو و همکاران از ترکیب مزایای مکانیسم‌های سریال و موازی، روپات‌های هیبریدی تولیدی، نیازهای بالینی خاص را برآورده نمودند [6]. لی و همکاران، از تکنیک تعدیل شده‌ی واگنر و ارتوفیکس برای افزایش طول استخوان فمورال در 62 بیماری استفاده نمودند، 5 تا 7 روز پس از آغاز فرایند، طول استخوان فمورال با نرخ 1/5 میلی‌متر در روز افزایش پیدا کرده بود [7]. آپپواتاکاکول 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 [8]. سنگکو، بیان نمود که تکنیک دیستراکشن استئوژنیس⁴ به کمک ثابت کننده خارجی مرسوم همراه با نرخ دیستراکشن 1 میلی‌متر به‌ازای هر 48 ساعت، عوارض پس از تروما را به‌خوبی درمان می‌کند، این تکنیک برای افزایش طول استخوان، ساده و مقرون به‌صرفه است [9]. وادوانی و همکاران، بیان کردند که استفاده از ثابت کننده‌های خارجی ریلی یک‌طرفه برای بیماران راحت‌تر بوده و در مقایسه با ثابت کننده‌های دایره‌ای، روش استفاده ساده‌تری دارند [10]. جین و همکاران، بیان داشتند استفاده از ثابت کننده خارجی روش بسیار مناسبی برای درمان موفق شکستگی دیافیزی استخوان تیبیا⁵ می‌باشد [11]. شی و همکاران، بیان نمودند که ثابت کننده خارجی صفحه‌ای⁶ در مقایسه با ثابت کننده خارجی یک‌طرفه،

گسترده‌ای در ارتوپدی استفاده می‌شوند. بنابراین دستگاه ثابت کننده یک‌طرفه 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 بازبایی 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 [1]. ثابت کننده‌ها به طور کلی در دو گروه یک‌طرفه¹ یا دو طرفه² جای می‌گیرند. در هر یک از این دو گروه، دسته‌بندی‌هایی از فریم‌های تک‌صفحه‌ای یا دو صفحه‌ای وجود دارد [2]. 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 377 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 1840، بر سر زبان‌ها انداخت. در سال 1843 مالگین دستگاه دو چنگکی خود به نام «پنجه فلزی³» را ساخت. فون‌هاین (1878)، استاد جراحی در پراگ، علاوه بر الهام گرفتن از تکنیک پیچ مالگین، روش‌های خاص خود را نیز توسعه داد. در لندن در سال 1893، کیتلی همچنین یک شکل اولیه از ثابت کننده خارجی استخوان ران را طراحی کرد. در سال 1897، دکتر کلیتون پارک‌هیل، یکی از اولین افرادی بود که یک ثابت کننده خارجی

⁴ Distraction Osteogenesis

⁵ Tibia

⁶ plate-type external fixator

¹ Unilateral

² Bilateral

³ Griffes métallique

دادند. همچنین از مدل‌های المان محدود برای مقایسه حرکت استخوان شکسته با استفاده از الگوی کلی استرس وان‌ماینر⁶ 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 مهم‌تر، تأیید شدن استفاده از مدل المان محدود برای تحلیل و پیش‌بینی تغییرات مکانیک شکستگی بود [18]، شاهر و همکار، مقایسه مشخصه‌های بیومکانیکی ثابت کننده‌های خارجی دوطرفه⁷ با مدل‌های یک‌طرفه‌ای که با یک پین داخل استخوانی⁸ ترکیب شده‌اند را به کمک روش المان محدود مورد بررسی قرار دادند، هنگامی که پین داخل استخوانی به درستی در داخل سر استخوان⁹ 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 [19]، کارونراناکول و همکاران بیان نمودند که مقاومت ثابت کننده عامل مهمی است، زیرا شرایط بیومکانیکی محیط حاوی داربست و بافت‌های احیا کننده را تحت تأثیر 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 121% به 16% تقلیل یافت [20].

علمدین و همکاران، بر روی سختی ثابت کننده خارجی سارافیکس¹⁰ با توجه به این که سختی ثابت کننده خارجی بر روی وضعیت بیومکانیکی و بیولوژی موضعی شکستگی و بهبود آن تأثیر دارد، تحقیق نمودند. [21]

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 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

تحت فشار محوری، خمش چهار نقطه‌ای و پیچش، از سختی و مقاومت بالاتری برخوردار است [12]، کارونراناکول 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 [13]، روزیرو و همکاران، در پژوهشی به منظور محاسبه مدل سطح مقطع برای مدل تعمیم داده شده تیموشنکو¹ از نرم‌افزار حل کننده المان محدود² 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 [14]. لی و همکاران، به منظور بررسی استرس و بدشکلی سیستم ثابت کننده خارجی استخوان تحت بار محوری، بار پیچشی و بار خمشی و مقایسه ویژگی‌های بیومکانیکی دو ثابت کننده از مدل المان محدود³ استفاده نمودند و در نهایت به این نتیجه رسیدند که متخصصین ارتوپد باید سعی کنند که زاویه انحراف پین حین عمل بیشتر از 20 درجه نشود [15]، 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 [16].

ماتسوشیتا و همکاران، دستگاه‌های فیکساتور⁴ که از یک مکانیسم لغزشی جدید استفاده می‌کند را مورد بررسی قرار دادند این مکانیسم حتی با وجود شل بودن پیچ‌ها و وجود نیروی گشتاوری 4 نیوتون‌متری، در 72 درصد از حرکات انجام شده در محل دچار شکستگی حفظ شده بود [17]، ازگی-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 متخلخل⁵ را مورد بررسی قرار

⁶ Von Mises stress

⁷ Bilateral external fixator frames

⁸ Intra-medullary pin

⁹ Epiphyseal bone

¹⁰ Sarafix

¹ Timoshenko

² Finite element solver FEAP

³ Finite Element Method

⁴ Hifixator

⁵ PEEK

2- مواد و روش

طراحی ثابت‌کننده خارجی یک‌طرفه موتوردار استخوان در نرم‌افزار سالیدورکز¹ انجام گردید، طراحی سه بعدی آماده شده به نرم‌افزار انسیس² 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 میمیکس³ به مدل سه بعدی تبدیل نموده و جهت شبیه‌سازی به نرم‌افزار سالیدورکز انتقال داده شد، سپس استخوان به گونه‌ای 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 [15 و 16]. تکه‌های استخوان شکسته شده با استفاده از شانزهای استاندارد به وسیله شانزگیر دستگاه در کنار یکدیگر مطابق شکل 1 ثابت گردید. جنس کلیه قطعات دستگاه طراحی شده به جز موتورهای دستگاه، استنلس‌استیل 316 در نظر گرفته شده است و شانزهای مورد استفاده در این تحقیق، شانزهای رزوه‌دار توپر استاندارد (پین‌های رزوه‌دار) از جنس استنلس‌استیل، با قطر 5 میلی‌متر و طول 200 میلی‌متر مورد استفاده در جراحی‌های ارتوپدی، در نظر گرفته شده است. خصوصیات مکانیکی فولاد استنلس‌استیل 316 و استخوان مطابق جدول 1 به منظور دست‌یابی به یک روند مشخص اعمال نیرو جهت انجام شبیه‌سازی‌های دستگاه، از تحقیق‌های قبلی استخراج و مورد استفاده قرار گرفته است [15، 16].

استخوان‌ها را ثابت نموده و امکان جابجایی را به صورت دقیق توسط موتور با کنترل الکترونیکی داشته باشند در حال حاضر در دسترس نمی‌باشند. ثابت‌کننده‌های 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، خصوصاً 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.

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.

¹ SolidWorks

² Ansys

³ Mimics

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 2 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 [17-20].

شرایط مرزی در نظر گرفته شده برای آزمون‌ها فاصله دو تکه استخوان میانی از یکدیگر 40 میلی‌متر و فاصله بین دو تکه استخوان بالایی 1 میلی‌متر و فاصله بین دو تکه استخوان پایینی از یکدیگر 1 میلی‌متر مطابق شکل 1 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 150 نیوتن [17-20] بر روی استخوان شکسته و ثابت بودن طرف دیگر استخوان و جابجایی دو موتور میانی دستگاه در جهت مشخص شده به میزان 0/25 میلی‌متر مطابق شکل 3 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 4 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

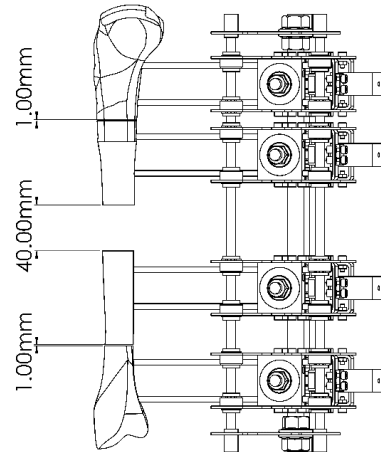


Fig. 1 Motorized unilateral external bone fixator modeled in SolidWorks, the SCHANZ, and how the threaded SCHANZ is attached to a fractured bone, part of which has been destroyed.

شکل 1 دستگاه ثابت کننده خارجی یک طرفه موتوردار استخوان، طراحی شده در نرم‌افزار سالدورکز به همراه شانزها و نحوه اتصال شانزهای رزوه‌دار به استخوان شکسته شده‌ای که بخشی از استخوان از بین رفته است.

جدول 1 خصوصیات مکانیکی استنلس استیل 316 و استخوان [15، 16]
Table 1 Mechanical properties of stainless steel 316, and the bone [15, 16]

ماده	مدول یانگ (گیگاپاسکال)	ضریب پواسون	تنش تسلیم (مگاپاسکال)
استنلس استیل 316	190	0/3	205
استخوان	17	0/3	300

برای شبیه‌سازی و تحلیل به روش المان محدود در حالت دینامیک دستگاه، فایل سه بعدی دستگاه در نرم‌افزار انسیس با استفاده از المان‌های مختلف در دسترس، مطابق شکل 2، مش زده شده است.

بعد از بررسی همگرایی مش، که با افزایش تراکم المان‌ها در جاهای حساس سیستم به دست آمده است، تعداد المان 364770 و تعداد گره 639921 برای شبیه‌سازی و تحلیل به روش المان محدود مورد استفاده قرار گرفت.

در این مدل چگالی استخوان 1800 کیلوگرم بر مترمکعب و متوسط مدول یانگ 17 گیگاپاسکال و ضریب پواسون 0/3 براساس تحقیق‌های قبلی، در نظر گرفته شده است [15 و 16]. سطح تماس شانزها با استخوان ثابت فرض شده و هیچ‌کدام 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

جهت این شبیه‌سازی و مکان‌های فرضی مورد استفاده جهت ثابت ماندن دستگاه در زمان شبیه‌سازی در شکل 5 نشان داده شده است.

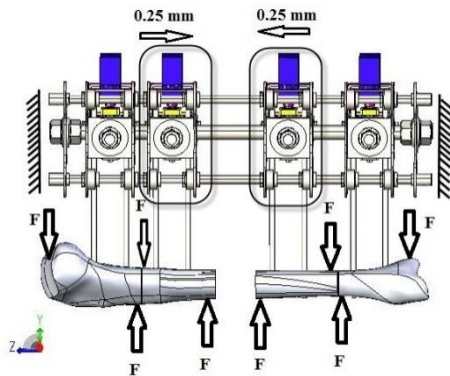


Fig. 5 The boundary conditions considered to simulate the eight-point bending test and the device analysis in dynamic mode for the fractured bone. Determining the movement direction of the two intermediate units of the device for a 0.25 mm displacement and F is the force

شکل 5 شرایط مرزی در نظر گرفته شده برای انجام شبیه‌سازی تست خمشی 8 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. [21] بنابراین پایداری، استحکام و صلبیت دستگاه ضروری می‌باشد.

3- نتایج و بحث

3-1- 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 وان‌میسز، مشاهده شد که حداکثر جابجایی در استخوان و به تبع آن در شانزهای نگهدارنده آن مطابق شکل 6، 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 مطلوبی برخوردار بوده است. همچنین حداکثر تنش وان‌میسز مطابق شکل 7، 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

0/25 میلی‌متر انجام گردید.

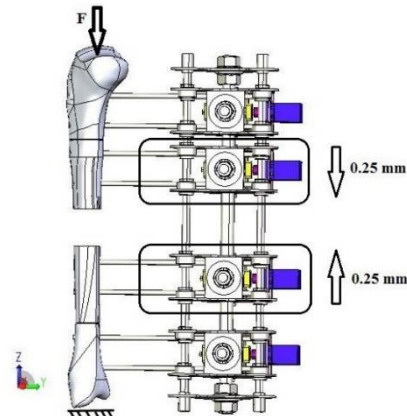


Fig. 3 The boundary conditions considered to simulate the pressure test and the device analysis in dynamic mode for the fractured bone, including the movement direction of the two intermediate units of the device for a 0.25 mm displacement and F is the force.

شکل 3 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

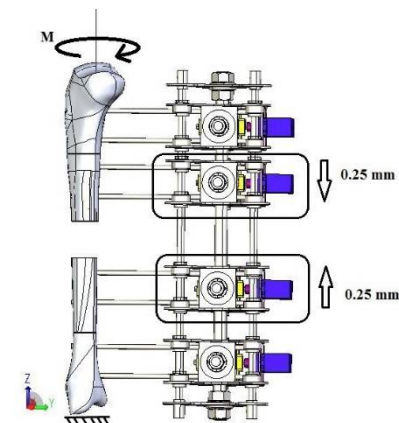


Fig. 4 The boundary conditions considered in the simulation of the torsion test in dynamic mode. M is the location for applying a torque of 8 Nm to the end of the fractured bone, its direction, and the location of the fixed end of the bone. Determining the direction of the two intermediate units of the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

شکل 4 شرایط مرزی شبیه‌سازی تست پیچش در حالت دینامیکی شامل: M 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

شبیه‌سازی تست خمشی 8 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

دهد، 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.

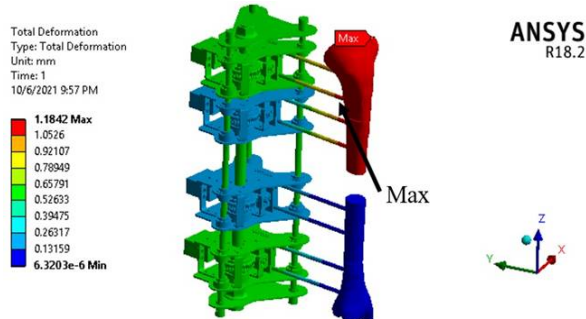


Fig. 8 The displacement distribution and the deformation in all parts of the system under a 130 N force in the direction of the fractured bone in dynamic mode, and the movement of the two intermediate units of the device

شکل 8 توزیع جابجایی و تغییر شکل در کل قطعات سیستم بر اثر اعمال نیروی 130 نیوتنی در راستای محور استخوان شکسته شده در حالت دینامیکی و حرکت دو واحد میانی دستگاه

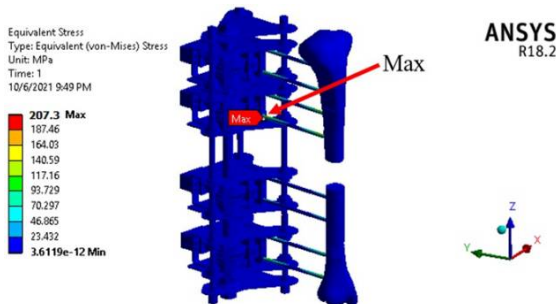


Fig. 9 Von Mises stress distribution in all parts of the system under a 130 N force in the direction of the fractured bone in dynamic mode, and the movement of the two intermediate units of the device

شکل 9 توزیع تنش فون میسز در کل قطعات سیستم بر اثر اعمال نیروی 130 نیوتنی در راستای محور استخوان شکسته شده در حالت دینامیکی و حرکت دو واحد میانی دستگاه

نتایج حاصل از تغییر شکل و میزان تنش وان‌میسز بدست آمده به ازای اعمال دو نیرو 130 نیوتنی و 150 نیوتنی، در جدول 2 قابل مشاهده است.

جدول 2 مقادیر ماکزیمم جابجایی و تنش در تست فشار با اعمال دو نیروی 130 نیوتنی و 150 نیوتنی

نیرو (نیوتن)	ماکزیمم جابجایی (میلی‌متر)	ماکزیمم تنش (مگاپاسکال)
130	1/18	207/3
150	1/34	246/43

نتیجه شبیه‌سازی اعمال نیروی فشار در حالت دینامیکی،

میزان نیرو شانزها دچار تغییر فرم و جابجایی (شکست) خواهند شد.

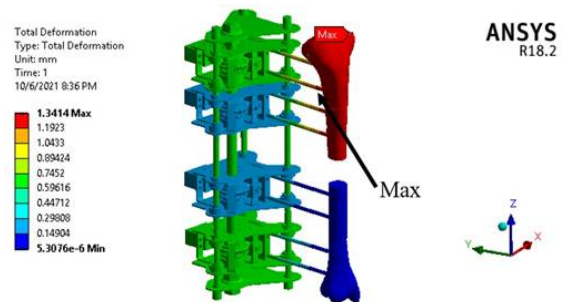


Fig. 6 The displacement distribution and the deformation in all parts of the system under a 150 N force in the direction of the fractured bone in dynamic mode, and the movement of the two intermediate units of the device

شکل 6 توزیع جابجایی و تغییر شکل در کل قطعات سیستم بر اثر اعمال نیروی 150 نیوتنی در راستای محور استخوان شکسته شده در حالت دینامیکی و حرکت دو واحد میانی دستگاه

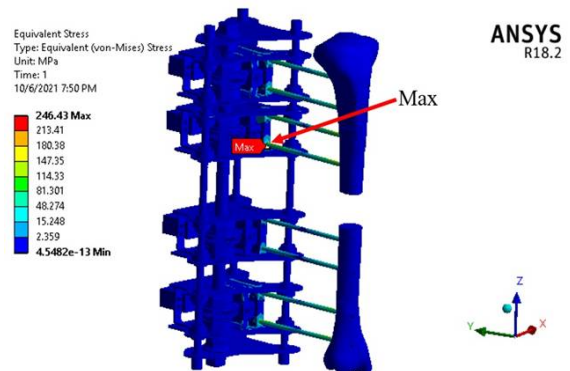


Fig. 7 Von Mises stress distribution in all parts of the system under a 150 N force in the direction of the fractured bone in dynamic mode, and the movement of the two intermediate units of the device

شکل 7 توزیع تنش وان‌میسز در کل قطعات سیستم بر اثر اعمال نیروی 150 نیوتنی در راستای محور استخوان شکسته شده در حالت دینامیکی و حرکت دو واحد میانی دستگاه

برای اطمینان، شبیه‌سازی تست فشار، با اعمال نیرو 130 نیوتنی در حالت دینامیکی در مدت زمان یک ثانیه نیز انجام گردید، در کانتور جابجایی و تنش وان‌میسز، مشاهده شد که حداکثر جابجایی در استخوان و به تبع آن در شانزهای نگهدارنده آن مطابق شکل 8، حدود 1/18 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 وان‌میسز مطابق شکل 9، برابر با 207/3 مگاپاسکال می‌باشد و مکان Max مشخص شده در شکل، بیشترین تنش و تغییر فرم و جابجایی در شانزها را نشان می‌-

مطابق جدول 3 می باشد.

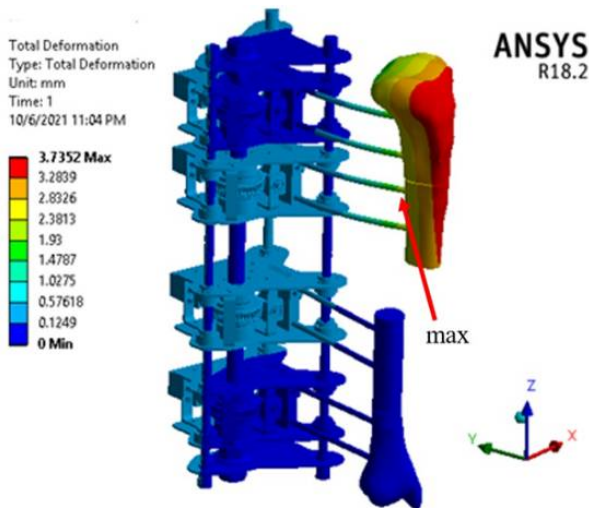


Fig. 10 The displacement distribution and the deformation in all parts of the system under a 8 Nm torque in the direction of the fractured bone in dynamic mode, and the movement of the two intermediate units of the device

شکل 10 توزیع جابجایی و تغییر شکل در کل قطعات سیستم بر اثر اعمال گشتاور 8 نیوتن متری در راستای محور استخوان شکسته شده در حالت دینامیکی و حرکت دو واحد میانی دستگاه

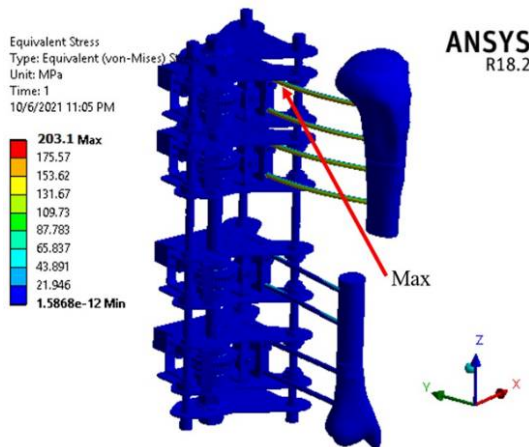


Fig. 11 Von Mises stress distribution in all parts of the system under a 8 Nm torque in the direction of the fractured bone in dynamic mode, and the movement of the two intermediate units of the device

شکل 11 توزیع تنش فون میسز در کل قطعات سیستم بر اثر اعمال گشتاور 8 نیوتن متری در راستای محور استخوان شکسته شده در حالت دینامیکی و حرکت دو واحد میانی دستگاه

جدول 3 مقادیر ماکزیمم جابجایی و تنش در تست پیچش با اعمال نیروی پیچشی (گشتاور) 8 نیوتن متری

گشتاور (نیوتن متر)	ماکزیمم جابجایی (میلی متر)	ماکزیمم تنش (مگاپاسکال)
8	3/73	203/1

نتیجه شبیه سازی اعمال نیروی پیچشی 8 نیوتن متری،

بیانگر این است که دستگاه طراحی شده از پایداری مطلوبی در زمان اعمال نیروی فشاری 150 نیوتنی برخوردار است و فقط شانزها که براساس شانزهای مورد استفاده در جراحی های ارتوپدی در حالت استاندارد در نظر گرفته شده است، با توجه به این که جنس شانزها استنلس استیل می باشد و با در نظر گرفتن تنش تسلیم استنلس استیل که 205 مگاپاسکال می باشد [15] و در شبیه سازی اعمال نیروی 130 نیوتنی دچار تغییر فرم و جابجایی (شکست) و شبیه سازی اعمال نیروی 150 نیوتنی نیز دچار تغییر فرم، جابجایی و شکست می گردند، ولی در هیچ کدام از تست های انجام شده، هیچ گونه تغییری در قطعات و سازه دستگاه ثابت کننده استخوان بدون در نظر گرفتن شانزها، مشاهده نمی گردد. بنابراین اعمال نیروی فشاری بیشتر از 130 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 حالی که مشاهده شد که با اعمال نیروی فشاری 150 نیوتنی، پایداری سیستم به هیچ وجه تغییر نمی کند، بنابراین دستگاه از پایداری قابل توجهی در برابر نیروی فشار بیشتر (150 نیوتنی) اعمال شده برخوردار بوده و میزان استحکام و صلبیت دستگاه در این تست در حالت دینامیکی مطلوب و مورد تایید قرار گرفت.

3-2- تست پیچش دستگاه در حالت دینامیکی

با شبیه سازی دستگاه و اعمال نیروی پیچشی (گشتاور) 8 نیوتن متری به استخوان شکسته شده در حالت دینامیکی در مدت زمان یک ثانیه و جابجایی 0/25 میلی متری، نتایج بدست آمده، در کانتور جابجایی و تغییر شکل و در تنش وان مایسز، مشاهده شد که حداکثر جابجایی الاستیک در استخوان و به تبع آن در شانزهای نگهدارنده آن مطابق شکل 10، حدود 3/73 میلی متر می باشد. همچنین حداکثر تنش وان مایسز مطابق شکل 11، برابر با 203/1 مگاپاسکال می باشد و مکان مشخص شده Max در شکل بیشترین تنش و تغییر فرم و جابجایی الاستیک در ناحیه شانزها را نشان می دهد، که نشان از عدم پایداری، صلبیت و توانایی تحمل نیروی اعمال شده به شانزها که از استخوان منتقل شده است، می باشد، 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 می باشد را ندارند.

نتایج تغییر شکل و میزان تنش وان مایسز بدست آمده از شبیه سازی اعمال نیروی پیچشی 8 نیوتن متری انجام شده،

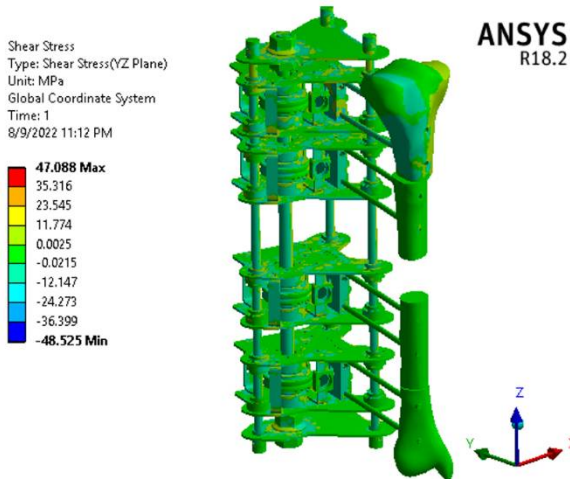


Fig. 13 Shear stress contour in YZ planes, torsion test
 شکل 13 کانتور تنش برشی در صفحات YZ، تست پیچش

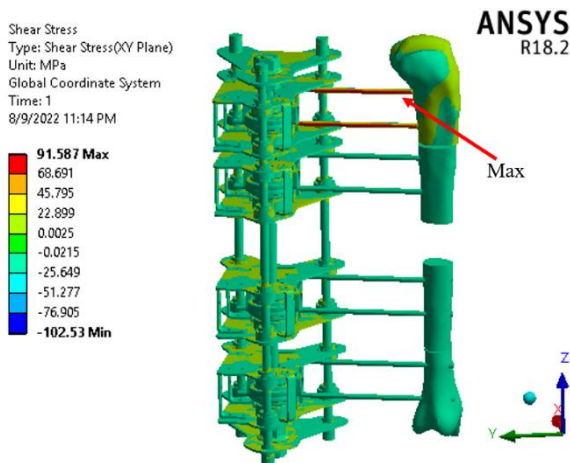


Fig. 14 Shear stress contour in XY planes, torsion test
 شکل 14 کانتور تنش برشی در صفحات XY، تست پیچش

جدول 4 مقدار ماکزیمم تنش برشی در تست پیچش با اعمال نیروی پیچشی (گشتاور) 8 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	8	91/587

3-3- تست خمش 8 نقطه‌ای دستگاه در حالت دینامیکی

شبیه‌سازی تست خمش 8 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 0/51 میلی‌متر مطابق شکل 15 بوده و حداکثر تنش وان‌میسز نیز برابر با 59/68 مگاپاسکال مطابق شکل 16 بوده است و مکان

براساس کانتور جابجایی و تغییر شکل و تنش وان‌میسز مشاهده شد که شانزها دچار تغییر فرم و جابجایی الاستیک می‌گردند، بنابراین اعمال گشتاور بیشتر از 8 نیوتن متری با توجه به جابجایی الاستیک شانزها، باتوجه به این‌که شانزها باید کاملاً صلب باشند، لزومی ندارد، زیرا شانزها به صورت استاندارد در نظر گرفته شده است و امکان تغییر در آنها وجود ندارد. در حالی‌که قطعات و سازه دستگاه با اعمال گشتاور 8 نیوتن متری بدون تغییر بوده و از پایداری قابل توجهی در برابر گشتاور اعمال شده در شبیه‌سازی داشته است و اعمال این میزان گشتاور (8 نیوتن متر) باعث تغییر در پایداری دستگاه نمی‌گردد، 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 (شکل‌های 12، 13 و 14)، آزمون پیچش با اعمال نیروی 8 نیوتن متری در مدت زمان یک ثانیه در حالت دینامیک مورد بررسی قرار گرفت.

کانتورهای تنش برشی، تست پیچش شامل: شکل‌های 12، 13 و 14 مورد بررسی قرار گرفت، براساس کانتور شکل 12 تنش برشی صفحات XZ و کانتور شکل 13 تنش برشی صفحات YZ مشاهده شد که تنش برشی ایجاد شد در کل سیستم توزیع گردیده است و میزان آن بسیار کم می‌باشد که نشان از پایداری سیستم می‌باشد. براساس کانتور شکل 14 مربوط به تنش برشی صفحات XY، بیشترین تنش برشی برابر با 91/587 مگاپاسکال، مطابق جدول 4 در ناحیه مثبت در محدوده شانزها می‌باشد و تنش برشی ایجاد شده در سایر قسمت‌های سیستم بسیار ناچیز بوده و حاکی از آن است که دستگاه بدون در نظر گرفتن شانزها از پایداری مطلوبی برخوردار است.

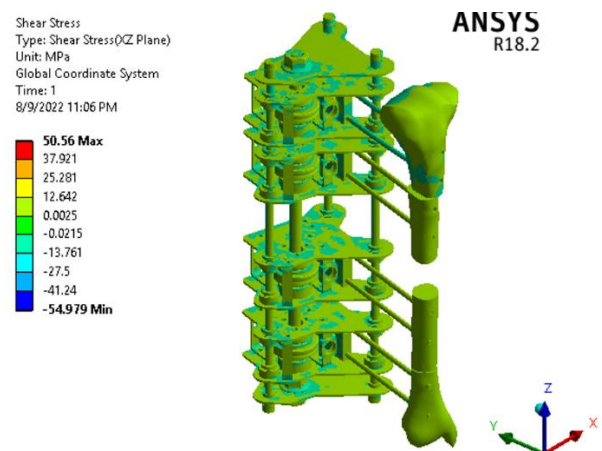


Fig. 12 Shear stress contour in XZ planes, torsion test
 شکل 12 کانتور تنش برشی در صفحات XZ، تست پیچش

بنابراین، براساس نتایج حاصل از شبیه‌سازی تست خمش هشت نقطه‌ای به روش المان محدود در حالت دینامیک با اعمال نیروی 150 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 150 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 150 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 20 نیوتن الی 100 نیوتن ثابت کننده‌ها پایداری خود را حفظ می‌شود و در حالت اعمال نیروی پیچشی 1 نیوتن متر الی 2 نیوتن متر پایداری ثابت کننده حفظ شده است [12 و 20-17] و در اعمال نیروی پیچشی 4 نیوتن متری شانزها (بین‌ها) دچار تغییر و جابجایی شده‌اند [17]، بر همین اساس در مطالعه حاضر جهت بررسی وضعیت پایداری و استحکام دستگاه در اعمال نیروی فشاری بر روی استخوان-شانزها، نیروهای 130 نیوتنی و 150 نیوتنی در حالت دینامیکی، در مدت زمان 1 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 8 نیوتن متری، پایداری و استحکام دستگاه در زمان اعمال نیروی پیچشی در حالت دینامیکی در مدت زمان 1 ثانیه مورد بررسی قرار گرفت، کانتورهای جابجایی و تنش وان‌میسز، 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 8 نیوتن متری در مدت زمان یک ثانیه، حاکی از پایداری، استحکام و صلیبیت دستگاه می‌باشد و فقط در صفحات XY بیشترین تنش برشی در محدوده شانزها می‌باشد، در مرحله آخر، با اعمال نیروی 150 نیوتنی خمشی در 8 نقطه در حالت دینامیک، در مدت زمان 1 ثانیه، نیز پایداری و استحکام دستگاه مورد بررسی قرار گرفت، کانتورهای جابجایی و تنش وان‌میسز، حاصل از نتایج شبیه‌سازی اعمال

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 8 نقطه‌ای انجام شده، مطابق جدول 5 می‌باشد.

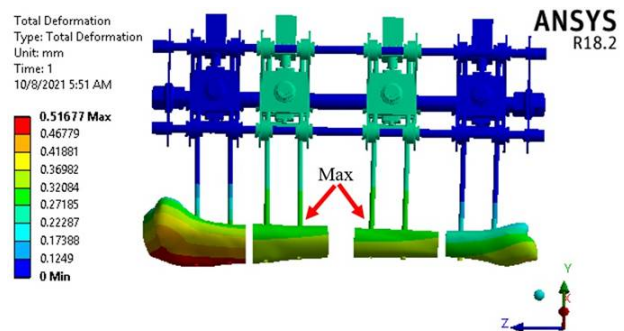


Fig. 15 The displacement distribution and the deformation in all parts of the system under the bending forces applied in 8 points perpendicular to the axis of the fractured bone in dynamic mode, and the movement of the intermediate motors.

شکل 15 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

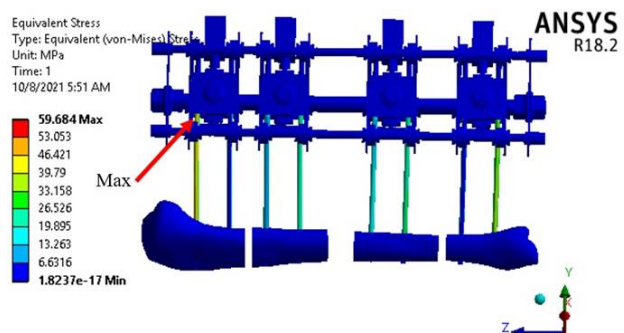


Fig. 16 Von Mises stress distribution in all parts of the system under the bending forces applied in 8 points perpendicular to the axis of the fractured bone in dynamic mode, and the movement of the intermediate motors.

شکل 16 توزیع تنش فون میسر 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

جدول 5 مقادیر ماکزیمم جابجایی و تنش در تست خمش 8 نقطه‌ای

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

نیرو (نیوتن)	ماکزیمم تغییرات (میلی‌متر)	ماکزیمم تنش (مگاپاسکال)
150	0/51	59/68
525	1/8	208

حفظ می‌نماید.

4- 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 سالیدورکز 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، به‌منظور 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 اهمیت زیادی در درمان موفق می‌باشد. با توجه به راحتی در استفاده و امکان تنظیم دستگاه مطابق نظر پزشک متخصص به صورت دقیق و قابل اعتماد بودن دستگاه طراحی شده، آرامش 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.

نیروی خمشی 8 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 [21]، 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 [21]، با تحقیق حاضر، در جدول 5 جهت مقایسه آورده شده است. علت اختلاف نتایج آزمون فشار، جابجایی در راستا و جهت اعمال نیرو به میزان 0/25 میلی‌متر در مطالعه حاضر می‌باشد.

جدول 5 مقایسه نتایج شبیه‌سازی و آزمایشات (تجربی) مرجع [21] با نتایج شبیه‌سازی مطالعه حاضر

Table 5 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 [21]	0/875	1/1	2/45	0/8
آزمایشگاهی مرجع [21]	0/875	1/1	2/25	0/75
شبیه‌سازی مطالعه حاضر	1/18	1/34	0/35	0/51

بنابراین با توجه به بررسی‌ها و تحلیل‌های انجام شده در این مطالعه و اعتبارسنجی انجام شده، ثابت کننده خارجی یک طرفه موتوردار استخوان، که به‌منظور 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

5- مراجع

- 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.
- [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 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,