



ارائه یک روش جدید برای ثابت سازی داخلی شکستگی تیپ لترال مالتولار

محمد حسین مقدم¹، محمد مهدی جلیلی^{2*}، محمد آیتی فیروزآبادی³

1- کارشناس ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد یزد، یزد

2- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد

3- فلوشیپ جراحی زانو، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران، تهران

* یزد، صندوق پستی 89195741، jalili@yazd.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 18 بهمن 1394

پذیرش: 25 اسفند 1394

ارائه در سایت: 11 اردیبهشت 1395

کلید واژگان:

استخوان نازک بینی

تثبيت

تیپ لترال مالتولار

روش اجزای محدود

چکیده

پژوهش حاضر، به بررسی و مقایسه سه طرح درمانی رایج و یک طرح درمانی جدید برای تثبیت شکستگی تیپ لترال مالتولار، با استفاده از روش اجزای محدود می‌پردازد. در طرح درمانی رایج از یک پلیت یک سوم لوله‌ای معمولی با پنج سوراخ به همراه پنج پیچ برای تثبیت استخوان استفاده می‌شود. در طرح جدید ارائه شده در این پژوهش، یک سیم کششی برای بهبود عملکرد تثبیت‌کننده به مجموعه اضافه می‌گردد. طرح سوم، استفاده از یک پیچ داخلی بلند برای اتصال دو قسمت جدا شده استخوان است. در طرح چهارم، دو پین کاشته شده در استخوان، به واسطه سیم کششی به یک پیچ نصب شده در قسمت بالایی استخوان متصل می‌گردد، به نحوی که فشار لازم برای ثابت نگه داشتن دو قسمت استخوان در محل شکستگی تأمین شود. برای تحلیل، از مدل سه بعدی دو استخوان نازک بینی و درشتنی به دست آمده از تصاویر سی‌تی‌اسکن، استفاده می‌شود و مدل‌های اجزای تثبیت‌کننده به آن افزوده می‌شود. پس از حل، نتایج بدست آمده برای طرح‌های درمانی با یکدیگر مقایسه می‌شود. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد که بیشترین تنش‌ها، ناشی از اعمال بار فشاری-خمشی می‌باشند. این وضعیت تا حد زیادی در طرح درمانی دوم بهبود یافته که نشان‌دهنده تأثیر مثبت تغییر ایجاد شده بر طرح درمانی اول است. جابه‌جایی در محل شکستگی، در حالت اعمال بار خمشی، نسبت به بار پیچشی اندازه بزرگتری دارد که مؤید قابلیت جذب مؤثر نیروهای خمشی توسط اجزای تثبیت‌کننده است. با توجه به مقدار بالای تنش‌ها در محل سوراخ‌ها در طرح درمانی اول هنگام بارگذاری خمشی، توصیه می‌شود از تثبیت‌کننده‌های بیرونی برای بهبود این طرح استفاده شود.

A new technique for internal fixation of lateral malleolar tip of fracture

Mohamad Hossein Moghaddam¹, Mohamad Mehdi Jalili^{2*}, Mohamad Ayati Firoozabadi³

1- Department of Biomedical Engineering, Islamic Azad University, Yazd Branch, Yazd, Iran

2- Department of Mechanical Engineering, Yazd University, Yazd, Iran

3- Department of Medical, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

* P.O.B. 89195741 Yazd, Iran, jalili@yazd.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper

Received 07 February 2016

Accepted 15 March 2016

Available Online 30 April 2016

Keywords:

Fibula

Tip of Lateral Malleolar

Fixation

Finite Element Method

ABSTRACT

The aim of this study is comparison of three common internal fixation techniques and one new fixation technique for tip of lateral malleolar fracture using finite element analysis. The common technique uses a third tubular plate with five holes along the five screws for bone fixation. The new technique that is presented in this study is to add a tensile wire to the first technique to improve performance of fixation. In the third technique, a long internal screw is used to connect two parts of fractured bone. In the fourth technique two mounted pins in the bone are connected to the mounted screw in the top region of the bone which is a tension bond. 3D finite element models of fibula and tibia were generated based on computed tomography data that was used for analysis. The model of fixation parts has been added to this model. The simulated results indicated that the most stress was created under the axial bending loads and the stress values decreased with the second technique. However, the results show that the displacement at the fracture under axial bending is more than torsion load. Because of high stresses in the holes of the plate in the first technique, it is recommended to use external fixation to improve this technique.

1- مقدمه

برای تثبیت نواحی جدا شده این استخوان می‌باشند. بیشترین گزارش‌ها، مربوط به استفاده از روش پلیت‌گذاری جانبی است که در این روش در بیشتر موارد از یک پلیت یک سوم لوله‌ای معمولی به همراه سه عدد پیچ در بالا و پایین محل شکستگی استفاده می‌شود [1-5]. تلاش برای شناخت مکانیزم شکستگی استخوان، محققان زیادی را

یکی از شکستگی‌های شایع در ناحیه مچ پا، شکستگی تیپ لترال مالتولار می‌باشد. برای این نوع شکستگی، درمان‌هایی با استفاده از پلیت‌گذاری جانبی، پیچ‌های تأخیری و یا پلیت‌گذاری جانبی خلفی با یک پلیت بدون لغزش، وجود داشته و همچنان از روش‌های پرکاربرد

علاوه بر روش‌های تجربی، در موارد اندکی، از تحلیل‌هایی مبتنی بر روش اجزای محدود برای مقایسه آسیب‌های وارد بر استخوان ساق پا استفاده شده است. به عنوان نمونه، لیو و همکاران، اثرات بیومکانیکی آسیب‌های رباط تیبیوفیولار خلفی¹ و تثبیت آن با استفاده از پیچ را توسط روش اجزای محدود، مورد بررسی قرار داده‌اند [12]. مدل سه‌بعدی از مجموعه سالم مچ پا با استفاده از تصاویر سی‌تی‌اسکن بدست آمده و یک آسیب رباط تیبیوفیولار خلفی در 25 میلی‌متری بالا و موازی با صفحه اتصال تیبیوفیولار² ایجاد شده و سپس بارهایی برای شبیه‌سازی وضعیت‌های ایستاده، پیچش داخل و خارج مچ بر روی آن اعمال شده است. نتایج نشان می‌دهند که در مدل آسیب دیده، مقدار تغییر مکان انتهای پایینی استخوان نازک‌نی و درشت‌نی افزایش می‌یابد. با تثبیت این آسیب با پیچ، نیروی تماسی در همه مفصل‌ها کاهش یافته و در نتیجه مقدار تغییر مکان استخوان نازک‌نی و درشت‌نی کاهش می‌یابد.

در این پژوهش، سه طرح درمانی متداول و یک طرح درمانی جدید، برای تثبیت شکستگی تیپ لترال مالتولار به وسیله روش اجزای محدود، مورد مقایسه قرار می‌گیرد. برای این منظور، از یک شکستگی عرضی، در فاصله 25 میلی‌متری از انتهای پایینی استخوان، استفاده می‌شود. مطابق شکل 1، در طرح درمانی اول، یک پلیت یک سوم لوله‌ای معمولی با پنج عدد سوراخ برای تثبیت دو قسمت استخوان به کار می‌رود [13]. در طرح درمانی دوم، برای اطمینان از عدم جابه‌جایی استخوان در اثر ضربات احتمالی، در یک روش ابتکاری، از یک سیم برای اتصال و به هم فشردن دو پیچ مجاور محل شکستگی با توجه به بیضی بودن سوراخ‌های پلیت، در طرح درمانی اول، استفاده می‌شود، که منجر به اتصال مداوم دو قسمت استخوان به هم می‌گردد. طرح درمانی سوم، از یک پیچ بلند تأخیری و در روش چهارم، از یک سیم و دو پین برای ثابت نگه داشتن و فشردن دو قسمت استخوان به یکدیگر استفاده می‌شود [13].

2- روش بررسی

2-1- هندسه

برای استخراج مدل اولیه‌ی استخوان‌های درشت‌نی و نازک‌نی، ابتدا تصاویر سی‌تی‌اسکن مربوط به پای چپ یک مرد بالغ تهیه شده و سپس در محیط نرم‌افزار میمیکز³ به مدل استخوان‌های سه‌بعدی تفکیک شده درشت‌نی و نازک‌نی تبدیل شده است. برای ایجاد شکستگی در مدل ابتدا باید شکستگی خاص مورد نظر این پژوهش، در محل مناسب از مدل استخوان نازک‌نی ایجاد شود. این کار با یک برش افقی (عمود بر محور مرکزی استخوان) در فاصله 25 میلی‌متری از انتهای پایین مدل ایجاد شده است. دو قسمت از هم جدا شده، در محل شکستگی با یکدیگر در تماس کامل قرار دارند، به‌طوری‌که شکل اولیه استخوان، کاملاً حفظ می‌شود. این وضعیت برای شکستگی، برای تمام روش‌های تثبیت استخوان به کار برده می‌شود. شکل 2، نوع و محل شکستگی در استخوان نازک‌نی را در نمونه واقعی و مدل نشان می‌دهد.

در پژوهش حاضر از محصولات شرکت آترا ارتوپد⁴ استفاده شده و ابعاد قطعات مورد نظر با توجه به کاتالوگ‌های این شرکت به دست آمده

و داشته تا به دنبال روش‌هایی برای شبیه‌سازی آن برآیند. تحقیقات و شبیه‌سازی‌های ابتدایی، بیشتر بر روش‌های آزمایشگاهی استوار بوده است [6-11]. علاوه بر روش‌های تجربی، در موارد اندکی، از تحلیل‌هایی مبتنی بر روش اجزای محدود برای مقایسه آسیب‌های وارد بر استخوان ساق پا استفاده شده است [12]. در اختیار نداشتن مدل‌های معتبر از استخوان چه به‌واسطه نداشتن مدل‌های دقیق هندسی و چه به دلیل عدم امکان ایجاد مدل ساختار استخوان، تمایل محققان را به استفاده از نمونه‌های واقعی افزایش داده است.

مینپهان و همکاران، مشخصات بیومکانیکی پلیت‌گذاری ضد لغزشی جنبی خلفی و پلیت‌گذاری جنبی از نوع قفل‌شونده را برای شکستگی‌های مایل استخوان نازک‌نی، ناشی از پوکی استخوان مورد بررسی قرار داده‌اند [2]. در این تست، از 18 جفت مچ پای یخ‌زده و برش‌خورده به همراه رباط‌های آن استفاده شده و تحت بارگذاری پیچشی تا وقوع فروپاشی قرار گرفته است. در هر مورد گشتاور، زاویه پیچش و سفتی هر دو گروه مقایسه شده است. نتایج نشان می‌دهد که مقدار گشتاور و سفتی در محل شکستگی، در پلیت‌گذاری ضد لغزشی جنبی خلفی به مراتب بیشتر از نوع جنبی قفل‌شونده است.

کیم و همکاران، سفتی ساختاری ناشی از به کار بردن پلیت‌های قفل‌شونده و معمولی را برای یک مدل پا بدست آورده‌اند [1]. داده‌ها نشان داده‌اند که استفاده از پلیت قفل‌شونده با دو پیچ کوتاه (که به یک قسمت از استخوان متراکم فرو می‌رود) در پایین محل شکستگی، معادل با استفاده از سه پیچ در همان قسمت برای پلیت معمولی است. به علاوه، استفاده از پلیت استاندارد وابسته به تراکم استخوان است، درحالی‌که می‌توان پلیت قفل‌شونده را برای هر مقدار تراکم به کار برد. در نهایت، استفاده از نوع قفل‌شونده برای بیمارانی که پوکی شدیدتری دارند توصیه شده است.

دیویس و همکاران، مشخصات مکانیکی پلیت‌های قفل‌شونده و معمولی با استفاده از پلیت‌های یک سوم لوله‌ای و پیش‌مفصلی را مورد بررسی قرار داده‌اند [6]. 24 نمونه ساق پا، آماده شده و یک شکستگی در ناحیه غوزک جانبی ایجاد گردیده است که پس از درمان آن با پلیت‌های تثبیت‌کننده، تحت بارگذاری فشاری محوری و سپس پیچشی قرار داده شده است. تست‌ها تا شکست کامل نمونه‌ها ادامه داشته و در آخر، پلیت‌ها با اندازه‌گیری سفتی محوری و سفتی پیچشی مقایسه شده‌اند. نتایج نشان دادند که پلیت‌های معمولی، گشتاور پیچشی بیشتری را نسبت به نوع قفل‌شونده تحمل می‌کنند. به علاوه، پلیت‌های پیش‌مفصلی، سفتی پیچشی بهتری نسبت به نوع یک سوم لوله‌ای از خود نشان می‌دهند.

اکل و همکاران، از 40 نمونه مچ پا استفاده کرده‌اند، که در چهار گروه تقسیم‌بندی گردید [8]. یک شکستگی در انتهای استخوان نازک‌نی برای هر یک از آن‌ها ایجاد شده و سپس با استفاده از چهار مدل مختلف پلیت شامل پلیت یک سوم لوله‌ای استاندارد، پلیت قفل‌شونده، پلیت قفل‌شونده با قلاب پایینی و پلیت معمولی ثابت شده است. سپس بارگذاری یکنواخت خمشی و پیچشی به کار برده شده و سفتی‌های خمشی، پیچشی و جابه‌جایی محل شکستگی به دست آمده است. نتایج نشان داد که تفاوتی در سفتی خمشی بین پلیت‌ها و همچنین در چرخش محل شکست، بین پلیت‌های مختلف وجود ندارد. پیچش داخلی، جابه‌جایی به مراتب بیشتری نسبت به پیچش بیرونی پا، در اثر اعمال بار پیچشی، ایجاد می‌نماید. همچنین، پلیت قفل‌شونده‌ی معمولی، تحت پیچش، رفتار ضعیف‌تری از خود نشان می‌دهد.

¹ Inferior Tibiofibular Syndemsois

² Tibiofibular Joint

³ Mimics

⁴ Atra orthoped

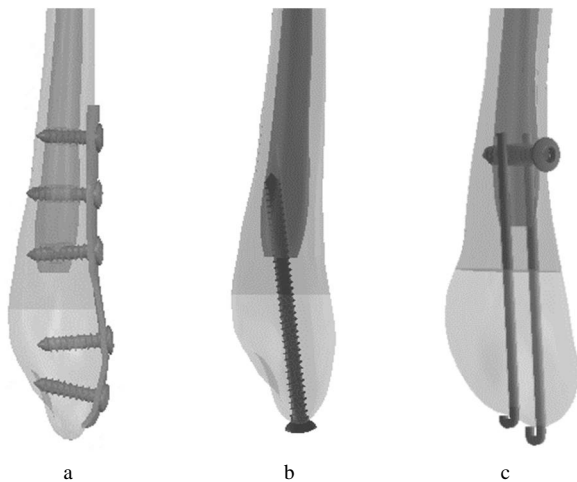


Fig. 3 Modelling of internal fixation techniques for tip of lateral malleolar fracture: a) First and second techniques, b) Third technique and c) Fourth technique

شکل 3 مدل طرح‌های درمانی شکستگی تیپ لترال مالتولار: (a) طرح درمانی اول و دوم، (b) طرح درمانی سوم و (c) طرح درمانی چهارم

جدول 1 خواص مکانیکی مواد [15,14]

Table 1 Mechanical properties of materials [15, 14]

مقاومت نهایی (مگاپاسکال)	نسبت پواسون	ضریب کشسان (مگاپاسکال)	ماده
106	0.3	16400	استخوان متراکم
10	0.23	1060	استخوان اسفنجی
558	0.3	193000	فولاد ضدزنگ 316L
586	0.3	193000	فولاد ضدزنگ 304L

بین این سطوح تماسی برابر با 0.3 فرض شده است [16]. تماس‌های بین پیچ و استخوان، دو قسمت متراکم و اسفنجی استخوان و پیچ و پلیت با فرض این‌که سطوح تماس تقریباً هیچ‌گونه حرکتی نسبت به یکدیگر ندارند، تماس‌هایی مقید در نظر گرفته شده‌اند [16].

دو استخوان ساق پا از طریق یک بافت محکم و کشسان با نام پرده‌ی بین استخوانی²، به یکدیگر متصل هستند و به‌طرف هم کشیده می‌شوند. یازده قسمت مجزا برای این بافت تشخیص داده می‌شود که رفتار هر یک با فنرهایی با سختی 400 مگاپاسکال و با طول آزادی معادل با 99.5% فاصله‌ی بین دو استخوان در محل اتصال مدل شده است [12]. برای مدل‌سازی اتصال قسمت فوقانی استخوان نازک‌نی به درشت‌نی نیز، از یک فنر با سختی 800 مگاپاسکال استفاده شده است [17].

مدل‌های طرح‌های درمانی دوم و چهارم، از سیم‌هایی برای اتصال تثبیت‌کننده‌های شکستگی در استخوان، استفاده می‌کنند. این سیم در طرح درمانی دوم برای فشردن بیشتر محل شکستگی استخوان و جلوگیری از حرکت آن به کار می‌رود، در حالی‌که در طرح درمانی چهارم جزء اصلی تثبیت شکستگی محسوب می‌شود. برای شبیه‌سازی رفتار سیم می‌توان از فنرهایی با سفتی معادل سفتی سیم‌های اتصال، مطابق با جدول 2 استفاده نمود. شکل 4 نحوه قرارگیری آن‌ها را در مدل‌های مذکور نشان می‌دهد.

2-4- تولید شبکه

تحلیل اجزای محدود مدل‌های این پژوهش در نرم‌افزار انسیس ورک بنچ³

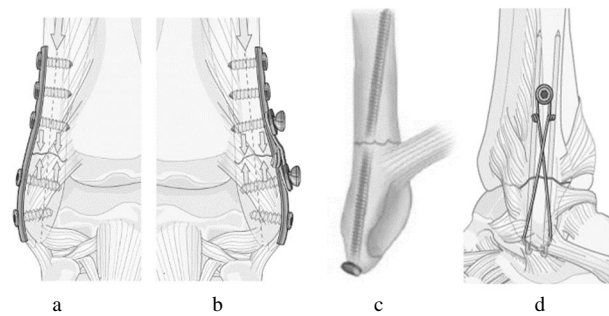


Fig. 1 Internal fixation techniques for tip of lateral malleolar fracture: a) First technique, b) Second technique, c) Third technique and d) Fourth technique

شکل 1 طرح‌های درمانی شکستگی تیپ لترال مالتولار: (a) طرح درمانی اول، (b) طرح درمانی دوم، (c) طرح درمانی سوم و (d) طرح درمانی چهارم



Fig. 2 Fracture modelling of fibula

شکل 2 مدل سازی شکستگی در استخوان نازک‌نی

است. این قطعات عبارتند از: پلیت یک سوم لوله‌ای با پنج سوراخ، پیچ‌های خودرزوه با قطر 3.5 میلی‌متر و طول‌های 14، 16 و 50 میلی‌متر، پین با قطر 1.6 میلی‌متر و سیم کششی با قطر 2 میلی‌متر. این قطعات پس از مدل‌سازی در نرم‌افزار سالیید ورکز¹ بر روی مدل استخوان نازک‌نی مونتاژ شده و طرح‌های درمانی مطابق با شکل 3 ایجاد شده‌اند. در طرح درمانی دوم و چهارم به‌جای مدل کردن سیم کششی، در مرحله شبیه‌سازی، از فنر یا فنرهای معادل، برای افزودن ویژگی‌های آن‌ها به مدل استفاده شده است.

2-2- خصوصیات مواد

جنس مواد سازنده‌ی پیچ و پلیت‌ها و سیم کششی، فولادهای ضدزنگ در نظر گرفته شده و نوع رفتار این مواد، خطی و همگن فرض شده است. جدول 1 خواص مکانیکی مورد نیاز اجزای تحلیل را نشان می‌دهد.

2-3- فصل مشترک اجزا

شبیه‌سازی فصل مشترک اجزا باید با دقت فراوان و مطابق با شرایط واقعی تماس صورت گیرد، زیرا تأثیر بسزایی بر جواب‌های به‌دست آمده خواهد داشت. در این پژوهش دو نوع اتصال مستقیم (تماس) و با واسطه وجود دارد. تماس بین دو استخوان در محل شکستگی و تماس پلیت و پین و استخوان از نوع اصطکاکی در نظر گرفته شده که ضریب اصطکاک

² Interosseous Membrane

³ ANSYS Workbench

¹ SolidWorks

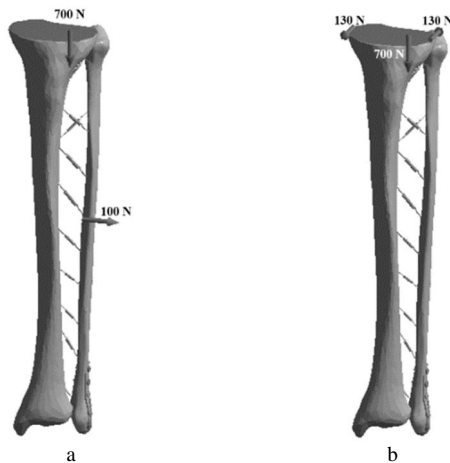


Fig. 5 a) Axial bending load and b) Axial torsion load

شکل 5 a) بارگذاری فشاری-خمشی و b) بارگذاری فشاری-پیچشی

نیوتنی (معادل با وزن یک فرد 70 کیلوگرمی) به انتهای بالایی استخوان درشتنی وارد شده و سپس در مرحله دوم، نیروی عرضی 100 نیوتنی در جهت بیرون (عمود بر صفحه قدامی-خلفی) به وسط استخوان نازکنی اعمال می شود. در حین بارگذاری، انتهای پایینی استخوان های درشتنی و نازکنی، در تمام جهات و انتهای بالای استخوان درشتنی در جهت های x و y ثابت نگه داشته می شوند.

2-5-2- بارگذاری فشاری-پیچشی

در این بارگذاری نیز ابتدا نیروی فشاری 700 نیوتنی به انتهای بالایی استخوان درشتنی وارد شده و سپس گشتاور پیچشی معادل با 10 نیوتن متر در جهت بیرون (برای پای چپ در جهت ساعت گرد) به قسمت بالایی استخوان درشتنی اعمال می شود. در این نوع بارگذاری، انتهای پایینی دو استخوان درشتنی و نازکنی در تمامی جهات ثابت می شود.

2-6- استقلال از شبکه

با توجه به این که روش اجزای محدود یک روش عددی است، نتایج حاصل در واقع تقریبی از جواب های دقیق می باشند. این جواب به شدت تحت تأثیر تعداد اجزاء محدود در نظر گرفته شده در مدل می باشد. بنابراین برای تأیید کیفیت شبکه نیاز است که آزمایش همگرایی انجام گیرد. به این منظور، مدل مورد بررسی با شبکه های متعددی (با اندازه های المان متفاوت) حل شده و تنش فون مایز بیشینه در آن به عنوان معیار همگرایی انتخاب می شود. هنگامی که افزایش تعداد المان ها تأثیر کوچکی بر مقدار بیشینه تنش فون مایز در مدل داشته باشد، شبکه بندی به عنوان شبکه بندی بهینه مدل انتخاب می گردد. جدول 3 مقادیر در نظر گرفته شده برای اندازه المان ها برای هر مدل طرح های درمانی را نشان می دهد. مشخصات شبکه های تولیدی استفاده شده در این مقاله برای طرح های درمانی در جدول 4 ارائه شده است.

2-7- صحنه گذاری مدل

روش صحنه گذاری در این پژوهش بر اساس مقایسه ی نتایج شبیه سازی آزمایشگاهی انجام شده توسط دیویس و همکاران [6] با نتایج حاصل از تحلیل اجزای محدود مدل ایجاد شده برای استخوان های ساق پا با اعمال شرایط اولیه یکسان می باشد. در مرجع [6]، ابتدا یک شکستگی مایل با زاویه 60 درجه از پایین و جلو به سمت بالا و پشت در انتهای پایین استخوان

جدول 2 مشخصات فنرهای مورد استفاده در طرح های درمانی دوم و چهارم

Table 2 Spring properties of second and forth method

طرح درمانی	شماره فنر	تعداد	سفتی (نیوتن بر میلی متر)	طول اولیه (میلی متر)	طول کشیده (میلی متر)	نیروی کششی (نیوتن)
دوم	1/2	2	5000	19.879	19.889	50
	1	1	2000	48.907	48.927	40
چهارم	2	1	2000	46.249	46.269	40
	3	1	13000	7.551	7.554	40

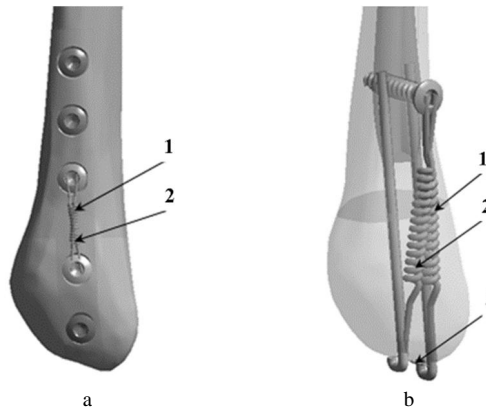


Fig. 4 Wire modelling: a) Second technique and b) Forth technique

شکل 4 مدل سازی سیم در: a) طرح درمانی دوم و b) طرح درمانی چهارم

انجام شده است. پس از ورود مدل های هندسی به محیط نرم افزار، از المان سالیید 187¹ برای تولید شبکه استفاده گردیده است. این المان سه بعدی چهار وجهی، 10 گره دارد که هر یک دارای سه درجه ی آزادی انتقالی می باشد. همچنین برای تعریف سطوح تماسی، المان های سه بعدی کانتا 174² و تارگ 174³ به کار گرفته شده اند. به کمک این المان ها می توان تماس کامل و اصطکاک بین سطح های تماس و هدف را شبیه سازی نمود.

2-5-2- شرایط مرزی

تعیین شرایط مرزی مناسب در روش اجزای محدود یکی از بخش های مهم و تأثیرگذار در حل مسأله است. برای تعیین این شرایط برای مسأله ی شکستگی تیپ لترال مالتولار استخوان نازکنی، اقدام اول بررسی مکانیزم حرکت پا و نحوه انتقال نیروهای حرکت از مفصل های مچ پا به استخوان نازکنی است.

با توجه به وضعیت های مختلف که برای حرکت این بخش از پا می توان در نظر گرفت، تأثیرگذارترین نیرویی که به استخوان وارد می شود، نیروی فشاری ناشی از وزن بدن است که در شرایط عادی قدم برداشتن اعمال می شود.

برای انتخاب معیار مناسب جهت مقایسه ی روش های درمانی، علاوه بر بررسی رفتار مدل در شرایط عادی قدم برداشتن، شبیه سازی وضعیتی که در آن احتمال وقوع شکستگی مورد نظر این پژوهش وجود دارد، مد نظر قرار گرفته است. بر این اساس، دو نوع بارگذاری، مبنای مقایسه طرح های درمانی قرار می گیرد، شکل 5، انواع بارگذاری را نشان می دهد.

2-5-1- بارگذاری فشاری-خمشی

این بارگذاری شامل دو مرحله است. در مرحله اول نیروی فشاری 700

¹ SOLID187

² CONTA174

³ TARGE174

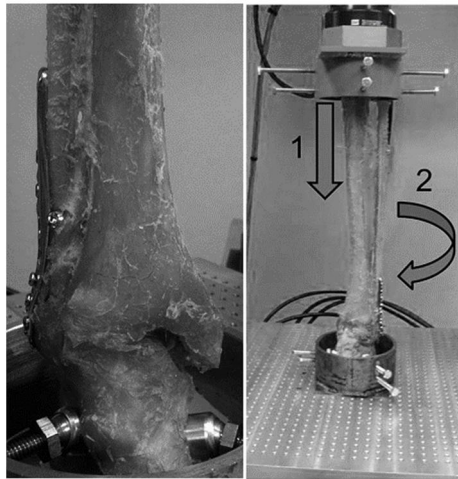


Fig. 6 Davis et al test conditions [6]

شکل 6 شرایط تست بکار رفته توسط دیویس و همکاران [6]

هم جهت با نیروی عرضی وارد شده به استخوان، روندی کاهشی داشته است، که درستی نتایج شبیه سازی را به اثبات می رساند. شکل 8 جابه جایی استخوان در محل شکستگی را برای این نوع بارگذاری نشان می دهد.

2-1-8-2- بررسی رفتار شکستگی در بارگذاری فشاری-پیچشی

در بارگذاری فشاری-پیچشی، همان گونه که در شکل 9 دیده می شود، مقادیر جابه جایی در محل شکستگی ناچیز است. با توجه به عدم وجود نیروی کششی قابل توجه در بارگذاری اعمال شده و همچنین تحمل بیشتر بار پیچشی اعمال شده توسط استخوان درشتنی، نباید انتظار داشت که تغییر محسوسی در وضعیت دو قسمت جدا شده استخوان نازکنی نسبت به یکدیگر به وجود آید.

2-8-2- بررسی توزیع تنش در استخوان نازکنی

2-8-2-1- بررسی توزیع تنش در استخوان نازکنی در بارگذاری فشاری-خمشی

مطابق شکل 10، بیشینه مقادیر تنش فون مایز در استخوان نازکنی در هیچ یک از طرح های درمانی از استحکام نهایی استخوان که 106 مگاپاسکال برای استخوان متراکم است، تجاوز نکرده است. در واقع بخش قابل توجهی از بارهای اعمالی به مدل ها، توسط اجزای به کار رفته برای تثبیت شکستگی تحمل می گردد. بیشترین تنش ها در استخوان، در نقاط تماس با این اجزا و با در اطراف شکستگی ها دیده می شود.

شکل 11 میزان تنش فون مایز در استخوان نازکنی را برای طرح های درمانی نشان می دهد. با مقایسه ی طرح های اول و دوم، می توان تأثیر به کار بردن سیم کششی در طرح دوم، در بهبود نتایج طرح اول را مشاهده نمود. در واقع به واسطه افزودن سیم، نیروی بیشتری از طریق اجزای تثبیت کننده، به قسمت تحتانی استخوان و سپس تکیه گاه منتقل می شود، که این موضوع منجر به کاهش فرو رفتن دو قسمت استخوان در اثر اعمال نیروی خمشی و در نتیجه کاهش میزان تنش در استخوان می شود.

2-8-2-2- بررسی توزیع تنش در استخوان نازکنی در بارگذاری فشاری-پیچشی

شکل 12 توزیع تنش در استخوان نازکنی در اثر اعمال نیروی فشاری-پیچشی را در مود لگاریتمی نمایش می دهد. بیشترین تنش ها در طرح های درمانی اول و دوم و کمترین تنش در طرح درمانی چهارم دیده می شود. با توجه به این که جابه جایی در محل استخوان، در طرح درمانی چهارم نسبت سایر طرح ها بیشتر است، می توان نتیجه گرفت که مقدار زیادی از بار پیچشی

جدول 3 مقادیر تنش فون مایز بیشینه به ازای اندازه های متفاوت المان ها

Table 3 Maximum stress for various sizes of elements

اندازه ی المان (میلی متر)	2	2.5	3	4
درشتنی	12.14	12.18	12.10	12.88
تنش فون مایز (مگاپاسکال)	2	2.5	3	4
نازکنی	9.3	9.21	8.1	1.55
تنش فون مایز (مگاپاسکال)	0.5	1	2	3
پلیت	156.62	156.6	158.8	140.5
تنش فون مایز (مگاپاسکال)	0.5	1	2	3
اندازه ی المان (میلی متر)	48.1	49.14	46.5	32.87
پیچ	0.5	1	2	3
تنش فون مایز (مگاپاسکال)	90.25	90.3	87.12	79.13
پین				
تنش فون مایز (مگاپاسکال)				

جدول 4 مشخصات شبکه های تولیدی برای اجزای مدل طرح های درمانی

Table 4 Properties of model part elements

اجزا	درشتنی	نازکنی	پلیت	پیچ	پین
حداکثر اندازه المان (میلی متر)	4	2.5	2	1	2
تعداد	46202	22029	7445	1527	1448

نازکنی جدا شده از یک جسد، ایجاد شده و با استفاده از یک پلیت یک سوم لوله ای معمولی، درمان شده است. نمونه به همراه استخوان درشتنی مطابق با شکل 6 در داخل ماشین تست قرار داده شده و یک بار فشاری با سرعت 25 نیوتن بر ثانیه از 0 تا 720 نیوتن، به انتهای بالای درشتنی اعمال گردیده است. مقادیر نیروی اعمالی و جابه جایی در حین فرآیند بارگذاری ثبت شده و مقدار سفتی برای پلیت مذکور محاسبه گردیده است.

مقدار سفتی محوری به دست آمده برای 24 نمونه مورد آزمایش از 284.1 تا 480 نیوتن بر میلی متر، متغیر است. دلیل این اختلاف را می توان به تفاوت تراکم استخوان نمونه های به کار رفته نسبت داد. با اعمال شرایط مشابه به مدل آماده شده برای تحلیل، مقدار سفتی محوری، 326 نیوتن بر میلی متر، به دست آمد که با توجه به این که در محدوده نمونه های آزمایشگاهی قرار دارد، مقدار قابل قبولی است. بنابراین مدل از لحاظ شبیه سازی رفتار نمونه واقعی دارای اعتبار می باشد.

2-8-2- بررسی نتایج

با توجه به اهداف پژوهش، مقایسه ها در سه زمینه ی بررسی رفتار شکستگی، بررسی تنش ها در استخوان نازکنی و بررسی تنش ها در اجزای تثبیت کننده، صورت می گیرد.

2-8-2-1- بررسی رفتار شکستگی

2-8-2-1-1- بررسی رفتار شکستگی در بارگذاری فشاری-خمشی

شکل 7، جابه جایی های محل شکستگی را برای طرح های درمانی، تحت بارگذاری ترکیبی فشاری-خمشی نشان می دهد. همان گونه که مشاهده می شود بیشترین جابه جایی در طرح درمانی اول رخ داده که در آن از پلیت برای تثبیت شکستگی استفاده شده است. با افزودن سیم کششی به این طرح، وضعیت بهبود یافته، به طوری که از مقدار حداکثر 0.86 میلی متر به بیشینه مقدار 0.36 میلی متر تقلیل یافته است. این مقدار، برای دو طرح درمانی دیگر، با توجه به نزدیک شدن اجزای تثبیت کننده به مرکز شکستگی، کاهش زیادی داشته است. نکته قابل ملاحظه این است که در تمام طرح های درمانی، مقدار جابه جایی

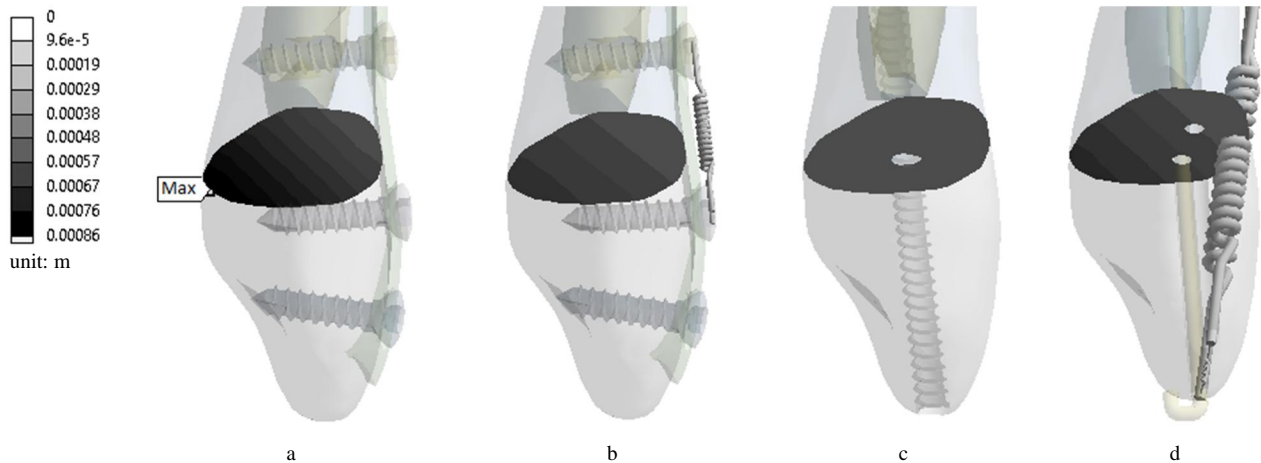


Fig. 7 Displacements at the fracture under axial bending load: a) First technique, b) Second technique, c) Third technique and d) Forth technique

شکل 7 جابه‌جایی محل شکستگی در بارگذاری فشاری خمشی در: (a) طرح درمانی اول، (b) طرح درمانی دوم، (c) طرح درمانی سوم و (d) طرح درمانی چهارم

ساختار متراکم استخوان نازک‌نی که مقدار آن 106 مگاپاسکال است بسیار کمتر است و در نتیجه آسیبی به استخوان وارد نمی‌شود.

2-8-3- بررسی توزیع تنش در اجزای تثبیت‌کننده

اجزای به‌کار رفته در طرح‌های درمانی اول، سوم و چهارم برای تثبیت‌سازی شکستگی از نظر کمی و عملکردی متفاوت از یکدیگر هستند. از این رو نمی‌توان آن‌ها را با یکدیگر مقایسه نمود. بنابراین تنها به مقایسه اجزای تثبیت‌کننده در دو طرح درمانی اول و دوم، که تنها در سیم کششی، تفاوت دارند پرداخته می‌شود.

2-8-3-1- بررسی توزیع تنش در در اجزای تثبیت‌کننده در بارگذاری فشاری-خمشی

شکل 14 توزیع تنش فون‌مایز در پلیت یک سوم لوله‌ای به‌کار رفته در طرح‌های درمانی را نشان می‌دهد. بیشینه تنش، برابر با 1.3 گیگاپاسکال و متعلق به طرح درمانی اول است. این مقدار برای طرح دوم تقریباً 56% کاهش را نشان می‌دهد. با توجه به این که مقدار این تنش در طرح درمانی اول بسیار بیشتر از مقدار استحکام نهایی پلیت (558 مگاپاسکال) است، بدیهی است که در این قسمت گسیختگی رخ می‌دهد، که واکنش طبیعی پلیت به نیروی کششی بالایی است که در اثر

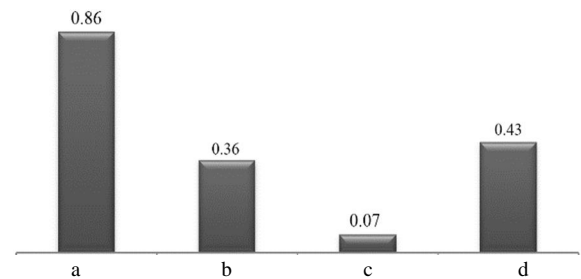


Fig. 8 Maximum displacements (mm) at the fracture under axial bending load: a) First technique, b) Second technique, c) Third technique and d) Forth technique

شکل 8 بیشینه جابه‌جایی (میلی‌متر) محل شکستگی در بارگذاری فشاری-خمشی در: (a)

طرح درمانی اول، (b) طرح درمانی دوم، (c) طرح درمانی سوم و (d) طرح درمانی چهارم

اعمال شده در این طرح، توسط سیم‌های کششی تحمل می‌شود که منجر به ایجاد بیشترین تنش در این اجزا می‌شود.

شکل 13 بیشینه تنش فون‌مایز در استخوان نازک‌نی را نشان می‌دهد. اکثر این مقادیر متعلق به نقاطی بر روی رزوه ایجاد شده توسط پیچ‌ها است. مطابق این نمودار، بیشترین و کمترین تنش به‌ترتیب مربوط به طرح درمانی سوم و طرح درمانی دوم است. مقدار بیشینه 25 مگاپاسکال، از استحکام نهایی

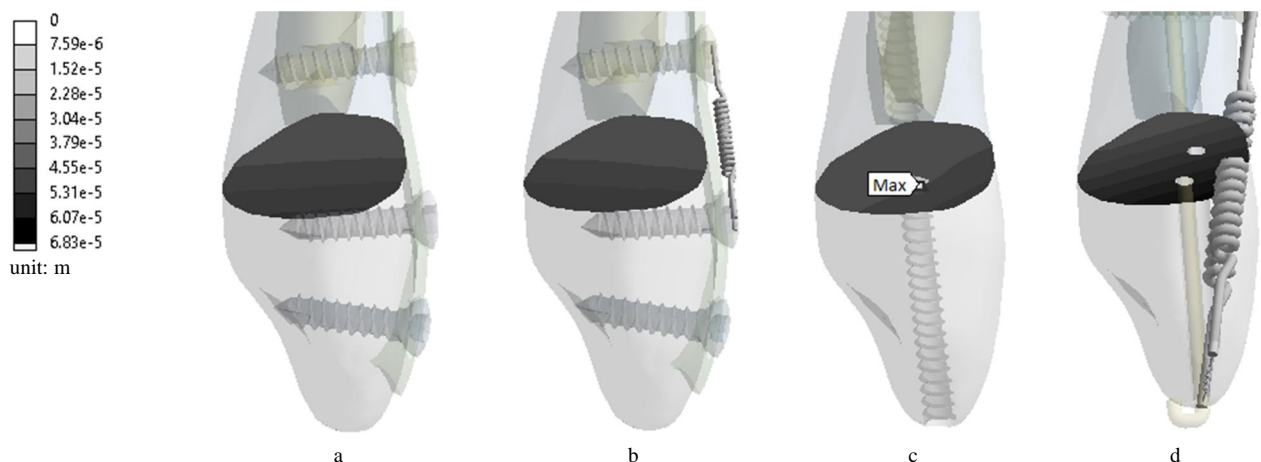


Fig. 9 Displacements at the fracture under axial torsion load: a) First technique, b) Second technique, c) Third technique and d) Forth technique

شکل 9 جابه‌جایی محل شکستگی در بارگذاری فشاری-پیچشی در: (a) طرح درمانی اول، (b) طرح درمانی دوم، (c) طرح درمانی سوم و (d) طرح درمانی چهارم

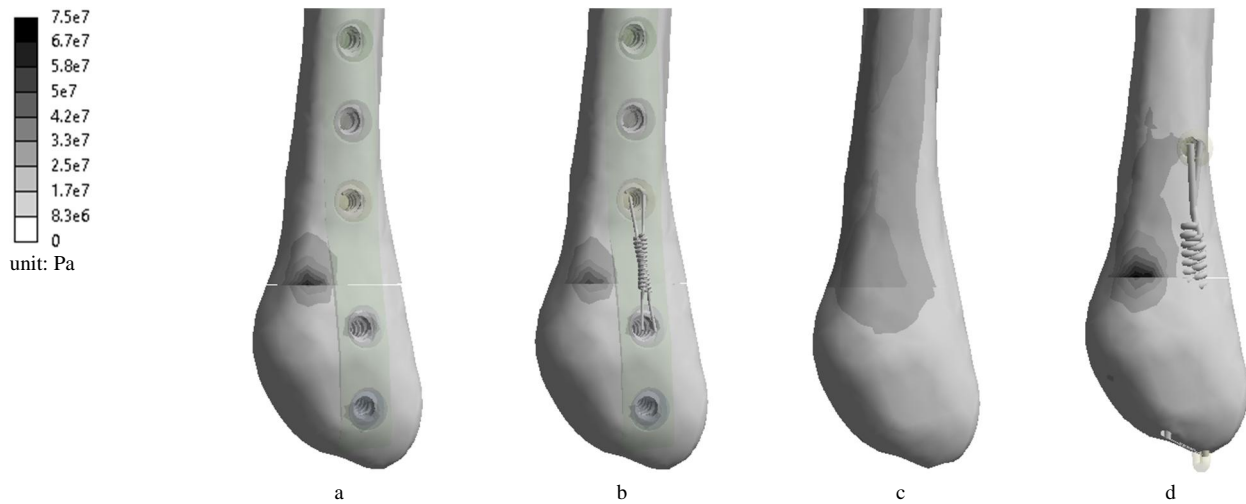


Fig. 10 Stress at the fibula under axial bending load: a) First technique, b) Second technique, c) Third technique and d) Forth technique

شکل 10 تنش فون مایز در استخوان نازک‌نی در بارگذاری فشاری خمشی در: (a) طرح درمانی اول، (b) طرح درمانی دوم، (c) طرح درمانی سوم و (d) طرح درمانی چهارم

مقدار این تنش در طرح درمانی دوم، برابر با 562.57 مگاپاسکال است که در مرز گسیختگی قرار دارد. کاهش تنش در طرح درمانی دوم به واسطه کاهش جابه‌جایی استخوان و تاثیر کمتر بار خمشی اعمال شده به پلیت می‌باشد. در نتیجه، با توجه به تمرکز تنش در پلیت‌ها، باید از تثبیت‌کننده‌های خارجی برای جلوگیری از گسیختگی آن‌ها استفاده نمود.

همان‌طور که در شکل 15 دیده می‌شود، محل وقوع بیشترین تنش در پیچ‌های به‌کار برده شده برای اتصال پلیت به دو قسمت جدا شده استخوان نازک‌نی، منطبق بر سوراخ متناظر در پلیت است. در واقع، نیروی اعمال شده از طرف پلیت در این نقطه بر پیچ، در جهت بیرون کشیدن آن از استخوان عمل می‌کند که به سطوح رزوه‌ی پیچ منتقل و سبب بروز بیشترین تنش در این نقطه می‌شود. بدیهی است مقدار تنش در استخوان نیز در این قسمت قابل ملاحظه است (بیشینه تنش در طرح درمانی اول 218.11 مگاپاسکال و در طرح درمانی دوم 137.43 مگاپاسکال است). همچنین تأثیر افزودن سیم کششی در کاهش تنش در پیچ‌ها در طرح درمانی دوم به وضوح نشان داده شده است.

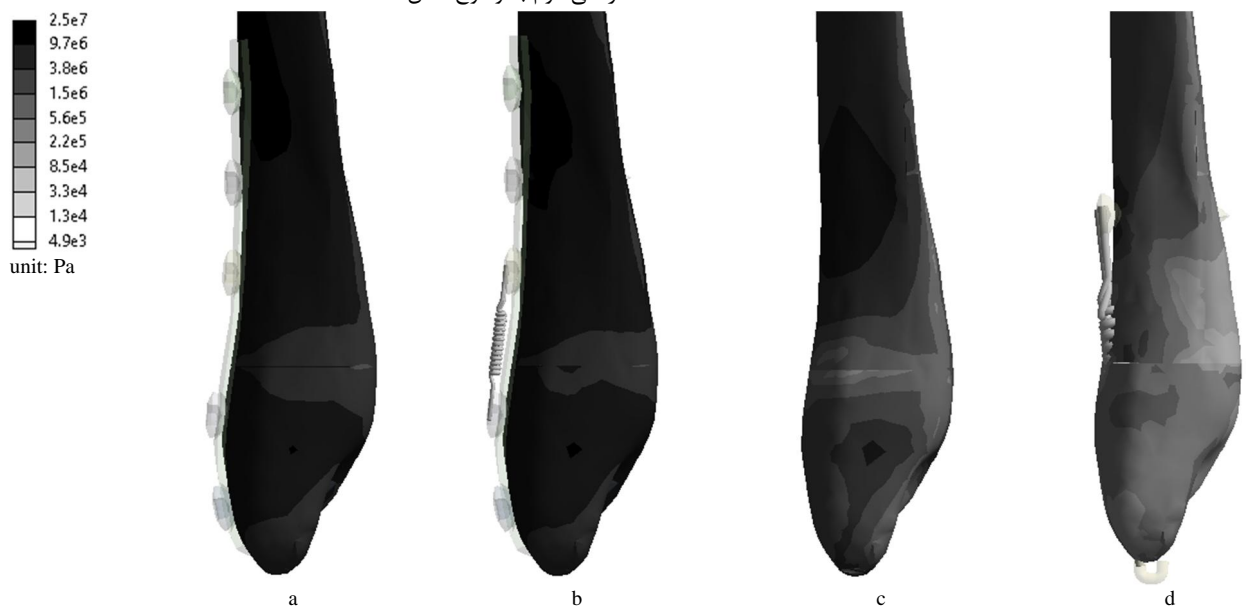


Fig. 11 Maximum stress (MPa) at the fibula under axial bending load: a) First technique, b) Second technique, c) Third technique and d) Forth technique

شکل 11 بیشینه تنش فون مایز (مگاپاسکال) در استخوان نازک‌نی در بارگذاری فشاری-خمشی در: (a) طرح درمانی اول، (b) طرح درمانی دوم، (c) طرح درمانی سوم و (d) طرح درمانی چهارم

جابه‌جایی قسمت فوقانی استخوان در محل شکستگی به این نقطه اعمال می‌شود.

Fig. 12 Stress at the fibula under axial torsion load: a) First technique, b) Second technique, c) Third technique and d) Forth technique

شکل 12 تنش فون مایز در استخوان نازک‌نی در بارگذاری فشاری-پیچشی در: (a) طرح درمانی اول، (b) طرح درمانی دوم، (c) طرح درمانی سوم و (d) طرح درمانی چهارم

شکل 16 توزیع تنش در پیچ طرح درمانی سوم را نشان می‌دهد. بیشترین مقدار تنش در رزوه‌های وسط پیچ و در محل شکستگی (مجاورت محل تمرکز تنش در استخوان) دیده می‌شود که برابر با 221.7 مگاپاسکال می‌باشد. با فاصله گرفتن از محل شکستگی تدریجاً از مقدار تنش در پیچ کاسته می‌شود که نشان‌دهنده توزیع متوازن نیرو در سراسر پیچ است.

مطابق شکل 17 در طرح درمانی چهارم بیشینه مقدار تنش فون مایز در محلی رخ داده است که مقدار تنش در استخوان نیز در مجاورت آن حداکثر است و برابر با 636.32 مگاپاسکال می‌باشد. دلیل این توزیع تنش این است که خمشی اعمال شده به استخوان نازک‌نی، باعث لغزش دو قسمت استخوان در محل شکستگی شده که منجر به فشرده شدن پین‌ها به لبه‌ی استخوان در مرز شکستگی می‌گردد. این فشردگی در استخوان و پین، ایجاد تنش می‌کند. این در حالی است که تنش ایجاد شده در سایر نقاط دو پین، مقدار ناچیزی دارد. بیشترین نیروی خمشی به یکی از پین‌ها اعمال شده که می‌تواند ناشی از حساسیت مدل به محل انتخاب شده برای قرار دادن پین‌ها باشد. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که یکی از فاکتورهای مهم در موفقیت این طرح درمانی، انتخاب محل مناسب برای سوراخ کردن و قرار دادن پین‌ها است، به‌طوری‌که نیروها به‌طور متعادل در پین‌ها توزیع شوند.

بیشترین مقدار تنش فون مایز در پیچ طرح درمانی چهارم برابر با 20.57 مگاپاسکال می‌باشد.

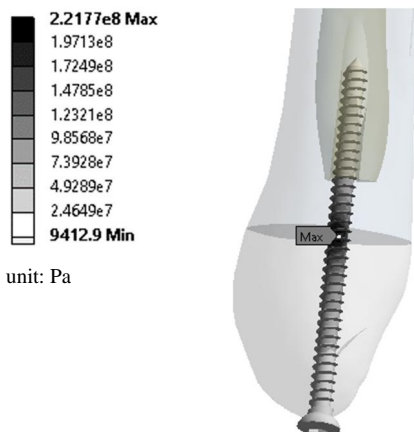


Fig. 16 Stress at the third technique screw under axial bending load

شکل 16 تنش فون مایز در پیچ طرح درمانی سوم در بارگذاری فشاری خمشی

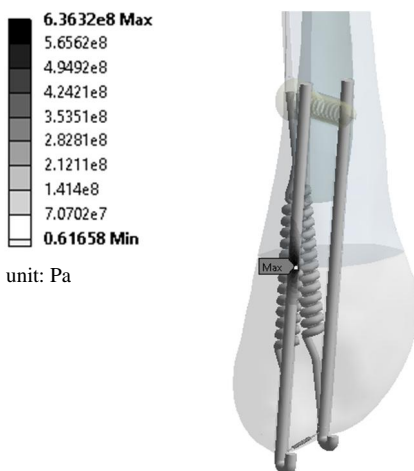


Fig. 17 Stress at the fourth technique pins under axial bending load

شکل 17 تنش فون مایز در پین‌های طرح درمانی چهارم در بارگذاری فشاری خمشی

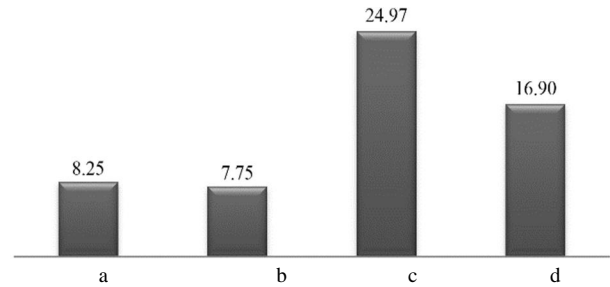


Fig. 13 Maximum stress (MPa) at the fibula under axial torsion load: a) First technique, b) Second technique, c) Third technique and d) Fourth technique

شکل 13 بیشینه تنش فون مایز (مگاپاسکال) در استخوان نازک‌نی در بارگذاری فشاری - پیچشی در: (a) طرح درمانی اول، (b) طرح درمانی دوم، (c) طرح درمانی سوم و (d) طرح درمانی چهارم

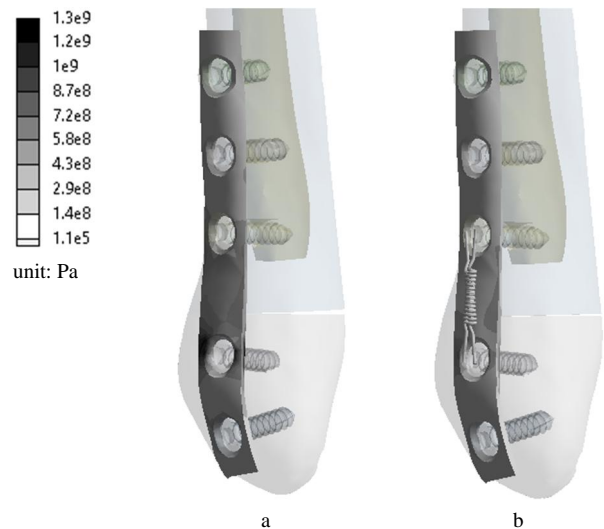


Fig. 14 Stress at the plate under axial bending load: a) First technique b) Second technique

شکل 14 تنش فون مایز در پلیت در بارگذاری فشاری خمشی در: (a) طرح درمانی اول و (b) طرح درمانی دوم

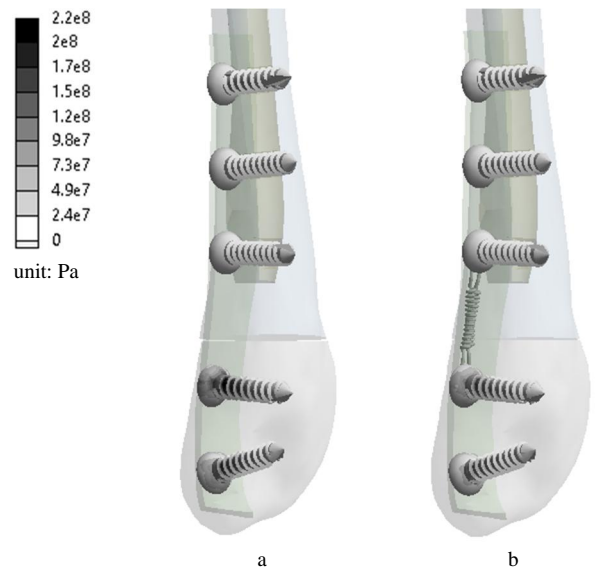


Fig. 15 Stress at the screws under axial bending load: a) First technique b) Second technique

شکل 15 تنش فون مایز در پیچ‌ها در بارگذاری فشاری خمشی در: (a) طرح درمانی اول و (b) طرح درمانی دوم

شکل 20 توزیع تنش در پیچ طرح درمانی سوم را نشان می‌دهد. بیشینه مقدار تنش فون مایز در پیچ، در مجاورت محل شکستگی استخوان رخ داده است. این مقدار برابر با 97 مگاپاسکال است.

با توجه به شکل 21، در طرح درمانی چهارم، بیشینه مقدار تنش فون مایز در پین‌ها در این بارگذاری در انتهای پایین یکی از پین‌ها رخ داده و مقدار آن برابر با 358.11 مگاپاسکال است. این تغییر وضعیت در نقطه تمرکز تنش در این نوع بارگذاری، با توجه به مجاورت آن با سیم‌های اتصال، نشان از انتقال بار کششی زیاد توسط این سیم‌ها دارد، که منجر به فشردگی پین‌ها در این نقطه به لبه‌ی استخوان و ایجاد تنش زیاد می‌گردد. مقدار تنش در استخوان در این نقطه، برابر با 6.35 مگاپاسکال است.

بیشینه مقدار تنش فون مایز در پیچ طرح درمانی چهارم، مشابه بارگذاری فشاری-خمشی در مجاورت سطح شکستگی استخوان و نزدیک به سیم اتصال، رخ داده و برابر با 31.76 مگاپاسکال است.

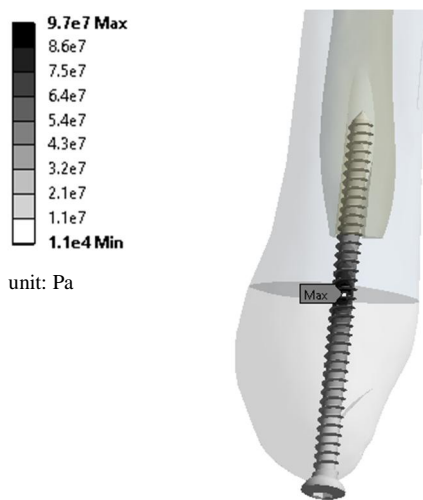


Fig. 20 Stress at the third technique screw under axial torsion load

شکل 20 تنش فون مایز در پیچ طرح درمانی سوم در بارگذاری فشاری-پیچشی

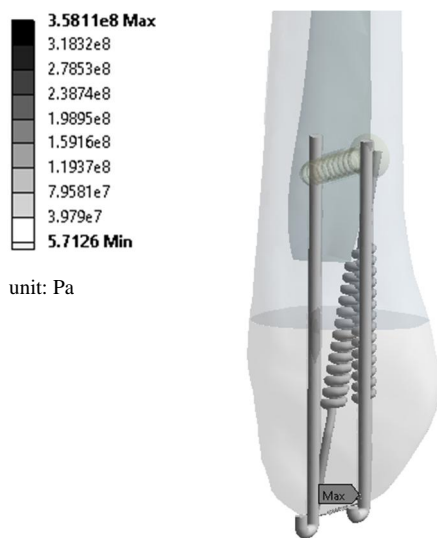


Fig. 21 Stress at the fourth technique pins under axial torsion load

شکل 21 تنش فون مایز در پین‌های طرح درمانی چهارم در بارگذاری فشاری-پیچشی

2-3-8-2- بررسی توزیع تنش در اجزای تثبیت‌کننده در بارگذاری فشاری-پیچشی

شکل 18 توزیع تنش فون مایز در پلیت‌های یک سوم لوله‌ای مورد استفاده در طرح‌های درمانی را در اثر اعمال بار فشاری-پیچشی نشان می‌دهد. بیشترین تنش برابر با 155.8 مگاپاسکال و متعلق به طرح درمانی دوم است. این مقدار 0.28 استحکام نهایی پلیت که 558 مگاپاسکال است، می‌باشد. در طرح درمانی اول بیشینه تنش 115.2 مگاپاسکال است. مقدار بیشینه تنش در هر دو طرح، در مجاورت سوراخی دیده می‌شود که به دلیل لغزیدن دو قسمت استخوان نازک‌کنی در محل شکستگی و در نتیجه جابه‌جایی پلیت در این محل است. تنش در پلیت در طرح درمانی دوم مقداری بیشتر از طرح درمانی اول دارد، که به علت تأثیر بار کششی اعمال شده از طرف سیم کششی به پیچ در تماس با سوراخ می‌باشد.

مقایسه‌ی توزیع تنش فون مایز در پیچ‌ها، در طرح‌های درمانی در شکل 19 نشان داده شده است. همان‌طور که در مورد پلیت‌ها توضیح داده شد، بیشترین تنش‌ها در پیچ‌هایی دیده می‌شود که محل اعمال بیشترین بار است. بیشینه تنش در طرح درمانی دوم دیده می‌شود که برابر با 51.05 مگاپاسکال می‌باشد. این تنش حدود 0.1 استحکام نهایی پیچ‌ها است. همچنین تنش در طرح درمانی اول برابر با 35.8 مگاپاسکال می‌باشد.

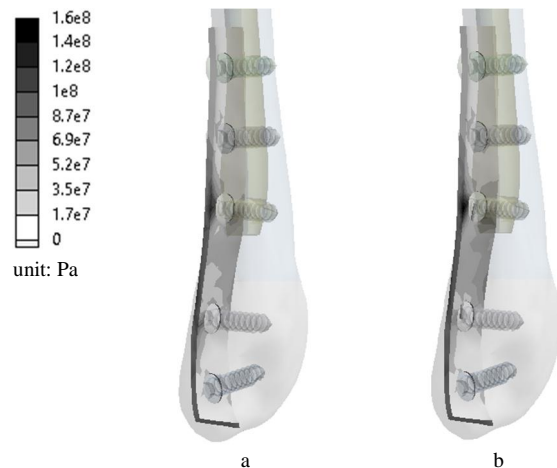


Fig. 18 Stress at the plate under axial torsion load: a) First technique b) Second technique

شکل 18 تنش فون مایز در پلیت در بارگذاری فشاری-پیچشی در: (a) طرح درمانی اول و (b) طرح درمانی دوم

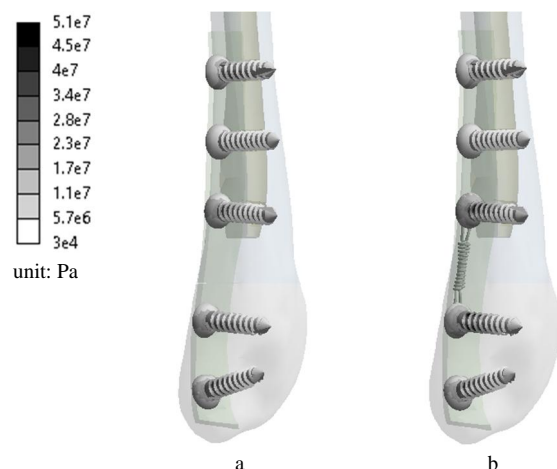


Fig. 19 Stress at the screws under axial torsion load: a) First technique b) Second technique

شکل 19 تنش فون مایز در پیچ‌ها در بارگذاری فشاری-پیچشی در: (a) طرح درمانی اول و (b) طرح درمانی دوم

آن‌ها استفاده شده بود با طول درمان متوسط بیمارانی که طرح درمانی اول روی آن‌ها اعمال گردیده بود، مقایسه گردید. نتایج کاهش 14 درصدی متوسط مدت درمان را برای طرح درمانی دوم نشان می‌دهد.

4- نتیجه‌گیری

در پژوهش حاضر سعی شد با ایجاد هندسه کامل، شبیه‌سازی دقیق برهم‌کنش بین اجزاء، ایجاد شبکه اجزای محدود با کیفیت و اعمال شرایط بارگذاری مناسب، شرایطی فراهم آید تا نتایج به‌دست آمده از تحلیل اجزای محدود به‌کار گرفته شده، منطبق بر واقعیت باشد تا مبنای معتبری برای مقایسه طرح‌های درمانی منتخب باشد. در ادامه برخی از نتایج حاصل از این مقایسه به طور خلاصه بیان می‌شود:

- نیروهای خمشی، بیشترین تنش‌ها را در اجزای به‌کار رفته برای تثبیت استخوان ایجاد می‌کند. دلیل این امر را می‌توان، جابه‌جایی بیشتر لبه‌های محل شکستگی و انتقال بیشینه جابه‌جایی به پلیت‌ها عنوان کرد.
- بیشترین مقادیر تنش، در اطراف سوراخ‌های پلیت که سطح مقطع کمتری داشته و بار بیشتری نیز از طریق آن منتقل می‌شود، متمرکز می‌گردد.
- بیشترین تنش در استخوان‌های متراکم و اسفنجی در تمامی طرح‌های درمانی، از حداقل استحکام نهایی آن‌ها کمتر می‌باشد.
- بیشینه تنش فون مایز در پلیت متعلق به طرح درمانی دوم، نسبت به طرح درمانی اول، به میزان 56 درصد کاهش را نشان می‌دهد. سایر تنش‌های وارد شده به اجزای مدل، در اثر اعمال بار خمشی نیز مقدار کمتری در طرح درمانی دوم دارند. با توجه به این نتایج، توصیه می‌شود از طرح درمانی دوم را به‌عنوان جایگزین طرح درمانی اول استفاده شود.
- طرح درمانی سوم، در اثر بارگذاری‌های مختلف عملکرد مناسب‌تری نسبت به سایر طرح‌ها نشان می‌دهد، ولی با توجه به این‌که برای اجرای این طرح باید رباط متصل به انتهای استخوان نازک‌نی بریده شود و باعث آسیب‌دیدگی آن می‌گردد از این طرح کمتر برای درمان استفاده می‌شود.
- طرح‌های درمانی اول و دوم با توجه به اجرای ساده‌تر و آسیب‌رسانی کمتر نسبت به سایر طرح‌ها، بیشتر مورد استفاده قرار می‌گیرد. بنابراین طرح درمانی دوم برای تثبیت شکستگی تیپ لترال مالتولار نسبت به سایر طرح‌ها مناسب‌تر می‌باشد.

5- مراجع

- [1] T. Kim, UM. Ayturk, A. Haskell, T. Miclau, CM. Puttitz, Fixation of osteoporotic distal fibula fractures: a biomechanical comparison of locking versus conventional plates, *Journal of Foot and Ankle Surgery*, Vol. 46, No. 1, pp. 2-6, 2007.
- [2] KP. Minihane, C. Lee, C. Ahn, LQ. Zhang, BR. Merk, Comparison of lateral locking plate and antiglide plate for fixation of distal fibular fractures in osteoporotic bone: a biomechanical study, *Journal of Orthopaedic Trauma*, Vol. 20, No. 8, pp. 562-566, 2006.
- [3] JJ. Schaffer, A. Manoli, The antiglide plate for distal fibular fixation. A biomechanical comparison with fixation with a lateral plate, *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 69, No. 4, pp. 596-604, 1987.
- [4] B. Winkler, BG. Weber, LA. Simpson, The dorsal antiglide plate in the treatment of Danis Weber type B fractures of the distal fibula, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 259, pp. 204-209, 1990.
- [5] JR. Treadwell, LM. Fallat, The antiglide plate for the Danis Weber type B

همانطور که در نتایج ارائه شده در این بخش دیده می‌شود، میزان تنش فون مایز ایجاد شده در استخوان نازک‌نی برای هر دو بارگذاری فشاری-خمشی و فشاری-پیچشی در طرح درمانی دوم کمتر از تنش ایجاد شده در طرح درمانی اول می‌باشد. همچنین، بیشینه تنش فون مایز در پلیت متعلق به طرح درمانی دوم، نسبت به طرح درمانی اول در بارگذاری فشاری-خمشی، به میزان 56 درصد کاهش را نشان می‌دهد. سایر تنش‌های وارد شده به اجزای مدل، در اثر اعمال بار خمشی نیز مقدار کمتری در طرح درمانی دوم دارند. تنش‌های ایجاد شده در پلیت و پیچ برای بارگذاری فشاری-پیچشی در طرح درمانی دوم مقادیر بیشتری را نشان می‌دهند. از آنجا که در این حالت مقادیر تنش بسیار کمتر از استحکام نهایی ماده می‌باشند، تأثیری در مقایسه طرح‌های درمانی اول و دوم ندارند. با توجه به این نتایج، به نظر می‌رسد که طرح درمانی دوم جایگزین مناسبی برای طرح درمانی اول باشد.

3- آزمایش بالینی

با توجه به خطی بودن این نوع شکستگی، ترمیم اولیه برای درمان آن انجام می‌پذیرد. در این نوع ترمیم، استخوان‌های محل شکستگی باید منطبق بر هم بوده و حداقل حرکت بین آن‌ها وجود داشته و محل شکستگی تا حد ممکن صلب باشد [13]. در نتیجه مطابق نتایج شبیه‌سازی در طرح درمانی دوم به دلیل کاهش جابه‌جایی در محل شکستگی، ترمیم سریع‌تر صورت می‌گیرد.

با توجه به برتری طرح درمانی دوم نسبت به طرح درمانی اول، طرح درمانی دوم برای تثبیت شکستگی تیپ لترال مالتولار سی نفر از بیماران در بیمارستان شهید صدوقی یزد استفاده گردید. شکل 22 اعمال این روش را در درمان یک شکستگی استخوان نازک‌نی نشان می‌دهد.

طول درمان متوسط بیمارانی که از این روش برای تثبیت شکستگی



Fig. 22 New internal fixation technique for tip of lateral malleolar fracture

شکل 22 روش جدید تثبیت شکستگی تیپ لترال مالتولار

- Engineering*, Iran, pp. 1-5, 2010.
- [12] Q. Liu, K. Zhang, Y. Zhuang, Z. Li, B. Yu, G. Pei, Analysis of the stress and displacement distribution of inferior tibiofibular syndesmosis injuries repaired with screw fixation: a finite element study, *Journal of The Public Library of Science*, Vol. 8, No. 12, pp. 80236, 2013.
- [13] CA. Rockwood, DP. Green, RW. Buchloz, *Rockwood and Green's Fractures in Adults*. 7th Edition, pp. 2619-2630, Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
- [14] AB. Bankston, LD. Anderson, P. Nimityongskul, Intramedullary screw fixation of lateral malleolus fractures, *Foot and Ankle Internationa*, Vol. 15, No. 11, pp. 599-607, 1994.
- [15] SH. Kim, SH. Chang, HJ. Jung, The finite element analysis of a fractured tibia applied by composite bone plates considering contact conditions and time-varying properties of curing tissues, *Journal of Composite Structures*, Portugal, pp. 2109-2118, 2010.
- [16] CL. Lin, YH. Lin, AC. Chen, Buttressing angle of the double-plating fixation of a distal radius fracture: a finite element study, *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol. 44, No. 8, pp. 665-673, 2006.
- [17] HJ. Pfaeffle, MM. Tomaino, R. Grewal, J. Xu, ND. Boardman, SL. Woo, JH. Herndon, Tensile properties of the interosseous membrane of the human forearm, *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 14, No. 5, pp. 842-845, 1996.
- fibular fracture: a review of 71 cases, *Journal of Foot and Ankle Surgery*, Vol. 32, No. 6, pp. 573-579, 1993.
- [6] AT. Davis, H. Israel, LK. Cannada, JG. Bledsoe, A biomechanical comparison of one-third tubular plates versus periarticular plates for fixation of osteoporotic distal fibula fractures, *Journal of Orthopaedic Trauma*, Vol. 27, No. 9, pp. 201-207, 2013.
- [7] L. Cristofolini, M. Viceconti, Mechanical validation of whole bone composite tibia models, *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, No. 3, pp. 279-288, 2000.
- [8] TT. Eckel, RR. Glisson, P. Anand, SG. Parekh, Biomechanical comparison of 4 different lateral plate constructs for distal fibula fractures, *Foot and Ankle International*, Vol. 34, No. 11, pp. 1588-1595, 2013.
- [9] MB. Kim, YH. Lee, JH. Kim, GH. Baek, JE. Lee, Biomechanical comparison of three 2.7-mm screws and two 3.5-mm screws for fixation of simple oblique fractures in human distal fibulae, *Clinical Biomechanics*, Vol. 28, No. 2, pp. 225-231, 2013.
- [10] B. Sepehri, AR. Ashofteh-Yazdi, GA. Rouhi, M. Bahari-Kashani, Analysis of the effect of mechanical properties on stress induced in tibia, *Proceedings of The International Federation for Medical and Biological Engineering*, Malaysia, pp. 130-133, 2011.
- [11] B. Sepehri, AA. Yazdi, G. Rouhi, MB. Kashani, Effect of load direction on fracture type in tibia, *Proceedings of The Iranian Conference on Biomedical*