مجله نخبگان علوم و مهندسی
Journal of Science and Engineering Elites
جلد ۵- شماره ۴- سال ۱۳۹۹
www.ElitesJournal.ir

مطالعه نرم افزاری نیروهای وارد بر فیکساتور شکستگی استخوان از جنس آلیاژ تیتانیوم Ti-6Al-4V

بهزاد کریم خانی[1*]، حمید زارع پور[2]

۱ – دانشجوی ارشد مهندسی پزشکی، گروه مهندسی مکانیک، مرکز تحقیقات فرآیند های نوین ساخت و تولید واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران

۲ – استادیار، گروه مهندسی مکانیک، مرکز تحقیقات فرآیند های نوین ساخت و تولید واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران

* B.karimkhani@smc.iaun.ac.ir

ارسال: تیر ماه ۹۹ پذیرش: مهر ماه ۹۹

چکیده

یکی از موارد مهم درجراحی های ارتوپدی ، استفاده از ثابت کننده ها یا فیکساتورهای مکانیکی می باشد که از اهمیت بسیار بالایی برخوردار بوده و به بافت استخوانی شکسته شده جهت ترمیم کمک می کند. این ثابت کننده ها باید مقاومت لازم جهت کاربرد در بدن را داشته باشند وهمچنین بتوانند در برابر نیروی های اعمال شده به استخوان آسیب دیده، آن را در برابر نیروی های ناشی از وزن بدن و بافت ها یاری دهند. با توجه به استفاده روز افزون فیکساتور ها، در این پژوهش یک مدل فیکساتور از جنس آلیاژ تیتانیوم Ti-6Al-4V مورد مطالعه قرار می گیرد. بدین منظور، با در نظر گرفتن خواص مکانیکی آلیاژ فوق، نیروهای مورد نظر بر روی مدل فیکساتور اعمال شده و با استفاده از معیار فون مایسز، تنشهای ایجاد شده در فیکساتور مورد بررسی قرار می گیرد. در این پژوهش، ابتدا به مرور مختصری بر فیکساتورها و مواد استفاده شده در آنها پرداخته می شود. سپس تحلیلهای نرم افزاری مربوط به اعمال نیرو، میزان مقاومت و نقاط بحرانی در مدل فیکساتور تیتانیومی ارائه شده و مورد بررسی قرار می گیرد. در انتها، نمونه ای از فیکساتور ساخته شده بر اساس مدل مورد نظر با استفاده از روش تولید افزایشی[1] ارائه شده و نحوه ی اتصال آن با استفاده از نرم افزار تری متیک[2] نشان داده می شود.

کلمات کلیدی: شکستگی استخوان ، فیکساتور، تحلیل نرم افزاری، آلیاژهای تیتانیوم، خواص مکانیکی.

۱– مقدمه

۱–۱– مروری بر فیکساتور

یکی از مهمترین دغدغه های جراحان ارتوپدی در درمان، بهبود شکستگی استخوان می باشد[۱-۲]. مطلب مهمی که باید در نظر گرفته شود، استفاده از مواد زیست سازگار برای ساخت ایمپلنت ها یا فیکساتورها می باشد[۳]. در ساخت فیکساتورها معمولا از موادی مانند سرامیک ها، فلزات و پلیمرها استفاده می شود[۴]. پلاک ها به عنوان ثابت کننده هایی که داخل بدن استفاده می شوند،

[1] Additive manufacturing
[2] 3-matic Research 12.0

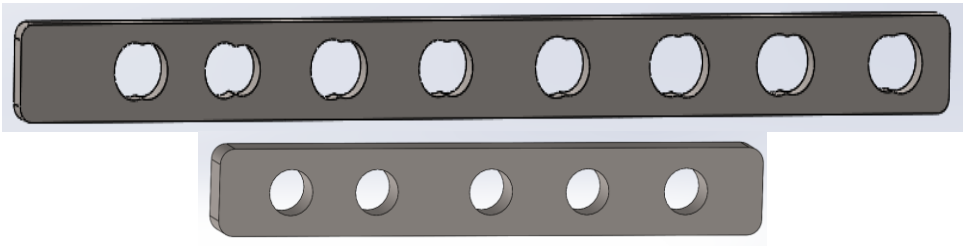
در فشار و کشش استحکام بالایی دارند ولی در خمش و پیچش ضعیف تر هستند [۵]. یک استخوان شکسته شده ، باید با دقت در محل آناتومیکی خود فیکس شود و تا زمان جوش خوردن، این فیکس بودن ادامه پیدا می کند. این استخوان باید محکم شده و بتواند وزن بدن و حرکت آن، همچنین نیروهای وارد بر آن را تحمل کند. بدین جهت شکستگی باید تثبیت شود. تثبیت شکستگی توسط ایمپلنتها از جمله تثبیت کننده های داخلی و خارجی انجام می شود. پیچ، پلاک، سیم و نیل، نمونه ای از تثبیت کننده های داخلی هستند[۶].

در طراحی فیکساتور ها، نکات و الزامات مهمی وجود دارد ،که باید هرکدام جداگانه بررسی شوند و به آنها اهمیت داده شود. طراحی ایمپلنت از اصولی از جمله، مناسب بودن با محدوده وسیع آناتومیکی بیمار، بی حرکت ماندن و ثابت ماندن ایمپلنت در بار گذاری ها، دارا بودن محدوده حرکتی کارکردی ، توجه به هندسه ایمپلنت به دلیل نقش تعیین کننده آن در توزیع تنش در سطح تقابل استخوان با ایمپلنت و اطراف استخوان و همچنین کیفیت طراحی، که باید به عنوان مرحله ای از فرآیند طراحی مطرح شود، پیروی می کند. همچنین به دلیل تغییر مقدار و جهت بار بر روی ایمپلنت در طول انجام فعالیت های روزانه و واکنش بافتهای بدن به محیط مکانیکی جدیدی که توسط ایمپلنت به وجود آمده، مراحل ساخت از اهمیت ویژه ای برخوردار است. نکته مهمی که باید باید در نظر گرفته شود که محدوده موادی که برای ایمپلنت ها قابل استفاده هستند به دلیل نکات زیست سازگاری محدود است[۳].

اصول فشار بین قطعات استخوانی توسط دنیز[1] ارائه شد. هدف او یک تثبیت کننده ثابت و آناتومیکی بود که قطعات استخوان را به هم فشرده کند .این تثبیت کننده ها شامل پلاک فشاری هستند. در سال ۱۹۶۷ اسچنز و ویلنگر [2] ثابت کردند که تحت این ثبات آناتومیکی و فشار بین قطعه ای نوسازی بافت استخوانی کاهش یافته است. در نتیجه استخوان بدون تشکیل کالوس التیام یافته و احتمال شکست دوباره آن افزایش می یابد. به این ترتیب نسل بعدی ایمپلنت های استئوسینتز زیستی معرفی شدند که هدف اصلی آنها ایجاد یک پلاک بدون دخالت در عملکرد بافت نرم و پریوستئوم است. برای به دست آوردن بازدهی بیشتر پلاک های موجی شکل و یا پلاک های فشاری با سطح تماس کم گسترش یافته اند. اصلاحیه دیگری که در طراحی این مواد صورت گرفته پیچ های قفل شونده هستند. این روش عامل گسترش جراحی کم تهاجمی می باشد. پلاک های مورد استفاده در ثابت سازی کم تهاجمی جدیدترین نسل پلاک ها است. مشاهدات بالینی نشان داده است که شکستگی های درمان شده توسط این روش با سرعت بیشتری التیام می یابند، در نتیجه عملکرد بهتری را ارائه می دهند[۷].

۱-۲- ملاک های انتخاب فیکساتور

انتخاب نوع پلاک برای تثبیت شکستگی به دلیل تنوع زیاد آن ها باید به دقت انجام شود. ابعاد و طول پلاک بر خواص مکانیکی اثر می گذارد، به طوری که هرچه پلاک طول بیشتری داشته باشد، سفت تر و محکم تر است [۸]. انتخاب مواد سازنده نیز از اهمیت خاصی برخوردار است؛ زیرا مدول الاستیسیته که به جنس ماده وابسته است در صورت تفاوت زیاد در استخوان و مواد سازنده پلاک، پدیده سپر تنشی را ایجاد می کند که در نتیجه موجب تاخیر در ترمیم شکستگی شده و احتمال پوکی استخوان و شکننده شدن آن را افزایش می دهد[۹]. نمونه ای از فیکساتور های طراحی شده در شکل ۱ ارائه شده است.



شکل ۱- نمونه ای از فیکساتورهای شکستگی استخوان

[1] Deniz
[2] Schenz and Wheelinger

۱-۳- پلاک های فشاری و ویژگی های مطلوب یک فیکساتور

پلاک فشاری روی قسمت کششی استخوان سمتی که در شرایط فیزیولوژیکی نیروی کششی به آن وارد می شود، استفاده می شود. تحمل وزن بدن باعث افزایش کشش در پلاک و افزایش فشار در دو انتهای استخوان می شود. برای جلوگیری از برش یاخم شدن پلاک بویژه در شکستگی های عرضی، از یکسری پیچ استفاده می شود که در نهایت منجر به شکست نشود [۴و۹]. زمانی فیکساتورها بهترین اثر ترمیمی برای استخوان را خواهند داشت که به خوبی در داخل بدن بیمار جایگذاری شوند [۱۰]. یکی از مهم ترین نکات در ساخت و کاربرد فیکساتورها، استفاده از موادی است که باعث ایجاد عفونت نگردد. همچنین مواد مورد استفاده جهت ساخت فیکساتورهای استخوان، باید از نظر مکانیکی مقاوم باشد تا در حین کارکرد منجر به شکستگی نشود[۱۱و۷].

۱-۴- بررسی آلیاژ تیتانیوم برای فیکساتور

با توجه به نکات فوق الذکر، یکی از مناسب ترین انواع مواد برای ساخت فیکساتورهای استخوان، آلیاژهای تیتانیوم می باشد. علت افزایش استفاده از تیتانیوم و آلیاژهای آن به عنوان زیست ماده، خصوصیات مطلوب آن از جمله مدول الاستیسیته پایین، زیست سازگاری بالا و مقاومت به خوردگی خوب آن، در مقایسه با سایر آلیاژهای متداول نظیر فولاد ضدزنگ و آلیاژهای کبالت است. تیتانیوم و آلیاژهای آن معمولا در ثابت کردن شکستگی استخوان به کار برده می شوند [۱۲].

یکی از آلیاژ های تیتانیوم که کاربردهای بسیاری در صنعت داشته و دارای قابلیت ماشین کاری مطلوب می باشد، آلیاژ Ti-6Al-4V است. این آلیاژ دارای زیست سازگاری بسیار خوب در تماس با بافت استخوان است که آن را به یکی از بهترین گزینه ها جهت کاربردهای پزشکی تبدیل می کند[۱۳]. در جدول ۱ خواص مکانیکی این آلیاژ ارائه شده است[۱۴-۱۷].

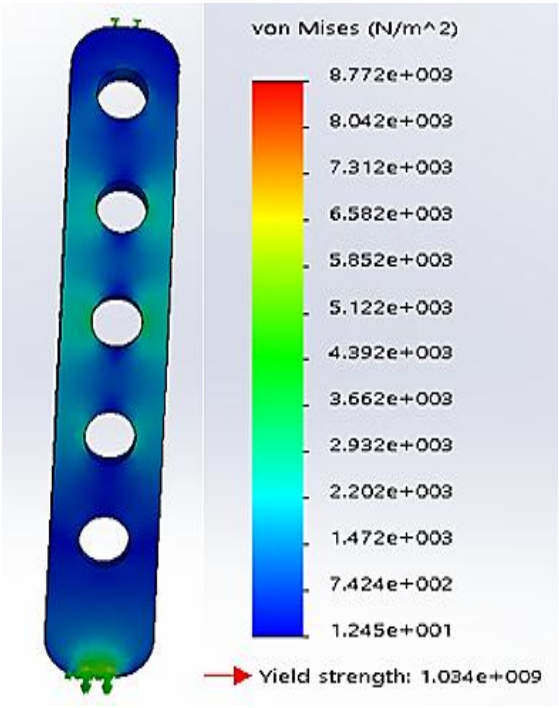
جدول ۱- خواص آلیاژ Ti-6Al-4V با کاربرد های پزشکی[۱]

خواص مکانیکی	مقدار
ضریب پواسون	۰/۳۱
استحکام کششی	۱۰۵۰ MPa
مدول برشی	۴/۱×۱۰^{۱۰} N/ m^2
دانسیته	۴۴۲۸/۷۸ kg/m^3
مدول الاستیک	۱/۰۸۴×۱۰^{۱۱} N/m^2
هدایت حرارتی	۶/۷ W/(m·K)
ضریب گرمایی ویژه	۵۸۶/۰۴ J/(kg·K)

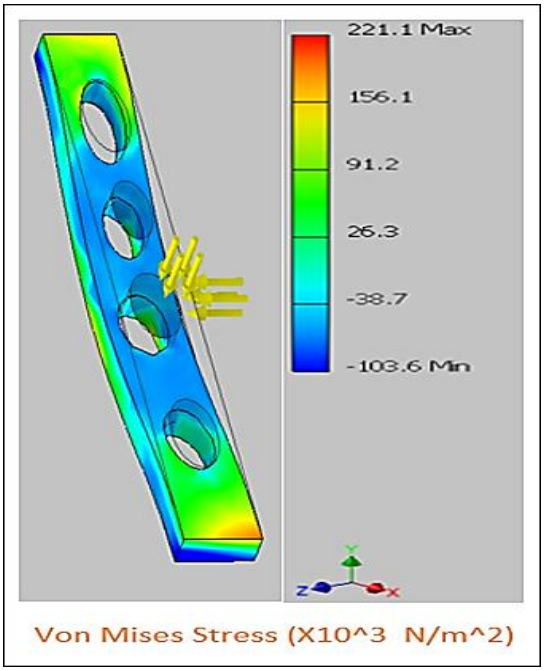
۲- بررسی خواص مکانیکی فیکساتور با آلیاژ مد نظر

بر اساس خواص مکانیکی جنس فیکساتور و با توجه به ویژگی های بافت استخوانی، بارگذاری برروی آن صورت می گیرد [۱۷]. با توجه به نوع آلیاژ مورد استفاده، نیروی وارد شده بر فیکساتور با استفاده از معیار های مکانیکی تحلیل شد که نتایج مربوطه در شکل های ۲ و ۳ ارائه شده است.

[۱] تعدادی از مقادیر نوشته شده در جدول ۱ با توجه به کتابخانه مواد، در نرم افزار سالید ورک بدست آمده است.

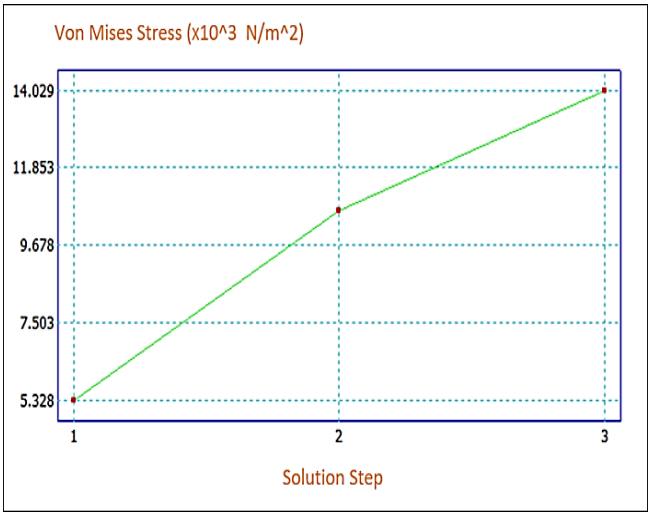


شکل ۲- یک نمونه فیکساتور استخوان به همراه اعمال نیرو



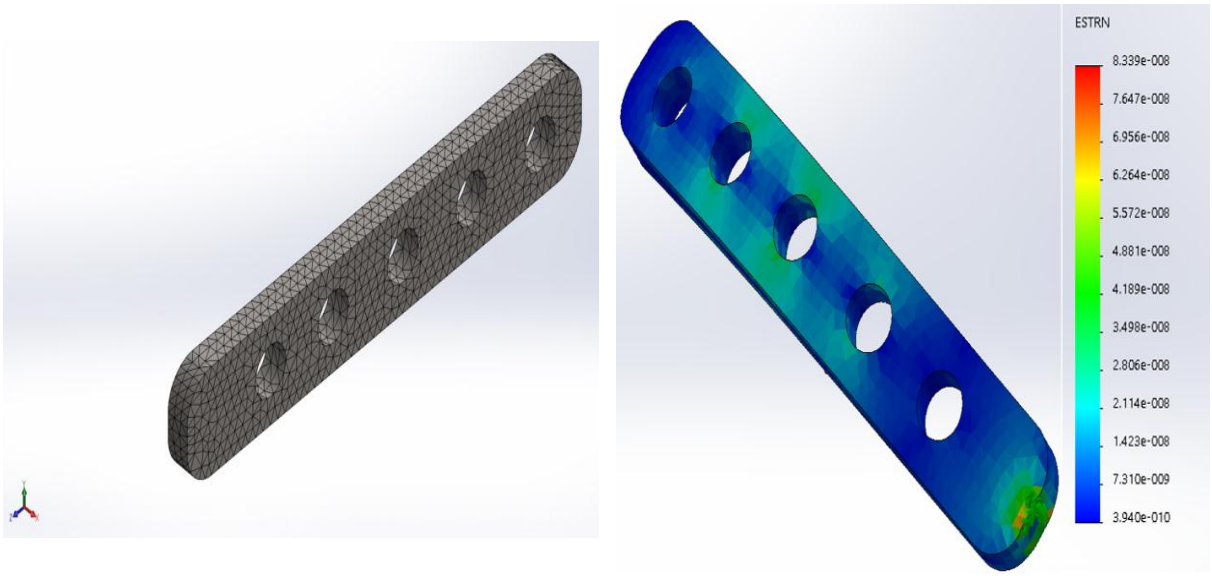
شکل۳- بررسی اعمال نیرو بر نمونه ی دیگری از فیکساتورها

نمودار به دست آمده از معیار وون مایسز در تحلیل های مکانیکی، در شکل۴ نشان داده شده است.



شکل۴- نمودار حاصل از تحلیل های مکانیکی

پس از تحلیل تنشهای حاصل از اعمال نیرو در فیکساتور در این بخش مقدار و نحوه تغییر شکل های ایجاد شده در آن مورد بررسی قرار می گیرد. بررسی تغییر شکل نشان می دهد که در کدام نواحی باید طراحی اصلاح شود تا در نتیجه بهترین طرح لازم را داشت (شکل۵). مد فرکانسی بر روی فیکساتور در جدول۲، نشان داده شده است.



شکل۵- تغییر شکل ناشی از اثر نیرو در فیکساتور

جدول۲- اعمال نیرو و بررسی فرکانس ناشی از نیروی وارده بر فیکساتور

مد فرکانسی	فرکانس(Hz)	سرعت زاویه‌ای Rad/sec	زمان(s)
۱	۴۶۶۶/۱	۲۹۳/۱۸	۰/۰۰۲۲
۲	۱۱۰۵۵	۶۹۴/۶۲	$۹/۰۵\times۱۰^{-۳}$
۳	۱۳۸۳۰	۸۶۸/۹۹	$۷/۲۴\times۱۰^{-۳}$
۴	۱۴۰۷۴	۸۸۴/۳۱	$۷/۱۱\times۱۰^{-۳}$
۵	۲۷۳۴۶	$۱/۷۲\times۱۰^{۲}$	$۳/۶۶\times۱۰^{-۳}$

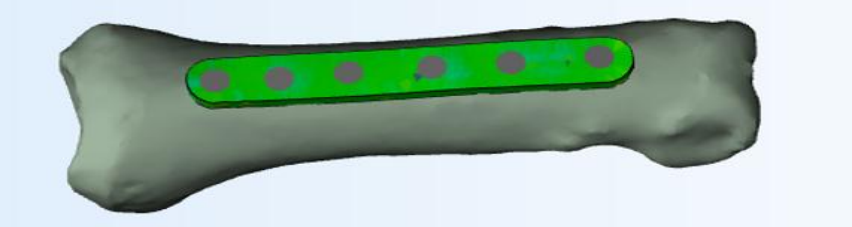
باتوجه به بررسی های انجام شده در پنج زمان مشخص، نیرو به فیکساتور وارد شده است و با استفاده از خواص متریال موجود تغییر شکل ناشی از آن نیز در جدول ۳ ارائه شده است.

جدول ۳- اعمال نیرو وبررسی فرکانس ناشی از نیروی وارده بر فیکساتور در جهت های مختلف

مد فرکانسی	فرکانس (Hz)	جهت Z	جهت Y	جهت X
۱	۴۶۶۶/۱	۰/۰۰۲	$۳/۲۵ \times ۱۰^{-۶}$	۰/۷۵
۲	۱۱۰۵۵	$۳/۴ \times ۱۰^{-۶}$	۰/۷۸	$۷/۴۶ \times ۱۰^{-۶}$
۳	۱۳۳۸۰	۰/۰۰۸	$۹/۸ \times ۱۰^{-۶}$	۰/۰۰۵
۴	۱۴۰۷۴	$۱/۶ \times ۱۰^{-۶}$	۰/۰۳	$۲/۵۲ \times ۱۰^{-۵}$
۵	۲۷۳۴۶	۰/۰۴۲	$۲/۶۷ \times ۱۰^{-۶}$	۰/۱۲

۲-۱- بررسی استخوان و فیکساتور در نرم افزار تریمتیک

پس از بررسی نتایج حاصل از فرکانس، با استفاده از نرم افزار میمیکس[۱]، استخوان مد نظر نیز جدا شده و به نرم افزار تری متیک انتقال داده شده است و فیکساتور روی استخوان اضافه شده است (شکل۶).



شکل۶- نمایش فیکساتور برروی استخوان در نرم افزار تری متیک

۲-۲- بررسی فیکساتور در روش تولید افزایشی

به منظور اصلاح عیوب احتمالی اولیه و همچنین افزایش دقت و کاهش هزینه ساخت، نمونه اولیه فیکساتور مورد نظر به روش تولید افزایشی و با استفاده از پرینتر سه بعدی ساخته شد که تصویر آن در شکل ۷ نشان داده شده است.

شکل۷- فیکساتور تولید شده به روش تولید افزایشی

۳- نتیجه گیری

با توجه به تحلیل های بدست آمده از نتایج نرم افزاری بررسی اثرات نیرو با معیار ون مایسز وتغییرات طول بدست آمده و همچنین تحلیل های فرکانسی، استفاده مناسب از مواد سازنده فیکساتورها و بهینه کردن آنها، از جمله آلیاژ تیتانیوم Ti-6Al-4V می توان به تولیدات با کیفیت و کارآیی بهتری دست یافت. همچنین به بیمار از نظر صرف وقت و هزینه کمک شایانی کرد. انتخاب مواد و شکل مناسب در طراحی فیکساتورها باعث می شود تا از شکستگی های بعدی داخل بدن جلوگیری شود. با توجه به شکستگی های مختلفی که وجود دارد انتخاب مواد و آلیاژ مناسب پایه تیتانیوم این امکان را فراهم می کند که در شکستگی های استخوان، از صرف وقت و هزینه اضافی جلوگیری شود و برای هر قسمت و متناسب با هر شکستگی یک فیکساتور با خواص و عملکرد مناسب را تهیه نمود.

۴- پیشنهادات برای تحقیقات آینده

یکی از پژوهش های مهم آینده بررسی اثرات تعاملی بین فیکساتور و بافت استخوانی با استفاده از دینامیک مولکولی می باشد. به این صورت که اثرات گرمایی متقابل که دو بافت دارند می تواند مورد بررسی و تحلیل قرار گیرد. همچنین ایجاد یک نمونه فیکساتور

[۱] Mimics Research 20.0

جدید به همراه پیچ های ارتوپدی به همراه پردازش تصاویر رادیولوژی و سی تی اسکن، بررسی نرم افزاری آلیاژهای جدید و فرآیند های ماشین کاری، کمک شایانی به تولید نمونه های بهینه سازی شده فیکساتور می نماید.

۵- مراجع و منابع

1. Robert W. Bucholz. Rockwood and Green's Fractures in Adults, 7th ed. Lippincott, Williams &Wilkins, 2010; PP: 1928-1929.

2. Michael S. Sirkin. Plating of Tibial Pilon Fractures. Am J Orthop 2007; 36: 13-17.

3. Stephen C. Cowin, "Bone Mechanics Hand Book", CRC Press LLC, 2001.

4. Clifford R. Wheeless,III, MD., "Theory of Dynamic Compression Plates", Wheeless' Textbook of Orthopaedics, Wednesday, June 13.

5. Yuan H, Acklin Y, Varga P, Gueorguiev B, Windolf M, Epari D, et al. A cadaveric biomechanical study comparing the ease of femoral nail inserron: 1.0- vs 1.5- m bow designs. Arch Orthop Trauma Surg. 2017;137(5):663-71.

6. http://www.rad. washington.edu/academics/ academic-sections/msk/teaching materials/ online-musculoskeletal radiology-book/orthopedic hardware.

7. Robert W.Bucholz, Charles M.Court -Brown,James D. Heckman, Paul Tornetta," Rockwood and Green's Fractures in Adults", Wolters Kluwer, volume1,2010.

8. Vecsei V, Hajdu S, Negrin LL. Intramedullary nailing in fracture treatment: history, science and Kuntscher's revolutionary influence in Vienna, Austria. Injury. 2011;42 Suppl 4: S1-5.

9. Takao Hanawa, "Research and development of metals for medical devices based on clinical needs", National Institute for Materials Science, volume 13, 18 October 2012.

10. Panagiotis K, Kosmas S, Gregory M, Marios V, Alexandros M, Theodore X. Long-term results of various therapy concepts in severe pilon fractures. Archives of Orthopedic and Trauma Surgery 2007; 10.

11. Cheng W, Ying Li, Lei H, Manyi W. Comparison of two-staged ORIF and limited internal fixation with external fixator for closed tibial plafond fractures. Archives of Orthopedic and Trauma Surgery 2010.

12. Choe, H.-C., et al "Mechanical properties and corrosion resistance of low rigidity quaternary titanium alloy for biomedical applications", Transactions of Nonferrous Metals Society of China., Vol.19, pp. 862-865, 2009.

13. Persenot, T., Martin, G., Dendievel, R., Buffiére, J. Y., Maire, E. (2018) Enhancing the tensile properties of EBM as-built thin parts: Effect of HIP and chemical etching. Materials Characterization.

14. M. Niinomi, "Mechanical properties of biomedical titanium alloys", Department of Production Systems Engineering, Toyohashi Uni6ersity of Technology, 1 -1 Hibarigaoka, Tempakucho, Toyohashi 441, Japan. Materials Science and Engineering A243 (1998).

15. B. D. Ratner, A. S. Hoffman, F. J. Schoen, J. E. Lemons, "An Introduction to Materials in Medicine", Biomaterials Science, Third edition 2013, Elsevier.

16. M. Lomg, H.J. Rack, Biomaterials 19 (1998) 1621.

17. B. Sepehri, M. Rameshi, Effect of placement and material properties of tibial plate on stress pattern at fractured site Modares Mechanical Engineering, Vol.14, No.11, pp.151-165,2014.

فهرست نمادهای انگلیسی

m: متر

J: ژول

N: نیوتون

Mpa: مگا پاسکال

K: کلوین

W: وات

Deg: درجه

Rad : رادیان

Sec: ثانیه

Kg: کیلو گرم

Hertz: فرکانس