مجله مهندسی مکانیک مدرس، بهمن 1393، دوره 14، شماره 11، ص‌ص 159-165

ماهنامه علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

بررسی تأثیر نحوهٔ جایگذاری و جنس پلاک تیبیا بر الگوی تنش در ناحیه شکستگی

بهروز سپهری[1*]، مرتضی رامشی[2]

1- استادیار، گروه مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، مشهد

2- دانش آموخته کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، مشهد

* مشهد، صندوق پستی 9178615649، b_sepehr@mshdiau.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 28 دی 1392

پذیرش: 03 اردیبهشت 1393

ارائه در سایت: 08 مهر 1393

کلید واژگان:

ترمیم استخوان

استرس شیلدینگ

پلاک ارتوپدی

پلاک با سختی مدرج

روش اجزاء محدود

چکیده

پلاک‌های ارتوپدی از ابزارهای پرکاربرد در فرایند درمان شکستگی‌های استخوانی می‌باشند. با این حال استفاده از این پلاک‌ها به علت تغییراتی که در الگوی طبیعی انتقال تنش ایجاد می‌نماید، موجب کاهش دانسیته استخوان در دراز مدت می‌شود. هدف از این تحقیق ارائه نوع جدیدی از پلاک با سختی مدرج از نظر توزیع تنش است. در کار حاضر، مدل‌های المان محدود سه بعدی پلاک با سختی مدرج و پلاک‌های رایج تیتانیومی و فولادی زنگ‌نزن با استفاده از نرم‌افزار آباکوس مورد تحلیل قرار گرفته است. تأثیر عدم تماس بین پلاک و استخوان بر روی میزان تنش در استخوان نیز مورد بررسی قرار گرفته است. بدین منظور از یک مدل سه بعدی واقعی استخوان که با استفاده از تصاویر سی‌تی‌اسکن پای چپ انسان بدست آمده، استفاده شده است. نتایج بیانگر آن بود که استفاده از پلاک با سختی مدرج منجر به کاهش استرس شیلدینگ در استخوان و باعث اعمال تنش فشاری بیشتری در استخوان شده که این امر منجر به تسریع در روند معالجه در مقایسه با پلاک‌های تیتانیومی و فولادی زنگ‌نزن خواهد شد. نتایج این تحقیق همچنین نشان داد که استفاده از پلاک‌های بدون تماس، محیط مکانیکی مساعدی به منظور ترمیم شکستگی فراهم می‌کند.

Effect of placement and material properties of tibial plate on stress pattern at fractured site

Behrooz Sepehri*, Morteza Rameshi

Department of Mechanical Engineering, Mashhad Branch, Islamic Azad University, Mashhad, Iran
* P.O.B. 9178615649 Mashhad, Iran, b_sepehr@mshdiau.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 18 January 2014
Accepted 23 April 2014
Available Online 30 September 2014

Keywords:
Bone Healing
Stress Shielding
Orthopedic Plate
Stiffness Graded Plate
FEM

ABSTRACT

Orthopedic plates are currently used in bone healing process. However they cause density loss because of the change in natural stress patterns. The aim of this study was to evaluate a newly developed bone plate using functional graded material in term of stress pattern. In the present study, 3D finite element models of tibial bone plate with variable stiffness of a graded material and traditional bone plates made of stainless steel and Ti alloy have been developed by using the ABAQUS software. Effects on the predicted stresses at the fracture site in the presence of a distance between the plate and fractured bone were also studied. For this purpose, a 3D model of tibia was created with the exact geometry of the real bone geometry by using CT scan images of a human left leg. Results showed that the bone plate with graded material offers less stress-shielding to the bone, providing a higher compressive stress at bone to induce accelerated healing in comparison with Ti alloy and stainless-steel bone plate. Results also showed that the use of non-contact plates provide a favorable mechanical environment for the following fracture healing.

1- مقدمه

شکستگی استخوان تیبیا از رایج‌ترین شکستگی‌های ناشی از ترومای شهری است که اغلب به دنبال تصادف با وسایل نقلیه موتوری رخ می‌دهد [1،2]. برای معالجه این نوع شکستگی‌ها معمولاً از روش ثابت کردن عضو شکسته به وسیله پیچ و پلاک استفاده می‌شود. نقش پلاک و پیچ‌ها، ثابت نگه‌داشتن قسمت‌های شکسته، بدون ایجاد تنش کششی در سطح ناحیه شکست و ایجاد مقداری تنش فشاری در ناحیه شکستگی به منظور شتاب دادن به روند جوش خوردن است [3،4].

روش فیکساتور داخلی[1] پیچ و پلاک با پیدایش مواد جدیدی همچون کبالت، کرومیوم، تیتانیوم و مواد کامپوزیتی بهبود یافته است. اگرچه استئوپروسیز[2] استخوان و شکست مجدد استخوان بعد از برداشتن پلاک همچنان مشاهده می‌شود [1،5،6]. دو تئوری اصلی برای تشریح علت تحلیل استخوان بر اثر بکارگیری پلاک بیان شده است. تئوری اول بیانگر آن است که به دلیل تماس مستقیم پلاک با استخوان زیرین آن، که منجر به آسیب رگ-های خونی و عدم خون‌رسانی کافی به این قسمت از استخوان می‌شود، منجر به مرگ استخوان‌های زیرین پلاک در دراز مدت می‌شود. به منظور رفع آسیب دیدگی رگ‌های خونی استخوان، از پلاک‌های کم تماس وپلاک‌های فشاری قفل‌شونده (LCP) استفاده می‌شود و یا مواد بیوجذب بین پلاک و استخوان قرار می‌گیرد [3،4].

1- Internal Fixator

2- Osteoporosis

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

Please cite this article using:

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 (In Persian)

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-20]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1393.14.11.17.6]

شکل 1 مدل ابر نقاط تیبیا

شکل 2 مدل هندسی تیبیا در آباکوس

جدول 1 خواص مکانیکی اجزاء مدل [9، 11-13].

جزء ماده	مدول الاستیسیته E (GPa)	نسبت پواسون (υ)
استخوان کرتیکال	(E_{11}=12 (شعاعی	υ_{12}=0.376
	(E_{22}=13.4 (عرضی	υ_{13}=0.222
	(E_{33}=20 (طولی	υ_{23}=0.235
کالوس	(E=0.02 (1%ترمیم	υ=0.3
	(E=10 (50%ترمیم	
	(E=15 (75%ترمیم	
پلاک با آلیاژ تیتانیوم	E=110	υ=0.3
پلاک فولادی زنگ‌نزن	E=210	υ=0.3
پلاک با سختی مدرج	تغییرات خطی از 20 تا 110	υ=0.3

تئوری دوم بیانگر آن است که استفاده از پلاک‌های صلب برای ثابت کردن استخوان شکسته منجر به ایجاد استرس شیلدینگ[1] می‌شود. مدول الاستیسیته بالای پلاک باعث می‌شود که تقریباً کل بار به وسیله پلاک صلب به جای استخوان شکسته تحمل شود، که این منجر به استرس شیلدینگ در استخوان می‌شود. مطالعات قبلی بیانگر آن است که دانسیته استخوان زنده همیشه به وسیله وضعیت تنشی اعمال شده به آن کنترل می‌شود. از این‌رو استفاده از یک پلاک با یک مدول بالا برای ثابت کردن استخوان شکسته منجر به کاهش دانسیته و استئوپروسیز به عنوان یک اثر دراز مدت می‌شود. این مشکل می‌تواند با کاهش سختی پلاک استخوان رفع شود [3].

از این‌رو معرفی یک فیکساتور جدید که هر دو اثر استرس شیلدینگ و آسیب مردگی استخوان‌های زیر پلاک صلب را همزمان کاهش دهد ضروری است. مطالعات حاکی از آن است که دو روش اصلی برای کاهش استرس شیلدینگ و کاهش آسیب رگ‌های خونی در استخوان شکسته وجود دارد. اولین روش، اصلاح جنس پلاک و دومین روش کاهش تماس بین استخوان و پلاک می‌باشد [7،8]. کارهای خیلی کمی بر روی نتایج ترکیب این دو پارامتر بر روی استرس شیلدینگ در استخوان شکسته صورت گرفته است و امکان تحقیق بیشتر در این زمینه وجود دارد.

در سال‌های اخیر مطالعات زیادی بر روی مدل‌های المان محدود سیستم پیچ و پلاک به منظور معالجه استخوان شکسته صورت گرفته است. به دلیل هندسه پیچیده استخوان تیبیا، در اکثر تحقیقات هندسه تیبیا به شکل یک استوانه ساده‌سازی شده است که این خود منجر به کاهش دقت نتایج می‌شود [1،4،8].

هدف اصلی این پژوهش بکارگیری سیستم جدیدی از پلاک‌گذاری تیبیا است که در آن تیبیا و پلاک دارای هندسه واقعی می‌باشند. همچنین تأثیر جنس پلاک و عدم تماس بین پلاک استخوانی و استخوان تیبیا بر روی تنش وون میسز در ناحیه شکست و در استخوان زیر پلاک، تحت بارگذاری فشاری مورد بررسی قرارگرفته است.

1- Stress Shielding

2- روش و مدل‌سازی

2-1- مدل‌سازی استخوان تیبیا

به منظور داشتن نتایج قابل اطمینان و با دقت بالا، از هندسه سه بعدی واقعی استخوان تیبیا در مدل‌سازی استفاده شد. بدین منظور از تصاویر سی‌تی اسکن استخوان پای چپ یک مرد 36 ساله که بدور از هرگونه عارضه اسکلتی است، استفاده شد. برای ویرایش تصاویر از نرم‌افزار میمیکس[2] نسخه 10.01 استفاده شده است. با استفاده از این نرم‌افزار هندسه تیبیا از فیبولا و فمور و استخوان‌های مچ پا جدا گردیده است. از قابلیت‌های دیگر این نرم‌افزار، توانایی تشخیص دانسیته بافت‌ها می‌باشد. از آنجا که دانسیته و مدول الاستیسته استخوان اسفنجی[3] نسبت به استخوان کورتیکال[4] به مراتب کمتر می‌باشد، قسمت اسفنجی در مدل‌سازی نادیده گرفته شده و تنها قسمت کورتیکال لحاظ شده است.

پس از اصلاح تصاویر در نرم‌افزار میمیکس، مدل خروجی از آن بصورت ابرنقاط با فرمت txt متشکل از 57392 نقطه وارد نرم‌افزار سالیدورکس[5] 2012 گردیده است (شکل 1). در این نرم‌افزار، با استفاده از قرارگیری مش‌هایی در محل نقاط، اقدام به ایجاد سطوحی پیوسته شد. در این قسمت مدل جامد بدست آمده تحت فرمت پاراسالید[6] ذخیره شد. جهت انجام تحلیل‌ها، این مدل سه بعدی وارد نرم‌افزار آباکوس[7] نسخه 6-11-1 گردید (شکل 2).

پیش از انجام تحلیل‌ها بر روی استخوان، بایستی نسبت به پاسخ مکانیکی مدل تحت بارگذاری‌ها در مقایسه با استخوان واقعی اطمینان حاصل کرد. جنس استخوان بصورت ناهمسانگرد لحاظ گردید(جدول 1) و از 78712 المان تتراهدرال بمنظور مش بندی مدل تیبیا استفاده شد [9].

بمنظور بررسی پاسخ مکانیکی مدل و مقایسه آن با استخوان واقعی، مدل تحت شرایط بارگذاری اعمال شده توسط کریستوفولینی و ویسکونتی که بر روی استخوان واقعی و کامپوزیتی تیبیا اعمال کرده‌اند، قرارگرفت [10]. بدین منظور مدل تحت بارگذاری چهار نقطه خمشی به میزان بار 500N با سرعت 0/05m/s تا رسیدن به تغییر شکل 0/5mm قرار گرفت. همچنین مدل تحت گشتاور با سرعت 0/2Nm/s تا رسیدن به پیچش 5° با جهت چرخش به سمت داخل زانو، قرارگرفت. سپس سختی خمشی و پیچشی مدل جهت مقایسه با مدل استخوان واقعی محاسبه شد.

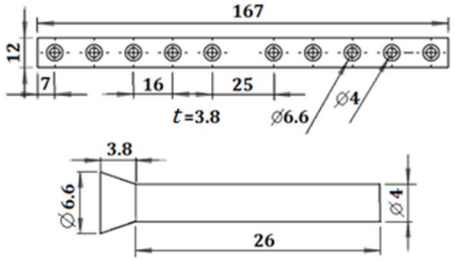
2-2- شرایط و روش کار

یک شکستگی عرضی به ضخامت یک میلی‌متر در قسمت وسط تیبیا اعمال شد. مادهٔ پرکننده ناحیه شکست استخوان (کالوس) به صورت ایزوتروپیک و همگن فرض شد که دارای مدول الاستیسیته متغییری برحسب مدت زمان بعد از معالجه بود. کالوس دارای مدول الاستیسیته 0/2GPa در شروع معالجه (1% ازمعالجه، در هفته اول)، 10GPa در 50% از معالجه (هفته سوم) و 15GPa در 75% از معالجه (هفته ششم) بود [12،13] (جدول 1).

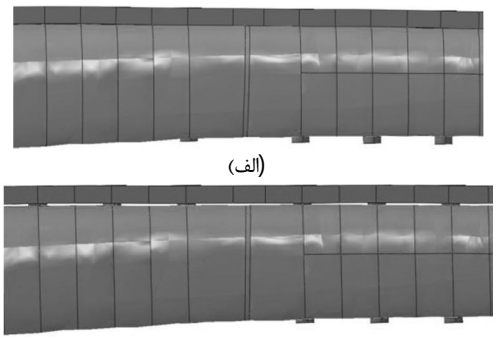
در تحقیق حاضر سه ماده متفاوت به عنوان جنس پلاک ارتوپدی در نظر گرفته شد: الف) آلیاژ تیتانیوم با مدول یکنواخت 110GPa و نسبت پواسون 0/3 ب) فولاد زنگ‌نزن با مدول یکنواخت 210GPa و نسبت پواسون 0/3 ج) ماده با سختی مدرج[8] [12] با محدوده مدول الاستیسیته متغیر از 20GPa تا 110GPa که دارای نسبت پواسون 0/3 بود [11].

2-Mimics
3- Spongy bone
4- Cortical bone
5-Solid works
6-Para-solid
7-Abaqus
8- Stiffness Graded Material

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-20]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1393.14.11.17.6]



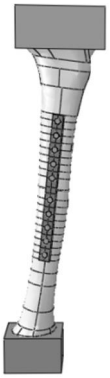
شکل 3 هندسه پیچ و پلاک مورد استفاده در تحقیق به همراه ابعاد بر حسب میلی‌متر



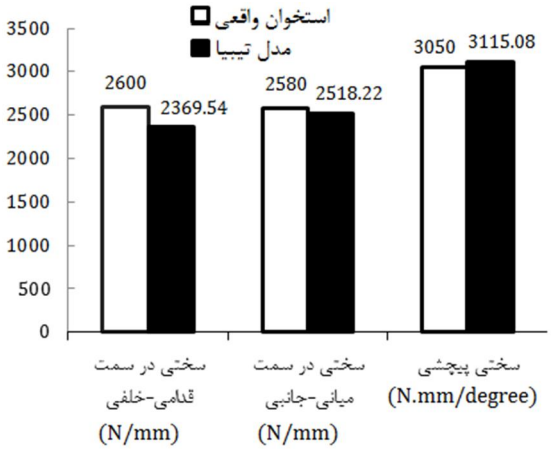
(الف)

(ب)

شکل 4 مجموعه پلاک و تیبیا الف) تماسی ب) بدون تماس



شکل 5 مجموعه سیستم پلاک‌گذاری تیبیا



شکل 6 مقایسه سختی مدل تیبیا مورد استفاده در این پژوهش با سختی استخوان واقعی در پژوهش کریستوفولینی و ویسکونتی

مقادیر مدول یانگ برای سمتی از پلاک که در تماس با استخوان بود 20GPa فرض شد که مشابه استخوان است و این مقدار به طور خطی تا 110GPa در سطح خارجی پلاک افزایش یافت که مشابه مدول تیتانیوم است (جدول 1). سختی از حاصل‌ضرب ممان اینرسی در مدول الاستیسیته بدست می‌آید، چون هندسه پلاک ثابت بود، در تعریف سختی تنها تغییرات مدول الاستیسیته لحاظ شد [12].

پلاک دارای 167 میلی‌متر طول، 12 میلی‌متر عرض و 3/8 میلی‌متر ضخامت بود. پلاک توسط 10 عدد پیچ که دارای طول 26 میلی‌متر و قطر 4 میلی‌متر بود، به استخوان متصل شد. قطر قسمت گل پیچ 6/6 میلی‌متر بود و با هندسه گل پیچ ایجاد شده در سمت پلاک یکسان بود و بر روی هم منطبق می‌شدند (شکل 3). جنس پیچ‌ها در هر وضعیت مشابه جنس پلاک بود و در حالت مواد مدرج جنس آن‌ها از آلیاژ تیتانیوم بود.

هندسه‌ی پیچ‌ها و پلاک توسط نرم‌افزار آباکوس نسخه 6-11-1 ایجاد شد و از المان‌های تتراهدرال به منظور مش‌بندی پلاک و پیچ استفاده شد.

پلاک و استخوان تحت دو وضعیت تماسی و بدون تماس(شکل4)، به یکدیگر متصل شدند. در حالت تماسی، استخوان و پلاک با یکدیگر در تماس دائم بودند. در حالت بدون تماس با توجه به ناحیه قرارگیری پلاک، معمولاً بین 0/5 میلی‌متر تا سه میلی‌متر فاصله بین پلاک و استخوان با توجه به کاتالوگ شرکت‌های سازنده پلاک‌های بدون تماسی لحاظ می‌شود که در کار حاضر با توجه به ناحیه قرارگیری پلاک،0/5 میلی‌متر فاصله بین پلاک و استخوان لحاظ شد. نوع تماس بین پلاک، استخوان و پیچ‌ها در آنالیز المان محدود به صورت تماس سطح به سطح و با ضریب اصطکاک 0/4 به استناد تحقیق انزلر و پرن، لحاظ شد [14]. با توجه به حرکت بسیار محدود بین پلاک و استخوان، میزان تأثیر ضریب اصطکاک بر روی نتایج خروجی بسیار ناچیز است.

مهم‌ترین باری که بر روی استخوان تیبیا اعمال می‌شود، بار فشاری است که به سبب وزن بیمار در حالی که ایستاده است بر روی تیبیا اعمال می‌شود. میزان نیروی ایجاد شده در اثر وزن بیمار بر روی استخوان تیبیا 784 نیوتن لحاظ شد و بر روی قالب مکعبی سمت زانو اعمال شد [11]. به منظور فراهم نمودن امکان اعمال بار فشاری بر روی استخوان تیبیا از دو مکعب صلب که استخوان تیبیا در دو انتها در داخل آنها قرار می‌گیرد، استفاده شده است. در سمتی از دو مکعب که در تماس با تیبیا می‌باشند، هندسه آن کاملاً یکسان با قسمت‌های انتهایی استخوان تیبیا لحاظ شده است (شکل 5). در کار حاضر، اثر ممان خمشی نادیده گرفته شد.

3- بحث و نتیجه‌گیری

3-1- اعتبارسنجی پاسخ مکانیکی مدل تیبیا

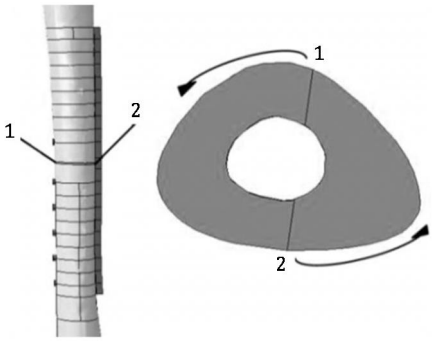
سختی خمشی در دو سمت، قدامی-خلفی و میانی-جانبی به ترتیب، 2369/54 N/mm و 2518/22N/mm بدست آمد. همچنین میزان سختی پیچشی 3115N.mm/degree بدست آمد.

بمنظور بررسی پاسخ مکانیکی مدل، سختی مدل با سختی استخوان تیبیای واقعی بدست آمده توسط کریستوفولینی و ویسکونتی مورد مقایسه قرار گرفته است [10] (شکل 6). مقایسه نتایج، میانگین 5% خطا را بین استخوان واقعی و مدل المان محدود نشان می‌دهد .

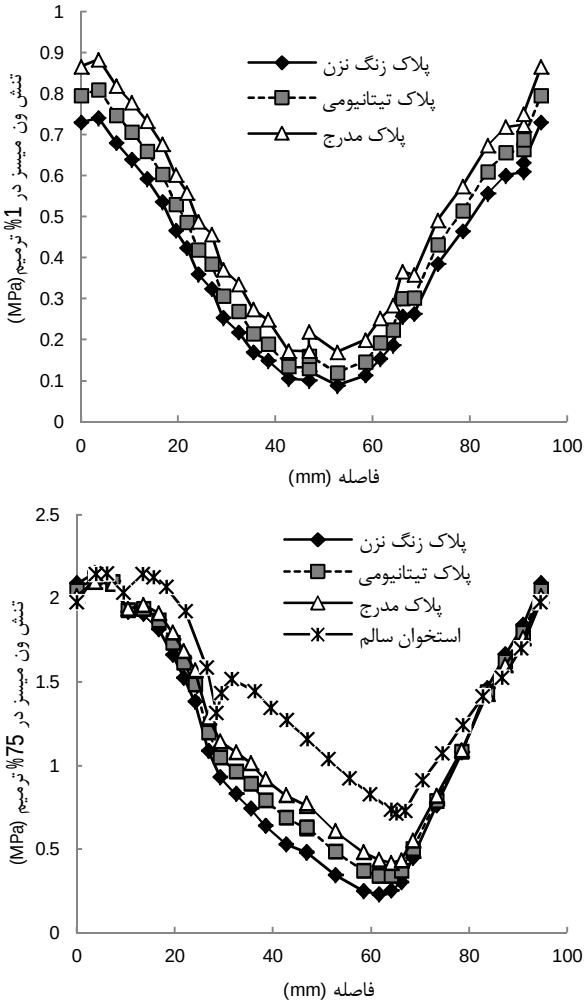
3-2- مقایسه میزان تنش در ناحیه شکستگی در وضعیت تماسی

بمنظور بررسی میزان تنش فشاری ناشی از وزن بیمار در حالت تماسی، گره‌های المان محدود در لبه بیرون ناحیه شکستگی (شکل 7)، در نظر گرفته شد. میزان تنش فشاری محوری در این گره‌ها گرداگرد ناحیه شکستگی، برای هر سه نوع پلاک از نقطه 1 تا نقطه 2 و از نقطه 2 تا نقطه 1 برای زمان‌های متفاوت از معالجه بدست آمد (شکل 8).

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-20]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1393.14.11.17.6]



شکل 7 ناحیه و مسیر گره‌ها جهت بررسی مقادیر تنش در محل شکستگی



شکل 8 مقادیر تنش در ناحیه شکستگی برای انواع پلاک‌های تماسی در زمان‌های متفاوت بعد از معالجه

با مقایسه تنش‌ها در گره‌ها مشاهده شد (شکل 8) که در 1% از معالجه به دلیل پایین بودن مدول الاستیسیته کالوس، تار خنثی به سمت پلاک نزدیک بوده و میزان تنش بوجود آمده در این ناحیه بسیار پایین و بیشترین احتمال ایجاد استرس شیلدینگ برای هر سه نوع پلاک در این مرحله وجود داشته است. با مقایسه حالت‌های پلاک‌گذاری با یکدیگر مشاهده شد که پلاک تیتامیومی نسبت به پلاک فولادی زنگ‌نزن و پلاک مدرج نسبت به پلاک تیتانیومی، منجر به ایجاد مقادیر بیشتری از تنش‌ها در تمام گره‌ها شده‌اند (شکل 8).

در 75% از دوره معالجه، با افزایش مدول کالوس، تار خنثی به سمت مرکز استخوان نزدیک شده و مقادیر تنش در گره‌ها افزایش یافته است که منجر به کاهش احتمال استرس شیلدینگ خواهد شد. همان‌طور که مشاهده شد، در حالت پلاک با سختی مدرج تقریباً در بیشتر نواحی دارای مقادیر تنش بزرگ‌تری نسبت به دیگر پلاک‌ها بوده است. به علت سختی کمتر مواد مدرج نسبت به تیتانیوم و فولاد زنگ‌نزن، باعث شده است تا تار خنثی به سمت استخوان نزدیک‌تر شده و این مسأله منجر به تحمل بار بیشتر و به تبع آن ایجاد تنش بیشتر در استخوان شکسته در حین این وضعیت شود و بیشترین تشابه توزیع تنش در ناحیه شکستگی با استخوان واقعی در این وضعیت مشاهده می‌شود (شکل 8) [12].

در مقایسه مقادیر تنش‌ها در 1% ترمیم در ناحیه شکستگی در مقایسه با 75% ترمیم مشاهده می‌شود که میزان تأثیر جنس پلاک بر روی تنش‌های بوجود آمده در ناحیه شکستگی کاهش یافته است؛ بطوری که در برخی نواحی، میزان تنش در هر سه نوع پلاک یکسان می‌باشد. این امر به دلیل افزایش مدول الاستیسیته در ناحیه شکستگی و کاهش تأثیر ممان خمشی در این ناحیه می‌باشد.

در استخوان شکسته ثابت شده با پلاک، هنگامی که قسمت بیشتر بارگذاری توسط پلاک به عوض استخوان تحمل می‌شود، کرنش در استخوان ایجاد نمی‌شود. تشکیل کالوس و ایجاد استخوان در نبود کرنش در استخوان شکسته، مختل می‌شود. فقدان کرنش در استخوان منجر به کاهش دانسیته کل استخوان بصورت یک اثر طویل‌المدت خواهد شد. بر طبق نتایج بدست آمده، پلاک با مواد مدرج با ایجاد تنش و کرنش بیشتر در ناحیه شکستگی، بمنظور تشکیل کالوس و ترمیم استخوان در مقایسه با پلاک از جنس فولاد زنگ‌نزن و تیتانیوم، مناسب‌تر است و منجر به کاهش استرس شیلدینگ خصوصاً در ابتدای روند معالجه خواهد گردید. مشابه این نتایج توسط بنلی [11] در هنگام بکارگیری یک نوع پلاک خاص که دارای مدول الاستیسیته پایینی است و توسط گانیش [12] در هنگام استفاده از پلاک با سختی مدرج، بدست آمده است. برای اطمینان از نتایج و روند حل مسأله تحت شرایط جدید، مسأله بنلی مجدداً حل شد و نتایج یکسانی بدست آمد.

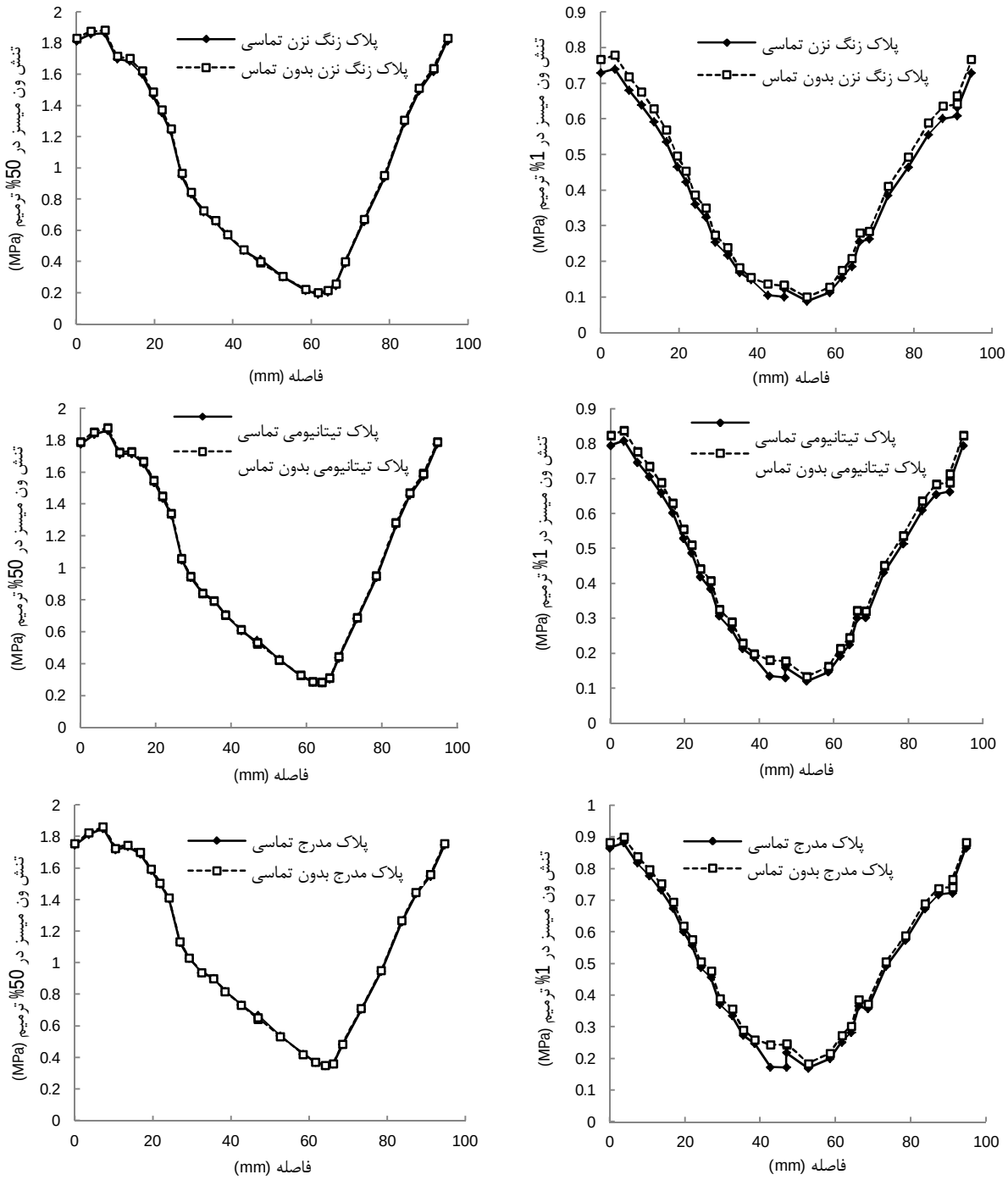
3-3- تأثیر عدم تماس بین پلاک و استخوان بر روی تنش در ناحیه شکستگی

تأثیر تماس یا عدم تماس بین پلاک و استخوان بر روی میزان تنش وون میسز در ناحیه شکست (شکل 7) در 1% و 50% از معالجه مورد بررسی قرار گرفت (شکل 9). نتایج بیانگر آن بود که در 1% از دوره معالجه، وجود فاصله بین پلاک و استخوان برای هر سه نوع پلاک منجر به ایجاد تنش فشاری بیشتری در مقایسه با حالت تماسی در ناحیه شکست شده است. این افزایش تنش متناسب با افزایش ممان خمشی به علت انحراف پلاک ناشی از وجود فاصله بین پلاک و استخوان است.

مشابه این نتایج نیز توسط فن [13] در استفاده از یک ماده تجزیه‌پذیر بین پلاک و استخوان که منجر به کاهش تماس بین آن‌ها شده، بدست آمده است. نتایج فن بیانگر آن بود که استفاده از یک ماده تجزیه‌پذیر بین پلاک و استخوان منجر به افزایش تنش در ناحیه شکست شده است.

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که در 50% از دوره معالجه به دلیل افزایش مدول کالوس و کاهش تأثیر ممان خمشی، تأثیر جنس پلاک بر روی میزان تنش در ناحیه شکست کاهش یافته است و در حالت پلاک با سختی مدرج در مقایسه با دو نوع پلاک گذاری دیگر، تنها به میزان اندکی در بعضی از گره‌ها، سطح تنش اعمالی افزایش داشته است (شکل 9).

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-20]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1393.14.11.17.6]



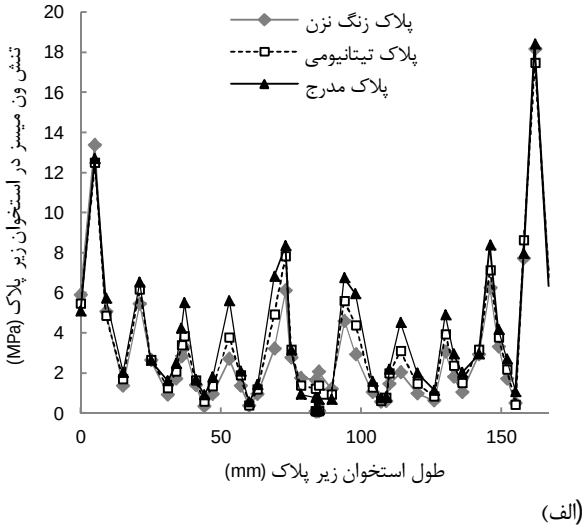
شکل 9 مقایسه تغییرات تنش در حالت پلاک‌گذاری تماسی و بدون تماس در ناحیه شکستگی در 1% و 50% معالجه

در مجموع در 1% و 50% دوره ترمیم مقادیر تنش برای پلاک با سختی مدرج در مقایسه با پلاک تیتانیومی و پلاک فولادی زنگ‌نزن به علت مدول الاستیسیته کمتر و انعطاف بیشتر، در هر دو حالت تماسی و بدون تماس افزایش یافته است که در نتیجه منجر به کاهش استرس شیلدینگ در این وضعیت نسبت به دو نوع پلاک دیگر خواهد شد. در 75% معالجه تأثیر تماس یا عدم تماس به مراتب کاهش داشته است و در هر سه سیستم پلاک‌گذاری، تقریبا میزان تنش در حالت تماسی و بدون تماس، یکسان است. از طرف دیگر، عدم تماس بین پلاک و استخوان منجر به جلوگیری از آسیب سیستم خون‌رسانی استخوان، در سمت زیر پلاک می‌شود که می‌توان گفت مهم‌ترین مزیت پلاک‌های بدون تماسی است.

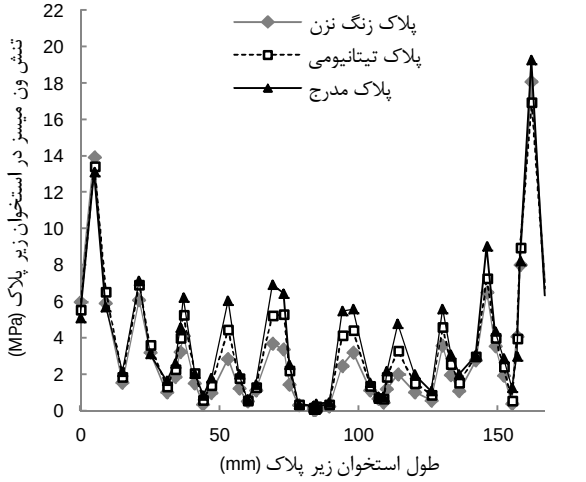
3-4- مقادیر تنش وون میسز در استخوان زیر پلاک

مقادیر تنش وون میسز در ناحیه استخوان زیر پلاک در دو حالت تماسی و بدون تماس در 1% معالجه بررسی شد (شکل 10). نتایج بیانگر آن بود که در هنگام بکارگیری پلاک با سختی مدرج نسبت به پلاک‌های تیتانیومی و فولادی زنگ‌نزن در هر دو وضعیت تماسی و بدون تماس، تنش بیشتری به میزان 1-3MPa در استخوان زیر پلاک بدست آمده است. همچنین میزان تنش بدست آمده در حالت بکارگیری پلاک تیتانیومی نسبت به حالت پلاک فولادی زنگ‌نزن بیشتر بوده است. این مسأله به علت مدول الاستیسیته کمتر پلاک مدرج نسبت به دو پلاک دیگر و پلاک تیتانیوم نسبت به پلاک فولادی زنگ‌نزن می‌باشد.

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-20]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1393.14.11.17.6]



(الف)



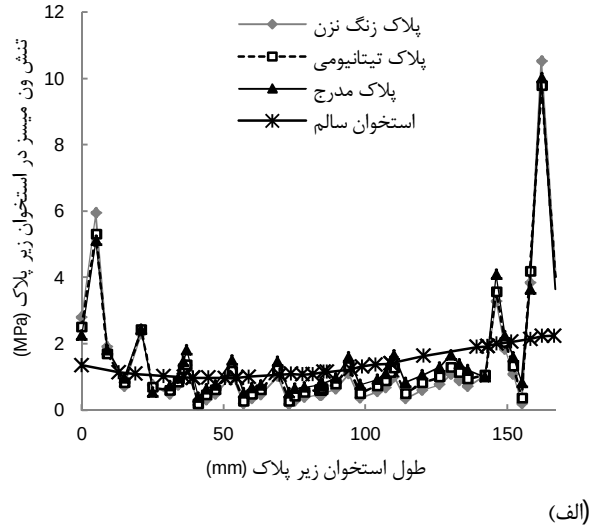
(ب)

شکل 10 مقادیر تنش وون میسز در 1% از معالجه در ناحیه استخوان زیر پلاک در دو حالت الف) تماسی و ب) بدون تماس

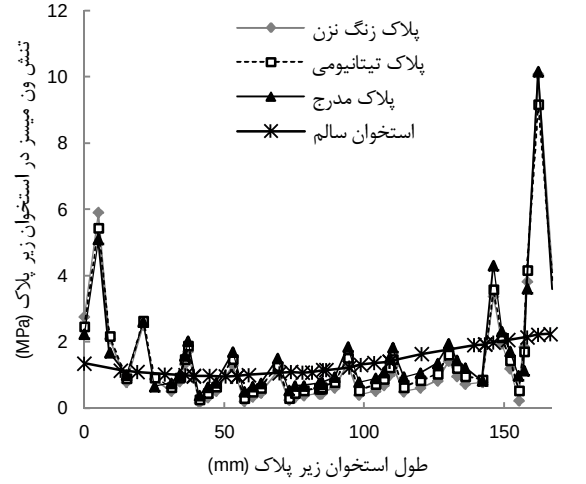
در حالت مواد مدرج بدون تماس میزان تنش در اکثر نواحی، به جز در ناحیه دو پیچ اطراف محل شکست، نسبت به حالت تماسی، به میزان 0/5-1MPa برای هر سه نوع پلاک بیشتر بدست آمده است.

در 75% معالجه به دلیل افزایش مدول الاستیسیته کالوس، تغییرات تنش برای هر سه نوع پلاک و هر دو حالت تماسی و بدون تماس، کاهش یافته است (شکل 11). با این وجود میزان تنش در هنگام بکارگیری پلاک با سختی مدرج نسبت به دو نوع دیگر، به جز در ناحیه دو پیچ ابتدایی و انتهایی، به میزان اندکی (0/1-0/3 MPa) افزایش یافته است. میزان تنش در حالت بدون تماس نسبت به حالت تماسی نیز دارای افزایشی اندک بوده است.

مقایسه نتایج حاکی از آن است که برای تمام وضعیت‌ها، میزان تنش در محدودهٔ سوراخ پیچ‌های بر روی استخوان، خصوصاً در دو پیچ ابتدایی و انتهایی، به میزان قابل توجهی نسبت به دیگر نواحی بیشتر است (شکل‌های 10 و 11). این سطح بالای تنش اعمالی، منجر به تشکیل استخوان در این نواحی و جلوگیری از استرس شیلدینگ و شل شدن پیچ‌ها می‌شود [8]. همچنین در هنگام بکارگیری پلاک با سختی مدرج نسبت به دیگر انواع پلاک برای تمام وضعیت‌ها و در تمام نواحی (به جز در برخی نواحی)، میزان تنش به میزان قابل ملاحظه‌ای افزایش یافته است. که این امر بیانگر آن است که بکارگیری پلاک با مواد مدرج منجر به کاهش احتمال استرس شیلدینگ



(الف)



(ب)

شکل 11 مقادیر تنش وون میسز در 75% از معالجه در ناحیه استخوان زیر پلاک در دو حالت الف) تماسی و ب) بدون تماس

نسبت به دیگر پلاک‌ها خواهد شد. مشابه این نتایج توسط راماکریشنا [8] نیز بدست آمد. در تحقیق مذکور مقادیر ماکزیمم تنش‌ها در اطراف سوراخ پیچ-های استخوان در حالت پلاک با سختی مدرج نسبت به پلاک فولادی زنگ‌نزن بیشتر بوده است.

در بررسی وضعیت تماسی و بدون تماس پلاک‌ها مشاهده می‌شود (شکل‌های 10 و 11) که مقادیر تنش در حالت بدون تماس به میزان اندکی نسبت به حالت تماسی افزایش یافته است [13]. از طرف دیگر، مهمترین مزیت عدم تماس بین پلاک و استخوان، جلوگیری از آسیب رگ‌های خونی زیر پلاک می‌باشد.

4- نتیجه‌گیری

نتایج آنالیز المان محدود بیانگر آن است که در هنگام بکارگیری پلاک با سختی مدرج میزان تنش در استخوان و در ناحیه شکست در مقایسه با پلاک‌های تیتانیومی و فولادی زنگ‌نزن، در هردو وضعیت تماسی و بدون تماسی، افزایش یافته است. این امر می‌تواند منجر به تسریع در روند معالجه و کاهش احتمال استرس شیلدینگ شود. همچنین در حالت عدم تماس بین پلاک و استخوان میزان تنش در استخوان در تمام پلاک‌ها نسبت به حالت تماسی افزایش داشته است. از طرفی، عدم تماس پلاک با استخوان، منجر به

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-20]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1393.14.11.17.6]

عدم آسیب سیستم خون‌رسانی در این ناحیه و جلوگیری از استئوپروسیز می‌شود. با توجه به این مطالب، بکارگیری پلاک‌ها با سختی مدرج و در وضعیت قرارگیری بدون تماس، جهت تثبیت شکستگی‌های استخوان ناحیه تیبیا پیشنهاد می‌شود. میزان تنش در محدوده‌ی سوراخ پیچ‌های استخوان، به میزان قابل توجهی نسبت به دیگر نواحی بیشتر است که این سطح بالای تنش اعمالی، منجر به تشکیل استخوان در این نواحی و جلوگیری از استرس شیلدینگ و شل شدن پیچ‌ها می‌شود.

5- تشکر و قدردانی

این تحقیق با حمایت مالی دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد انجام شده است.

6- مراجع

[1] S. Kim, S. Chang, H. Jun, The finite element analysis of a fractured tibiaapplied by composite bone plates considering contact conditions and time varyingproperties of curing tissues, *Composite Structures,* Vol. 92, pp. 2109-2118, 2010.

[2] B. Sepehri, A. R.Ashofteh-Yazdi, G. A. Rouhi, M. B. Kashani., Analysis of the Effect of Mechanical Properties on Stress Induced in Tibia,*IFBME proceddings,* Vol. 35, pp. 130-133, BIOMED 2011.

[3] H. K. Uhthoff, P. Poitras, D. S. Backman, Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments, *Journal of Orthopedic Science,* Vol. 11, pp. 118-126, 2006.

[4] T. Miclau, R. E. Martin, The evolution of modern plate osteosynthesis, *Injury,* Vol. 28, pp. S-A3-S-A6, 1997.

[5] H. Kim, S. Kim, S. Chang, Bio-mechanical analysis of a fractured tibia with composite bone plates according to the diaphyseal oblique fracture angle,*Composites: Part B,* Vol. 42, pp. 666-674, 2011.

[6] S. Veerabagu, K. Fujihara, G. R. Dasari, S. Ramakrishna, Strain distribution analysis of braided composite bone plates,*Composites Science and Technology,* Vol. 62, pp. 427-435, 2003.

[7] J. R. Field, Edmonds-Wilson R., Stanley R.M., An evaluation of interface contact profiles in two low contact bone plates,*Injury,* Vol.35, pp. 551-556, 2004.

[8] K. Ramakrishna, I. Sridhar, S. Sivashanker, K. S. Khong, D. N. Ghista, Design of fracture fixation plate for necessary and sufficient bone stress shielding, *JSME International Journal,* Series C, Vol. 47, pp. 1086-1094, 2004.

[9] R. B. Ashman., S. C. Cowin, W. C. Vanbuskirk, J. C. Rice, A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone, *Journal of Biomechanics,* Vol. 17, pp. 349–361, 1984.

[10] L. Cristofolini, M. Viceconti, J. C. Rice, Mechanical validation of whole bone composite tibia models, *Journal of Biomechanics,* Vol. 33, pp. 279–288, 2000.

[11] S. Benli, S. Aksoy, H. Havıtcıoglu, M. Kucuk, Evaluation of bone plate with lowstiffness material in terms of stress distribution,*Journal of Biomechanics,* Vol. 41, pp. 3229-3235, 2008.

[12] V. K. Ganesh, K.Ramakrishna, D. N. Ghista, Biomechanics of bone-fracture fixation by stiffness-graded plates in comparison with stainless-steel plates,*Biomedical Engineering Online,* Vol. 4:46, 2005; http://www.biomedical- engineering- online. com/ content/ 4/1/46

[13] Y. Fan, K. Xiu, H. Duan, M. Zhang, Biomechanical and histological evaluation of the application of biodegradable poly-L-lactic cushion to the plate internal fixation for bone fracture healing,*Clinical Biomechanics,* Vol. 23, pp. S7-S16, 2008.

[14] M.A. Enzler, S.M. Perren, Coefficient of platebone friction in vitro: the effect of duration and amount of load, *Biomechanics VI-B, Baltimore: University Park Press,* pp. 239–243, 1978.

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-20]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1393.14.11.17.6]