بررسی رفتار بیومکانیکی میله داخل کانالی استخوان ران

حامد فرح پور[1*]، مهرداد ظروفی[1]، علی اکبر ضیائی[2]

[1] دانشکده مکانیک دانشگاه علم و صنعت، [2]هیئت علمی دانشکده مهندسی مواد دانشگاه صنعتی شریف

*نویسنده پاسخگو: Email: hamed_farahpour@yahoo.com

چکیده

مقدمه: میله‌های داخل کانال استخوانی یکی از انواع کاشتنی‌های ارتوپدی است که در درمان شکستگی‌های استخوان‌های بلند در شکستگی‌های چند تکیه‌ای استخوان کاربرد فراوان‌دارند. روشهای اجزا محدود می‌تواند برای ارزیابی بارگذاری، بررسی توزیع مولفه‌های تنش و مولفه‌های کرنش و در نهایت پیش‌بینی رفتار مکانیکی، پایداری و شکست این میله‌ها بکار گرفته شود.

هدف: ارزیابی و بازسازی شرایط مرزی واقعی در شبیه‌سازی اجزا محدود و همچنین ایجاد شرایط منطبق با شرایط بارگذاری فیزولوژیک در روش‌های تجربی از مواردی است که مورد توجه قرار گرفته است.

مواد و روش‌ها: در این پژوهش برای شبیه سازی از تحلیل شبه استاتیک، الاستوپلاستیک استفاده شده‌است.

نتایج: تاثیر شرایط مرزی در مدل‌سازی میله‌های داخل کانالی از بالا واردشونده استخوان ران بهنگام بهبود کامل استخوان مورد بررسی قرارگرفته و تأثیر شرایط مرزی در پیش بینی رفتار مکانیکی کاشتنی به بحث گذاشته شده‌است.

بحث: بالگوی توزیع تنش در داخل استخوان در پیش و پس از استفاده از کاشتنی مورد بررسی قرار گرفته است و مشابهت الگوی توزیع تنش در هر دو حالت همراه با کاهش سطح تنش در زمان استفاده از کاشتنی ارائه گردیده است.

کلید واژه: کاشتنی، میله‌های داخل کانالی، المان محدود، بیومکانیک، شبیه‌سازی.

تاریخ دریافت: ۸۸/۴/۷

تاریخ پذیرش: ۸۸/۴/۲۵

[Downloaded from ijwph.ir on 2025-11-18]

مقدمه

میله‌های داخل کانالی از کاشتنی‌های ارتوپدی است که در درمان و پایدارسازی شکستگی استخوان‌های بلند با شکستگی‌های چندتکیه به ویژه استخوان ران کاربرد فراوانی دارد. علی‌رغم استفاده فراوان از این کاشتنی جوش‌نخوردن، بازشکست ناحیه شکست، شکست پیچ‌های فوقانی و تحتانی کاشتنی و شکست کاشتنی از جمله مواردی است که در ارتباط با این کاشتنی مطرح است(۱-۵). در پژوهش‌های انجام‌شده سعی‌شده تا فاز ابتدایی شکست (پیش از جوش‌خوردن کامل) به همراه کاشتنی در داخل کانال شبیه‌سازی‌شده و براین مبنا توزیع تنش در کاشتینی مورد بررسی قرارگرفته و تخمینی از عمر کاشتنی استخراج گردد.

Bucholz با استفاده از روش‌های کلینیکی و همچنین روشهای عددی استخوان ران و کاشتنی داخل کانالی را به صورت دو بعدی مدل‌سازی نموده‌است.(۶) Lin مدل استاتیکی استخوان شکسته و پایدارسازی شده به همراه میله داخل کانالی را مورد توجه قرارداده‌است.(۷) در این تحقیق ضمن بررسی تماس استخوان و بافت، حالت بدون تماس استخوان و بافت نیز در نظر گرفته‌شده و برای هریک نتایج ارزشمندی از طریق مدل‌سازی و حل تحلیلی ارائه شده‌است. در این تحلیل کاشتنی به صورت یک تیرستون تحت بارگذاری ساده مورد مطالعه قرارگرفته و تنها از اثرات تماس در ناحیه شکست برای در نظر گرفتن حضور استخوان استفاده شده‌است. هدف در این بررسی، دستیابی به توزیع تنش در پیچ‌های تحتانی بوده است.

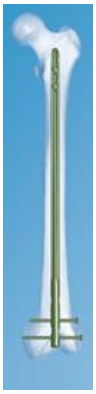
شکل (۱): میله داخل کانالی از بالا واردشونده به همراه پیچ‌های فوقانی و تحتانی

در پژوهش دیگر Schneider نیروهای وارد بر میله داخل کانالی (در طول بازه زمانی بهبود شکست استخوانی) در اثر انجام فعالیت‌های مختلف (۸ فعالیت) اندازه‌گیری نموده‌است. در این پژوهش اثرات بهره‌برداری دینامیکی از کاشتنی مورد بررسی قرارگرفته و نشان داده‌شده‌است که استفاده از این روش تاثیر چندانی در نیروهای وارد بر کاشتنی ندارد.(۸)

در همین راستا Antekeier سعی نموده‌است تا با در نظر گرفتن وخیم‌ترین شرایط بارگذاری ممکن(عدم تماس قطاع‌های استخوان شکسته‌شده در محل شکست با میله داخل کانالی) و بازسازی شرایط مرزی استفاده‌شده در تحقیق Bucholz به بررسی آزمایشگاهی انواع میله‌های داخل کانالی بپردازد.(۹) هدف از این پژوهش بررسی فاصله ایمن مابین ناحیه شکست استخوان تا پیچ فوقانی از مجموع پیچ‌های انتهای تحتانی کاشتنی بوده‌است. در این بررسی، بارگذاری ساده و تنها به صورت نیروی فشاری بر انتهای فوقانی استخوان ران صورت گرفته و عمر خستگی به صورت چرخه‌های بارگذاری متناوب بدست‌آمده‌اند. همچنین کاشتنی‌هایی که بدون شکست خستگی یک میلیون چرخه را تحمل نموده‌اند به عنوان کاملا" ایمن در نظر گرفته‌شده‌اند (معادل یک سال راه‌رفتن یک بیمار).

Cheung در پژوهش خود سعی نموده‌است با مدل‌سازی اجزا محدود توزیع تنش در میله داخل کانالی از پایین وارد شونده استخوان ران (شکل ۲) را در فازهای مختلف از یک سیکل راه رفتن را بررسی نماید.(۱۰) در این پژوهش بارگذاری استاتیکی بوده و تماسی مابین کاشتنی و استخوان در نظر گرفته نشده‌است. نتایج این پژوهش مشابه نتایج Schneider است هر چند تفاوت‌های میان کاشتنی‌های استفاده‌شده وجوددارد. در این پژوهش به اثرات ناشی از استفاده تعداد متنوع پیچ‌های فوقانی و تحتانی، اثرات ناشی از تمرکز تنش در استخوان، اثرات ناشی از تمرکز تنش در کاشتنی و اثرات ناشی از تقسیم نیرو مابین استخوان و کاشتنی در فازهای مختلف راه‌رفتن پرداخته شده است. در این پژوهش به بررسی اثرات ناشی از خستگی کاشتنی اشاره‌ای نشده است.

[Downloaded from ijwph.ir on 2025-11-18]



شکل ۲: میله داخل کانالی از پایین وارد شونده

با نگاهی اجمالی به مجموع پژوهش‌های صورت گرفته‌می‌توان نتیجه‌گرفت که شناخت رفتار مکانیکی میله داخل کانالی در اثر بارگذاری‌های گوناگون شبه استاتیکی و چرخه‌ای کاشتنی همچنان ابهاماتی وجوددارد. در مدل‌سازی کاشتنی داخل کانالی همواره دیدگاه محقق به دوره زمانی پیش از بهبود کامل شکست‌بوده و تنها در یک پژوهش دوره زمانی پس از بهبود کامل شکست(۱۰) (که این پژوهش به کاشتنی داخل کانالی از پایین واردشونده محدود و همچنین ساده‌سازی در مدلسازی میله داخل کانالی اتفاق افتاده) مورد بررسی قرار گرفته‌است.

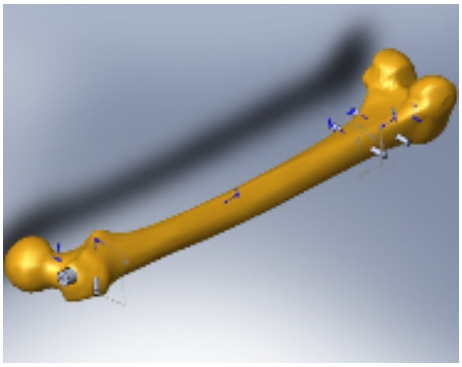
در پژوهش‌های صورت‌گرفته معمولا" باگذاری بر روی مفصل استخوان ران در نظر گرفته شده‌است(۶-۹). هر چند در مواردی نیز سعی شده تا ضمن مدل‌سازی شرایط بارگذاری شبه فیزولوژیک تفاسیری دقیق‌تر از نتایج ارائه بدست آمده ارائه شود(۵و۱۰).

در هیچ یک از این پژوهش‌ها بارگذاری در توزیع توأم کاشتنی از بالا واردشونده و استخون و بررسی توزیع تنش در هر کدام مورد توجه قرار نگرفته‌است. همچنین تاکنون هیچ پژوهشی به بررسی بیومکانیکی مدل کاشتنی از بالا واردشونده، تحت شرایط فیزیولوژیک نپرداخته است. در این مقاله کاشتنی داخل کانالی از بالا واردشونده مدل‌سازی گردیده و تاثیر شرایط مرزی (بارگذاری منطبق با شرایط فیزیولوژیک و بارگذاری بر روی مفصل ران) جهت بارگذاری شبه استاتیکی مورد مطالعه قرار گرفته‌است.

مواد و روش‌ها

مدل‌سازی توأم میله داخل کانالی و استخوان ران

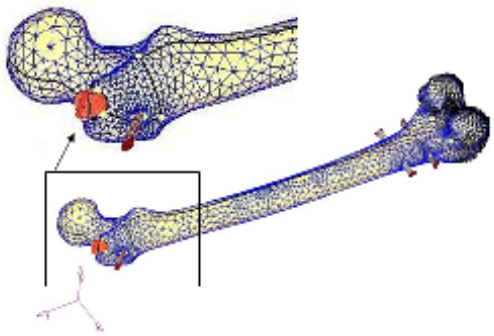
در تحلیل عددی بارگذاری توأم میله داخل کانالی و استخوان ران از مدل سه بعدی استخوان ران نسل سوم اصلاح شده استفاده‌گردید(۱۰). این مدل در بسیاری از پژوهش‌های صورت‌گرفته بر روی میله‌های داخل کانالی در سال‌های اخیراستفاده شده و کارایی خود را به اثبات رسانیده‌است(۱۱). باتوجه به ابعاد استخوان ران، کاشتنی مناسب انتخاب و نمونه‌ای از آن تهیه‌گردید. مدل سه بعدی کاشتنی در نرم افزار SolidWorks ایجاد گردید. سپس سوراخ‌های لازم برای جای‌گذاری میله داخل کانالی و پیچ‌های فوقانی و تحتانی در استخوان با توجه به مطالب ارائه‌شده در متون ارتوپدی ایجاد گردید(۱۰و۱۲). در نهایت کاشتنی به همراه پیچ‌های فوقانی و تحتانی در داخل کانال استخوانی قرار گرفت. شکل شماره ۳ تصویر کاشتنی، پیچ‌های فوقانی و تحتانی و استخوان ران را نشان می‌دهد.



شکل ۳: مدل سه بعدی استخوان وکاشتنی

مدل ساخته‌شده در نرم افزار Solidworks به محیط نرم‌افزار Hypermesh انتقال داده‌شد و مش‌بندی مناسب بر روی مدل صورت‌گرفت. شکل شماره ۴ تصویر مش‌بندی‌شده استخوان ران و کاشتنی را به همراه پیچ‌های فوقانی و تحتانی نشان می‌دهد. برای انجام مشبندی با توجه به توانمندی المان‌های چهار وجهی در مدل‌سازی استخوان ران(۱۳) از این نوع المان استفاده‌شد. جدول خواص مکانیکی استخوان و کاشتنی را ارائه می‌نماید(۱۰و۱۱و۱۴). خواص مکانیکی استخوان برای بازسازی شرایط نزدیک به واقعیت در زمان استفاده از مدل رفتاری همسان‌گرد برای استخوان نسل سوم اصلاح شده ارائه گردیده‌است(۱۰و۱۱).

[Downloaded from ijwph.ir on 2025-11-18]

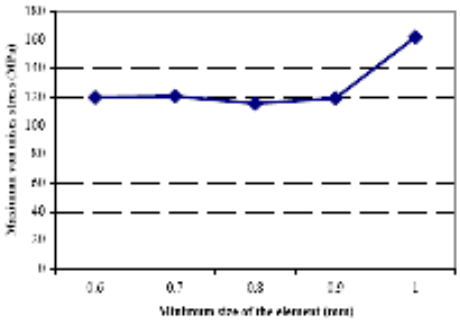


شکل ۲: تصویر استخوان و کاشتنی مش‌بندی‌شده

جدول ۱: خواص مکانیکی استخوان و کاشتنی(۱۰و۱۱و۱۴)

خواص مکانیکی / ماده	ضریب الاستیسیته	ضریب پواسون
استخوان	۱۰ GPa	۰.۲۸
کاشتنی(316L)	۱۸۰GPa	۰.۳

با توجه به افزایش چشمگیر حجم محاسبات در زمان استفاده از المان‌های درجه ۲ سعی شد تا برای دست‌یابی به دقت بالاتر از روش کوچک سازی المان‌ها به جای بالابردن درجه المان استفاده شود(۱۵). تحلیل حساسیت با توجه به حداقل اندازه المان‌ها تحت اعمال نیروی ۶۰۰ نیوتن بر انتهای مفصلی استخوان ران در شکل ۵ نشان داده شده‌است.



شکل ۵: آنالیز حساسیت بر روی حداقل اندازه المان

با توجه به نتایج تحلیل حساسیت حداقل اندازه ضلع مش ۰.۶ میلیمتر انتخاب شد. بر این مبنا کل مجموعه با ۷۰ هزار المان (۴۰ هزار المان برای کاشتنی و پیچ‌ها، ۳۰ هزار المان برای استخوان ران) مش‌بندی گردید.

بارگذاری و تماس

برای بارگذاری همان‌گونه که گفته‌شد از دو دسته بارگذاری استفاده گردید:

بارگذاری منطبق با شرایط فیزیولوژیک و اعمال کلیه نیروهای ماهیچه ای(۱۶)

اعمال نیروی وارد بر مفصل ران منطبق با بررسی‌های تجربی مرسوم(۱۷)

برای مدل‌سازی تماس مابین کاشتنی و استخوان و همچنین کاشتنی و پیچ از شرط متداول (در بیومکانیک ارتوپدی و به ویژه مدل‌سازی کاشتنی‌های داخل کانالی) یکسان‌سازی درجات آزادی در محل تماس استفاده‌گردید(۱۸و۱۹).

صحت‌سنجی

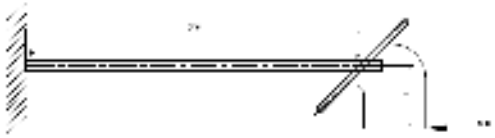
با توجه به این‌که تحلیل‌های عددی اجزا محدود نیازمند صحت‌سنجی با استفاده از آزمون‌های تجربی و یا حل‌های تحلیلی می‌باشد، در این پژوهش سعی شد تا نتایج تحلیل‌های عددی بدست‌آمده با استفاده از حل تحلیلی صحت‌سنجی گردد. بر این مبنا مدل استخوان و کاشتنی به صورت دو تیر-ستون(۲۰) که از دو نقطه به همدیگر مقید شده‌اند (درمحل پیچ‌های تحتانی و در محل پیچ فوقانی) در نظر گرفته‌شد. شکل شماره ۶ تصویر شماتیک این مدل تحلیلی را نشان می‌دهد. همچنین معادلات بکار گرفته شده برای حل در زیر ارائه شده است:

$$y_B''(x)+\lambda_B{}^2 y_B(x)=\frac{M_B(x)}{E_B I_B}, y_B(0)=0.0, y_B'(0)=0.0 \quad (۱)$$

$$y_N''(x)+\lambda_N{}^2 y_N(x)=\frac{M_N(x)}{E_N I_N}, y_N(0)=0.0, y_N'(0)=0.0 \quad (۲)$$

$$\lambda_B^2=\frac{P-F1\cdot Cos(\theta)}{E_B I_B} \quad (۳)$$

$$\lambda_B^2=\frac{F1\cdot Cos(\theta)}{E_B I_B} \quad (۴)$$



شکل ۶: تصویر مدل تحلیلی استخوان و کاشتنی

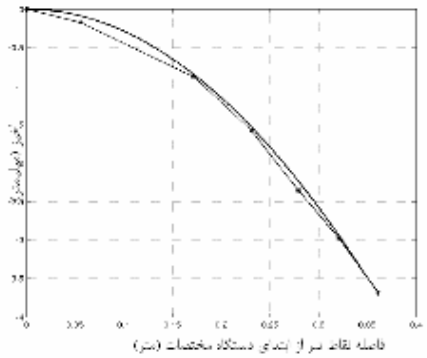
برای حل معادلات دیفرانسیل حاکم بر رفتار الاستیک سعی شد تا از مقادیر میانگین ممان سطح برای استخوان ران استفاده‌شود. با توجه به اینکه کاشتنی شکل کاملا"

[Downloaded from ijwph.ir on 2025-11-18]

هندسی داشت مقدار ممان سطح کاشتینی به صورت تحلیلی و دقیق محاسبه و در محاسبات استفاده گردید. جدول شماره ۲ مقادیر بکار گرفته شده در این محاسبات را نشان می‌دهد.

جدول۲: مقادیر پارامترهای مرتبط با هندسه و خواص مکانیکی کاشتنی و استخوان

پارامتر	$E_B\,(GPa)$	$E_N\,(GPa)$	$I_B\,(mm^4)$	$I_N\,(mm^4)$	$\delta\,(mm)$
مقدار	۱۰	۱۸۰	۵۷۱۸۴	۱۰۰۰	۳۴۶

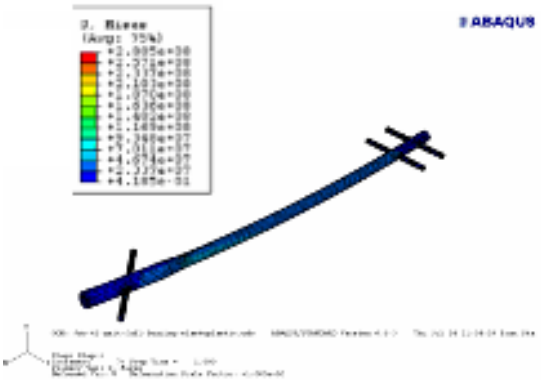


شکل ۷: نمودار خیز کاشتنی حاصل از حل تحلیلی (منحنی) و حاصل از محاسبات اجزا محدود(خط مشخص شده با ستاره)

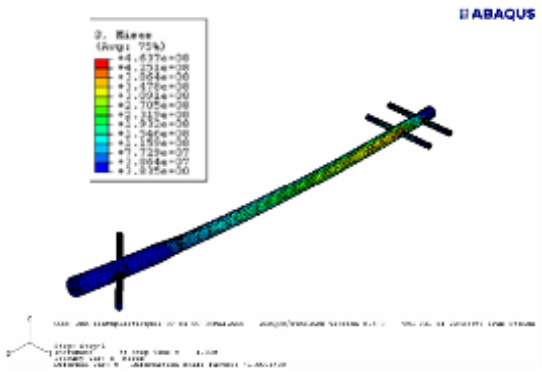
شکل شماره ۷ خیز تیر در شرایط حل تحلیلی و حل عددی نمایش داده شده‌است. همانگونه که مشاهده می‌گردد همخوانی مناسبی ما بین نتایج وجوددارد که مدل‌سازی، روش و نتایج حل عددی نتایج حاصل از اجزا محدود را تایید می‌نماید.

نتایج و بحث

خواص مکانیکی میله داخل کانالی و استخوان از به روزترین منابع استخراج گردید(۱۴). همان‌گونه که عنوان‌شد رفتار مکانیکی کاشتنی تحت دو دسته بارگذاری مورد مطالعه قرارگرفت. شکل شماره ۸ نتایج حاصل از تحلیل عددی را در بارگذاری شبه فیزیولوژیک در فاز ۴۵درصد سیکل راه‌رفتن نشان می‌دهد. شکل شماره ۹ نتایج حاصل از بارگذاری بر روی مفصل ران در فاز ۴۵درصد سیکل راه‌رفتن را نشان می‌دهد.



شکل ۸: کانتور توزیع تنش در کاشتنی در ۴۵ درصد سیکل راه رفتن در بارگذاری شبه فیزیولوژیک



شکل ۹: کانتور توزیع تنش در کاشتنی در ۴۵ درصد سیکل راه رفتن در بارگذاری بر روی مفصل استخوان ران

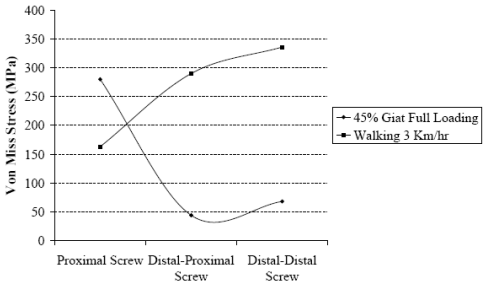
همان‌گونه که ملاحظه می‌گردد الگوی تنش در دو حالت فوق‌الاشاره تفاوت‌های چشمگیری با یکدیگر دارند. شکل ۱۰ نمودار حداکثر تنش وان مایسس را در پیچ‌های تحتانی و فوقانی برای هر دو حالت بارگذاری نشان می‌دهد. همانگونه که ملاحظه می‌گردد تفاوت چشمگیری میان این نتایج نیز وجوددارد. نکته شایان ذکر آن‌که در شرایط بارگذاری شبه فیزیولوژیک حداکثر تنش وان مایسس توسط پیچ فوقانی (۲۸۰ مگاپاسکال) تحمل می‌شود حال آنکه تحت بارگذاری بر روی مفصل ران حداکثر تنش ون مایسیس در محل تماس پیچ تحتانی (۴۶۰ مگاپاسکال) تحمل می‌شود. این مسئله می‌تواند یکی از دلایل تفاوت ما بین جواب‌های آزمون‌های تجربی و شرایط واقعی باشد(۹و۱۲).

این نتایج حاکی از نامناسب بودن بارگذاری بر روی مفصل ران در شبیه‌سازی و همچنین انجام آزمون‌های تجربی

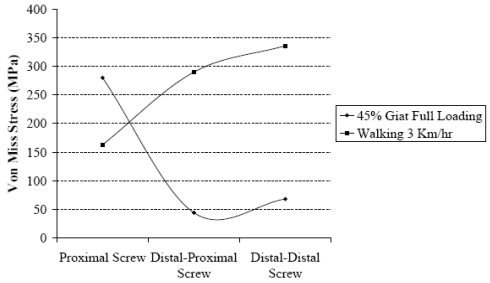
[Downloaded from ijwph.ir on 2025-11-18]

است که در تحقیقات از آن استفاده شده‌است.

در شرایط بارگذاری شبه فیزیولوژیک، فازهای دیگر راه‌رفتن (۱۰، ۳۰ و۷۰) الگوی توزیع تنش بسیار مشابه با الگوی توزیع تنش در بارگذاری در فار ۴۵ درصد است هر چند سطح تنش به شدت افت می‌نماید. شکل ۱۱ مقادیر حداکثر تنش وان‌مایسس پیچ‌های جانبی فوقانی، و پیچ‌های جانبی تحتانی متصل به کاشتنی را در یک سیکل راه‌رفتن نشان می‌دهد. همانگونه که در این شکل مشاهده می‌گردد میزان حداکثر تنش همواره در پیچ فوقانی است و عدم بهره‌برداری دینامیکی (بازنمودن پیچ فوقانی) از کاشتنی در دارزمدت می‌تواند باعث شکست پیچ فوقانی گردد. البته بهره‌برداری دینامیکی علاوه بر این مزیت دارای مزیت انتقال بار کامل بر استخوان و جلوگیری از اثرات ناشی از سازگارپذیری استخوان با آستانه تنش اعمالی می‌گردد.



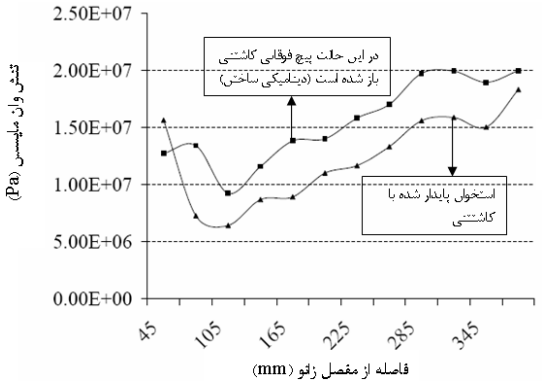
شکل ۱۰ :نمودار حداکثر تنش وان مایسس را در پیچ‌های جانبی میله های داخل کانلی برای دو حالت متفاوت از بارگذاری



شکل۱۱ : نمودار تنش ماکسیمم ون مایسس را در پیچ‌های فوقانی ، تحتانی-فوقانی و تحتانی-تحتانی در یک سیکل راه‌رفتن

شکل شماره ۱۲ توزیع حداکثر تنش را در داخل سطح مقطع استخوان در زمان استفاده از کاشتنی برای پایدار سازی استخوان و در زمان بهره برداری دینامیکی کاشتنی نشان می‌دهد. این نمودار بیانگر تقسیم ۵۰ درصدی نیروی اعمالی مابین استخوان و کاشتنی در زمان پایدارسازی استخوان با استفاده میله داخل کانالی است.

این نتایج مشابه با نتایج بدست‌آمده در مراجع(۱۰) است. همچنین همانگونه که مشاهده می‌گردد الگوی توزیع تنش در زمان استفاده از میله‌های داخل کانالی در داخل استخوان حفظ می‌شود و این نکته بیانگر مزیت این نوع کاشتنی در ثابت سازی استخوان‌های شکسته‌شده در مقایسه با پلاک‌های ارتوپدی است.



شکل ۱۲: تنش ماکسیمم در سطح مقطع استخوان درزمان پایدارسازی استخوان و در زمان دینامیکی ساختن کاشتنی

بحث و نتیجه‌گیری

در این مقاله رفتار بیومکانیکی کاشتنی داخل کانالی از بالاواردشونده استخوان ران شبیه‌سازی گردید. بر این مبنا تأثیر شرایط مرزی (بارگذاری) در مدل‌سازی و مطالعه رفتار بیومکانیکی میله داخل کانالی از بالا واردشونده مورد بررسی قرارگرفت و ملاحظه‌گردید که ایجاد شرایط بارگذاری منطبق با شرایط فیزولوژیک تأثیرات چشمگیری در نتایج بدست‌آمده از تحلیل تنش بر جای می‌گذارد. همچنین مشاهده‌گردید که در صورت استفاده از بارگذاری منطبق با شرایط فیزولوژیک پیچ فوقانی بیشترین تنش را تحمل می‌نماید و عدم بهره برداری دینامیکی کاشتنی (بازنمودن‌پیچ‌فوقانی) در درازمدت احتمال شکست کاشتنی از این نقطه را افزایش می‌دهد.

تأثیر استفاده از میله داخل کانالی در تغییر توزیع تنش در داخل استخوان بررسی گردید و نشان داده‌شد که استفاده از این نوع کاشتنی الگوی توزیع تنش را در استخوان حفظ می‌کند هر چند مقادیر تنش را تا ۵۰ درصد کاهش می‌دهد. این مسئله علاوه بر آنکه بیانگر توانمندی این نوع از کاشتنی در مقایسه با انواع دیگرکاشتنی‌ها (پلاک‌های ارتوپدی) است، اهمیت بهره‌برداری دینامیکی کاشتنی را (به منظور اعمال بار

[Downloaded from ijwph.ir on 2025-11-18]

کامل به استخوان و عدم‌تغییر در خواص استخوانی در اثر تغییر در میزان بارگذاری) نشان می‌دهد.

منابع

1. Eveleigh RJ. "A review of biomechanical studies of intramedullary nails". Medical Engineering and Physics, Vol 17, No. 5, pp 323–31, 1995.
2. Ward PJ.; And Goodwin M.I. "The use of the supracondylar nail in the management of femoral fractures in the presence of other femoral implants in the very elderly". Injury, vol. 29, No. 9, 671-675, 1998.
3. Kumar A, Jasani V, Butt MS. "Management of distal femoral fractures in elderly patients using retrograde titanium supracondylar nails". Vol 31, No. 3, pp 169-173, 2000.
4. Gynning JB, Hansen D. "Treatment of distal femoral fractures with intramedullary supracondylar nails in elderly patients". Injury. Jan; Vol 30, No. 1, pp 43-6, 1999.
5. Bråten M, Terjesen T, Rossvoll I. "Femoral shaft fractures treated by intramedullary nailing. A follow-up study focusing on problems related to the method". Injury, Vol 26, No.6, pp 379-83, July, 1995.
6. Bucholz RW, Ross SE, Lawrence KL, "Fatigue fractures of the interlocking nail in the treatment of the distal part of the femoral shaft. Journal of Bone and Joint Surgery". Journal of Bone and Joint Surgery, Vol 69, No. 9, pp 1391-9, December, 1987.
7. Lin J, Lin SJ, Chen PQ, Yang SH, "Stress analysis of distal locking screws for femoral interlocking Nailing". Journal of Orthopaedic Research, Vol.19, No. 1, pp 57-63, January, 2001.
8. Schneider E, Michel MC, Genge M, Zuber K, Ganz R, Perren SM." Loads acting in an intramedullary nail during fracture healing in the human femur". Journal of Biomechanics Vol 32, pp 849–57, July, 2001.
9. Antekeier SB, Burden RL Jr, Voor MJ, Roberts CS, "Mechanical Study of the Safe Distance Between Distal Femoral Fracture Site and Distal Locking Screws in Antegrade Intramedullary Nailing". Journal of Orthopedic Trauma, Vol 19, No. 10, pp 693-7, Nov-Dec, 2005.
10. Cheung G, Zalzal P, Bhandari M, Spelt JK, Papini M, "Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading". Medical Engineering and Physics, Vol 26, No. 2, pp 93-108, March, 2004.
11. Heiner AD, Brown TD. "Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. Journal of Biomechanics, Vol 34, No. 6,pp 773–81, June 2001.
12. Canale ST, "Campbell's Operative Orthopaedics". Mosby, Pp2750-6, 2003.
13. Viceconti M, Bellingeri L, Cristofolini L, Toni A, "A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs". Medical Engineering and Physics, Vol 20 No. 1, pp 1-10, January, 1998.
14. Hong SG, Yoon S, Lee SB, "The effect of temperature on low-cycle fatigue behavior of prior cold worked 316L stainless steel". International Journal of Fatigue, Vol 25, No. 9-11, pp 1293-1300, Sep-Nov, 2003.
15. Bathe K.J., "Finite Element Procedures". Prentice-Hall, Englewood Cliffs, 1995.
16. Duda GN, Heller M, Albinger J, Schulz O, Schneider E, Claes L, " Influence of muscle forces on femoral strain distribution". Journal of Biomechanics, Vol 31, No. 9, pp 841-6, September, 1998.
17. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A, " Hip joint loading during walking and running, measured in two patients". Journal of Biomechnics, Vol 26, No. 8, pp 969-90, August 1993.
18. Wang CJ, Brown CJ, Yettram AL, Procter P," Intramedullary nails: some design features of the distal end". Medical Engineering and Physics, Vol 25 No. 9, pp 789-94, November, 2003.
19. Wang CJ, Brown CJ, Yettram AL, Procter P, "Intramedullary femoral nails: one or two lag screws? A preliminary study". Medical Engineering and Physics, Vol 22 No. 9, pp 613-24, November, 2000.
20. R Cook, W Young," Advanced Mechanics of Materials". Prentice-Hall, Pp 449-52, 1998.

[Downloaded from ijwph.ir on 2025-11-18]