

بررسی رفتار بیومکانیکی میله داخل کانالی استخوان ران

حامد فرح پور^{۱*}، مهرداد ظروفی^۱، علی اکبر ضیائی^۲

^۱ دانشکده مکانیک دانشگاه علم و صنعت، ^۲ 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 فراوان دارند. 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 فیزیولوژیک در روش‌های تجربی از مواردی است که مورد توجه قرار گرفته است.

مواد و روش‌ها: در این پژوهش برای شبیه‌سازی از تحلیل شبه استاتیک، الاستوپلاستیک استفاده شده است. نتایج: تأثیر شرایط مرزی در مدل‌سازی میله‌های داخل کانالی از بالا واردشونده استخوان ران به‌نگام بهبود کامل استخوان مورد بررسی قرار گرفته و تأثیر شرایط مرزی در پیش‌بینی رفتار مکانیکی کاشتنی به بحث گذاشته شده است. 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.

کلیدواژه: کاشتنی، میله‌های داخل کانالی، المان محدود، بیومکانیک، شبیه‌سازی.

تاریخ دریافت: ۸۸/۴/۷

تاریخ پذیرش: ۸۸/۴/۲۵

مقدمه

میله‌های داخل کانالی از کاشتنی‌های ارتوپدی است که در درمان و پایداری شکستگی استخوان‌های بلند با شکستگی‌های چندتکیه به ویژه استخوان ران کاربرد فراوانی دارد. علی‌رغم استفاده فراوان از این کاشتنی جوش‌خوردن، باز شکست 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 سعی شده تا فاز ابتدایی شکست (پیش از جوش‌خوردن کامل) به همراه کاشتنی در داخل کانال شبیه‌سازی شده و براین مبنا توزیع تنش در کاشتنی مورد بررسی قرار گرفته 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 نموده است. (۶) Lin مدل استاتیکی استخوان شکسته و پایداری‌سازی شده به همراه میله داخل کانالی را مورد توجه قرار داده است. (۷) در این تحقیق ضمن بررسی تماس استخوان و بافت، حالت بدون تماس استخوان و بافت نیز در نظر گرفته شده و برای هر یک نتایج ارزشمندی از طریق مدل‌سازی و حل تحلیلی ارائه شده است. در این تحلیل کاشتنی به صورت یک تیرستون تحت بارگذاری ساده مورد مطالعه قرار گرفته و تنها از اثرات تماس در ناحیه شکست برای در نظر گرفتن حضور استخوان استفاده شده است. 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

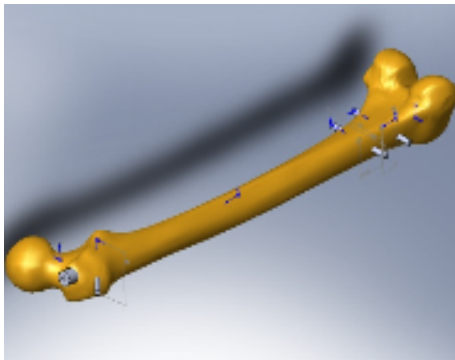
در پژوهش دیگر Schneider نیروهای وارد بر میله داخل

کانالی (در طول بازه زمانی بهبود شکست استخوانی) در اثر انجام فعالیت‌های مختلف (۸ فعالیت) اندازه‌گیری نموده است. در این پژوهش اثرات بهره‌برداری دینامیکی از کاشتنی مورد بررسی قرار گرفته و نشان داده شده است که استفاده از این روش تاثیر چندانی در نیروهای وارد بر کاشتنی ندارد. (۸)

در همین راستا Antekier سعی نموده است تا با در نظر گرفتن وخیم‌ترین شرایط بارگذاری ممکن (عدم تماس قطاع‌های استخوان شکسته شده در محل شکست با میله داخل کانالی) و بازسازی شرایط مرزی استفاده شده 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 انتهایی تحتانی کاشتنی بوده است. در این بررسی، بارگذاری ساده و تنها به صورت نیروی فشاری بر انتهایی فوقانی استخوان ران صورت گرفته و عمر خستگی به صورت چرخه‌های بارگذاری متناوب بدست آمده‌اند. همچنین کاشتنی‌هایی که بدون شکست خستگی یک میلیون چرخه را تحمل نموده‌اند به عنوان کاملاً "ایمن در نظر گرفته شده‌اند (معادل یک سال راه رفتن یک بیمار).

Cheung در پژوهش خود سعی نموده است 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 نشده است. نتایج این پژوهش مشابه نتایج Schneider است هر چند تفاوت‌های میان کاشتنی‌های استفاده شده وجود دارد. 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 راه رفتن پرداخته شده است. در این پژوهش به بررسی اثرات ناشی از خستگی کاشتنی اشاره‌ای نشده است.

استخوان ران از مدل سه بعدی استخوان ران نسل سوم اصلاح شده استفاده گردید (۱۰). این مدل در بسیاری از پژوهش‌های صورت گرفته بر روی میله‌های داخل کانالی در سال‌های اخیر استفاده شده و کارایی خود را به اثبات رسانیده است (۱۱). با توجه به ابعاد استخوان ران، کاشتنی مناسب انتخاب و نمونه‌ای از آن تهیه گردید. مدل سه بعدی کاشتنی در نرم افزار SolidWorks ایجاد گردید. سپس سوراخ‌های لازم برای جای گذاری میله داخل کانالی و پیچ‌های فوقانی و تحتانی در استخوان با توجه به مطالب ارائه شده در متون ارتوپدی ایجاد گردید (۱۰ و ۱۲). 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 و کاشتنی

مدل ساخته شده در نرم افزار Solidworks به محیط نرم افزار Hypermesh انتقال داده شد و مش بندی مناسب بر روی مدل صورت گرفت. شکل شماره ۴ تصویر مش بندی شده استخوان ران و کاشتنی را به همراه پیچ‌های فوقانی و تحتانی نشان می‌دهد. برای انجام مش بندی با توجه به توانمندی المان‌های چهار وجهی در مدل سازی استخوان ران (۱۳) از این نوع المان استفاده شد. جدول خواص مکانیکی استخوان و کاشتنی را ارائه می‌نماید (۱۰ و ۱۱ و ۱۴). خواص مکانیکی استخوان برای بازسازی شرایط نزدیک به واقعیت در زمان استفاده از مدل رفتاری همسان گرد برای استخوان نسل سوم اصلاح شده ارائه گردیده است (۱۰ و ۱۱).



شکل ۲: میله داخل کانالی از پایین وارد شونده

با نگاهی اجمالی به مجموع پژوهش‌های صورت گرفته می‌توان نتیجه گرفت که شناخت رفتار مکانیکی میله داخل کانالی در اثر بارگذاری‌های گوناگون شبه استاتیکی و چرخه‌ای کاشتنی همچنان ابهاماتی وجود دارد. در مدل سازی کاشتنی داخل کانالی همواره دیدگاه محقق به دوره زمانی پیش از بهبود کامل شکست بوده و تنها در یک پژوهش دوره زمانی پس از بهبود کامل شکست (۱۰) (که این پژوهش به کاشتنی داخل کانالی از پایین وارد شونده محدود و همچنین ساده سازی در مدل سازی میله داخل کانالی اتفاق افتاده) مورد بررسی قرار گرفته است.

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

مواد و روش‌ها

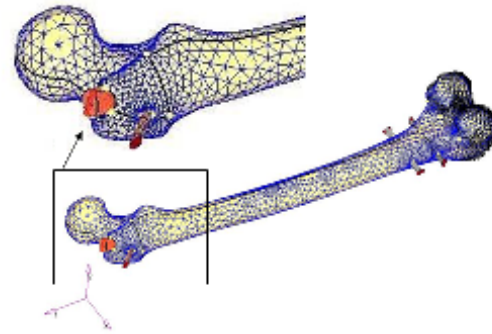
مدل سازی توأم میله داخل کانالی و استخوان ران در تحلیل عددی بارگذاری توأم میله داخل کانالی و

بارگذاری استفاده گردید:

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

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

برای مدل سازی تماس مابین کاشتنی و استخوان و همچنین کاشتنی و پیچ از شرط متداول (در بیومکانیک ارتوپدی و به ویژه مدل سازی کاشتنی های داخل کانالی) یکسان سازی درجات آزادی در محل تماس استفاده گردید (۱۸ و ۱۹).



شکل ۲: تصویر استخوان و کاشتنی مش بندی شده

جدول ۱: خواص مکانیکی استخوان و کاشتنی (۱۰ و ۱۱ و ۱۴)

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

صحت سنجی
با توجه به این که تحلیل های عددی اجزا محدود نیازمند صحت سنجی با استفاده از آزمون های تجربی و یا حل های تحلیلی می باشد، در این پژوهش سعی شد تا نتایج تحلیل های عددی بدست آمده با استفاده از حل تحلیلی صحت سنجی گردد. بر این مبنا مدل استخوان و کاشتنی به صورت دو تیر-ستون (۲۰) که از دو نقطه به همدیگر مقید شده اند (در محل پیچ های تحتانی و در محل پیچ فوقانی) در نظر گرفته شد. شکل شماره ۶ تصویر شماتیک این مدل تحلیلی را نشان می دهد. همچنین معادلات بکار گرفته شده برای حل در زیر ارائه شده است:

$$y_B''(x) + \lambda_B^2 y_B(x) = \frac{M_B(x)}{E_B I_B}, y_B(0) = 0.0, y_B'(0) = 0.0 \quad (1)$$

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

$$\lambda_B^2 = \frac{P - F1 \cdot \cos(\theta)}{E_B I_B} \quad (3)$$

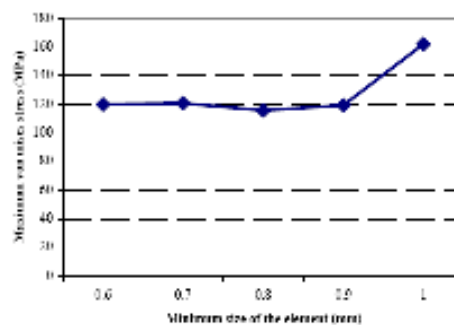
$$\lambda_B^2 = \frac{F1 \cdot \cos(\theta)}{E_B I_B} \quad (4)$$



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 استفاده شود. با توجه به اینکه کاشتنی شکل کاملاً

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



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 پیچ ها، ۳۰ هزار المان برای استخوان ران) مش بندی گردید.

بارگذاری و تماس

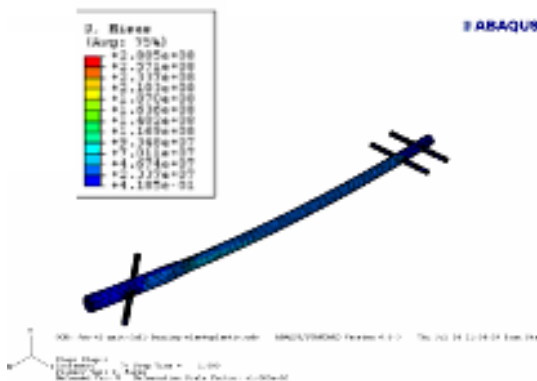
برای بارگذاری همان گونه که گفته شد از دو دسته

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

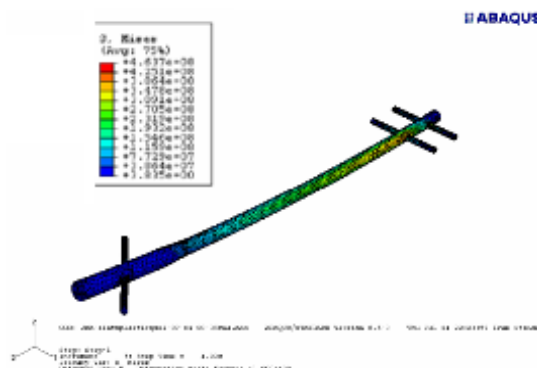
جدول ۲: مقادیر پارامترهای مرتبط با هندسه و خواص مکانیکی

کاشتنی و استخوان

پارامتر	E_B (GPa)	E_N (GPa)	I_B (mm^4)	I_N (mm^4)	δ (mm)
مقدار	۱۰	۱۸۰	۵۷۱۸۴	۱۰۰۰	۳۴۶



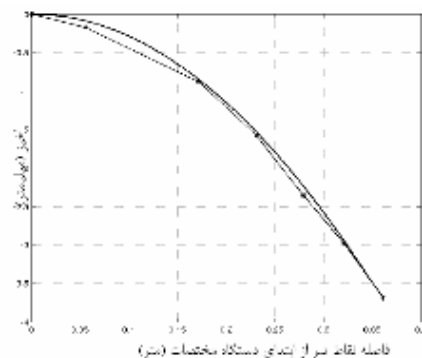
شکل ۸: کانتور توزیع تنش در کاشتنی در ۴۵ درصد سیکل راه رفتن در بارگذاری شبه فیزیولوژیک



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 فوق‌الشاره 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 وجود دارد. 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 وان مایسس 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 (۱۲ و ۹).

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



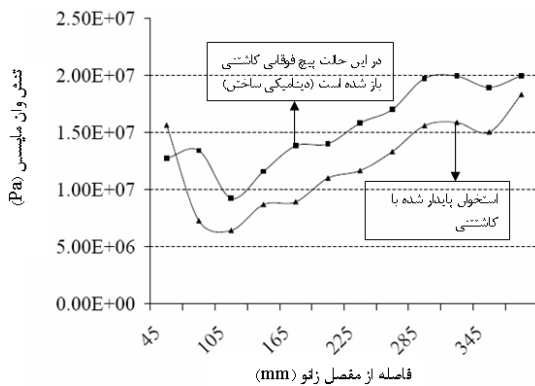
شکل ۷: نمودار خیز کاشتنی حاصل از حل تحلیلی (منحنی) و حاصل از محاسبات اجزا محدود (خط مشخص شده با ستاره)

شکل شماره ۷ خیز تیر در شرایط حل تحلیلی و حل عددی نمایش داده شده است. همانگونه که مشاهده می‌گردد همخوانی مناسبی ما بین نتایج وجود دارد 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 عنوان شد رفتار مکانیکی کاشتنی تحت دو دسته بارگذاری مورد مطالعه قرار گرفت. شکل شماره ۸ نتایج حاصل از تحلیل عددی را در بارگذاری شبه فیزیولوژیک در فاز ۴۵ درصد سیکل راه رفتن نشان می‌دهد. شکل شماره ۹ نتایج حاصل از بارگذاری بر روی مفصل ران در فاز ۴۵ درصد سیکل راه رفتن را نشان می‌دهد.

این نتایج مشابه با نتایج بدست آمده 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 شکسته شده در مقایسه با پلاک‌های ارتوپدی است.



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

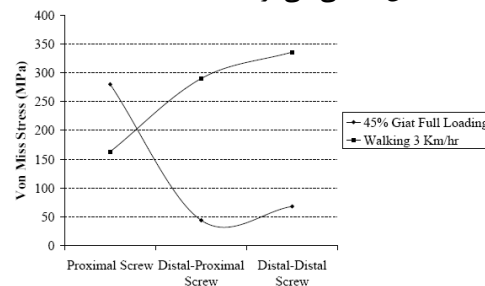
بحث و نتیجه‌گیری

در این مقاله رفتار بیومکانیکی کاشتنی داخل کانالی از بالا واردشونده 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 قرار گرفت و ملاحظه گردید که ایجاد شرایط بارگذاری منطبق با شرایط فیزیولوژیک تأثیرات چشمگیری در نتایج بدست آمده از تحلیل تنش بر جای می‌گذارد. همچنین مشاهده گردید که در صورت استفاده از بارگذاری منطبق با شرایط فیزیولوژیک پیچ فوقانی بیشترین تنش را تحمل می‌نماید و عدم بهره برداری دینامیکی کاشتنی (بازنمودن پیچ فوقانی) در درازمدت احتمال شکست کاشتنی از این نقطه را افزایش می‌دهد.

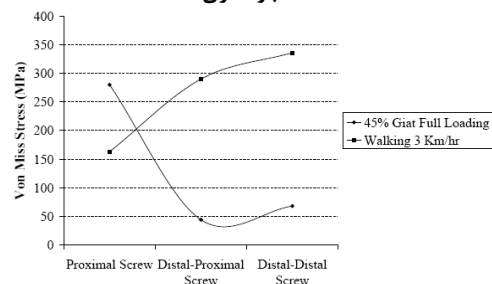
تأثیر استفاده از میله داخل کانالی در تغییر توزیع تنش در داخل استخوان بررسی گردید و نشان داده شد که استفاده از این نوع کاشتنی الگوی توزیع تنش را در استخوان حفظ می‌کند هر چند مقادیر تنش را تا ۵۰ درصد کاهش می‌دهد. این مسئله علاوه بر آنکه بیانگر توانمندی این نوع از کاشتنی در مقایسه با انواع دیگر کاشتنی‌ها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

است که در تحقیقات از آن استفاده شده است.

در شرایط بارگذاری شبه فیزیولوژیک، فازهای دیگر راه رفتن (۱۰، ۳۰ و ۷۰) الگوی توزیع تنش بسیار مشابه با الگوی توزیع تنش در بارگذاری در فاز ۴۵ درصد است هر چند سطح تنش به شدت افت می‌نماید. شکل ۱۱ مقادیر حداکثر تنش وان مایسس پیچ‌های جانبی فوقانی، و پیچ‌های جانبی تحتانی متصل به کاشتنی را در یک سیکل راه رفتن 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 درازمدت 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 میله‌های داخل کانالی برای دو حالت متفاوت از بارگذاری



شکل ۱۱: نمودار تنش ماکسیمم ون مایسس را در پیچ‌های فوقانی، تحتانی-فوقانی و تحتانی-تحتانی در یک سیکل راه رفتن

شکل شماره ۱۲ توزیع حداکثر تنش را در داخل سطح مقطع استخوان در زمان استفاده از کاشتنی برای پایداری 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 پایداری سازی استخوان با استفاده میله داخل کانالی است.

کامل به استخوان و عدم تغییر 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. Antekieier 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 Biomechanics, 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.