

تحلیل تنش و کرنش‌های دینامیکی وارد بر سطح مشترک بین استخوان و ایمپلنت ران حین راه رفتن

چکیده

زمینه مطالعه: شل‌شدگی ایمپلنت از شایع‌ترین مشکلات پس از تعویض کامل مفصل ران است. در شل‌شدگی عوامل مهمی مانند مشخصات هندسی ایمپلنت، کیفیت بافت استخوانی، فرآیند جایگذاری، سن و سبک زندگی بیمار تأثیر دارند. هدف مطالعه حاضر تحلیل تنش و کرنش‌های دینامیکی وارد بر سطح مشترک بین استخوان و ایمپلنت در فازهای مختلف راه رفتن است.

روش‌ها: از یک مدل دو بعدی شامل استخوان ران و مفصل مصنوعی آن برای شبیه‌سازی عددی در نرم‌افزار ADINA به روش المان محدود استفاده شده است. مدول یانگ برای استخوان برابر ۱۲ و برای ایمپلنت از جنس فولاد ضدزنگ پزشکی برابر ۲۱۰ گیگاپاسکال فرض شده است. در سطح مشترک بین استخوان و ایمپلنت ضریب اصطکاک برابر ۰/۲۲ در نظر گرفته شده و مدل، شرایط یک جراحی بدون سیمان استخوانی را شبیه‌سازی می‌کند. بار اعمالی به سر مفصل تعویض‌شده به صورت دینامیکی منطبق با سیکل راه رفتن طبیعی فردی با وزن ۷۵ کیلوگرم بوده است.

یافته‌ها: نتایج نشان دادند اختلاف کرنش در سطح مشترک در انتهای ساقه ایمپلنت بیشینه است. این متغیر همچنین در لبه داخلی ۱۶ برابر بیشتر از لبه خارجی است. مقدار اختلاف کرنش در سطح مشترک به حدود ۱/۶ درصد و بیشینه تنش به حدود ۵/۷ مگاپاسکال رسیده است.

نتیجه‌گیری: بیشترین مقدار اختلاف کرنش در پایین‌ترین منطقه ساقه ایمپلنت رخ داده که بیان‌کننده محل بروز احتمالی جدایش در شل‌شدگی ایمپلنت است. این اطلاعات می‌تواند در بکارگیری راهبردهای جراحی تعویض مفصل ران نیز و برای طراحی‌های مکانیکی بهینه در مفصل مصنوعی مهم باشد.

واژه‌های کلیدی: تعویض کامل مفصل هیپ، شل شدن پروتز، شبیه‌سازی کامپیوتری، تحلیل المان محدود، راه رفتن.
دریافت مقاله: ۴ ماه قبل از چاپ؛ مراحل اصلاح و بازنگری: ۳ بار؛ پذیرش مقاله: ۱۰ روز قبل از چاپ

*دکتر محمد نجفی آشتیانی، **دکتر سید محسن مرتضوی نجف‌آبادی

مقدمه

راه رفتن یکی از اصلی‌ترین فعالیت‌های متداول روزانه است که به فعالیت همزمان اجزای سیستم عصبی-اسکلتی-عضلانی وابسته است. در دستگاه اسکلتی، مفاصل با قرارگیری بین استخوان‌ها حرکت آسانی مانند روان‌کننده‌های مکانیکی را ایجاد می‌کنند. همچنین به عنوان جاذب انرژی، نقش مهمی در اتلاف انرژی‌های ناگهانی وارده به بدن دارند. مفصل ران یک مفصل «گوی‌وکاسه‌ای» است که از سر استخوان فمور و حفره استابولوم تشکیل شده. مهم‌ترین عارضه برای سطوح مفصلی بروز آرتروز است که عمدتاً به علت اعمال نیروهای فشاری زیاد و متناوب ناشی از راه رفتن، دویدن، تمرین‌ها و فعالیت‌های روزانه ایجاد می‌شود^(۱-۳). در موارد حاد آرتروز، تماس بین سر استخوان ران و استخوان لگن در هر سیکل از بارگذاری تدریجاً باعث تخریب لایه‌های سطحی استخوان و ایجاد درد می‌شود. در دهه‌های گذشته، درمان رایج تعویض کامل مفصل بوده است^(۴،۵) که نیاز به یک عمل جراحی نسبتاً پیچیده و سخت دارد. در این جراحی، قسمت فوقانی استخوان ران (سر و گردن فمور) و قسمت مرکزی شفت استخوان برداشته و ایمپلنت مناسب در حفره استخوان ران قرار می‌گیرد. این جراحی ممکن است با تزریق سیمان استخوانی بین حفره ایجاد شده و ایمپلنت همراه باشد. در طی سال ۲۰۱۸ میلادی حدود ۶۰۰ هزار عمل جراحی تعویض مفصل ران در ایالات متحده و بریتانیا انجام شده که نشان دهنده تعداد بالای استفاده از این روش است^(۶).

به دست آوردن الگوهای توزیع تنش مکانیکی^۱ (نیرو تقسیم بر سطح اعمال آن) در مفصل ران تعویض‌شده نقش مهمی در طراحی ایمپلنت‌ها، پیش‌بینی مشکلات احتمالی مانند نیاز به عمل مجدد یا شل‌شدگی ایمپلنت دارد. اکثر مطالعات بر روی تشخیص رفتار مکانیکی مفصل ران در توزیع نیروهای مختلف، انواع کاشت، طراحی مکانیکی و یا پرداخت‌های مکانیکی حین فرآیند ساخت تمرکز داشته‌اند. برخی شکست‌های رایج در تعویض کامل مفصل ران به سطح مشترک بین استخوان و سیمان استخوانی نسبت داده شده است^(۸-۱۰). برای کاهش تمرکز تنش در مناطق بحرانی، با توجه به تنش موجود در لایه‌های سیمان استخوانی محاصره شده با ایمپلنت، از روش‌های مبتنی بر بهینه‌سازی نیز استفاده شده است^(۱۱،۱۲). کلیمان و همکاران، گزارش کردند که با تغییر در آنته‌ورژن و آفست ایمپلنت

* دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.
** دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.

نویسنده مسئول:

Email:
mnashtiani@modares.ac.ir

1- Mechanical Stress i.e. force over the area.

ابتدایی، تعریف هندسه محیط، سپس نسبت دادن خواص مواد به اجزای حاضر در محیط و تعریف شرایط مرزی در انتهای محدود محیط و گام نهایی حل مسئله خواهد بود.

مدل هندسی

از یک مدل دو بُعدی استخوان ران با برش طولی در صفحه فرونتال استفاده شده است. سر و گردن استخوان ران و همچنین قسمتی از شفت استخوان نیز مطابق جراحی ارتوپدی متداول در مدل بریده شده است (شکل ۱-الف). طرح دو بعدی ایمپلنت ران درون ساقه استخوانی به شکلی قرار گرفته که فضای خالی ای بین دو بخش از مدل وجود نداشته باشد. این مطالعه جراحی تعویض مفصل ران بدون سیمان را شبیه‌سازی می‌کند. از نرم‌افزار CATIA V5 برای تهیه این مدل دو بُعدی استفاده شده است.

خواص مواد

مواد به کار رفته در این شبیه‌سازی همگی از خاصیت الاستیک خطی برخوردارند. مدول الاستیک استخوان برابر با ۱۲ گیگاپاسکال، ضریب پواسون آن برابر ۰/۳۸ و چگالی نیز برابر ۱/۹۹ گرم بر سانتی‌متر مکعب بوده است. برای خاصیت ماده ایمپلنت مقادیر نظیر فولاد ضد زنگ پزشکی فرض شده است. از این رو، مدول الاستیک آن برابر با ۲۱۰ گیگاپاسکال، ضریب پواسون آن ۰/۳۰ و چگالی آن نیز ۸/۶۲ گرم بر سانتی‌متر مکعب بوده است^(۱۹). رفتار دو ماده کاملاً همسانگرد فرض شده، بدین معنا که در جهات مختلف خواص مواد یکسان است.

بارگذاری و شرایط مرزی

سطح پایینی مدل که شفت استخوان را در صفحه عرضی بریده است به طور کامل درگیر شده است و فاقد درجه آزادی حرکتی است. در مزر مشترک استخوان-ایمپلنت ضریب اصطکاک کولمب برابر با ۰/۲۲ فرض شده تا تداعی کننده حالت پس از جراحی و پیش از استئواینترگریشن کامل (ضریب اصطکاک نظری برابر با بی‌نهایت) باشد^(۲۰). شکل ۱-ب اعمال شرایط مکانیکی در سطح مشترک استخوان-ایمپلنت را نشان می‌دهد. بارگذاری مطابق با نیروهای طبیعی وارده در حین راه رفتن فردی با وزن تقریبی ۷۵ کیلوگرم بوده است (شکل ۲-الف) که بر سر ایمپلنت وارد شده است^(۲۱). نیروی وارده بر سر ایمپلنت که از حفره استابولوم منتقل شده است توزیع هندسی سهمی شکلی مطابق شکل ۲-ب دارد تا هر چه بیشتر به شرایط طبیعی نزدیکتر باشد.

فرآیند حل در شبیه‌سازی

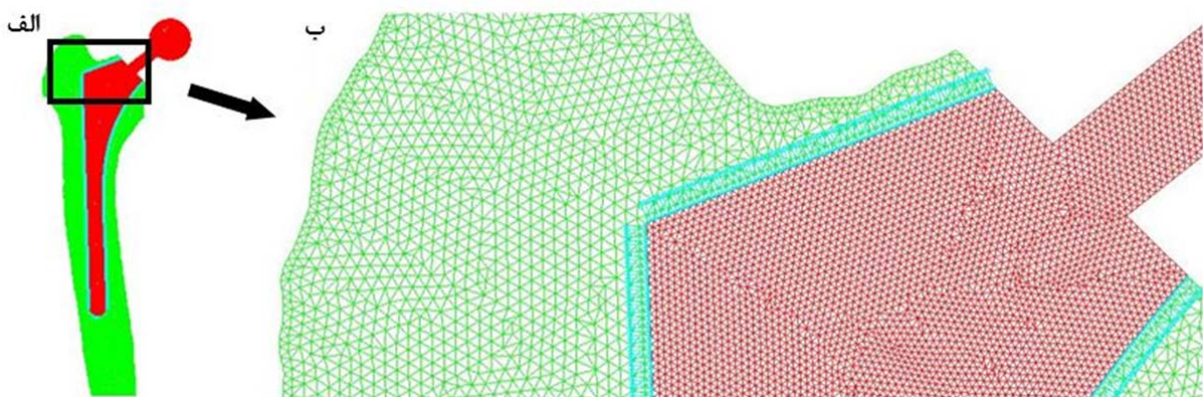
از روش المان محدود برای بدست آوردن توزیع تنش مکانیکی در مدل و تفاوت کرنش در سطح مشترک استخوان-ایمپلنت استفاده شده است. مدل دو بُعدی به صورت تنش صفحه‌ای (با فرض صفر بودن تنش عمود بر صفحه مدل) در نظر گرفته شده است^(۲۲). مدل شامل ۴۳۳۷۰۵ گره و ۴۳۶۴۱ المان مثلثی شکل بوده که از این تعداد ۴۲

ممکن است شرایط بحرانی در قسمت پروگزیمال استخوان ران ایجاد شود^(۲۳). به منظور تشخیص شل‌شدگی احتمالی مفصل تعویض شده ران با استفاده از ارتعاشات هارمونیک بر روی کندیل‌های استخوان ران و اندازه‌گیری پاسخ در تروکانتر بزرگ، رولندز و همکارانش، در سال ۲۰۰۸ از یک روش اولتراسونیک استفاده کردند^(۲۴). انگوین و همکاران در سال ۲۰۱۹ با استفاده از تحلیل المان محدود اثر نوع بارگذاری بر شل‌شدگی کاپ استابولار را بررسی کردند و نشان دادند که بارگذاری‌های برشی، احتمال شل‌شدن را افزایش می‌دهند^(۲۵). احتمال ایجاد سپر تنش در بافت استخوانی اطراف مفصل تعویض شده ران و احتمال شکست از ناحیه تروکانتری نیز نتیجه مطالعه المان محدود عبدالله و همکاران در سال ۲۰۱۷ بود که افتادن از کنار را شبیه‌سازی کرده‌اند^(۲۶). چتان و همکاران در سال ۲۰۲۰ با استفاده از تحلیل المان محدود استاتیکی نشان دادند که مقطع بیضی برای ساقه ایمپلنت ران در مقایسه با مقاطع مدور و دوزنقه‌ای به ایجاد تنش کمتری در بافت استخوان منتهی می‌شود^(۲۷). مطالعه المان محدود اسماعیل و همکاران در سال ۲۰۱۸ نشان داد که سطح در تماس ایمپلنت با استخوان می‌تواند پایداری اولیه پس از جراحی را فراهم آورد. این پایداری، زمینه‌ای برای رسیدن به پایداری ثانویه و موفقیت کاشت ایمپلنت خواهد بود^(۲۸).

موفقیت جراحی تعویض مفصل ران مستلزم تأمین پایداری اولیه مفصل است. مفهوم پایداری اولیه به درگیری مکانیکی بین ایمپلنت و استخوان پذیرنده آن برمی‌گردد. اگر مجموعه عوامل مؤثر در موفقیت جراحی در تأمین پایداری اولیه ناتوان باشد، امکان ایجاد پایداری ثانویه که به فرآیند استخوان‌سازی اطراف ایمپلنت وابسته است به حداقل خواهد رسید. شل‌شدگی ایمپلنت در تعویض مفصل ران یکی از مهمترین شاخص‌های عدم تأمین پایداری اولیه در کاشت ایمپلنت است. جابجایی نسبی ایمپلنت در بافت استخوانی پذیرنده باعث ناپایداری و ایجاد ریز حرکت در سطح مشترک می‌شود که انتظار ایجاد پل‌های استخوانی توسط استئوبلاست‌ها در آن به وجود آید. از این رو، هدف مطالعه حاضر بررسی اثر اعمال نیروهای دینامیکی ناشی از راه رفتن طبیعی انسان بر ایجاد و محل شل‌شدگی مفصل تعویض شده ران است.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه از روش المان محدود برای بدست آوردن تنش و کرنش‌های مکانیکی حین بارگذاری راه رفتن طبیعی در استخوان، ایمپلنت و به ویژه سطح مشترک آنها استفاده شده است. این روش، مبتنی بر حل عددی معادلات دیفرانسیلی مکانیکی-فیزیکی در محیطی با مواد و هندسه تعریف شده است که با گسسته‌سازی هندسی به اجزای کوچکتری تقسیم شده اند. در واقع، معادلات مذکور ابتدا برای هر المان تشکیل و حل می‌شوند و سپس پیوستگی ساختاری نتیجه را در کل محیط ارائه خواهد کرد. از این رو، گام



شکل ۳ پاسخ وابسته به زمان مؤلفه افقی (خارجی-داخلی) تفاوت کرنش در دو سوی سطح استخوان-ایمپلنت را در لبه‌های خارجی و داخلی نشان می‌دهد. مقدار بیشینه اختلاف کرنش در لبه داخلی (۱/۶ درصد کرنش) حدود ۱۶ برابر بیشینه همین متغیر در لبه خارجی (۰/۱ درصد کرنش) است. بیشترین اختلاف کرنش در سطح، در پایین‌ترین منطقه سطح مشترک استخوان-ایمپلنت (مناطق ۳ و ۵ گروئن) رخ داده است و هر چه منطقه به سمت سر ایمپلنت نزدیک می‌شود، از مقدار اختلاف کرنش کاسته می‌شود. تغییرات اختلاف کرنش با درصدهای فاز استنس (stance phase) در همه مناطق شبیه به هم و در لحظه مید-استنس (mid-stance) در حدود ۲۵ درصد بیشینه است. قله دوم تغییرات اختلاف کرنش در لحظه تو-آف (toe-off) در حدود ۸۵ درصد رخ داده است. توزیع کرنش و تنش مکانیکی در برش دوبعدی مدل در شکل ۴ آمده است. در زمانی که بیشینه نیروی اعمالی در سیکل راه رفتن به

درصد به استخوان و مابقی به ایمپلنت متعلق بوده‌اند. فرآیند حل به طور کامل به صورت عددی توسط حل‌کننده ADINA انجام گرفته است.

یافته‌ها

پس از حل عددی، نقاطی بر روی سطح مشترک استخوان-ایمپلنت بر اساس سیستم شماره‌گذاری مناطق گروئن^۲ علامت‌گذاری شد. برای ایجاد امکان مقایسه مکانی نتایج، سه جفت نقطه بر روی سطح مشترک استخوان-ایمپلنت در دو لبه خارجی و داخلی مجموعه مطابق شکل ۳ و در میانه مناطق هفت‌گانه گروئن (به غیر از منطقه ۴) نشانه‌گذاری شده است. در این نقاط تفاوت کرنش در دو سوی سطح مشترک به عنوان معیاری از شل‌شدگی ایمپلنت تحت بارگذاری محاسبه شد.

2- Gruen Zone Numbering System.



بحث

برای کمّی کردن مقدار شل‌شدگی ایمپلنت در مفصل تعویض‌شده ران، می‌توان به بررسی اختلاف کرنش ایجاد شده بین استخوان و ساقه ایمپلنت اتکا کرد. به بیان دیگر، تغییر شکل ایمپلنت مفصل ران با جنس فولاد ضدزنگ پزشکی نسبت به تغییر شکل بافت استخوان در مجاورت آن می‌تواند به عنوان معیاری از جدایی مطرح شود. اگر این اختلاف افزایش یابد به این معناست که دو ماده در مجاورت هم لزوماً با هم تغییر شکل نمی‌یابند و این می‌تواند به جدایش و در نهایت شل‌شدگی منتهی شود. شکل ۴-الف این تفاوت را در لبه داخلی به

مجموعه مورد تحلیل در لحظه مید-استنس (حدود ۲۵ درصد) اعمال شده، بخش خارجی استخوان با کرنش فشاری (مقادیر مثبت کرنش) مواجه شده است؛ در حال که بخش داخلی استخوان تحت کرنش کششی قرار گرفته است. توزیع تنش فون مایز (von Mises) که کمیتی همیشه مثبت است و به عنوان معیاری از تنش‌های مرکب استفاده می‌شود، در سطح استخوان-ایمپلنت افزایش قابل توجهی نسبت به محیط اطراف دارد. انتهای پایینی مدل نیز درگیر تنش فون-مایز قابل توجهی شده است. بیشینه تنش در مدل به مقدار ۵/۷ مگاپاسکال رسیده است.

غضروف طبیعی در اثر راه رفتن در مفصل ران در مطالعه لی و همکاران در سال ۲۰۲۱، برابر با ۶/۵ مگاپاسکال محاسبه شده است^(۲۵). البته توجه به این نکته ضروری است که مدل المان محدود آنها اگرچه از بارگذاری دینامیک راه رفتن استفاده کرده ولی ساختار طبیعی غضروف مفصلی در ران را مورد بررسی قرار داده و تعویض مفصل در مدل‌سازی مطالعه نشده است^(۲۵).

از آنجایی که اختلاف کرنش در سطح مشترک تا حد قابل توجهی بالا است، می‌توان بر اساس منابع پیشین پیش‌بینی کرد که در تعداد تکرار بالا به شکست کاشت ایمپلنت منتهی گردد^(۲۳). به علاوه، شل‌شدگی بخش پایینی ساقه ایمپلنت در سطح با استخوان باعث می‌شود تا پیوستگی ساختاری مجموعه استخوان-ایمپلنت از بین برود و سهم باربرداری در آن ناحیه به صفر میل کند. به عبارت دیگر، هنگامی که واسطی مادی برای انتقال تنش مکانیکی وجود نداشته باشد، پیش‌بینی می‌شود مقدار تنش مکانیکی بر دیگر مناطق افزایش یابد و این روند جدایش رو به گسترش و فزاینده‌ای را به همراه آورد.

وقتی پا در موقعیت مید-استنس (حدود ۲۵ درصد استنس جایی که تحمل وزن بیشینه است) قرار گرفته، تنش مکانیکی و اختلاف کرنش در سطح مشترک به علت تحمل بار به صورت طبیعی بالا رفته تا جایی که تنش فون مایرز به ۵/۱ کیلوپاسکال و اختلاف کرنش در سطح مشترک به ۱/۴ درصد رسیده است. در فاز اولیه سوینگ کاهش تنش و اختلاف کرنش در سطح مشترک اتفاق افتاده که به دلیل کاهش بار اعمالی و مورد انتظار بوده است. به علاوه، مقادیر و توزیع کانتورهای تنش در شکل ۴ نشان دهنده نوعی تمرکز تنش در سطح مشترک استخوان-ایمپلنت هستند. تفاوت در مقدار مدول الاستیک دو ماده (ایمپلنت بیش از ۱۰ برابر سفت‌تر است) موجب دریافت سهم شار تنش مکانیکی بیشتر در خود می‌شود و حالت سپر تنش^۳ ایجاد می‌کند. این اتفاق در قله‌های بارگذاری دینامیکی طی یک سیکل راه رفتن شدت بیشتری می‌گیرد که این نتیجه مطابق مطالعات پیشین بوده است^(۲۳). مطالعه المان محدود تودو در سال ۲۰۱۸، بر روی مفصل تعویض‌شده ران این توصیه را داشته که می‌توان با کاهش مدول الاستیک ایمپلنت از ایجاد شدن سپر تنش و در نتیجه شل‌شدگی در ساقه ایمپلنت تا حدودی جلوگیری کرد^(۲۶).

مطالعه حاضر با محدودیت‌هایی روبرو بوده است. نخست، مدل‌سازی با فرض ساده‌سازی‌هایی انجام شده است که مهمترین آنها دو بُعدی بودن مدل، فرض الاستیک خطی و همسانگردی مواد (عدم وابستگی خواص مواد به جهات هندسی) بوده است. شیخ و همکاران در سال ۲۰۱۲، با مدل‌سازی بارگذاری روی پروتز ران نشان دادند دو بُعدی بودن مدل با فرض تنش‌های صفحه‌ای، در قیاس با لحاظ کردن مدل سه بُعدی در شرایط یکسان می‌تواند تا حدود ۱۴ درصد خطای نتایج را کمتر از مقدار سه بُعدی آنها به دست آورد. این مقدار خطای ناشی از هندسه به دلیل افزایش سفتی مدل دو بُعدی (ماده بیشتر در ضخامت ثابت)

خوبی نشان می‌دهد. این نمودار دو قله بزرگ برای اختلاف کرنش در نقاط، به ویژه در مناطق انتهایی ساقه (مناطق ۳ و ۵ گروئن) را نشان می‌دهد که در هر سیکل راه رفتن تکرار خواهند شد. در مناطق فوقانی (مناطق ۱ و ۷ گروئن) به ویژه در لبه داخلی سطح مشترک استخوان-ایمپلنت، تغییرات کرنش قابل اغماض است به همین دلیل خطر شل‌شدگی کمتر خواهد بود؛ اما در منطقه ۳ و ۵ گروئن (انتهای ساقه ایمپلنت) مقدار اختلاف کرنش در سطح به مقدار قابل توجه ۱/۶ درصد رسیده که ممکن است باعث کاهش پایداری اولیه در ایمپلنت شود.

تفاوت کرنش بین استخوان و ایمپلنت در لبه خارجی که در شکل ۳ نشان داده شده، در واقع بیانگر این است که بیشترین مقدار در منطقه ۵ گروئن اتفاق می‌افتد؛ اما مقدار اختلاف کرنش ۱۶ برابر کمتر است و بیشینه آن از ۰/۱ درصد فراتر نرفته است. این موضوع بیانگر آن است که خطر شل‌شدگی ایمپلنت در لبه خارجی ناچیز است. این یافته با مطالعات المان محدود انجام شده قبلی مطابقت دارد^(۲۴،۲۳). الشیخ و همکاران در سال ۲۰۰۳، با استفاده از روش المان محدود تنش‌های مکانیکی وارد بر مفصل مصنوعی ران را در زمین خوردن ناگهانی به طور دینامیکی مدل کردند^(۲۳). لو و همکاران در سال ۲۰۲۰، با اعمال بار استاتیکی به مدلی سه بُعدی، قبل و بعد از تعویض مفصل ران، بیان داشتند که تنش مکانیکی در بخش‌های داخلی و دیستال در مفصل تعویض شده بالاتر است^(۲۴).

با استناد به مقادیر اختلاف کرنش در سطح مشترک، خطر شل‌شدگی در لبه داخلی بیشتر است؛ اما با توجه به شکل ۴ ممکن است تضادهایی به علت مقدار کرنش زیادتر در لبه خارجی به نظر بیاید. لازم به یادآوری است که کانتورهای رنگی نشان داده شده در شکل ۴، کرنش‌های خالص هستند در صورتی که داده‌های نمودارهای شکل ۳ کرنش‌های نسبی بین استخوان و ایمپلنت را نمایندگی می‌کنند. شکل ۴ همچنین نشان می‌دهد که حداکثر تغییر شکل در لحظه تو-آف (پیش از جدا شدن پا از زمین، حدود ۸۵ درصد فاز استنس) در سیکل راه رفتن هنگامی که اندام تحتانی نیروی رانشی را به جلو فراهم می‌کند، ظاهر می‌شود. در توافق با این نتیجه و بر اساس الگوهای توزیع تنش مکانیکی در شکل ۴ می‌توان نتیجه گرفت که در طول برخورد اولیه تا زمان جدا شدن پا از زمین، تنش تنها در سطح مشترک توزیع می‌شود ولی در زمان تحمل نیرو، هم مقدار و هم گستره توزیع تنش به طور چشمگیری افزایش می‌یابد.

در حدود ۵۵ درصد از سیکل راه رفتن، زمانی که سیستم حرکتی آماده فاز سوینگ می‌شود، اغلب عضلات پا در تلاش برای ایجاد نیروی پیش‌رانش (در لحظه تو-آف) هستند. از دیدگاه سینماتیکی، در این لحظه زاویه مفصل ران با رسیدن به بیشترین مقدار اکستنشن خود باعث ایجاد خمش ترکیبی و گشتاور پیچشی بالایی می‌شود که می‌تواند بازه تغییرات تنش‌های مکانیکی را تا حدود ۵/۷ مگاپاسکال و اختلاف کرنش‌ها را تا ۱/۶ درصد افزایش دهد. مقدار تنش در بافت

نسبت به سه‌بُعدی بوده است^(۲۲). پیشنهاد می‌شود مدل‌سازی‌های آتی با در نظر گرفتن هندسه‌های سه‌بُعدی به تحلیل چنین مواردی بپردازند. به علاوه، اصطکاک بین استخوان و ایمپلنت در واقعیت، برای همه طول سطح مشترک یکسان نیست اما ناگزیر در این مطالعه ثابت فرض شده است. شرایط مرزی فرض شده در این مدل نیز با ساده‌سازی و احتمال وجود خطا همراه است. برش استخوان از دیافیز در مدل و درگیر کردن همه درجات آزادی با شرایط واقعی که استخوان از کنده‌ها در زانو مهار می‌شود تفاوت دارد. پیشنهاد می‌شود در مطالعه‌های آتی مواردی مانند سه‌بُعدی شدن مدل، پیچیدگی خاصیت مواد و توجه به اثر خستگی مکانیکی به تحلیل اضافه شوند. احتمال شل‌شدگی با نتایج فعلی تا حدودی محافظه‌کارانه است چرا که در واقعیت هنگام راه رفتن بار به صورت سیکنی و با فرکانس بالا (دست کم یک هرتز) اعمال می‌شود که ممکن است به تسریع در کاهش پایداری اولیه منجر شود. مطالعات گذشته نشان دادند که یک مفصل تعویض‌شده ران نرمال عموماً توانایی تحمل یک میلیون سیکل بارگذاری در سال را دارد^(۲۷). گریزا و همکاران در سال ۲۰۰۹، نشان دادند که حتی در شرایطی که ایمپلنت از ناحیه پروگزیمال دچار شل‌شدگی شده باشد می‌تواند تا ۵ میلیون سیکل بارگذاری دیگر را تاب آورد^(۲۷). اما مطالعه اخیر بابیچ و همکاران در سال ۲۰۲۰، بیان داشت که ایمپلنت ران با شل‌شدگی دیستال تنها حدود ۳۵۰ هزار سیکل بارگذاری را تحمل خواهد کرد^(۲۸). جز آن، از آنجایی که این مطالعه با فرض کاشت بدون سیمان استخوانی بود، مطالعه‌ای دیگر می‌تواند اثر استفاده از سیمان بر توزیع کرنش و تنش مکانیکی در این نوع جراحی را بررسی کند؛ چرا که مطابق نظریه تیر روی بستر الاستیک^۴ یک سازه یا تیر (در اینجا مشابه ساقه ایمپلنت) بر روی بستری الاستیک‌تر جابجایی کمتری خواهد داشت^(۲۹).

نتیجه‌گیری

بیشترین مقدار اختلاف کرنش در پایین‌ترین منطقه ساقه ایمپلنت رخ داده که بیان‌کننده محل بروز احتمالی جدایش در شل‌شدگی ایمپلنت است. لبه داخلی سطح مشترک استخوان و ایمپلنت، اختلاف کرنش بیشتری را در سطح مشترک استخوان و ایمپلنت تحمل می‌کند. بر خلاف لبه خارجی که تنش مکانیکی در آن فشاری است، تنش مکانیکی در لبه داخلی کششی است که ممکن است باعث کاهش پایداری اولیه و شل‌شدگی ایمپلنت شود. نتایج این مطالعه پیشنهاد می‌کند راهکارهای مقابله با شل‌شدگی اعم از بهینه‌کردن طراحی ایمپلنت یا تغییر در روش‌های جراحی تعویض مفصل باید معطوف به کاهش تنش در بخش داخلی و دیستال ساقه ایمپلنت (منطقه ۵ گروئن) باشد.

4- Theory of Beam on Elastic Foundation.

منابع

- Ishida K, Okada K, Hamada Y. Wear and bending strain characteristics of artificial hip joint with non-glued stem and UHMWPE femur. *Precision engineering*. 2005;29(4):396-403.
- Hatton A, Nevelos J, Nevelos A, Banks R, Fisher J, Ingham E. Alumina-alumina artificial hip joints. Part I: a histological analysis and characterisation of wear debris by laser capture microdissection of tissues retrieved at revision. *Biomaterials*. 2002;23(16):3429-40.
- Firkins P, Tipper J, Ingham E, Stone M, Farrar R, Fisher J. A novel low wearing differential hardness, ceramic-on-metal hip joint prosthesis. *Journal of biomechanics*. 2001;34(10):1291-8.
- Bouiadjra BB, Belarbi A, Benbarek S, Achour T, Serier B. FE analysis of the behaviour of microcracks in the cement mantle of reconstructed acetabulum in the total hip prosthesis. *Computational Materials Science*. 2007;40(4):485-91.
- Lannocca M, Varini E, Cappello A, Cristofolini L, Bialoblocka E. Intra-operative evaluation of cementless hip implant stability: A prototype device based on vibration analysis. *Medical engineering & physics*. 2007;29(8):886-94.
- Kremers HM, Larson DR, Crowson CS, et al. Prevalence of total hip and knee replacement in the United States. *J Bone Joint Surg (Am Vol)*. 2015;97(17):1386-97.
- Culliford DJ, Maskell J, Beard DJ, Murray DW, Price AJ, Arden NK. Temporal trends in hip and knee replacement in the United Kingdom: 1991 to 2006. *J Bone Joint Surg (Br Vol)*. 2010;92(1):130-5.
- Beckenbaugh RD, Ilstrup DM. Total hip arthroplasty. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1978;60(3):306-13.
- Maloney WJ, Schmalzried T, Harris WH. Analysis of long-term cemented total hip arthroplasty retrievals. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2002;405:70-8.
- Jasty M, Maloney W, Bragdon C, O'connor D, Haire T, Harris W. The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 1991;73(4):551-8.
- Huiskes R, Boeklagen R. Mathematical shape optimization of hip prosthesis design. *Journal of Biomechanics*. 1989;22(8-9):793-804.
- Katoozian H, Davy DT. Effects of loading conditions and objective function on three-dimensional shape optimization of femoral components of hip endoprostheses. *Medical Engineering & Physics*. 2000;22(4):243-51.
- Kleemann RU, Heller MO, Stoeckle U, Taylor WR, Duda GN. THA loading arising from increased femoral anteversion and offset may lead to critical cement stresses. *Journal of Orthopaedic Research*. 2003;21(5):767-74.
- Rowlands A, Duck F, Cunningham J. Bone vibration measurement using ultrasound: Application to detection of hip prosthesis loosening. *Medical engineering & physics*. 2008;30(3):278-84.
- Kaku N, Tanaka A, Tagomori H, Tsumura H. Finite element analysis of stress distribution in flat and elevated-rim polyethylene acetabular liners. *Clin Orthop Surg*. 2020;12(3):291-7.
- Abdullah AH, Todo M, Nakashima Y. Stress and damage formation analysis in hip arthroplasties using CT-based finite element method. *Journal of Engineering and Applied Sciences*. 2017;12(10):2715-9.
- Chethan K, Zuber M, Shenoy S, Kini CR. Static structural analysis of different stem designs used in total hip arthroplasty using finite element method. *Heliyon*. 2019;5(6):e01767.
- Ismail NF, Shuib S, Yahaya MA, Romli AZ, Shokri AA. Finite element analysis of uncemented total hip replacement: The effect of bone-implant interface. *International Journal of Engineering and Technology (UAE)*. 2018;7(4):230-4.
- Stolk J, Verdonshot N, Cristofolini L, Toni A, Huiskes R. Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests. *Journal of Biomechanics*. 2002;35(4):499-510.
- Peter B, Ramaniraka N, Rakotomanana L, Zambelli P, Pioletti DP. Peri-implant bone remodeling after total hip replacement combined with systemic alendronate treatment: a finite element analysis. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2004;7(2):73-8.
- Kennedy F. *Biomechanics of the hip and knee: implant wear. Wear of orthopaedic implants and artificial joints: Elsevier*; 2013. p. 56-92.
- Shaik S, Bose K, Cherukuri H. A study of durability of hip implants. *Materials & Design*. 2012;42:230-7.
- El'Sheikh H, MacDonald B, Hashmi M. Finite element simulation of the hip joint during stumbling: a comparison between static and dynamic loading. *Journal of Materials Processing Technology*. 2003;143:249-55.
- Luo C, Wu X-D, Wan Y, Liao J, Cheng Q, Tian M, et al. Femoral Stress Changes after Total Hip Arthroplasty with the Ribbed Prosthesis: A Finite Element Analysis. *BioMed research international*. 2020;2020.
- Li J. Development and validation of a finite-element musculoskeletal model incorporating a deformable contact model of the hip joint during gait. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2021;113:104136.
- Todo M. Biomechanical analysis of hip joint arthroplasties using CT-image based finite element method. *Journal of Surgery and Research*. 2018;1(2):34-41.
- Griza S, Zanon G, Silva E, Bertoni F, Reguly A, Strohaecker T. Design aspects involved in a cemented THA stem failure case. *Engineering Failure Analysis*. 2009;16(1):512-20.
- Babić M, Verić O, Božić Ž, Sučić A. Finite element modelling and fatigue life assessment of a cemented total hip prosthesis based on 3D scanning. *Engineering Failure Analysis*. 2020;113:104536.
- Boresi AP, Schmidt RJ, Sidebottom OM. *Advanced mechanics of materials: Wiley New York*; 1985.