

پیش بینی استحکام استخوان دیستال فمور پس از کورتاژ تومور و سیمان گذاری با استفاده از روش اجزای محدود (FEA) بر مبنای برش نگاری کمی کامپیوتری

خلاصه

پیش زمینه: کورتاژ و سیمان گذاری روش درمان معمول درمان تومورهای خوش خیم استخوانی انتهای فمور است. در حالی که شکستگی یکی از معضلات پس از جراحی است، معیار دقیقی برای مشخص کردن بیماران با خطر بالای شکستگی وجود ندارد. با توجه به ارتباط تنگاتنگ بین استحکام استخوان و خطر شکستگی آن، هدف از این مطالعه ارائه یک روش غیرتهاجمی برای پیش بینی استحکام انتهای فمور پس از جراحی تخلیه تومور و پرکردن آن با سیمان است.

مواد و روش ها: ۱۴ نمونه انتهای فمور جسد پس از تخلیه انتهای فمور و پر کردن با سیمان استخوانی (شبهه درمان تومور سلول غول آسا در این ناحیه) برای تست مکانیکی آماده شدند. استحکام نمونه‌ها تحت بار فشاری در آزمایشگاه محاسبه شد. مدل ۳-بعدی نمونه‌ها با استفاده از تصاویر برش نگاری کمی کامپیوتری (Quantitative-CT scan) ایجاد شد. با اعمال شرایط بارگذاری مشابه تست‌های مکانیکی به مدل‌ها، استحکام استخوان با تحلیل اجزای محدود (Finite Element Analysis) در نرم افزار آباکوس سنجیده شد. صحت و دقت مدل‌ها در پیش بینی استحکام استخوان با استفاده از محاسبات آماری t زوجی و رگرسیون خطی ارزیابی شدند.

یافته‌ها: استحکام محاسبه شده با تحلیل اجزای محدود با مقادیر محاسبه شده در تست‌های مکانیکی آزمایشگاهی روی ۱۴ نمونه جسدی انتهای فمور بر اساس آزمون t زوجی تفاوت معناداری را نشان نداد ($p \text{ value} > 0.05$). همچنین شیب خط بدست آمده از تحلیل رگرسیون خطی بین استحکام محاسبه شده در آزمایشگاه و تحلیل اجزای محدود، تفاوت معناداری را از ۱ نشان نداد.

نتیجه گیری: نتایج حاصل، توانایی روش اجزای محدود در پیش بینی استحکام انتهای فمور پس از جراحی را نشان می‌دهد. این مدل‌ها همچنین می‌توانند برای بررسی بیشتر جنبه‌های نامشخص مسائل سیمان-استخوان مورد استفاده قرار بگیرند.

واژه‌های کلیدی: تحلیل اجزای محدود، استخوان فمور، سیمان گذاری، روش برون تنی، استحکام فشاری، تومور سلول غول آسای استخوان

دریافت مقاله: ۲۵ ماه قبل از چاپ؛ مراحل اصلاح و بازنگری: ۲ بار؛ پذیرش مقاله: ۱ ماه قبل از چاپ

*آزاده قوچانی، *غلامرضا روحی، *محمد حسین ابراهیم زاده

مقدمه

ناحیه انتهای فمور شایع‌ترین مکان بروز تومورهای خوش خیم استخوانی از جمله تومور سلول غول آسا^۱ یا کیست استخوانی آنوریسمال^۲ است^(۱). روش معمول درمان این ضایعات استخوانی، جراحی شامل کورتاژ و سیمان گذاری است^(۲). شکستگی بعد از عمل یکی از عوارضی است که موجب درد و ناتوانی بیمار می‌شود، به گونه‌ای که عمل مجدد ضرورت پیدا می‌کند. بررسی تصاویر رادیوگرافی از بیماران نشان داده است که شکستگی معمولاً در ناحیه سطح مشترک سیمان-استخوان ایجاد می‌شود (شکل ۱). به منظور جلوگیری یا کاهش خطر شکستگی در مواردی که تومور بزرگ باشد یا جراح احتمال شکستگی را بدهد استفاده از فیکساتورهای داخلی مانند پلاک برای تقویت ناحیه سیمانی پیشنهاد می‌شود^(۳). شناسایی بیماران با خطر شکستگی بالا قبل از عمل، لزوم استفاده از فیکساتور داخلی را در حین جراحی مشخص می‌کند^(۴). اما در حال حاضر، داده بیومکانیکی یا معیار کلینیکی دقیقی برای تعیین افراد در معرض خطر بالای شکستگی وجود ندارد^(۵). بنابراین، وجود یک روش غیرتهاجمی برای پیش بینی میزان خطر شکستگی بعد از عمل می‌تواند مفید باشد.

*گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران-ایران
**ارتوپد، مرکز تحقیقات ارتوپدی، گروه ارتوپدی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد-ایران

نویسنده مسئول:

دکتر غلامرضا روحی

تهران، خیابان حافظ، روبروی خیابان

سمیه، دانشگاه صنعتی امیرکبیر،

دانشکده مهندسی پزشکی

Email: grouhi@aut.ac.ir

1 Giant Cell Tumor

2 Aneurysmal Bone Cyst

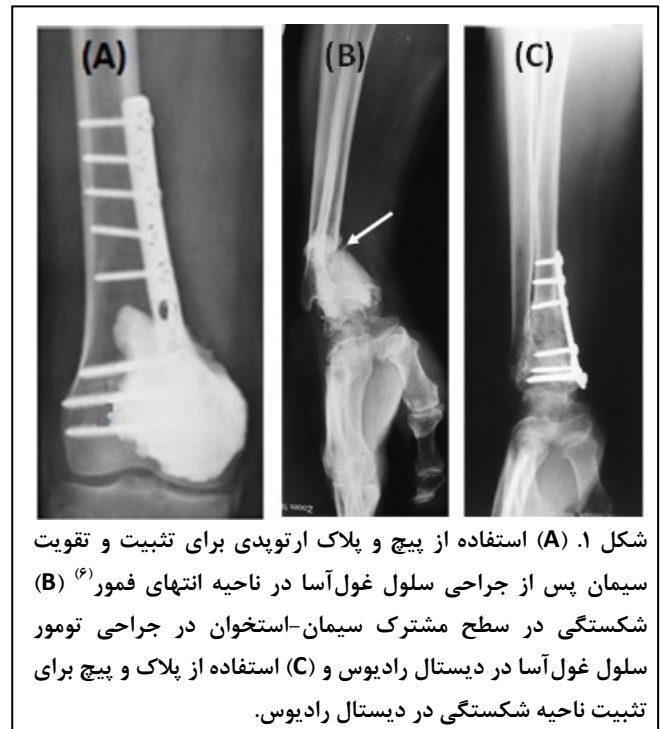
می‌آید. باتوجه به وابستگی خواص مکانیکی به چگالی استخوان، آگاهی از توزیع چگالی موضعی استخوان برای محاسبه خواص مکانیکی ناهمگن آن ضرورت دارد و در نظر گرفتن خواص دقیق استخوان برای محاسبه استحکام آن ضروری است. روش اجزای محدود بر مبنای تصاویر برش‌نگاری کمی کامپیوتری برای پیش‌بینی خطر شکستگی و استحکام ناحیه پروگزیمال فمور استفاده شده است و منجر به نتایج خوبی در تطابق با نتایج آزمایش‌های برون تنی^۲ شده است^(۱۷، ۱۸). مطالعات اجزای محدود اندکی بر روی بیومکانیک استخوان پس از جراحی تومورهای خوش‌خیم تاکنون انجام شده است و مطالعات انجام شده نیز دارای محدودیت‌ها و ساده‌سازی‌هایی بوده‌اند. به‌عنوان مثال، در مطالعاتی روی ارزیابی روش‌های عددی مختلف برای تعیین بار شکست یا تعیین بهترین فیکساتور به‌منظور جلوگیری از شکستگی پس از جراحی در ناحیه انتهای فمور، برای ساده‌سازی از رفتار پس از تسلیم استخوان و نیز اثر خواص مکانیکی سطح مشترک سیمان-استخوان صرف‌نظر شده است^(۱۹، ۲۰). در مطالعه اجزای محدود دیگری بر روی خطر شکستگی استخوان دچار تومور در ناحیه پروگزیمال تیبیا، صحت نتایج مدل اجزای محدود مورد ارزیابی قرار نگرفته است^(۲۱). پر واضح است که یک گام ضروری تایید صحت نتایج تحلیل اجزای محدود است. همچنین، در نظر گرفتن خواص مکانیکی پس از تسلیم، علاوه بر توزیع ناهمگن این خواص، برای تعیین استحکام استخوان ضروری است.

ارائه یک مدل دقیق و معتبر برای پیش‌بینی استحکام استخوان می‌تواند در مشخص کردن بیماران با خطر شکستگی بالا مورد استفاده قرار بگیرد. بنابراین، هدف از این مطالعه، ارائه یک روش FEA بر مبنای تصاویر برش‌نگاری کمی کامپیوتری که توسط آزمون‌های برون تنی اعتبار سنجی می‌شود برای پیش‌بینی استحکام استخوان انتهای فمور پس از جراحی است. به طوری که روش ارائه شده در بردارنده ویژگی‌های ناحیه سطح مشترک سیمان-استخوان باشد و همچنین رفتار استخوان پس از تسلیم در مدل‌های اجزای محدود لحاظ شوند.

مواد و روش‌ها

۱-۲ بخش آزمایشگاهی

بخش آزمایشگاهی این مطالعه برون تنی که از اردیبهشت ۹۵ تا مهر ۱۳۹۷ انجام شده است، شامل بررسی روی ۱۴ نمونه استخوان انتهای فمور سالم انسانی است که از بانک اعضای پیوندی و مرکز تحقیقات ایران تهیه شده است. شبیه‌سازی جراحی تومور شامل کورتاژ بخشی از استخوان در ناحیه اپی‌فیز و پر کردن حفره با سیمان استخوانی توسط یک جراح ارتوپد در آزمایشگاه مرکز تحقیقات ارتوپدی، روی نمونه‌ها انجام شد.



شکل ۱. (A) استفاده از پیچ و پلاک ارتوپدی برای تثبیت و تقویت سیمان پس از جراحی سلول غول‌آسا در ناحیه انتهای فمور^(۶) (B) شکستگی در سطح مشترک سیمان-استخوان در جراحی تومور سلول غول‌آسا در دیستال رادیوس و (C) استفاده از پلاک و پیچ برای تثبیت ناحیه شکستگی در دیستال رادیوس.

براساس مطالعات گذشته، استحکام استخوان به عنوان یک عامل موثر برای پیش‌بینی خطر شکستگی آن بیان شده است^(۷). روش تحلیل اجزای محدود FEA^۱ را می‌توان به عنوان یک ابزار غیرتهاجمی برای پیش‌بینی استحکام استخوان پس از جراحی مورد استفاده قرار داد. روش‌های اجزای محدود، امروزه کاربردهای زیادی در بیومکانیک ارتوپدی پیدا کرده‌اند. از این روش قدرتمند عددی، می‌توان به‌عنوان مثال جهت تعیین نرخ نوسازی استخوان تحت بارهای مختلف و یا تعیین بهترین ایمپلنت از منظر بیومکانیکی در جراحی استخوان استفاده کرد^(۸-۱۴). روحی و همکاران، از این تکنیک برای بررسی نوسازی و رابطه بین ضخامت تیغه‌های استخوانی با مقدار و جهت بار اعمالی در استخوان اسفنجی استفاده کردند^(۱۳). از این روش عددی همچنین برای مقایسه عملکرد ایمپلنت‌های مختلف در شکستگی گردن فمور استفاده شده است و نتایج خوبی در تطابق با داده‌های آزمایشگاهی گزارش شده است^(۱۵). FEA بر مبنای تصاویر برش‌نگاری کمی کامپیوتری^۲ یکی از تکنیک‌های نوین مدل‌سازی بافت‌های بیولوژیک است که در دهه ۹۰ میلادی معرفی شده است^(۱۶). ویژگی متمایز کننده آن از روش‌های معمول مدل‌سازی اجزای محدود استخوان، قابلیت لحاظ نمودن توزیع خواص ناهمگن استخوان در مدل‌سازی آن است. در این روش، با استفاده از یک فانتوم کالیبراسیون رابطه‌های ریاضی بین اعداد هانسفیلد تصاویر که نشان‌دهنده شدت جذب اشعه ایکس در نواحی مختلف است، و چگالی موضعی استخوان به‌دست

1 FEA (Finite Element Analysis)

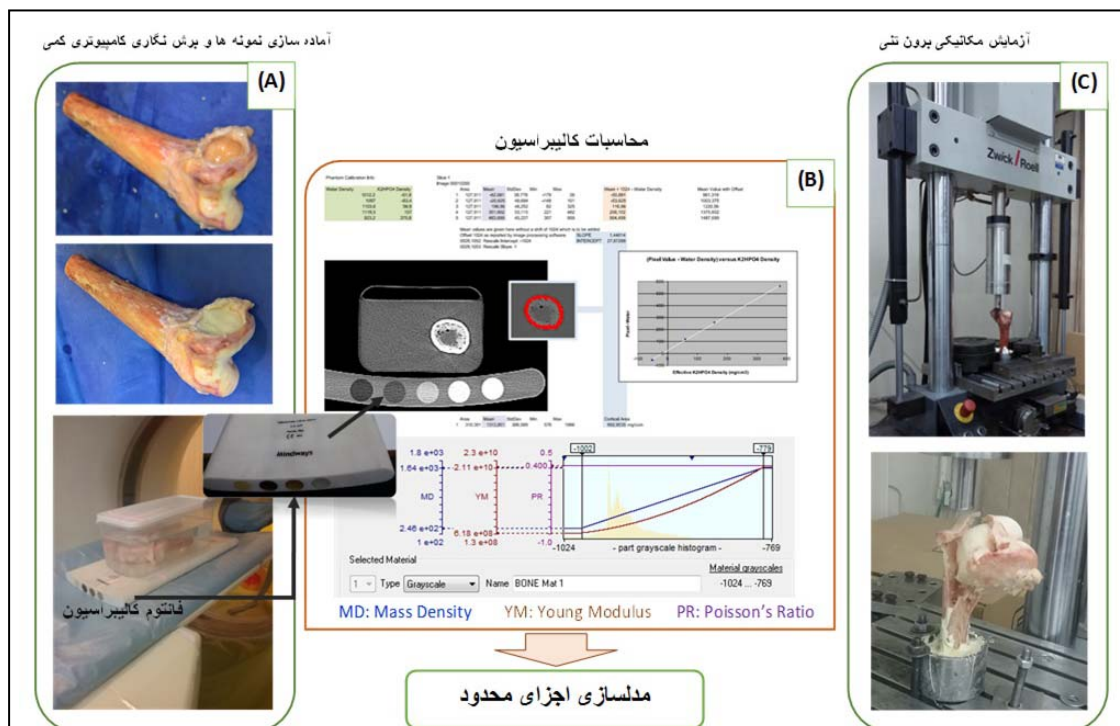
2 Quantitative Computed Tomography (QCT)

۲-۲ بخش مدل‌سازی اجزای محدود (FEA)

تصاویر برش‌نگاری کمی کامپیوتری با فرمت دایکام^۱ وارد نرم افزار مدل‌سازی (SIMPLEWARE (v.3.1) شد. به کمک ابزارها و فیلترهای موجود در نرم‌افزار، قسمت‌های مربوط به استخوان و سیمان، هر یک به صورت جداگانه از بخش‌های اطراف تفکیک شدند و مدل سه‌بعدی استخوان که روی آن شبیه‌سازی جراحی تومور انجام شده بود، ساخته شد. در مرحله بعد مدل، مش‌بندی (تقسیم مدل هندسی به اجزای کوچکی به نام المان) شد و خواص ناهمگن مکانیکی استخوان بر مبنای چگالی به آن اختصاص داده شد. به طوری که هر المان مدل استخوان، دارای یک چگالی مخصوص و در نتیجه خواص مکانیکی بخصوصی بود. خواص الاستیک و رفتار پس از تسلیم شامل تنش تسلیم، کرنش پلاستیک، مدول پلاستیک و تنش کمینه در مرحله شکست، بر اساس روابط تجربی به دست آمده برای استخوان انتهای فمور توسط کیاک و همکاران^(۷) برای المان‌های مدل استخوان استفاده شد (جدول ۱). سیمان به صورت ماده‌ای همگن در نظر گرفته شد. مراحل مدل‌سازی اجزای محدود در شکل ۳ نشان داده شده است.

سپس، هر نمونه به صورت مجزا درون محفظه پر شده با آب و در دستگاه برش‌نگاری کامپیوتری قرار گرفت. یک فانتوم کالیبراسیون نیز در زیر محفظه آب قرار داده شد و برش‌نگاری با استفاده از یک اسکنر پزشکی با وضوح تصویر ۰/۵ میلی‌متر برای طول و عرض هر پیکسل و ضخامت ۱ میلی‌متر انجام شد. (فانتوم کالیبراسیون مورد استفاده دارای ۵ لوله حاوی غلظت‌های متفاوت محلول دی پتاسیم هیدروژن فسفات با چگالی‌های معلوم بود. با تعیین میانگین اعداد هانسفیلد هر یک از لوله‌ها، منحنی و معادله کالیبراسیون به دست آمد که در تعیین چگالی قسمت‌های نامعلوم استخوان مورد استفاده قرار گرفت). در مرحله بعد، هر نمونه در آزمایشگاه خواص مکانیکی دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تحت بار فشاری تا نقطه شکست قرار گرفت. (بار فشاری بر اساس روش کنترل جابه‌جایی توسط استوانه‌ای صلب با قطر ۲/۵ سانتیمتر روی کندیل مدیال وارد شد. تغییر مکان آن استوانه و نیروی عکس‌العملی وارد بر آن از سمت استخوان ثبت، و نمودار نیرو-جابه‌جایی توسط دستگاه رسم شد). بیشینه نیرو در این نمودار به عنوان بار شکست آزمایشگاهی (F_{max}) در نظر گرفته شد. (شکل ۲). تمام مراحل بخش آزمایشگاهی برای هر نمونه به منظور جلوگیری از آسیب بافت در اثر انجماد و یخ زدایی مجدد، در یک روز انجام شد.

1. DICOM



شکل ۲. مراحل مختلف بخش آزمایشگاهی: (A) شبیه‌سازی عمل جراحی تومور در ناحیه دیستال فمور و برش‌نگاری کمی کامپیوتری از نمونه قرار داده شده در محفظه پر از آب، (B) کالیبراسیون اعداد هانسفیلد با چگالی‌های معلوم لوله‌های فانتوم و استخراج رابطه خطی برای تبدیل این اعداد به چگالی استخوان و محاسبه خواص مکانیکی استخوان از جمله مدول یانگ بر مبنای چگالی استخوان؛ خواص مکانیکی محاسبه شده در مدل‌سازی اجزای محدود مورد استفاده قرار می‌گیرند، (C) آزمون مکانیکی تحت بار فشاری تا شکست نمونه‌ها در آزمایشگاه.

رگرسیون خطی صحت و دقت مدل‌ها ارزیابی شد. سطح معناداری در این پژوهش برابر با ۰/۰۵ در نظر گرفته شد (p value < ۰/۰۵). آنالیزهای آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS (SPSS Inc., V. 16 Chicago, USA) انجام شد.

یافته‌ها

با کاهش ۱۷٪ از مقادیر اولیه محاسبه شده از روابط جدول ۱ برای مدول الاستیک، تنش تسلیم و مدول پلاستیک، تفاوت بین F_{FE} و F_{EXP} برای ۵ مدل گروه ۱ طبق نتایج آزمون t زوجی معنادار نبود (p value = ۰/۴۷۴). با اعمال خواص نهایی کاهش یافته به مدل‌های گروه ۲، مقایسه بین نتایج این گروه نیز تفاوت معناداری بین بار شکست به دست آمده به روش تحلیل اجزای محدود و اندازه‌گیری شده در آزمایشگاه را نشان نداد (p value = ۰/۳۹۶). همچنین، تفاوت بین استحکام محاسبه شده از روش (FEA) و آزمایش‌های برون‌تنی برای مجموع ۱۴ نمونه مورد بررسی از نظر آماری معنادار نبود (P = ۰/۱۷۴) بازه اطمینان ۹۵٪ برای مقدار خطای تفاوت بین F_{FE} و F_{EXP} برای گروه ۱، ۲ و مجموع ۱۴ مدل، به ترتیب منجر به مقادیر بیشینه ۱۱۹۷، ۶۶۸ و ۵۴۲ نیوتن شد.

در شکل ۴، رابطه بین بار شکست محاسبه شده از آزمایش مکانیکی و تحلیل اجزای محدود برای دو گروه ۱ و ۲ نشان داده شده است. براساس نتایج گروه ۱، تطابق بسیار خوبی بین داده‌های تحلیل اجزای محدود و آزمایشگاهی مشاهده شد ($R^2 = ۰/۹۴$). بعلاوه دقت و صحت مدل‌های اجزای محدود در پیش‌بینی بار شکست آزمایشگاهی برای گروه ۲ به‌عنوان گروه داده مستقل نیز موافقت خوبی را نشان می‌دهد ($R^2 = ۰/۸۹$). نتایج تحلیل رگرسیون خطی، یک رابطه خطی با شیب نزدیک به ۱ بین F_{FE} و F_{EXP} برای کل ۱۴ نمونه مورد بررسی را نشان داد و بازه اطمینان ۹۵٪، حد پایین و بالای این شیب خط را به ترتیب ۰/۹۷ و ۱/۲۶ نتیجه داد.

در بررسی‌های آزمایشگاهی روی نمونه‌های استخوانی بازسازی شده با سیمان استخوانی تحت بار فشاری، شکستگی و جدایش در سطح مشترک سیمان-استخوان مشاهده شد. در شکل ۵، جدایش در سطح مشترک سیمان-استخوان برای دو نمونه از نمونه‌های مورد آزمایش نشان داده شده است.

بحث

شکستگی در استخوان‌های بلند مانند فمور، یکی از معضلات پس از جراحی تومورهای خوش‌خیم استخوانی در این نواحی است که باعث ناتوانی بیمار شده و ممکن است بیمار نیاز به عمل مجدد پیدا کند. بنابراین، ارائه روش‌های غیرتهاجمی برای تعیین بیماران در معرض خطر بالای شکستگی از اهمیت بالایی برخوردار است تا بتوان این

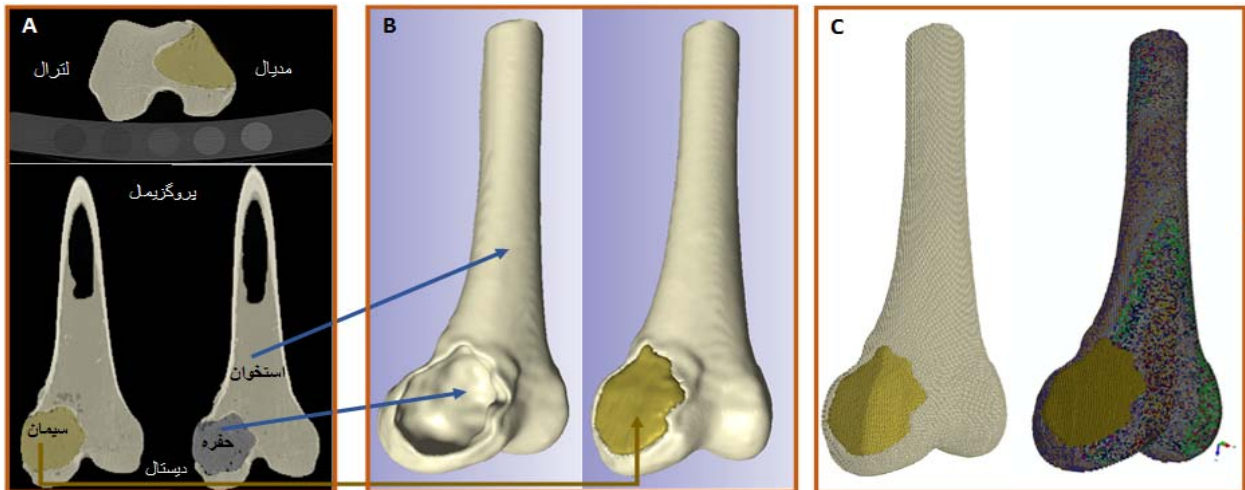
جدول ۱. رابطه بین خواص مکانیکی و چگالی حجمی برای استخوان اسفنجی و متراکم انتهایی فمور^(۷)

خواص مکانیکی	معادله	نوع استخوان	
		اسفنجی	متراکم
مدول الاستیک	$E \text{ (MPa)} = 14900\rho_{\text{ash}}^{1.86}$	*	*
تنش تسلیم	$S \text{ (MPa)} = 102\rho_{\text{ash}}^{1.80}$	*	*
کرنش پلاستیک	$\epsilon_{AS} = 0.0018\epsilon + 0.0241\rho_{\text{ash}}$	*	
	$\epsilon_{AB} = 0.0184 - 0.0100\rho_{\text{ash}}$		*
مدول پلاستیک	$E_p \text{ (MPa)} = -2080\rho_{\text{ash}}^{1.45}$	*	
	$E_p \text{ (MPa)} = -1000^*$		*
تنش کمینه شکست	$\sigma_{\text{min}} \text{ (MPa)} = 43.1\rho_{\text{ash}}^{1.81}$	*	*

* کرنش و مدول پلاستیک براساس روابط ارائه شده در^(۲۲) برای اندازه‌های مدل اصلاح می‌شوند.

دو سطح در ناحیه تماس بین سیمان و استخوان تعریف شد و سپس مدل نهایی برای اعمال شرایط مرزی و بارگذاری مشابه آزمون مکانیکی آزمایشگاهی وارد نرم‌افزار (v.6.13-4, Hibbitt, Karlsson and Sorensen, Inc., Pawtucket, RI) ABAQUS شد. به‌منظور اعمال این شرایط، جابه‌جایی و چرخش قسمت پروگزیمال مدل در تمامی جهات مقید شد. بار فشاری به‌صورت اعمال جابه‌جایی به گره‌های^۱ واقع در دایره‌ای با قطر ۲/۵ سانتی‌متر روی کندیل مدیال وارد شد. نمودار مجموع نیروی عکس‌العملی این گره‌ها در برابر متوسط جابه‌جایی آنها رسم و بیشترین مقدار نیروی آن نمودار به عنوان بار شکست تحلیل اجزای محدود (F_{FE}) در نظر گرفته شد.

برای ارزیابی صحت و دقت مدل اجزای محدود در پیش‌بینی استحکام استخوان، از روش معرفی شده توسط کیاک و همکاران^(۷) استفاده شد. بدین ترتیب که مدل‌ها به دو گروه تقسیم شدند؛ در گروه ۱ که شامل ۵ مدل بود، خواص مکانیکی استخوان به‌گونه‌ای اصلاح شدند که تفاوت بین F_{FE} و F_{EXP} قابل ملاحظه و معنادار نباشد. برای این منظور، یک کد در برنامه (v. 2009 a) MATLAB نوشته شد که مقادیر مدول الاستیک، تنش تسلیم، و مدول پلاستیک استخوان را یک درصد کاهش داده و یک فایل ورودی جدید برای نرم‌افزار تحلیل اجزای محدود ایجاد کند. فایل جدید اجرا و بار شکست محاسبه شد و با بار شکست آزمایشگاهی با استفاده از آزمون آماری t زوجی مقایسه شد. روند کاهش در مقادیر خواص مکانیکی تا جایی که مقدار تفاوت بین F_{FE} و F_{EXP} از نظر آماری معنادار نباشد، ادامه یافت. گروه ۲ شامل ۹ نمونه دیگر بود و به‌عنوان گروه داده مستقل در نظر گرفته شد. خواص مکانیکی به‌دست آمده از نتایج گروه ۱، به مدل‌های گروه ۲ اعمال شد و مجدداً به کمک آزمون‌های آماری شامل آزمون t زوجی برای بررسی معناداری تفاوت بین دو بار محاسبه شده و



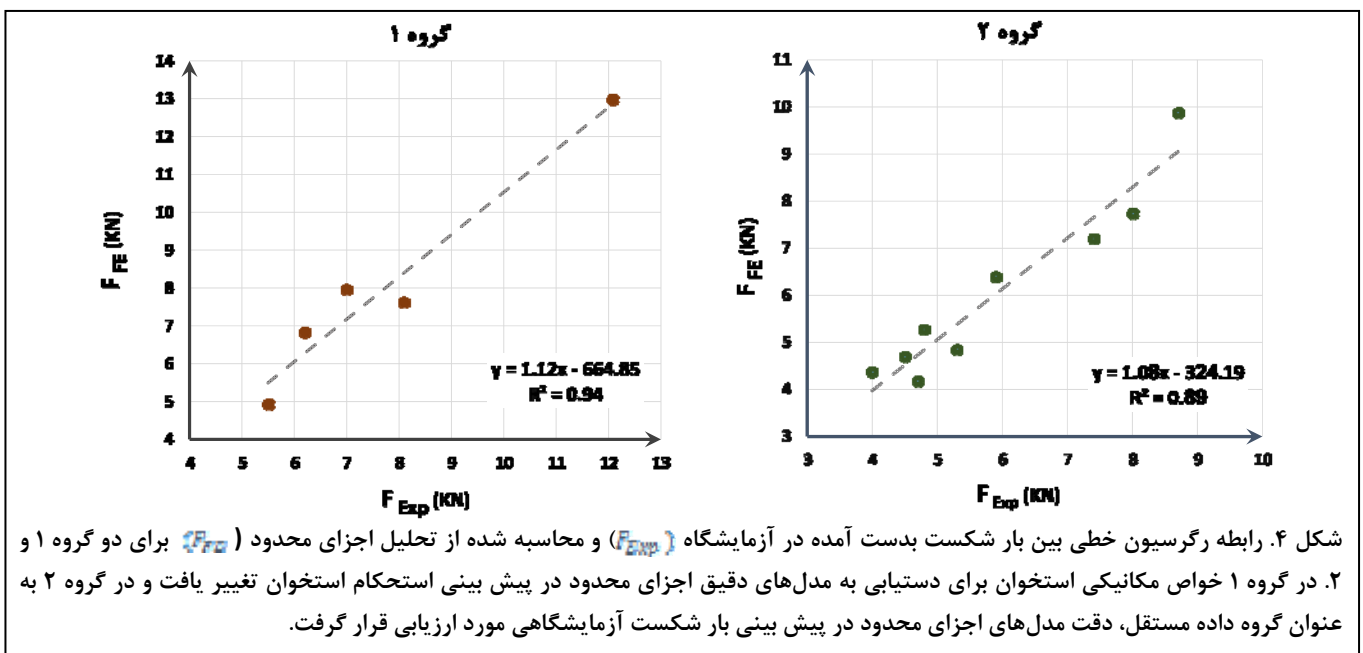
شکل ۳. مراحل مدل‌سازی اجزای محدود: (A) بخش‌های مربوط به سیمان و استخوان از تصاویر دایکام به صورت مجزا تفکیک شده‌اند. همچنین ناحیه حفره به جامانده پس از شبیه‌سازی کورتاژ نیز مشخص شده است، (B) مدل سه‌بعدی استخوان با حفره و پس از بازسازی با سیمان استخوانی، و (C) مدل مش‌بندی شده (چپ) و خواص مکانیکی اختصاص داده شده (راست)؛ رنگ‌های متفاوت برای المان‌های مختلف استخوان بیانگر خواص ناهمگن، و رنگ یکسان برای المان‌های سیمان نشان دهنده خاصیت همگن برای این ناحیه است.

فمور پس از جراحی تومور است. همچنین، در بررسی‌های گذشته، از مکانیک سطح مشترک سیمان-استخوان صرف‌نظر شده بود و برای این ناحیه، تنها به در نظر گرفتن قید تالی^۱ اکتفا شده بود^(۱۹) که به معنای عدم جدایش سیمان از استخوان حتی در بارهای اعمال شده با مقدار بالا است. در حالی که هیچ پیوند شیمیایی بین سیمان و استخوان برقرار نمی‌شود و اتصال این دو ماده از نوع پیوند مکانیکی است^(۲۳).

بیماران را قبل از عمل، شناسایی و اقدام لازم برای پیشگیری از شکستگی را در حین جراحی تخلیه تومور انجام داد. از آنجایی که استحکام استخوان به‌عنوان معیاری برای تخمین خطر شکستگی آن در نظر گرفته می‌شود^(۷)، یک روش غیر تهاجمی عددی برای محاسبه استحکام و بار شکست استخوان پس از جراحی تومور در ناحیه انتهای فمور در این مطالعه ارائه شد.

تا جایی که نویسندگان این مقاله مطلع هستند، تحقیق حاضر، اولین بررسی اجزای محدود با در نظر گرفتن خواص الاستیک-پلاستیک و نیز ویژگی ناهمگنی استخوان برای بررسی استحکام استخوان انتهای

1. Tie

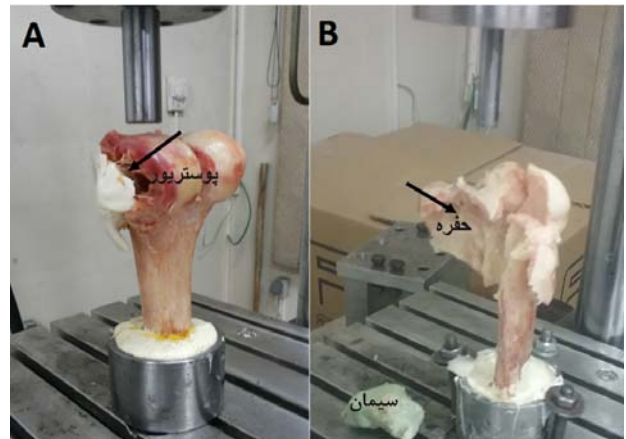


سلول غول‌آسا در ناحیه انتهایی فمور استفاده شده است^(۱۹). در بررسی ذکر شده، میزان سفتی استخوان به عنوان معیار تحمل بار استخوان و سنجش روش‌های مختلف مورد استفاده قرار گرفته است^(۱۹). اما، پارامتر سفتی که به شیب ناحیه الاستیک نمودار نیرو-جابجایی گفته می‌شود، به تنهایی نمی‌تواند بیانگر میزان تحمل بار و خطر شکستگی استخوان باشد. در نظر گرفتن رفتار استخوان پس از رسیدن به نقطه تسلیم برای محاسبه استحکام استخوان به عنوان یک پارامتر مهم در تعیین خطر شکستگی ضروری است. در بررسی‌های پیشین نیز برای محاسبه بار شکست استخوان پروگزیمال فمور، رفتار استخوان پس از رسیدن به حد الاستیک مورد توجه قرار گرفته است^(۲۵، ۷). اما در مورد ناحیه انتهایی فمور و پس از جراحی تومور، مطالعه حاضر اولین بررسی اجزای محدود می‌باشد. بیشتر مطالعات انجام شده در مورد بیومکانیک استخوان پس از جراحی تومورها، به صورت آزمایش برون‌تنی بوده‌اند^(۲۶). با در نظر گرفتن رفتار پلاستیک استخوان در مدل‌سازی در پژوهش حاضر، مقدار خطا بدست آمده بین دو بار شکست محاسبه شده از روش تحلیل اجزای محدود و آزمایشگاهی، در محدوده مقادیر گزارش شده در مطالعات پیشین حاصل شد که از نظر کلینیکی قابل قبول بیان شده است^(۷). بنابراین از مدل حاضر می‌توان برای بررسی‌های بیشتر روی بیومکانیک استخوان انتهایی فمور پس از جراحی تومورهای خوش‌خیم استخوانی استفاده نمود.

یکی از محدودیت‌های این مطالعه، در نظر گرفتن خواص ایزوتروپ برای استخوان است، در حالی که براساس مطالعات گذشته، استخوان اسفنجی رفتار ارتوتروپ^(۲۷) و استخوان متراکم رفتار ایزوتروپ صفحه‌ای^(۲۸) را به نمایش می‌گذارند و هر یک، رفتار متفاوتی را در کشش و فشار نشان می‌دهند. در حال حاضر، استخراج خواص غیر ایزوتروپ به صورت مستقیم از تصاویر برش‌نگاری کامپیوتری امکان‌پذیر نیست. حتی اگر بتوان با استفاده از روابط موجود در مراجع برای بدست آوردن خواص در جهات دیگر استفاده کرد، عدم وجود تئوری شکست تایید شده‌ای برای استخوان که حالت‌های تنش-کرنش چند محوری و تفاوت رفتاری در کشش و فشار را در نظر بگیرد، مساله اصلی است^(۷). خواص اعمال شده به مدل، برای بارگذاری در جهت طولی استخوان به صورت آزمایشگاهی بدست آمده بودند^(۲۹)، و با فرض ایزوتروپ بودن استخوان، به جهات دیگر که خواص مکانیکی پایین‌تری دارند نیز اعمال شد. برای کمک به در نظر گرفتن خواص غیر ایزوتروپ استخوان، کاهش مقادیر خواص مکانیکی^(۷) به کمک برنامه MATLAB انجام شد، به‌گونه‌ای که توافق خوبی بین نتایج تحلیل اجزای محدود با داده‌های آزمایشگاهی حاصل شد.

نتیجه‌گیری

این مطالعه توانایی روش «تحلیل اجزای محدود» (FEA) بر مبنای تصاویر برش‌نگاری کامپیوتری کمی را در تخمین استحکام استخوان بازسازی شده با سیمان پس از جراحی تومور در ناحیه انتهایی فمور



شکل ۵ شکستگی در سطح مشترک سیمان-استخوان در دو نمونه بازسازی شده با سیمان تحت بار فشاری در آزمایشگاه: (A) شکستگی در سطح پوستریور و (B) جدایش کامل و خروج ناحیه سیمانی از حفره شبیه سازی کورتاژ تومور پس از شکست استخوان.

نتایج آزمایش‌های برون‌تنی پژوهش حاضر نیز نشان داد که پس از شکست استخوان، سیمان از استخوان اطراف جدا و شکستگی را موجب می‌شود. همچنین، در بررسی تصاویر رادیوگرافی از بیماران مبتلا به تومور سلول غول‌آسا و درمان شده با روش جراحی، شکستگی در محل سطح مشترک سیمان-استخوان مشاهده شده است. بنابراین، اگر هدف پیش بینی خطر شکستگی پس از جراحی به کمک روش اجزای محدود باشد، در نظر گرفتن خواص مکانیکی اتصال سیمان-استخوان علاوه بر خواص پس از تسلیم استخوان ضروری است.

بر اساس نتایج آزمون‌های آماری، مطابقت خوبی بین نتایج حاصل از تحلیل اجزای محدود و آزمایش‌های مکانیکی برون‌تنی نشان داده شده است. با در نظر گرفتن خواص دقیق استخوان بر مبنای تصاویر برش‌نگاری کمی کامپیوتری، تفاوت بین بار شکست محاسبه شده در آزمایشگاه و پیش‌بینی شده به روش عددی از نظر آماری معنادار نبود. بازه اطمینان ۹۵٪ برای شیب خط بدست آمده از رگرسیون خطی بین F_{Exp} و F_{FE} نیز نتیجه‌ای متفاوت از ۱ را نشان نداد. اما یکی از علل تفاوت حدود ۳۰ درصدی در این بازه اطمینان را می‌توان کم بودن تعداد نمونه‌های مورد بررسی دانست. هر چند با افزایش تعداد نمونه‌های مورد بررسی امکان کاهش خطا وجود دارد، اما یکی از اهداف چنین مدل‌سازی‌های پیچیده اجزای محدود، کاهش هزینه و زمان زیاد مورد نیاز برای انجام آزمایش‌های برون‌تنی است. بنابراین، فرایند صحت‌گذاری مدل‌های اجزای محدود با استفاده از آزمایش‌های برون‌تنی باید با حداقل ممکن تعداد نمونه انجام شود تا این مدل‌سازی‌ها منطقی باشند^(۲۴).

از روش غیرتهاجمی اجزای محدود در انتخاب شیوه بازسازی مناسب از بین روش‌های خالی گذاشتن حفره، پر کردن آن با سیمان و یا پر کردن با سیمان و استفاده از فیکساتور داخلی پس از کورتاژ تومور

افزایش کیفیت زندگی بیماران تحت معالجه جراحان ارتوپد، نگاه فرارزشکی و چند جانبه‌ای، از طریق همکاری مستمر، صبورانه، و جدی بین جراحان و مهندسين پزشک الزامی است.

تشکر و قدردانی

نویسندگان از آزمایشگاه خواص مکانیکی دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر برای همکاری در انجام تست‌های برون‌تنی تشکر می‌کنند. همچنین، همکاری کلینیک تصویربرداری نور به ویژه دکتر اخلاق‌پور در تهیه تصاویر برش‌نگاری کمی کامپیوتری مورد تقدیر است. از شرکت مدیران سلامت که حمایت مالی بخشی از پژوهش حاضر را بر عهده داشته است نیز تشکر و قدردانی به عمل می‌آید.

تضاد منافی در این مطالعه برای هیچ یک از نویسندگان وجود ندارد.

منابع

1. Taraz-Jamshidi MH, Gharadaghi M, Mazloumi SM, Hallaj-Moghaddam M, Ebrahimzadeh MH. Clinical outcome of en-block resection and reconstruction with nonvascularized fibular autograft for the treatment of giant cell tumor of distal radius. *J Res Med Sci*. 2014;19:117-21.
2. Toy PC, France J, Randall RL, Neel MD, Shorr RI, Heck RK. Reconstruction of noncontained distal femoral defects with polymethylmethacrylate and crossed-screw augmentation: a biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88:171-8.
3. Puri A, Agarwal M. Treatment of giant cell tumor of bone: Current concepts. *Indian J Orthop*. 2007;41:101-8.
4. Ghouhani A, Ebrahimzadeh MH, Rouhi G. The most appropriate reconstruction method following giant cell tumor curettage: A biomechanical approach. *Arch Bone Jt Surg*. 2018;6:85-9.
5. Ghouhani A, Rouhi G. The great need of a biomechanical-based approach for surgical methods of giant cell tumor: A critical review. *J Med Biol Eng*. 2017;37(4):454-67.
6. Yu X, Xu M, Xu S, Su Q. Clinical outcomes of giant cell tumor of bone treated with bone cement filling and internal fixation, and oral bisphosphonates. *Oncol Lett*. 2013;5(2):447-51.
7. Keyak JH, Kaneko TS, Tehranzadeh J, Skinner HB. Predicting proximal femoral strength using structural engineering models. *Clin Orthop Relat Res*. 2005:219-28.
8. Chitsazan A, Herzog W, Rouhi G, Abbasi M. Alteration of strain distribution in distal tibia after triple arthrodesis: Experimental and finite element investigations. *J Med Biol Eng*. 2018;38(3):469-81.
9. Haase K, Rouhi G. A discussion on plating factors that affect stress shielding using finite element analysis.

نشان داده است. با در نظر گرفتن خصوصیات مکانیک سطح مشترک سیمان-استخوان، علاوه بر خواص ناهمگن و غیرخطی استخوان در مدل‌های اجزای محدود، تطابق بسیار خوبی بین نتایج (FEA) و داده‌های آزمایشگاهی حاصل شده است. تخمین خطر شکستگی از طریق مقایسه استحکام استخوان پس از جراحی با استخوان سالم و در نظر گرفتن بارهایی که در حین فعالیت‌های روزمره به قسمت انتهایی فمور وارد می‌شود، می‌تواند در اتخاذ تصمیم بهتر از سوی جراحان ارتوپد برای استفاده از فیکساتورهای داخلی مفید باشد. از اهداف غایی مدل ارائه شده در این تحقیق می‌توان به کشف جنبه‌های نامشخص و دلایل شکست استخوان در ناحیه سطح مشترک سیمان-استخوان پس از جراحی، به منظور طراحی فیکساتورهای ایمن‌تر برای کاهش شکستگی‌های بعد از عمل، و همچنین ارائه معیارهای کمی برای تعیین خطر شکستگی باتوجه به مشخصات انحصاری هندسه و خواص استخوان فمور هر بیمار اشاره نمود. نکته پایانی شایان توجه این است که با در نظر گرفتن چند جنبه‌ای بودن همه مسایل ارتوپدی، جهت

- Journal of Biomechanical Science and Engineering*. 2010;5:129-41.
10. Haase K, Rouhi G. Prediction of stress shielding around an orthopedic screw: using stress and strain energy density as mechanical stimuli. *Comput Biol Med*. 2013;43:1748-57.
 11. Nourisa J, Rouhi G. Biomechanical evaluation of intramedullary nail and bone plate for the fixation of distal metaphyseal fractures. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;56:34-44.
 12. Rouhi G, Tahani M, Haghghi B, Herzog W. Prediction of stress shielding around orthopedic screws: time-dependent bone remodeling analysis using finite element approach. *J Med Biol Eng*. 2015;35(4):545-54.
 13. Rouhi G, Vahdati A, Li X, Sudak L. A three dimensional computer model to simulate spongy bone remodelling under overload using a semi-mechanistic bone remodelling theory. *J Mech Med Biol*. 2015;15(04):1550061.
 14. Samsami S, Saberi S, Bagheri N, Rouhi G. Interfragmentary motion assessment for three different fixation techniques of femoral neck fractures in young adults. *Biomed Mater Eng*. 2016;27:389-404.
 15. Samsami S, Saberi S, Sadighi S, Rouhi G. Comparison of three fixation methods for femoral neck fracture in young adults: Experimental and numerical investigations. *J Med Biol Eng*. 2015;35:566-79.
 16. Keyak JH, Lee IY, Skinner HB. Correlations between orthogonal mechanical properties and density of trabecular bone: use of different densitometric measures. *J Biomed Mater Res*. 1994;28:1329-36.
 17. Mirzaei M, Keshavarzian M, Alavi F, Amiri P, Samiezadeh S. QCT-based failure analysis of proximal femurs under various loading orientations. *Med Biol Eng Comput*. 2015;53:477-86.

18. Nishiyama KK, Gilchrist S, Guy P, Cripton P, Boyd SK. Proximal femur bone strength estimated by a computationally fast finite element analysis in a sideways fall configuration. *J Biomech.* 2013;46:1231-6.
19. Li J, Wodajo F, Theiss M, Kew M, Jarmas A. Computer simulation techniques in giant cell tumor curettage and defect reconstruction. *Comput Sci Eng.* 2013;15(2):21-6.
20. Mosleh H, Rouhi G, Ghouchani A, Nourisa J, Bagheri N. Prediction of the fracture risk of reconstructed bone with cement using QCT based structural rigidity and finite element analysis. In: Orthopaedic Research Society Annual Meeting (ORS 2017), San Diego Convention Center. San Diego, California, March 2017.
21. Lin Y, Ma L, Zhu Y, Lin Z, Yao Z, Zhang Y, et al. Assessment of fracture risk in proximal tibia with tumorous bone defects by a finite element method. *Microsc Res Tech.* 2017;80:975-84.
22. Keyak JH, Rossi SA. Prediction of femoral fracture load using finite element models: an examination of stress- and strain-based failure theories. *J Biomech.* 2000;33:209-14.
23. Vaishya R, Chauhan M, Vaish A. Bone cement. *J Clin Orthop Trauma.* 2013;4:157-63.
24. Mirzaei M, Samiezadeh S, Khodadadi A, Ghazavi MR, editors. Finite element prediction and experimental verification of the failure pattern of proximal femur using quantitative computed tomography images. *World Academy of Science, Engineering and Technology, International Journal of Biomedical and Biological Engineering.* 2012;6(6):208-14.
25. Mirzaei M, Keshavarzian M, Naeini V. Analysis of strength and failure pattern of human proximal femur using quantitative computed tomography (QCT)-based finite element method. *Bone.* 2014;64:108-14.
26. Ayerza MA, Aponte-Tinao LA, Farfalli GL, Restrepo CA, Muscolo DL. Joint preservation after extensive curettage of knee giant cell tumors. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467:2845-51.
27. Ciarelli MJ, Goldstein SA, Kuhn JL, Cody DD, Brown MB. Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography. *J Orthop Res.* 1991;9:674-82.
28. Dong XN, Guo XE. The dependence of transversely isotropic elasticity of human femoral cortical bone on porosity. *J Biomech.* 2004;37:1281-7.
29. Keyak JH, Skinner HB, Fleming JA. Effect of force direction on femoral fracture load for two types of loading conditions. *J Orthop Res.* 2001;19:539-44.